

نام خدا



دانشکده مهندسی برق و رباتیک

پایان نامه کارشناسی ارشد مخابرات سیستم

فشرده سازی سیگنال قلبی ECG مبتنی بر فن انطباق الگو

نگارنده : مهناز ناظری

استاد راهنما

دکتر هادی گرایلو

شهریور ۱۳۹۶

تقدیم به

اندیشه های بلند و فکرهای بی انتها؛

به تمام کسانی که می توانند در صلح روی این کره خاکی

زندگی کنند، به خانواده ام به خاطر بودنشان.

سپاسگزاری

از استاد راهنمای بزرگوار؛ جناب آقای دکتر گرایلو که بی دریغ مرا از دانش و تجربیات خود بهره‌مند ساختند تشکر و قدردانی می‌کنم.

از خانواده ام که تمام سپاسگزاری‌ها را برای این قدردانی ناچیز می‌دانم.

تعهد نامه

اینجانب مهنراز ناظری دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مهندسی برق_ مخابرات دانشکده مهندسی برق و رباتیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه فشرده سازی سیگنال قلبی ECG مبتنی بر فن انطباق الگو تحت راهنمایی آقای دکتر گرایلو متعهد می شوم:

- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است.
- در استفاده از نتایج پژوهشهای محققان دیگر به مرجع مورد استفاده استناد شده است.
- مطالب مندرج در پایان نامه تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است.
- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد و مقالات مستخرج با نام « دانشگاه صنعتی شاهرود » و یا « **Shahrood University of Technology** » به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه ، در مواردی که از موجود زنده (یا بافتهای آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری ، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است .

تاریخ

امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

- کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج، کتاب، برنامه های رایانه ای، نرم افزار ها و تجهیزات ساخته شده است) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد. این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود.
- استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در پایان نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی باشد.

چکیده

در این پایان‌نامه با استفاده از روش فشرده‌سازی مبتنی بر فن انطباق الگو، و استفاده از داده‌های آریتمی پایگاه داده MIT_BIH به فشرده‌سازی سیگنال قلبی با هدف حفظ اطلاعات تشخیصی می‌پردازیم. در الگوریتم پیشنهادی از آشکارساز Pan_Tompkins به منظور آشکارسازی کمپلکس‌های QRS استفاده کرده سپس با استفاده از فن انطباق الگو سیگنال قلبی را بر اساس الگوهای موجود توصیف می‌کنیم. خروجی مرحله انطباق الگو شامل سه نوع سیگنال می‌باشد که عبارتند از الگوهای کتابخانه، سیگنال باقی‌مانده و نشانگرهای کتابخانه. پس از مرحله انطباق الگو به کدگذاری پارامترهای خروجی می‌پردازیم؛ کدگذاری الگوهای کتابخانه با استفاده از الگوریتم دوبعدی SPIHT مبتنی بر تبدیل موجک و کدگذاری پارامترهای کتابخانه به روش کدگذاری حسابی انجام می‌شود. در کدگذاری سیگنال باقی‌مانده به منظور حذف ضرایب کم اهمیت ابتدا تبدیل DCT اعمال شده سپس از کدگذار حسابی استفاده می‌کنیم. پس از مرحله کدگذاری در مسیر بازگشت سیگنال قلبی را بازسازی می‌کنیم.

برای داده‌های MIT_BIH کمترین میزان PRD در ثبت آریتمی شماره ۱۰۰ با مقدار ۰.۳۰۲۵ و بیشترین میزان فشرده‌سازی در ثبت آریتمی شماره ۲۲۱ با مقدار ۳.۲۳ مشاهده شد. به منظور ارزیابی حفظ اطلاعات تشخیصی اختلاف فواصل R_R را قبل و بعد از فشرده‌سازی محاسبه کردیم، کمترین میزان اختلاف در ثبت ۱۰۳ با دو اختلاف در بازه (۱ و -۱) و بیشترین میزان اختلاف در ثبت شماره ۲۲۱ با ۱۰۳ اختلاف در بازه (۲ و -۲) مشاهده شد. با مقایسه نتایج پیشین، در ثبت آریتمی شماره ۱۰۰ معیار انرژی خطا (PRD) ۵۱.۸۶ برابر و میزان فشرده‌سازی ۴.۲۹ برابر کاهش یافته است.

کلمات کلیدی: فشرده‌سازی سیگنال قلبی، فن انطباق الگو، حفظ اطلاعات تشخیصی

فهرست مطالب

فصل اول	۱
۱-۱ مقدمه	۲
۲-۱ ضرورت انجام تحقیق و هدف پایان نامه	۳
۳-۱ روش پیشنهادی	۴
فصل دوم	۷
۱-۲ مقدمه	۸
الف) روش های فشرده سازی مستقیم سیگنال قلبی	۸
ب) روش های مبتنی بر تبدیل	۸
ج) روش های مبتنی بر استخراج ویژگی در فشرده سازی سیگنال قلبی	۸
۲-۲ مروری بر مقالات منتشر شده در زمینه فشرده سازی سیگنال قلبی	۸
۳-۲ مروری بر روش های آشکارسازی کمپلکس QRS	۱۳
۴-۲ توجه به حفظ پارامترهای پزشکی	۱۶
فصل سوم	۲۱
۱-۳ مقدمه	۲۲
فن انطباق الگو	۲۲
کدگذار حسابی	۲۴
الگوریتم درخت سلسله مراتبی	۲۵
فصل چهارم	۳۱
۱-۴ مقدمه	۳۲
۲-۴ روش پیشنهادی	۳۲
۱-۲-۴ آشکارسازی کمپلکس QRS	۳۴

۳۵.....	۱-۱-۲-۴ مقایسه روش‌های آشکارسازی کمپلکس QRS انتخابی
۳۷.....	۲-۲-۴ انطباق الگو
۳۸.....	۳-۲-۴ کدگذاری
۴۱.....	فصل پنجم
۴۲.....	۱-۵ مقدمه
۴۲.....	۲-۵ معرفی پایگاه داده
۴۲.....	۱-۲-۵ داده‌های آریتمی MIT_BIH
۴۳.....	۳-۵ نتایج شبیه‌سازی
۴۳.....	۱-۳-۵ آشکارسازی کمپلکس QRS
۴۴.....	۲-۳-۵ فن انطباق الگو
۴۴.....	۳-۳-۵ کدگذاری
۴۵.....	۴-۳-۵ بازسازی
۴۷.....	۴-۵ حفظ اطلاعات تشخیصی
۴۹.....	۵-۵ مقایسه الگوریتم پیشنهادی با الگوریتم‌های دیگر
۵۱.....	فصل ششم
۵۲.....	۱-۶ نتیجه‌گیری
۵۳.....	۲-۶ پیشنهاد راهکار آینده
۵۴.....	مراجع

فهرست شکل‌ها

- شکل (۱-۲): پراکندگی مقالات مطالعه شده بر اساس سال انتشار ۹
- شکل (۳-۲): پراکندگی روش‌های فشرده‌سازی استفاده شده در مقالات بررسی شده ۱۱
- شکل (۴-۲): داده‌های استفاده شده در مقالات بررسی شده ۱۱
- شکل (۵-۲): پراکندگی روش‌های آشکارسازی QRS استفاده شده در مقالات بررسی شده ۱۲
- شکل (۶-۲): ریتم‌های قلب در ثبت سیگنال قلبی [۲۸] ۱۷
- شکل (۱-۳): انطباق الگو در متن [۳۱] ۲۳
- شکل (۲-۳): شیفت الگو و تعیین شباهت الگو با متن [۳۱] ۲۳
- شکل (۴-۳): مثالی از کدگذاری به روش حسابی ۲۵
- شکل (۵-۳): مقایسه عملکرد فشرده‌سازی الگوریتم‌های کدینگ متفاوت مبتنی بر موجک [۳۲] ۲۶
- شکل (۶-۳): ساختار درخت جهت‌یابی فضایی و تقسیم بندی مجموعه در SPIHT [۳۲] ۲۸
- شکل (۱-۴): مراحل الگوریتم پیشنهادی در مسیر رفت و برگشت ۳۳
- شکل (۲-۴): بلوک دیاگرام مراحل روش پیشنهادی در مسیر رفت ۳۴
- شکل (۳-۴): بلوک دیاگرام مراحل روش پیشنهادی در مسیر برگشت ۳۴
- شکل (۴-۴): تنها تشخیص خطا در الگوریتم Pan_Tompkins برای ثبت شماره ۱۰۰ پایگاه داده MIT_BIH ۳۵
- شکل (۵-۴): اولین تشخیص خطا در الگوریتم DPI برای ثبت شماره ۱۰۰ پایگاه داده MIT_BIH ۳۶
- شکل (۶-۴): دومین تشخیص خطا در الگوریتم DPI برای ثبت شماره ۱۰۰ پایگاه داده MIT_BIH ۳۶
- شکل (۷-۴): عدم تشخیص محل کمپلکس‌ها در الگوریتم DPI برای ثبت شماره ۱۰۰ پایگاه داده MIT_BIH ۳۷
- شکل (۸-۴): تغییرات PRD با تغییر فیلتر موجک در کدگذاری کتابخانه ۳۹
- شکل (۹-۴): تغییرات PSNR با تغییر فیلتر موجک در کدگذاری کتابخانه ۳۹
- شکل (۱-۵): سیگنال اصلی و سیگنال بازسازی شده در ثبت آریتمی شماره ۱۰۰ ۴۶

شکل (۲-۵): شکل بزرگنمایی شده قسمتی از شکل (۱-۵)..... ۴۶

شکل (۳-۵): اختلاف فواصل R_R برای سیگنال اصلی و بازسازی شده در ثبت آریتمی شماره ۴۸۱۰۰

شکل (۴-۵): اختلاف فواصل R_R برای سیگنال اصلی و بازسازی شده در ثبت آریتمی شماره ۴۸۱۰۳

فهرست جداول

جدول (۱-۲): تفسیر ریتم‌های قلبی [۲۷]..... ۱۸

جدول (۱-۳): بررسی میزان توانایی کدگذار حسابی برای فشرده‌سازی سیگنال‌های مختلف..... ۲۴

جدول (۱-۴): تغییرات PRD و PSNR با تغییر فیلتر موجک در کدگذاری کتابخانه..... ۳۸

جدول (۱-۵): نتایج حاصل از الگوریتم فشرده‌سازی پیشنهادی..... ۴۵

جدول (۲-۵): ارزیابی عملکرد الگوریتم پیشنهادی در حفظ اطلاعات تشخیصی..... ۴۹

جدول (۳-۵): مقایسه روش پیشنهادی با روش‌های دیگر..... ۵۰

فهرست علائم و اختصارات

ECG	Electro Cardio Graphy
CR.....	Compression Ratio
PRD.....	Percent Root–Mean Square Difference
TP.....	Turning point
AZTEC.....	Amplitude zone time epoch coding
CORTES	Coordinate reduction time encoding system
DCT	Discrete cosine transform
WT	Wavelet transform
PM.....	Pattern matching
DTW	Dynamic Time Warping
SPIHT	Set partitioning in hierarchical trees
DFT.....	Discrete Fourier Transform
EMD.....	Empirical Mode Decomposition
SVD	Singular Value Decomposition
TSVD.....	Truncated Singular Value Decomposition
DWT	Discrete Wavelet Transform
CWT.....	Continous Wavelet Transform
DPI.....	Dynamic Plosion Index
EMG.....	Electro Myo Graphy
EZW	Embedded Zero trees of Wavelet transforms
LIP	List of Insignificant Pixels
LIS	List of Insignificant Sets
LSP	List of Significant Pixels

مقدمه

۱-۱ مقدمه

موضوع فشرده‌سازی سیگنال قلبی (ECG^۱) در زمینه کاهش حافظه‌ی مورد نیاز برای حفظ اطلاعات بیماران قلبی و بررسی قلب از راه دور برای بیمارانی که به صورت شبانه روز نیاز به ثبت سیگنال قلبی دارند و همچنین تشکیل پرونده پزشکی الکترونیکی، مورد نیاز می‌باشد. به همین منظور به‌کارگیری روش‌هایی که بتواند سیگنال‌های قلبی را به گونه‌ای فشرده‌سازی نماید که ذخیره‌سازی و یا ارسال آنها در یک شبکه، کمترین میزان حافظه و پهنای باند را به خود اختصاص داده و دربردارنده مشخصه‌های مهم این سیگنال‌ها نیز باشد، از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. فشرده‌سازی سیگنال قلبی بدون حذف اطلاعات تشخیصی بر پایه این واقعیت بنا شده است که نمونه‌های متوالی دیجیتال شده‌ی سیگنال قلبی حامل اطلاعات اضافی است که با کمک روش‌های محاسباتی قابل حذف می‌باشد [۱]. روش‌های مختلف فشرده‌سازی با استفاده از معیارهایی مانند میزان فشرده‌سازی (CR^۲) معیار انرژی خطا (PRD^۳) و حفظ شکل ظاهری سیگنال قبل و بعد از فشرده‌سازی مقایسه می‌شوند [۲]. تکنیک‌های فشرده‌سازی سیگنال قلبی شامل روش‌های مستقیم، مبتنی بر تبدیل، استخراج ویژگی و دو بعدی کردن می‌باشد [۱].

فشرده‌سازی سیگنال قلبی به روش مستقیم شامل روش‌های نقطه چرخشی^۴، AZTEC^۵، SLOPE، CORTES^۶، الگوریتم دلتا و الگوریتم Fan می‌باشد [۱]. فشرده‌سازی مبتنی بر تبدیل شامل روش‌های تبدیل فوریه^۷، تبدیل کسینوسی گسسته^۸، تبدیل والش هادامارد^۹، موجک^{۱۰} و استاندارد

¹ Electro Cardio Graphy

² Compression Ratio

³ Percent Root-Mean Square Difference

⁴ Turning point

⁵ Amplitude zone time epoch coding

⁶ Coordinate reduction time encoding system

⁷ Fourier Transform

⁸ Discrete cosine transform

⁹ Walsh Hadamard

¹⁰ Wavelet transform

JPEG2000 می‌باشد. فشردگی به روش استخراج ویژگی شامل روش‌های برداشتن قله^۱ و پیش بینی طولانی مدت^۲ می‌باشد.

۱-۲ ضرورت انجام تحقیق و هدف پایان‌نامه

همانطور که پیش‌تر نیز گفته شد فشردگی سیگنال قلبی حافظه‌ی مورد نیاز برای ذخیره اطلاعات را کاهش داده و باعث بهبود کارایی سیستم‌های شناسایی و بررسی قلب از راه دور می‌گردد. سیگنال قلبی دارای خاصیت متناوب بودن است که باعث می‌شود شاهد رفتارهای تکراری در سیگنال قلبی ثبت شده باشیم، با توجه به ویژگی متناوب بودن سیگنال قلبی روش فشردگی پیشنهادی در این پایان‌نامه مبتنی بر فن انطباق الگو^۳ می‌باشد. این روش در پردازش داده‌های متناوب استفاده می‌شود بطوریکه در سیگنال مورد نظر الگوهایی را به عنوان الگوهای نمونه در نظر گرفته و در طول سیگنال ثبت شده به دنبال سیکل‌های قلبی مشابه با الگوهای نمونه هستیم و به توصیف سیگنال بر اساس الگو یا الگوهای نمونه می‌پردازیم، به این صورت سیگنال قلبی را بر اساس الگوهای نمونه که این الگوها از بین سیکل‌های سیگنال قلبی انتخاب می‌شوند، توصیف می‌کنیم. می‌توان با شناسایی شکل موج‌های مورد نیاز و ضروری در تشخیص بیماری‌های قلبی، فشردگی را با هدف حفظ اطلاعات تشخیصی انجام داد. در بین مقالات بررسی شده، روش‌های فشردگی معرفی شده به دنبال کاهش حجم سیگنال قلبی و افزایش میزان فشردگی هستند، در این پایان‌نامه فشردگی با هدف حفظ اطلاعات تشخیصی انجام شده است و با استفاده از روش فشردگی مبتنی بر فن انطباق الگو، علاوه بر فشردگی سیگنال قلبی به حفظ اطلاعات تشخیصی نیز می‌پردازیم، به گونه‌ای که تشخیص بیماری‌های قلبی از روی سیگنال بازسازی شده امکان پذیر باشد. با توجه به ویژگی‌های این روش و متناوبی بودن سیگنال قلبی انتظار می‌رود که روش پیشنهادی، روش مناسبی برای فشردگی سیگنال قلبی باشد.

