

فشرده‌سازی سیگنال‌های صوتی قلب (PCG) مبتنی بر نمونه‌کاهی و دوبعدی‌سازی

سلیمه مرادی^۱، دانشجوی کارشناسی ارشد، هادی گرایلو^۲، استادیار

۱- دانشکده برق - دانشگاه صنعتی شاهرود - شاهرود - ایران - salimehmoradi@shahroodut.ac.ir

۲- دانشکده برق - دانشگاه صنعتی شاهرود - شاهرود - ایران - grailu@shahroodut.ac.ir

چکیده: در این مقاله یک روش فشرده‌سازی باتلاف با قابلیت کنترل نسبی کیفیت سیگنال بازسازی شده برای سیگنال صوتی قلب یا فونوکارديوگرام (PCG) پیشنهاد شده است که مبتنی بر دو ایده مهم یکی نمونه‌کاهی و دیگری دوبعدی‌سازی و تشکیل تصویر PCG است. در فشرده‌سازی تصویر PCG از تبدیل موجک و یک کدگذار ماتریس ضرایب موجک به نام «موجک درخت فضاگرا» (STW) استفاده شده است. در روش پیشنهادی، قابلیت نسبی کنترل کیفیت سیگنال بازسازی شده به کمک یک آستانه از جنس معیار ارزیابی «ریشه درصدی میانگین مجذور تفاضلات» (PRD) وجود دارد. نتایج شبیه‌سازی روش پیشنهادی روی چند پایگاه داده قابل دسترس برای همگان نشان می‌دهد که مرحله نمونه‌کاهی سهم زیادی در افزایش میزان فشرده‌سازی به ویژه در مورد پایگاه‌های داده با فرکانس نمونه‌برداری بالا دارد. عامل مهم بعدی در بهبود کارایی فشرده‌سازی روش پیشنهادی، استفاده از دوبعدی‌سازی سیگنال PCG به منظور استفاده از تزیادهای بین دوره‌ای موجود در این نوع سیگنال‌های تکرارشونده، و استفاده از روش‌های موثر امروزی برای فشرده‌سازی تصویر است. کارایی روش پیشنهادی بر طبق معیارهای متوسط PRD و متوسط «نسبت فشرده‌سازی» (CR) ارزیابی و با نتایج چند روش موجود مقایسه شده است. در این ارزیابی، به ازاء مقدار تقریبی $PRD \leq 5\%$ پایین‌ترین مقدار متوسط میزان فشرده‌سازی مربوط به دسته آرتیفکت از پایگاه داده پاسکال (با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰۰ هرتز) و بیشترین مقدار متوسط میزان فشرده‌سازی مربوط به پایگاه داده دانشگاه واشنگتن (با فرکانس نمونه‌برداری ۴۴۱۰۰ هرتز) حاصل شده است.

واژه‌های کلیدی: سیگنال صوتی قلب (PCG)، فشرده‌سازی سیگنال، نمونه‌کاهی، قطعه‌بندی سیگنال PCG، کنترل کیفیت سیگنال

Heart Sound (PCG) Signal Compression based on Down-sampling and two-dimensionalization

Salimeh Moradi, Student¹, Hadi Grailu, Assitant Professor²

1- Faculty of Electrical Engineering, Shahrood University of Technology, Shahrood, Iran, Email: salimehmoradi@shahroodut.ac.ir

2- Faculty of Electrical Engineering, Shahrood University of Technology, Shahrood, Iran Email: grailu@shahroodut.ac.ir

Abstract: In this paper, a lossy compression method with the ability to control the quality of the reconstructed signal is proposed for phonocardiography (PCG) signals. It is based on two main ideas: down-sampling and two-dimensionalization. For PCG image compression, wavelet transform and Spatial-oriented Tree Wavelet (STW) encoder are used. In the proposed method, there is the ability to control the quality of the reconstructed signal using a Percent Root-mean-square Difference (PRD)-related threshold. The simulation results of the proposed method on some public databases indicates that the down-sampling stage has a significant effect on increasing the compression ratio especially in the case of databases with high sampling frequency. The next important factor in improving the compression efficiency of the proposed method is the use of two-dimensional PCG signal in order to take advantage of the inter-period redundancy in this type of repetitive signals, and using modern effective methods for image compression. The efficiency of the proposed method was evaluated according to the average PRD and Compression Ratio (CR) criteria and compared with the results of several existing methods. In this evaluation, while limiting $PRD \leq 5\%$, the lowest average compression ratio was related to the Artifacts dataset from the Pascal database (with a sampling frequency of 2000 Hz) and the highest average compression ratio was related to the database of the University of Washington (with a sampling frequency of 44100 Hz).

Keywords: Heart sound (PCG), Signal Compression, Down-sampling, PCG Segmentation, Quality Control.

نام نویسنده مسئول: هادی گرایلو

نشانی نویسنده مسئول: ایران - شاهرود - بلوار دانشگاه - دانشگاه صنعتی شاهرود - دانشکده مهندسی برق

۱- مقدمه

بیماری قلبی (CVD) مهم‌ترین عامل مرگ و میر در جهان بوده [۱، ۲] و قلب‌شنوایی^۲ یکی از راه‌های مهم و موثر در پایش بیماری‌های قلبی است [۱]. سیگنال صدای قلب، فونوکاردیوگرام (PCG) نام دارد. سیگنال PCG در واقع نمایش گرافیکی صداها و سופل قلب است [۳]؛ به عبارت دیگر، پدیده‌های صوتی مربوط به قلب به دو دسته صداها و سوفل‌ها قابل دسته‌بندی هستند. «صدای قلب» ناشی از دینامیک حاصل از انقباض و انقباض قسمتهای مختلف قلب شامل دهلیز، بطن، حرکت دریچه‌های قلب، و جریان خون است. یک سیگنال PCG میتواند شامل چهار نوع مولفه صوتی به نامهای S1 تا S4 باشد. محتوای فرکانسی تمام این مولفه‌های صوتی کمتر از 1 KHz است [۴]. «سوفل^۳ قلب» نیز به صداها و غیرمعمول قلب گفته می‌شود که در اثر گردش متلاطم خون در بدن ایجاد می‌شود. سوفل قلب معمولاً نتیجه تنگ شدن یا نشت داشتن دریچه‌های قلب یا وجود گذرگاههای غیرعادی در نزدیکی قلب است که خون در آنها جریان یافته باشد [۵].

اهمیت و سودمندی سیگنال‌های PCG از چند جهت قابل توجه است. ثبت صدای قلب به کمک استتوسکوپ‌های الکترونیکی^۵ انجام می‌شود که روشی غیرتهاجمی و بی‌خطر است [۱]. گوش دادن و بررسی صدای قلب، به دلیل سرعت، سادگی، کارایی، قابلیت جابجایی، و هزینه‌ی کم آن، همچنان یک تکنیک مهم و اصلی جهت تشخیص برخی آسیب‌ها و بیماری‌های مرتبط با قلب است [۶]. از صدای قلب می‌توان برای تشخیص شرایط فیزیولوژیکی بدن انسان نیز استفاده کرد [۱]. علاوه بر این‌ها، زمان‌بندی و گام صدای قلب اهمیت زیادی در تشخیص وضعیت و شرایط قلب دارد. در برخی شرایط که امکان استفاده از تکنیک‌های پرهزینه مانند اکوی قلب فراهم نیست، تحلیل سیگنال‌های PCG به کمک الگوریتم‌های پردازش سیگنال، ابزار مفید و مناسبی جهت تشخیص زودهنگام و اولیه محسوب می‌شود [۳ و ۶]. در واقع، تکنیک‌های پردازش سیگنال دیجیتال، سیگنال PCG را تبدیل به ابزار تشخیصی مفیدی کرده‌اند زیرا به کمک این تکنیک‌ها می‌توان اطلاعاتی از این سیگنال استخراج کرد که گوش انسان قادر به استخراج و فهم این اطلاعات نیست نظیر صداها و سوفل‌های مختلف قلب، تعداد مولفه‌های هر صدا، محتویات فرکانسی و بازه‌های زمانی صداها [۳].

سیگنال‌های PCG و ECG هر دو مرتبط با قلب هستند اما سیگنال PCG تفاوتها و برتری‌هایی نسبت به ECG دارد. معمولاً آسیب‌ها و اختلالات ساختاری قلب، در صورت وجود، خود را در صدای تولید شده توسط قلب نشان می‌دهند؛ مطلبی که در مورد سیگنال‌های ECG برقرار نیست [۶-۷]. همچنین در مقایسه با سیگنال ECG، استفاده از سیگنال PCG در تشخیص کاری ساده‌تر و راحت‌تر است زیرا کافی است که گوشی صدا را روی پوست سینه و در ناحیه‌ی قلب بگذاریم [۳]. علاوه بر این‌ها، سیگنال PCG در مقایسه با سایر سیگنال‌های مرتبط با قلب (نظیر ECG) بیشترین پهنای باند را دارد. این موارد به نوبه خود به اهمیت نقش تکمیلی و لزوم توجه جداگانه به سیگنال‌های PCG اشاره می‌کند.

دورپزشکی و دیگر فنون مداخله سریع و از راه دور کمک زیادی به افزایش نرخ بهبود بیماران قلبی و کاهش نرخ بستری شدن در بیمارستان می‌کنند [۷]. با گسترش تکنولوژی‌های مراقبت سلامت با قابلیت همراهی آسان با بیمار و بنابراین، فراهم شدن امکان انجام دورمراقبتی به ویژه به دلیل مشکلات پزشکی موجود در مناطق روستایی، پایش مداوم سیگنال‌های حیاتی بیمار اهمیت بیشتری در زمینه مراقبت سلامت و تشخیص صحیح و به‌موقع پیدا کرده است. پیشرفت‌های اخیر در دورپزشکی و تکنولوژی‌های جابجایی امکان پایش مستمر سیگنال‌های PCG بیمار، قلب‌شنوایی خودکار، و همچنین بایگانی و انتقال سیگنال‌های PCG بین بیمار و بیمارستان (یا متولیان مراقبت سلامت) را فراهم آورده است [۵]. با افزایش نیاز به پایش مداوم سیگنال‌های حیاتی بیمار، حجم داده‌های سیگنال حیاتی نیز افزایش پیدا کرده و بنابراین، ذخیره‌سازی یا انتقال آنها را با مشکل روبه‌رو می‌سازد. همان‌طور که اشاره شد، سیگنال PCG در مقایسه با سایر سیگنال‌های مرتبط با قلب (نظیر ECG) بیشترین پهنای باند را دارد [۸]. این دلایل، ضرورت استفاده از روش‌های فشرده‌سازی سیگنال PCG را نشان می‌دهد.

