

الله أكبر
٢



دانشکده برق و رباتیک

گروه الکترونیک

فشرده سازی سیگنال های حاصل از اندازه گیری فشارخون به روش تهاجمی

دانشجو:

مهدی تاجی

استاد راهنما :

دکتر هادی گرایلو

پایان نامه جهت اخذ درجه کارشناسی ارشد

تیر ۱۳۹۶

تقدیر و تشکر

با سپاس از سه وجود مقدس ...
آنان که ناتوان شدند تا ما به توانایی برسیم ...
موهایشان سپید شد تا ما رو سفید شویم ...
و عاشقانه سوختند تا گرمابخش وجود ما و روشن‌گر راهمان باشند ...
پدرانمان
مادرانمان
استادانمان

بر خودم لازم می‌دانم تشکر ویژه از جناب آقای دکتر گرایلو داشته باشم که اگر راهنمایی‌های ایشان نبود
قادر به اتمام این پایان‌نامه نبودم.

تعهد نامه

اینجانب مهدی تاجی اشکفتکی دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته برق الکترونیک-گرایش سیستم دانشکده برق و رباتیک دانشگاه شاهرود نویسنده پایان نامه فشرده سازی سیگنال های حاصل از اندازه گیری فشارخون به روش تهاجمی

تحت راهنمایی آقای دکتر هادی 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 پژوهش های 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 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

سیگنال‌های فشارخون تهاجمی، از اهمیت بالایی در تشخیص بیماری‌ها و همین‌طور درمان و کنترل مداوم بیمار دارند. امروزه دستگاه‌هایی مسئول ثبت این سیگنال‌ها می‌باشند که با مشکل فضای حافظه مواجه هستند. به همین جهت هدف ما فشرده‌سازی و ذخیره‌سازی سیگنال‌های فشارخون تهاجمی در عین حال حفظ ویژگی‌های اصلی می‌باشد. دو الگوریتم ترکیبی پیشنهادی به صورت بلوک فشرده ساز آورده شده است. در این پایان‌نامه سیگنال‌های IBP شامل سه گونه‌ی مختلف اندازه‌گیری شده ABP، PAP و CVP از پایگاه داده (MGH/MF) از سایت فیزیوننت با روش‌های پیشنهادی فشرده‌سازی شده است.

برای فشرده‌سازی انواع سیگنال‌های بیوالکتریک روش‌های گوناگون بسیاری در دسترس است که پس از بررسی آن‌ها تصمیم گرفته شد که از ترکیب روش EMD و DCT یا تبدیل موجک به همراه روش کد گذاری دوره تداوم و رمز گذاری MQ استفاده شود. به دلیل عدم ایجاد خطا توسط کد گذاری دوره تداوم، برگشت پذیر بودن تبدیل موجک و DCT و توان ایجاد تقریب مناسب توسط EMD روش پیشنهادی ارائه می‌شود. برای تحلیل نتایج مهم‌ترین معیار نسبت فشرده‌سازی است. انرژی خطا و میانگین انرژی خطای بازسازی هم که از معروف‌ترین معیارها در این زمینه هستند جهت تحلیل استفاده شده اند.

نتایج عددی نشان داد که نسبت فشرده‌سازی روش پیشنهادی با DCT در مقابل روش پیشنهادی با DWT، روش دو بعدی سازی و روش پیشنهادی بدون بلوک EMD به ترتیب $3/4$ ، $21/1$ و $1/05$ برابر می‌باشد. در پایان پیشنهاداتی از سوی این پایان‌نامه برای بهبود فشرده‌سازی سیگنال‌های فشارخون تهاجمی و به‌طور کلی سیگنال‌های حیاتی ارائه شده است.

کلمات کلیدی: پردازش سیگنال بیوالکتریک - فشرده‌سازی - فشارخون تهاجمی - تبدیل موجک - تبدیل کسینوسی گسسته - تجزیه‌ی حالت تجربی - کد گذاری دوره تداوم - ماتریس چندی‌گر

فهرست مطالب

۱ فصل اول: پیش گفتار	۱
۱-۱ مقدمه	۲
۲-۱ ضرورت انجام مسئله	۸
۳-۱ طرح روش پیشنهادی	۹
۱-۳-۱ ترکیب روش EMD با تبدیل کسینوسی گسسته و کد گذاری دوره تداوم	۱۰
۲-۳-۱ ترکیب روش EMD با تبدیل موجک و کد گذاری دوره تداوم	۱۰
۴-۱ ساختار و هدف پایان نامه	۱۱
۲ فصل دوم: پیشینه تحقیق	۱۳
۱-۲ فشرده سازی سیگنال های حیاتی	۱۴
۲-۲ مروری بر روش های پیشین	۱۵
۳ فصل سوم: مبانی نظری	۲۱
۱-۳ آستانه گذاری	۲۲
۲-۳ چندی کردن	۲۳
۳-۳ تبدیل موجک گسسته	۲۴
۱-۳-۳ تبدیل موجک گسسته دو بعدی	۲۶
۴-۳ تبدیل کسینوسی گسسته	۲۸
۵-۳ تجزیه ی حالت تجربی	۳۰

۳-۵-۱	تجزیه‌ی حالت متغیر	۳۳
۳-۶	کد گذاری دوره‌ی تداوم	۳۳
۳-۷	رمز گذاری MQ	۳۵
۴	فصل چهارم: روش پیشنهادی	۳۷
۴-۱	مقدمه	۳۸
۴-۲	طرح‌های پیشنهادی فشرده‌سازی سیگنال IBP	۳۸
۴-۲-۱	فشرده‌سازی	۳۹
۴-۲-۲	بازسازی	۴۴
۵	فصل پنجم: نتایج شبیه‌سازی	۴۹
۵-۱	پایگاه داده	۵۰
۵-۱-۱	رسم پایگاه داده و دسترسی به اطلاعات	۵۲
۵-۲	معیارهای سنجش عملکرد طرح پیشنهادی	۵۳
۵-۳	نتایج شبیه‌سازی	۵۴
۵-۳-۱	بررسی تاثیر تغییرات پارامترها روی نتایج روش پیشنهادی	۶۴
۵-۳-۲	نتایج عددی روش پیشنهادی	۷۱
۵-۳-۳	اعتبار سنجی	۷۳
۵-۴	مقایسه‌ی موردی	۷۵
۶	فصل ششم: نتیجه‌گیری و پیشنهادات	۷۹
۶-۱	نتیجه‌گیری	۸۰

۲-۶ پیشنهادات ۸۱

مراجع ۸۳

فهرست شکل‌ها

- شکل (۱-۱) اندازه‌گیری فشارخون به روش غیر تهاجمی با کاف و فشار سنج جیوه ای [۵] ۴
- شکل (۲-۱) شکل موج فشارخون در کنار موج الکتریکی قلب [۱۴] ۶
- شکل (۳-۱) نمایش سیگنال CVP در کنار سیگنال الکتریکی قلب [۱۷] ۷
- شکل (۱-۳) چندی کردن یک دنباله‌ی نمونه ۲۴
- شکل (۲-۳) چند نمونه پنجره موجک (الف) هار (db۱ ب) کلاه مکزیکی (ج) مورلت [۴۳] ۲۵
- شکل (۳-۳) آنالیز دو مرحله‌ای موجک و بازسازی [۴۴] ۲۶
- شکل (۴-۳) آنالیز موجک دو بعدی [۴۵] ۲۷
- شکل (۵-۳) نمایش پوش بالا و پایین و میانگین در تابع EMD [۵۲] ۳۲
- شکل (۶-۳) مثالی از نحوه‌ی کار RLE با تکرار کم ۳۴
- شکل (۷-۳) مثالی از نحوه‌ی کار RLE با تکرار زیاد ۳۴
- شکل (۸-۳) مثالی از نحوه‌ی رمزگذاری MQ ۳۶
- شکل (۱-۴) فلوچارت مرحله به مرحله‌ی فشرده سازی و رمز گذاری روشهای پیشنهادی ۳۹
- شکل (۲-۴) (الف) ۱/۵ ثانیه از سیگنال PAP (ب) IMF اول ۴۱
- شکل (۴-۴) الگوریتم پیشنهادی برای فشرده‌سازی ۴۳
- شکل (۵-۴) مرحله به مرحله‌ی رمز گشایی و بازسازی سیگنال ۴۴
- شکل (۶-۴) الگوریتم بازسازی پیشنهادی ۴۶
- شکل (۱-۵) نمونه سیگنال‌های پایگاه داده مورد استفاده [۵۵] ۵۱
- شکل (۲-۵) سی ثانیه نمونه از سیگنال PAP ۵۲

- شکل (۳-۵) سیگنال فشارخون ریوی ۵۴
- شکل (۴-۵) سیگنال فشارخون ریوی تقریب زده شده توسط تابع EMD ۵۵
- شکل (۵-۵) ضرایب DCT سیگنال تقریب زده شده ریوی ۵۶
- شکل (۶-۵) برشی از دنباله‌ی ضرایب DCT سیگنال تقریب زده شده ریوی ۵۶
- شکل (۷-۵) دنباله‌ی سیگنال ریوی بازسازی شده توسط روش پیشنهادی DCT ۵۷
- شکل (۸-۵) دنباله‌ی خطا در سیگنال بازسازی شده‌ی فشارخون با طرح پیشنهادی DCT ۵۸
- شکل (۹-۵) ضرایب DWT سیگنال تقریب زده شده ریوی ۵۸
- شکل (۱۰-۵) برشی از ضرایب DWT سیگنال تقریب زده شده ریوی ۵۹
- شکل (۱۱-۵) دنباله‌ی سیگنال فشارخون ریوی بازسازی شده توسط روش پیشنهادی DWT ۵۹
- شکل (۱۲-۵) دنباله‌ی خطا در سیگنال بازسازی شده‌ی ریوی با طرح پیشنهادی DWT ۶۰
- شکل (۱۳-۵) سیگنال فشارخون سیاه‌رگ مرکزی ۶۰
- شکل (۱۴-۵) دنباله‌ی بازسازی شده‌ی سیگنال فشارخون توسط طرح پیشنهادی DCT ۶۱
- شکل (۱۵-۵) دنباله‌ی بازسازی شده‌ی سیگنال فشارخون توسط طرح پیشنهادی DWT ۶۲
- شکل (۱۶-۵) سیگنال فشارخون شریانی ۶۳
- شکل (۱۷-۵) دنباله‌ی بازسازی شده‌ی فشارخون شریانی توسط روش پیشنهادی DCT ۶۳
- شکل (۱۸-۵) دنباله‌ی بازسازی شده‌ی فشارخون شریانی توسط روش پیشنهادی DWT ۶۴
- شکل (۱۹-۵) تاثیر سطح آستانه روی عملکرد طرح پیشنهادی ۶۵
- شکل (۲۰-۵) تاثیر سطح چندی کردن روی عملکرد طرح پیشنهادی ۶۶
- شکل (۲۱-۵) تاثیر تعداد نمونه روی عملکرد طرح پیشنهادی ۶۷

- شکل (۲۲-۵) تاثیر تعداد IMF ها روی عملکرد طرح پیشنهادی ۶۸
- شکل (۲۳-۵) تاثیر تعداد مراحل تجزیه برای DWT در طرح پیشنهادی ۶۹
- شکل (۲۴-۵) تاثیر پنجره‌ی موجک برای DWT در طرح پیشنهادی ۷۰
- شکل (۲۵-۵) الف) روش فشرده‌سازی و ب) بازسازی در [۳۰] ۷۵
- شکل (۲۶-۵) تصویر خاکستری مربوط به سیگنال فشارخون ABP ۷۶
- شکل (۲۷-۵) تصویر سیگنال بازسازی شده ABP ۷۶
- شکل (۲۸-۵) یک دقیقه از سیگنال ABP ۷۷
- شکل (۲۹-۵) سیگنال بازسازی شده با روش دو بعدی سازی ۷۷

فهرست جدول‌ها

- جدول (۱-۲) روش‌های مبتنی بر تبدیل ۱۸
- جدول (۲-۲) بررسی روش‌های پیشین فشرده‌سازی ۱۹
- جدول (۱-۵) پارامترهای بهینه در دو روش پیشنهادی ۷۱
- جدول (۲-۵) نتایج روش‌های پیشنهادی با پارامترهای بهینه برای دنباله‌ی یک دقیقه‌ای ۷۱
- جدول (۳-۵) نتایج روش بدون بلوک EMD با پارامترهای بهینه ۷۲
- جدول (۴-۵) اعتبار سنجی روش پیشنهادی با ثبت‌های مختلف ۷۴
- جدول (۵-۵) نتایج روش دو بعدی سازی ۷۸

فصل اول: پیش گفتار

۱-۱ مقدمه

در این پایان نامه ما بر روی فشرده سازی سیگنال فشارخون تهاجمی (^۱IBP) به عنوان شاخه ای از پردازش سیگنال های حیاتی متمرکز می شویم. فشارخون یکی از موارد کلینیکی است که به دلیل همراه داشتن اطلاعات مفید پزشکی به صورت بیست و چهار ساعته و پیوسته مورد بررسی قرار می گیرد. رابطه ی (۱-۱) نشان می دهد که فشارخون به دو عامل مهم یعنی برون ده قلب و مقاومت رگ بستگی دارد. برون ده قلب همان مقدار خونی است که در هر دقیقه به وسیله قلب به درون آئورت پمپ می شود و مقاومت رگ عبارتست از مقاومتی که بر سر راه خروج خون از قلب در رگ ها وجود دارد. اگر بخواهیم این رابطه را نشان دهیم به قرار زیر است [۱-۳]:

$$(1-1) \quad \text{مقاومت رگ} * \text{برون ده قلب} = \text{فشارخون}$$

عوامل دیگری علاوه بر دو پارامتر برون ده قلب و مقاومت رگ روی تغییر مقدار فشارخون اثر می گذارند. از جمله این عوامل وضعیت بدن، فعالیت مغز، فعالیت گوارشی، فعالیت عضلانی، تحریکات عصبی، تحریکات دردناک، مثانه پر، عوامل محیطی مثل دمای هوا، مصرف دخانیات، الکل، قهوه و دارو است. غالباً مقدار فشارخون را در شریان بازویی اندازه می گیرند. در هر فرد فشارخون را در دو سطح حداکثر و حداقل اندازه گیری می کنند.

بیماری فشارخون بالا یکی از شایع ترین بیماری های غیر واگیر، قابل کنترل و پیش گیری حال حاضر در سراسر جهان است به طوری که براساس بررسی های انجام شده در حدود یک چهارم مردم جهان مبتلا به این بیماری هستند [۴].

^۱ Invasive Blood Pressure

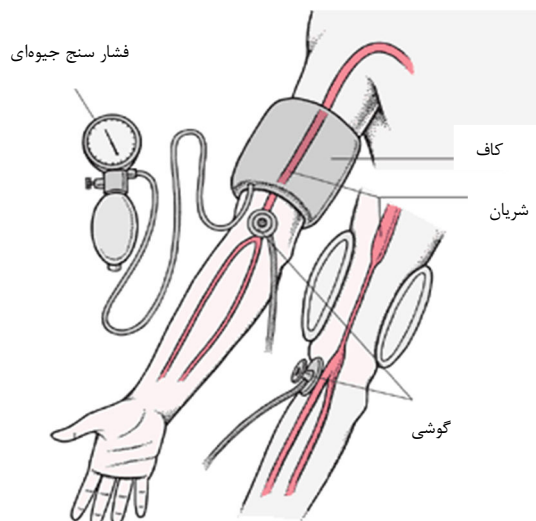
این بیماری قادر است در صورت عدم تشخیص به موقع و کنترل مناسب بسیاری از اعضای مهم بدن مثل: قلب، کلیه‌ها، مغز، چشم‌ها، عروق محیطی و غیره را دچار مشکلات جدی کند که از شایع‌ترین و جدی‌ترین عوارض آن سکته‌های مغزی، سکته‌های قلبی، نارسایی قلب، نارسایی کلیه، اختلال دید و نابینایی می‌باشد.

فشارخون با استفاده از انواع دستگاه اندازه‌گیری فشارخون و معمولاً برحسب میلیمتر جیوه (mmHg^1) اندازه‌گیری می‌شود و غالباً دو عدد برای فشارخون خوانده می‌شود؛ به‌طور مثال ۱۲۰ روی ۸۰ که به این صورت نوشته می‌شود: ($\frac{120}{80} \text{ mmHg}$). برای اندازه‌گیری فشارخون از دستگاه‌های فشارسنج خون استفاده می‌شود که در حالت کلی در دو گروه از لحاظ کاربرد تقسیم بندی می‌شوند.

فشارخون افرادی که نیازمند بررسی مداوم فشارخون هستند و تغییرات در فشارخون آن‌ها، بسیار حیاتی است، همانند بیماری که در حال عمل می‌باشد با این دسته از دستگاه‌های فشارسنج اندازه‌گیری می‌شود. اندازه‌گیری مداوم فشارخون از طریق اندازه‌گیری فشار به صورت تهاجمی انجام می‌شود. نکته قابل توجه در اندازه‌گیری به روش تهاجمی استفاده از سنسور و وارد کردن آن به داخل شریان است. دستگاه، فشارخون را به صورت مداوم اندازه‌گیری و بر روی صفحه نمایش نشان می‌دهد.

دسته دیگر فشارسنج‌ها، دستگاه‌هایی هستند که فشارخون را به صورت غیر تهاجمی اندازه‌گیری می‌کنند. این نوع فشارسنج‌ها فشارخون را فقط در یک لحظه اندازه‌گیری می‌کنند. روش کار این فشارسنج‌ها به این صورت است که کیسه‌ی کاف را به دور دست نصب می‌کنند و به وسیله‌ی یک پمپ، مقداری هوا را به داخل کاف وارد می‌کنند. سپس این کیسه هوا باعث انسداد جریان خون در یک لحظه شده و به این وسیله میزان فشارخون را اندازه‌گیری می‌کند. فشارسنج‌های جیوه‌ای، عقربه‌ای و فشارسنج‌های دیجیتالی از انواع فشارسنج‌های غیر تهاجمی می‌باشند. فشارسنج‌های سنتی جیوه‌ای یا عقربه‌ای دقیق‌ترین روش غیر تهاجمی موجود است.

¹ Millimeter of Mercury



شکل (۱-۱) اندازه‌گیری فشارخون به روش غیر تهاجمی با کاف و فشار سنج جیوه‌ای [۵]

روش اندازه‌گیری فشارخون نشان داده شده در شکل (۱-۱) روش مناسبی برای اندازه‌گیری فشارخون شریانی مخصوصاً در بیماران بد حال نمی‌باشد. بررسی‌های انجام شده نشان می‌دهد در بیمارانی که در شرایط ناپایدار از قبیل خون‌ریزی هستند، فشار اندازه‌گیری شده به‌وسیله‌ی این روش بسیار کمتر از فشارخون واقعی فرد می‌باشد [۶]. برای به‌دست آمدن فشار واقعی یک سنسور فشار شریانی در داخل شریان قرار می‌گیرد و شکل موجی از فشارخون پیوسته رسم می‌کند [۷، ۸].

با توجه به محل اندازه‌گیری فشار توسط سنسور فشارخون تهاجمی شکل منحنی تغییر می‌کند، ولی متوسط فشار شریانی (MAP^1) همچنان بدون تغییر باقی خواهد ماند. در این حالت، PSP^2 یا اوج فشارسیستولیک به عنوان جبران کننده عمل می‌کند و متوسط فشار شریانی را در حد خود نگاه می‌دارد [۸].

متوسط فشار شریانی نشان‌گر فشار خون‌رسانی در بافت است، بر اساس دو حد فشارخون دیاستولیک (DBP^3) و فشارخون سیستولیک (SBP^1) محاسبه می‌شود. عدد به‌دست آمده منجر به

^۱ Mean Arterial blood Pressure

^۲ Peak Systolic blood Pressure

^۳ Diastolic Blood pressure

اقدامات پزشکی متناسب می‌شود. در بیمارانی که پزشک قصد کاهش فشارخون آن‌ها را دارد، عموماً با کنترل فشار متوسط شریانی این امر محقق می‌شود. با کنترل فشارخون متوسط شریانی می‌توان بدون بروز اختلال در خون‌رسانی به بافت‌های بدن، به درمان بیمار پرداخت [۹].

برای محاسبه این عدد از ۲ روش استفاده می‌شود [۱۰]:

$$MAP = (SBP + 2DBP)/3 \quad (2-1)$$

یا

$$MAP = DBP + (SBP - 2DBP)/3 \quad (3-1)$$

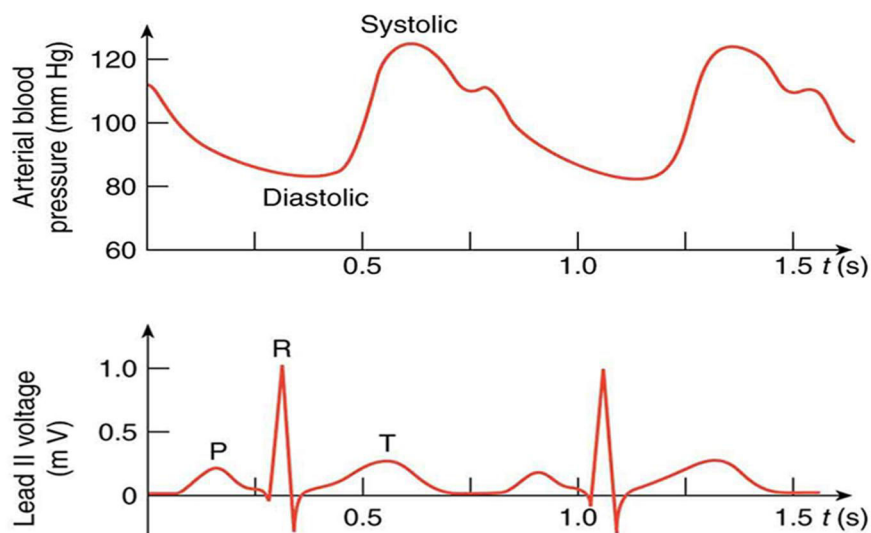
در ثبت فشارخون هر فرد دو مقدار فشارخون سیستولیک و دیاستولیک را اندازه‌گیری می‌کنند. فشارخون سیستولیک: هنگامی است که قلب منقبض می‌شود و در واقع همان فشارخون درون سرخ-رگ‌ها می‌باشد. فشارخون دیاستولیک: فشارخونی است که هنگام منبسط شدن قلب ثبت می‌شود. برای ثبت فشارخون هر فرد این دو فشار را اندازه‌گیری و ثبت می‌کنند [۱۱].

در شرایط مختلفی نیاز به استفاده از مانیتورینگ فشارخون شریانی (ABP^۲) وجود دارد. مانیتورینگ فشار شریانی در بیماران بد حال انجام می‌شود که این بیماران نیاز به کنترل مداوم فشار شریانی داشته باشند. پس نیاز به فشرده‌سازی و ذخیره کردن این اطلاعات ضروری به نظر می‌رسد. از مواردی که در آن‌ها نیاز به کنترل مداوم فشار خون است می‌توان به متغیر بودن وضعیت برون‌ده قلبی، شوک، اختلالات شدید بدن و بیمارانی که دارای انقباض یا اتساع شدید عروق هستند را اشاره کرد.

^۱ Systolic Blood Pressure

^۲ Arterial Blood Pressure

امواج فشار شریانی پس از برخورد با مبدل دارای یک شیب بالا رونده در طول سیستول می‌باشد. زمانی که بطن چپ منقبض می‌شود، موج فشار سیستولیک با مبدل فشار به سیگنال الکتریکی برخورد کرده، یک موج بالا رونده‌ی تیز ایجاد می‌کند و به این ترتیب فشار سیستولیک در قله موج می‌باشد. بنابراین پایین بودن قله‌ی موج و در واقع فشار سیستولیک می‌تواند نشان از ضعف انقباضی بطن و عملکرد پایین بطنی باشد [۱۲، ۱۳]. موج فشارخون شریانی در طول دیاستول سقوط کرده و در دره مقدار این فشارخون نمایان می‌گردد. شکل (۲-۱) شکل موج فشارخون شریانی را به صورت تقسیم بندی شده به فشار سیستولی و دیاستولی در کنار سیگنال قلبی نشان می‌دهد.

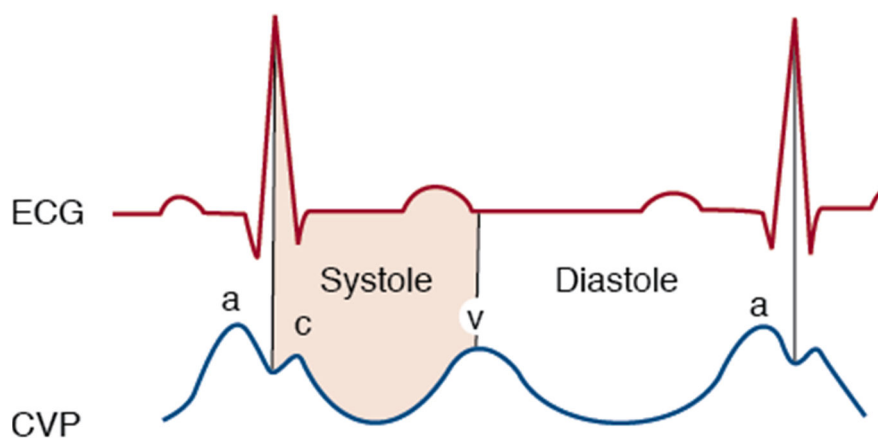


شکل (۲-۱) شکل موج فشارخون در کنار موج الکتریکی قلب [۱۴]

روش IBP، روشی مستقیم و یا تهاجمی برای اندازه‌گیری فشار شریان سرخرگی توسط سنسور فشار است که غالباً خروجی آن به صورت منحنی پیوسته نمایش داده می‌شود. فشار دو نقطه مختلف اندازه‌گیری می‌شود و شکل موج فشارخون IBP و مقادیر فشارخون سیستولیک، دیاستولیک و فشار میانگین را به دست می‌دهد.

اندازه‌گیری فشارخون سیاهرگ مرکزی (CVP^۱) در کلینیک قلب مفید می‌باشد زیرا CVP یک شاخص مهم فشار پر شدن بطن راست قلب می‌باشد [۱۵]. فشارخون سیاهرگ مرکزی فشار پر شدن بطن راست قلب است و نشان دهنده‌ی توانایی بطن راست و همچنین توان قلب برای حفظ فشارخون نرمال است [۱۶].

در شکل (۳-۱) شکل کلی سیگنال فشارخون سیاهرگ مرکزی در مقایسه با سیگنال قلب آورده شده و نشان می‌دهد که مقادیر فشار بالا و پایین این سیگنال کدام نواحی هستند.