¹ Peak picking

² Long term prediction

³ Pattern matching

۱-۳ روش پیشنهادی

روش پیشنهادی در این پایان‌نامه مبتنی بر فن انطباق الگو می‌باشد. در مسیر رفت الگوریتم پیشنهادی، در مرحله اول به آشکارسازی کمپلکس‌های QRS می‌پردازیم، بدین منظور می‌توان از روش‌های آشکارسازی مختلفی استفاده کرد، با مطالعه روش‌های آشکارسازی QRS که در فصل دوم این بررسی‌ها به صورت نمودار نشان داده شده است روش‌های آشکارسازی ^۱DPI [۳] و Pan_Tompkins [۴] را به دلیل دقت بالاتری که در تشخیص محل دقیق کمپلکس‌های QRS نسبت به سایر روش‌ها داشتند، انتخاب کردیم سپس با مقایسه عملکرد این دو روش، روش آشکارسازی Pan_Tompkins [۴] را که خطای آشکارسازی کمتر و در عین حال زمان اجرای بیشتری داشت، برای الگوریتم فشرده‌سازی پیشنهادی در این پایان‌نامه انتخاب کردیم. سپس در مرحله فن انطباق الگو سیگنال قلبی را بر اساس الگوهای نمونه‌ای که در حین انجام الگوریتم انتخاب کرده‌ایم، توصیف می‌کنیم، این الگوها تعدادی از سیکل‌های قلبی هستند که با توجه به میزان شباهتی که به سایر الگوها دارند انتخاب می‌شوند. در ابتدای بررسی سیگنال که هیچ‌گویی در کتابخانه وجود ندارد، اولین کمپلکس به عنوان اولین الگوی کتابخانه در نظر گرفته می‌شود، سپس با پیشروی در طول سیگنال الگوهای کتابخانه و سیکل‌های قلبی با استفاده از الگوریتم پیچش زمانی پویا (DTW)^۲ با یکدیگر مقایسه می‌شوند. این الگوریتم با مقایسه دو سیگنال با طول‌های متفاوت میزان اختلاف را بیان می‌کند، بنابراین در این مرحله نیاز به تعیین آستانه‌ای داریم که اضافه شدن الگوها به کتابخانه یا بیان سیکل‌های قلبی توسط الگوهای کتابخانه با توجه به آن تعیین شود، بصورتیکه اگر میزان اختلاف سیکل قلبی و الگو کمتر از مقدار آستانه باشد، سیکل قلبی با الگوی مورد نظر توصیف می‌شود در غیر این صورت سیکل قلبی خود به عنوان الگوی جدید به کتابخانه اضافه می‌شود؛ بدین ترتیب شکل‌گیری اعضای کتابخانه انجام می‌گیرد. پس از اجرای این مرحله، به منظور فشرده‌سازی سیگنال، نیاز به کدگذاری پارامترهای خروجی در مرحله انطباق الگو داریم، پس از اجرای فن انطباق الگو سه

¹ Dynamic Plosion Index

² Dynamic Time Warping

نوع سیگنال خواهیم داشت که این سیگنال ها عبارتند از الگوهای کتابخانه، سیگنال باقی مانده^۱ (سیگنالی که از تفاضل هر سیکل قلبی با الگویی که توسط آن توصیف می شود به دست می آید) و پارامترهای نشانگر که مربوط به تعیین شماره الگویی است که هر سیکل قلبی بر اساس آن توصیف می شود. کتابخانه را با استفاده از روش درخت سلسله مراتبی^۲ که مبتنی بر موجک می باشد کدگذاری می کنیم، کدگذاری سیگنال باقی مانده در دو مرحله انجام می شود، همانطور که پیش تر گفته شد سیگنال باقی مانده از تفاضل سیکل های قلبی و الگوهای نمونه به دست می آید بنابراین سیگنال باقی مانده سیگنالی با مقادیر صفر و نزدیک به صفر می باشد، در کدگذاری سیگنال باقی مانده به منظور دستیابی به فشردگی بیشتر و حذف ضرایب کم اهمیت، ابتدا بر روی سیگنال باقی مانده تبدیل DCT اجرا کرده سپس بر روی خروجی سیگنال بعد از تبدیل DCT کدگذار حسابی [۵] اعمال می کنیم. برای کدگذاری سیگنال های نشانگر نیز از کدگذاری حسابی [۵] استفاده می کنیم. پس از فشردگی در مسیر رفت، در مسیر برگشت به کدگذاری پرداخته و سیگنال قلبی را بازسازی می کنیم. الگوهای کتابخانه با استفاده از معکوس SPIHT و سیگنال باقی مانده از اجرای کدگذاری حسابی و عکس تبدیل DCT به دست می آید. سیگنال های نشانگر نیز توسط کدگذاری حسابی بازسازی می شوند. سپس به ارزیابی نتایج به دست آمده با استفاده از معیارهای CR (معادله ۱-۱) و PRD (معادله ۱-۲) می پردازیم. به منظور تعیین میزان توانایی روش پیشنهادی در حفظ اطلاعات تشخیصی اختلاف فواصل R_R قبل و بعد از فشردگی را با یکدیگر مقایسه می کنیم.

$$CR = \frac{\text{تعداد بیت های سیگنال اصلی}}{\text{تعداد بیت های سیگنال فشرده شده}} \quad (1-1)$$

¹ Residual Signal

² Set partitioning in hierarchical trees

$$\text{PRD} = \frac{\sqrt{\sum_{n=1}^N [x_1(n) - x_2(n)]^2}}{\sqrt{\sum_{i=1}^N [x_1(n)]^2}} \times 100 \quad (2-1)$$

در معادله (۲-۱)، $x_1(n)$ سیگنال اصلی و $x_2(n)$ سیگنال بازسازی شده پس از فشرده‌سازی می‌باشد،
با این فرض که طول سیگنال N می‌باشد [۶].

مروری بر روش‌های موجود

۱-۲ مقدمه

همانطور که در فصل اول توضیح داده شد، تکنیک‌های فشرده‌سازی سیگنال قلبی شامل روش‌های مستقیم، مبتنی بر تبدیل، استخراج ویژگی و دوبعدی کردن می‌باشد.

الف) روش‌های فشرده‌سازی مستقیم سیگنال قلبی

در روش‌های فشرده‌سازی مستقیم، در حوزه‌ی زمان عملیاتی بر روی سیگنال قلبی اعمال می‌شود تا فشرده‌سازی صورت گیرد [۷].

ب) روش‌های مبتنی بر تبدیل

روش‌های فشرده‌سازی مبتنی بر تبدیل، توسط اعمال تبدیل متعامد خطی به نمونه‌های سیگنال قلبی ثبت شده انجام می‌شوند؛ بنابراین نمونه‌های اصلی سیگنال قلبی تغییر داده شده و فشرده‌سازی در یک حوزه جدید اعمال می‌شود. روش‌های مبتنی بر تبدیل میزان فشرده‌سازی بیشتری را نسبت به روش‌های مستقیم ارائه داده و به نویزهای موجود در سیگنال قلبی غیر حساس می‌باشند [۱].

ج) روش‌های مبتنی بر استخراج ویژگی در فشرده‌سازی سیگنال قلبی

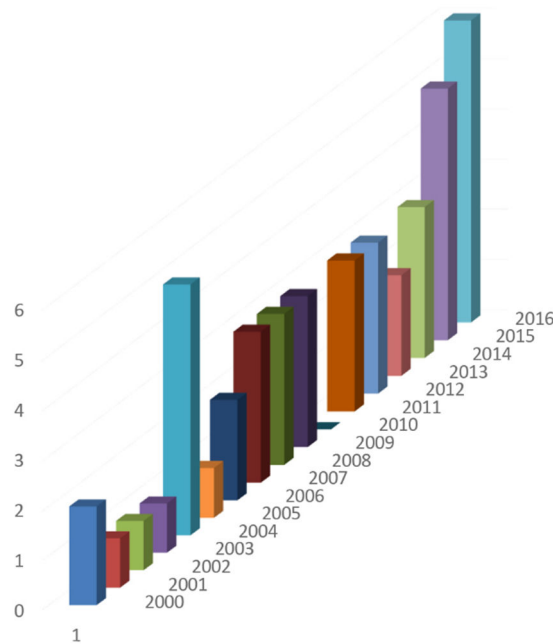
یکی دیگر از روش‌های فشرده‌سازی سیگنال قلبی استخراج ویژگی است که مشخصه‌ای خاص از سیگنال استخراج می‌شود. فرآیندها در این روش برگشت‌ناپذیر می‌باشند که ویژگی‌های خاص سیگنال قلبی را حفظ می‌کنند [۷].

۲-۲ مروری بر مقالات منتشر شده در زمینه فشرده‌سازی سیگنال قلبی

تا کنون از روش‌های متعددی به منظور فشرده‌سازی سیگنال قلبی استفاده شده است که عمدتاً شامل روش‌های فشرده‌سازی گفته شده می‌باشند، بر اساس نتایج به دست آمده از تحقیقات صورت گرفته در این زمینه، روش‌های مبتنی بر تبدیل در فشرده‌سازی سیگنال قلبی نسبت به سایر روش‌ها

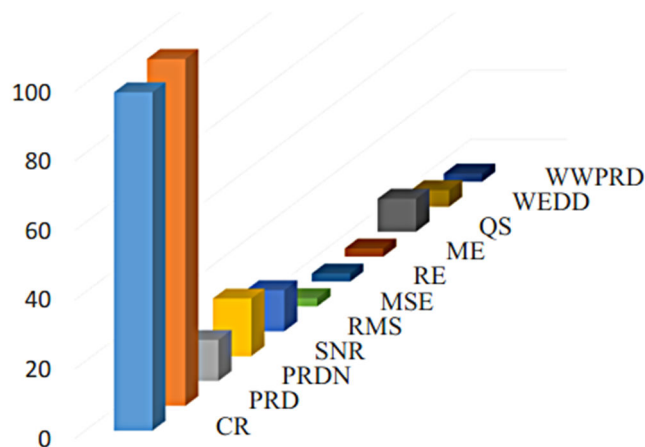
موثرتر می‌باشند. در این قسمت به بررسی ۴۲ مقاله که در زمینه فشردگی سیگنال قلبی منتشر شده‌اند می‌پردازیم.

شکل (۱-۲) نمودار فراوانی ۴۲ مقاله منتشر شده را با موضوع فشردگی سیگنال قلبی در سال‌های ۲۰۱۶-۲۰۰۰ نشان می‌دهد. مطابق شکل (۱-۲) بیشترین فراوانی مقالات مورد بررسی در این پایان-نامه در سال ۲۰۱۶ می‌باشد.



شکل (۱-۲): پراکنندگی مقالات مطالعه شده بر اساس سال انتشار

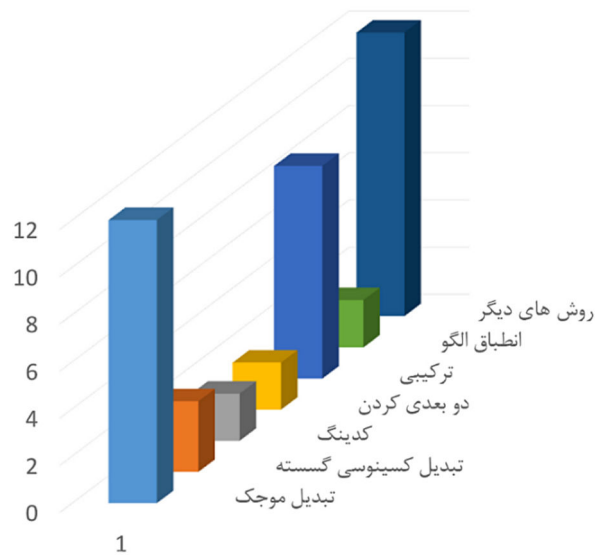
شکل (۲-۲) نمودار فراوانی معیارهای اندازه‌گیری استفاده شده در این مقالات را نشان می‌دهد. همانطور که مشاهده می‌شود میزان فشردگی و انرژی خطا بیشترین معیارهای مورد استفاده در این مقالات می‌باشند و در هیچ یک از مقالات به معیار حفظ اطلاعات تشخیصی بعد از فشردگی پرداخته نشده است.



شکل (۲-۲): درصد استفاده از معیارهای مختلف جهت اندازه‌گیری عملکرد روش‌های فشرده‌سازی در مقالات بررسی شده

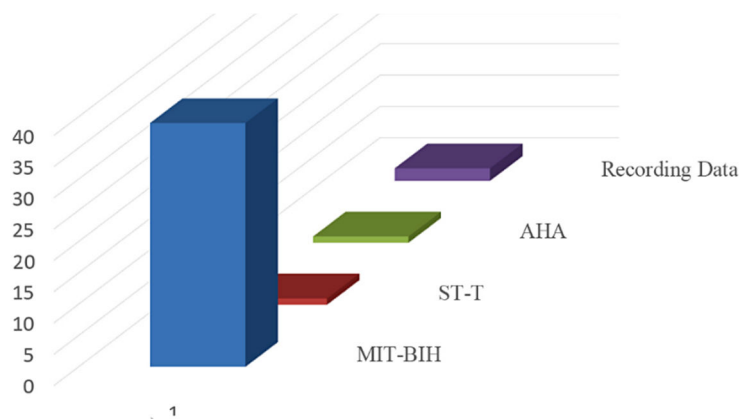
در شکل (۲-۳) نمودار فراوانی پراکندگی استفاده از روش‌های فشرده‌سازی مختلف در این مقالات نشان داده شده است. روش‌های ترکیبی مقالاتی هستند که از ترکیب دو یا چند الگوریتم جهت فشرده‌سازی استفاده کرده‌اند، این الگوریتم‌ها شامل ترکیب تبدیل موجک و الگوریتم^۱ EMD، ترکیب کدینگ و فیلتر بانک، ترکیب تبدیل موجک و دو بعدی کردن سیگنال قلبی و... می باشد. روش‌های دیگر شامل روش‌های متفاوت دیگری است که در مقالات استفاده شده است، این روش‌ها شامل^۲ SVD،^۳ TSVD،^۴ WDR،^۴ AWDR،^۵ SPHIT، و^۵ ASEC می‌باشند.

^۱ Empirical Mode Decomposition
^۲ Singular Value Decomposition
^۳ Truncated Singular Value Decomposition
^۴ Wavelet Difference Reduction
^۵ Analysis by Synthesis ECG Compressor



شکل (۲-۳): پراکندگی روش‌های فشرده‌سازی استفاده شده در مقالات بررسی شده

شکل (۲-۴) نمودار فراوانی داده‌های قلبی استفاده شده در این مقالات را نشان می‌دهد. از بین مقالات بررسی شده بیشتر مقالات از پایگاه داده ^۱ MIT_BIH [۸] جهت فشرده‌سازی استفاده کردند؛ یک مقاله از پایگاه داده ST_T [۹]، یک مقاله از پایگاه داده AHA ^۲ [۱۰] و مقاله‌ای از داده‌های قلبی ثبت شده توسط مولف استفاده کرده بودند.

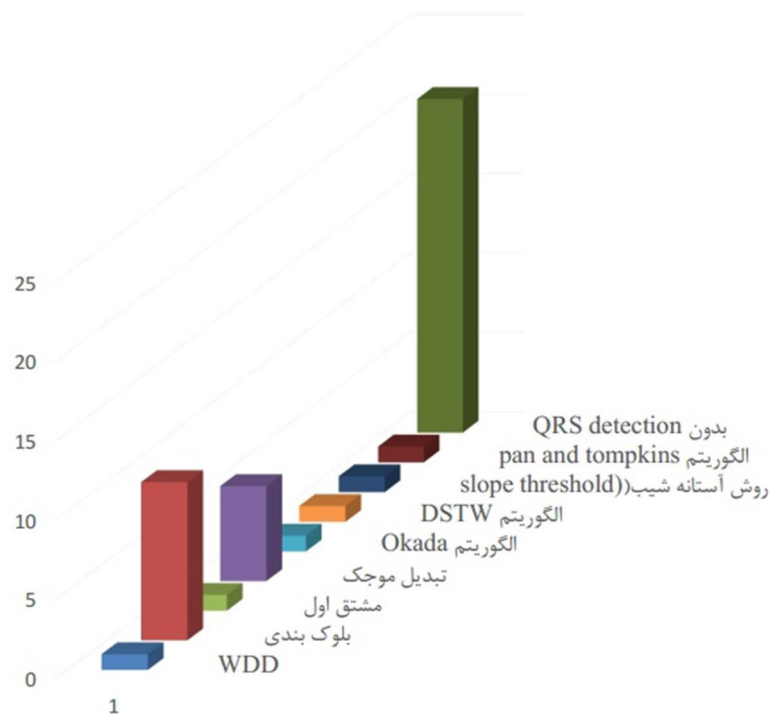


شکل (۲-۴): داده‌های استفاده شده در مقالات بررسی شده

^۱ The Massachusetts Institute of Technology Beth Israel Hospital Arrhythmia Database

^۲ American Heart Association ECG Database

از بین ۴۲ مقاله مورد بررسی ۲۵ مقاله استخراج ویژگی از سیکل‌های سیگنال قلبی را انجام داده و ۱۷ مقاله دیگر این مرحله را جزء الگوریتم پیشنهادی خود نداشتند. در این مقالات بدین منظور از روش‌های مختلفی استفاده شده است که این روش‌ها شامل استفاده از تبدیل موجک گسسته^۱، تبدیل موجک پیوسته^۲، تبدیل موجک دوتایی^۳، WDD، قطعه سازی سیگنال قلبی به کمک بلوک های بدون هم پوشانی، استفاده از مشتق اول^۴، الگوریتم DSTW، استفاده از روش آستانه شیب، الگوریتم EMD، الگوریتم Okada، الگوریتم بهبود روش Pan_Tompkins [۴]، قطعه بندی سیگنال بصورت فواصل R_R و آشکارسازی QRS مبتنی بر انرژی ضرایب سیگنال تجزیه شده و آستانه گذاری می باشند. شکل (۲-۵) پراکندگی استفاده از این روش‌ها را نشان می دهد.



شکل (۲-۵): پراکندگی روش‌های آشکارسازی QRS استفاده شده در مقالات بررسی شده

¹ Discrete Wavelet Transform
² Continous Wavelet Transform
³ Dyadic Wavelet Transform
⁴ First Derivative

۳-۲ مروری بر روش‌های آشکارسازی کمپلکس QRS^۱

در [۱۱] با استفاده از داده‌های فیزیونت^۲ و الگوریتمی مبتنی بر تفاضل ماکزیمم-مینیمم با استفاده پنجره لغزان، به منظور آشکارسازی از لید II سیگنال قلبی، برای حساسیت و تشخیص صحیح، بطور میانگین نتایج ۹۹.۶۲ و ۹۹.۶۷ درصد را به ترتیب به دست آوردند؛ همچنین در آزمایشی دیگر برای استخراج ویژگی از طبقه‌بندی کننده شبکه عصبی و داده‌های آریتمی MIT_BIH استفاده کرده و درصد صحت ۹۳.۴۴ را به دست آوردند.