در کار فشرده‌سازی سیگنال‌های PCG باید به دو نکته مهم توجه کرد. اول این که علیرغم این که سیگنال‌های PCG نمایش گرافیکی صدا و سوفل‌های قلب بوده و بنابراین امکان استفاده از روش‌های استاندارد فشرده‌سازی صدا برای آنها وجود دارد اما این روش‌ها در حالت کلی، مخصوص موسیقی و گفتار هستند و لذا کارایی فشرده‌سازی آنها در مورد سیگنال‌های PCG چندان قابل توجه نیست [۹]. دومین نکته این است که بعضی سیگنال‌های حیاتی از جمله سیگنال‌های PCG، حاوی اطلاعات مهمی برای تشخیص کلینیکی هستند که نباید در حین فرآیند فشرده‌سازی از بین بروند [۵]؛ برای مثال، سیگنال PCG گاهی اوقات دارای جزئیات زمانی مهمی مانند سوفل‌ها است که در کار فشرده‌سازی نباید از دست بروند. در حوزه فرکانسی، سوفل‌ها در قسمت‌های فرکانسی نسبتاً بالای طیف و بنابراین، در مجاورت طیف نویز قرار دارند؛ بنابراین، روش‌های فشرده‌سازی در عین حذف نویز، باید به حفظ کیفیت سوفل‌ها (یا انرژی طیف فرکانس نسبتاً بالا) توجه داشته باشند.

یکی از راه‌های موثر برای فشرده‌سازی سیگنال PCG، کاهش تعداد نمونه‌های آن است که حداقل از دو طریق قابل پیاده‌سازی است. اولین راه استفاده از ویژگی متراکم‌سازی انرژی^۶ برخی تبدیلات برگشت‌پذیر است. تبدیلاتی مانند تبدیل فوریه سریع (FFT)، تبدیل کسینوسی گسسته (DCT)، تبدیل سینوسی گسسته (DST)، و تبدیل موجک گسسته (DWT) قادر به تجمیع عمده انرژی سیگنال اصلی در تعداد کمی از ضرایب خود هستند. از بین این تبدیلات، کارایی تبدیل موجک در مورد سیگنال‌های نالیستان بیش از بقیه است [۹-۱۰] زیرا از ویژگی تحلیل چند درجه تفکیکی برخوردار بوده و علاوه بر این، حجم محاسباتی آن پایین است؛ بنابراین، اکثر روش‌های فشرده‌سازی موجود از تبدیل موجک استفاده کرده‌اند.

روش‌های فشرده‌سازی بسته به حذف تریاید بین‌دوره‌ای به دو گروه قابل دسته‌بندی هستند. گروهی که تریاید بین دوره‌ای را کاهش داده‌اند، نسبت به گروهی که اقدامی برای حذف این تریاید انجام ندهاند، کارایی فشرده‌سازی بالاتری دارند. از بین روش‌های موجود در جدول ۱، تنها روش [۱۲] با استفاده از تکنیک انطباق الگو و تشکیل کتابخانه‌ای از سیگنال‌های پایه تلاش کرده است به دنبال حذف تریاید بین دوره‌ای نیز باشد. نسخه‌ای تقریبی از سیگنال PCG برحسب این سیگنال‌های پایه تشکیل شده و سپس خطای این تقریب که خود یک سیگنال شبه نویز است، به کمک روش چندی‌سازی برداری فشرده‌سازی می‌شود. تکنیک انطباق الگو تنها یکی از روش‌های ممکن برای حذف تریاید بین دوره‌ای است؛ در مقاله حال حاضر، ما یک روش پیشنهادی مبتنی بر دوبعدی‌سازی پیشنهاد کرده‌ایم که هدف آن حذف این نوع تریاید است. از سومین جنبه، روش‌های فشرده‌سازی داده را میتوان به دو دسته‌ی مستقیم و مبتنی بر تبدیل دسته‌بندی کرد. روش‌های مستقیم، مستقیماً روی نمونه‌های سیگنال ورودی، در حوزه‌ی زمانی کار می‌کنند. مهمترین معایب این دسته از روش‌ها، حساسیت آنها به نرخ نمونه‌برداری، سطوح کوآنتیزاسیون، و تداخل فرکانسی بالای آنها است [۳]. معمولاً این روش‌ها قادر به کسب میزان فشرده‌سازی بالا در عین حفظ اطلاعات کلینیکی نمی‌باشند. از بین روش‌های موجود در جدول ۱، دو روش [۱۱] و [۱] از نوع روش‌های مستقیم و بقیه روش‌های مبتنی بر تبدیل محسوب می‌شوند. در [۱۱] روشی برای فشرده‌سازی بدون اتلاف سیگنال‌های PCG مبتنی بر الگوریتم LZSS پیشنهاد شده است. سیستم پیشنهادی متشکل از کاربر، گوشی تلفن همراه، و مرکز پایش از راه دور است. ابتدا سیگنال‌های صوتی قلب در سمت کاربر به صورت بلادرنگ جمع‌آوری، فیلتر و فشرده‌سازی می‌شود؛ حال داده‌های پردازش شده توسط سیستم بلوتوث به تلفن همراه ارسال و از آنجا توسط شبکه اینترنت به مرکز پایش از راه دور منتقل می‌شود. در [۱] از یک خودرزمگذار پیچشی عمیق^۸ برای فشرده‌سازی بااتلاف سیگنال‌های PCG استفاده شده است. در سمت کدگذار که در طرف بیمار واقع شده است، از هفت لایه پیچشی که در نگاشت‌های ویژگی متراکم شده‌اند، برای فشرده‌سازی سیگنال PCG استفاده می‌شود. در سمت کدگشا که در طرف پزشک واقع شده است، از هفت لایه پیچشی دیگر برای باز کردن نگاشت‌های ویژگی و بنابراین بازسازی سیگنال PCG استفاده می‌شود.

در روش‌های مبتنی بر تبدیل، مهمترین تبدیلی که استفاده شده است، تبدیل موجک گسسته (DWT) است که دلایل این امر گفته شد.

شکل ۱ نمودار فراوانی مقالات معرفی شده در جدول ۱ را در سالهای مختلف و به ترتیب صعودی سال انتشار نشان می‌دهد. ملاحظه می‌شود که اولین مقاله فشرده‌سازی در سال ۲۰۰۴ مطرح گردیده [۹] و تحقیق در این حوزه همچنان ادامه دارد. در این نمودار، تعداد مقالاتی که مبتنی بر تبدیل موجک هستند نیز نشان داده شده است. ملاحظه می‌شود که در صد بسیار بالایی از مقالات فشرده‌سازی سیگنال‌های PCG از تبدیل موجک استفاده کرده‌اند که مهمترین دلایل آن قابلیت

دومین راه استفاده از نمونه‌کاهی^۷ است. امروزه بیشتر سیگنال‌های PCG با فرکانس نمونه‌برداری نسبتاً بالا (تا 44.1 KHz) تولید می‌شوند که بسیار بیشتر از حداقل لازم (حدود 2 KHz) است. بنابراین کاهش مناسب و خودکار فرکانس نمونه‌برداری می‌تواند راهی برای کاهش حجم داده‌ها باشد؛ کاری که در روش‌های فشرده‌سازی موجود به چشم نمی‌خورد. در این مقاله، از نمونه‌کاهی کنترل شده سیگنال PCG اصلی طوری که اطلاعات مهم آن حفظ شوند، استفاده شده است. در این کار از یک آستانه به عنوان پارامتر کنترل میزان نمونه‌کاهی استفاده شده است. با انتخاب مناسب مقدار این آستانه، می‌توان میزان نمونه‌کاهی و در نتیجه، میزان فشرده‌سازی و نیز میزان اعوجاج سیگنال بازسازی شده را کنترل کرد.

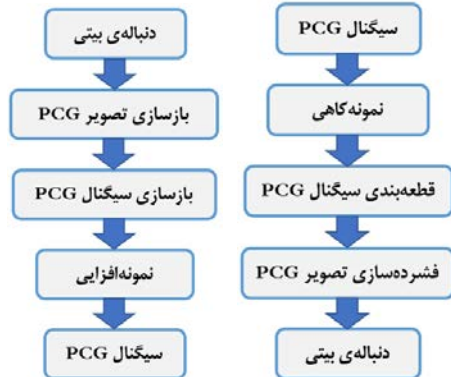
یک راه موثر دیگر در فشرده‌سازی سیگنال‌های PCG استفاده از خاصیت تناوبی و تکرار شونده این سیگنال است. در واقع، سیگنال PCG متشکل از دوره‌های تکرار شونده و مشابه با هم است. بنابراین در سیگنال PCG، دو نوع تریاید وجود دارد: تریاید بین نمونه‌ای و تریاید بین دوره‌ای. اکثر روش‌های موجود توجهی به امکان حذف تریاید بین دوره‌ای و در نتیجه افزایش میزان فشرده‌سازی نکرده‌اند. در این مقاله، برای اولین بار از روش دوبعدی‌سازی سیگنال PCG به منظور حذف تریاید بین دوره‌ای استفاده شده است. در این کار، به کمک یک روش قطعه‌بندی پیشنهادی، دوره‌هایی تکرار شونده و تا حد امکان هم‌طول از سیگنال PCG نمونه‌کاهی شده، جدا و در سطرهای متوالی از یک تصویر قرار داده می‌شوند. این تصویر به کمک روش‌های مبتنی بر تبدیل موجک و کدگذاری ضرایب آن فشرده‌سازی می‌شود.

ساختار بقیه مقاله به این صورت است که روش‌های موجود جهت فشرده‌سازی سیگنال‌های PCG در بخش دوم دسته‌بندی و مرور می‌شوند. بخش سوم به معرفی روش پیشنهادی در این مقاله پرداخته و نتایج شبیه‌سازی این روش روی چند پایگاه داده و تحلیل این نتایج در بخش چهارم ارائه شده‌اند. بخش پنجم نیز به نتیجه‌گیری مقاله پرداخته است.