شکل (۳-۱) نمایش سیگنال CVP در کنار سیگنال الکتریکی قلب [۱۷]

فشارخون ریوی (PAP^۲) یکی دیگر از سیگنال‌های فشارخون مفید است که از ثبت ممتد فشار شریان ریوی به‌دست می‌آید. این فشارها به صورت غیر تهاجمی و همانند فشارخون شریانی قابل اندازه‌گیری نیستند [۱۸، ۱۹] و باید با استفاده از سنسور و در طرف راست قلب اندازه‌گیری شوند. در صورت نبود این اندازه‌گیری‌ها، تشخیص پزشکی شرایط بیمار، تنها شاخص فشارخون ریوی است که اعتبار چندانی نخواهد داشت [۲۰]. سیگنال PAP حاصل از اندازه‌گیری تهاجمی نیز همچون دو

^۱ Central Venouse blood Pressure

^۲ Pulmonary Arterial blood Pressure

سیگنال ABP و CVP دارای مقادیر سیستول و دیاستول می‌باشد که در شکل (۱-۲) مشخص شده است.

۱-۲ ضرورت انجام مسئله

سیگنال‌های فشارخون اندازه‌گیری شده به‌روش تهاجمی یکی از مهم‌ترین منابع در مانیتورینگ محسوب می‌شوند که جهت صرفه‌جویی در حجم ذخیره‌سازی و در عین حال حفظ قابلیت استخراج ویژگی‌های مهم در تشخیص پزشکی به دنبال فشرده‌سازی این سیگنال‌ها هستیم. فشرده‌سازی در این زمینه کمک می‌کند تا سیگنال حجم کمتری روی حافظه اشغال کند. کنترل مداوم و بر خط بیماران قلبی از طریق مشاهده‌ی تعداد ضربان قلب بیمار میسر می‌شود، بنابراین نیاز داریم تا با داشتن سیگنال‌هایی هم‌چون IBP بتوانیم ویژگی‌های مهم پزشکی را به‌صورت صحیح و طولانی مدت در اختیار پزشک قرار دهیم، هم‌اکنون بر روی دستگاه‌های مانیتورینگ قلب این قابلیت برای سیگنال‌های قلب موجود است.

از آنجایی که عموماً فشارخون تهاجمی در بیماران مجروح یا با شرایط سخت اندازه‌گیری می‌شود، لذا ممکن است تغییرات ناگهانی و غیر قابل پیش‌بینی در فشارخون فرد ایجاد شود که البته دستگاه مانیتورینگ قلب قادر به نمایش آن نیز هست ولی پزشک یا پرستار بخش مراقبتی در هر لحظه قادر به مشاهده‌ی سیگنال و تغییرات موجود نیست پس با فشرده‌سازی، ذخیره‌سازی و اختصاص حجم کمی از حافظه دستگاه قادر خواهیم بود که این سیگنال حیاتی را در محور زمان برای بازبینی و تشخیص از سمت پزشک آماده نگه‌داریم. ثبت طولانی مدت سیگنال‌های IBP می‌تواند به پزشکان کمک کند تا تغییرات سطح سلامتی بیمار خود را کنترل کنند، از این رو ذخیره‌سازی این سیگنال‌ها اهمیت پیدا می‌کند. از طرفی به منظور مراقبت از دور و یا تشکیل پرونده‌ی پزشکی الکترونیکی برای بیماران قلبی، ضرورت استفاده‌ی بهینه از منابعی مانند حافظه مورد توجه قرار می‌-

گیرد. به همین منظور به کارگیری الگوریتم‌هایی که بتواند سیگنال‌های فشارخون تهاجمی را به گونه‌ای فشرده‌سازی نمایند که ذخیره‌سازی و یا ارسال آن‌ها کم‌ترین میزان حافظه و پهنای باند را نیاز داشته باشد ضرورت پیدا می‌کند. با این وجود سیگنال فشرده شده توسط الگوریتم باید دربردارنده‌ی مشخصه‌های مهم این سیگنال‌ها از جمله مقادیر فشارهای سیستولیک، دیاستولیک و فشار میانگین نیز باشد. به دست آوردن ضربان قلب از روی سیگنال بازسازی شده با دقت مطلوب از دیگر ویژگی‌هایی است که از اهمیت ویژه‌ای برخوردار می‌باشد. ما به روشی نیازمندیم تا حجم ذخیره‌سازی دنباله‌ها را کاهش دهد و در عین حال بایستی محتویات مهم پزشکی آنها در هنگام بازسازی سیگنال حفظ شود. عمل فشرده‌سازی حجم فضای ذخیره‌سازی و همچنین سرعت انتقال داده را بالا می‌برد و در دستگاه‌هایی مانند دستگاه مانیتورینگ باعث اختصاص فضای کم‌تری به حافظه و کاهش ابعاد دستگاه می‌گردد.

۳-۱ طرح روش پیشنهادی

در روش‌های مد نظر ابتدا با روش تجزیه‌ی حالت تجربی (EMD^1) سیگنالی تقریبی از سیگنال اصلی فشارخون به دست می‌آید که شباهت بسیار زیادی به سیگنال اصلی خواهد داشت. باید در این زمینه مطمئن بود که این تقریب خطای قابل ملاحظه‌ای در سیگنال ایجاد نمی‌کند و باعث خطا در تشخیص پزشکی نمی‌شود.

¹ Empirical Mode Decomposition

۱-۳-۱ ترکیب روش EMD با تبدیل کسینوسی گسسته و کد گذاری دوره تداوم

در این الگوریتم پیشنهادی ابتدا با روش EMD شکل موجهای توابع حالت ذاتی (IMF^1) را به- دست می‌آوریم و سیگنال تقریبی را از روی IMF های چهارم به بعد می‌سازیم که شباهت فراوانی به سیگنال اصلی خواهد داشت در ادامه سیگنال تقریب را با روش تبدیل کسینوسی گسسته (DCT^2) به حوزه‌ی تبدیل می‌بریم و ضرایب DCT را برای فشرده‌سازی به‌دست می‌آوریم. سپس از روش کد گذاری دوره تداوم (RLE^3) برای حذف نمونه‌های تکراری و پس از آن از رمز گذار ماتریس چندی‌گر (MQ^1) برای کاهش بیت‌های ذخیره‌سازی استفاده می‌کنیم.

۱-۳-۲ ترکیب روش EMD با تبدیل موجک و کد گذاری دوره تداوم

هم‌چون روش گفته شده در بخش قبل این روش نیز در ابتدا تقریبی از IMF ها را رسم می‌کند و سپس با استفاده از تبدیل موجک گسسته (DWT^2) آن را به حوزه‌ی تبدیل برده و ضرایب موجک محاسبه می‌شوند. سپس از روش RLE برای حذف نمونه‌های تکراری استفاده می‌کنیم و پس از آن رمز گذار MQ را برای کاهش بیت‌های ذخیره‌سازی استفاده می‌کنیم.

¹ Intrinsic mode functions

² Discrete Cosine Transform

³ Run Length Encoding

۴-۱ ساختار و هدف پایان نامه

هدف از انجام این پایان نامه پیشنهاد روشی جدید و ابداعی جهت فشردن سازی سیگنال های فشارخون حاصل از اندازه گیری به روش تهاجمی می باشد. قصد بر این است که این روش جدید تا حد ممکن نسبت به روش های موجود عملکرد بهتری داشته باشد و توان رقابت در بین روش های موجود را پیدا کند.

در فصل دوم، مقدمه ای از فشردن سازی و به صورت کلی فشردن سازی سیگنال های حیاتی خواهد آمد. سپس به مرور روش های پیشین و مقایسه ی علمی آن ها پرداخته خواهد شد. در فصل سوم، انواع روش های فشردن سازی و به خصوص روش های مورد استفاده و مبانی نظری روش پیشنهادی بیان خواهد شد. در فصل چهارم طرح پیشنهادی در فصل اول کاملاً مورد بررسی قرار خواهد گرفت و الگوریتم های پیشنهادی آورده و مرحله به مرحله تشریح می شوند. در فصل پنجم، ابتدا پایگاه داده معرفی می شود و قسمت هایی از آن به صورت نمونه به نمایش درآمده است. سپس معیارهای بررسی کارایی الگوریتم های فشردن سازی طرح پیشنهادی معرفی خواهد شد و نتایج به دست آمده با آن ها مورد نقد قرار می گیرد. در ادامه و در فصل ششم نتیجه گیری خواهیم کرد و برای بهبود کار فشردن سازی سیگنال فشارخون تهاجمی پیشنهادهایی ارائه می گردد.

^۱ Matrix Quantizer

^۲ Discrete Wavelet Transform

فصل دوم: پیشینه تحقیق

فشرده سازی فرآیندی است که برای کاهش اندازه حجم ذخیره سازی یک دنباله از داده مورد استفاده قرار می گیرد. به طور کلی فشرده سازی اطلاعات از جایگاه ویژه ای برخوردار است چرا که هر چه اطلاعات بیشتر فشرده شوند، اطلاعات بیشتری را می توان در حافظه ذخیره کرد. سیگنال پیوسته در اختیار بلوکی قرار می گیرد که یک سیگنال از حالت زمان پیوسته را به گسسته در زمان تبدیل می کند به این عملیات، نمونه برداری گفته می شود. نمونه برداری جزئی از عملیات پیش پردازش می باشد که در تهیه ی یک پایگاه داده برای عمل پردازشی مورد استفاده قرار می گیرد.

هدف از این بخش آشنایی مختصر با مبانی فشرده سازی سیگنال های حیاتی و جستجو در بین کارهای موجود روی فشرده سازی سیگنال فشارخون تهاجمی و سیگنال های حیاتی مشابه و مقایسه ی عملکرد روش های موجود در این زمینه هنگام بازسازی سیگنال می باشد.

۲-۱ فشرده سازی سیگنال های حیاتی

سیستم های پردازشی کامپیوتری سیگنال های حیاتی نیاز به حجم عظیمی از اطلاعات و داده ها دارند [۲۱]. سیستم های پردازشی ثبت دراز مدت سیگنال های حیاتی هم چون سیگنال فشارخون تهاجمی و فشارخون غیر تهاجمی ($NIBP^1$)، ثبت فعالیت های مغز (EEG^2) و قلب (ECG^3)، نمونه ای از سیستم های کامپیوتری هستند که به حجم عظیمی از اطلاعات نیاز دارند؛ ذخیره، پردازش و انتقال این سیگنال ها بسیار مشکل و دردسر ساز است.

¹ None Invasive Blood Pressure

² Electroencephalogram

³ Electrocardiogram

مهم‌ترین اهداف فشرده‌سازی سیگنال عبارتند از:

۱. کاهش حجم ذخیره‌سازی

۲. افزایش نرخ ارسال (بیت بر ثانیه)

به دلیل وابسته به موضوع بودن عملیات و فرآیند فشرده‌سازی هیچ الگوریتم فشرده‌سازی نمی‌تواند ادعای عملکرد بهینه در تمام حالات و شرایط را داشته باشد [۲۱]. در واقع در هر شرایطی باید با توجه به خواص و ویژگی‌های سیگنال الگوریتم فشرده‌سازی را وفق داد و به عبارتی عملیات فشرده‌سازی سفارشی است. بنابراین می‌توان بیان کرد که روش‌های موجود در فشرده‌سازی انواع سیگنال‌ها لزوماً برای فشرده‌سازی سیگنال‌های دیگر نمی‌توانند کارساز باشند و باید به‌روز رسانی شوند.

۲-۲ مروری بر روش‌های پیشین

با وجود کارهای فراوانی که در حوزه‌ی فشرده‌سازی سیگنال‌های بیوالکتریک انجام شده و هر روزه در حال انجام است اما به‌صورت مشخص و مجزا کارهای بسیار اندکی روی سیگنال تحت بررسی ما یعنی سیگنال فشارخون تهاجمی انجام گرفته است پس با توجه به مشابهت شکل سیگنال با بقیه‌ی سیگنال‌های بیوالکتریک، مخصوصاً ECG، مرور کارهای گذشته را بر روی تعدادی از مقالات و آثاری که فشرده‌سازی را روی سیگنال‌های حیاتی انجام داده‌اند بررسی می‌کنیم. البته این نکته را باید در نظر داشت که خواص مورد نظر ما در هنگام بازسازی کاملاً متفاوت خواهد بود و هدف از بررسی این روش‌ها صرفاً مرور کارهای گذشته است. در ادامه جدولی برای مقایسه‌ی بهتر می‌آوریم و نتیجه‌گیری خواهیم کرد.

در [۲۲]، آلن و همکارش بلینا از اولین نفراتی بودند که در سال ۱۹۹۲ از روش DCT برای فشرده سازی سیگنال‌های حیاتی استفاده کردند. با وجود نتایج ضعیف الگوریتم پیشنهادی آن‌ها، ولی کارایی روش مشخص شد. بندی فلاح و همکاران [۲۳] با پیشنهاد روشی بهبود یافته که در آن هم کدگذاری و هم عمل چندی کردن بهبود پیدا کرده بود به شکل قابل توجهی عملکرد و نرخ فشرده سازی را بالا بردند. بعدها روشی توسط لی و بوکلی [۲۴] در نظر گرفته شد که با استفاده از تبدیل کسینوسی گسسته دو بعدی ارائه شده بود. در این روش سیگنال حیاتی ابتدا به ماتریس تبدیل می‌شود و سپس الگوریتم‌های فشرده سازی تصویر DCT روی ماتریس که در واقع تصویری با سطح خاکستری است اعمال می‌شود.

در [۲۵] هوانگ و همکاران در مقاله‌ی خود روشی ارائه کردند که مبتنی بر DWT بود و ضرایب آن به الگوریتم جزءبندی کردن در درخت‌های سلسله مراتبی (SPHIT)^۱ داده می‌شد و رمز گذاری ریاضی انجام می‌گرفت. روش [۲۶] نیز توسط کومار و همکارانش از موجک برای فشرده سازی استفاده کرده است. در مقاله‌ی آقای کومار و همکاران از موجک بتا و تجزیه در چهار سطح استفاده شده است. شارما و همکاران [۲۷] از روشی مشابه در شش سطح تجزیه استفاده کردند. روش [۲۷] همبستگی بین ضرایب موجک را محاسبه و کدگذاری کرده است. در مقاله‌ی ابوزهاد [۲۸] روشی مبتنی بر DWT ارائه شده است که اساس آن استفاده از قابلیت محلی سازی موجک و استفاده از مقادیر بهینه‌ی آستانه گذاری می‌باشد. در روش [۲۸] ضرایب موجک کد شده و نرخ اطلاعات کاهش پیدا کرده است و در عین حال اطلاعات کلینیکی حفظ شده است.

^۱ Set Partitioning In Hierarchical Trees

برای سیگنال‌های تا حدودی متناوب و سیگنال‌هایی که نمونه به نمونه باهم مشابهت دارند استفاده از فشرده‌سازی موجک دوبعدی کارساز خواهد بود و عملکرد بهتری خواهد داشت زیرا از اطلاعات تصاویری با نوارهایی روشن و ممتد ایجاد می‌شود که در حین تبدیل موجک بهتر محلی-سازی می‌شوند. تای و همکاران [۲۹] روشی ارائه کردند که ابتدا سیگنال حیاتی را به ماتریس تبدیل می‌کند و سپس از فشرده‌سازی دوبعدی موجک همانند تصاویر استفاده می‌کند. محمدپور و مولایی [۳۰] در روش ابداعی خود با تبدیل سیگنال به ماتریس از آن یک تصویر خاکستری ایجاد کردند و از روش RLE برای کد گذاری استفاده کردند. برای این کار در روش [۳۰] با به‌دست آوردن دوره تناوب سیگنال ابتدا سیگنال تبدیل به سیگنال دو بعدی می‌شود و سپس سیگنال دو بعدی فشرده می‌شود.

تئوری سنجش فشرده (CS^1) روش‌هایی را فراهم می‌کند که می‌توان از آن‌ها برای به‌دست آوردن سیگنال‌های تنک بدون از دست دادن تعداد زیادی از داده‌های سیگنال، استفاده کرد. برای حس گر فشرده، تعداد نمونه‌ی کمتری نسبت به قضیه نایکوئیست شانون مورد نیاز است که تأثیر زیادی در پردازش سیگنال و همچنین در فشرده‌سازی داده‌ها دارد [۳۱]. انصاری و خیاط در روشی که در سال ۲۰۱۲ ارائه کردند [۳۲] از این روش بهره بردند. روش [۳۲] با ایجاد یک ماتریس تصویر صفر و یک سیاه سفید از سیگنال و استفاده از تئوری سنجش فشرده حجم عملیات پردازشی را بسیار کم کرده و با مقایسه‌ی نتایج فشرده‌سازی نشان دادند در این زمینه CS عملکرد بهتری از DWT دارد.

معیارهای بررسی شده برای عملکرد روش‌های گذشته نسبت فشرده‌سازی (CR^2) و معیار انرژی خطا (PRD^3) می‌باشد.

^۱ Compressed Sensing

^۲ Comparision Ratio

^۳ Percent Root mean-square Difference

جدول (۱-۲) روش‌های مبتنی بر تبدیل

معیارها / محقق	تبدیل در روش فشرده سازی	CR	PRD%
آلن و بلینا	DCT	۲/۸	۰/۲
بندی فلاح و همکاران	DCT	۵	۵
لی و بوکلی	Dct ^۲ d	۴	۱/۹
هوانگ و همکاران	DWT	۴۲	۸/۷۷
کومار و همکاران	DWT	۱۲/۲۱	۳/۲۱
شارما و همکاران	DWT	۵/۹۸	۲/۰۹
ابوزهاد و همکاران	DWT	۲۳/۱	۱/۶
تای و همکاران	Dwt ^۲ d	۱۰	۱/۵۷
محمدپور و مولایی	Dwt ^۲ d	۱/۳۷	۲۴

روش SPIHT یک روش کدگذاری سریع و کارآمد می باشد، این روش برای انتقال بهینه و به همین صورت برای فشرده سازی طراحی شده است. این روش به طور کامل یک جریان بیت جداسازی شده‌ای که بر روی دامنه‌ی ضرایب کار می‌کند، تولید می‌کند و با دیگر الگوریتم‌های کدگذاری رقابت دارد [۳۳]. هیگینز [۳۴] در سال ۲۰۱۱ روی فشرده‌سازی با اتلاف به روش SPIHT روی سیگنال مغزی با استخراج ضرایب موجک کار کرد و کار پویان [۳۵] که هفت سال پیش با استخراج ضرایب DCT روی سیگنال قلبی به آن پرداخته بود را ادامه داد. نتایج در جدول (۲-۲) آورده شده است.

عبدالغنی و کیسون [۳۶] از روشی با عنوان پیگیری پایه (BP^1) استفاده کردند. در روش [۳۶] از ترکیب روش BP و CS روی سیگنال‌های مغزی بهره بردند. دو سال بعد کیسون و رودریگز [۳۷] روی بهبود عملکرد روش روی چند نمونه از سیگنال‌های حیاتی و نزدیک‌تر کردن سیگنال بازسازی شده به سیگنال اصلی کار کردند. BP می‌تواند با حل یک مسئله بهینه‌سازی، با داده‌های دارای نویز نیز به کار برده شود که در این مسئله یک معادله درجه دو حل می‌شود [۳۸].

جدول (۲-۲) بررسی روش‌های پیشین فشرده‌سازی

معیارها محقق	روش فشرده‌سازی	CR	PRD%
عبدالغنی و کیسون	BP	۳	۱۸/۶
کیسون و رودریگز	BP	۲/۵	۲/۶
هیگینز	SPHIT	۳۰	۳۰
پویان	SPIHT	۲۱/۴	۳/۱
انصاری	CS	۵	۸/۵۸
دن یانگ و همکاران	EMD	۲۶/۵۲	۲۹/۶
خلدی و بودرا	EMD	۴/۹	۸/۳
ونگ و همکاران	EMD combined by DWT	۲۰/۵۱	۴/۹۷

^۱ Basis Pursuit

در سال ۲۰۱۲ خلدی و بودرا از روش EMD برای فشرده‌سازی سیگنال‌های حیاتی استفاده کردند [۳۹]. دن یانگ و همکاران نیز در مقاله‌ی [۴۰] از همین روش جهت فشرده‌سازی بهره بردند. در روش فشرده‌سازی با EMD تمام جزئیات به دست می‌آید سپس اکستریم‌های IMFها و سیگنال باقی‌مانده کد می‌شوند و در مسیر بازگشت پس از کدگشایی شدن درون یابی صورت می‌گیرد. در مقاله‌ی ونگ [۴۱] در سال ۲۰۱۶ پیدا کردن اکستریم‌ها به عهده‌ی تبدیل موجک بود. ونگ از ترکیب IMFها برای این منظور بهره برد.

در [۴۲] گراف و همکارانش روی فشرده‌سازی سیگنال پیوسته‌ی فشارخون شریانی اندازه‌گیری شده به‌صورت غیر تهاجمی کار کردند. روش [۴۲] بر پایه‌ی جایی و انتخاب نقاط مهم سیگنال و ذخیره‌سازی آنها و اتصال این نقاط در مرحله‌ی بازسازی می‌باشد. اطلاعات کلینیکی هم‌چون فشارخون سیستمولیک، دیاستولیک و میانگین در هنگام بازسازی با در نظر گرفتن یک خطای ثابت و کم‌تر از 0.5mmHg به خوبی باقی ماند.

بر اساس بررسی خروجی روش‌ها و الگوریتم‌ها فشرده‌سازی سیگنال‌های حیاتی، ملاحظه می‌گردد که تبدیل موجک به دلیل خواص منحصر به فرد خود به عنوان یکی از کارآمدترین روش‌های فشرده‌سازی سیگنال‌های حیاتی بوده که می‌تواند در نرخ‌های فشرده‌سازی بالا، میزان خطای کمتری را ارائه نموده و سیگنال خروجی را با شباهت بیشتری به سیگنال اصلی ارائه نماید. تبدیل DCT نیز همانند تبدیل موجک عملکرد خوبی در هنگام فشرده‌سازی دارا است. همانطور که در بررسی‌ها مشخص شد با وجود انبوهی از الگوریتم‌های تخصصی برای فشرده‌سازی سیگنال‌های حیاتی همیشه الگوریتم‌های ترکیبی و نوآور موفق‌تر عمل می‌کنند.

فصل سوم: مبانی نظری

در این فصل مبانی نظری الگوریتم‌های مورد استفاده‌ی ما در روش طرح پیشنهادی و هم‌چنین مورد نیاز برای بررسی عملکرد و مقایسه از لحاظ تئوری بررسی خواهند شد.

در طرح پیشنهادی هر بلوک نقش خود را در روند فشرده‌سازی با توجه به خواص روش و سیگنال فشارخون تهاجمی روی نتیجه خواهد گذاشت. تمامی این تاثیرات و هم‌چنین اثر هر بلوک در مسیر بازسازی پیشنهادی قبل از شروع فرایند مورد بررسی تئوری قرار می‌گیرد تا با دانش کافی به سراغ عملیات پردازشی برویم.

۳-۱ آستانه‌گذاری

دنباله‌ی F با n نمونه برای انجام عملیات پردازش سیگنال در اختیار است. یکی از این عملیات می‌تواند فشرده‌سازی یا هیستوگرام‌گیری باشد. در هر دنباله می‌توان مقادیری با ارزش کم‌تر از حدی که توسط کاربر عملیات با در نظر گرفتن جمیع جهات لحاظ شده است را صفر یا ارزشی معادل در نظر گرفت این عمل را آستانه‌گذاری نام‌گذاری کرده‌اند. پس از انجام آستانه‌گذاری هیستوگرام دنباله تیزتر از مرحله‌ی قبل است. در عملیات‌هایی نظیر فشرده‌سازی می‌توان با آستانه‌گیری از دنباله نمونه‌های کم ارزش را صفر و سپس از چرخه‌ی عملیات خارج کرد.

آستانه‌گذاری دارای پارامتری به نام سطح آستانه است که در واقع این پارامتر تعیین می‌کند که کدام نمونه‌ها می‌تواند بی‌ارزش باشد. انجام آستانه‌گذاری را می‌توان در بلوک پردازشی به عنوان یک مرحله‌ی فشرده‌سازی در نظر داشت. عمل آستانه‌گذاری در طول پردازش سیگنال یک مقدار خطا ایجاد می‌کند ولی با کم کردن حجم عملیات پردازشی و به‌خصوص کمک به بهبود فرآیند فشرده‌سازی این خطا قابل چشم پوشی است.

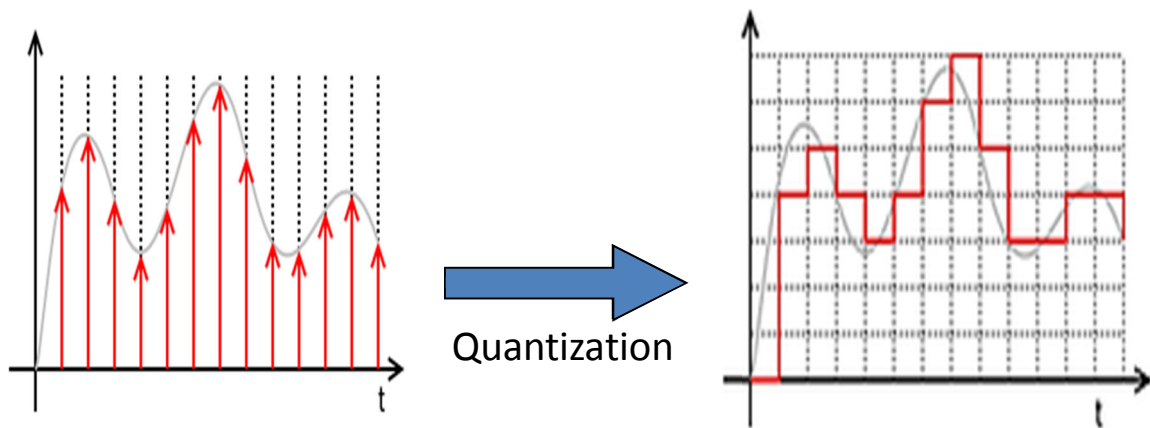
در دنباله‌ی F تعداد I نمونه با ارزش کم‌تر از سطح آستانه وجود دارد، پس از مرحله‌ی آستانه-گذاری و صفر کردن I نمونه تعداد نمونه‌های غیر صفر دنباله برابر $n-I$ خواهد شد که کمک شایانی در حجم عملیات پردازشی و سرعت انجام آن می‌کند. آستانه‌گذاری مرحله‌ای تقریباً غیر قابل برگشت است.

۲-۳ چندی کردن

سیگنال گسسته را جهت دیجیتال‌سازی می‌توان به مقادیر خاصی محدود کرد، به این عملیات، چندی کردن گویند. یکی از دلایل استفاده از چندی کردن آن است که دستگاه‌های کنونی قدرت تشخیص صددرصد یک سیگنال و ذخیره‌سازی آن را ندارند. یکی دیگر از دلایل چندی کردن را می‌توان با توجه به پردازش خاص مدنظر افزایش نمونه‌های تکراری دانست.

پس از نمونه برداری از سیگنال پیوسته، سیگنال بدست آمده دنباله‌ای گسسته در زمان و با دامنه‌های متنوع و به نوعی پیوسته می‌باشند، در چنین شرایطی نمی‌توان با تعداد بیت معینی دامنه‌ی آن‌ها را تعریف نمود. طی فرآیندی که گفته شد به هر دامنه از نمونه‌های دنباله بر اساس این که در چه محدوده‌ای قرار می‌گیرند یک دامنه‌ی خاص با تعداد بیت مشخصی اختصاص داده می‌شود و بدین ترتیب نمونه‌ها به مجموعه‌ای با دامنه‌های محدود تبدیل می‌شوند. عمل چندی کردن دارای پارامتری به نام سطوح دسته بندی است که در واقع دامنه‌های سیگنال به این سطوح گرد می‌شوند. شکل (۱-۳) چندی کردن یک دنباله‌ی نمونه را نشان می‌دهد.