در [۱۲] با الگوریتم پیشنهادی برای سنسورهای بی‌سیم با توان پایین، به میزان حساسیت ۹۹/۵۸ و تشخیص صحیح ۹۹/۵۷ با استفاده از پایگاه داده‌های MIT_BIH دست یافتند.

در [۱۳] با استفاده از الگوریتمی مبتنی بر ویژگی‌های کمپلکس QRS، و دو پایگاه داده AHA و MIT_BIH، میزان حساسیت ۹۹/۸۵ و تشخیص صحیح ۹۹/۸۶ را به دست آوردند. الگوریتم استفاده شده با استفاده از دو ویژگی کمپلکس QRS را آشکارسازی می‌کند. ویژگی اول سطح انرژی شکل موج و ویژگی دوم تغییرات در طول مدت زمانی مشخص می‌باشد. این ویژگی‌ها بازتاب کننده‌ی خصوصیات کمپلکس QRS می‌باشند.

در [۱۴] الگوریتم UNSW را برای آشکارسازی QRS در مصارف کلینیکی و پزشکی از راه دور با استفاده از داده‌های MIT_BIH معرفی کرده و نتایج را با الگوریتم‌های Pan_Tompkins و Gutierrez_Rivas مقایسه کردند و به میزان حساسیت و تشخیص صحیح بیشتر از ۹۹ درصد برای الگوریتم پیشنهادی دست یافتند.

در [۱۵] الگوریتمی برای آشکارسازی QRS با استفاده از فیلتر فرکانس صفر^۳ معرفی کرده و با استفاده از پایگاه داده‌های MIT_BIH، میزان حساسیت ۹۷/۵۲ و تشخیص صحیح ۹۹/۵۰ را بدست آوردند.

^۱ QRS Detection

^۲ Physionet

^۳ Zero Frequency Filter

روش پیشنهادی بر پایه‌ی حضور ضربه‌های قوی در پیک‌های QRS می‌باشد. این روش نیاز به منطق تصمیم‌گیری و یا آستانه‌گذاری بر روی پیک‌های QRS نداشته و تنها وابسته به حضور اطلاعاتی در اطراف فرکانس صفر هرتز می‌باشد.

در [۱۶] با الگوریتم پیشنهادی و استفاده از پایگاه داده MIT_BIH حساسیت کلی ۹۹/۳۴ و تشخیص صحیح ۹۶/۷۹ را به دست آوردند. سیگنال قلبی به منظور حذف نویز فرکانس پایین، بدون تاثیر بر روی کمپلکس QRS از فیلتر میان‌گذر عبور داده می‌شود، باند عبور فیلتر استفاده شده ۵ تا ۲۰ هرتز می‌باشد. عملگر مشتق‌گیر جهت حذف عناصر DC استفاده می‌شود که باعث حذف فرکانس‌های پایین (موج‌های P و T) شده و کمپلکس QRS با فرکانس بالا را تقویت می‌کند. الگوریتم پیشنهادی از نظر پیاده‌سازی ساده بوده و نیاز به محاسبات پیچیده ریاضیاتی مانند تبدیل فوریه، تبدیل هیلبرت و همبستگی ندارد.

در [۱۷] با استفاده از داده‌های QT و الگوریتمی مبتنی بر معیار آنتروپی تبدیل موجک، حساسیت کلی ۹۹.۹۴ درصد و تشخیص صحیح بالای ۹۹.۸ درصد را به دست آوردند.

در [۱۸] با استفاده از داده‌های آریتمی MIT_BIH و الگوریتمی برای آشکارسازی QRS و امواج P و T، مبتنی بر تبدیل موجک پیوسته، برای کمپلکس QRS حساسیت ۹۹.۸۷ درصد، برای موج T ۹۹.۱۷ درصد و برای موج P ۹۹.۰۶ درصد را به دست آوردند.

در [۱۹] با استفاده از الگوریتمی برای آشکارسازی QRS با حداقل پیش‌پردازش‌های لازم که شامل استفاده از فیلتر میانه دو مرحله‌ای و فیلتر هموارساز Savitzky_Golay می‌باشد، برای داده‌های FTD^۱ حساسیت ۹۹.۹۰ درصد، تشخیص صحیح ۹۹.۹۱ درصد، نرخ تشخیص خطا ۰.۱۹ درصد و صحت ۹۹.۸۱ درصد را به دست آوردند. برای داده‌های آریتمی MIT_BIH حساسیت ۹۹.۵۰، تشخیص صحیح ۹۹.۵۶، نرخ تشخیص خطا ۰.۹۳ و صحت ۹۹.۰۸ درصد را به دست آوردند. برای

^۱ Frontotemporal Dementia

داده‌های نرمال سینوسی MIT_BIH (MIT_NSD)، حساسیت ۹۹.۳۶، تشخیص صحیح ۹۹.۴۳، نرخ تشخیص خطا ۱.۲۱ و صحت ۹۸.۸۱ درصد را به دست آوردند. برای داده‌های^۱ CHF، حساسیت ۹۹.۶۸، تشخیص صحیح ۹۹.۷۸، نرخ تشخیص خطا ۰.۵۲ و صحت ۹۹.۴۶ درصد را به دست آوردند. همچنین الگوریتم پیشنهادی برای داده‌های ثبت شده بصورت دستی^۲ حساسیت ۹۹.۹۷، تشخیص صحیح ۹۹.۹۹، نرخ تشخیص خطا ۰.۰۴ و صحت ۹۹.۹۶ درصد را ارائه می‌کند.

در [۲۰] با استفاده از مجموعه‌ای از دیتابیس‌های قلب و عروق و ارائه روشی برای آشکارسازی QRS در سیگنال قلبی چندکاناله، به منظور تشخیص QRS جنین با استفاده از ویژگی‌های شبه‌تناوبی و شکل زمانی QRS، حساسیت ۹۹.۷۵ و تشخیص صحیح ۹۹.۷۶ درصد را به دست آوردند. انتظار می‌رود که روش پیشنهادی برای سیستم‌های مانیتورینگ قابل حمل که به منظور تشخیص سلامت جنین در زنان بارداری استفاده می‌شود، کارآمد باشد.

در [۲۱] با استفاده از داده‌های MIT_BIH, ST_T و MITBIHST و الگوریتم آشکارسازی مبتنی بر موجک و موجک‌های مادر قطری، برای حساسیت کلی، تشخیص صحیح و میزان خطا؛ نتایج ۹۹.۷۳ و ۹۹.۹۰ و ۰.۳۷ را به ترتیب به دست آوردند.

در [۲۲] با استفاده از داده‌های آریتمی MIT_BIH و دیتابیس CSE^۳، و الگوریتم پیشنهادی مبتنی بر اندازه‌گیری آنتروپی، برای حساسیت کلی و تشخیص صحیح به ترتیب نتایج ۹۹.۷۵ و ۹۹.۸۵ درصد را ارائه دادند. همچنین نرخ آشکارسازی را برای داده‌های CSE ۹۹.۸۲ درصد به دست آوردند.

در [۲۳] با استفاده از داده‌های آریتمی MIT_BIH، و الگوریتمی ارتقا یافته مبتنی بر اصل فیلتر تطبیق‌پذیر، برای حساسیت کلی و تشخیص صحیح به ترتیب نتایج ۹۹.۶۸ و ۹۹.۸۴ با زمان پردازش ۰.۴۵ ثانیه را ارائه دادند.

^۱ Congestive Heart Failure Database

^۲ Self Recorded

^۳ The Common Standards for Electrocardiography

در [۲۴] روشی برای استخراج QRS در سیستم‌های مانیتورینگ قابل حمل ثبت سیگنال قلبی ارائه داده و با استفاده از الگوریتم پیشنهادی به میزان حساسیت ۹۹.۶۴ درصد و تشخیص صحیح ۹۹.۸۱ درصد، با استفاده از پایگاه داده های MIT_BIH دست یافتند.

در [۲۵] با استفاده از داده‌های فیزیوت و الگوریتمی مبتنی بر خوشه‌بندی k تایی، با حجم محاسباتی کم و بدون نیاز به آستانه تصمیم‌گیری، حساسیت کلی و صحت بالای ۹۹.۷ درصد را به دست آوردند.

در [۲۶] با استفاده از داده‌های آریتمی MIT_BIH و الگوریتمی شامل فیلتر نمایی جهت افزایش نسبت سیگنال به نویز QRS، برای ۴۸ ثبت درصد خطای ۰.۳۸ را به دست آوردند.

در [۲۷] از الگوریتمی با حساسیت بالای ۹۹ درصد با استفاده از داده‌هایی از بیمارانی که عمل جراحی داشته‌اند ارائه شده است. الگوریتم پیشنهادی از دو مرحله اصلی تشکیل شده است، مرحله اول شامل پیش‌پردازش و مرحله دوم تصمیم‌گیری می‌باشد. در مرحله پیش‌پردازش از فیلتر موجک میان‌گذر به منظور کاهش و یا حذف درست‌نماهای (Artifact) حرکتی، تداخل‌های EMG^1 و انحرافات خط مبنا در محیط CVICU استفاده شده است.

در [۳] با استفاده از پایگاه داده MIT_BIH و الگوریتم آشکارسازی QRS مستقل از آستانه-گذاری (DPI) میزان حساسیت ۹۹/۵۲ و تشخیص صحیح ۹۹/۷۰ را به دست آوردند.

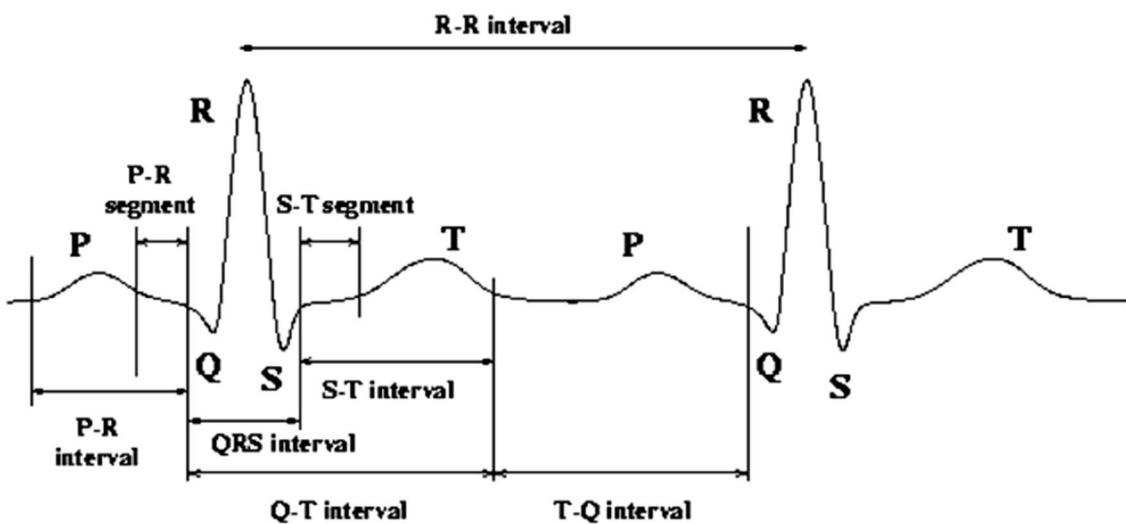
در [۴] با استفاده از پایگاه داده MIT_BIH و الگوریتم پیشنهادی Pan_Tompkins، در ۹۹.۳ درصد موارد حضور کمپلکس QRS را صحیح تشخیص داده شده است.

۲-۴ توجه به حفظ پارامترهای پزشکی

سیگنال قلبی سیگنالی متناوب است و دارای الگوهای است که در سراسر ثبت قلبی تکرار می‌شوند، این الگوها می‌توانند در اثر آریتمی و یا بیماریهای قلبی تغییر کنند، در علوم پزشکی با

¹ Electro Myo Graphy

تشخیص این تغییرات در درمان آریتمی و بیماریهای قلبی استفاده می‌کنند. فشرده‌سازی سیگنال‌ها باعث از بین رفتن برخی از اطلاعات موجود در سیگنال می‌شود. در بین مقالات بررسی شده در این پایان‌نامه، هدف تمام مقاله‌ها افزایش میزان فشرده‌سازی و کاهش حجم سیگنال می‌باشد، در این پایان‌نامه علاوه بر فشرده‌سازی به حفظ برخی از اطلاعات تشخیصی نیز می‌پردازیم. در شکل (۶-۲) ریت‌های ثبت قلبی و در جدول (۱-۲) تفسیر ریت‌های سیگنال قلبی و کاربردهای تشخیصی آنها بیان شده است. در فصل پنجم به بررسی میزان توانایی روش پیشنهادی در حفظ اطلاعات تشخیصی می‌پردازیم.



شکل (۶-۲): ریت‌های قلب در ثبت سیگنال قلبی [۲۸]

جدول (۱-۲): تفسیر ریتم های قلبی [۲۹]

نام شکل موج	توصیف شکل موج	دامنه	مدت زمان حضور	تغییرات
موج P	نشان دهنده‌ی عبور جریان الکتریکی از دهلیزها و دپلاریزاسیون و انقباض دهلیزهاست	۲-۳ میلی ولت	۰.۱۲-۰.۱۰ ثانیه	اگر موج P عریض و دنداندار گردد می-تواند دلیل بر بزرگی دهلیز چپ بر اثر نارسایی میترال باشد. نوک تیز شدن، وجود شکاف و یا بزرگ شدن شکل موج P ممکن است نشان دهنده‌ی هایپرتروفی بطنی باشد و یا می-تواند مرتبط با بیماری مزمن انسداد ریوی، آمبولی ریوی و یا بیماری دریچه‌ای قلب باشد
فاصله ی PR	نشان دهنده‌ی مدت زمانی که طول می‌کشد تا تحریک از گره سینوسی به الیاف میوکارد بطن‌ها برسد		۰.۱۲-۰.۲۰ ثانیه	کوتاه شدن فاصله PR (کمتر از ۰.۱۲ ثانیه) نشان دهنده‌ی این است که منشأ پالس غیر از گره سینوسی-دهلیزی می-باشد این تغییر در ارتباط با آریتمی جانکشنال و پیش تحرک سندرومی می‌باشد. طولانی شدن فاصله PR می‌تواند نشان دهنده‌ی تاخیر انتقال در طول بطن و یا گره دهلیزی-بطنی به دلیل مسمویت دیگوکسین و یا بلوک قلبی باشد
کمپلکس QRS	مربوط به دپولاریزاسیون بطن‌ها می‌باشد و نشان دهنده تحریک شدن میوکارد بطنی است	۵-۳۰ میلی ولت	۰.۰۶-۰.۱۰ ثانیه	اگر مدت زمان حضور کمپلکس QRS بیشتر از ۰.۱۲ ثانیه طول بکشد، می‌تواند نشان دهنده‌ی تاخیر در تحریک بطنی باشد. عدم حضور کمپلکس QRS می‌تواند

نشان دهنده‌ی وقفه در بلوک دهلیزی- بطنی و یا بطن باشد				
فاصله R_R در حالت نرمال منظم می‌باشد اما در اثر بیماری گره سینوسی و آریتمی سوپراونتری‌کولار غیر منظم می‌شود	۰.۶_۱.۲ ثانیه		مدت زمان بین دو قله R، میزان ضربان قلب را نشان می‌دهد	فاصله R_R
تغییرات در قطعه ST می‌تواند شامل فرورفتگی و یا برآمدگی باشد، فرورفتگی قطعه ST می‌تواند نشان دهنده‌ی ایسکمی میوکارد و یا مسمومیت دیوگسین باشد. برآمدگی قطعه ST می‌تواند نشان دهنده‌ی آسیب دیدگی میوکارد باشد	متغیر	-۰.۵_+۱	نشان دهنده‌ی مراحل ابتدایی رپولاریزاسیون بطن‌ها می‌باشد	بخش ST
موج منفی T می‌تواند نشان دهنده‌ی کم خونی وریدی، سندرم Wellen یا هیپوتروپی بطن چپ باشد	متغیر	۵_۱۰	رپولاریزاسیون بطنها	موج T
با مصرف دیژیتال، زیادی پتاسیم و یا کلسیم خون این فاصله کم شده و در نارسایی احتقانی قلب، انفارکتوس میوکارد، هیپوکسمی و مصرف داروهایی مانند کینیدین و پروکائین امید افزایش می‌یابد	۰.۳۶_۰.۴۴ ثانیه		مدت زمان کامل سیستول بطنی است	فاصله QT
دیده نشدن موج U در ثبت قلبی ممکن است نشان دهنده‌ی هایپر کلسمی (فرونی کلسیم)، هیپوکالمی (کاهش سطح خونی یون پتاسیم) و یا مسمومیت دیوگسین باشد.	متغیر		نشان دهنده‌ی رپولاریزاسیون عضلات Papillary	موج U

مبانی نظری

در این فصل به مبانی نظری روش‌های استفاده شده در تحقیق مورد نظر می‌پردازیم، در روش پیشنهادی مورد نظر فشرده‌سازی مبتنی بر فن انطباق الگو می‌باشد و پس از مرحله انطباق الگو به منظور فشرده‌سازی از کدگذار حسابی [۵] و کدگذار دوبعدی SPIHT استفاده می‌کنیم که اصول این روش‌ها در این فصل توضیح داده می‌شود.