۲- مروری بر روش‌های موجود

روش‌های موجود برای فشرده‌سازی سیگنال‌های PCG به صورت خلاصه در جدول ۱ معرفی شده‌اند. این روش‌ها را از جنبه‌های مختلف می‌توان دسته‌بندی و بررسی نمود. از جنبه قابلیت بازسازی کامل، روش‌ها به دو دسته بااتلاف و بدون اتلاف تقسیم می‌شوند. از بین روش‌های موجود در جدول ۱ تنها روش [۱۱] از نوع بدون اتلاف بوده و بقیه، روش‌های بااتلاف هستند. علت تمایل به استفاده از روش‌های بااتلاف، قابلیت این روش‌ها در رسیدن به میزان فشرده‌سازی بالا و در عین حال حفظ مناسب کیفیت سیگنال بازسازی شده است. به طور تجربی، اگر کیفیت سیگنال بازسازی شده بر طبق معیار PRD در حدود ۷٪ باشد، همچنان اطلاعات پزشکی خود را حفظ کرده و از نظر متخصصان مربوطه در کاربردهای تشخیص کلینیکی قابل قبول است [۱].

سوم این که هر قدر تغییرات طول این دوره‌های متوالی کمتر باشد، کدگذاری این تغییرات (که جزو اطلاعات فشرده و ارسال شده برای واحد بازسازی است) سربار بی‌تی کمتری نیاز خواهد داشت. البته قابل ذکر است که این سربار بی‌تی در هر حال در مقایسه با دنباله بی‌تی اصلی بسیار کم و قابل صرف‌نظر است.



شکل ۲. دیاگرام بلوکی روش پیشنهادی مربوط به (الف) مسیر فشرده‌سازی و (ب) مسیر بازسازی

انرژی لغزان با استفاده از پنجره‌ای به مرکزیت نمونه فعلی از سیگنال PCG نمونه‌گاهی شده و شعاعی برابر با ضریبی از تعداد نمونه‌های موجود در یک دوره تناوب از این سیگنال انجام می‌شود. تعداد نمونه‌های موجود در یک دوره تناوب نیز متناسب مستقیم با فرکانس نمونه‌برداری سیگنال اصلی (Fs) و متناسب معکوس با تعداد سطوح تجزیه حاصل از مرحله قبل (NDec) است. بنابراین، می‌توان شعاع این پنجره را به صورت رابطه (۱) نوشت:

$$L_W = k \cdot \frac{F_s}{N_{Dec}} \quad (1)$$

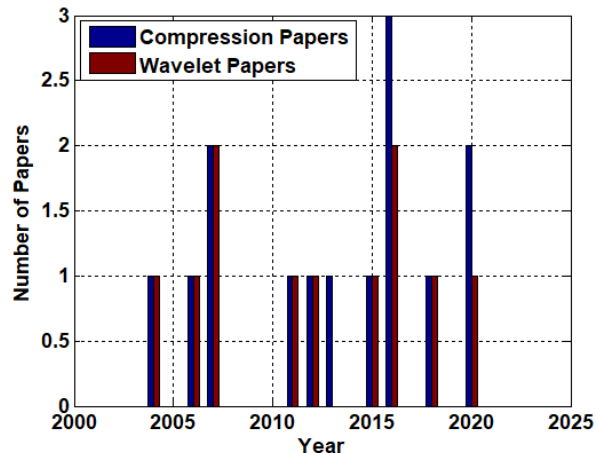
ضریب k به صورت تجربی تعیین می‌شود. ما در روش پیشنهادی خود از «انرژی متوسط لغزان» استفاده کرده‌ایم؛ بنابراین، مقدار این انرژی به ازاء نمونه i-ام از سیگنال PCG نمونه‌گاهی شده به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$ME(i) = \frac{1}{1+L_W} \sum_{k=-L_W}^{L_W} PCG(i)^2 \quad (2)$$

در مرحله بعد، دوره‌های متناوب متوالی که از مرحله قطعه‌بندی استخراج شده‌اند، در سطرهای متوالی یک تصویر فرضی قرار داده شده و این تصویر (که آن را تصویر PCG می‌نامیم) پس از تشکیل، به کمک تبدیل موجک و کدگذارهای ضرایب تبدیل موجک (مانند EZW [۱۶]، SPIHT [۱۷]، و STW [۱۸]) فشرده‌سازی شده تا دنباله بی‌تی نهایی تولید شود. ما در روش پیشنهادی، از کدگذار موجک درخت فضاگرا (STW) استفاده کرده‌ایم زیرا نتایج تجربی نشان‌دهنده‌ی کارایی مناسب این کدگذار هستند.

با توجه به این که عملیات فشرده‌سازی در دو مرحله از روش پیشنهادی انجام می‌شود (یکی در مرحله نمونه‌گاهی و دیگری در مرحله کدگذاری STW)، می‌توان گفت میزان فشرده‌سازی نهایی (CR) روش پیشنهادی

بالای آن در متراکم‌سازی انرژی، قابلیت تحلیل چنددرجه تفکیکی، و پیچیدگی محاسباتی پایین آن است. روش پیشنهادی ما در این مقاله نیز مبتنی بر تبدیل موجک است.



شکل ۱. نمودار فراوانی مقالات فشرده‌سازی سیگنال‌های PCG در طی سالهای اخیر به همراه فراوانی مقالات مربوط به روش‌های فشرده‌سازی سیگنال PCG مبتنی بر تبدیل موجک

۳- روش پیشنهادی

دیاگرام بلوکی روش پیشنهادی در دو مسیر فشرده‌سازی و بازسازی در شکل ۲ نشان داده شده است. در مسیر فشرده‌سازی (شکل ۲-الف)، بلوکی از سیگنال PCG به طول مناسب (شامل تعداد کافی دوره تناوب این سیگنال) به عنوان سیگنال ورودی (یا اصلی) تعیین و به دقت بی‌تی مورد نظر (عموماً ۸-بیت) بهنجار می‌شود. سپس این سیگنال ورودی با کمک چند سطح تجزیه موجک و حذف زیرباندهای جزئیات، طوری نمونه‌گاهی می‌شود که میزان اعوجاج سیگنال حاصل از نمونه‌افزایی مجدد آن، بر طبق معیار PRD، از حد مشخصی (به نام آستانه، TPRD) بیشتر نشود. این آستانه همان پارامتر کنترل کیفیت مورد استفاده در این مقاله است. تعداد سطوح تجزیه برای هر سیگنال متفاوت است؛ بنابراین، تعداد سطوح باید برای واحد بازسازی ارسال شود تا در کار خود و بازسازی سیگنال PCG نهایی از روی سیگنال نمونه‌گاهی شده استفاده شود.

در مرحله بعد با استفاده از مفهوم انرژی لغزان^۹، سیگنال PCG نمونه‌گاهی شده قطعه‌بندی و دوره‌های متناوب (یا تکرارشونده) این سیگنال طوری استخراج می‌شوند که تا حد امکان هم‌طول باشند. علت استفاده از انرژی لغزان، فراهم آوردن قابلیت پردازش برخط نمونه‌های ورودی و هموارسازی سیگنال ورودی مستقل از علامت نمونه‌های آن است. ضرورت هم‌طول بودن دوره‌های متناوب استخراج شده از سیگنال PCG ناشی از سه دلیل است: اول این که ماهیت سیگنال PCG شامل دوره‌هایی متوالی است که لااقل در یک بازه زمانی کوتاه بسیار شبیه به هم هستند؛ لذا انتظار می‌رود شامل تعداد نمونه‌های یکسان باشند. دوم این که رعایت این شرط به ما در حذف دوره‌های کاذب کمک می‌کند.

هر بهبودی که در میزان فشرده‌سازی این دو مرحله رخ دهد تاثیر زیادی در مقدار CR خواهد داشت. همچنین، با توجه به این که تعداد سطوح تجزیه (عامل اول فشرده‌سازی) وابسته به سیگنال PCG ورودی است، دامنه تغییرات (یا انحراف معیار) مقادیر CR روش پیشنهادی نسبتاً زیاد است.

برابر با حاصل ضرب میزان فشرده‌سازی هر کدام از این دو مرحله است. به عبارت دیگر داریم:

$$CR = CR_1 \times CR_2 \quad (3)$$

که در آن CR_1 میزان فشرده‌سازی مرحله نمونه‌کاهی و CR_2 میزان فشرده‌سازی مرحله کدگذاری STW است.

جدول ۱. خلاصه‌ای از روش‌های فشرده‌سازی موجود برای سیگنال‌های PCG به ترتیب صعودی سال انتشار

| مقاله | سال | توضیح | معیارها | پایگاه داده |
|-------------|------|---|------------------------|--|
| [۹] | 2004 | تبدیل موجک/بسته موجک+آستانه‌گذاری ضرایب +کدگذاری هافمن و دوره تداوم | PRD, CR | پایگاه داده خودساخته Fs = 8 KHz |
| [۱۳] | 2006 | روشی بسیار شبیه به روش ارائه شده در [۹] | PRD, CR | پایگاه داده خودساخته Fs = 8 KHz |
| [۴] | 2007 | نمونه‌کاهی + تبدیل موجک+آستانه‌گذاری ضرایب +کوانتیزاسیون یکنواخت USZZQ + کدگذاری هافمن | PRD, CR | پایگاه داده qdheart Fs = 22 KHz |
| [۱۴] | 2007 | استفاده از الگوریتم ژنتیک برای بهینه‌سازی پارامترهای روش ارائه شده در [۹] | PRD, CR | Listening to the Heart; Audio CD; Fs = 8 KHz |
| [۸] | 2011 | تبدیل موجک + معرفی معیار ارزیابی WEDD | WEDD, PRD _w | qdheart Fs = 22 KHz CAHM Fs = 22KHz, 11KHz, 8 KHz |
| [۳] | 2012 | تبدیل موجک + بهبود عملکرد EZW | PRD, CR | چهار پایگاه داده شامل دانشگاه‌های واشنگتن و Dundee |
| [۱۱] | 2013 | فشرده‌سازی بدون اتلاف مبتنی بر الگوریتم LZSS | نامعلوم | نامعلوم |
| [۶] | 2015 | نمونه‌کاهی+تبدیل موجک+ بهبود عملکرد SPIHT | PRD, CR, WEDD | CAHM Fs = 22KHz, 11KHz, 8 KHz |
| [۱۵] | 2016 | روشی مشابه با روش [۹] اما با کمک نوعی تبدیل موجک با قابلیت Q تنظیم‌پذیر به نام TQWT و بهینه‌سازی مقادیر پارامترها به کمک الگوریتم ژنتیک | PRD, CR | Hall Heart Sounds Laboratory of Texas Heart Fs = 44.1 KHz |
| [۵] | 2016 | تبدیل موجک+ تخمین محل سופل به کمک تبدیل هیلبرت+آستانه‌گذاری وقتی | PRD, CR, MUSHRA | پایگاه داده خودساخته Fs = 4 KHz |
| [۱۲] | 2016 | انطباق الگو+ تشکیل کتابخانه+چندی‌سازی برداری برای فشرده سازی سیگنال‌های باقیمانده | PRD, CR | یک پایگاه داده خودساخته و پایگاه داده دانشگاه Dundee Fs = 4 KHz |
| [۷] [۲۵] | 2018 | تبدیل موجک+ آستانه‌گذاری وقتی مبتنی بر معیار متراکم‌سازی انرژی زیرباند (EPE)+ کدگذاری دوره تداوم | PRD, CR | پایگاه داده دانشگاه میشیگان Fs = 44.1 KHz |
| [۱۰] | 2020 | تبدیل موجک/تبدیل DCT + قابلیت کنترل دقیق کیفیت بازسازی شده بر طبق نظر کاربر با روش دوبخشی+کوانتیزاسیون MaxLloyd | PRD, CR | پایگاه داده خودساخته بدون ذکر مشخصات |
| [۱] | 2020 | شبکه عصبی عمیق (خودم‌گذار پیش‌بینی عمیق) | PRD, CR | پایگاه DLUTHSDB بخشی از پایگاه داده فیزیونت PhysioNetCinC Challenge 2016 Fs = 2 KHz |