برای عمل چندی کردن با توجه به خواص سیگنال روابطی را در نظر می‌گیرند که با توجه به در اختیار بودن این رابطه، رابطه‌ای دوگان برای مسیر بازگشت وجود دارد که با خطایی بسیار اندک دنباله‌ی قبل از چندی کردن را می‌سازد.



شکل (۳-۱) چندی کردن یک دنباله‌ی نمونه

۳-۳ تبدیل موجک گسسته

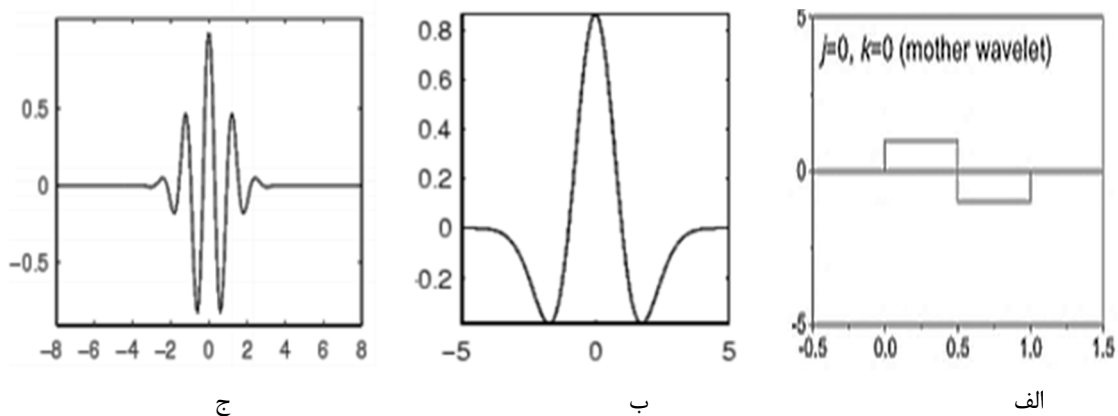
در مواردی که باید از تبدیل موجک گسسته استفاده کرد، تابع موجک گسسته به صورت زیر بیان می شود [۴۳]:

$$\psi_{j,k}(x) = 2^{j/2} \psi(2^j x - k) \quad (۳-۱)$$

که در این رابطه ψ موجک، j شاخص عدد صحیح مقیاس و k شاخص عدد صحیح انتقال می باشد. برای یک سیگنال داده شده (زمانی یا مکانی)، تبدیل موجک را می توان با انتگرال گیری از تابع سیگنال و مزدوج مختلط تابع موجک به دست آورد. اندازه گیری ارتباط بین موجک و بخش مربوطه از سیگنال در مجموعه ای از ضرایب موجک قرار دارد. رابطه ریاضی تبدیل موجک گسسته به صورت زیر است:

$$Wf_{j,k}(x) = 2^{j/2} \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \overline{\psi(2^j x - k)} dx = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \overline{\psi_{j,k}(x)} dx \quad (۳-۲)$$

انواع پنجره‌های موجک از جمله هار، دابیشز، مورلت، سیملت و ... برای کاربردهای مختلف در دسترس هستند. در شکل (۳-۲) چند نمونه پنجره موجک الف) هار (db) ب) کلاه مکزیکی ج) مورلت نشان داده شده است.



شکل (۳-۲) چند نمونه پنجره موجک الف) هار (db) ب) کلاه مکزیکی ج) مورلت [۴۳]

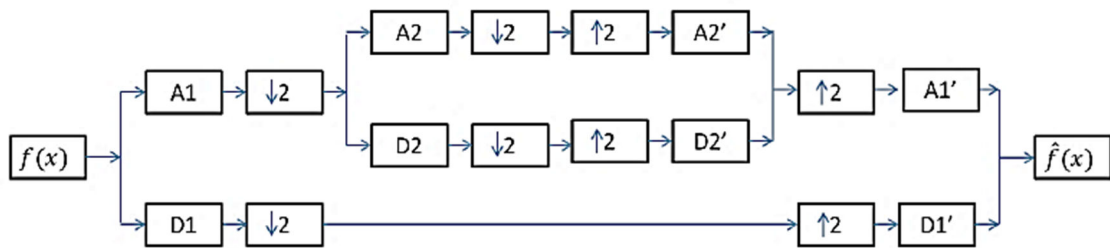
تبدیل موجک یک تبدیل معکوس پذیر است و انرژی سیگنال را حفظ می‌کند. تبدیل موجک گسسته دنباله را به چندین زیر باند تقسیم می‌کند که عبارتند از:

$$\begin{aligned}
 a_n^M (n = 0, 1, \dots, \frac{L}{\varphi^M} - 1) \\
 d_n^M (n = 0, 1, \dots, \frac{L}{\varphi^M} - 1) \\
 d_n^{M-1} (n = 0, 1, \dots, \frac{L}{\varphi^M} - 1) \\
 \vdots \\
 d_n^1 (n = 0, 1, \dots, \frac{L}{\varphi} - 1)
 \end{aligned} \tag{۳-۳}$$

در رابطه‌ی (۳-۳)، L طول دنباله و M تعداد مراحل تجزیه می‌باشد. در هر مرحله از انجام تبدیل موجک ضرایب مقیاس a_n^j و ضرایب موجک d_n^j خروجی تبدیل موجک هستند [۴۴].

$$\begin{aligned} a_n^{j+1} &= \sum_m l(2n-m)a_m^j \\ d_n^{j+1} &= \sum_m h(2n-m)a_m^j \end{aligned} \quad (۴-۳)$$

برای بازسازی نیز می‌توان روند مشابهی طراحی نمود. به این شکل که در مرحله‌ی اول a_n^M و d_n^M با هم ادغام می‌شوند و a_n^{M-1} را تشکیل می‌دهند و این عملیات آنقدر تکرار می‌شود تا دنباله‌ی اولیه ایجاد شود. به دلیل دارا بودن پنجره موجک با طول متغیر، تبدیل موجک قادر به انجام تحلیل-های متفاوت زمان-فرکانس می‌باشد. در شکل (۳-۳) روند آنالیز و بازسازی نشان داده شده است.



شکل (۳-۳) آنالیز دو مرحله‌ای موجک و بازسازی [۴۴]

۳-۳-۱ تبدیل موجک گسسته دو بعدی

تابع موجک و تابع مقیاس به صورت زیر تعریف می‌شوند.

$$\begin{aligned} \psi_{j,m,n}^i(x,y) &= 2^{j/2} \psi^i(2^j x - m, 2^j y - n) \\ i & \in \{H, V, D\} \end{aligned} \quad (۵-۳)$$

$$\phi_{j,m,n}(x,y) = 2^{j/2} \phi(2^j x - m, 2^j y - n) \quad (6-3)$$

تابع مقیاس و سه تابع موجک موجود را می توان به شکل رابطه های زیر باز نویسی کرد.

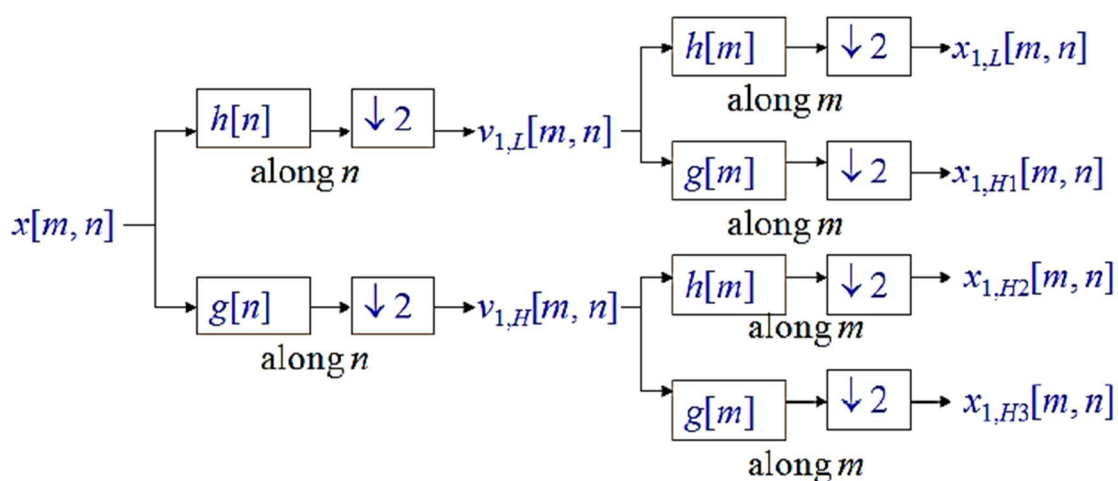
$$\phi(x,y) = \phi(x)\phi(y) \quad (7-3)$$

$$\psi^H(x,y) = \psi(x)\phi(y) \quad (8-3)$$

$$\psi^V(x,y) = \phi(x)\psi(y) \quad (9-3)$$

$$\psi^D(x,y) = \psi(x)\psi(y) \quad (10-3)$$

اگر بتوانیم توابع را به صورت تفکیک پذیر تعریف کنیم می توانیم به راحتی آنالیز دو بعدی را هم چون موجک یک بعدی انجام دهیم. و در مراحل بعدی اگر توابع تفکیک پذیر باشند می توان آنالیز را برای مراحل بعدی ادامه داد [45]. شکل (4-3) شماتیک نحوه ی عملکرد موجک دو بعدی را نشان می دهد.



شکل (4-3) آنالیز موجک دو بعدی [45]

۳-۴ تبدیل کسینوسی گسسته

رابطه‌های (۳-۱۱) و (۳-۱۲) تبدیل کسینوسی گسسته یا DCT را نمایش می‌دهند. $\phi_k[n]$ دنباله‌ی پایه‌ی کسینوسی است.

$$A[k] = \sum_{n=0}^{N-1} X[n] \phi_k^*[n] \quad (۳-۱۱)$$

$$x[n] = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} A[k] \phi_k[n] \quad (۳-۱۲)$$

برای DCT به دلیل وجود راه‌های بسیار برای بازسازی دنباله‌ی اولیه تعاریف مختلفی وجود دارد. DCT-۱، DCT-۲، DCT-۳ و DCT-۴ چهار شکل رایج DCT هستند [۴۶] که از بین آن‌ها دو شکل DCT-۱ و DCT-۲ معرفی می‌شوند.

$\alpha[n]$ وزن نقاط پایانی جبران کننده‌ی مضاعف سازی است که به صورت رابطه‌ی (۳-۱۳) تعریف می‌شود. دنباله‌ی متناوب حاصل از DCT-۱، که به صورت مجموعی از کپی‌های انتقال یافته دنباله‌های N نقطه‌ای $x[n]$ و $x[-n]$ تجزیه شده است نیز در رابطه‌ی (۳-۱۵) نشان داده شده است. $x[n]$ نخست در نقاط پایانی اصلاح می‌شود و سپس جهت متناوب شدن با $N-2$ ادامه می‌یابد. $x_\alpha[n]$ طبق رابطه‌ی (۳-۱۴) در $\tilde{x}_1[n]$ جایگذاری می‌شود.

$$\alpha[n] = \begin{cases} \frac{1}{2}, & n = 0, N-1 \\ 1, & 1 \leq n \leq N-2 \end{cases} \quad (۳-۱۳)$$

$$x_\alpha[n] = \alpha[n] x[n] \quad (۳-۱۴)$$

$$\tilde{x}_1[n] = x_\alpha \left[((n))_{N-2} \right] + x_\alpha \left[((-n))_{N-2} \right] \quad (۳-۱۵)$$

با توجه به روی هم افتادگی نقاط پایانی با انتقال یافته‌هایشان می‌توان بین $DCT-1$ و $DCT-2$ تفاوت قائل شد. در زمان روی هم افتادگی دو جمله در رابطه‌ی (۳-۱۵)، $\alpha[n]$ در نقاطی با فاصله‌ی $2N-2$ و همچنین نقاط $n=0$ و $n=N-1$ مقدار دارد. بنابراین برای $n = 0, 1, \dots, N-1$ می‌توان اثبات کرد که $x[n] = \tilde{x}_1[n]$ می‌باشد. $\tilde{x}_1[n]$ دارای تقارن متناوب نوع اول است زیرا در نقاط $n=0$ و $n=N-1$ 1 و $2N-2$ دارای تقارن متناوب زوج است.

$$X^{c1}[k] = 2 \sum_{n=0}^{N-1} \alpha[n] x[n] \cos\left(\frac{\pi kn}{N-1}\right), \quad 0 \leq k \leq N-1 \quad (3-16)$$

و

$$x[n] = \frac{1}{N-1} \sum_{k=0}^{N-1} \alpha[k] X^{c1}[k] \cos\left(\frac{\pi kn}{N-1}\right), \quad 0 \leq n \leq N-1 \quad (3-17)$$

$DCT-1$ در رابطه‌های (۳-۱۶) و (۳-۱۷) نشان داده شده است.

$$\tilde{x}_2[n] = x\left[\left((n)\right)_{2N}\right] + x\left[\left((-n-1)\right)_{2N}\right] \quad (3-18)$$

$x[n]$ دارای تناوب $2N$ است و $\tilde{x}_2[n]$ به شکل رابطه‌ی (۳-۱۸) آورده شده است. نقاط پایانی روی هم افتادگی ندارند پس می‌توان گفت که تقارن متناوب نوع دو داریم بنابراین بدون اصلاحی روی نقاط پایانی برای $n = 0, 1, \dots, N-1$ $x[n] = \tilde{x}_2[n]$ می‌شود.

$$X^{c2}[k] = 2 \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \cos\left(\frac{\pi k(2n+1)}{2N}\right), \quad 0 \leq k \leq N-1 \quad (3-19)$$

$$x[n] = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \beta[k] \cos\left(\frac{\pi k(2n+1)}{2N}\right), \quad 0 \leq n \leq N-1 \quad (20-3)$$

DCT-2 با زوج تبدیل رابطه‌های (19-3) و (20-3) تعریف می‌شود.

در تقارن نوع دوم $\tilde{x}_2[n]$ دارای تقارن زوج حول نقاط $0, N-1/2, N-1/2, 2N-1/2$ و ... می‌باشد. که معکوس DCT-2 شامل تابع وزن‌دهی $\beta[k]$ در زیر می‌باشد:

$$\beta[k] = \begin{cases} \frac{1}{2} & k = 0 \\ 1 & 1 \leq k \leq N-1 \end{cases} \quad (21-3)$$

۳-۵ تجزیه‌ی حالت تجربی

روش EMD یک الگوریتم زمان-فرکانس مورد استفاده برای تجزیه و فشرده کردن سری‌های زمانی است [47, 48]. الگوریتم EMD برای کشف و تجزیه‌ی سیگنال به حالت‌های بنیادی و مهم با بیشترین فشردگی در اسپکتوگرام مورد استفاده است [49]. با این روش IMFها و سیگنال باقی مانده^۱ طبق الگوریتمی که گفته می‌شود به دست می‌آیند. IMFها را به صورت یک ماتریس که تعداد سطرها برابر با تعداد IMFها می‌باشد و ستون‌ها درایه‌های IMF را تشکیل می‌دهد. هر دنباله‌ای از اعداد به صورت ورودی به تابع EMD داده شود تابع این توانایی را دارد که تمامی IMFهای سیگنال را در خروجی ظاهر کند.

$$x(t) = \sum_{i=1}^N imf_i(t) + r(t) \quad (22-3)$$

^۱ residual

با فرض ایجاد N عدد IMF در رابطه‌ی (۳-۲۲)، $r(t)$ را سیگنال باقی مانده می‌نامیم [۵۰]. برای هر دنباله‌ی اجرا شده در تابع مقدار N متفاوت است و قابل پیش بینی نیست. روش EMD در یافتن فرکانس لحظه‌ای برای تحلیل زمان فرکانس سیگنال با استفاده از تجزیه‌ی زمان کوتاه سیگنال ما را یاری می‌دهد. بنابراین EMD سیگنال را به مجموعه‌ای از توابع تعریف شده در خود دنباله بسط می‌دهد و EMD مبتنی بر ویژگی‌های مکانی می‌باشد.

هر دنباله شامل فرکانس‌های ذاتی بسیاری است، بنابراین از EMD برای تجزیه دنباله به IMF‌هایش استفاده می‌شود. تابع EMD در طول یک عملیات غربال IMF‌ها را تولید می‌کند. این تابع با به‌دست آوردن اکستریم‌های محلی و درون یابی به منظور به‌دست آوردن پوش‌های پایین و بالا نسبت به تجزیه‌ی آن اقدام می‌کند.

با قرار دادن $y(t) = x(t)$ و $n=1$ و $k=1$ و $\square$ به عنوان اختلاف استاندارد نرمال شده (NSD^1) [۵۱]، مراحل استخراج هر IMF روند زیر را دنبال می‌کند [۵۰]:

گام اول: پیدا کردن موقعیت و اندازه‌ی تمام قله‌ها و دره‌ها

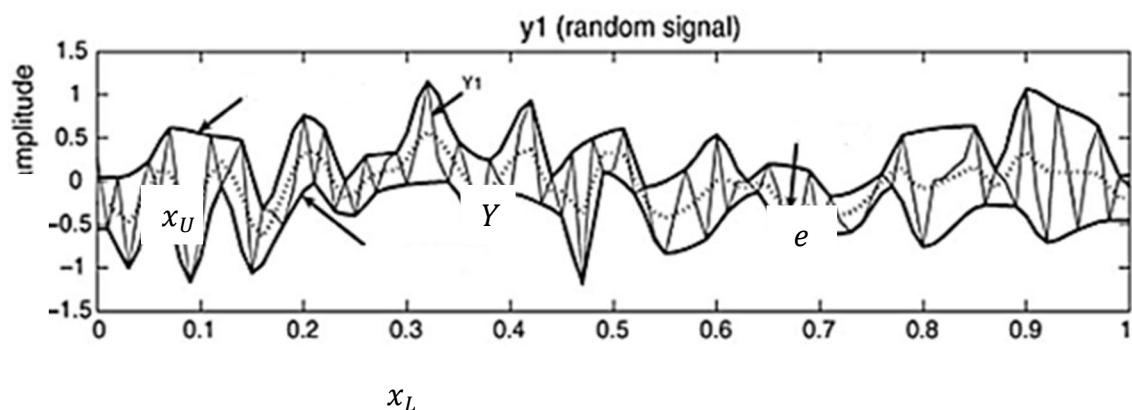
گام دوم: اتصال نقاط قله با خط و به‌دست آوردن پوش بالا $x_U(t)$ و اتصال دره‌ها و به‌دست آوردن پوش پایین $x_L(t)$

گام سوم: به دست آوردن پوش میانگین $e(t)$ طبق رابطه‌ی (۳-۲۳) از پوش‌های بالایی و پایینی.

$$e(t) = \frac{x_L(t) + x_U(t)}{2} \quad (3-23)$$

سیگنال تصادفی Y

¹ Normalized standard difference



شکل (۵-۳) نمایش پوش بالا و پایین و میانگین در تابع EMD [۵۲]

در رابطه‌ی (۳-۲۳)، $x_L(t)$ دامنه‌ی سیگنال پوش پایین و $x_U(t)$ دامنه‌ی سیگنال پوش بالا و $e(t)$ سیگنال پوش میانگین در هر مرحله است. پوش‌های بالا و پایین و میانگین در شکل (۵-۳) مشخص شده‌اند.

گام چهارم: به دست آوردن باقی مانده $h_k(t)$ در هر مرحله طبق رابطه‌ی (۳-۲۴)، سپس شرایطی را بررسی می‌کنیم. اولاً تمام ماکزیمم‌های محلی $h_k(t)$ مثبت و تمام مینیمم‌های منفی باشند. دوماً بزرگی میانگین پوش بالا و پایین $h_k(t)$ کوچکتر از $\square$ باشد. $\square$ از رابطه‌ی (۳-۲۵) به دست می‌آید.

$$h_k(t) = x(t) - e(t) \quad (۳-۲۴)$$

$$\varepsilon = \sum_{j=1}^k \frac{|d_{n-1}(t) - d_n(t)|^2}{d_j^2(t)} \quad (۳-۲۵)$$

اگر شروط برقرار نبود که $y(t) = h_k(t)$ قرار می‌دهیم مقدار k را یکی اضافه و به گام اول می‌رویم. اگر شروط برقرار بود $d_n(t) = h_k(t)$ قرار می‌دهیم که $d(t)$ نمایان‌گر IMF در هر مرحله خواهد بود.

گام پنجم: $r(t)$ را از رابطه‌ی (۳-۲۲) محاسبه می‌کنیم و در صورتی که $r(t)$ پوش میانگین دیگری نداشته باشد کار تابع EMD تمام است ولی اگر دارای پوش میانگین باشد $y(t) = r(t)$ قرار می‌دهیم

و به گام یک می‌رویم. در واقع شرط توقف عملیات صفر شدن سیگنال پوش میانگین است.

۳-۵-۱ تجزیه‌ی حالت متغیر

هدف روش تجزیه‌ی حالت متغیر (VMD^1) تجزیه‌ی یک سیگنال ورودی به تعدادی زیر سیگنال (حالت) مجزا است که خواص تنکی خاصی را در هنگام بازسازی ورودی دارند. تنکی اولیه‌ی هر زیر سیگنال به عنوان پهنای باند اسپکتوگرام آن مشخص می‌شود. به عبارت دیگر، ما نیازمند هستیم برای هر زیر سیگنال با اندیس k بیش‌ترین فشردگی را حول مرکز w_k ایجاد کنیم، که در حین تجزیه مشخص می‌شود [۴۹]. با حل یک مسئله‌ی بهینه‌سازی می‌توان VMD را به‌دست آورد [۴۹]. در این روش زیر سیگنال‌های با اندیس کم‌تر دارای فرکانس بیش‌تر هستند و هر چه اندیس زیر سیگنال بیش‌تر شود فرکانس کم‌تر می‌شود. بررسی اسپکتوگرام زیر سیگنال‌های تابع VMD نشان می‌دهد که در زیر سیگنال‌های با فرکانس بیش‌تر اسپکتوگرام تیزتر از تابع EMD می‌باشد ولی برای زیر سیگنال‌های با فرکانس کم‌تر اسپکتوگرام تابع EMD دارای تعداد فرکانس کم‌تری است [۵۱]. در این صورت اگر قرار به تقریب زدن سیگنال با تابع VMD باشد حتی با حذف چندین سیگنال بیش‌تر از حالتی که با EMD در حال تقریب زدن هستیم، یک سری فرکانس بی اهمیت در سیگنال تقریب ظاهر می‌شود. این را نیز باید در نظر گرفت که حذف بی مورد تعداد زیادی از زیر سیگنال‌ها خود باعث افزایش خطا در سیگنال تقریب زده شده می‌شود.

۳-۶ کد گذاری دوره‌ی تداوم

همیشه نیاز به کاهش اطلاعات جهت نمایش سیگنال ما را به فشرده‌سازی ترغیب کرده است. RLE یکی از انواع روش‌های فشرده‌سازی اطلاعات است. برای فشرده‌سازی هر نوع داده‌ای این

الگوریتم را می‌توان به کار برد اما محتویات و نوع داده‌های درون یک فایل بر روی نسبت فشرده‌سازی تاثیر خواهد گذاشت. گرچه به نسبت سایر روش‌های فشرده‌سازی RLE میزان فشرده‌گی کمتری را ایجاد می‌نماید، اما سادگی این الگوریتم و سرعت اجرای بالای آن از مزیت‌های آن به‌شمار می‌روند. الگوریتم RLE از طریق کاهش اندازه فیزیکی رشته ای از کاراکترهای تکراری کار می‌کند.

۲۰	۲۰	۱۲	۳	۱	۱	۱	۱	۱	۰	۰	۱۲	۱۲	۱۲	۷	۶	۶	۶	۶	۱۹
----	----	----	---	---	---	---	---	---	---	---	----	----	----	---	---	---	---	---	----

الف

۲۰	۲	۱۲	۱	۳	۱	۱	۵	۰	۲	۱۲	۳	۷	۱	۶	۴	۱۹	۱
----	---	----	---	---	---	---	---	---	---	----	---	---	---	---	---	----	---

ب

شکل (۶-۳) مثالی از نحوه‌ی کار **RLE** با تکرار کم الف) دنباله‌ی اصلی ب) دنباله‌ی فشرده شده

در مثال بالا تعداد نمونه‌ی تکراری کم بود به همین دلیل نسبت فشرده‌سازی بالا نیست ولی برای دنباله‌های با نمونه‌ی تکراری بیشتر همچون مثال زیر نسبت فشرده‌سازی حاصل از روش RLE نیز بیشتر است.

۲۰	۲۰	۲۰	۲۰	۲۰	۷	۷	۷	۷	۷	۷	۰	۰	۰	۱۹	۹	۹	۵	۵	۵
----	----	----	----	----	---	---	---	---	---	---	---	---	---	----	---	---	---	---	---

الف

۲۰	۵	۷	۶	۰	۳	۱۹	۱	۹	۲	۵	۳
----	---	---	---	---	---	----	---	---	---	---	---

ب

شکل (۷-۳) مثالی از نحوه‌ی کار **RLE** با تکرار زیاد الف) دنباله‌ی اصلی ب) دنباله‌ی فشرده شده

^۱ Variational Mode Decomposition

۷-۳ رمز گذاری MQ

فشرده‌سازی اطلاعات و یا رمز گذاری به فرآیند رمز گذاری اطلاعات با استفاده از تعداد بیت های کم‌تر گفته می‌شود. در حال حاضر مهم‌ترین تکنیک‌های فشرده‌سازی از روش‌های رمز گذاری هافمن و حسابی استفاده می‌کنند. نرخ شانون بیان می‌کند که برای بهترین فشرده‌سازی امکان پذیر، طول خروجی برای رمز گذاری هر نمونه که دارای احتمال وقوع p می باشد، دارای توزیع بیتی از لگاریتم p است.

رمز گذاری حسابی دارای دو مشکل اساسی می‌باشد؛ یکی کوچک کردن فاصله زمانی فعلی که نیاز به استفاده از محاسبات ریاضی با دقت بالا دارد و مشکل دیگر عدم تولید خروجی تا زمانی که فایل مورد نظر به طور کامل خوانده شود [۵۳]. ساده‌ترین راه برای حل هر دو مشکل تعیین خروجی هر بیت به محض تشخیص داده شدن می‌باشد. در این الگوریتم برای هر رخداد دو مرحله اجرا می‌شود [۵۴]:

- فاصله زمانی فعلی به زیر فاصله‌های زمانی تقسیم می‌گردد، که اندازه هر زیر فاصله با توجه به میزان احتمال وقوع رخداد مورد نظر متغیر بوده و تعیین می‌شود.
- هر زیر فاصله با توجه به اینکه چه رخدادی به وقوع می‌پیوندد انتخاب می‌شود و فاصله زمانی نیز با توجه به فاصله رخداد فعلی تغییر کرده و به‌روز می‌شود.