فن انطباق الگو

همانطور که پیش‌تر نیز گفته شد از این روش در پردازش داده‌های متناوب استفاده می‌شود، با استفاده از این روش الگوهایی را به عنوان الگوی نمونه در نظر گرفته و در طول سیگنال ثبت شده به دنبال الگوهای مشابه با الگوی نمونه هستیم و سیگنال اصلی را بر اساس الگو یا الگوهای نمونه توصیف می‌کنیم. از فن انطباق الگو در حل مسائل مرتبط با علوم کامپیوتر مانند فشرده‌سازی اطلاعات^۱، نهان سازی اطلاعات^۲ و بینایی کامپیوتر^۳ استفاده می‌شود، در سال‌های اخیر در زمینه زیست‌شناسی مولکولی نیز از این روش استفاده شده است. از دیگر کاربردهای شناسایی الگو می‌توان به تشخیص صدا، دست‌خط، اشیاء و متن اشاره کرد [۳۰].

به عنوان مثالی از این روش متنی را در نظر بگیرید که در آن به دنبال الگوی نشان داده شده هستیم، بدین منظور الگوی مورد نظر در ابتدای متن قرار گرفته و با شیفت به اندازه‌ی یک حرف، انطباق الگو با متن بررسی می‌شود [۳۱]. در این مثال که تشخیص وجود الگو در متن می‌باشد، نیاز به انطباق کامل الگو و متن داریم اما در این پایان‌نامه آستانه‌ای برای میزان شباهت الگو و سیگنال قلبی در نظر گرفته شده است.

¹ Data Compression

² Data Encryption

³ Computer Vision

a b c a b c a c a b
b a b c b a b c a b c a a b c a b c a b c a c a b c
 ↑

شکل (۱-۳): انطباق الگو در متن [۳۱]

همانطور که پیکان نشان می‌دهد حروفی که در اینجا با الگو مقایسه می‌شوند با الگوی مورد نظر در مغایرت هستند. تا پایان متن، الگوی مورد نظر به اندازه‌ی یک حرف شیفت داده شده و مقایسه انجام می‌شود. در شکل (۲-۳) سه حرف اول الگو با متن مطابقت داشته و از چهارمین حرف عدم تطابق مشاهده می‌شود. با پیشروی در متن و شیفت الگو، همانطور که در شکل (۳-۳) مشاهده می‌شود الگو بر متن منطبق می‌شود [۳۱].

a b c a b c a c a b
b a b c b a b c a b c a a b c a b c a b c a c a b c
 ↑

شکل (۲-۳): شیفت الگو و تعیین شباهت الگو با متن [۳۱]

a b c a b c a c a b
b a b c b a b c a b c a a b c a b c a b c a c a b c
 ↑

شکل (۳-۳): منطبق شدن الگو بر متن [۳۱]

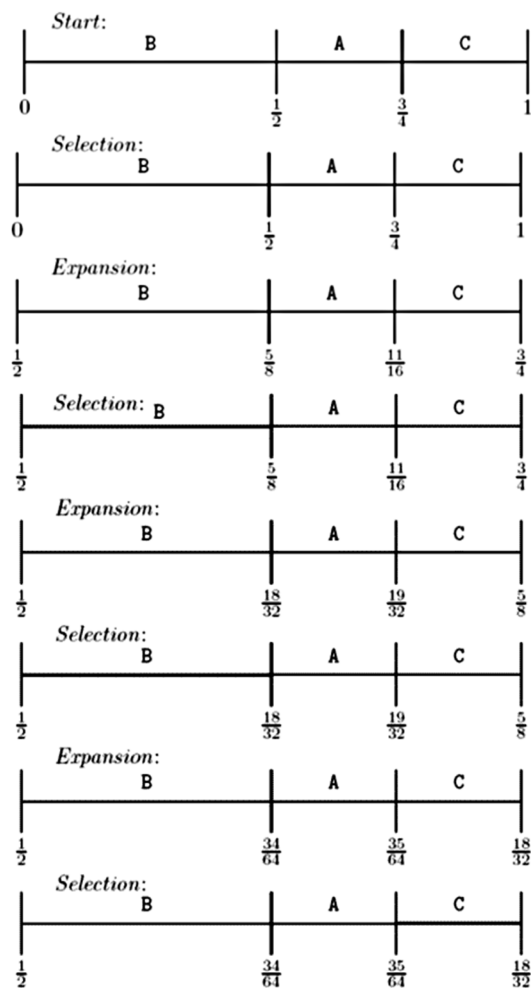
کدگذار حسابی

با داشتن نمادها و احتمال وقوعشان، این الگوریتم رشته نمادهای ورودی را به یک دنباله باینری کد می‌کند. معادل کد شده هر نماد با عددی در بازه‌ی صفر و یک نشان داده می‌شود، این بازه بر اساس ترتیب نمادها و بازه متناظر با هر کدام مشخص شده و با افزایش طول نماد بازه نیز محدودتر می‌شود. جدول (۱-۳) نتایج حاصل از کدگذاری چهار نوع سیگنال متفاوت را به روش کدگذاری حسابی [۵] نشان می‌دهد. در این آزمایش با استفاده از سیگنال قلبی که ثبت آریتمی شماره ۱۰۰ پایگاه داده MIT_BIH می‌باشد، سیگنال تصادفی، مثلثی و قطار پالس که از هر سیگنال ۱۰۰۰۰ نمونه انتخاب شده است، نتایج کدگذاری به روش حسابی ارزیابی می‌شود. همانطور که انتظار می‌رود سیگنال قطار پالس که آنتروپی کمتری دارد، میزان فشرده سازی بالاتری دارد و سیگنال قلبی بعد از سیگنال قطار پالس بیشترین میزان فشرده سازی را دارد.

جدول (۱-۳): بررسی میزان توانایی کدگذار حسابی برای فشرده‌سازی سیگنال‌های مختلف

میزان فشرده‌سازی	نوع سیگنال
۲.۶۲۸۹	ثبت آریتمی شماره ۱۰۰
۲.۵۶۲۵	تصادفی (توزیع یکنواخت)
۲.۵۵۹۱	مثلثی
۳.۵۴۹۵	قطار پالس

برای مثال، کدگذاری رشته ABBC را به روش کدگذاری حسابی [۵] در شکل (۳-۴) نشان می‌دهیم.

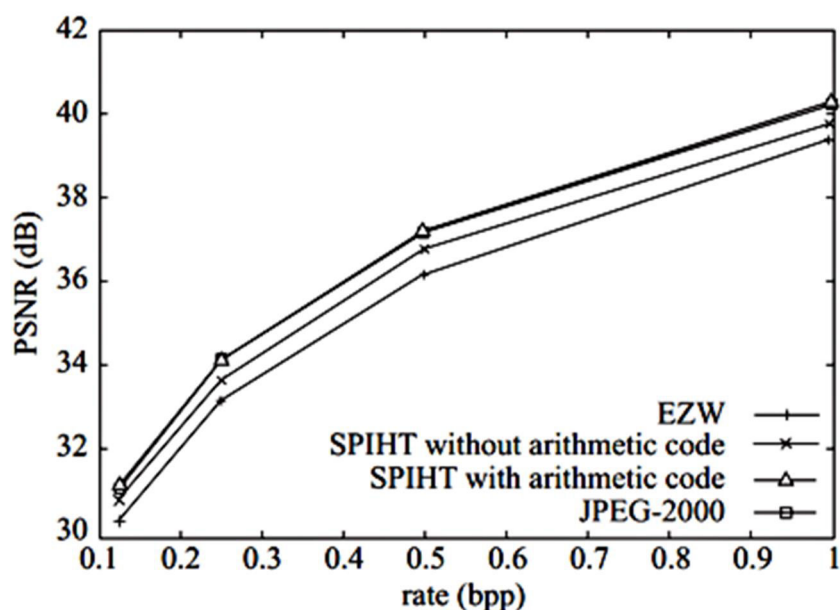


شکل (۳-۴): مثالی از کدگذاری به روش حسابی

الگوریتم درخت سلسله مراتبی

کارایی الگوریتم درخت صفر جاسازی شده (EZW^1) به دلیل استفاده از کدگذار حسابی تا اندازه‌ای محدود شده است، الگوریتم درخت سلسله مراتبی (SPIHT) الگوریتمی مبتنی بر تبدیل موجک است که از بهترین موجک جهت عملیات فشرده سازی استفاده می‌کند. این الگوریتم حتی بدون استفاده از کدگذار حسابی عملکرد بهتری را نسبت به الگوریتم EZW ارائه می‌دهد [۳۲].

¹ Embedded Zero trees of Wavelet transforms



شکل (۳-۵): مقایسه عملکرد فشرده‌سازی الگوریتم‌های کدینگ متفاوت مبتنی بر موجک [۳۲]

هر دو روش EZW و SPIHT روش‌های کدگذاری مبتنی بر درخت فضایی هستند، این الگوریتم موجک‌ها را در جهت درخت‌های فضایی تقسیم می‌کند. مهم‌ترین قسمت فرآیند SPIHT تقسیم‌بندی زیرمجموعه‌های ضرایب موجک است که در آن اطلاعات اصلی و دارای اهمیت منتقل می‌شوند. یکی از ویژگی‌های اصلی این روند در انتقال اطلاعات، مبتنی بر این واقعیت است که مسیر اجرای الگوریتم بر اساس مقایسه نتایج نقاط شاخه‌ای آن توصیف می‌شود. بنابراین اگر کدگذار و کدگشا الگوریتم‌های طبقه‌بندی یکسانی را داشته باشند، در صورتیکه کدگشا نتایج مقایسه‌های دامنه را دریافت کند، می‌توان مسیر اجرای کدگذار را اجرا کرد [۳۲].

الگوریتم طبقه‌بندی مجموعه ضرایب موجک، $\{C_{i,j}\}$ را به زیرمجموعه‌های T_m تقسیم‌بندی کرده و آزمایش دامنه را انجام می‌دهد [۳۲].

$$\max_{(i,j) \in T_m} \{|C_{i,j}|\} \geq 2^n? \quad [32]$$

(۱-۳)

اگر پاسخ کدگذار به سوال (زیرمجموعه اصلی نمی‌باشد)، نه باشد، بنابراین کدگذار تشخیص می‌دهد که تمام ضرایب موجود در T_m ضرایب بی‌اهمیت هستند. اگر پاسخ بله باشد (زیرمجموعه اصلی است)، قانون مشخصی که بوسیله کدگذار و کدگشا به اشتراک گذاشته می‌شود، برای تقسیم بندی T_m به زیر مجموعه جدید $T_{m,l}$ استفاده می‌شود و آزمایش تشخیص ضرایب با اهمیت به زیر مجموعه جدید اعمال می‌شود. فرآیند تقسیم‌بندی مجموعه‌ها تا زمانی که آزمایش دامنه برای تمام زیرمجموعه‌های تک مختصاتی اصلی، به منظور شناسایی هر ضریب اصلی و با اهمیت اجرا شود، انجام می‌شود [۳۲].

به منظور واضح‌سازی رابطه بین مقایسه‌های دامنه و بیت‌های پیام، از تابع زیر برای نشان دادن اهمیت مجموعه‌ای از مختصات های T استفاده می‌شود:

$$S_n(T) = 1, \quad \text{if } \max_{\substack{(i,j) \\ (i,j) \in T}} \{|C_{i,j}|\} \geq 2^n \quad [32] \\ = 0, \quad \text{otherwise} \quad (2-3)$$

به منظور ساده‌سازی نشانه‌گذاری، مجموعه‌های تک پیکسلی $S_n(\{(i, j)\})$ بصورت $S_n(i, j)$ نمایش داده می‌شود.

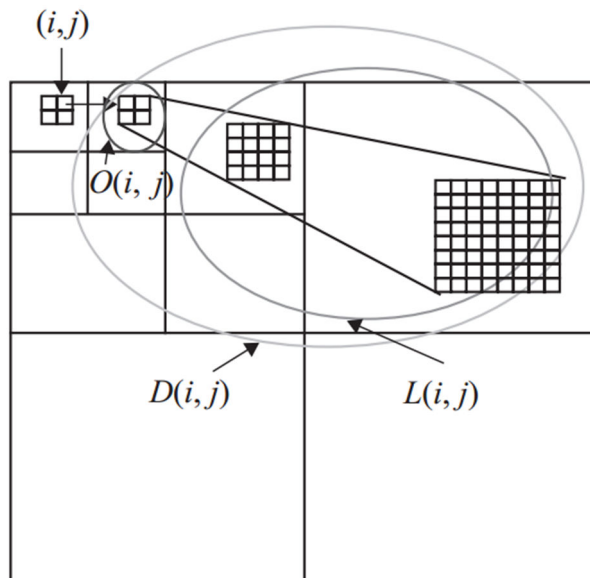
به منظور فهمیدن چگونگی پیاده سازی SPIHT فرض می‌کنیم $O(i, j)$ شامل مجموعه‌ای از مختصات‌های تمام خروجی‌ها از گره (i, j) باشد. به عنوان مثال به جز بیشترین و کمترین سطوح، $O(i, j)$ بر اساس اعضای آن به صورت زیر توصیف می‌شود [۳۲].

$$O(i, j) = \{(2i, 2j), (2i, 2j + 1), (2i + 1, 2j), (2i + 1, 2j + 1)\} \quad (3-3)$$

و همچنین $D(i, j)$ را به صورت مجموعه‌ای از مختصات‌های تمام نسل‌های گره (i, j) و H را به صورت مجموعه‌ای از مختصات‌های تمام ریشه‌های SOT^1 (گره‌هایی که در بالاترین سطح هرم قرار دارند)، توصیف می‌کنیم؛ $L(i, j)$ نیز به صورت زیر بیان می‌شود [۳۲].

¹ Spatial orientation tree

$$L(i, j) = D(i, j) - O(i, j)$$



شکل (۴-۳): ساختار درخت جهت‌یابی فضایی و تقسیم‌بندی مجموعه در SPIHT [۳۲]

با استفاده از قسمت‌های SOT به عنوان مجموعه‌های زیر مجموعه‌های تقسیم‌بندی در الگوریتم طبقه‌بندی، قوانین تقسیم‌بندی مجموعه به صورت زیر بیان می‌شود:

- تقسیم‌بندی اولیه با مجموعه‌های $\{(i, j)\}$ و $D(i, j)$ تشکیل می‌شود، برای تمام (i, j) ها

$$D(i, j) \in H \text{ داریم}$$

- اگر $D(i, j)$ اصلی باشد، بصورت $L(i, j)$ به علاوه چهار مجموعه تک عنصری بطوریکه $O(i, j) \in O(i, j)$ تقسیم می‌شود.

- اگر $L(i, j)$ اصلی باشد، به چهار مجموعه $D(k, l)$ بطوریکه $(k, l) \in O(i, j)$ تقسیم می‌شود.

شود.

- حال هر یک از چهار مجموعه مانند مجموعه اصلی بوده و تقسیم‌بندی مشابه آنچه توضیح

داده شد می‌تواند به صورت برگشتی استفاده شود [۳۲].

داده‌های این الگوریتم توسط سه پارامتر LIS، LSP، LIS طبقه‌بندی می‌شوند. ¹LIP شامل لیست پیکسل‌های بی‌اهمیت می‌باشد، ²LIS شامل مجموعه‌ای از ضرایب موجک بی‌اهمیت می‌باشد و ³LSP شامل لیست پیکسل‌های دارای اهمیت می‌باشد که در کدگذاری استفاده می‌شوند. از مزایای استفاده از این الگوریتم PSNR بالا، کدگذاری و کدگشایی سریع و آسان و کارآمدی مناسب در فشرده‌سازی بدون اتلاف می‌باشد [۳۲].

¹ list of insignificant pixels

² list of insignificant sets

³ list of significant pixels

روش پیشنهادی

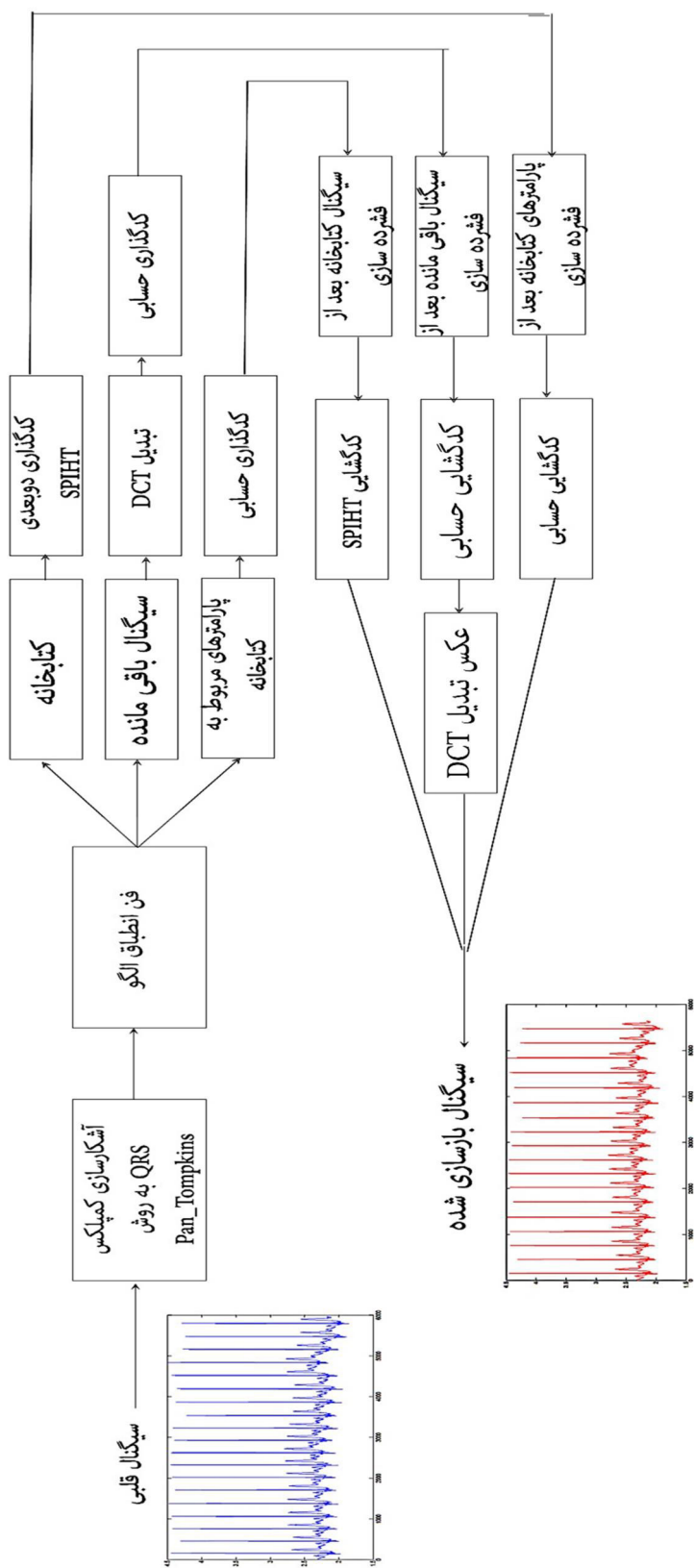
۴-۱ مقدمه

همانطور که در فصل اول بیان شد از روش‌های متفاوتی به منظور فشرده‌سازی سیگنال قلبی استفاده می‌شود، در فصل دوم پراکندگی استفاده از این روش‌ها را در قالب نمودار نمایش دادیم. در بین مقالات بررسی شده همانطور که در شکل (۲-۳) نمایش داده شد، در بازه‌ی زمانی ۲۰۱۶-۲۰۰۰، دو مقاله از روش انطباق الگو به منظور فشرده‌سازی سیگنال قلبی استفاده کرده‌اند. در این مقالات با به‌کارگیری معیارهای میزان فشرده‌سازی (CR) و انرژی خطا (PRD) روش پیشنهادی ارزیابی شده است. در این پایان‌نامه علاوه بر این معیارها فشرده‌سازی با هدف حفظ اطلاعات تشخیصی انجام شده است و با بیان پارامترهای مهم در تشخیص بیماری‌های قلبی، میزان توانایی روش پیشنهادی در حفظ این اطلاعات را بررسی کرده‌ایم.