را به کمک درونیایی به اولین عدد صحیح برابر با توان صحیحی از ۲ (که بزرگتر یا مساوی طول تمام این دوره‌ها باشد) افزایش می‌دهیم. طول اولیه هر دوره تناوب را ذخیره و به نحو مناسب فشرده‌سازی و برای واحد بازسازی ارسال می‌کنیم تا در عملیات بازسازی از آنها استفاده کند. نحوه فشرده‌سازی این گونه است که تفاضل هر طول از طول دوره تناوب قبلی را محاسبه و این دنباله تفاضلات را (که شامل تعدادی اعداد صحیح کوچک است) به کمک کدگذاری حسابی فشرده و به دنباله بیتی تبدیل می‌کنیم. طول اولین دوره تناوب (که اولین سطر از تصویر را تشکیل می‌دهد)، جداگانه برای واحد بازسازی ارسال می‌شود. همان طور که قبلاً در توضیح مرحله قطعه‌بندی گفته شد، هر قدر تغییرات طول دوره‌های

ابعاد تصویر PCG باید توان صحیحی از ۲ باشند زیرا این شرط یکی از ضروریات کدگذارهای ضرایب تبدیل موجک است. تعداد سطرهای این تصویر همان تعداد دوره‌های تناوب سیگنال PCG است که در مرحله قطعه‌بندی جدا شدند؛ بنابراین طول بلوک اولیه سیگنال PCG باید به حد کافی بزرگ انتخاب شود تا شامل این تعداد خاص از دوره‌های متناوب باشد. اگر این طول بزرگتر از این تعداد خاص باشد، دوره‌های اضافه را در تشکیل تصویر بعدی به کار می‌گیریم. تعداد ستون‌های تصویر PCG برابر تعداد نمونه‌های موجود در هر دوره تناوب استخراج شده از سیگنال PCG نمونه‌کاهی شده است که نه با هم برابر هستند و نه لزوماً توان صحیحی از ۲؛ بنابراین، طول تمام دوره‌های تناوب استخراج شده

در مرحله بعد، انرژی متوسط لغزان برای سیگنال نمونه‌کاهی شده مطابق با رابطه (۲) محاسبه می‌شود. اگر شعاع این پنجره از رابطه (۱) و با ثابت $k=0.01$ محاسبه شود، نمودار انرژی متوسط لغزان برای سیگنال شکل ۳-الف به صورت شکل ۴-الف خواهد شد که بخشی بزرگنمایی شده از این نمودار در شکل ۴-ب نمایش داده شده است.

حال تمام قله‌های نمودار انرژی متوسط لغزان شناسایی و تنها قله‌هایی انتخاب می‌شوند که فاصله هر دو قله متوالی حداقل مقدار زیر باشد:

$$D_{\min} = l \cdot \frac{F_s}{N_{Dec}} \quad (4)$$

پارامترهای F_s و N_{Dec} همان طور که در ارتباط با رابطه (۱) بیان شد، فرکانس نمونه‌برداری سیگنال اصلی (F_s) و تعداد سطوح تجزیه حاصل از مرحله نمونه‌کاهی (N_{Dec}) هستند.

رابطه (۴) مشابه رابطه (۱) بوده و مقدار ضریب l به صورت تجربی تعیین می‌شود. با انتخاب هر مقدار دلخواه برای این ضریب، مجموعه‌ای از قله‌ها استخراج می‌شود. ما آن مقداری از این ضریب را انتخاب می‌کنیم که مجموعه قله‌های متناظر با این مقدار دارای کمترین تغییرات فاصله از هم باشند؛ به عبارت دیگر، بهترین مقدار ضریب، مقداری است که قله‌های متناظر آن تا حد امکان در فاصله تا حد امکان ثابت از هم قرار گرفته باشند. نتیجه کار در شکل ۴-ج و بزرگنمایی قسمتی از آن در شکل ۴-د نشان داده شده است. مقدار این ضریب از سوی دیگر تعیین کننده عرض تصویر PCG است که در ادامه تشکیل خواهد شد. هر قدر مقدار این ضریب بزرگتر باشد تصویر عریض‌تری تولید خواهد شد که روی حجم حافظه مورد کدگذار STW و مدت زمان اجرا و حتی میزان فشرده‌سازی تاثیرگذار است.

حالا از روی قله‌های انتخاب شده، سیگنال PCG به زیرسیگنال‌هایی قطعه‌بندی شده و در سطرهای متوالی از یک تصویر (به نام تصویر PCG) قرار داده می‌شوند. همان طور که قبلاً هم گفته شد، تعداد زیرسیگنال‌هایی که در تشکیل این تصویر انتخاب می‌کنیم باید توان صحیحی از ۲ بوده و بقیه زیرسیگنال‌ها را در تشکیل تصویر بعدی استفاده کنیم. همچنین قبلاً بیان شد که طول این زیرسیگنال‌ها که در حالت کلی لزوماً با هم برابر نیستند، باید برابر هم و نیز برابر با توان صحیحی از ۲ شوند. این کار به کمک درونیابی انجام می‌شود. یک نمونه از چنین تصویری (که ابعاد آن توان صحیحی از ۲ است) در شکل ۵-الف نشان داده شده است.

تصویر PCG در آخرین مرحله به کمک کدگذار STW فشرده‌سازی می‌شود. در این کار نرخ بیت فشرده‌سازی (برحسب بیت بر پیکسل) مهم است. حداقل مقدار این نرخ باید طوری باشد که کیفیت تصویر بازسازی شده قابل قبول باشد به ویژه این که باید اطلاعات تشخیص کلینیکی سیگنال PCG نیز در حد مطلوب حفظ شوند.

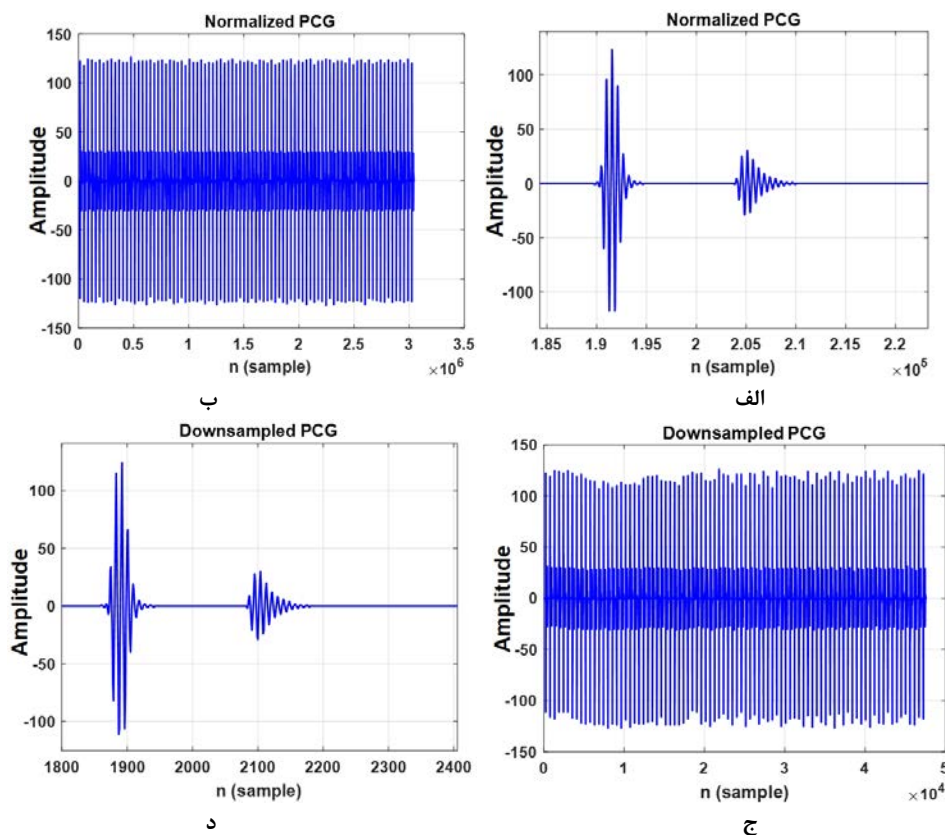
متوالی استخراج شده از سیگنال PCG کمتر باشد، تنوع مقادیر این تفاضلات صحیح کمتر و بنابراین، کارایی فشرده‌سازی کدگذاری حسابی بیشتر می‌شود.

در مسیر بازسازی، تصویر بازسازی شده PCG (که ابعاد آن توان صحیحی از ۲ است) به کمک کدگشای STW و سپس، عکس تبدیل موجک محاسبه می‌شود. حالا به کمک درونیابی و استفاده از طول‌های واقعی دوره‌های تناوب که در واحد فشرده‌ساز به کمک کدگذاری حسابی فشرده و برای واحد بازسازی ارسال شده بودند، تصویر واقعی PCG و از آن جا سیگنال PCG بازسازی شده به دست می‌آید. این سیگنال PCG در واقع بازسازی شده سیگنال نمونه‌کاهی شده در واحد فشرده‌ساز است. بنابراین، با کمک تبدیل موجک معکوس و تعداد سطوح تجزیه‌ای که واحد فشرده‌ساز برای واحد بازسازی ارسال کرده است، این سیگنال نمونه‌افزایی شده تا به سیگنال PCG بازسازی شده نهایی دست پیدا کنیم.