برای مثال شکل (۷-۳) رمز گذاری MQ را اجرا می‌کنیم و خروجی را به صورت صفر و یک نشان می‌دهیم. طول دنباله‌ی خروجی برابر ۶۹ است و با توجه به ۲۰ خانه‌ی ۸ بیتی در ورودی RLE که توسط تابع RLE به ۱۲ بایت تبدیل شده بود، نسبت فشرده‌سازی در مثال برابر ۲/۳۲ می‌باشد.

.....۱۰۰۱۰۱۱۱۰۰۰۰۱۰۱۱۰۰۰۱۱۰۰۰۱۱۰۱۰۱۰۱۱۰۱۱۰۱۰۱۰۱۰۰۰۰۱۰۱۱۱۰۱۱۰۱۱۰۱۰

شکل (۸-۳) مثالی از نحوه ی رمزگذاری MQ

فصل چهارم: روش پیشنهادی

۴-۱ مقدمه

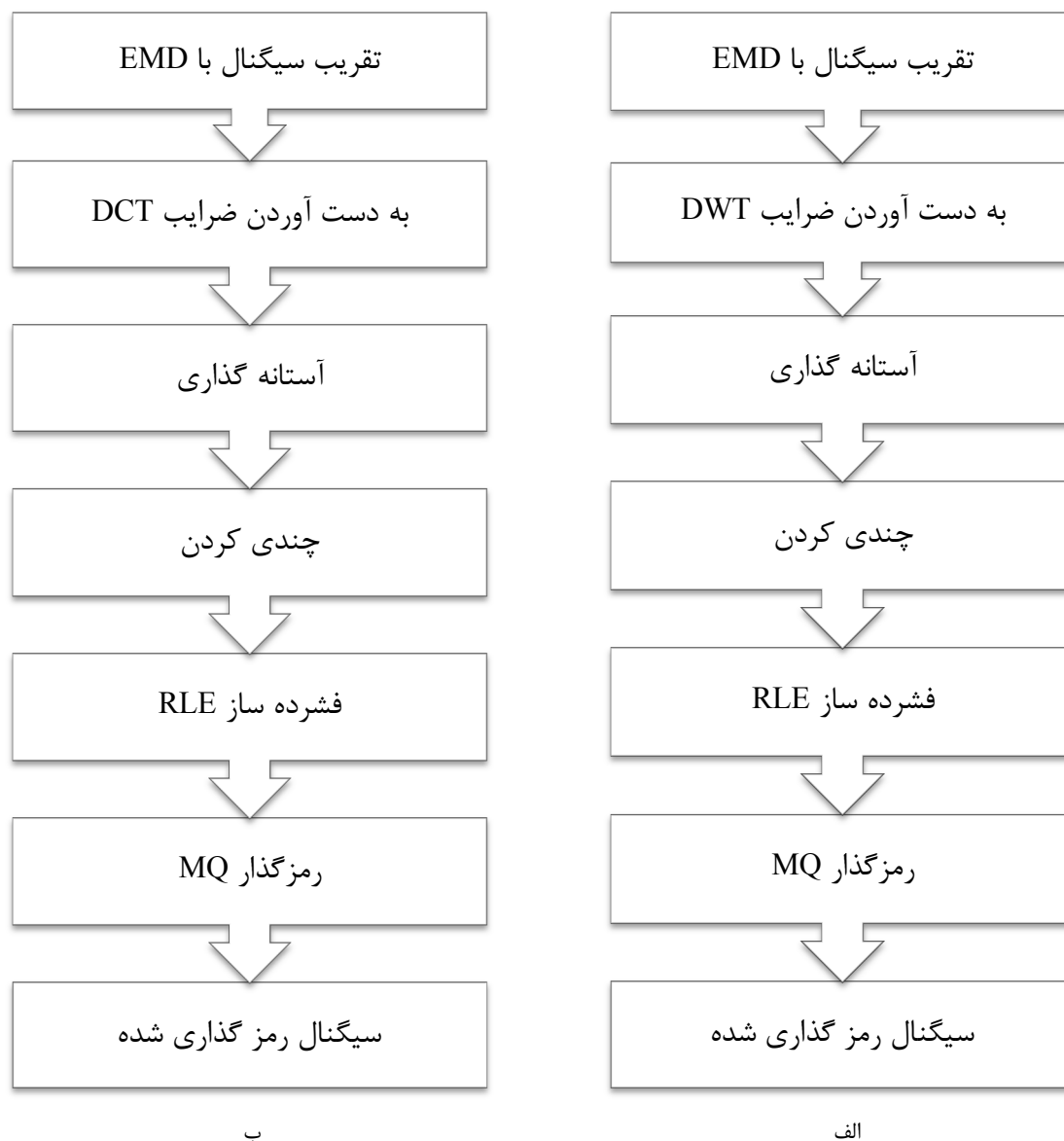
در این فصل ما دو سیستم پیشنهادی فشرده‌سازی سیگنال فشارخون تهاجمی را معرفی می‌کنیم و کاملاً مسئله را بررسی خواهیم کرد. در این پایان‌نامه، فشرده‌سازی سیگنال فشارخون تهاجمی بر اساس کدگذاری با روش MQ و فشرده‌سازی RLE مبتنی بر تبدیل‌های DCT و DWT با اعمال روی سیگنال تقریب زده شده از تابع EMD ارائه می‌گردد و قصد بر آن است که با ادغام این روش‌ها عملکرد فشرده‌سازی تقویت شود. برای به‌دست آوردن معیاری که عملکرد روش پیشنهادی را به صورت ریاضی نشان دهد سیگنال بازسازی می‌شود. بازسازی سیگنال فشارخون تهاجمی نیز با روش پیشنهادی قابل انجام است. اعمال کدگذار روی دنباله‌ی RLE سیگنال در حوزه‌ی تبدیل و چندی شده را رمزگذاری می‌کند و در عین حال تعداد بیت ذخیره‌سازی را کاهش می‌دهد. در واقع پس از چندی کردن تعداد نمونه‌های مشابه بیشتر شده و با اعمال RLE تعداد نمونه‌ی خروجی از این مرحله به شکل محسوسی کاهش می‌یابد. در روش پیشنهادی با توجه به خواص خروجی تابع EMD از هر دو تبدیل DCT و DWT استفاده می‌شود.

۴-۲ طرح‌های پیشنهادی فشرده‌سازی سیگنال IBP

در این پایان‌نامه دو روش پیشنهادی ارائه می‌شود که در ادامه با روند فشرده‌سازی و سپس بازسازی سیگنال در این دو روش پیشنهادی آشنا خواهیم شد. روش‌ها به صورت مرحله به مرحله و با رسم فلوچارت مربوطه و بررسی الگوریتم توضیح داده خواهند شد.

۱-۲-۴ فشردن سازی

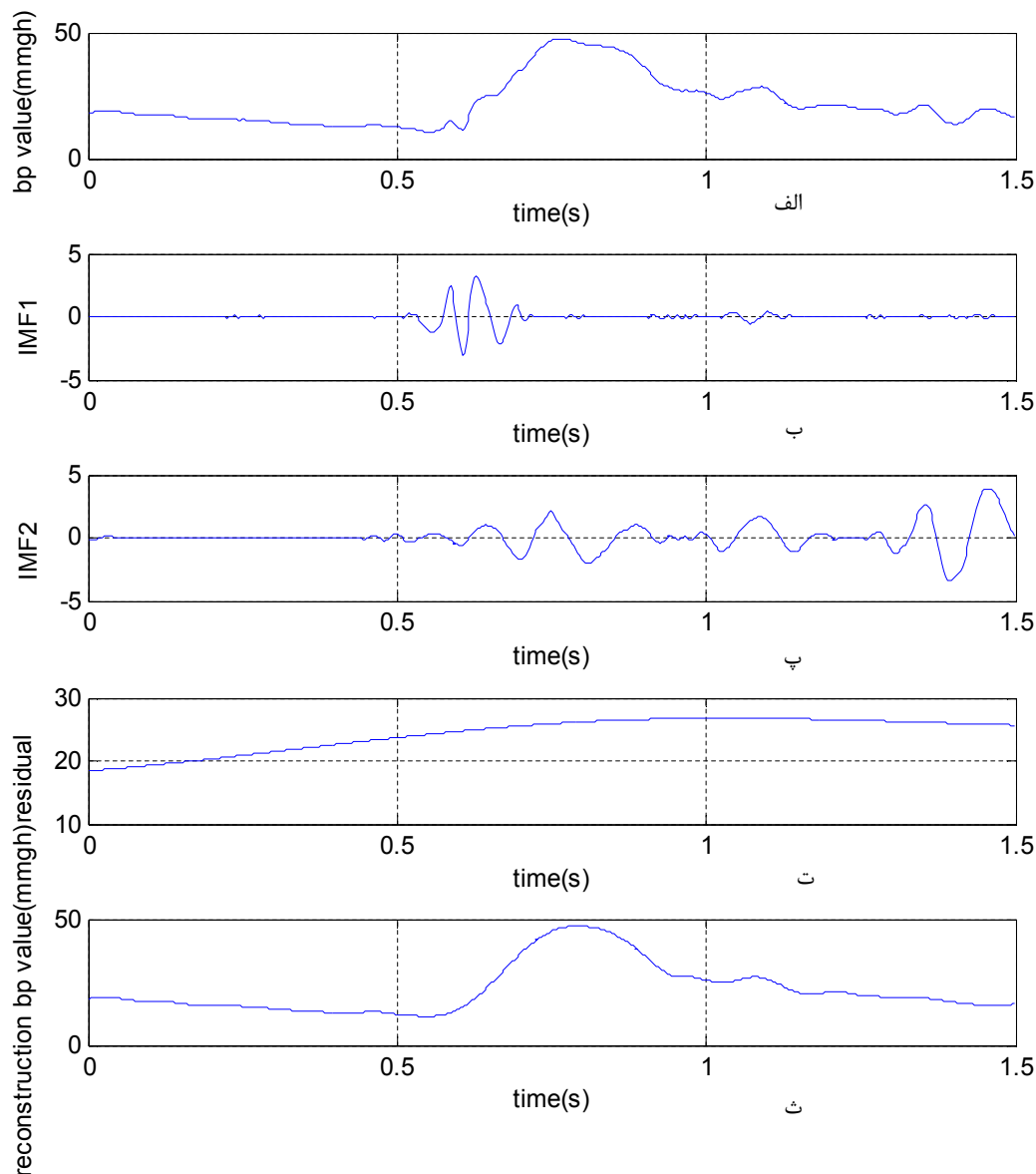
مرحله به مرحله عمل فشردن سازی با روش های پیشنهادی به ترتیب همانند فلوچارت شکل (۱-۴) نشان داده شده است.



شکل (۱-۴) فلوچارت مرحله به مرحله فشردن سازی و رمز گذاری روش های پیشنهادی با الف (DWT) ب (DCT)

با توجه به مطالب ارائه شده در فصل قبل، تابع EMD مورد پیشنهاد ما سیگنال را به تعدادی IMF و یک سیگنال باقی مانده تجزیه می کند. و به راحتی می توان با جمع کردن تمام IMF ها و سیگنال باقی مانده به سیگنال اولیه رسید. IMF های با اندیس پایین تر فرکانس های بالاتر سیگنال را نشان می دهند و IMF های با اندیس بالاتر فرکانس های پایین تر را نشان می دهند. ما قصد داریم با حذف تعدادی از IMF ها تقریبی از سیگنال بدون فرکانس های بسیار بالای سیگنال به دست بیاوریم و برای بردن به حوزه ی تبدیل آماده کنیم. به منظور انجام فشرده سازی سیگنال ها را در بازه زمانی مختلف و در تعداد نمونه ی متفاوت تقسیم بندی کردیم.

در شکل (۴-۲) خروجی های مختلف تابع EMD برای یک نمونه از سیگنال های فشارخون تهاجمی شامل ۱/۵ ثانیه تقریباً معادل با یک دوره تناوب و یک ضربان، هم چنین نمونه ای از تجزیه ی سیگنال فشارخون ریوی حاصل از اندازه گیری به روش تهاجمی به IMF هايش نشان داده شده است. این دنباله به تابع EMD فرستاده شده و سپس تمام IMF های آن به دست آمده است. مشخص است که IMF های با اندیس پایین تر بخش های با فرکانس بالاتر را نمایش می دهند و هر چه به سمت IMF ها با اندیس بالاتر می رویم بخش های با فرکانس پایین تر و به اصطلاح نرم تر دامنه را نشان می دهند. سیگنال باقی مانده نیز نرم ترین بخش تجزیه شده است.



شکل (۴-۲) الف) ۱/۵ ثانیه از سیگنال PAP ب) IMF اول پ) IMF دوم ت) سیگنال باقی مانده ث) سیگنال تقریبی بازسازی شده برای سیگنال PAP با EMD

پس از ساخت سیگنال به صورت تقریبی از روی IMF های بالاتر و باقی مانده ی تابع EMD و در واقع حذف کردن IMF های پایین تر سیگنال به حوزه ی تبدیل برده می شود. در دنباله ی به دست آمده از ضرایب DCT ضرایب پر اهمیت در سمت چپ و ضرایب با اهمیت کم تر در سمت راست قرار می گیرند و ما با آستانه گذاری ضرایب کم اهمیت تر را حذف خواهیم کرد. هرچه تعداد بیش تری از ضرایب

باقی بماند دنباله‌ی بازسازی شده دارای جزئیات بیش‌تری از سیگنال خواهد بود. در دنباله‌ی به‌دست آمده از ضرایب DWT نیز ضرایب کم اهمیت در سمت راست هستند که در مرحله‌ی آستانه‌گذاری تعدادی از آن‌ها حذف می‌شوند. در روش پیشنهادی از پنجره‌های دایبیشز جهت تبدیل موجک استفاده می‌کنیم. تعداد ضرایب دنباله‌ی حاصل از هر دو تبدیل با تعداد نمونه‌های سیگنال اصلی برابر است. پس از آستانه‌گذاری، مرحله‌ی چندی کردن صورت می‌گیرد. در فصل قبل منظور از چندی کردن را توضیح دادیم در اینجا رابطه‌ی مورد استفاده ارائه می‌شود.

$$sig_{quant} = round\left\{\frac{(-1+2^Q)(sig_{afterth} - \min(sig_{afterth}))}{\max(sig_{afterth}) - \min(sig_{afterth})}\right\} \quad (1-4)$$

در رابطه‌ی (1-4)، Q ضریب چندی کردن است که با مقادیر مختلف تأثیر مستقیم روی نتایج فشرده‌سازی ما می‌گذارد. $sig_{a\&}$ سیگنال پس از مرحله‌ی آستانه‌گذاری است. هرچه دامنه را با تعداد سطوح چندی کردن کم‌تری مدل کنیم، تعداد بیش‌تری نمونه‌ی تکراری ایجاد کرده‌ایم و به فشرده‌سازی در بلوک RLE کمک کرده‌ایم.

مرحله‌ی آستانه‌گذاری در هر دو روش یکسان در نظر گرفته شده است و سطح آستانه‌گذاری متغیر است. هدف حذف ضرایب کم اهمیت DCT و DWT است. در این مرحله سیگنال در حوزه‌ی تبدیل است، سطح آستانه را مشخص می‌کنیم و سیگنال را در نقاطی که بزرگی سیگنال کمتر از سطح آستانه است برابر صفر قرار می‌دهیم با این کار مقادیر کم ارزش را حذف کرده و علاوه بر کاهش حجم عملیات، تعداد نمونه‌ی تکراری صفر را زیاد می‌کنیم که به افزایش فشرده‌سازی کمک می‌کند. پس از آماده‌سازی یک دنباله از ضرایب تبدیل پر اهمیت و چندی شده با تکرار فراوان، دنباله به بلوک RLE رفته و به‌صورت توضیح داده شده در بخش ۳-۶ کدگذاری می‌شود. در این مرحله، فشرده‌سازی

صورت می‌گیرد و دنباله کوچک‌تر می‌شود. دنباله‌ی خروجی RLE را به‌صورت یک فایل ذخیره می‌کنیم و به بلوک MQ برای انجام رمزگذاری و قابل ذخیره‌سازی کردن در حافظه بر اساس روش گفته شده در بخش ۳-۷ می‌دهیم. دنباله‌ای که در فایل ذخیره شده است توسط MQ در عین رمزگذاری یک مرحله‌ی دیگر نیز فشرده می‌شود. دنباله‌ای از صفر و یک ایجاد شده و در حافظه‌ی دستگاه پزشکی همانند مانیتورینگ ذخیره می‌شود.

خروجی رمز گذاری شده حاصل از عمل فشرده‌سازی فشارخون تهاجمی از یک سری صفر و یک تولید شده است که قادریم آن را با تعداد بیت کم‌تر و اشغال فضای کم‌تر در حافظه‌ی دستگاه مانیتورینگ یا دستگاه‌هایی نظیر آن ذخیره و سپس بازخوانی کنیم.

ورودی: تعداد نمونه‌ی دلخواه از سیگنال فشارخون تهاجمی

خروجی: سیگنال رمز گذاری شده توسط RLE

شروع

۱. ورود سیگنال به تابع EMD و ایجاد یک تقریب از سیگنال با IMFهای بالا تعداد

نمونه‌ها تغییری نمی‌کند و فقط بعضی از فرکانس‌ها حذف می‌شوند.

۲. بردن سیگنال به‌دست آمده از مرحله‌ی قبل به حوزه‌ی تبدیل در این مرحله DCT

به تعداد نمونه‌ی سیگنال نمونه خروجی دارد ولی DWT بسته به نوع موجک استفاده شده

و تعداد مراحل تجزیه

۳. آماده‌سازی و فشرده‌سازی RLE پس از این مرحله سیگنال دارای نمونه‌ی کمتری

خواهد بود.

۴. رمز گذاری MQcoding خروجی این مرحله دنباله‌ای از صفر و یک است.

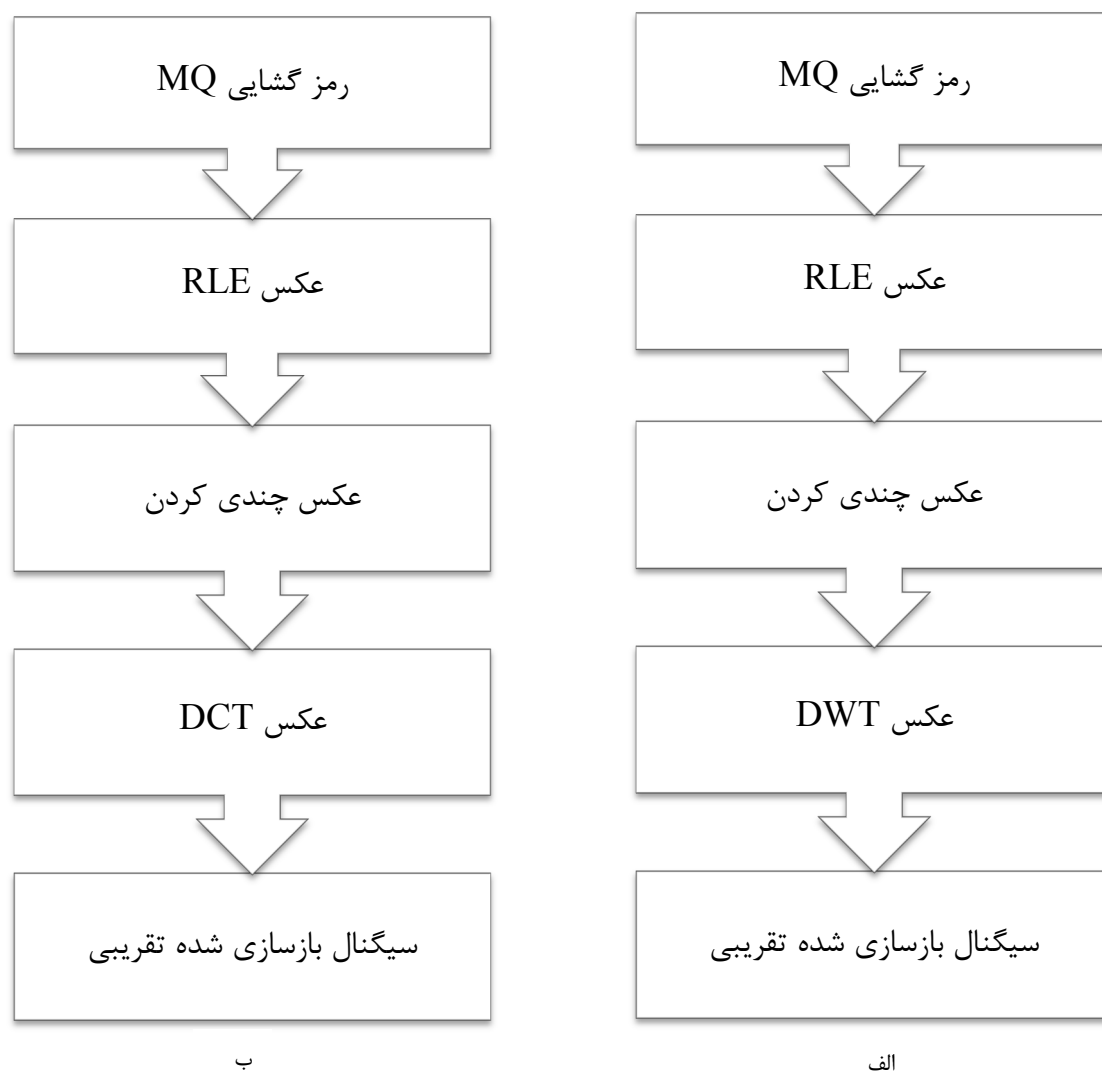
پایان

شکل (۴-۳) الگوریتم پیشنهادی برای فشرده‌سازی

۴-۲-۲ بازسازی

در این بخش مراحل بازسازی سیگنال اصلی برای بازخوانی اطلاعات در سیستم کامپیوتری یا دستگاه پزشکی را در روش‌های پیشنهادی بررسی می‌کنیم. سیگنال بازسازی شده باید اطلاعات مورد نیاز پزشک را با حداقل خطا در اختیار قرار دهد.

مرحله به مرحله عمل بازسازی با روش‌های پیشنهادی در فلوچارت شکل (۴-۴) نشان داده شده است.



شکل (۴-۴) مرحله به مرحله رمز گشایی و بازسازی سیگنال به روش‌های پیشنهادی با الف (DWT ب) DCT

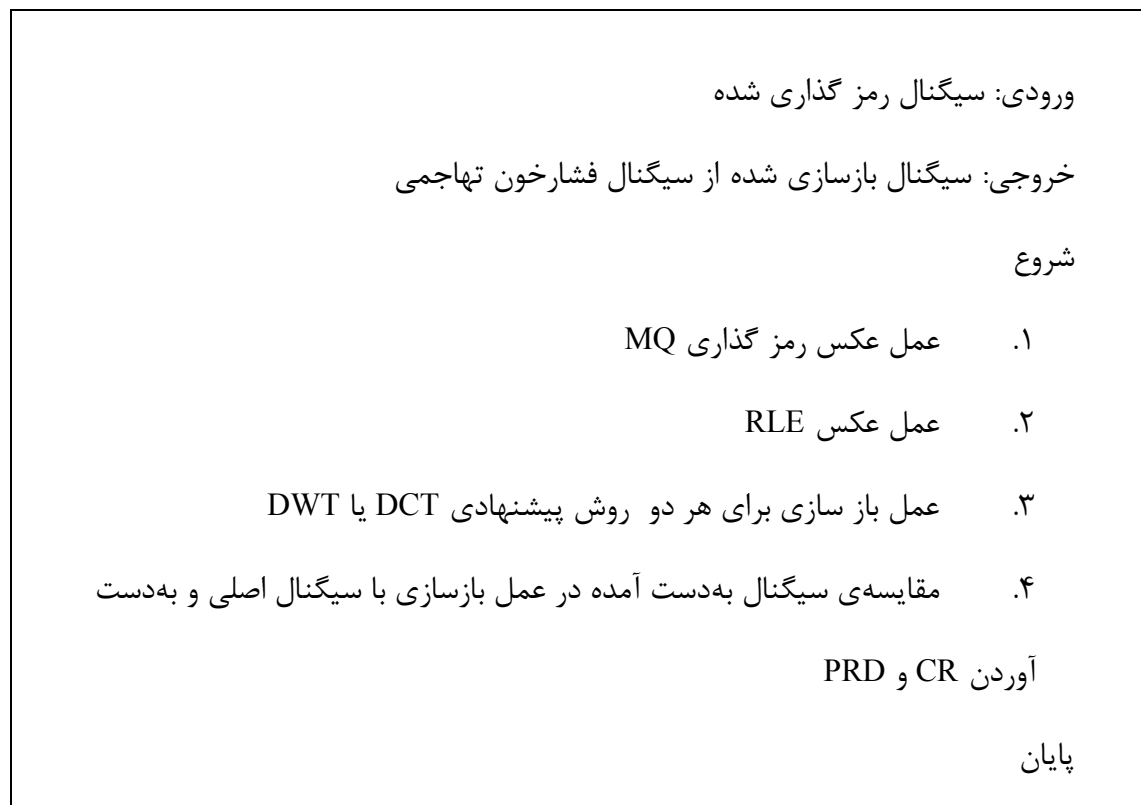
هنگام فراخوانی دنباله‌ی رمزگذاری شده در سیستم کامپیوتری دنباله‌ای از صفر و یک‌ها که در واقع سیگنال فشرده شده توسط روش پیشنهادی ما هستند انتخاب خواهند شد. این دنباله ابتدا در بلوک رمزگشای MQ رمزگشایی و به صورت یک دنباله از اعداد در می‌آیند. این اعداد نشان دهنده‌ی مقادیر تبدیل و تعداد تکرار آن‌ها می‌باشد. در بلوک عکس RLE با در نظر گرفتن الگوریتم روش نمونه‌های سیگنال در حوزه‌ی تبدیل ایجاد می‌شوند.

$$sig_{Iquant} = \frac{\max(sig_{afterth}) - \min(sig_{afterth})}{(-1 + 2^Q)} * sig_{Irle} + \min(sig_{afterth}) \quad (2-4)$$

با استفاده از رابطه‌ی (۲-۴) می‌توان عمل عکس چندی کردن را انجام داد. سیگنال رمز شده توسط الگوریتم MQ رمزگشایی می‌گردد و به تابع عکس RLE داده می‌شود و در آن‌جا دنباله‌ی فشرده شده بازسازی می‌شود. سپس باید عمل عکس چندی کردن را روی آن انجام دهیم و از حوزه‌ی تبدیل خارج کنیم. پس از بردن سیگنال به دست آمده به حوزه‌ی زمان سیگنال بازسازی شده را خواهیم داشت. تعداد نمونه‌های سیگنال پس از بازسازی برابر تعداد نمونه‌های قبل از عمل فشرده سازی است یعنی در واقع طول زمانی سیگنال تغییر نخواهد کرد.