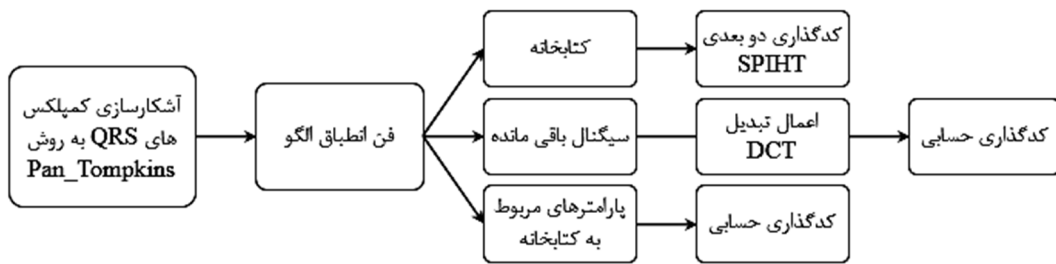
در این فصل مراحل انجام شده در پایان‌نامه بازگو می‌شوند و در هر بخش دلیل استفاده از آن الگوریتم یا روش خاص بیان می‌شود.

۴-۲ روش پیشنهادی

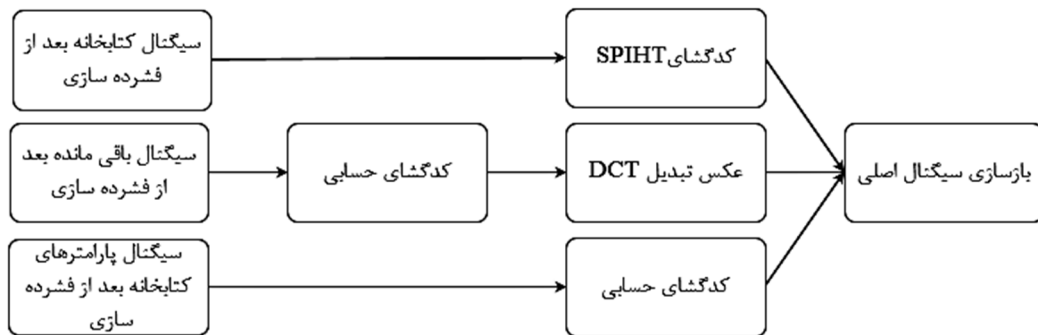
روش فشرده‌سازی پیشنهادی دارای مسیر رفت و برگشت می‌باشد، در مسیر رفت مراحل الگوریتم به طور کلی عبارتند از آشکارسازی کمپلکس‌های QRS، استفاده از فن انطباق الگو، کدگذاری خروجی‌های مرحله انطباق الگو؛ و در مسیر برگشت به کدگشایی و بازسازی سیگنال فشرده شده می‌پردازیم، مراحل اجرای روش پیشنهادی در شکل (۴-۱) نشان داده است. این مراحل به صورت تفکیک مسیر رفت و برگشت در شکل‌های (۴-۲) و (۴-۳) نشان داده شده‌اند.



شکل (۴-۱): مراحل الگوریتم پیشنهادی در مسیر رفت و برگشت



شکل (۲-۴): بلوک دیاگرام مراحل روش پیشنهادی در مسیر رفت



شکل (۳-۴): بلوک دیاگرام مراحل روش پیشنهادی در مسیر برگشت

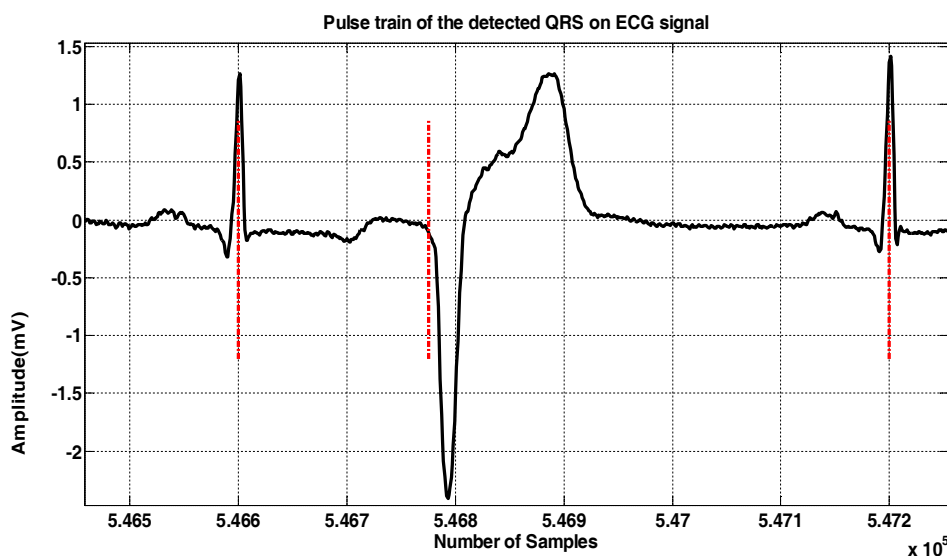
۴-۲-۱ آشکارسازی کمپلکس QRS

در بررسی عملکرد روش‌های متفاوت آشکارسازی QRS، یکی از مهم‌ترین ویژگی‌هایی که یک روش را از دیگری متمایز می‌کند، دقت آشکارساز در تعیین محل دقیق کمپلکس‌ها می‌باشد. با افزایش دقت به طور طبیعی حجم محاسبات و مدت زمان اجرای برنامه آشکارساز، افزایش می‌یابد اما در این تحقیق هدف بالا بردن میزان دقت می‌باشد و زیاد شدن زمان اجرای برنامه تا میزانی که روند اجرای برنامه را مختل نسازد، قابل قبول می‌باشد. در روش پیشنهادی در این پایان‌نامه در مرحله اول نیاز به آشکارسازی محل کمپلکس‌های QRS داریم، با مطالعه و بررسی روش‌های آشکارسازی کمپلکس QRS همانطور که در فصل اول توضیح داده شد دو روش آشکارسازی Pan_Tompkins [۴] و DPI [۳] را از بین روش‌های موجود انتخاب کردیم، بخش ۴-۲-۱-۱ نتایج مقایسه عملکرد این

دو آشکارساز را نشان می‌دهد، با بررسی نتایج و مشاهده دقت بالاتر روش Pan_Tompkins [۴] در آشکارسازی، ادامه الگوریتم را با این روش انجام دادیم، خروجی مرحله آشکارسازی برداری است که شامل محل کمپلکس‌های QRS در سیگنال قلبی می‌باشد.

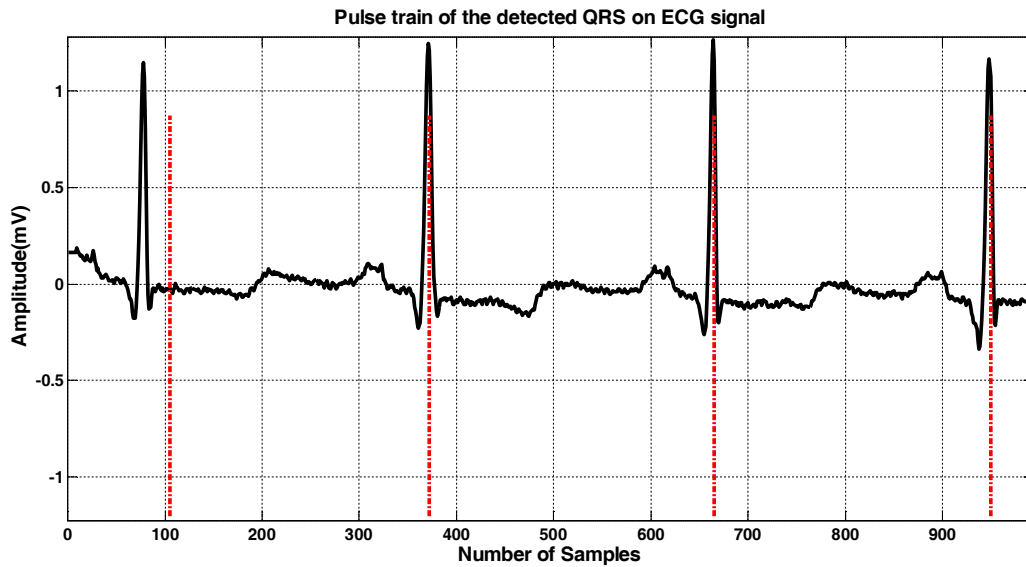
۴-۲-۱-۱ مقایسه روش‌های آشکارسازی کمپلکس QRS انتخابی

به منظور مقایسه‌ی این روش‌ها، الگوریتم آشکارساز DPI [۳] و Pan_Tompkins [۴] را برای ثبت آریتمی شماره ۱۰۰ پایگاه داده MIT_BIH اجرا کرده و با مشاهده‌ی خروجی، عملکرد الگوریتم‌ها را در تشخیص کمپلکس‌های QRS ارزیابی کرده‌ایم. با مقایسه نتایج آشکارسازی این دو روش مشاهده می‌کنیم که الگوریتم Pan_Tompkins [۴] در تشخیص محل دقیق کمپلکس‌ها دقت بالاتری داشته اما سرعت اجرای کمتری نسبت به روش DPI [۳] دارد، شکل (۴-۴) قسمتی از اجرای این الگوریتم را بر روی داده گفته شده نشان می‌دهد. تنها موردی که در آن الگوریتم Pan_Tompkins [۴] برای تشخیص دچار اشتباه می‌شود، قسمتی از ثبت است که سیگنال قلبی دچار بی‌نظمی و آریتمی می‌باشد که شکل (۴-۴) این تشخیص خطا را نشان می‌دهد، در سایر قسمت‌ها محل کمپلکس‌ها به درستی تشخیص داده شده‌اند.

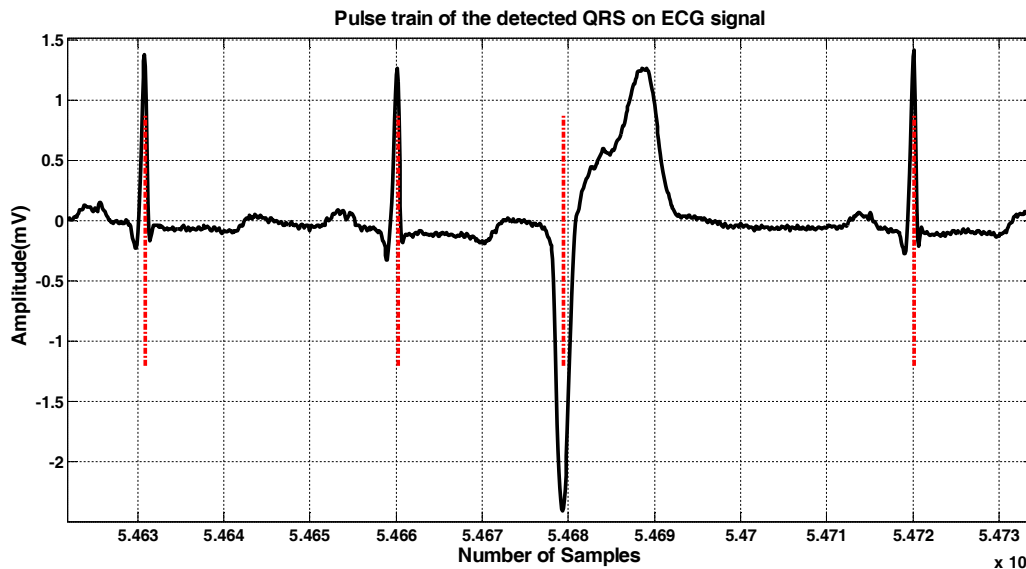


شکل (۴-۴): تنها تشخیص خطا در الگوریتم Pan_Tompkins برای ثبت شماره ۱۰۰ پایگاه داده MIT_BIH

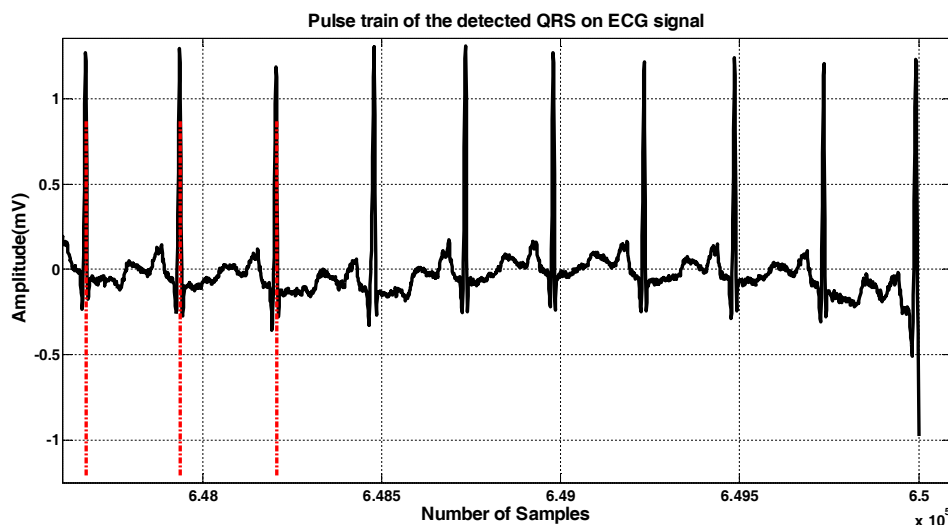
در الگوریتم DPI [۳] سرعت اجرای برنامه نسبت به Pan_Tompkins [۴] بیشتر می‌باشد، با اعمال این الگوریتم بر روی ثبت آریتمی شماره ۱۰۰، مشاهده می‌شود که در دو مورد خطا در تشخیص محل کمپلکس داشته و در هفت مورد کمپلکس‌ها را تشخیص نداده است.



شکل (۴-۵): اولین تشخیص خطا در الگوریتم DPI برای ثبت شماره ۱۰۰ پایگاه داده MIT_BIH



شکل (۴-۶): دومین تشخیص خطا در الگوریتم DPI برای ثبت شماره ۱۰۰ پایگاه داده MIT_BIH



شکل (۴-۷): عدم تشخیص محل کمپلکس‌ها در الگوریتم DPI برای ثبت شماره ۱۰۰ پایگاه داده MIT_BIH

۲-۲-۴ انطباق الگو

پس از آشکارسازی کمپلکس‌های QRS، مرحله انطباق الگو اجرا می‌شود، در این مرحله الگوهای کتابخانه مشخص می‌شوند. در ابتدای انجام این روش به دلیل اینکه هیچ الگویی در کتابخانه وجود ندارد تا سیکل قلبی بر اساس آن توصیف شود، اولین سیکل QRS به عنوان اولین الگوی کتابخانه انتخاب می‌شود، دومین سیکل قلبی با الگوهای موجود در کتابخانه (در اینجا تنها یک الگو در کتابخانه وجود دارد)، مقایسه می‌شود، این مقایسه با استفاده از روش DTW که میزان اختلاف بین دو سیگنال با طول‌های متفاوت را نشان می‌دهد، انجام می‌شود، در اینجا نیاز به تعیین آستانه‌ای داریم که بر اساس مقدار آستانه، سیکل‌های قلبی به عنوان الگو به کتابخانه اضافه شده و یا بر اساس الگوهای کتابخانه توصیف شود، اگر میزان اختلاف از میزان آستانه کمتر باشد، هیچ الگویی به کتابخانه اضافه نشده و سیکل قلبی با الگوی مورد نظر توصیف می‌شود، اگر میزان اختلاف بیشتر از آستانه باشد، سیکل مورد بررسی، خود به عنوان الگوی جدید به کتابخانه اضافه می‌شود. در این پایان‌نامه مقدار آستانه برای هر ثبت آریتمی، به صورت دستی و با مشاهده میزان اختلاف سیکل‌های ابتدایی با الگوها، تعیین شده است. در روند اجرای الگوریتم با افزایش تعداد الگوهای کتابخانه، سیکل قلبی با الگویی

توصیف می‌شود که کمترین میزان اختلاف را با یکدیگر دارند. خروجی‌های مرحله انطباق الگو شامل سه نوع سیگنال می‌باشد که عبارتند از الگوهای کتابخانه، سیگنال باقی‌مانده و پارامترهایی که مشخص می‌کند هر سیکل توسط کدام الگو توصیف می‌شود. سیگنال باقی‌مانده با محاسبه تفاضل هر سیکل قلبی از الگوی توصیف‌کننده آن در طول سیگنال به دست می‌آید.