دو مرحله نمونه‌کاهی و تنظیم ابعاد تصویر PCG از روش پیشنهادی موجب ایجاد اعوجاج در سیگنال PCG بازسازی شده می‌شوند. در مرحله نمونه‌کاهی، میزان اعوجاج را می‌توان به کمک پارامتر کنترلی آستانه، TPRD کنترل کرد. در مرحله تنظیم ابعاد تصویر PCG، انجام درونیابی موجب تولید مقداری اعوجاج می‌شود زیرا این فرآیند، برگشت‌پذیر نیست؛ البته با تغییر روش درونیابی می‌توان شدت این اعوجاج را تا حدی کاهش داد. ما در روش پیشنهادی خود از درونیابی Lanczos [۱۹] استفاده کرده‌ایم. بنابراین، روش فشرده‌سازی پیشنهادی یک روش اتلافی است که تا حدی دارای قابلیت کنترل کیفیت سیگنال بازسازی شده است.

۱-۳ بررسی موردی عملکرد روش پیشنهادی

در این بخش، عملکرد بخشهای مهم از روش پیشنهادی به شکل مطالعه موردی نمایش داده و بررسی می‌شود. شکل‌های ۳-الف و ۳-ب به ترتیب، سیگنال شماره ۱ متعلق به پایگاه داده میشیگان [۲۰] را که یک سیگنال مربوط به قلب طبیعی و سالم است (پس از بهنجار شدن به دقت ۸-بیتی) و یک بخش بزرگنمایی شده از این سیگنال را نشان می‌دهند. فرکانس نمونه‌برداری این سیگنال برابر ۴۴۱۰۰ هرتز است. حاصل نمونه‌کاهی این سیگنال با مقدار آستانه $TPRD = 7/2$ در شکل ۳-ج نشان داده شده است. شکل ۳-د نیز بخشی بزرگنمایی شده از این سیگنال را نشان می‌دهد. تعداد سطوح تجزیه به ازاء این مقدار از آستانه، برای این سیگنال، برابر ۶ حاصل شده است؛ بنابراین، طول سیگنال نمونه‌کاهی شده به اندازه تقریبی ۶۴ (یعنی ۲^۶) برابر کمتر از طول سیگنال اولیه است که خود تاثیر بسیار زیادی در افزایش میزان فشرده‌سازی و البته، کاهش حجم حافظه مورد نیاز و حجم محاسبات لازم برای اجرای الگوریتم دارد.



شکل ۳. سیگنال PCG قبل و بعد از نمونه‌کاهی، (الف) سیگنال اصلی، (ب) بخشی بزرگنمایی شده از سیگنال الف، (ج) سیگنال نمونه‌کاهی شده حاصل ۶ سطح تجزیه (متناظر با مقدار آستانه $T_{PRD}=2\%$)، (د) بخشی بزرگنمایی شده از سیگنال ج

یکی در زمان کاهش طول دوره‌های تناوب (با همان سطرهای تصویر PCG) و دیگری استفاده از تبدیل موجک معکوس در نمونه‌افزایی (و صفر در نظر گرفتن زیرباندهای جزئیات در این کار). مقدار میزان فشرده‌سازی حاصل از کدگذاری STW برابر $19/7$ است که با احتساب نسبت نمونه‌کاهی در حدود 64 (CR_2)، مقدار میزان فشرده‌سازی کل (CR) در حدود 1260 خواهد بود که مقدار بزرگی است.

۴- نتایج شبیه‌سازی

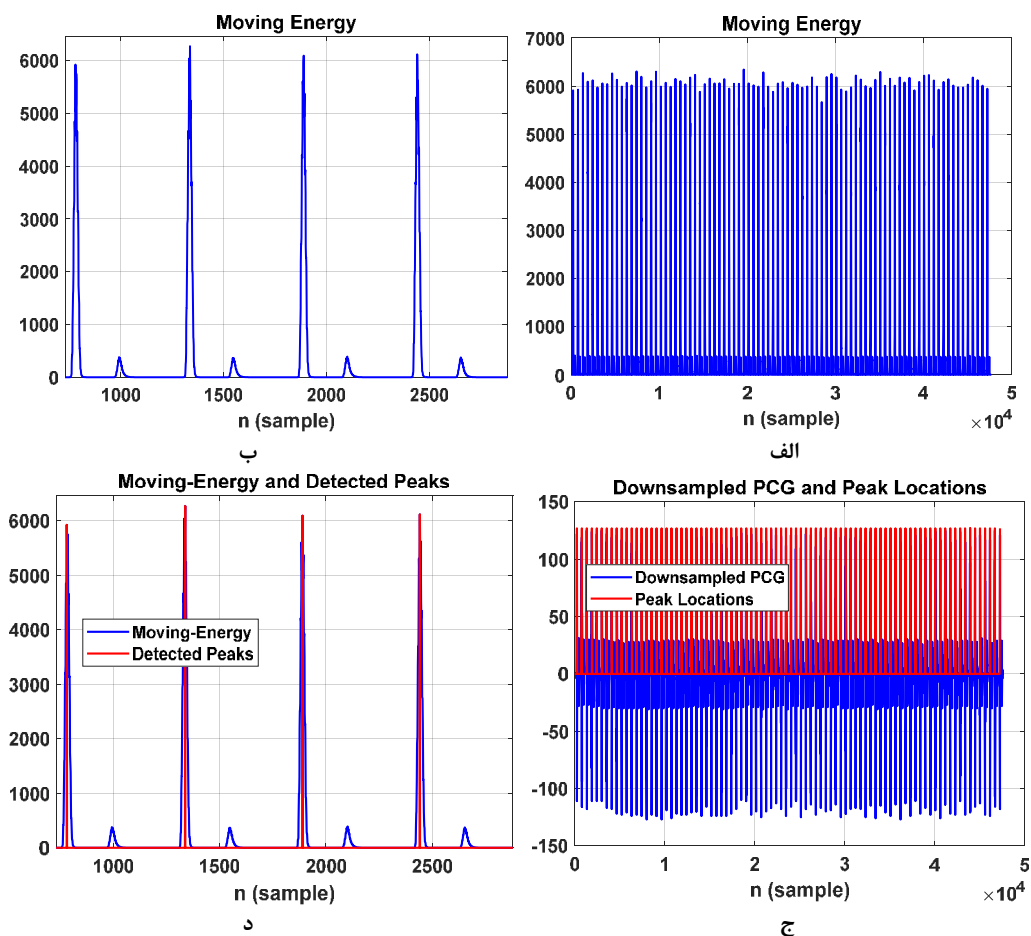
در این بخش، مشخصات کمی پارامترهای روش پیشنهادی، پایگاه‌های داده مورد استفاده، معیارهای ارزیابی مورد استفاده، نتایج عددی اجرای روش پیشنهادی روی این پایگاه‌ها و مقایسه آنها با برخی روش‌های موجود به همراه تحلیلی بر نتایج به دست آمده ارائه می‌شود.

۴-۱ پارامترهای روش پیشنهادی

پارامترهای روش پیشنهادی به همراه مقادیر انتخابی برای آنها عبارتند از:

پارامتر T_{PRD} : این پارامتر کار کنترل کیفیت سیگنال بازسازی شده را برعهده داشته و هر قدر بزرگتر انتخاب شود تعداد سطوح تجزیه، نسبت نمونه‌کاهی و میزان فشرده‌سازی روش افزایش پیدا می‌کند. مقدار این پارامتر بستگی به نظر کاربر دارد.

نتیجه فشرده‌سازی و بازسازی تصویر شکل ۵-الف، به صورت شکل ۵-ب است که مقدار PSNR برای تصویر بازسازی شده برابر 53 dB است که مقدار بسیار خوبی محسوب می‌شود. حال سطرهای تصویر PCG بازسازی شده به کمک همان روش درونیایی Lanczos [۱۹] به طول اولیه خود برگردانده شده و با تجمیع آنها در کنار هم، سیگنال PCG بازسازی (و البته، نمونه‌کاهی) شده ایجاد می‌شود. نتیجه این کار در شکل ۶-الف و بخشی بزرگنمایی شده از این سیگنال در شکل ۶-ب نشان داده شده است. در این شکل‌ها سیگنال اصلی (نمونه‌کاهی شده) نیز جهت انجام بهتر مقایسه نشان داده شده است. ملاحظه می‌شود که این دو سیگنال تا حد خوبی بر هم منطبق شده‌اند. حال با کمک عکس تبدیل موجک، سیگنال PCG بازسازی شده نهایی تولید می‌شود. در مورد نمونه سیگنالی که در حال بررسی آن هستیم مقدار PRD برابر $2/64$ شده است. با توجه به این که ما در مرحله نمونه‌کاهی از مقدار 2% T_{PRD} استفاده کرده بودیم، ملاحظه می‌شود که سهم اعوجاج ناشی از اثرات تنظیم ابعاد تصویر PCG (به کمک درونیایی)، تنها $0/64$ شده است. در واقع، اعوجاج کلی ایجاد شده در سیگنال بازسازی شده نهایی، یکی ناشی از نمونه‌کاهی و دیگری ناشی از مرحله تنظیم ابعاد تصویر PCG (به کمک درونیایی) است. خود مرحله تنظیم ابعاد تصویر PCG نیز در دو نقطه از واحد بازسازی اثر اعوجاجی از خود برجای می‌گذارد؛



شکل ۴. (الف) نمودار انرژی متوسط لغزان، (ب) یک بخش بزرگنمایی شده از نمودار الف، (ج) قله‌های انتخاب شده از نمودار انرژی متوسط لغزان، (د) یک بخش بزرگنمایی شده از نمودار ج.

with Signal Resizing



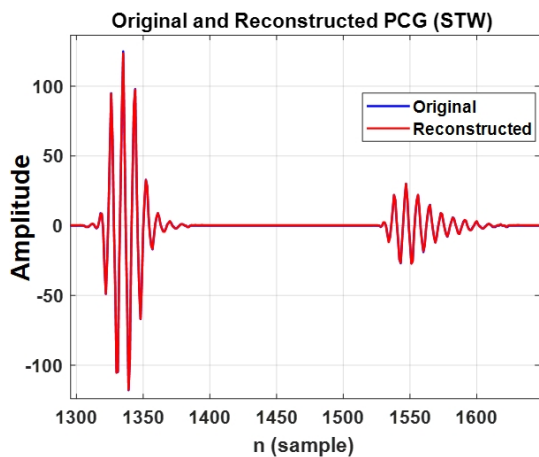
شکل ۵. (الف) یک نمونه تصویر PCG پس از انجام درونیابی، (ب) نتیجه فشرده‌سازی و بازسازی تصویر الف به کمک کدگذار/کدگشای STW

بین آنها بتوان مجموعه مناسبی از قله‌ها را شناسایی کرد. این مجموعه از مقادیر باید از حدی بزرگتر باشند تا قله‌های فرعی و بی‌اهمیت حذف شوند. همچنین این مقادیر باید از حدی کمتر باشند تا قله‌های اصلی و مهم حذف نشوند. در کار این مقاله، مقدار آن بین ۰/۱ تا ۰/۵ با گام ۰/۱ انتخاب شده است.