در فصل قبل روش‌های DCT و DWT به صوت کامل شرح داده شد؛ تبدیل گسسته‌ی کسینوسی به شکل یک تابع روی سیگنال تقریب به دست آمده از IMFها عمل می‌کند و بردار ضرایب DCT را در خروجی قرار می‌دهد. تبدیل موجک گسسته‌ی یک بعدی در روش دیگر پیشنهادی نیز به صورت عملگر روی خروجی EMD عمل می‌کند و ضرایب تقریب و ضرایب جزئیات را در خروجی در اختیار می‌گذارد. برای عمل فشرده سازی که ما انجام خواهیم داد ضرایب جزئیات در هنگام آستانه گذاری صفر می‌شوند. فقط ضرایب تقریب با اهمیت بیش تر به رمز گذار داده می‌شود و سیگنال بازسازی شده با سیگنال اصلی مقایسه می‌گردد. تعداد مراحل گرفتن موجک و هم چنین نوع پنجره‌ی استفاده شده

بسیار تاثیر گذار است. به علت عدم در اختیار داشتن ضرایب جزئیات در مرحله‌ی بازسازی با DWT، پس یک سیگنال جزئیات صفر برای بازسازی در نظر می‌گیریم. خطای ایجاد شده در مرحله‌ی بازسازی دنباله از روی ضرایب تبدیل به علت صفر کردن نمونه‌های کم اهمیت است.



شکل (۴-۵) الگوریتم بازسازی پیشنهادی

در این پایان نامه از روش EMD برای عمل نرم کردن سیگنال استفاده شده است. در واقع عمل رمز گذاری روی سیگنال تقریب به دست آمده از خروجی بلوک EMD پس از حذف IMFهای پایین صورت می‌گیرد و از موجک گسسته و DCT در جهت به دست آوردن ضرایب ویژگی سیگنال تقریب استفاده می‌شود و این ضرایب رمز گذاری می‌شوند.

هنگام فشردن سینگال فشارخون تهاجمی مواردی هم‌چون تعداد ضربان قلب در دقیقه، مقدار فشارخون سیستولی، مقدار فشارخون دیاستولی، مقدار فشار متوسط شریانی و شکل کلی سینگال اهمیت بالایی دارند و باید این ویژگی‌ها پس از بازسازی کاملاً سالم یا تا حد زیادی سالم مانده باشند زیرا در تشخیص پزشک تأثیر فراوان می‌گذارند. در شکل (۴-۲) به صورت مشخص تمام این ویژگی‌ها حفظ شده است پس مشکلی برای ارسال آن به مرحله‌ی بعدی فشردن وجود ندارد.

در روش‌های ترکیبی همانند روش پیشنهادی در این پایان‌نامه باید از نحوه‌ی عملکرد هر مرحله به درستی آگاهی داشت تا تصمیم صحیحی در مورد مرحله‌ی بعدی گرفته شود. در مرحله‌ی کد نویسی سعی می‌شود خروجی تمام تابع‌ها دیده شود و مورد بررسی قرار گیرد و این نکته را در نظر داریم که هر سه سینگال فشارخون تهاجمی مورد بررسی، در دستگاه مانیتورینگ باید توسط یک الگوریتم فشرده شوند و قابل جداسازی نیستند پس باید ملاحظات فشردن برای هر سه دیده شود.

فصل پنجم: نتایج شبیه‌سازی

ارزیابی طرح پیشنهادی فشردسازی سیگنال فشارخون تهاجمی نشان خواهد داد که میزان کارایی این روش تا چه حد است پس معیارهایی را معرفی می‌کنیم و سهم تک تک پارامترها را روی تغییرات عملکرد الگوریتم بررسی و ارزیابی می‌کنیم.

۵-۱ پایگاه داده

بیمارستان عمومی ایالت ماساچوست یا همان بنیاد ژاک مارکت در ذیل پایگاه داده فراگیر (MGH/MF^۱) بسیاری از انواع شکل موج‌های مختلف از قبیل سیگنال دینامیک خونی و موج‌های قلب‌نگار ایستا و غیر ایستا را در واحدهای بسیار محافظت شده، اتاق‌های عمل و آزمایش‌گاه‌های قلبی جمع‌آوری کرده است. این دستاورد نتیجه‌ی همکاری بین علم فیزیک، مهندسی پزشکی و پرستاری در بیمارستان عمومی ماساچوست است. این پایگاه داده دارای ۲۵۰ ثبت و یک اسپکتوگرام پهن از نواحی فیزیولوژیک و پاتوفیزیولوژیک ترسیم شده است. مدت ضبط از ۱۲ تا ۸۶ دقیقه برای هر کس متفاوت بوده و در بیشتر اوقات حدود یک ساعت بوده است.

یک نفر مسئول ضبط اطلاعات اضافی در دسترس از نمونه دهندگان شامل سن، جنسیت، بیماری، سابقه‌ی پزشکی، توضیحات الکترودیالگرام قلب، تنفس، یک ثبت زمانی از اتفاقات پیش آمده در حین ضبط و مشاهدات بیشتر کلینیکی می‌باشد.

در هر ضبط شکل موج ECG، فشار سرخرگی، فشار ریوی، فشار سیاهرگ مرکزی، مقاومت تنفسی و مقدار CO₂ تشکیل می‌شود. بعضی از ثبت‌ها نیز شکل موج فشار اطراف جمجمه، دهلیز چپ، بطن و بالن آئورت را به دست می‌دهند. درجه بندی ECG، فشار صفر، درجه بندی فشار و فرکانس کاتتر اندازه‌گیری فشار برای هر تست ثبت می‌شوند. عملیات کلینیکی و اطلاعات وابسته‌ی آن در هر فایل گنجانده می‌شود.

^۱ The Massachusetts General Hospital-Marquette Foundation Hemodynamic and Electrocardiographic Database

سیگنال‌های اصلی در ۸ کانال نواری قابل تنظیم ضبط می‌شوند و در دو نمونه‌ی زمان حقیقی دیجیتال می‌شوند. نسبت نمونه‌های خام ۱۴۴۰ نمونه بر ثانیه است؛ سیگنال توسط یک عمل گرد کردن مؤثر به سیگنال زمان حقیقی با فرکانس ۳۶۰ نمونه بر ثانیه کوچک می‌شود. این عمل اجازه می‌دهد تا از یک سیگنال با مرتبه‌ی پایین آنالوگ ولی بدون شکستگی در ترکیب با یک فیلتر مرتبه بالای FIR^۱ برای داشتن کم‌ترین خرابی فاز در دیجیتال سازی سیگنال‌ها استفاده کنیم [۵۵].



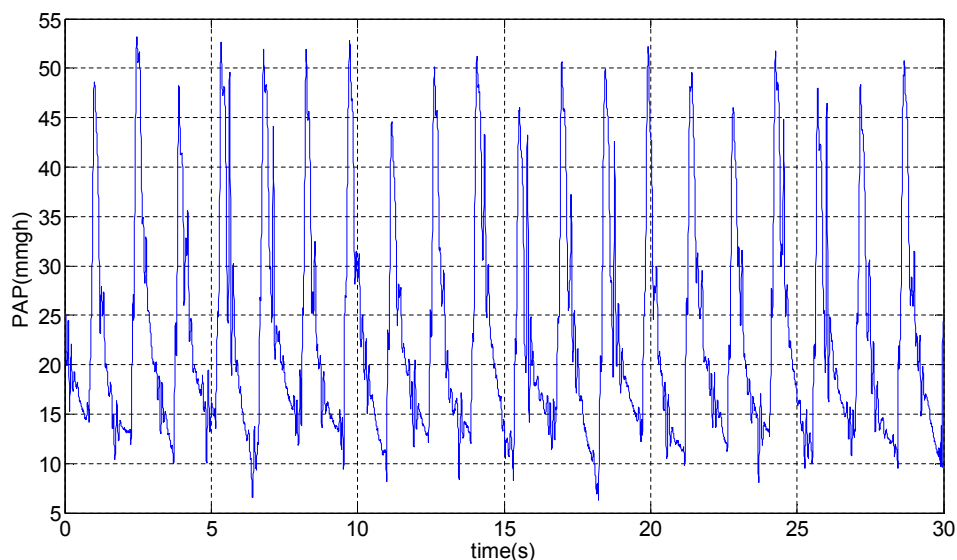
شکل (۵-۱) نمونه سیگنال‌های پایگاه داده مورد استفاده [۵۵]

^۱ Finite Impulse Response

در بخش نتایج تمامی نتایج به دست آمده از فشرده سازی ثبت $mg \cdot 0.01$ پایگاه داده است و برای اعتبار سنجی در زیر بخشی به صورت جداگانه نتایج مربوط به چند ثبت دیگر از پایگاه داده ی MGH/MF آورده می شود. ثبت $mg \cdot 0.01$ مربوط به ضبط اطلاعات قلبی و فشارخون زن سالخورده ی ۸۰ ساله می باشد [۵۵].

۵-۱-۱ رسم پایگاه داده و دسترسی به اطلاعات

برای رسم خروجی پایگاه داده از یک کد متلب آماده که سایت فیزیونت به شکل تابع در اختیار گذاشته است استفاده می شود. کل خروجی ها در یک شکل همانند شکل (۵-۱) رسم می شوند. با تغییراتی جزئی در کد متلب سه شکل موج خروجی برای ۱۰۸۰۰ نمونه با فرکانس 360Hz که سی ثانیه از سیگنال PAP را برای نمونه نشان می دهد رسم شده است. با انجام یک سری عملیات برنامه نویسی دسترسی به دنباله ی اعداد پایگاه داده مقدور است.



شکل (۵-۲) سی ثانیه نمونه از سیگنال PAP

۵-۲ معیارهای سنجش عملکرد طرح پیشنهادی

هر الگوریتم و هر عملیات پردازشی نیاز به معیارهایی معتبر برای سنجش دارد تا بتوان عملکرد آن را سنجید و سپس در مراحل بعدی برای بهبود آن تلاش کرد. بنابراین در این پایان نامه سعی شده تا معتبرترین معیارهای سنجش الگوریتم‌های فشرده‌سازی مورد استفاده قرار گیرد به این منظور روابط زیر از [۲۱] معرفی می‌شود.

$$CR = \frac{L_{org}}{L_{comp}} \quad (۱-۵)$$

در رابطه‌ی (۱-۵)، L_{org} طول دنباله‌ی مورد نظر برای فشرده‌سازی است و L_{comp} طول دنباله‌ی رمزگذاری شده است. به CR نیز نسبت فشرده‌سازی گفته می‌شود.

$$E_{RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (X_{org}(i) - X_{rec}(i))^2}{N}} \quad (۲-۵)$$

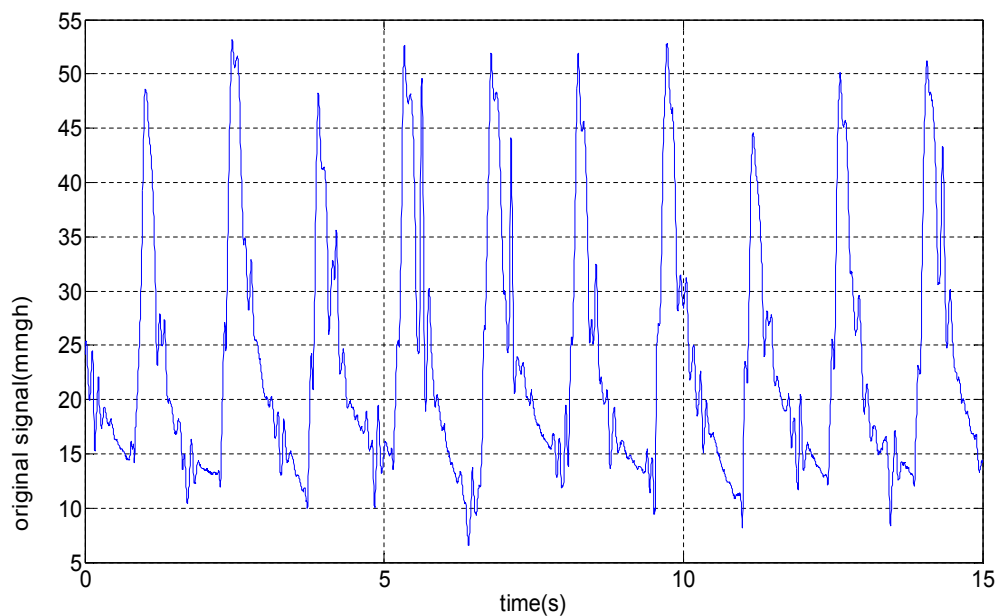
$$V_{RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (X_{org}(i))^2}{N}} \quad (۳-۵)$$

$$PRD = \frac{E_{RMS}}{V_{RMS}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (X_{org}(i) - X_{rec}(i))^2}{\sum_{i=1}^N (X_{org}(i))^2}} \quad (۴-۵)$$

X_{org} نمونه‌های سیگنال اصلی و X_{rec} نمونه‌های دنباله‌ی بازسازی شده هستند. یکی از معیارهای مورد استفاده به دست آوردن میانگین انرژی خطای بازسازی E_{RMS} است. V_{RMS} میانگین انرژی دنباله‌ی اصلی است و رابطه‌ی (۴-۵) را که معمولاً به صورت درصد محاسبه می‌شود معیار انرژی خطا می‌گویند.

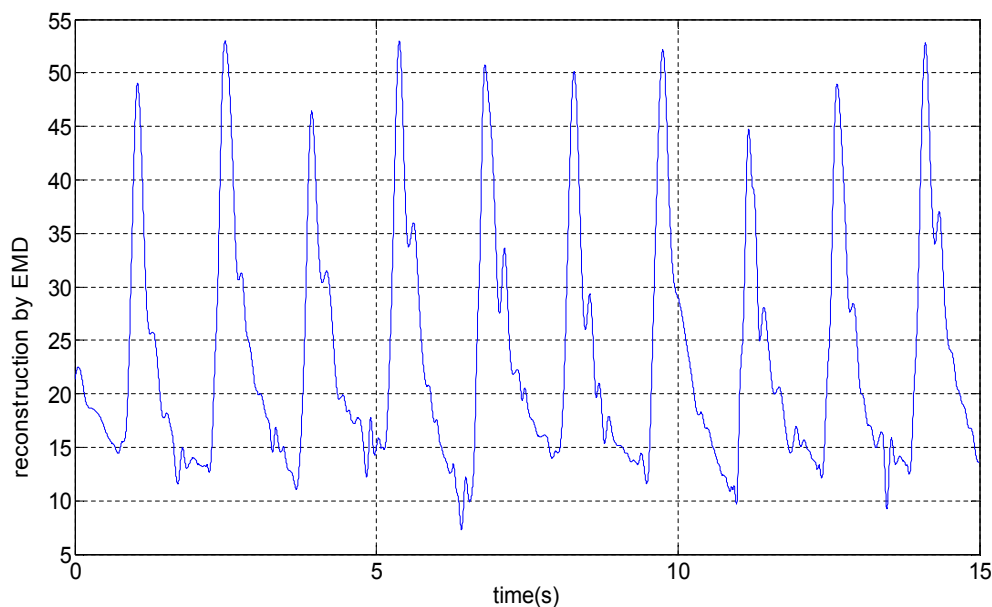
۳-۵ نتایج شبیه‌سازی

در این بخش خروجی شبیه‌سازی‌ها و محاسبات کامل برای ۱۵ ثانیه سیگنال نمونه از فشارخون ریوی آورده می‌شود و به شکل مشابه به صورت مختصر برای دو سیگنال دیگر خروجی‌ها همگی از ثبت ۰.۰۱ mg از پایگاه داده ارائه می‌شود.

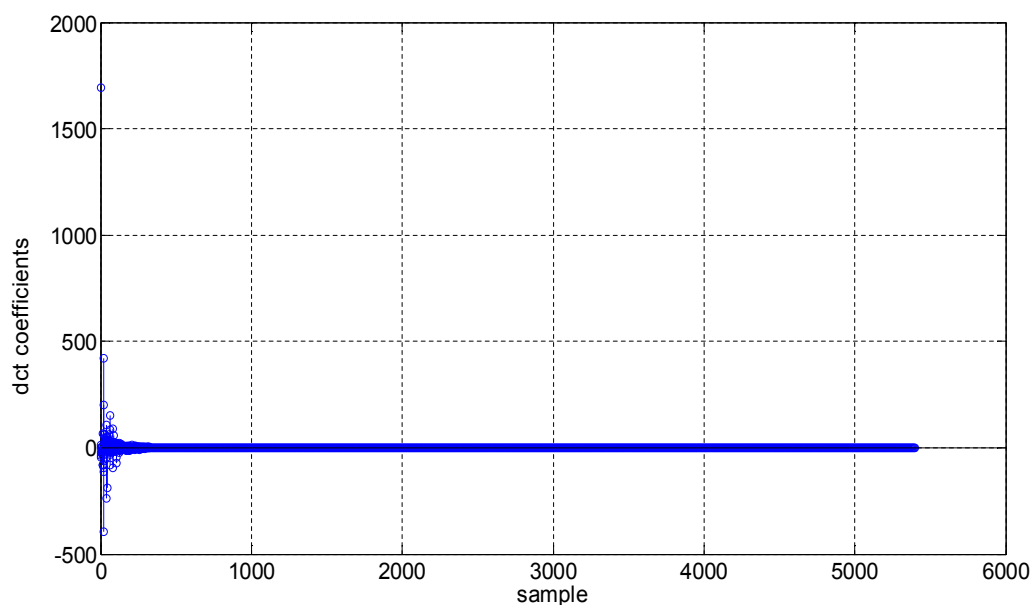


شکل (۳-۵) سیگنال فشارخون ریوی

یک دنباله از سیگنال PAP نمونه‌ی مورد نظر ما برای شبیه‌سازی با استفاده از روش پیشنهادی است که در شکل (۳-۵) نمایش داده شده است. هدف فشرده‌سازی این دنباله با روش پیشنهادی و به‌دست آوردن معیارهای معرفی شده و بررسی عملکرد طرح می‌باشد پس مرحله به مرحله با روش پیشنهادی پیش می‌رویم. دنباله را به تابع EMD وارد می‌کنیم و از ترکیب IMFهای ۴ تا آخر با سیگنال باقی مانده دنباله‌ی شکل (۴-۵) استخراج می‌شود. در این مرحله مشاهده می‌شود که سیگنال تقریب زده نرم‌تر است و در عین حال به پارامترهای ضروری آن خدشه‌ای وارد نشده است. در واقع فشارخون سیستولیک و دیاستولیک هم‌چنین دوره تناوب بدون تغییر می‌باشد.

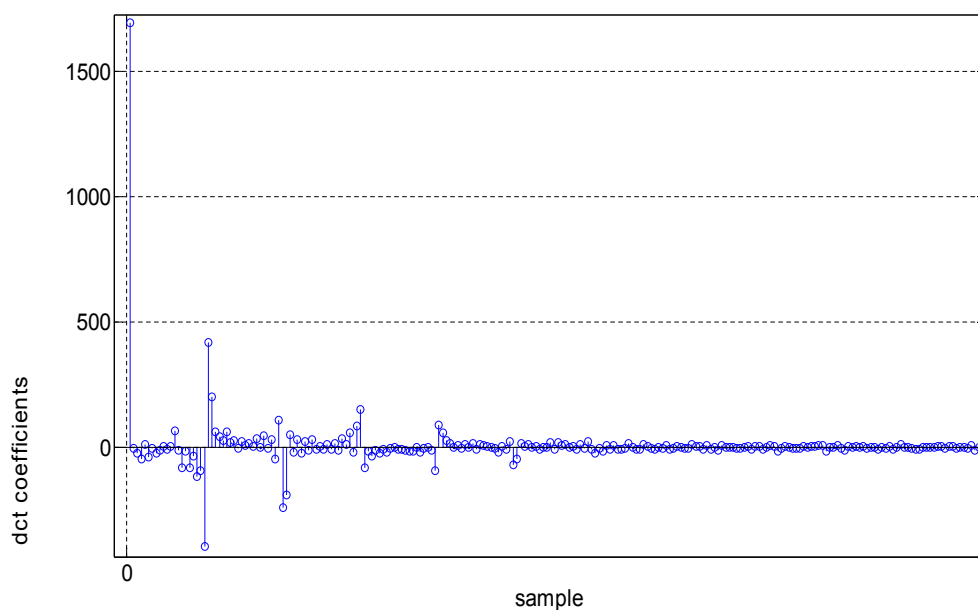


شکل (۴-۵) سیگنال فشارخون ریوی تقریب زده شده توسط تابع EMD

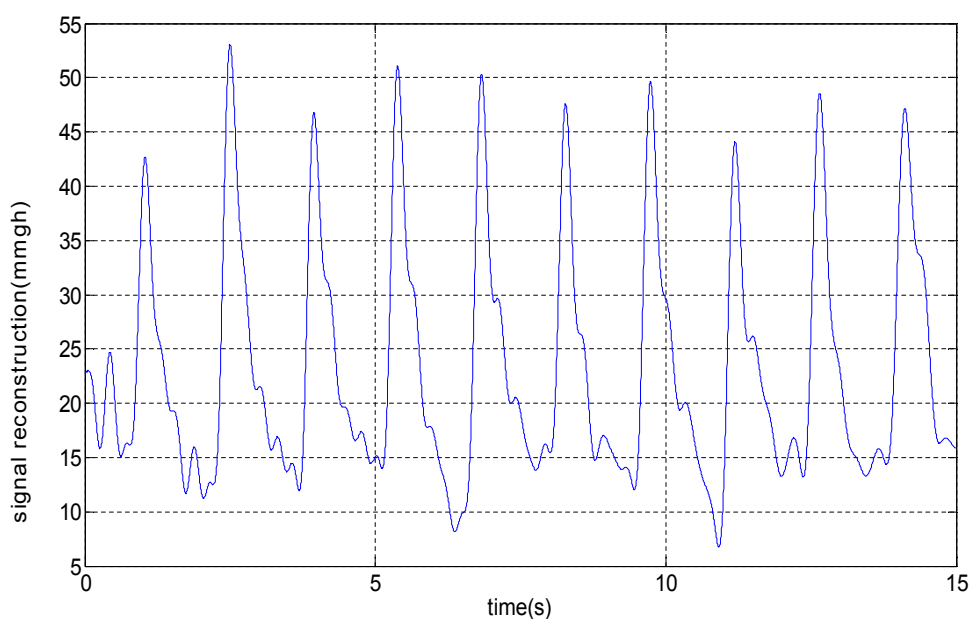


شکل (۵-۵) ضرایب DCT سیگنال تقریب زده شده ی ریوی

در شکل (۵-۵) ضرایب DCT دنباله ی شکل (۴-۵) نشان داده شده است. دنباله دارای ۵۴۰۰ نمونه و به همین شکل ضریب DCT می باشد. برای بهتر نشان دادن ضرایب در شکل (۶-۵) برشی از ضرایب به صورت بزرگنمایی شده نشان داده شده است.

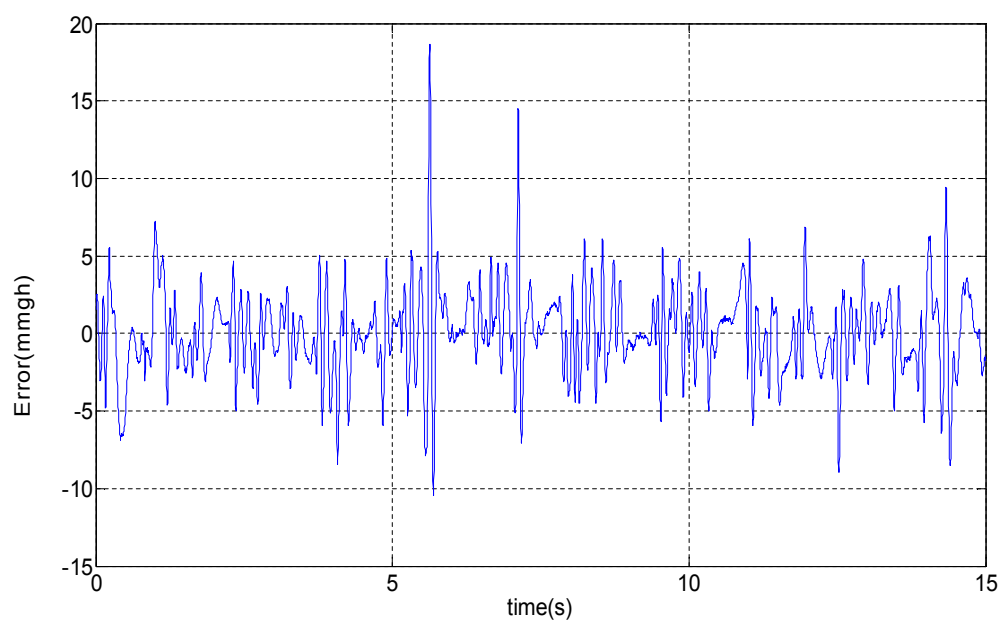


شکل (۶-۵) برشی از دنباله ی ضرایب DCT سیگنال تقریب زده شده ی ریوی

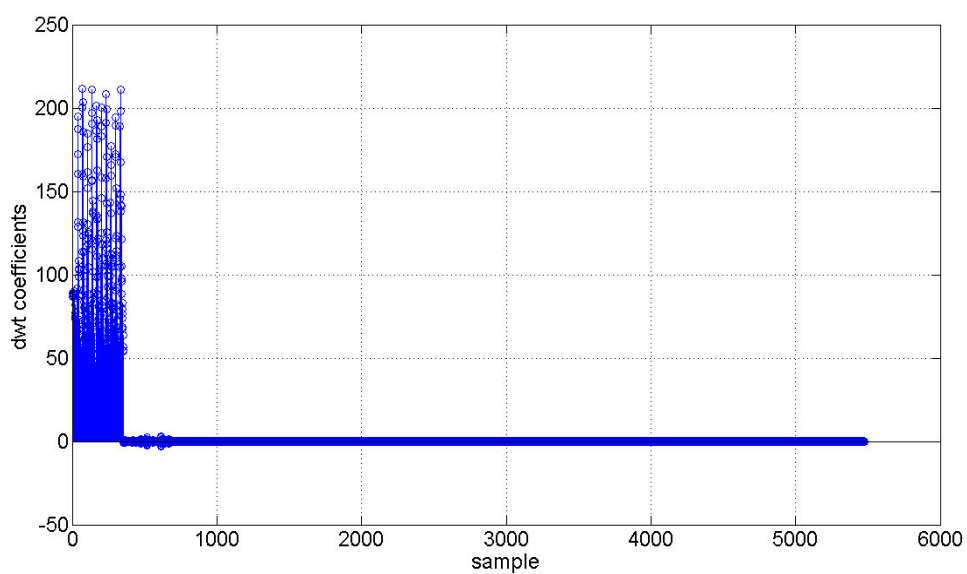


شکل (۷-۵) دنباله‌ی سیگنال ریوی بازسازی شده توسط روش پیشنهادی DCT

شکل (۷-۵) سیگنال بازسازی شده توسط روش پیشنهادی است. در روند فشرده‌سازی صورت گرفته روی سیگنال ریوی مدنظر از DCT استفاده گشت. سطح آستانه گذاری برابر ۳۰ در نظر گرفته شد و Q سطح چندی کردن را برابر ۱۶ قرار دادیم. حال به بررسی عددی عملکرد فشرده‌ساز با استفاده از معیارهای معرفی شده می‌پردازیم. طول دنباله‌ی اصلی برابر با ۵۴۰۰ نمونه بود بنابراین با توجه به نمایش باینری اعداد در کامپیوتر L_{org} برابر ۴۳۲۰۰ بیت می‌باشد. پس از فشرده‌سازی تابع MQ یک دنباله از صفر و یک برای ذخیره‌سازی می‌دهد. طول دنباله‌ی خروجی L_{comp} برابر ۹۱۹ بیت شده است که طبق رابطه‌ی (۱-۵) نسبت فشرده‌سازی محاسبه و معادل ۴۷ می‌گردد. قدم بعدی محاسبه‌ی خطای ناشی از عملکرد فشرده‌ساز در هنگام بازسازی دنباله است که طبق روابط (۲-۵) و (۳-۵) و در طی بازسازی به دست می‌آیند. E_{RMS} برابر ۲/۷۶ و PRD معادل ۱۰/۷۶ درصد محاسبه می‌شود. در شکل (۸-۵) دنباله‌ی خطای ناشی از فشرده‌سازی پس از بازسازی سیگنال نشان داده شده است.