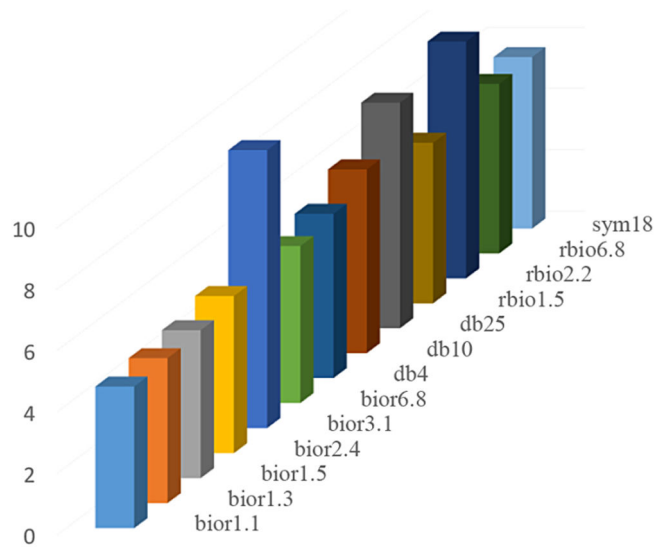
۴-۲-۳ کدگذاری

پس از اجرای مرحله انطباق الگو و بدست آوردن سیگنال‌های خروجی، به کدگذاری خروجی‌های مرحله انطباق الگو می‌پردازیم. کدگذاری سیگنال الگوهای کتابخانه با استفاده از روش کدگذاری دوبعدی SPIHT، کدگذاری سیگنال پارامترهای کتابخانه با استفاده از کدگذاری حسابی [۵] و کدگذاری سیگنال باقی‌مانده در دو مرحله ابتدا با اعمال تبدیل DCT به منظور حذف ضرایب کم‌اهمیت و سپس با استفاده از کدگذار حسابی [۵] انجام می‌شود. در کدگذاری کتابخانه با تغییر نوع فیلتر موجک میزان PRD و PSNR تغییر خواهد کرد در جدول (۴-۱) با مقایسه این تغییرات فیلتر موجکی را انتخاب می‌کنیم که در آن بیشترین PSNR و کمترین PRD را داشته باشیم، با مشاهده نتایج جدول (۴-۱) بهترین فیلتر موجک، فیلتر bior1.1 می‌باشد.

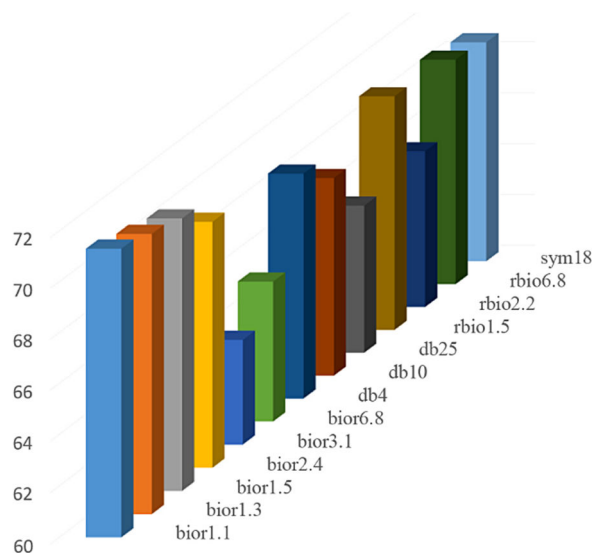
جدول (۴-۱): تغییرات PRD و PSNR با تغییر فیلتر موجک در کدگذاری کتابخانه

type	bior1.1	bior1.3	bior1.5	bior2.4	bior3.1	bior6.8	db4
PRD	4.60	4.71	4.81	5.11	9.05	5.11	5.36
PSNR	71.29	70.98	70.68	69.65	64.11	65.50	68.85

type	db10	db25	rbio1.5	rbio2.2	rbio6.8	sym18
PRD	5.99	7.35	5.23	7.72	5.52	5.59
PSNR	67.77	65.78	69.19	66.12	68.83	68.61



شکل (۴-۸): تغییرات PRD با تغییر فیلتر موجک در کدگذاری کتابخانه



شکل (۴-۹): تغییرات PSNR با تغییر فیلتر موجک در کدگذاری کتابخانه

در پایان مرحله کدگذاری مسیر رفت الگوریتم به پایان می‌رسد، پس از این مرحله در مسیر بازگشت به بازسازی سیگنال اصلی با استفاده از سیگنال‌های کدگذاری شده می‌پردازیم، به این منظور عکس مسیر کدگذاری که کدگشایی می‌باشد را اجرا کرده و سیگنال قلبی بازسازی شده را به دست می‌آوریم. برای کدگشایی سیگنال الگوهای کتابخانه از کدگشای SPIHT و اجرای الگوریتم SPIHT در مسیر معکوس، برای کدگشایی سیگنال پارامترهای کتابخانه از کدگشای حسابی و برای کدگشایی سیگنال باقی مانده از اعمال عکس تبدیل DCT و سپس کدگشای حسابی استفاده می‌کنیم.

نتایج شبیه سازی

۵-۱ مقدمه

در این فصل به معرفی پایگاه داده استفاده شده در انجام این پایان‌نامه و ارائه نتایج شبیه‌سازی-هایی که با استفاده از مراحل گفته شده در فصل چهارم به دست آوردیم، می‌پردازیم. برای بررسی نتایج فشرده‌سازی از معیارهای متفاوتی استفاده می‌شود که در شکل (۲-۲) میزان استفاده از این معیارها در مقالات مطالعه شده، نشان داده شد. همانطور که از بررسی شکل نتیجه‌گیری می‌شود بیشترین معیارهایی که استفاده شده‌اند به ترتیب معیارهای PRD و CR هستند در این پایان‌نامه از این دو معیار و معیار حفظ اطلاعات تشخیصی که در هیچ‌یک از مقالات بررسی شده به آن پرداخته نشده است، با توجه به هدف پایان‌نامه در حفظ اطلاعات تشخیصی، برای ارائه نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌ها استفاده کردیم.

۵-۲ معرفی پایگاه داده

در این پایان‌نامه از داده‌های آریتمی پایگاه داده MIT_BIH استفاده کردیم که در ادامه به توضیح بیشتر ویژگی این داده‌ها می‌پردازیم.

۵-۲-۱-۲-۵ داده‌های آریتمی MIT_BIH

داده‌های آریتمی این پایگاه شامل ۴۸ ثبت سیگنال قلبی است که از ۴۷ فرد (۲۵ مرد و ۲۲ زن) در آزمایشگاه آریتمی بیمارستان بس^۱ در بین سال‌های ۱۹۷۵-۱۹۷۹ ثبت شده است. حدود ۶۰ درصد از این داده‌ها ثبت‌هایی هستند که از بیماران بستری شده در بیمارستان گرفته شده‌اند. داده‌های آریتمی شامل دو سری داده می‌باشد، سری ۱۰۰ داده‌های هستند که به صورت تصادفی از یک مجموعه با بیش از ۴۰۰۰ هولتر تپ^۲ ۲۴ ساعته و ۲۵ ثبت، انتخاب شده‌اند و داده‌های سری ۲۰۰ از

^۱ Arrhythmia Laboratory of Beth Israel Hospital

^۲ Holter Tapes

همان مجموعه انتخاب شده‌اند که این داده‌ها ثبت‌هایی هستند که از نظر کلینیکی دارای اهمیت می‌باشند.

۵-۳ نتایج شبیه‌سازی

در این بخش به ارائه نتایج حاصل از بخش‌های مختلف روش پیشنهادی می‌پردازیم، این مراحل همانطور که در بخش قبل توضیح داده شد، شامل مرحله آشکارسازی کمپلکس‌های QRS، فن انطباق الگو و کدگذاری در مسیر رفت و بازسازی در مسیر برگشت می‌باشد. در این پایان‌نامه برای بررسی کارایی روش فشرده‌سازی پیشنهادی از ۴۸ ثبت قلبی آریتمی پایگاه داده MIT_BIH، ۱۳ ثبت را به صورت تصادفی و بدون توجه به نوع آریتمی و جنسیت و سن فرد، انتخاب کرده و الگوریتم پیشنهادی را اجرا کردیم. از میان ثبت‌های انتخابی هفت ثبت مربوط به داده‌های آریتمی سری ۱۰۰ و شش ثبت مربوط به داده‌های آریتمی سری ۲۰۰ می‌باشد. این ثبت‌ها عبارتند از: ثبت‌های شماره ۱۰۰، ۱۰۱، ۱۰۳، ۱۰۶، ۱۰۷، ۱۰۹، ۱۱۷، ۲۰۲، ۲۰۵، ۲۱۳، ۲۲۱، ۲۳۳ و ۲۳۴.

۵-۳-۱ آشکارسازی کمپلکس QRS

در اولین مرحله فشرده‌سازی نیاز به تعیین محل کمپلکس‌های QRS داریم بدین منظور همانطور که در فصل سوم گفته شد از الگوریتم Pan_Tompkins [۴] برای آشکارسازی استفاده کردیم، این الگوریتم، تشخیص QRS را بر پایه‌ی آنالیز دیجیتال شیب، دامنه و عرض انجام می‌دهد. یک فیلتر میان‌گذر باعث کاهش تشخیص‌های اشتباهی که به دلیل تداخل‌های متفاوتی که در سیگنال قلبی وجود دارد، می‌شود. این فیلتر کردن امکان استفاده از آستانه کم را فراهم می‌کند، بنابراین حساسیت تشخیصی آن افزایش می‌یابد. الگوریتم به صورت خودکار آستانه‌ها و پارامترها را، با تغییر ظاهر کمپلکس QRS و ضربان قلب به صورت دوره‌ای تطابق می‌دهد [۴].

۵-۳-۲ فن انطباق الگو

پس از اجرای آشکارسازی کمپلکس‌های QRS در ثبت‌های انتخاب شده از میان داده‌های آریتمی پایگاه داده MIT_BIH، به توصیف سیگنال‌ها بر اساس الگوهای نمونه می‌پردازیم، در این مرحله در ابتدای سیگنال که هیچ الگویی در داخل کتابخانه نمی‌باشد اولین کمپلکس به عنوان اولین الگو در نظر گرفته شده و تفاضل الگو با خودش یا میزان اختلاف، محاسبه می‌شود که برابر با صفر می‌شود، سپس با پیشروی سیگنال، با همین روند کمپلکس‌های بعدی با الگوهای داخل کتابخانه مقایسه می‌شوند و الگویی که میزان اختلاف آن با کمپلکس از بقیه الگوها و از آستانه نیز کمتر باشد، توصیف کننده کمپلکس مورد نظر می‌شود و با تفاضل‌گیری هر کمپلکس با الگویی که بر اساس آن توصیف می‌شود، سیگنال باقی مانده را به دست می‌آوریم. نتایج ارائه شده در این پایان‌نامه برای داده‌های گفته شده و تا تعداد ۵۰۰ کمپلکس اولیه‌ی هر ثبت می‌باشد، هر چه تشابه کمپلکس‌ها و الگوها بیشتر و در نتیجه تعداد الگوها کمتر باشد زمان اجرای برنامه نیز کمتر خواهد بود.

۵-۳-۳ کدگذاری

برای کدگذاری همانطور که در فصل چهارم توضیح داده شد از الگوریتم‌های کدگذاری دوبعدی SPIHT، تبدیل DCT و کدگذار حسابی [۵] استفاده کردیم. در کدگذاری کتابخانه بوسیله الگوریتم SPIHT که الگوریتمی مبتنی بر موجک می‌باشد با تغییر فیلترها میزان PRD و PSNR نیز تغییر می‌کند. با مقایسه فیلترهای موجک متفاوت و اجرای الگوریتم فشرده‌سازی، همانطور که در جدول (۴-۴) نشان داده شد، بهترین PRD را در فیلتر bior1.1 به دست آوردیم، بنابراین در الگوریتم کدگذاری SPIHT، فیلتر موجک با بهترین خروجی را انتخاب می‌کنیم.

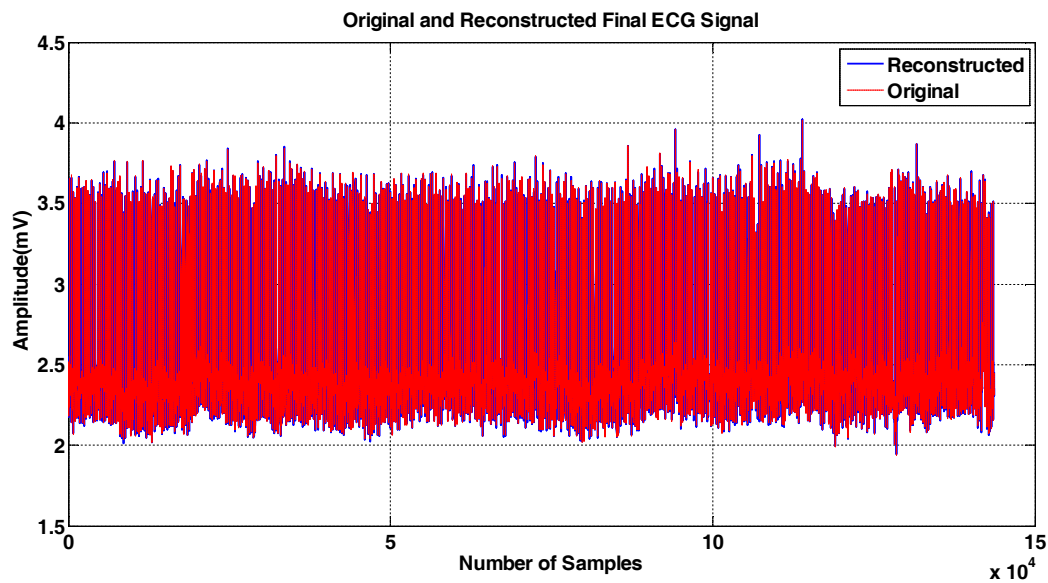
۵-۳-۴ بازسازی

پس از کدگذاری پارامترهای مورد نیاز، با استفاده از سیگنال‌های کدگذاری شده به بازسازی سیگنال قلبی می‌پردازیم، پس از اینکه سیگنال را بازسازی کردیم، با استفاده از معیارهایی که سیگنال فشرده شده را ارزیابی می‌کنند، به بررسی نتایج الگوریتم پیشنهادی می‌پردازیم، در این پایان‌نامه از معیارهای PRD و CR و معیار حفظ اطلاعات تشخیصی، برای بررسی نتایج استفاده می‌کنیم. جدول (۳-۵) نتایج حاصل از اجرای الگوریتم فشرده‌سازی پیشنهادی را برای داده های MIT_BIH نشان می‌دهد. همانطور که در جدول (۳-۵) مشاهده می‌شود در ثبت شماره ۱۰۰ بهترین میزان PRD و در ثبت شماره ۲۲۱ بیشترین میزان فشرده‌سازی را داریم.

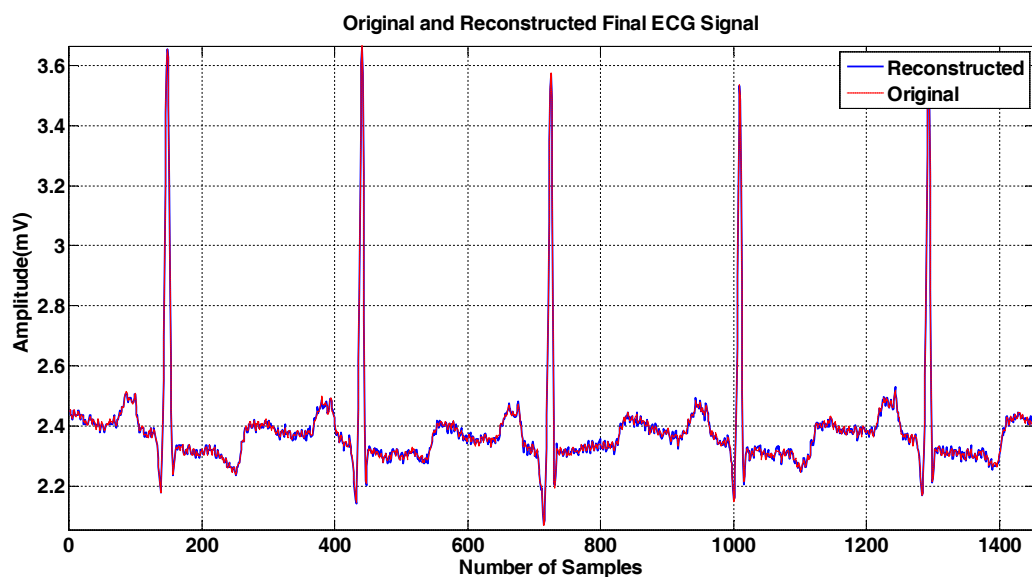
جدول (۳-۵): نتایج حاصل از الگوریتم فشرده‌سازی پیشنهادی

CR	PRD(درصد)	شماره ثبت
۲.۰۶	۰.۳۰	۱۰۰
۲.۹۴	۱.۱۴	۱۰۱
۲.۰۷	۰.۴۲	۱۰۳
۲.۲۱	۲.۱۹	۱۰۶
۲.۶۰	۰.۸۴	۱۰۷
۲.۵۵	۱.۲۹	۱۰۹
۲.۷۵	۰.۶۶	۱۱۷
۲.۱۸	۰.۶۹	۲۰۲
۲.۵۳	۰.۳۹	۲۰۵
۲.۳۷	۰.۸۶	۲۱۳
۳.۲۳	۵.۰۶	۲۲۱
۲.۵۱	۰.۴۵	۲۳۳
۲.۱۹	۰.۸۲	۲۳۴

شکل (۱-۵) سیگنال قلبی اصلی و بازسازی شده را در ثبت آریتمی شماره ۱۰۰ با معیار انرژی خطا ۰.۳۰۲۵ درصد نشان می‌دهد، سیگنال قرمز سیگنال اصلی و سیگنال آبی سیگنال بازسازی شده را نشان می‌دهد، همانطور که دیده می‌شود تنها در برخی نقاط خطوط آبی و قرمز هم پوشانی ندارند و در بیشتر نقاط سیگنال بازسازی شده بر سیگنال اصلی منطبق شده است. شکل (۲-۵) بزرگنمایی شده شکل (۱-۵) را نشان می‌دهد.