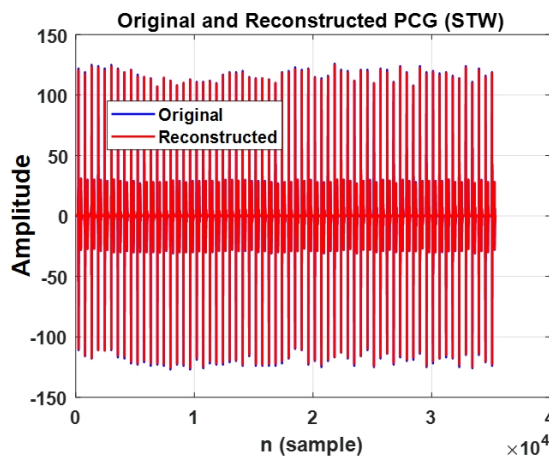
موجک مادر در مراحل نمونه‌کاهی و کدگذاری STW: این موجکها پس از آزمایش همزمان ترکیبات مختلف تعداد محدودی موجک طوری انتخاب شده‌اند که بیشترین کارایی فشرده‌سازی را داشته باشند. در کار این مقاله، از موجک سیملت (Sym5) برای نمونه‌کاهی و از موجک

پارامتر k در رابطه (۱): پارامتر کنترل شعاع پنجره در محاسبه انرژی متوسط لغزان است. مقدار این پارامتر باید از حدی بزرگتر باشد تا رفتار نویزگونه انرژی برطرف و تعداد قله‌های شناسایی شده کاهش یافته و انتخاب قله‌های نهایی راحت‌تر شود. همچنین این مقدار باید از حدی کمتر باشد تا رفتار منحنی انرژی در اثر تاثیر مولفه‌های صوتی مهم مجاور (مانند مولفه‌های S_1 و S_2) بیش از حد هموار نشده و قله‌ها در هم ادغام نشوند. مقدار آن در کار این مقاله برابر ۰/۱ انتخاب شده است.

پارامتر ۱ در رابطه (۴): پارامتر کنترل حداقل فاصله بین قله‌های مجاور است. چندین مقدار (در بازه‌ای مناسب) به این پارامتر داده می‌شود تا از



ب



الف

شکل ۶. الف) سیگنال PCG اصلی و بازسازی شده (در حالت نمونه‌گاهی) متناظر با شکل ۵-ب، ب) بزرگنمایی بخشی از شکل الف.

ایم همگی دارای متوسط صفر هستند و نیازی به استفاده از معیار PRD_1 نیست.

۴-۳ پایگاه‌های داده مورد استفاده

به دلیل تاثیر دو عامل مهم فرکانس نمونه‌برداری و کیفیت سیگنال در کارایی فشرده‌سازی (یعنی معیارهای PRD و CR) و همچنین به جهت انجام مقایسه عادلانه با برخی روش‌های موجود، ما در کار ارزیابی از چندین پایگاه داده به صورتی که در جدول ۲ نمایش داده شده است، استفاده کرده‌ایم.

چند نمونه از سیگنال‌های متعلق به این پایگاه‌های داده در شکل ۷ نمایش داده شده است. لازم به ذکر است که تنوع سیگنال در هر پایگاه داده زیاد بوده و در این شکل، تنها یک نمونه سیگنال از هر کدام نمایش داده شده است.

۴-۴ نتایج روش پیشنهادی

روش پیشنهادی یک روش فشرده‌سازی با اتلاف اما با قابلیت کنترل نسبی میزان اعوجاج حاصل از فشرده‌سازی (برحسب مقدار PRD) است. اعوجاج نهایی، اثر ترکیبی اعوجاج‌های ایجاد شده در دو نقطه از روش پیشنهادی (در مسیر فشرده‌سازی) است: اعوجاج نمونه‌گاهی و اعوجاج درونیایی (جهت تنظیم ابعاد تصویر PCG). اعوجاج نمونه‌گاهی به صورت دقیق قابل کنترل است اما با توجه به این که اعوجاج درونیایی به صورت دقیق قابل کنترل نیست، اثر کلی این دو نوع اعوجاج «تا حدی» قابل کنترل خواهد بود. پارامتر کنترل میزان اعوجاج همان آستانه $TPRD$ مرحله نمونه‌گاهی است. تغییر این آستانه از یک سو تعداد سطوح تجزیه و متعاقباً میزان فشرده‌سازی حاصل از مرحله نمونه‌گاهی (یعنی CR_1 در رابطه ۳) و بنابراین میزان فشرده‌سازی کل (CR در همان رابطه ۳) را تعیین می‌کند و از سوی دیگر تا حدی کنترل کننده میزان اعوجاج کل است. بنابراین، بررسی تاثیر این آستانه روی سه عامل تعداد سطوح تجزیه، میزان فشرده‌سازی کل، و میزان اعوجاج کل آموزنده است. در

دو تعامدی (Bior 2.2) برای کدگذاری STW استفاده شده است.

۴-۲ معیارهای مورد استفاده در ارزیابی روش پیشنهادی

با توجه به معیارهای استفاده شده در روش‌های موجود (جدول ۱) مهمترین و متداولترین معیارهای استفاده شده در جهت ارزیابی روش‌های فشرده‌سازی شامل میزان فشرده‌سازی (CR) و ریشه درصدی میانگین مجذور تفاضلات (PRD^*) است. تعریف معیار میزان فشرده‌سازی به صورت زیر است:

$$CR = \frac{S_f}{S_c} \quad (5)$$

که در آن S_f حجم حافظه (یا تعداد بیت‌های) لازم برای ذخیره‌سازی سیگنال PCG اصلی و S_c حجم حافظه لازم برای ذخیره‌سازی سیگنال فشرده شده است. مقدار S_f برابر حاصل ضرب تعداد نمونه‌های سیگنال PCG اصلی در دقت بیتی (در کار ما ۸ بیت) است. مقدار S_c نیز برابر جمع تعداد بیت‌های خروجی کدگذار STW، تعداد بیت‌های خروجی کدگذار حسابی (مربوط به کدگذاری تفاضلات اندازه‌های اولیه سطرهای تصویر PCG)، ۴ بیت (بیت‌های لازم برای ذخیره تعداد سطوح تجزیه در مرحله نمونه‌گاهی)، و ۱۶ بیت (اندازه اولیه اولین سطر از تصویر PCG) است.

تعریف معیار PRD به صورت زیر است:

$$PRD = 100 \times \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N [S_o(i) - S_c(i)]^2}{\sum_{i=1}^N S_o(i)^2}} \quad (6)$$

که در آن، S_o سیگنال PCG اولیه و S_c سیگنال PCG بازسازی شده و N طول سیگنال است.

در مواقعی که مقدار متوسط سیگنال اولیه (μ) غیر صفر باشد، معمولاً به جای معیار فوق از معیار PRD_1 استفاده می‌شود که در مخرج کسر رابطه (۶)، ابتدا مقدار μ از نمونه $S_o(i)$ سیگنال اصلی تفریق شده و سپس مجذور گرفته می‌شود. در مورد کار ما، سیگنال‌هایی که استفاده کرده

به طور واضح‌تر در قسمتی از منحنی شکل ۱۱-ب مربوط به پایگاه دانشگاه شیراز مشاهده می‌شود.

۳- در حالت کلی، در پایگاه‌های داده با فرکانس نمونه‌برداری بالاتر مقدار این پراکندگی بیشتر است زیرا در فرکانس‌های نمونه‌برداری بالاتر، مقادیر تعداد سطوح تجزیه بزرگ بوده و می‌دانیم که یک پراکندگی مشخص روی مقادیر بزرگ از تعداد سطوح تجزیه اثر بسیار بیشتری روی پراکندگی مقادیر CR دارد تا همین حد از پراکندگی روی مقادیر کوچک دارد (توجه داریم که تعداد سطوح تجزیه روی میزان فشرده‌سازی مرحله نمونه‌کاهی (CR₁ در رابطه ۳) اثر دارد و CR₁ نیز، در رابطه ۱، در CR₂ که همیشه بزرگتر از واحد است، ضرب شده است).

۳- در حالت کلی در هر پایگاه داده، با افزایش مقدار آستانه تعداد سطوح تجزیه نیز بیشتر شده و بنابراین، انحراف معیار میزان فشرده‌سازی نیز بیشتر می‌شود.

۴- در یک فرکانس نمونه‌برداری ثابت، تعداد سطوح تجزیه به ماهیت و کیفیت سیگنال بستگی دارد. در پایگاه داده پاسکال که همگی سیگنال‌ها دارای فرکانس نمونه‌برداری ثابتی هستند، تغییرات نسبتاً قابل ملاحظه‌ای در تعداد سطوح تجزیه بین دسته‌های مختلف سیگنال‌ها به چشم می‌خورد. همین امر نیز تا حدی در مورد دسته‌های مختلف پایگاه فیزیوت صادقی است.

۵- در حالت کلی، وجود نویز و بی‌نظمی و رفتارهای لحظه‌ای موجب کاهش تعداد سطوح تجزیه می‌شود؛ این مطلب در مقایسه بین دو پایگاه میشیگان و واشنگتن (که فرکانس نمونه‌برداری یکسانی دارند)، به چشم می‌خورد. این مطلب تا حدی در مورد پایگاه پاسکال و دسته‌های نرمال و سوپل نیز برقرار است.