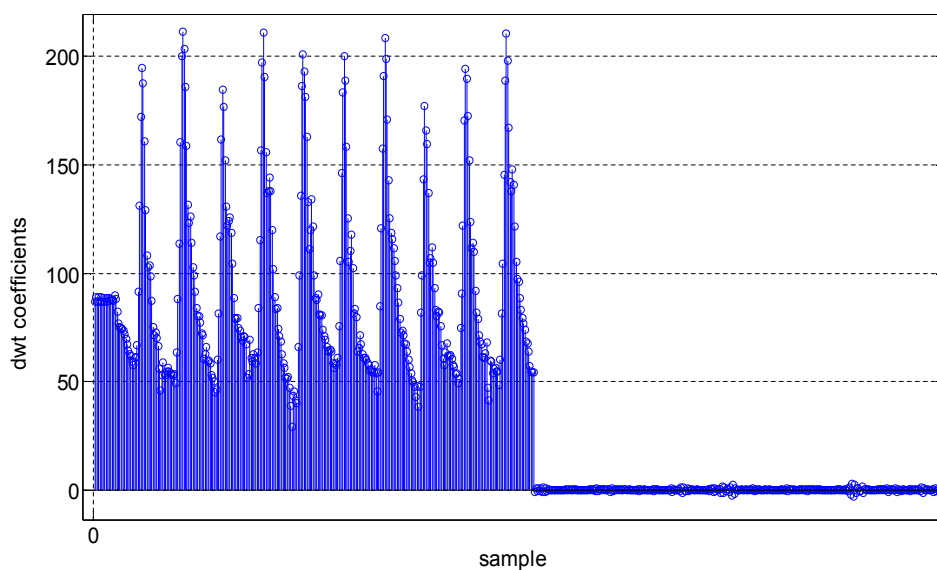


شکل (۵-۸) دنباله‌ی خطا در سیگنال بازسازی شده‌ی فشارخون ریوی با طرح پیشنهادی **DCT**

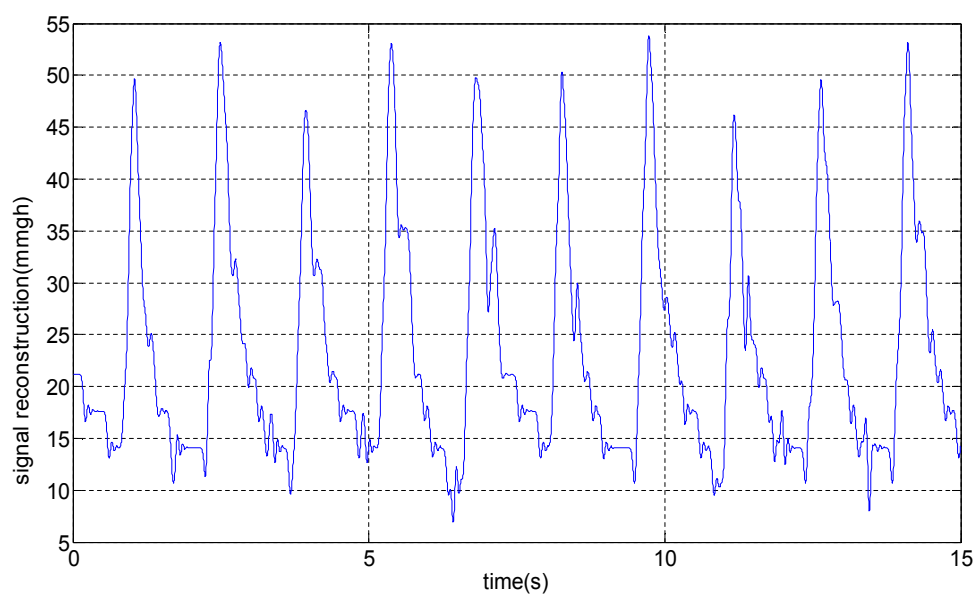


شکل (۵-۹) ضرایب **DWT** سیگنال تقریب زده شده‌ی ریوی

در این بخش به سراغ بررسی عملکرد روش پیشنهادی با چهار مرحله تجزیه **DWT** و با استفاده از پنجره‌ی موجک $db10$ می‌رویم. شکل (۵-۹) ضرایب **DWT** دنباله‌ی خروجی از تابع **EMD** را نشان می‌دهد. برای بهتر نمایان شدن این ضرایب یک برش از آن‌ها در شکل (۵-۱۰) نشان داده شده است.

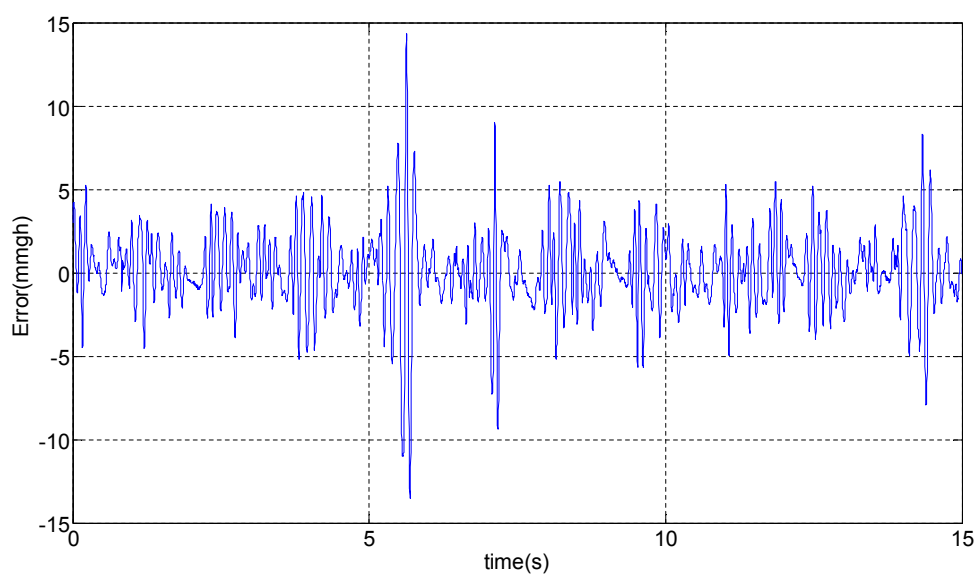


شکل (۵-۱۰) برشی از ضرایب DWT سیگنال تقریب زده شده‌ی ریوی

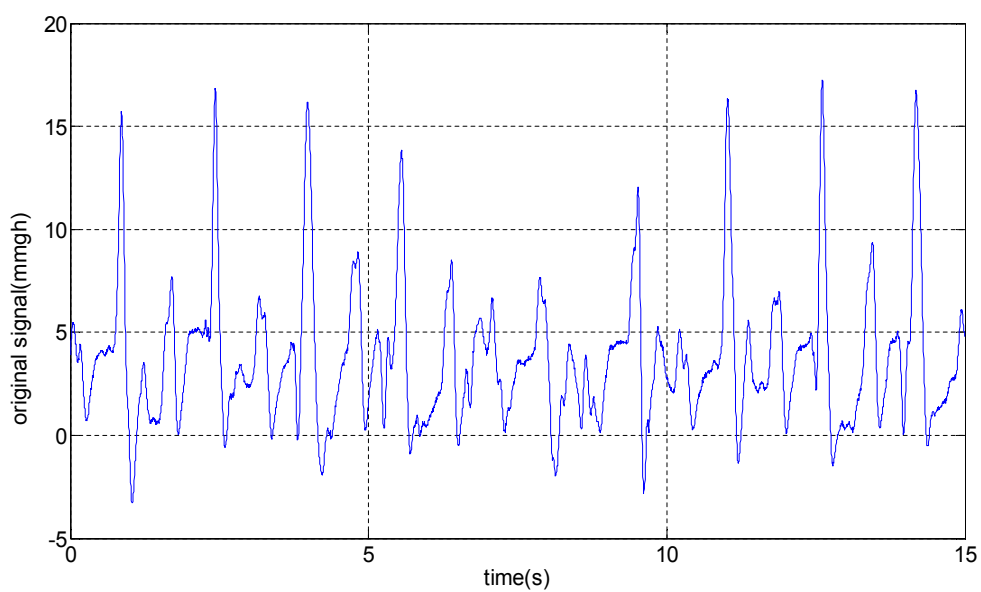


شکل (۵-۱۱) دنباله‌ی سیگنال فشارخون ریوی بازسازی شده توسط روش پیشنهادی DWT

با توجه به سطح آستانه گذاری ۱۵ و سطح چندی کردن برابر ۴ فشرده‌سازی صورت گرفت و بازسازی سیگنال در شکل (۵-۱۱) و سیگنال خطا در شکل (۵-۱۲) نمایش داده شده است. پس از فشرده‌سازی دنباله‌ی رمز گذاری شده طولی برابر ۱۰۲۶ بیت دارد که با توجه به طول دنباله‌ی ورودی نسبت فشرده سازی برابر ۴۲/۱ محاسبه می‌شود و $E_{RMS} = ۲/۳۶$ و $۹/۲۵\%$ P_{avg} می‌باشند.



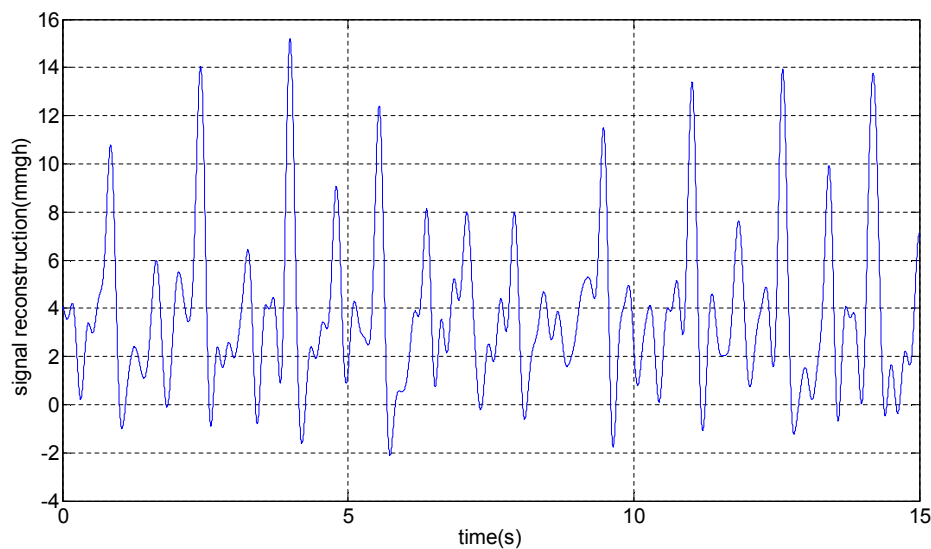
شکل (۵-۱۲) دنباله‌ی خطا در سیگنال بازسازی شده‌ی ریوی با طرح پیشنهادی DWT



شکل (۵-۱۳) سیگنال فشارخون سیاه‌رگ مرکزی

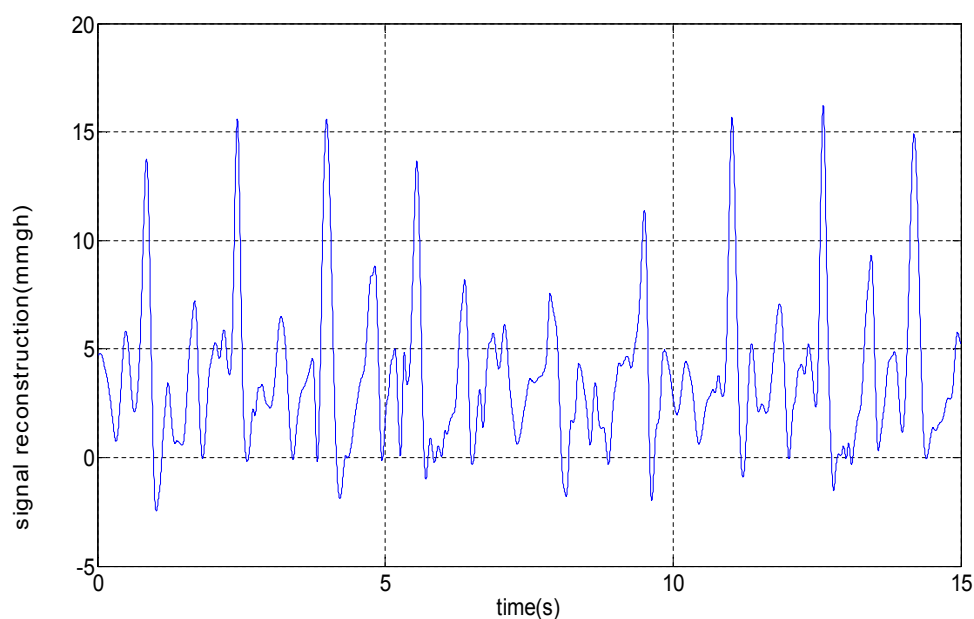
۱۵ ثانیه معادل ۵۴۰۰ نمونه از سیگنال CVP در شکل (۵-۱۳) نمایش داده شده است که قصد داریم فشرده‌سازی را روی آن انجام دهیم. سیگنال را با IMFهای ۴ به بعد بازسازی می‌کنیم و در روش استفاده شده از DCT سطح آستانه گذاری را برابر ۱۵ و سطح چندی کردن را معادل ۱۶ در

نظر می‌گیریم. پس از فشرده‌سازی طول دنباله‌ی رمز گذاری شده برابر ۹۵۰ می‌باشد. $C\% = 45/47$ می‌شود و $E_{RMS} = 1/15$ و $P\% = 23/14$ می‌باشند. در شکل (۵-۱۴) دنباله باز سازی شده با طرح پیشنهادی DCT نشان داده شده است. در روش استفاده شده از DWT نیز سطح آستانه گذاری را برابر ۲ و سطح چندی کردن را معادل ۱۶ در نظر می‌گیریم. پس از فشرده‌سازی طول دنباله‌ی رمز گذاری شده برابر ۶۳۵۹ می‌باشد. سیگنال بازسازی شده در شکل (۵-۱۵) نشان داده شده است و $C\% = 6/79$ و $E_{RMS} = 0/49$ و $P\% = 9/87$ می‌باشند.



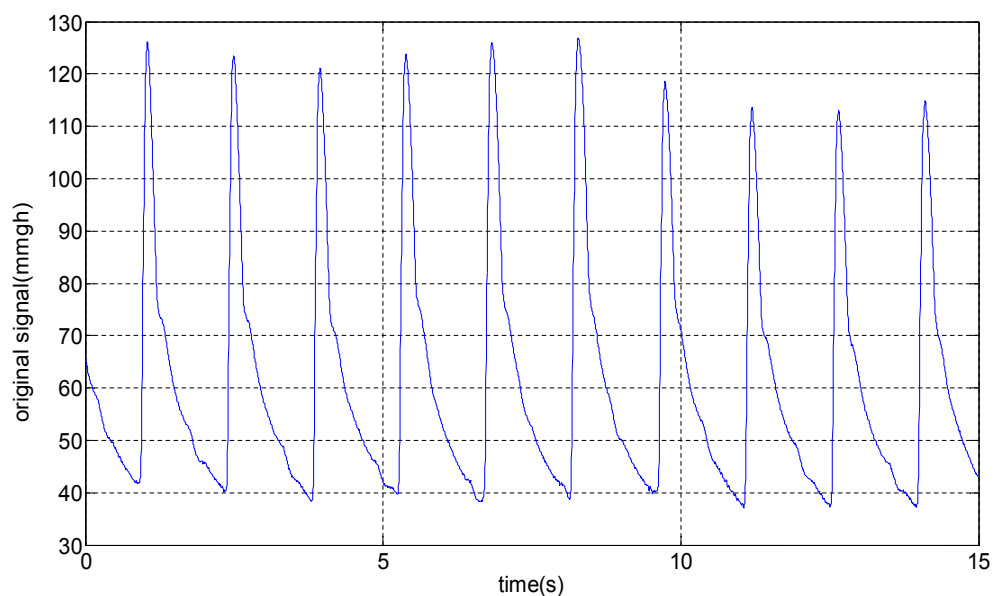
شکل (۵-۱۴) دنباله‌ی بازسازی شده‌ی سیگنال فشارخون سیاه‌رگ مرکزی توسط طرح پیشنهادی DCT

مقادیر سیستولیک و دیاستولیک هم‌چنین طول دوره تناوب یا به عبارتی تعداد ضربان قلب بدون تغییر و بدون ایجاد خطای پزشکی و به خوبی در هر دو روش بازسازی شده‌اند.

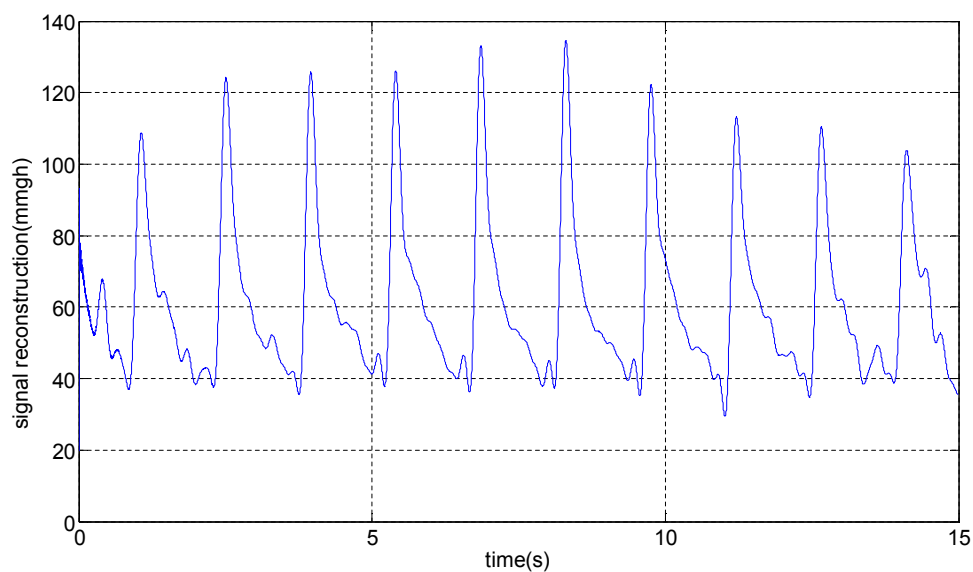


شکل (۵-۱۵) دنباله‌ی بازسازی شده‌ی سیگنال فشارخون سیاه‌رگ مرکزی توسط طرح پیشنهادی DWT

هدف، فشرده‌سازی ۱۵ ثانیه معادل ۵۴۰۰ نمونه از سیگنال ABP در شکل (۵-۱۶) با روش‌های پیشنهادی و بررسی عملکرد آن‌ها روی سیگنال فشارخون شریانی است که سیگنال بازسازی شده توسط روش پیشنهادی DCT در شکل (۵-۱۷) نمایش داده شده است. سیگنال را با IMF‌های ۴ به بعد بازسازی می‌کنیم و سطح آستانه گذاری را برابر ۶۰ و سطح چندی کردن را معادل ۸ در نظر می‌گیریم. پس از فشرده‌سازی طول دنباله‌ی رمز گذاری شده برابر ۵۱۲ می‌باشد. مقادیر C_{P} و $E_{\text{RMS}} = ۴/۶۶$ و $P_{\text{P}} = ۷/۲۲\%$ می‌باشند.

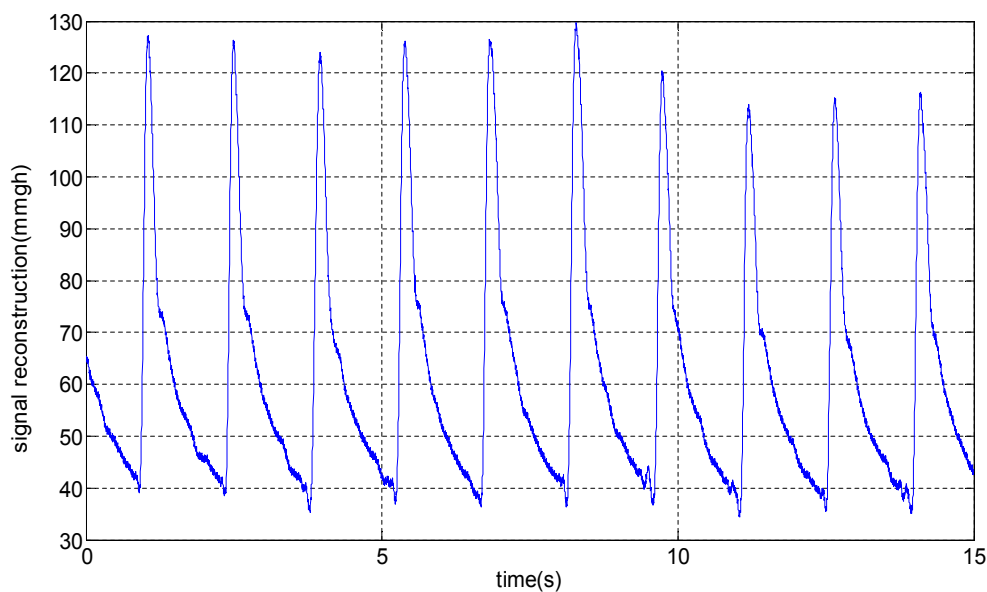


شکل (۵-۱۶) سیگنال فشارخون شریانی



شکل (۵-۱۷) دنباله‌ی بازسازی شده‌ی فشارخون شریانی توسط روش پیشنهادی DCT

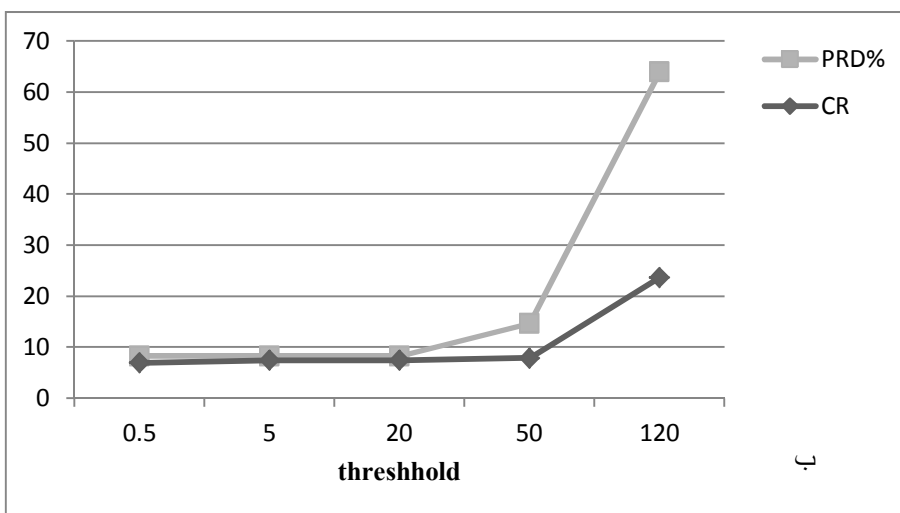
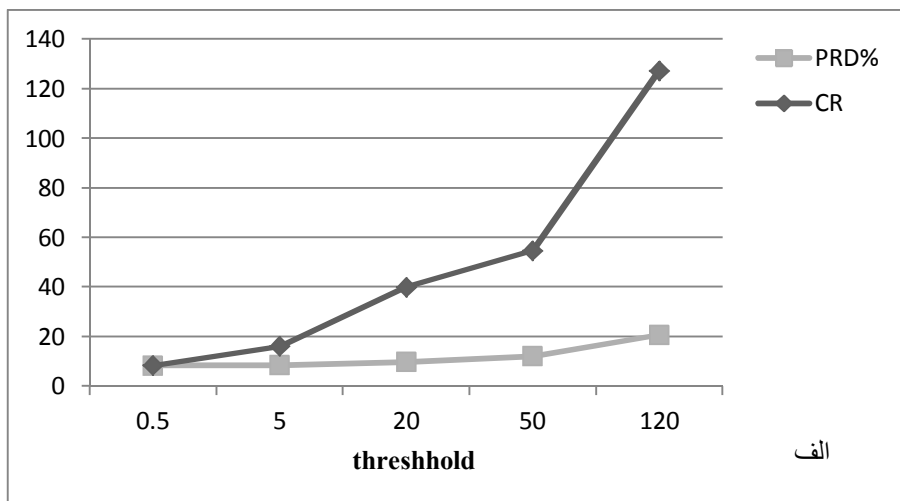
سیگنال بازسازی شده توسط روش پیشنهادی DWT در شکل (۵-۱۸) نمایش داده شده است. سیگنال با IMF های ۴ به بعد تقریب زده شده است در طول فشرده سازی سطح آستانه گذاری را برابر ۲ و سطح چندی کردن را معادل ۸ در نظر می گیریم. پس از فشرده سازی طول دنباله‌ی رمز گذاری شده برابر ۳۳۶۶ می باشد. مقادیر $C^2 = 12/83$ و $E_{RMS} = 1/15$ و P^2 می باشند.