شکل (۱-۵): سیگنال اصلی و سیگنال بازسازی شده در ثبت آریتمی شماره ۱۰۰

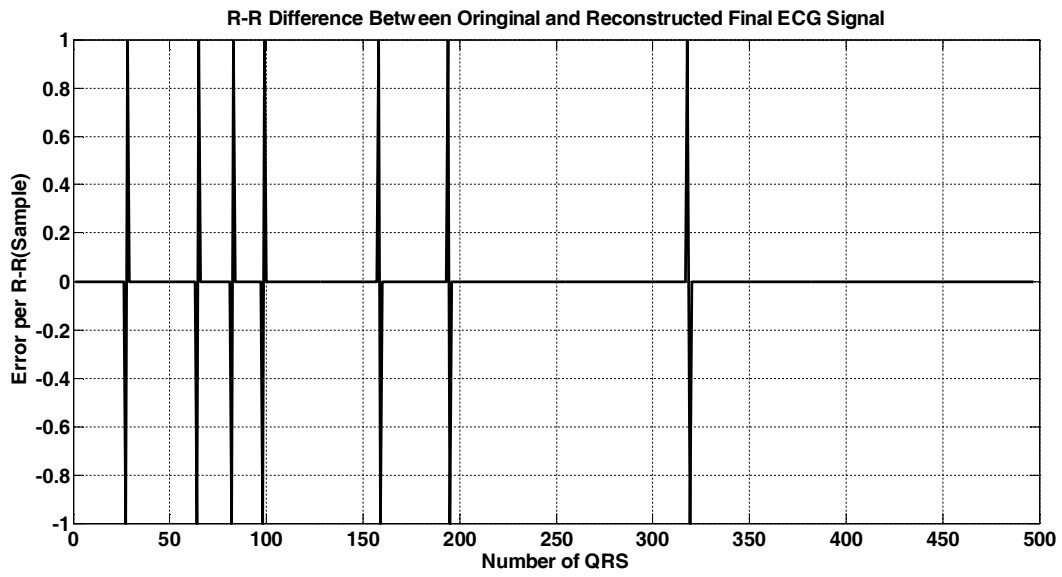


شکل (۲-۵): بزرگنمایی شده قسمتی از شکل (۱-۵)

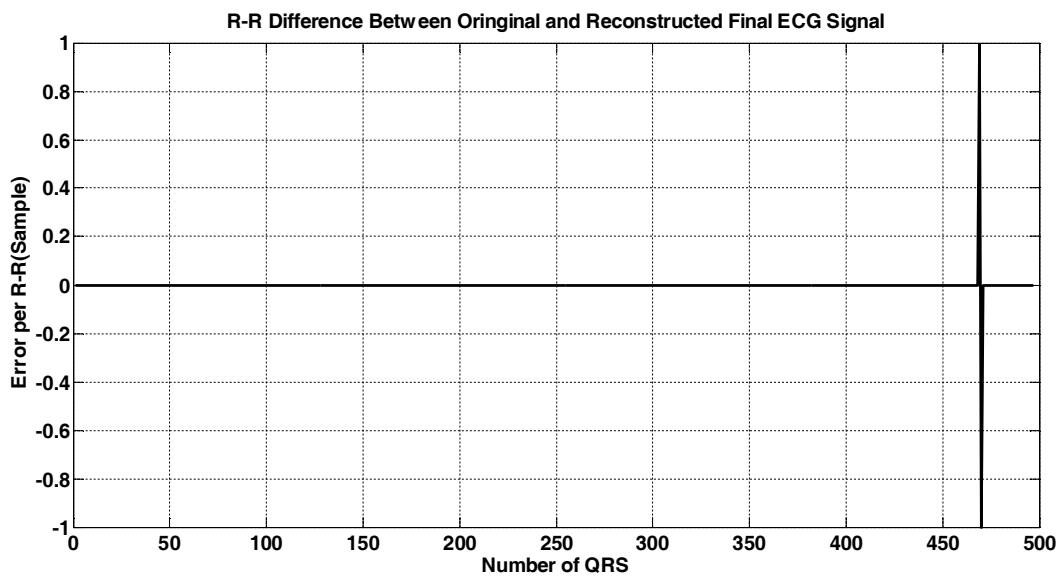
به همین شکل برای ۱۳ داده‌ی آریتمی استفاده شده در این پایان‌نامه شکل‌های (۱-۵) و (۲-۵) را به دست آوردیم، علاوه بر استفاده از معیار انرژی خطا به صورت چشمی نیز می‌توان عملکرد الگوریتم در بازسازی سیگنال اصلی را مشاهده کرد.

۴-۵ حفظ اطلاعات تشخیصی

پس از بازسازی سیگنال اصلی از روی سیگنال‌های کدگذاری شده و محاسبه معیارهای میزان فشرده‌سازی و معیار انرژی خطا برای هر داده‌ی قلبی، عملکرد الگوریتم پیشنهادی در حفظ اطلاعات تشخیصی را بررسی می‌کنیم. با توجه به جدول (۱-۴) از پارامترهای مختلفی جهت تشخیص آریتمی-ها و بیماری‌های قلبی استفاده می‌شود، در بین پارامترهای موجود برخی پارامترها ارزش تشخیصی بیشتری دارند و حفظ این پارامترها پس از فشرده‌سازی از اهمیت بیشتری برخوردار است. در این پایان‌نامه با توجه به ارزش تشخیصی فاصله R_R در علوم پزشکی، پس از انجام عمل فشرده‌سازی، سیگنال بازسازی شده را از نظر توانایی در حفظ این فاصله ارزیابی می‌کنیم، در مقالات بررسی شده در این پایان‌نامه، هیچ مقاله‌ای به حفظ اطلاعات تشخیصی نپرداخته است. بدین منظور از روش آشکارسازی کمپلکس QRS استفاده شده در اولین مرحله‌ی فشرده‌سازی استفاده کرده و فواصل R_R را برای سیگنال بازسازی شده محاسبه می‌کنیم، سپس به مقایسه این فواصل با فواصل R_R در سیگنال اصلی می‌پردازیم. شکل‌های (۳-۵) و (۴-۵) میزان اختلاف فواصل R_R را قبل و بعد از فشرده‌سازی نشان می‌دهند، در ثبت ۱۰۰ که در شکل (۳-۵) نشان داده شده است در ۱۴ نمونه فواصل R_R تغییراتی بین منفی یک و مثبت یک داشته‌اند و شکل (۴-۵) بهترین نتیجه در حفظ این فاصله را در بین ثبت‌های بررسی شده نشان می‌دهد که دارای دو اختلاف فاصله R_R در بازه‌ی منفی یک و مثبت یک در ثبت ۱۰۳ می‌باشد. در بین مقالات بررسی شده در این پایان‌نامه هیچکدام از روش‌های پیشنهادی به حفظ معیار تشخیصی بعد از فشرده‌سازی نپرداخته‌اند.



شکل(۵-۳): اختلاف فواصل R_R برای سیگنال اصلی و بازسازی شده در ثبت آریتمی شماره ۱۰۰



شکل(۵-۴): اختلاف فواصل R_R برای سیگنال اصلی و بازسازی شده در ثبت آریتمی شماره ۱۰۳

جدول (۲-۵): ارزیابی عملکرد الگوریتم پیشنهادی در حفظ اطلاعات تشخیصی

شماره ثبت	تعداد اختلافات فواصل R_R	بازه اختلافات
۱۰۰	۱۴	(۱ و -۱)
۱۰۱	۲۶	(۱ و -۱)
۱۰۳	۲	(۱ و -۱)
۱۰۶	۶۸	(۲ و -۱)
۱۰۷	۳۷	(۱ و -۱)
۱۰۹	۵۵	(۲ و -۱)
۱۱۷	۲۹	(۲ و -۱)
۲۰۲	۴۴	(۱ و -۱)
۲۰۵	۱۴	(۱ و -۱)
۲۱۳	۱۲	(۱ و -۱)
۲۲۱	۱۰۳	(۲ و -۲)
۲۳۳	۱۴	(۱ و -۲)
۲۳۴	۳۴	(۱ و -۱)

همانطور که در جدول (۴-۵) نشان داده شده است، در تمامی ثبت های آریتمی اختلاف فواصل R_R در بعد از فشرده سازی ناچیز و قابل چشم پوشی می باشد، در تمام موارد بازه اختلافات کمتر و یا مساوی ± 2 می باشد. بیشترین تعداد اختلافات مربوط به ثبت شماره ۲۲۱ می باشد که در ۵۰۰ کمپلکس بازسازی شده، ۱۰۳ مورد از فاصله ها با خطایی بین منفی یک و مثبت دو بازسازی شده اند، به دلیل ناچیز بودن این می توان از الگوریتم پیشنهادی در این پایان نامه جهت اهداف تشخیصی نیز بهره برد.

۵-۵ مقایسه الگوریتم پیشنهادی با الگوریتم های دیگر

در این بخش به مقایسه نتایج این پایان نامه با روش های فشرده سازی که در مقالات دیگر معرفی شده است، می پردازیم. در این پایان نامه فشرده سازی با هدف حفظ اطلاعات تشخیصی انجام شده است و

بالا بودن میزان فشردگی بعد از حفظ اطلاعات تشخیصی مورد توجه قرار گرفته است و هدف این است که بتوان از این الگوریتم در مصارف کلینیکی و تشخیصی استفاده کرد.

با مقایسه نتایج روش پیشنهادی با روش‌های دیگر در جدول الگوریتم پیشنهادی میزان فشردگی کمتری نسبت به سایر روش‌ها داشته است اما PRD آن بسیار کمتر می‌باشد و همچنین اطلاعات تشخیصی سیگنال قلبی را بعد از فشردگی حفظ می‌کند.

جدول (۳-۵): مقایسه روش پیشنهادی با روش‌های دیگر

روش فشردگی	شماره ثبت	PRD (درصد)	CR
روش پیشنهادی	۱۰۰	۰.۳۰۲۵	۲.۰۶۳۴
	۱۰۹	۱.۲۹۷۴	۲.۵۵۷۵
	۲۰۲	۰.۶۹۲۳	۲.۱۸۵۸
بنزید و همکاران [۳۳]	۱۰۰	۷.۵	۱۷.۳۲
	۱۰۹	۸.۶۲	۱۶.۶۹
	۲۰۲	۷.۱۷	۱۸.۳۴
چن و همکاران [۳۴]	۱۰۰	۸.۶۳	۱۶.۵۱
	۱۰۹	۶.۶۹	۱۱.۷۳
	۲۰۲	۹.۴۵	۱۶.۷۱
خالدی و بودرا [۳۵]	۱۰۰	۱۵.۶۹	۸.۸۶
	۱۰۹	۳۰.۹۸	۱۴.۳۸
	۲۰۲	۷.۳	۱۴.۱۳

نتیجه‌گیری و پیشنهاد
راهکار آینده

۶-۱ نتیجه گیری

در این پایان نامه ابتدا ضرورت انجام تحقیق و فشرده سازی سیگنال قلبی توضیح داده شد و سپس به اهداف پایان نامه و دلایل انتخاب روش پیشنهادی پرداختیم، سپس روش های فشرده سازی سیگنال قلبی به طور مختصر معرفی شدند، در ادامه مقالات منتشر شده در طی سال های ۲۰۱۶-۲۰۰۰ را مرور کردیم، با تحقیقات انجام شده و مشاهده کارایی روش های مختلف تصمیم به انتخاب روش فشرده سازی سیگنال قلبی مبتنی بر فن انطباق الگو گرفتیم، این روش همانطور که در فصل سوم بیان شد در طبقه بندی داده های متناوب کاربرد دارد و سیگنال قلبی نیز دارای خاصیت تناوبی بودن است، بنابراین می توان به منظور فشرده سازی سیگنال قلبی از فن انطباق الگو کمک گرفته و با تشکیل کتابخانه و توصیف سیگنال بر اساس الگوهای کتابخانه و سپس انتخاب کدگذار مناسب به فشرده سازی پردازیم. در این پایان نامه در کنار هدف فشرده سازی به حفظ اطلاعات تشخیصی نیز پرداختیم، داده های استفاده شده در این پایان نامه داده های آریتمی و دارای بی نظمی هستند، آریتمی ها باعث تغییر شکل استاندارد سیکل های قلبی می شوند بنابراین از روی تغییر شکل سیکل های قلبی می توان آریتمی و بیماری های قلبی را تشخیص داد، در جدول (۲-۱) بخش هایی از سیگنال قلبی را که به منظور اهداف تشخیصی استفاده می شود بیان کردیم، یکی از مهم ترین معیارهای تشخیصی در سیگنال قلبی فاصله R_R می باشد، بنابراین پس از فشرده سازی سیگنال قلبی و بازسازی سیگنال قلبی از روی سیگنال فشرده شده، الگوریتم آشکارسازی کمپلکس QRS را برای سیگنال بازسازی شده اجرا کرده و فواصل R_R را در طول سیگنال محاسبه کردیم، سپس فواصل R_R را در سیگنال بازسازی شده با سیگنال اصلی مقایسه کردیم. در داده های MIT_BIH در ثبت شماره ۲۲۱ با مقدار 3.2374 بیشترین میزان فشرده سازی و در ثبت شماره ۱۰۰ بهترین PRD به مقدار 0.3025 بدست آمده است و در ثبت شماره ۱۰۳ بعد از بازسازی کمترین تعداد اختلاف در فواصل R_R را به میزان دو اختلاف در 500 کمپلکس در بازه ± 1 به دست آوردیم.

۲-۶ پیشنهاد راهکار آینده

پیشنهاد اول: در این پایان نامه در مرحله انطباق الگو برای مقایسه سیکل قلبی با الگوی کتابخانه از روش DWT استفاده کردیم که به مقایسه دو سیگنال با طول متفاوت پرداخته و میزان اختلاف را بیان می کند، بدین منظور باید آستانه ای را تعریف کنیم که در صورتیکه میزان این اختلاف از حد آستانه بیشتر باشد، بیان کننده ی این است که سیکل قلبی به هیچ یک از الگوهای کتابخانه شبیه نمی باشد و خود به عنوان الگو در نظر گرفته می شود، در این پایان نامه آستانه ها برای هر ثبت قلبی بصورت دستی و با توجه به میانگین میزان اختلافها در تعدادی از کمپلکس های ابتدایی سیگنال انتخاب شدند، پیشنهاد می شود برای تحقیقات آینده در این زمینه آستانه را به صورت وفقی تعیین کنیم تا نیازی به تعیین آستانه به صورت دستی نداشته باشیم. یکی از روش های پیشنهادی برای وفقی کردن تعیین آستانه استفاده از امید ریاضی می باشد:

$$th = \sum_1^{number\ of\ QRS} Diff(i) \times f(i) \quad (1-6)$$

در معادله ۱-۶ $f(i)$ نشان دهنده فراوانی هر دسته می باشد و $Diff(i)$ مرکز هر دسته را نشان می دهد، با استفاده از این رابطه می توان آستانه را به صورت وفقی تعیین کرد.

پیشنهاد دوم: به منظور ارتقاء الگوریتم پیشنهادی، می توان از روش های فشرده سازی دیگری در مرحله فشرده سازی استفاده کرده و نتایج را مقایسه کرد تا در صورت بهبود روش های فشرده سازی پیشنهادی در این پایان نامه جایگزین شوند.

پیشنهاد سوم: از آنجا که سیکل های قلبی که از نظر زمانی به هم نزدیک ترند شباهت بیشتری به یکدیگر دارند و همچنین برای کاهش زمان اجرای برنامه، می توان کتابخانه را در زمان های مشخص شده ای خالی کرده و دوباره تشکیل داد، بدین صورت الگوهای اولیه با الگوهای جدید جایگزین شده و زمان اجرای برنامه نیز کاهش می یابد.