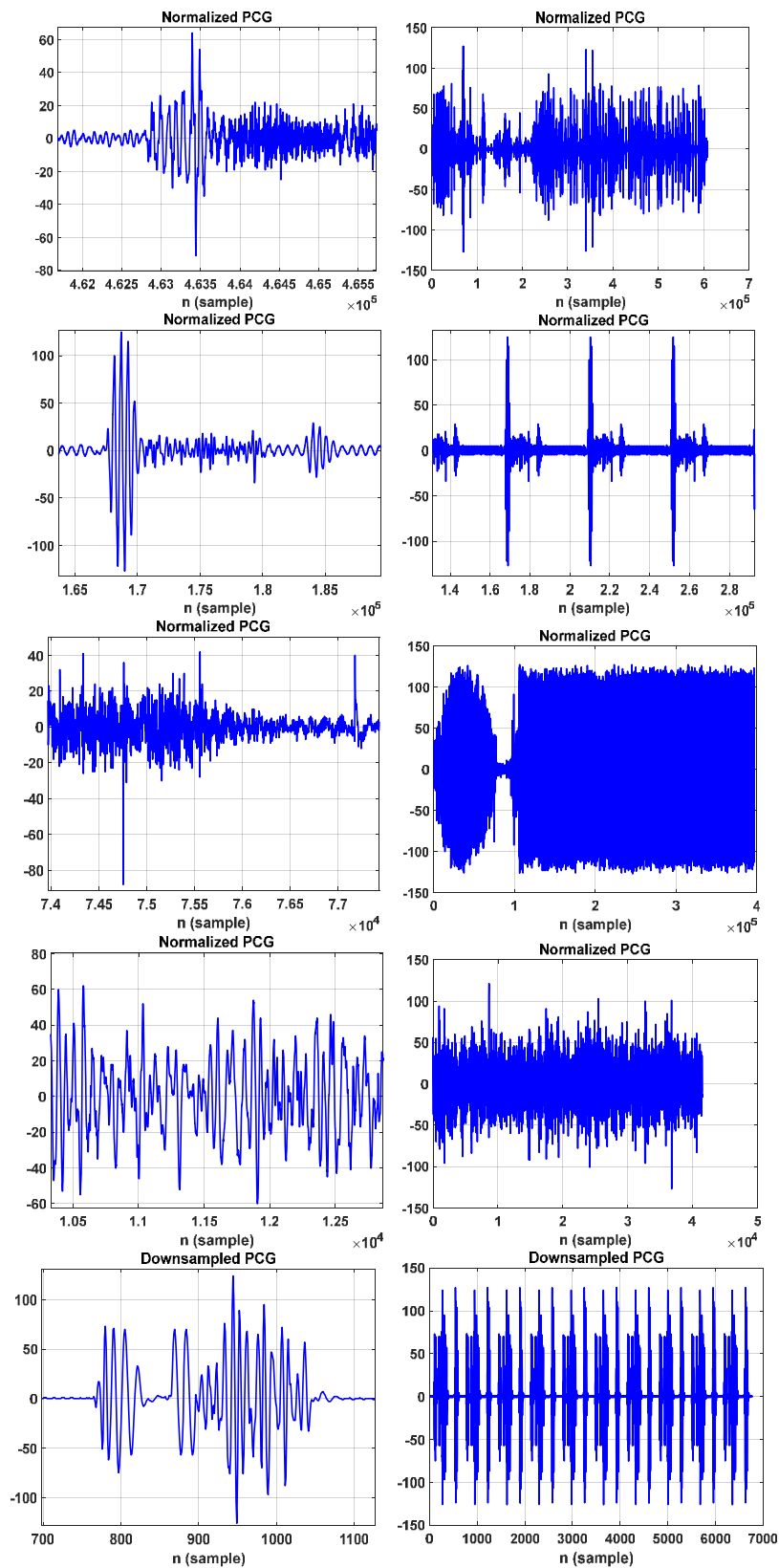
تعیین میزان فشرده‌سازی کل و میزان اعوجاج کل علاوه بر مقدار این آستانه، مقدار نرخ بیت استفاده شده در کدگذاری STW نیز مهم است. ما این مقدار را همیشه طوری تنظیم کرده‌ایم که کیفیت تصویر PCG بازسازی شده حداقل ۵۰ dB باشد تا مطمئن شویم اعوجاج این مرحله ناچیز و قابل صرف‌نظر است. شکل ۸ تاثیر مقادیر مختلف آستانه (TPRD) روی تعداد سطوح تجزیه، شکل ۹ تاثیر مقادیر مختلف این آستانه روی «متوسط PRD»، شکل ۱۰ تاثیر مقادیر مختلف این آستانه روی «متوسط CR»، و شکل ۱۱ تاثیر مقادیر مختلف این آستانه روی انحراف معیار CR را برای پایگاه‌های داده مورد استفاده در کار این مقاله نشان می‌دهد.

از بررسی نمودارهای شکل‌های ۸ تا ۱۱ می‌توان به نکات زیر توجه کرد: ۱- در حالت کلی، هر قدر تعداد سطوح تجزیه بیشتر باشد، مقادیر متوسط CR و PRD کل نیز بیشتر می‌شود.

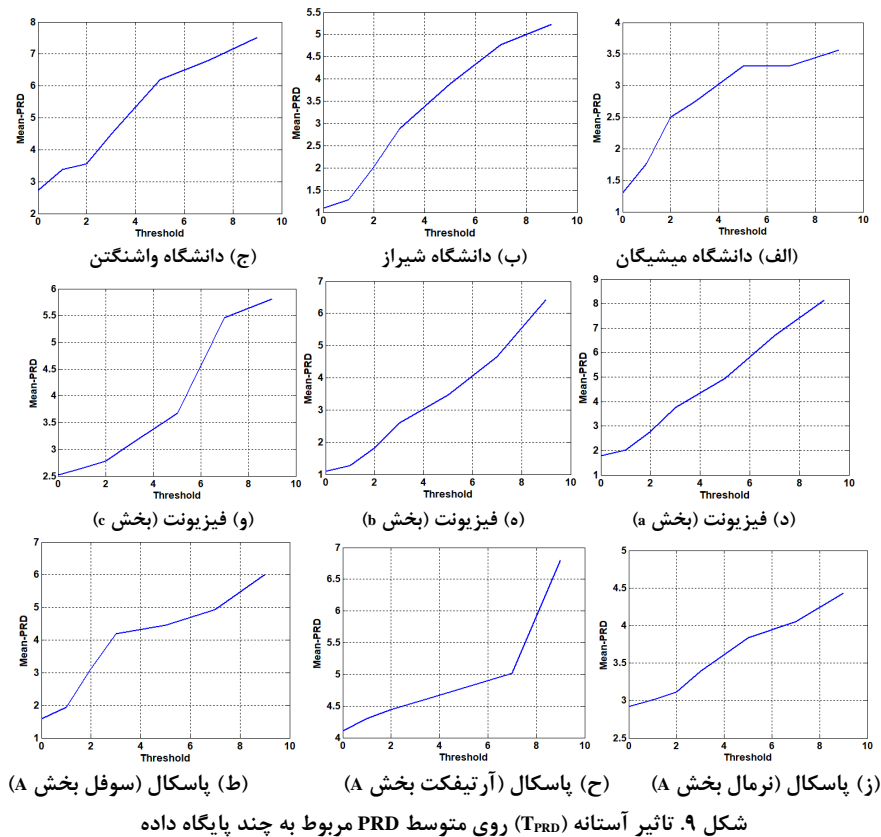
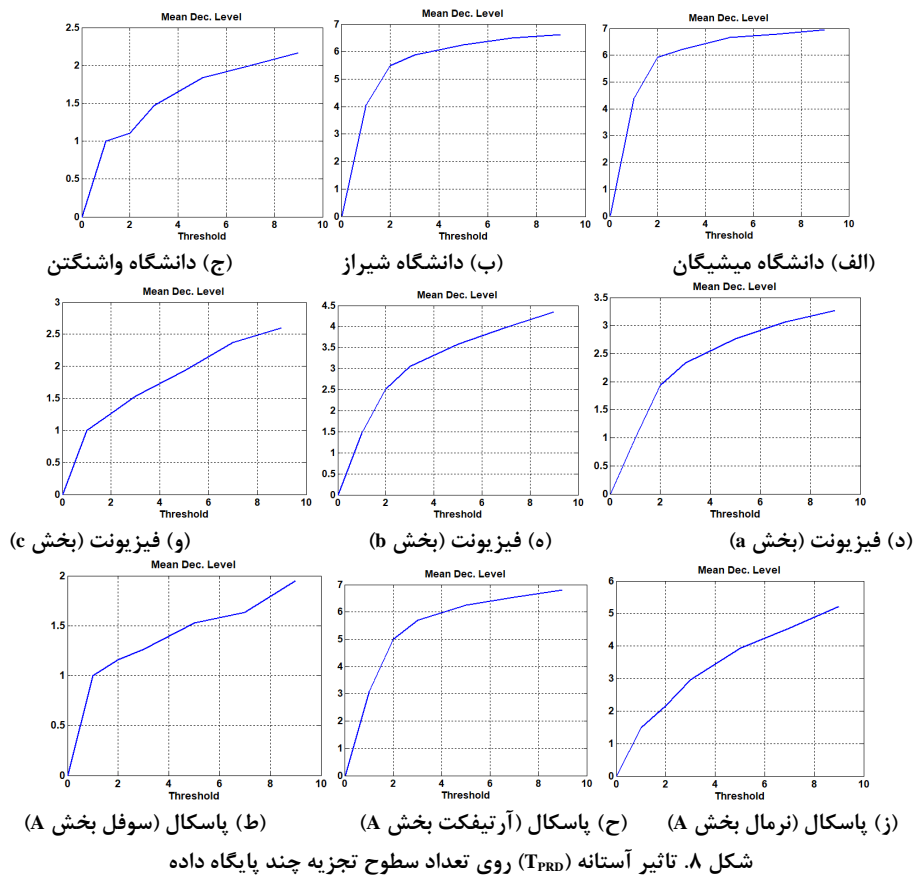
۲- به ازاء یک مقدار خاص از آستانه، تعداد سطوح تجزیه و میزان فشرده‌سازی و مقدار PRD سیگنال‌های یک دسته دارای مقداری پراکندگی است. شکل ۱۲ نمونه‌ای از این پراکندگی مقادیر را برای دو مقدار مختلف از آستانه TPRD (که در این شکل با P نشان داده شده است) و برای پایگاه داده میشیگان نشان می‌دهد. ملاحظه می‌شود که بین میزان پراکندگی تعداد سطوح تجزیه با میزان پراکندگی میزان فشرده‌سازی (و البته با میزان پراکندگی مقادیر PRD) همبستگی نسبتاً زیادی وجود دارد. همچنین ملاحظه می‌شود که با افزایش مقدار آستانه (P)، ممکن است پراکندگی تعداد سطوح تجزیه (و بنابراین، پراکندگی میزان فشرده‌سازی و مقادیر PRD) کاهش پیدا کند. این رفتار کاهشی