شکل (۵-۱۸) دنباله‌ی بازسازی شده‌ی فشارخون شریانی توسط روش پیشنهادی DWT

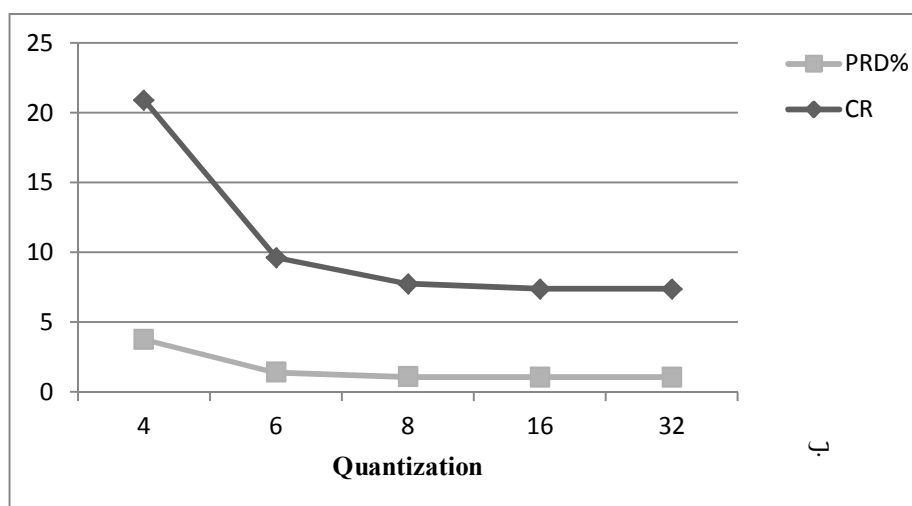
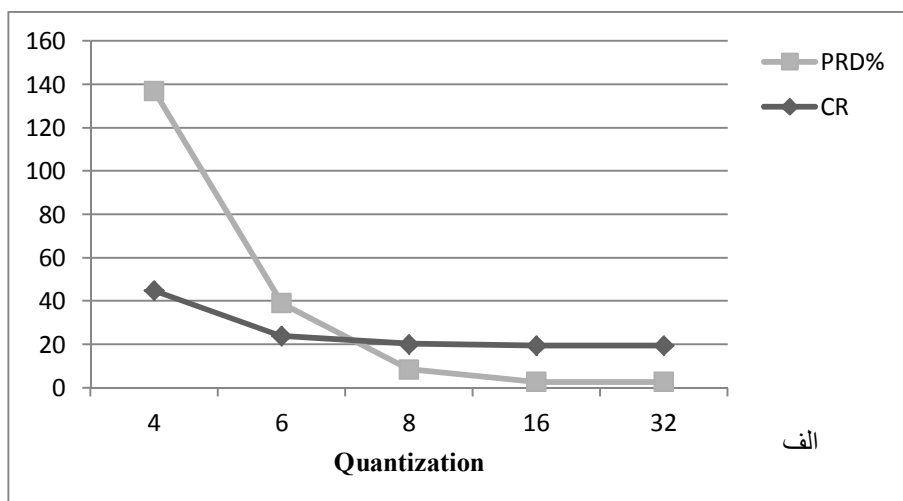
۵-۳-۱ بررسی تاثیر تغییرات پارامترها روی نتایج روش پیشنهادی

در این بخش قصد داریم تا تاثیر پارامترهای فشرده‌سازی را روی نتایج به‌دست آمده بررسی کنیم و بهترین حالت را برای هر کدام از این پارامترها به‌دست آوریم. با تغییر این پارامترها که در طول عملیات پردازش به عنوان ثابت در نظر گرفته می‌شوند تاثیر آن‌ها را روی عملکرد روش پیشنهادی فشرده‌سازی سیگنال‌های مورد نظر بیان و بررسی می‌کنیم. سطح آستانه گذاری، سطح چندی کردن، تعداد نمونه‌های دنباله‌ی در حال فشرده‌سازی، تعداد IMFهای موثر در سیگنال تقریب، پنجره‌ی موجک و تعداد سطح تجزیه برای DWT پارامترهای تاثیرگذار روی نتایج هستند.



شکل (۵-۱۹) تاثیر سطح آستانه روی عملکرد طرح پیشنهادی با الف (DCT ب) DWT برای فشرده سازی ده ثانیه از سیگنال نمونه ی PAP تقریب زده شده از IMF های ۴ تا آخر با $Q=16$

شکل (۵-۱۹)، نشان می دهد که در هر دو روش پیشنهادی با افزایش سطح آستانه گذاری نسبت فشرده سازی و انرژی خطا هر دو افزایش می یابند و دلیل آن ایجاد نمونه ی تکراری صفر است که در بازسازی نیز خطا ایجاد می کند. بهبود فشرده سازی در روش DCT بسیار مشهودتر است.



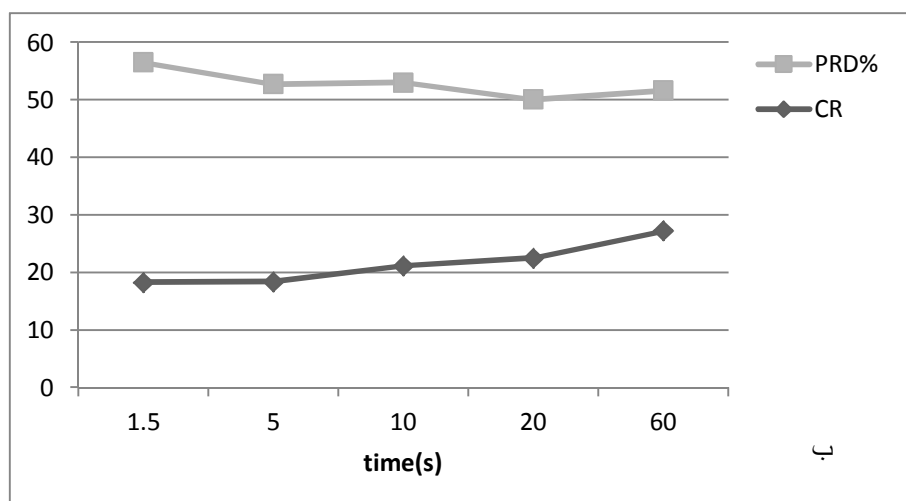
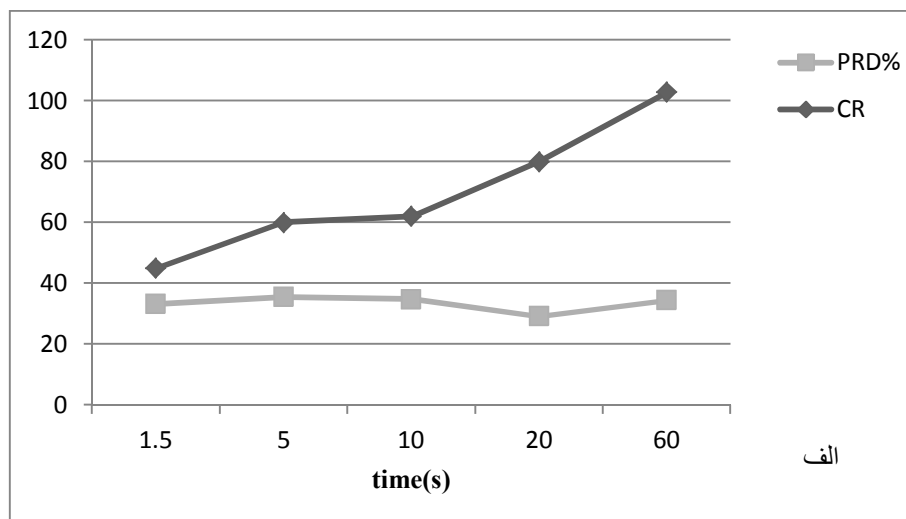
شکل (۵-۲۰) تاثیر سطح چندی کردن روی عملکرد طرح پیشنهادی با الف (DCT ب) DWT برای فشرده سازی ده ثانیه از سیگنال نمونه‌ی ABP تقریب زده شده از IMF های ۳ تا آخر با سطح آستانه‌ی ۲۰

در شکل (۵-۲۰) ملاحظه می‌شود که با افزایش سطح چندی کردن نسبت فشرده سازی و انرژی خطا هر دو کم می‌شوند زیرا دنباله به تعداد سطوح بیشتری گرد می‌شود و نمونه‌ی تکراری کم می‌شود. افزایش سطح چندی کردن در روش پیشنهادی با DCT تاثیر بیشتری روی انرژی خطا دارد و در روش پیشنهادی با DWT بیشترین تاثیر را روی کاهش نسبت فشرده سازی روش می‌گذارد.

قدم بعدی، بررسی تاثیر تعداد نمونه در دنباله‌های مورد بررسی بر عملکرد روش پیشنهادی است.

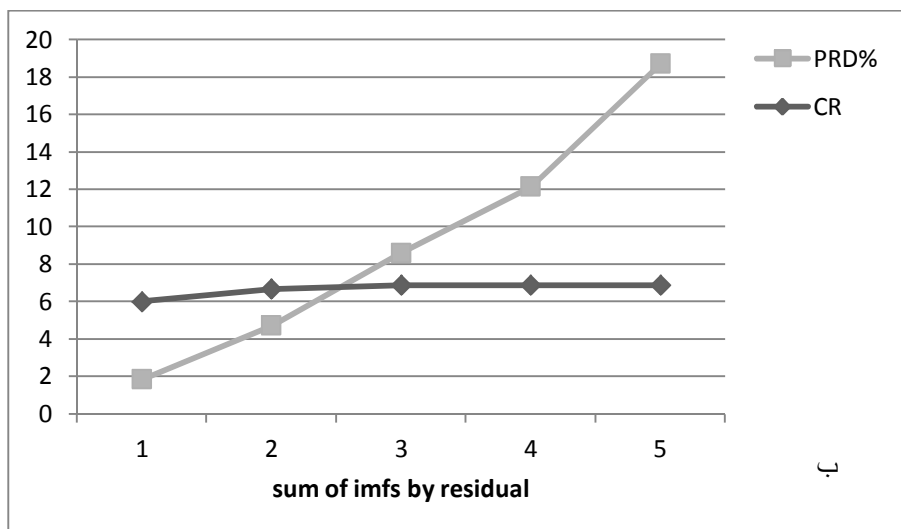
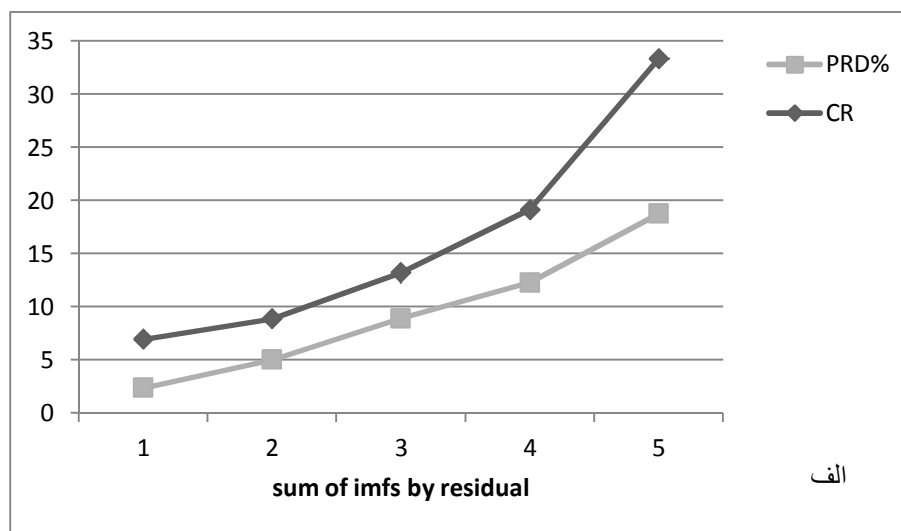
شکل (۵-۲۱) نشان می‌دهد که با افزایش زمان دنباله‌ی در حال فشرده سازی انرژی خطا تقریباً بدون

تغییر باقی خواهد ماند ولی در هر دو روش نسبت فشرده‌سازی به شکل محسوسی افزایش پیدا می‌کند و عملکرد روش بهبود پیدا می‌کند پس با توجه به این‌که اصولاً فشرده‌سازی سیگنال‌های فشارخون در زمان‌های طولانی و به‌صورت بیست و چهار ساعته مورد استفاده هستند پس می‌توان به عملکرد بهتر روش پیشنهادی امید داشت، در شرایطی که ما برای شبیه‌سازی با مشکل زمان اجرای برنامه و تعدد شبیه‌سازی‌ها روبه‌رو هستیم.



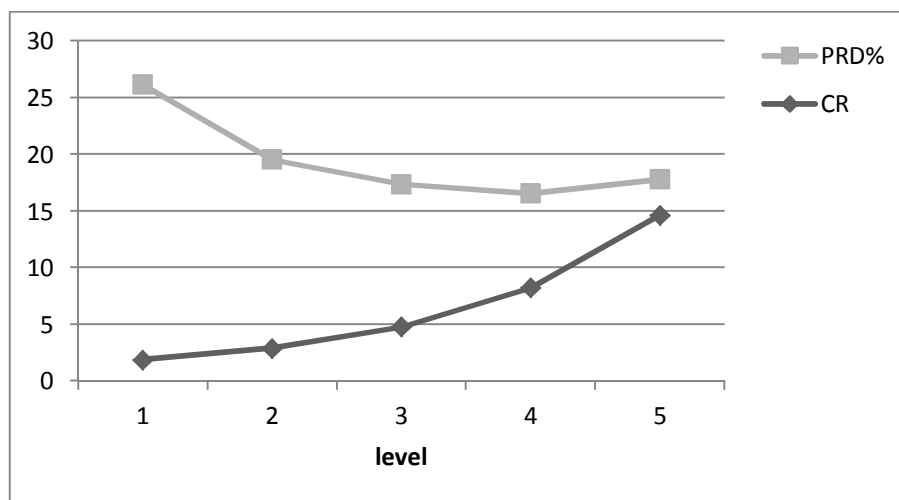
شکل (۵-۲۱) تاثیر تعداد نمونه روی عملکرد طرح پیشنهادی با الف (DCT ب) DWT برای فشرده‌سازی سیگنال نمونه‌ی CVP تقریب زده شده از IMFهای ۴ تا آخر با $Q=8$ و سطح آستانه‌ی ۲۰

تابع EMD با تجزیه‌ی سیگنال به چند زیر سیگنال این قابلیت را در اختیار می‌گذارد تا با حذف و یا جمع تعدادی از این زیر سیگنال‌ها یک سیگنال تقریب به‌دست آوریم و با توجه به نیاز از آن استفاده کنیم. شکل (۵-۲۲) میزان تاثیر تعداد IMFها در سیگنال تقریب را روی عملکرد روش پیشنهادی بررسی می‌کند. وقتی از IMF اول شروع به جمع زیر سیگنال‌ها می‌کنیم در واقع خود سیگنال اصلی را به فشرده‌ساز داده‌ایم و هر چقدر شروع سیگنال تقریب را از IMFهای بعدی در نظر بگیریم پس فرکانس‌های بیش‌تری حذف شده‌اند.



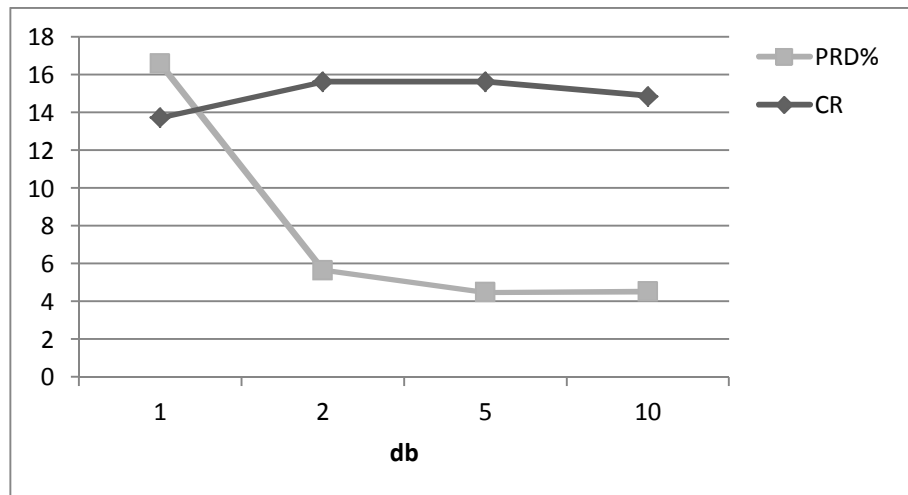
شکل (۵-۲۲) تاثیر تعداد IMFها روی عملکرد طرح پیشنهادی با الف (DCT ب) DWT برای فشرده‌سازی سیگنال نمونه‌ی PAP با $Q=16$ و سطح آستانه‌ی ۵

شکل (۵-۲۲) نشان می‌دهد که با کاهش تعداد IMF‌های موثر در تقریب زدن سیگنال و در واقع افزایش اندیس IMF شروع برای تقریب انرژی خطا در هر دو روش زیاد می‌شود که دلیل آن حذف مقدار بیش‌تری از سیگنال اصلی است. در روش استفاده شده از DCT با کاهش تعداد زیر سیگنال‌ها نسبت فشردگی نیز افزایش پیدا می‌کند ولی در روش استفاده شده از DWT تقریباً ثابت باقی می‌ماند.



شکل (۵-۲۳) تاثیر تعداد مراحل تجزیه برای DWT در طرح پیشنهادی در ده ثانیه نمونه سیگنال CVP تقریب زده شده از IMF چهارم به بعد با سطح آستانه‌ی ۴ و $Q=8$ و $db=10$

در این بخش به صورت اختصاصی به تاثیر پارامترهای موجک بر روی عملکرد روش DWT می‌پردازیم. شکل (۵-۲۳) مشخص می‌کند که هر چه تعداد مراحل تجزیه بالاتر باشد روش پیشنهادی عملکرد بهتری از خود نشان می‌دهد هرچند باید در نظر داشت همان‌طور که در شکل مشخص است در سطح تجزیه‌ی بیش‌تر از ۴ با افزایش نسبت فشردگی، انرژی خطا نیز افزایش می‌یابد و یک حالت بده‌بستان ایجاد می‌شود.



شکل (۵-۲۴) تاثیر پنجره‌ی موجک برای DWT در طرح پیشنهادی در ده ثانیه نمونه سیگنال ABP تقریب زده شده از IMF چهارم به بعد با سطح آستانه‌ی ۲ و $Q=4$ و ۳ مرحله تجزیه موجک

بدون شک با توجه به شکل سیگنال‌های مورد بررسی در هر حال پنجره‌ی استفاده شده در DWT هنگام بازسازی تاثیر خود را خواهد گذاشت. شکل (۵-۲۴) میزان تاثیر انواع پنجره‌های دابیشز مورد نظر ما را بر روی عملکرد سیستم نشان می‌دهد. با افزایش اندیس db انرژی خطا به شکل محسوسی کاهش پیدا می‌کند و همین‌طور نسبت فشرده‌سازی با کمی افزایش همراه است.

با توجه به تمام مقایسه‌های انجام گرفته و نتایج عملکرد روش‌ها در حالت‌های مختلف به یک سری پارامتر با مقادیر ثابت برای هر سه سیگنال و برای هر روش پیشنهادی به صورت جداگانه دست یافتیم. هر روش پیشنهادی باید هر سه سیگنال را هم‌زمان با بهترین عملکرد بتواند فشرده کند پس پارامترها به صورتی در نظر گرفته می‌شوند که برای فشرده‌سازی سیگنالی دیگر نیاز به تغییر پارامترها برای رسیدن به جواب بهینه نباشد. در جدول (۵-۱) پارامترهای بهینه به عنوان نتایج این مقایسه‌ها آمده است.

جدول (۵-۱) پارامترهای بهینه در دو روش پیشنهادی

نوع پنجره	سطح تجزیه	شماره‌ی IMF شروع	سطح چندی کردن	سطح آستانه گذاری	روش پیشنهادی
db۱۰	۴	۴	۴	۵	DWT
		۴	۸	۲۰	DCT

۵-۳-۲ نتایج عددی روش پیشنهادی

در این بخش با توجه به پارامترهای به دست آمده از بخش قبلی نتایج روش را بر روی ثبت

۰۰۱ mg از پایگاه داده به صورت عددی می آوریم.

جدول (۵-۲) نتایج روش های پیشنهادی با پارامترهای بهینه برای دنباله ی یک دقیقه ای

نوع سیگنال	روش پیشنهادی	CR	ERMS	PRD%
ABP	DWT	۲۲/۹۳	۷/۷۵	۱۲/۰۷
	DCT	۳۰/۱۷	۳/۵۶	۵/۵۴
PAP	DWT	۱۳/۳۸	۶/۰۶	۲۳/۸۳
	DCT	۳۹/۴۲	۲/۸۱	۱۱/۰۵
CVP	DWT	۱۳/۹۷	۱/۷۵	۳۶/۲۹
	DCT	۱۰۲/۸۶	۱/۶۶	۳۴/۴۷

در جدول (۵-۲) محاسبه می‌شود که نسبت فشرده‌سازی روش DCT به‌صورت میانگین $3/4$ برابر روش DWT است. روش DWT مقدار $7/06$ درصد انرژی خطای بیشتری نسبت به روش DCT از خود نشان داد و $2/51$ میلی متر جیوه میانگین انرژی خطای بازسازی روش DWT بیش‌تر از روش DCT می‌باشد.

در شکل (۵-۲۲) تاثیر IMFها بررسی شد اکنون قصد داریم با حذف بلوک شامل EMD و مقایسه با روش پیشنهادی تاثیر تقریب زنی با این تابع روی عملکرد سیستم فشرده‌ساز را بررسی دقیق‌تری نماییم.

جدول (۵-۳) نتایج روش بدون بلوک EMD با پارامترهای بهینه

نوع سیگنال	روش پیشنهادی	CR	E_{RMS}	PRD%
ABP	DWT	۲۰/۵۳	۱۴/۹۶	۲۳/۲۹
	DCT	۲۸/۷۷	۳/۵۶	۵/۵۵
PAP	DWT	۱۲/۸۱	۲/۲۷	۸/۹۴
	DCT	۳۵/۵۱	۲/۲	۸/۶
CVP	DWT	۱۴/۰۳	۱/۶۷	۳۴/۷۵
	DCT	۱۰۰/۴۶	۱/۷۲	۳۵/۷

با مقایسه‌ی جدول (۵-۳) با نتایج عددی به‌دست آمده برای روش پیشنهادی می‌توان مشاهده کرد که نسبت فشرده‌سازی روش پیشنهادی با DCT به‌صورت میانگین $1/0.5$ برابر روش DCT بدون بلوک EMD است و همین معیار برای روش پیشنهادی با DWT حدود $1/0.6$ برابر روش بدون EMD است. روش بدون بلوک EMD به ترتیب $1/73$ و $0/42$ درصد انرژی خطای کم‌تری نسبت به روش‌های متناظر خود در روش پیشنهادی دارد. روش‌های بدون بلوک EMD $1/11$ میلی متر جیوه میانگین انرژی خطای بازسازی بیش‌تر از روش DWT و $0/22$ میلی متر جیوه کم‌تر از روش DCT را ایجاد می‌کنند.

۵-۳-۳ اعتبار سنجی

در این بخش قصد داریم عملکرد روش پیشنهادی را روی چند ثبت دیگر از پایگاه داده‌ی مورد استفاده بررسی کنیم. ثبت 0.26 mg ضبط شده از زن ۷۴ ساله، ثبت 196 mg ضبط شده از مرد ۶۸ ساله و ثبت 249 mg با سن و جنس ثبت نشده از [۵۵] در نظر گرفته شده‌اند. هر سه ثبت در نظر گرفته شده دارای سیگنال‌های مدنظر ما هستند و یکی از دلایل انتخاب این ثبت‌ها وجود ضبط سه سیگنال ABP، PAP و CVP در ثبت بوده است.

در جدول (۵-۵) نتایج به‌صورت عددی آمده است. از مقایسه با جدول (۵-۲) و تحلیل نتایج می‌توان مشاهده کرد که روش پیشنهادی بر روی این سه نمونه ثبت جدید نیز همان عملکرد را با روندی مشابه از خود نشان می‌دهد و می‌توان نتیجه گرفت برای هر ثبت جدید با دستگاه مانیتورینگ نیز عملکرد روش حفظ شود.

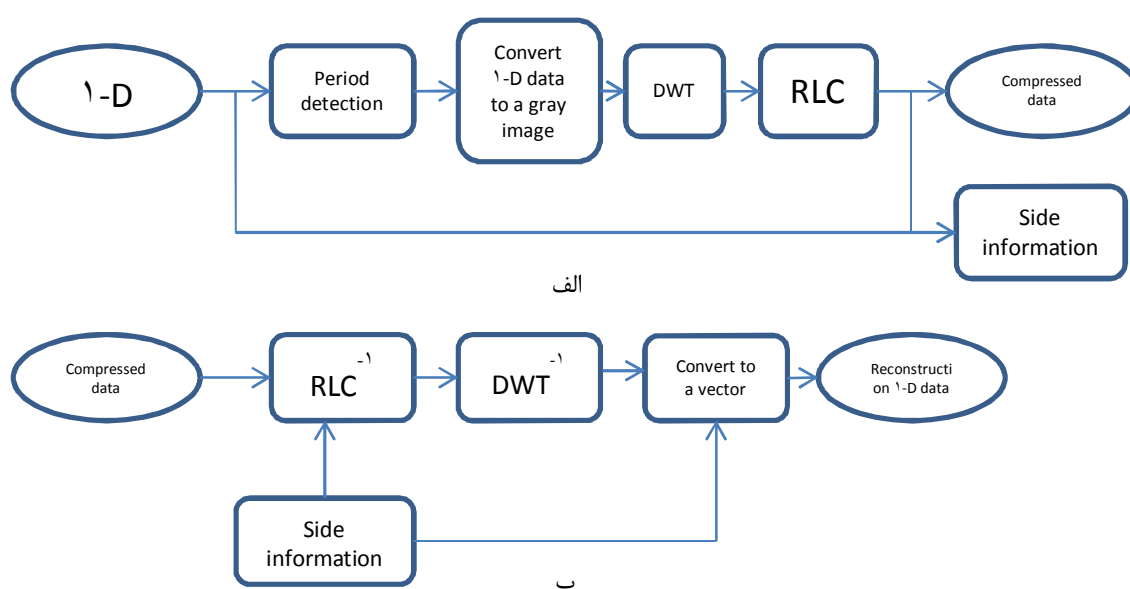
جدول (۴-۵) اعتبار سنجی روش پیشنهادی با ثبت‌های مختلف

نوع سیگنال	روش پیشنهادی	ثبت پایگاه داده	CR	E _{RMS}	PRD%
ABP	DWT	mg۰۲۶	۱۹/۱۸	۸/۸۱	۱۲/۹۷
		mg۱۹۶	۲۰/۵۷	۹/۱۲	۱۴/۰۵
		mg۲۴۹	۲۱/۷۳	۶/۹۶	۱۱/۶۹
	DCT	mg۰۲۶	۲۹/۴	۳/۱۶	۵/۰۴
		mg۱۹۶	۳۲/۳۳	۴/۲	۶/۲۳
		mg۲۴۹	۳۱/۴۶	۳/۲۵	۴/۹۲
PAP	DWT	mg۰۲۶	۱۲	۵/۳۴	۲۲/۷۱
		mg۱۹۶	۱۴/۲۹	۶/۹۱	۲۳/۶۵
		mg۲۴۹	۱۱/۲۳	۵/۱۴	۱۹/۴۸
	DCT	mg۰۲۶	۴۰/۸۷	۳/۱	۹/۳۷
		mg۱۹۶	۳۴/۳۳	۲/۵۹	۱۲/۶
		mg۲۴۹	۳۷/۵۲	۳/۱۲	۱۱/۴۶
	DWT	mg۰۲۶	۱۲/۸۵	۱/۰۱	۳۴/۵۱
		mg۱۹۶	۱۵/۲۷	۵	۴۰/۶۸

۳۶/۴۴	۱/۷۷	۱۳/۶۷	mg۲۴۹	DCT	CVP
۳۳/۳۴	۱/۷۴	۹۶/۴۳	mg۰۲۶		
۲۲/۱۲	۲/۵	۹۱/۵۲	mg۱۹۶		
۳۵/۸۲	۲/۳۸	۱۰۸/۵۴	mg۲۴۹		

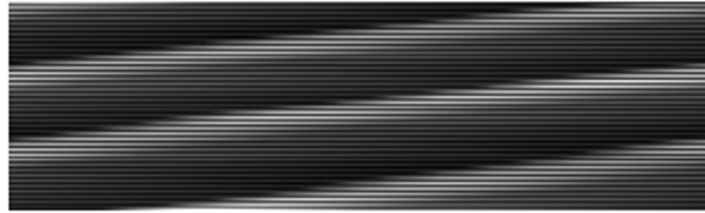
۴-۵ مقایسه‌ی موردی

طبق روش [۳۰] می‌توان هر دنباله‌ی متناوب را به تصویر تبدیل و سپس با استفاده از تبدیل موجک دو بعدی فشرده‌سازی کرد. قصد داریم تا با اعمال این روش روی سیگنال‌های فشارخون تهاجمی عملکرد روش پیشنهادی را نسبت به روش فوق مقایسه کنیم. شکل (۵-۲۵) روش [۳۰] را که روی سیگنال ECG اعمال شده نشان می‌دهد که طبق آن عمل می‌کنیم و نتایج را بررسی و مقایسه می‌کنیم. پنجره DWT مورد استفاده در این روش db۱ می‌باشد.