- [1] B. Singh, "A Review of ECG Data Compression Techniques," *IJCA*, vol. 116, no. 11, pp. 39–44, 2015.
- [2] T. S. Rajankar, Supriya, "An Optimized Transform for ECG Signal Compression," *ACEEE Int. J. Signal Image Process.*, vol. 1, no. 3, pp. 1–4, 2010.
- [3] A. G. Ramakrishnan, A. P. Prathosh, and T. V. Ananthapadmanabha, "Threshold-independent QRS detection using the dynamic plosion index," *IEEE Signal Process. Lett.*, vol. 21, no. 5, pp. 554–558, 2014.
- [4] W. J. T. Jiapu Pan, "A Real-Time QRS Detection Algorithm," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 32, no. 3, pp. 230–236, 1985.
- [5] <http://www.ux.uis.no/~karlsk/proj99/>
- [6] K. Qureshi and V. P. Patel, "Efficient Data Compression of Ecg Signal Using Discrete Wavelet Transform," *Int. J. Res. Eng. Technol.*, vol. 2, no. 4, pp. 696–699, 2013.
- [7] I. Saini, "Analysis ECG Data Compression Techniques- A Survey Approach," *Int. J. Emerg. Technol. Adv. Eng.*, vol. 3, no. 2, pp. 544–548, 2013.
- [8] <https://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/>
- [9] <https://www.physionet.org/physiobank/database/edb/>
- [10] <https://www.physionet.org/physiobank/database/ahadb/>
- [11] D. Pandit, L. Zhang, C. Liu, S. Chattopadhyay, N. Aslam, and C. P. Lim, "A lightweight QRS detector for single lead ECG signals using a max-min difference algorithm," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 144, pp. 61–75, Jun. 2017.
- [12] C. J. Deepu and Y. Lian, "A Joint QRS detection and data compression scheme for wearable sensors," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 62, no. 1, pp. 165–175, 2015.
- [13] J. Kim and H. Shin, "Simple and Robust Realtime QRS Detection Algorithm Based on Spatiotemporal Characteristic of the QRS Complex," *PLoS One*, vol. 11, no. 3, p. e0150144, Mar. 2016.

- [14] H. Khamis, R. Weiss, Y. Xie, C. W. Chang, N. H. Lovell, and S. J. Redmond, "QRS Detection Algorithm for Telehealth Electrocardiogram Recordings," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 63, no. 7, pp. 1377–1388, 2016.
- [15] K. Ray, Vikram C M, and S. R. Nirmala, "QRS complex detection using zero frequency filtering," *IEEE Region 10 Conference (TENCON)*, pp. 368–372, 2016.
- [16] S. Khadirnaikar and P. Aparna, "A feasible QRS detection algorithm for arrhythmia diagnosis," *ICAEEES*, pp. 32–37, 2016.
- [17] S. Rekik and N. Ellouze, "Enhanced and Optimal Algorithm for QRS Detection," *Irbm*, vol. 38, no. 1, pp. 56–61, 2017.
- [18] M. Yochum, C. Renaud, and S. Jacquir, "Automatic detection of P, QRS and T patterns in 12 leads ECG signal based on CWT," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 25, pp. 46–52, 2016.
- [19] L. D. Sharma and R. K. Sunkaria, "A robust QRS detection using novel pre-processing techniques and kurtosis based enhanced efficiency," *Meas. J. Int. Meas. Confed.*, vol. 87, pp. 194–204, 2016.
- [20] M. Varanini, G. Tartarisco, R. Balocchi, A. Macerata, G. Pioggia, and L. Billeci, "A new method for QRS complex detection in multichannel ECG: Application to self-monitoring of fetal health," *Comput. Biol. Med.*, vol. 85, pp. 125–134, 2017.
- [21] K. Mourad and B. R. Fethi, "Efficient automatic detection of QRS complexes in ECG signal based on reverse biorthogonal wavelet decomposition and nonlinear filtering," *Measurement*, vol. 94, pp. 663–670, Dec. 2016.
- [22] S. Farashi, "Biomedical Signal Processing and Control A multiresolution time-dependent entropy method for QRS complex detection," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 24, pp. 63–71, 2016.
- [23] S. Jain, M. K. Ahirwal, A. Kumar, V. Bajaj, and G. K. Singh, "QRS detection using adaptive filters: A comparative study," *ISA Trans.*, vol. 66, pp. 362–375, 2016.
- [24] C. J. Deepu and Y. Lian, "A Joint QRS detection and data compression scheme for wearable sensors," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 62, no. 1, pp. 165–175,

2015.

- [25] M. Merino, I. M. Gomez, and A. J. Molina, “Envelopment filter and K-means for the detection of QRS waveforms in electrocardiogram,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 37, no. 6, pp. 605–609, 2015.
- [26] P. Phukpattaranont, “QRS detection algorithm based on the quadratic filter,” *Expert Syst. Appl.*, vol. 42, no. 11, pp. 4867–4877, 2015.
- [27] M. Visinescu, C. A. Bashour, M. Bakri, and B. G. Nair, “Automatic detection of QRS complexes in ECG signals collected from patients after cardiac surgery,” *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, pp. 3724–3727, 2006.
- [28] <http://keywordsuggest.org/gallery/392795.html>
- [29] M. Perez and V. F. Froelicher, “ECG interpretation: a 2-in-1 reference for nurses”. Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [30] E. Rouchka, “Pattern Matching Techniques and Their Applications to Computational Molecular Biology-A Review,” *IEEE*, *submitted for publication*, vol. 9, 1999.
- [31] V. R. Knuth, D.E., Morris, J.H., & Pratt, J. H. Morris, Jr., and V. R. Pratt, “Fast Pattern Matching in Strings,” *SIAM J. Comput.*, vol. 6, no. 2, pp. 323–350, 1977.
- [32] M. Ghanbari, “Standard codecs image compression to advanced video coding,” 3rd ed., *IET Telecommunications Series 54*, pp. 82-87, 2011.
- [33] R. Benzid, F. Marir, A. Boussaad, M. Benyoucef, and D. Arar, “Fixed percentage of wavelet coefficients to be zeroed for ECG compression,” *Electron. Lett.*, vol. 39, no. 11, p. 830, 2003.
- [34] J. Chen, J. Ma, Y. Zhang, and X. Shi, “ECG compression based on wavelet transform and Golomb coding,” *Electron. Lett.*, vol. 42, no. 6, p. 322, Jun. 2006.
- [35] K. Khaldi and A. O. Boudraa, “On signals compression by EMD,” *Electron. Lett.*, vol. 48, no. 21, pp. 1329–1331, 2012.

مراجعی که در تهیه نمودارهای آمارگیری در فصل دوم استفاده شده است علاوه بر مراجع قبلی شامل مراجع زیر نیز می‌باشد.

- [36] X. Wang, J. Meng, Y. Xu, Z. Chen, and J. Luo, "ECG compression based on combining of EMD and wavelet transform," *Electron. Lett.*, vol. 52, no. 19, pp. 1588–1590, Sep. 2016.
- [37] A. Fathi and F. Faraji-kheirabadi, "ECG compression method based on adaptive quantization of main wavelet packet subbands," *Signal, Image Video Process.*, vol. 10, no. 8, pp. 1433–1440, 2016.
- [38] R. Kumar, A. Kumar, and G. K. Singh, "Hybrid method based on singular value decomposition and embedded zero tree wavelet technique for ECG signal compression," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 129, pp. 135–148, 2016.
- [39] C. Engineering, "ECG Signal Compression using Morphological Haar Wavelet Transform," *An International Journal of Engineering Sciences*, vol. 17, no. January, pp. 263–265, 2016.
- [40] S. Bensegueni and A. Bennis, "ECG Signal Compression Using a Sinusoidal Transformation of Principal Components," *International Journal of Software Engineering and Its Applications* vol. 10, no. 1, pp. 59–68, 2016.
- [41] A. Pandey, B. S. Saini, B. Singh, and N. Sood, "A 2D electrocardiogram data compression method using a sample entropy-based complexity sorting approach," *Comput. Electr. Eng.*, vol. 56, pp. 30–45, 2016.
- [42] M. M. Abo-zahhad, A. I. Hussein, and A. M. Mohamed, "Ecg Signal Compression Technique Based on Dwt and Exploitation of Interbeats and Intrabeats Correlations," *JES*, vol. 43, pp. 837–856, 2015.
- [43] M. Abo-Zahhad, S. M. Ahmed, and N. Sabor, "Wavelet Threshold-Based ECG Data Compression Technique Using Immune Optimization Algorithm," *Int. J. Signal Process. Image Process. Pattern Recognit.*, vol. 8, no. 2, pp. 347–360, Feb. 2015.

- [44] R. Kumar, A. Kumar, and G. K. Singh, "Electrocardiogram signal compression based on singular value decomposition (SVD) and adaptive scanning wavelet difference reduction (ASWDR) technique," *AEU - Int. J. Electron. Commun.*, vol. 69, no. 12, pp. 1810–1822, 2015.
- [45] J. Ma, T. Zhang, and M. Dong, "A novel ECG data compression method using adaptive fourier decomposition with security guarantee in e-health applications," *IEEE J. Biomed. Heal. Informatics*, vol. 19, no. 3, pp. 986–994, 2015.
- [46] D. Yang, M.-Z. Qin, B. Xu, and X. Wang, "ECG compression algorithm based on empirical mode decomposition," *Dongbei Daxue Xuebao/Journal Northeast Univ.*, vol. 35, no. 7, pp. 165–174, 2014.
- [47] D. Gurve, B. S. Saini, and I. Saini, "An improved lossless ECG data compression using ASCII character encoding," *International Conference on Wireless Communications, Signal Processing and Networking (WiSPNET)*, vol. 1, no. i, pp. 758–764, 2016.
- [48] F. Chen, Y. Pan, R. Huan, K.-T. Cheng, and K. Li, "Real-time lossless ECG compression for low-power wearable medical devices based on adaptive region prediction," *Electron. Lett.*, vol. 50, no. 25, pp. 1904–1906, 2014.
- [49] A. Swarnkar, A. Kumar, and P. Khanna, "Performance of wavelet filters for ECG compression based on linear predictive coding using different thresholding functions," *2014 Int. Conf. Devices, Circuits Commun.*
- [50] K. Qureshi and V. P. Patel, "Efficient Data Compression of Ecg Signal Using Discrete Wavelet Transform," *Int. J. Res. Eng. Technol.*, vol. 2, no. 4, pp. 696–699, 2013.
- [51] S. Oinam, H. K. P, and S. B. Patil, "Compression of time series signal using wavelet decomposition, wavelet packet and decimated discrete wavelet compression transforms techniques and their comparison," *Int. J. Adv. Res. Comput. Commun. Eng.*, vol. 2, no. 3, pp. 1540–1544, 2013.
- [52] Y. T. Zhang and Y. T. Zhang, "An ECG Compression Algorithm Based on Gradient Difference for Body Sensor Networks," *Biomed. Eng. Biotechnol. (iCBEB), Int. Conf.*, pp. 712–715, 2012.

- [53] H. Saberhari and M. Shamsi, "Comparison of different algorithms for ECG signal compression based on transfer coding," *IEEE Symposium on Industrial Electronics and Applications*, 2012.
- [54] K. Ranjeet, A. Kuamr, and R. K. Pandey, "ECG signal compression using optimum wavelet filter bank based on kaiser window," *Procedia Eng.*, vol. 38, no. Icmoc, pp. 2889–2902, 2012.
- [55] A. a. Shinde and P. Kanjalkar, "The comparison of different transform based methods for ECG data compression," *Conf. Signal Process. Commun. Comput. Netw. Technol.*, no. Icscn, pp. 332–335, 2011.
- [56] S. Lee, J. Kim, and M. Lee, "A real-time ECG data compression and transmission algorithm for an e-health device," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, no. 9, pp. 2448–2455, 2011.
- [57] A. Bendifallah, R. Benzid, and M. Boulemden, "Improved ECG compression method using discrete cosine transform," *Electron. Lett.*, vol. 47, no. 2, p. 87, 2011.
- [58] N. Boukhenoufa, K. Benmahammed, M. A. Abdi, and F. Djeflal, "Wavelet-based ECG signals compression using SPIHT technique and VKTP coder," *3rd Int. Conf. Signals, Circuits Syst.* pp. 1–5, 2009.
- [59] I. B. Ciocoiu, "ECG Signal Compression Using 2D Wavelet Foveation," *IEEE Trans Biomed Eng.* vol. 13, pp. 15–26, 2009.
- [60] B. Huang, Y. Wang, S. Member, J. Chen, A. Pretreatment, and E. C. G. Image, "2-D Compression of ECG Signals Using ROI Mask and Conditional Entropy Coding," *IEEE Trans Biomed Eng.* vol. 56, no. 4, pp. 1261–1263, 2009.
- [61] Z. Wang and Y. Chen, "ECG signal compression based on MSPIHT algorithm," *Inf. Technol. Appl. Biomed. 2008. ITAB 2008. Int. Conf.*, vol. 2008, pp. 415–419, 2008.
- [62] J. Chen, F. Wang, Y. Zhang, and X. Shi, "ECG compression using uniform scalar dead-zone quantization and conditional entropy coding," *Med. Eng. Phys.*, vol. 30, no. 4, pp. 523–530, 2008.

- [63] H. L. Chan, Y. C. Siao, S. W. Chen, and S. F. Yu, "Wavelet-based ECG compression by bit-field preserving and running length encoding," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 90, no. 1, pp. 1–8, 2008.
- [64] X. Wang and J. Meng, "A 2-D ECG compression algorithm based on wavelet transform and vector quantization," *Digit. Signal Process.*, vol. 18, pp. 179–188, 2008.
- [65] K. Zhang, Y. Guo, W. Lü, J. Sun, and X. Wang, "A compression algorithm for ECG based on integer lifting scheme wavelet transform," *J. Electron.*, vol. 24, no. 5, pp. 674–678, 2007.
- [66] J. Chen, J. Ma, Y. Zhang, and X. Shi, "ECG compression based on wavelet transform and Golomb coding," *Electron. Lett.*, vol. 42, no. 6, p. 322, 2006.
- [67] B. S. Kim, S. K. Yoo, and M. H. Lee, "Wavelet-Based Low-Delay ECG Compression Algorithm for Continuous ECG Transmission," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 10, no. 1, pp. 77–83, 2006.
- [68] R. Borsali, A. Na, and J. Lemoine, "ECG Compression Using Ensemble Polynomial Modeling: Comparison with the Wavelet Based Technique," *Cardiovasc. Eng. An Int. J.*, vol. 4, no. 3, pp. 138–142, 2004.
- [69] M. Blanco-Velasco, F. Cruz-Roldán, J. I. Godino-Llorente, and K. E. Barner, "ECG compression with retrieved quality guaranteed," *Electron. Lett.*, vol. 40, no. 23, p. 1466, 2004.
- [70] Y. Hao and P. Marziliano, "an Efficient Wavelet-Based Pattern Matching," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 56, no. 4, pp. 5–8, 2004.
- [71] W. S. Chen, L. Hsieh, and S. Y. Yuan, "High performance data compression method with pattern matching for biomedical ECG and arterial pulse waveforms," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 74, no. 1, pp. 11–27, 2004.
- [72] A. Bilgin, M. W. Marcellin, and M. I. Altbach, "Compression of electrocardiogram signals using JPEG2000," *IEEE Trans. Consum. Electron.*, vol. 49, no. 4, pp. 833–840, 2003.

- [73] A. Alshamali and A. S. Al-Fahoum, "Comments on 'An efficient coding algorithm for the compression of ECG signals using the wavelet transform,'" *Biomed. Eng. IEEE Trans.*, vol. 50, no. 8, pp. 1034–1037, 2003.
- [74] J. J. Wei, C. J. Chang, N. K. Chou, and G. J. Jan, "ECG data compression using truncated singular value decomposition.," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 5, no. 4, pp. 290–299, 2001.
- [75] S. M. Ahmed, A. Al-Shrouf, and M. Abo-Zahhad, "ECG data compression using optimal non-orthogonal wavelet transform," *Med. Eng. Phys.*, vol. 22, no. 1, pp. 39–46, 2000.
- [76] Y. Zigel, A. Cohen, and A. Katz, "ECG signal compression using analysis by synthesis coding," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 47, no. 10, pp. 1308–16, 2000.

Abstract:

ECG Signal compression is one of the interesting fields in telemedicine to improve recognition systems, it also reduces memory and bandwidth requirements which is need to store diagnostic information. ECG compression without removing diagnostic information is based on the fact that digitized sequential samples of ECG signal carry additional information that can be removed by computational and statistical methods. In this thesis we present an ECG compression algorithm based on pattern matching technique. The algorithm is tested on MIT_BIH arrhythmia database and we evaluated the proposed technique by computing CR and PRD parameters on the selected records. Initially we need to compute the exact location of QRS complexes, so we applied Pan_Tompkins QRS detection method (which has the most accuracy compare to others) on the records, the result of this term is a vector containing QRS locations information. According to the proposed method, pattern matching is the second step, the base of this technique is description of original signal according to some patterns due to reduce redundant information and keep diagnostic information. In this part of algorithm we use DTW method to measure differences between patterns and ECG cycles. We need to consider a threshold for each record that is done manually, if the difference is less than the threshold, the ECG cycle replace by the pattern, otherwise the ECG cycle add to the library as a new pattern; the library forms in this way. The outputs of this term are considering as library prototypes, residual signal (the difference between ECG cycles and the patterns), and the pointers. The library prototype signals is encoded using 2D image coding using SPIHT coding, the residual signal coding is based on DCT transform and arithmetic coding, and the pointers are encoded using arithmetic coding method, the coding step compress the signals that we reconstruct the ECG signal using them, and compute CR and PRD of MIT_BIH records after reconstruction. The best PRD is obtained 0.3025 for MIT_BIH record 100, and the best compression ratio is 3.2374 that belongs to record 221. We also compared the R_R intervals after and before compression, and record 103 had the least difference.

Keywords: ECG signal compression, pattern matching techniques, diagnostic information



Faculty of Electrical and Robotics Engineering

M.Sc. Thesis in

ECG Signal Compression Based on Pattern Matching Technique

By : Mahnaz Nazeri

Supervisor:

Dr. Hadi Grailu

August 2017