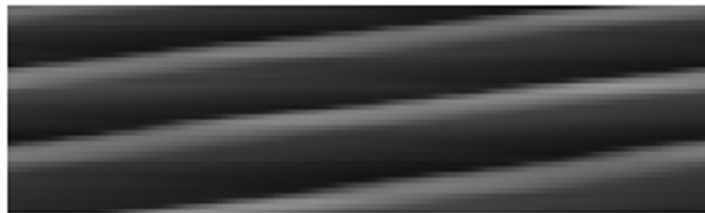
شکل (۵-۲۵) الف) روش فشرده‌سازی و ب) بازسازی در [۳۰]

سیگنال فشارخون تهاجمی ABP را تبدیل به یک تصویر خاکستری شبیه شکل (۵-۲۶) می‌کنیم.

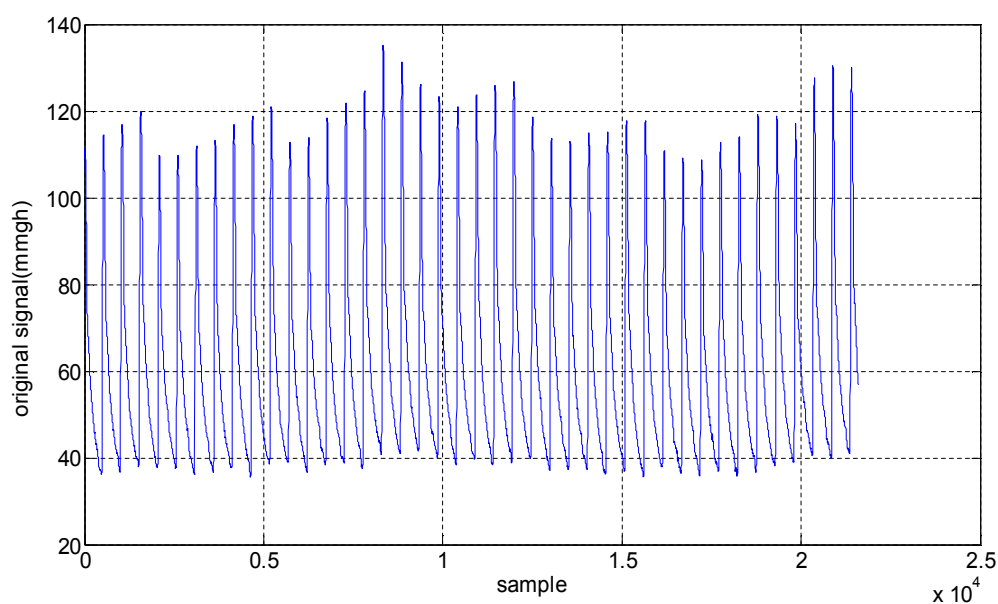


شکل (۵-۲۶) تصویر خاکستری مربوط به سیگنال فشارخون ABP

روش DWT را روی تصویر اعمال می‌کنیم و در مسیر بازسازی ماتریس‌های ضرایب جزئیات را صفر در نظر می‌گیریم. نسبت فشرده‌سازی برای یک دقیقه از دنباله‌ی سیگنال برابر $2/01$ و $PRD=51/52$ می‌شود و نیز $E_{RMS}=33/1$ می‌باشد. در تصویر سیگنال بازسازی شده نشان داده شده است.

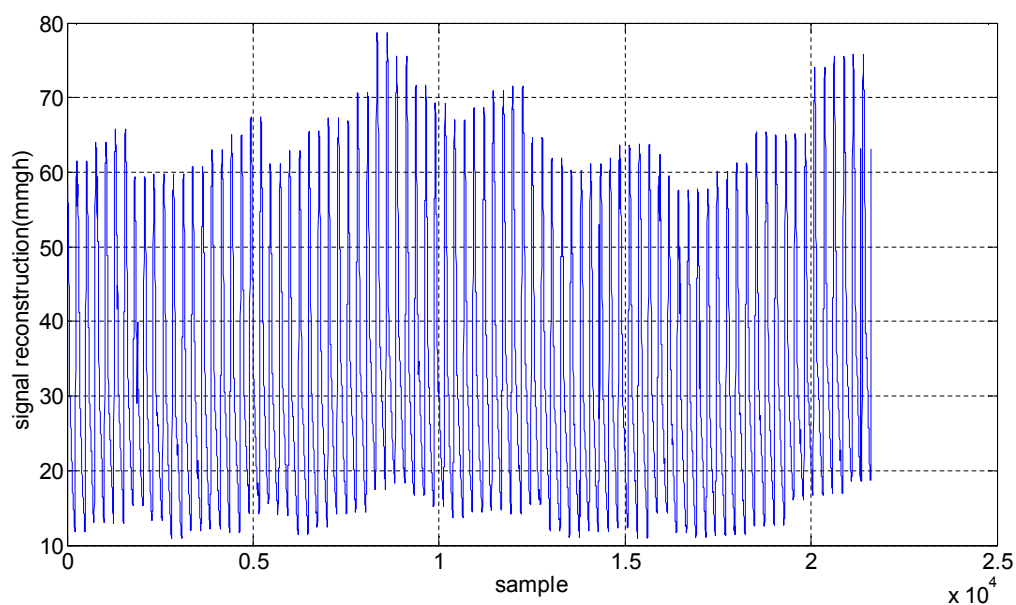


شکل (۵-۲۷) تصویر سیگنال بازسازی شده ABP



شکل (۲۸-۵) یک دقیقه از سیگنال **ABP**

همان طور که مشخص است عملکرد این روش بسیار ضعیف تر از نتایج روش پیشنهادی می باشد.
سیگنال اصلی در شکل (۲۸-۵) و بازسازی شده ی آن در شکل (۲۹-۵) آورده شده است.



شکل (۲۹-۵) سیگنال بازسازی شده با روش دو بعدی سازی

جدول (۵-۵) نتایج روش دو بعدی سازی

PRD	E _{RMS}	CR	نوع سیگنال
۵۱/۵۲	۳۳/۱	۲/۰۱	ABP
۴۱/۱	۱۰/۴۶	۴	PAP
۷۱/۹۴	۳/۴۶	۲/۱۵	CVP

جدول (۵-۵) در مقایسه با نتایج عددی روش پیشنهادی نشان می‌دهد که نسبت فشرده‌سازی روش DCT به‌صورت میانگین ۲۱/۱ برابر و همین معیار برای روش DWT حدود ۶/۲ برابر روش دو بعدی سازی است. روش دو بعدی سازی به ترتیب ۳۰/۷ و ۳۷/۸ درصد انرژی خطای بیش‌تری نسبت به روش‌های DWT و DCT از خود نشان داد و ۷/۱۹ میلی متر جیوه میانگین انرژی خطای بازسازی بیش‌تر از روش DWT و ۹/۶۶ میلی متر جیوه بیش‌تر از روش DCT را دارا است.

فصل ششم: نتیجه‌گیری و

پیشنهادهات

۶-۱ نتیجه‌گیری

در این پایان‌نامه بر روی طرح فشردن‌سازی سیگنال‌های فشارخون حاصل از اندازه‌گیری به روش تهاجمی با ترکیب EMD و تبدیل‌های موجک و کسینوسی گسسته کار شد. تبدیل موجک و تبدیل کسینوسی گسسته در فشردن‌سازی بسیار کاربردی و موثر هستند و می‌توانند با ترکیب با روش‌های دیگر به بهبود عملکرد روش‌ها کمک نمایند. نرم کردن سیگنال توسط EMD به کاهش مقدار ضرایب موجک و DCT کمک کرد و چندی کردن باعث افزایش نمونه‌های تکراری شد که فشردن‌سازی را بهتر نمود. نشان داده شد که استفاده نکردن از EMD به شکل محسوسی باعث کاهش فشردن‌سازی می‌شود. آستانه گذاری با افزایش تعداد صفرهای دنباله‌ی ضرایب نمونه‌ی تکراری صفر را برای عملکرد بهتر RLE حاضر نمود. روش RLE با حذف نمونه‌های تکراری فشردن‌سازی کرده و یک دنباله‌ی کوتاه‌تر تولید کرد. از RLE برای فشردن‌سازی و از MQ برای رمز گذاری استفاده شد. رمز گذاری MQ نیز یک مرحله فشردن‌سازی برای روش به همراه دارد که در تقویت عملکرد بسیار موثر است. رمز گذاری روی دنباله‌ی خروجی RLE باعث کاهش بیت‌های ذخیره‌سازی شد. روش‌های ارائه شده قادر خواهند بود بدون ایجاد تغییر در پارامترهای الگوریتم، هر سه سیگنال تهاجمی فشارخون را بدون اطلاع از نوع سیگنال با بهترین کیفیت فشردن و ذخیره کنند. در صورتی که با توجه به خروجی‌های گرفته شده با تغییر پارامترهای روش، نتایج بهتری به شکل جداگانه برای هر سیگنال می‌توان استخراج نمود. طرح ارائه شده پس از بازسازی توانست خواص از پیش تعیین شده و مهم را به خوبی حفظ کند. صحت اعتبار روش‌های پیشنهادی با اعمال روی چند ثبت دیگر از پایگاه داده بررسی شد. روش پیشنهادی معرفی شده با استفاده از DCT عملکرد بهتری از خود نشان داد در حالی که روش پیشنهادی با DWT نیز عملکرد مناسبی نسبت به روش‌های موجود دارد. با وجود روش‌هایی هم‌چون فشردن‌سازی سیگنال به صورت دو بعدی و روش پیشنهادی بدون بلوک EMD اما مقایسه‌ی موردی انجام شده نشان داد که هر دو روش علی‌رغم عملکرد مناسب، نمی‌توانند عملکرد روش پیشنهادی ما را ارائه دهند. با توجه به نتایج به دست آمده و مقایسه‌های انجام شده می‌توان گفت که روش‌های

پیشنهادی به خصوص روشی که از DCT استفاده نموده، از مفیدترین و قوی‌ترین روش‌های معرفی شده تاکنون می‌باشند.

۲-۶ پیشنهادات

در زمینه‌ی فشرده‌سازی سیگنال حیاتی روش‌های بسیاری وجود دارد. که به‌منظور بهبود کارایی فشرده‌سازی و ایجاد الگوریتم‌های جدید چند پیشنهاد می‌توان ارائه کرد.

پیشنهاد اول: به منظور تحقق بخشیدن به بهبود کارایی در روش‌های موجود می‌توان از چندی کردن-های مختلف استفاده کرد و با بررسی نتایج به روش بهینه با چندی کردن جدید دست یافت.

پیشنهاد دوم: با ترکیب کردن انواع الگوریتم‌ها، کدگذارها و تبدیل‌های موجود همیشه می‌توان بلوک فشرده‌ساز جدیدی به‌دست آورد که با مقایسه‌ی نتایج آن‌ها با روش‌های قبلی کارایی آن‌ها مشخص خواهد شد.

پیشنهاد سوم: با انتخاب رمز گذارهای جدید و روش‌های فشرده‌سازی جدید هم‌چون CS یا تبدیل سیگنال به تصویر می‌توان علاوه بر بهبود فشرده‌سازی، زمان و حجم محاسبات را تا حد زیادی کاهش داد و حتی با ترکیب آن‌ها به بلوک‌های فشرده‌ساز جدید رسید.

پیشنهاد چهارم: روش پیشنهادی این مقاله قابل ارائه روی تمام سیگنال‌های حیاتی می‌باشد؛ پس با استفاده از این الگوریتم می‌توان سیگنال‌های دیگر مانند ECG و EEG را نیز فشرده‌سازی کرد.

- [١] G. Bakris *et al.*, "National Kidney Foundation Hypertension and Diabetes Executive Committees Working Group. Preserving renal function in adults with hypertension and diabetes: a consensus approach," *Am J Kidney Dis*, vol. ٣٦, no. ٣, pp. ٦٤٦-٦٦١, ٢٠٠٠.
- [٢] T. Ohkubo *et al.*, "Prognostic significance of the nocturnal decline in blood pressure in individuals with and without high ٢٤-h blood pressure: the Ohasama study," *Journal of hypertension*, vol. ٢٠, no. ١١, pp. ٢١٨٣-٢١٨٩, ٢٠٠٢.
- [٣] K. Kario, T. G. Pickering, T. Matsuo, S. Hoshida, J. E. Schwartz, and K. Shimada, "Stroke prognosis and abnormal nocturnal blood pressure falls in older hypertensives," *Hypertension*, vol. ٣٨, no. ٤, pp. ٨٥٢-٨٥٧, ٢٠٠١.
- [٤] R. R. Townsend *et al.*, "American Society of Hypertension position paper: central blood pressure waveforms in health and disease," ed: Elsevier, ٢٠١٦.
- [٥] A. Atchabahian and R. Gupta, *The anesthesia guide*. McGraw Hill Professional, ٢٠١٣.
- [٦] E. M. Frese, A. Fick, and S. H. Sadowsky, "Blood pressure measurement guidelines for physical therapists," *Cardiopulmonary physical therapy journal*, vol. ٢٢, no. ٢, pp. ٥-١٢, ٢٠١١.
- [٧] C.-N. Jin *et al.*, "The healthcare burden of hypertension in Asia," *Heart Asia*, vol. ٥, no. ١, pp. ٢٣٨-٢٤٣, ٢٠١٤.
- [٨] T. Unger, L. Paulis, and D. A. Sica, "Therapeutic perspectives in hypertension: novel means for renin–angiotensin–aldosterone system modulation and emerging device-based approaches," *European heart journal*, vol. ٣٢, no. ٢٢,

pp. 2739-2747, 2011.

- [9] R. Agarwal and M. Andersen, "Prognostic importance of ambulatory blood pressure recordings in patients with chronic kidney disease," *Kidney international*, vol. 69, no. 5, pp. 1170-1180, 2006.
- [10] D. Moran, Y. Epstein, G. Keren, A. Laor, J. Sherez, and Y. Shapiro, "Calculation of mean arterial pressure during exercise as a function of heart rate," *Applied Human Science*, vol. 14, no. 6, pp. 293-295, 1995.
- [11] W. B. White, "Systolic versus diastolic blood pressure versus pulse pressure," *Current cardiology reports*, vol. 4, no. 6, pp. 467-473, 2002.
- [12] T. V. Saco, P. T. Parthasarathy, Y. Cho, R. F. Lockey, and N. Kolliputi, "Role of epigenetics in pulmonary hypertension," *American Journal of Physiology-Cell Physiology*, vol. 306, no. 12, pp. C1101-C1105, 2014.
- [13] M. Weber *et al* ", "Distribution, silencing potential and evolutionary impact of promoter DNA methylation in the human genome," *Nature genetics*, vol. 39, no. 4, pp. 407-416, 2007.
- [14] <https://cnx.org/contents/RwWZZgZ@/Nerve-ConductionElectrocardiog>, Last visited at june 2017.
- [15] M. Legrand *et al.*, "Association between systemic hemodynamics and septic acute kidney injury in critically ill patients: a retrospective observational study," *Critical Care*, vol. 17, no. 6, p. R278, 2013.
- [16] S. d. S. Pacheco *et al.*, "Central venous pressure in femoral catheter: correlation with superior approach after heart surgery," *Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery*, vol. 23, no. 4, pp. 488-493, 2008.

- [¹⁷] www.accessanesthesiology.com, Last visited at june 2017.
- [¹⁸] J. M. Marin, S.J. Carrizo, E. Vicente, and A. G. Agusti, "Long-term cardiovascular outcomes in men with obstructive sleep apnoea-hypopnoea with or without treatment with continuous positive airway pressure: an observational study," *The Lancet*, vol. 360, no. 9264, pp 103-104, 2000.
- [¹⁹] A. Logan *et al.*, "Refractory hypertension and sleep apnoea: effect of CPAP on blood pressure and baroreflex," *European Respiratory Journal*, vol. 21, no. 2, pp. 241-247, 2003.
- [²⁰] H. F. Becker *et al.*, "Effect of nasal continuous positive airway pressure treatment on blood pressure in patients with obstructive sleep apnea," *circulation*, vol. 107, no. 1, pp. 68-73, 2003.
- [²¹] A. Cohen, "Biomedical Signal Processing Volume I: Time and Frequency Domains Analysis," ed: Boca Raton, FL: CRC Press, 1986.
- [²²] V. A. Allen and J. Belina, "ECG data compression using the discrete cosine transform (DCT)," in *Computers in Cardiology 1992, Proceedings of*, 1992, pp. 687-690: IEEE.
- [²³] A. Bendifallah, R. Benzid, and M. Boulemden, "Improved ECG compression method using discrete cosine transform," *Electronics letters*, vol. 47, no. 2, pp. 87-89, 2011.
- [²⁴] H. Lee and K. M. Buckley, "ECG data compression using cut and align beats approach and 2-D transforms," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* , vol. 46, no. 5, pp. 506-514, 1999.
- [²⁵] B. Huang, Y. Wang, and J. Chen, "ECG compression using the context

- modeling arithmetic coding with dynamic learning vector-scalar quantization," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 8, no. 1, pp. 59-65, 2013.
- [26] R. Kumar, A. Kumar, and R. K. Pandey, "Beta wavelet based ECG signal compression using lossless encoding with modified thresholding," *Computers & Electrical Engineering*, vol. 39, no. 1, pp. 130-140, 2013.
- [27] L. Sharma, S. Dandapat, and A. Mahanta, "Multichannel ECG data compression based on multiscale principal component analysis," *IEEE Transactions on Information technology in Biomedicine*, vol. 16, no. 4, pp. 730-736, 2012.
- [28] M. Abo-Zahhad, A. F. Al-Ajlouni, S. M. Ahmed, and R. J. Schilling, "A new algorithm for the compression of ECG signals based on mother wavelet parameterization and best-threshold levels selection," *Digital Signal Processing*, vol. 23, no. 3, pp. 1002-1011, 2013.
- [29] S.-C. Tai, C. Sun, and W.-C. Yan, "A 2-D ECG compression method based on wavelet transform and modified SPIHT," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 52, no. 6, pp. 999-1008, 2005.
- [30] T. I. Mohammadpour and M. R. K. Mollaei, "ECG compression with thresholding of 2-D wavelet transform coefficients and run length coding," *European journal of scientific research*, vol. 27, no. 2, pp. 248-257, 2009.
- [31] D. L. Donoho, "Compressed sensing," *IEEE Transactions on information theory*, vol. 52, no. 4, pp. 1289-1306, 2006.
- [32] F. Ansari-Ram and S. Hosseini-Khayat, "ECG signal compression using compressed sensing with nonuniform binary matrices," in *Artificial Intelligence and Signal Processing (AISP)*, 2012 16th CSI International Symposium on, 2012, pp. 305-309: IEEE.

- [٣٣] R. Kumar, A. Kumar, G. Akhil, A .Singh, and S. Jafri, "Computational efficient method for ECG signal compression based on modified SPIHT technique," *International Journal of Biomedical Engineering and Technology*, vol. ١٥, no. ٢, pp. ١٧٣-١٨٨, ٢٠١٤.
- [٣٤] G. Higgins, B. McGinley, N. Walsh ,M. Glavin, and E. Jones, "Lossy compression of EEG signals using SPIHT," *Electronics letters*, vol. ٤٧, no. ١٨, pp. ١٠١٧-١٠١٨, ٢٠١١.
- [٣٥] M. Pooyan, A. Taheri, M. Moazami-Goudarzi, and I. Saboori, "Wavelet compression of ECG signals using SPIHT algorithm ",*International Journal of signal processing*, vol. ١, no. ٣, p. ٤, ٢٠٠٤.
- [٣٦] A. M. Abdulghani, A. J. Casson, and E. Rodriguez-Villegas, "Quantifying the performance of compressive sensing on scalp EEG signals," in *Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies (ISABEL)*, ٢٠١٠ ٣rd *International Symposium on*, ٢٠١٠, pp. ١-٥: IEEE.
- [٣٧] A. J. Casson and E. Rodriguez-Villegas, "Signal agnostic compressive sensing for body area networks: Comparison of signal reconstructions," in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, ٢٠١٢ *Annual International Conference of the IEEE*, ٢٠١٢, pp. ٤٤٩٧-٤٥٠٠: IEEE.
- [٣٨] S. S. Chen, D. L. Donoho, and M. A. Saunders, "Atomic decomposition by basis pursuit," *SIAM review*, vol. ٤٣, no. ١, pp. ١٢٩-١٥٩, ٢٠٠١.
- [٣٩] K. Khaldi and A.-O. Boudraa, "On signals compression by EMD," *Electronics letters*, vol. ٤٨, no. ٢١, pp. ١٣٢٩-١٣٣١, ٢٠١٢.
- [٤٠] D. Yang, M.-z. Qin, and B. Xu, "ECG Compression Algorithm Based on Empirical Mode Decomposition," *International Journal of Signal Processing*,

Image Processing and Pattern Recognition, vol. ۸, no. ۲, pp. ۱۶۵-۱۷۴, ۲۰۱۵.

- [۴۱] X. Wang, Z. Chen, J. Luo, J. Meng, and Y. Xu, "ECG compression based on combining of EMD and wavelet transform," *Electronics Letters*, vol. ۵۲, no. ۱۹, pp. ۱۵۸۸-۱۵۹۰, ۲۰۱۶.
- [۴۲] P. M. de Graaf, J. v. Goudoever, and K. Wesseling, "Compressed storage of arterial pressure waveforms by selection of significant points," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. ۳۵, no. ۵, pp. ۵۱۰-۵۱۵, ۱۹۹۷.
- [۴۳] S.-T. Quek, Q. Wang, L. Zhang, and K.-K. Ang, "Sensitivity analysis of crack detection in beams by wavelet technique," *International journal of mechanical sciences*, vol. ۴۳, no. ۱۲, pp. ۲۸۹۹-۲۹۱۰, ۲۰۰۱.
- [۴۴] P. K. Poon, "Wavelets," *Optical Society of America, College of Optical Sciences, University of Arizona, Tucson, Arizona*, ۲۰۱۲.
- [۴۵] L. Chun-Lin, "A tutorial of the wavelet transform," *NTUEE, Taiwan*, ۲۰۱۰.
- [۴۶] V. Attari, "Image compression using compressed sensing and discrete cosine transform," MS.c, Faculty of Electrical and Robotics, Shahrood University of technology, ۲۰۱۵, In persian.
- [۴۷] U. Desai, R. J. Martis, C. GURUDAS NAYAK, G. Seshikala, K. Sarika, and R. SHETTY K, "Decision support system for arrhythmia beats using ECG signals with DCT, DWT and EMD methods: A comparative study," *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, vol. ۱۶, no. ۰۱, p. ۱۶۴۰۰۱۲, ۲۰۱۶.
- [۴۸] I. Daubechies, J. Lu, and H.-T. Wu, "Synchrosqueezed wavelet transforms: An empirical mode decomposition-like tool," *Applied and computational harmonic analysis*, vol. ۳۰, no. ۲, pp. ۲۴۳-۲۶۱, ۲۰۱۱.

- [٤٩] K. Dragomiretskiy and D. Zosso, "Variational mode decomposition," *IEEE transactions on signal processing*, vol. ٦٢, no. ٣, pp. ٥٣١-٥٤٤, ٢٠١٤.
- [٥٠] Y.-J. Chen, J.-J. Ding, and S.-W. Fu, "A novel compression algorithm for IMFs of Hilbert-Huang transform," in *Digital Signal Processing (DSP)*, ٢٠١٤ ١٩th International Conference on, ٢٠١٤, pp. ٢٣٣-٢٣٨: IEEE.
- [٥١] U. Maji and S. Pal, "Empirical mode decomposition vs. variational mode decomposition on ECG signal processing: A comparative study," in *Advances in Computing, Communications and Informatics (ICACCI)*, International Conference on, ٢٠١٦, pp. ١١٢٩-١١٣٤: IEEE.
- [٥٢] M. Fayazbakhsh, H. Momenzade, M. Kakaei, "Remove of ECG noise by EMD method," ٢th conference of EMA, Islamic Azad university of Kerman, ٢٠١٥, In persian.
- [٥٣] I. H. Witten, R. M. Neal, and J. G. Cleary, "Arithmetic coding for data compression," *Communications of the ACM*, vol. ٣٠, no. ٦, pp. ٥٢٠-٥٤٠, ١٩٨٧.
- [٥٤] K. B. Kolluru, "Optimization of Arithmetic and MQ Coding," *ECE ٧٣٤ VLSI array structures for digital signal processing*, spring ٢٠٠٩.
- [٥٥] "MGH/MF Database," www.physionet.org, Last visited at july ٢٠١٧.

Abstract

Invasive blood pressure signals have high importance in the diagnosis of diseases, as well as the continuous treatment and control of the patient. Nowadays, devices that are responsible for recording these signals are facing memory space problems. Therefore, our goal is to compress and store invasive blood pressure signals while retaining the main features. Two proposed hybrid algorithms are presented as compact blocks. In this thesis IBP signals include three different types of measured ABP, PAP and CVP from the database (MGH/MF) from the physionet site with proposed compression methods.

Different methods are available for compression of various types of bio-electric signals, after which it was decided to use the combination of EMD and DCT or wavelet transform with Run length encoding method and MQ coding. The proposed method is represented because of the absence of error by RLE, the reversibility of the wavelet transform and the DCT, and the ability to make an appropriate approximation by EMD. To analyze the results, the most important criterion is the compression ratio. The RMS error and Percent Root mean-square Difference, which are among the known criteria in this field, are used for analysis.

Numerical results showed that the compression ratio of the proposed method with DCT versus the proposed method with DWT, the two-dimensional method and proposed method without EMD block is ۳.۴, ۲۱.۱ and ۱.۰۵ times respectively. In the end, the recommendations of this thesis are presented to improve compression of Invasive blood pressure signals and, in general, biometric signals.

Keywords: bio-electric signal processing- compression- invasive blood pressure- wavelet transform- discrete cosine transform- empirical mode decomposition- run length encoding- matrix quantizer



Shahrood University of Technology

Faculty of Electrical and Robotics Engineering

Compression of Blood Pressure Signals Measured by Invasive methods

By: Mehdi Taji

Supervisor:

Dr. Hadi Grailu

A thesis submitted in partial fulfillment of the
requirements for the degree of
Master of Science in Electrical Engineering

July ۲۰۱۷