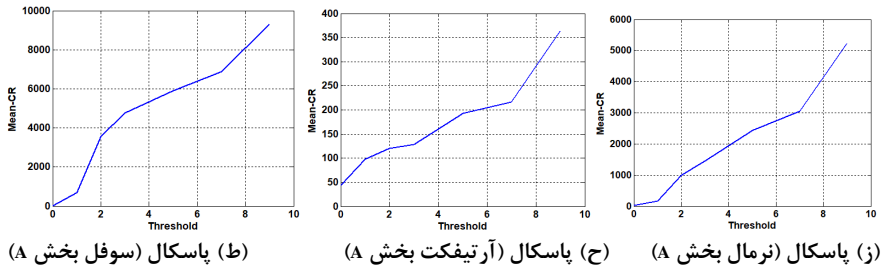
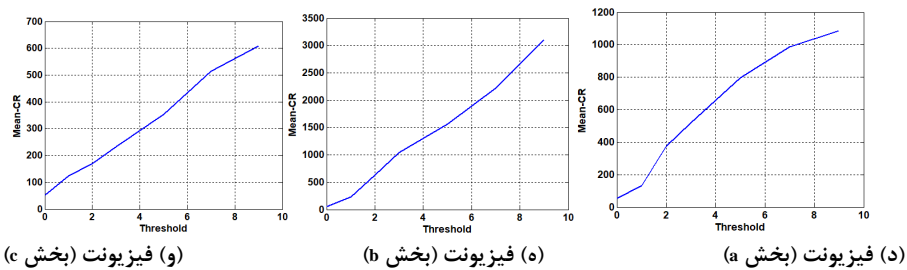
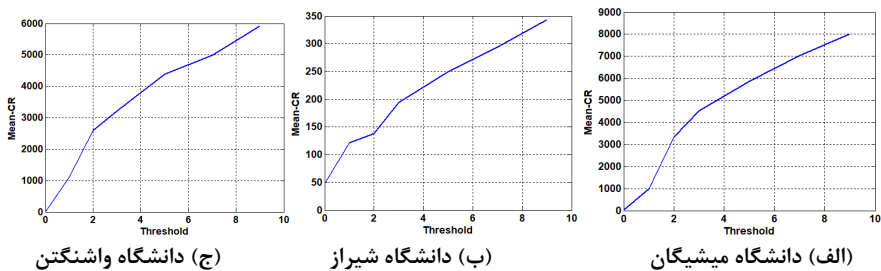
جدول ۲. پایگاه‌های داده مورد استفاده در کار این مقاله

| نام پایگاه داده | فرکانس نمونه‌برداری (هرتز) | توضیح |
|--|----------------------------|--|
| دانشگاه میشیگان [۲۰] University of Michigan, Heart Sound & Murmur Library | ۴۴۱۰۰ | شامل ۲۳ سیگنال مربوط به انواع آسیب‌های قلبی اما با کیفیت مناسب و عاری از نویز شدید |
| دانشگاه شیراز (آرشیو فیزیوت) [۲۱] Shiraz University Fetal Heart Sounds Database | عمدتاً ۱۶۰۰۰ | شامل ۱۱۹ سیگنال صوتی قلب جنین که از ۱۰۹ مادر باردار ۱۶ تا ۴۷ ساله ضبط شده است. سیگنال‌ها با کیفیت نسبتاً پایین هستند. |
| پایگاه پاسکال PASCAL Classifying Heart Sounds Challenge [۲۲] | ۴۴۱۰۰ | شامل دو مجموعه داده A و B است که برای اهداف قطعه‌بندی و طبقه‌بندی ارائه شده‌اند. این دو مجموعه داده شامل ۱۷۶ و ۶۵۶ سیگنال قلب‌شنوایی بوده و شامل انواع حالت‌های قلب اعم از نرمال، سوپل و سیستول اضافه است. علاوه بر اینها، مجموعه B شامل صداهای اضافه و آسیب‌های دیگری نیز است که این مجموعه داده را چالشی‌تر کرده است. |
| پایگاه داده فیزیوت PhysioNetCinC challenge 2016 [۲۳] | ۲۰۰۰ | این پایگاه داده بزرگ شامل ۹ پایگاه داده صدای قلب است که توسط ۷ گروه تحقیقاتی مستقل از هم از ۷ کشور جهان (از ۳ قاره مختلف) و در طی بیش از یک دهه جمع‌آوری شده است. تمام سیگنال‌های این پایگاه داده بزرگ را با حروف a تا g و حرف i مشخص کرده‌اند. سیگنال‌های شامل حروف a تا f را در قالب سیگنال‌های آموزش به صورت رایگان در اختیار همگان قرار داده‌اند. سیگنال‌های شامل حروف g و i و نیز قسمتی از سیگنال‌های شامل حروف b تا e را در قالب سیگنال‌های آزمایش قرار داده‌اند که به صورت عمومی و رایگان قابل استفاده نیست. مجموعه آموزش شامل ۳۱۵۳ سیگنال صدای قلب است که از ۷۶۴ بیمار با ضربان قلب متغیر از ۳۵ تا ۱۵۹ ضربان ضبط شده است. ما از مجموعه آموزش استفاده کرده‌ایم. |
| پایگاه دانشگاه واشنگتن [۲۴] | ۴۴۱۰۰ | شامل ۱۶ سیگنال صوتی قلب شامل حالت‌های متنوع |

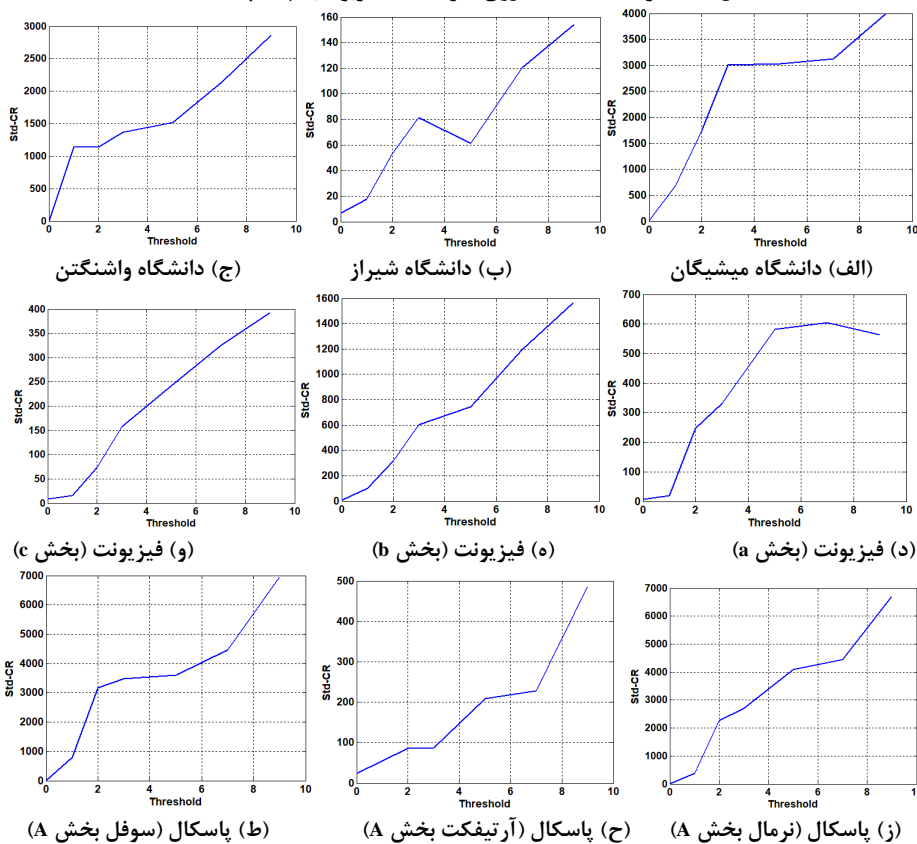


شکل ۷. یک نمونه سیگنال PCG از هر پایگاه داده مورد استفاده در کار این مقاله (سمت راست) به همراه بخشی بزرگنمایی شده از آن (سمت چپ)؛ از بالا به پایین، ردیف اول: پایگاه دانشگاه شیراز، ردیف دوم: پایگاه دانشگاه میشیگان، ردیف سوم: پایگاه داده پاسکال، ردیف چهارم: پایگاه داده فیزیونت، ردیف پنجم: پایگاه دانشگاه واشنگتن.





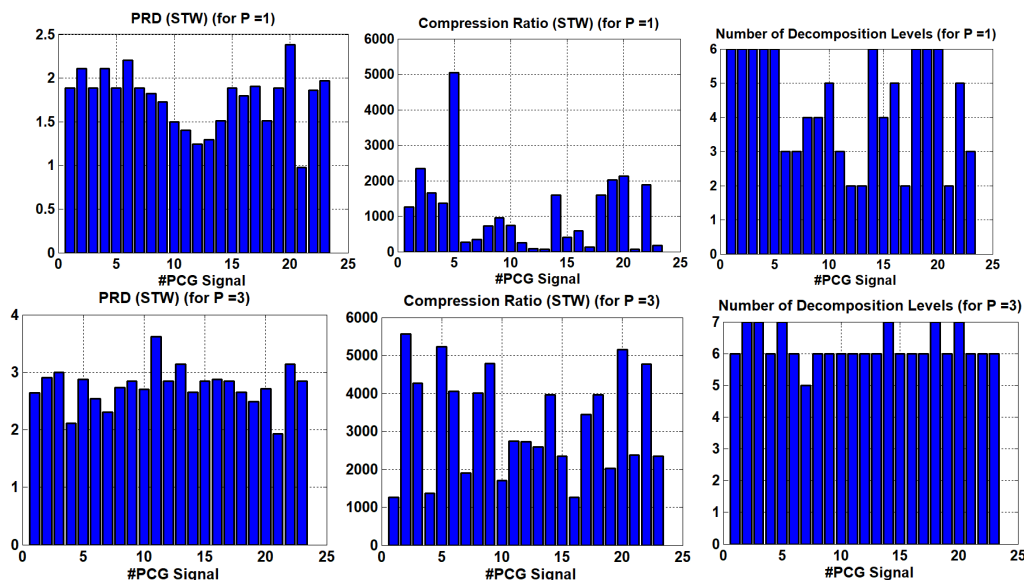
شکل ۱۰. تاثیر آستانه (TPRD) روی متوسط CR مربوط به چند پایگاه داده



شکل ۱۱. تاثیر آستانه (TPRD) روی انحراف معیار CR مربوط به چند پایگاه داده

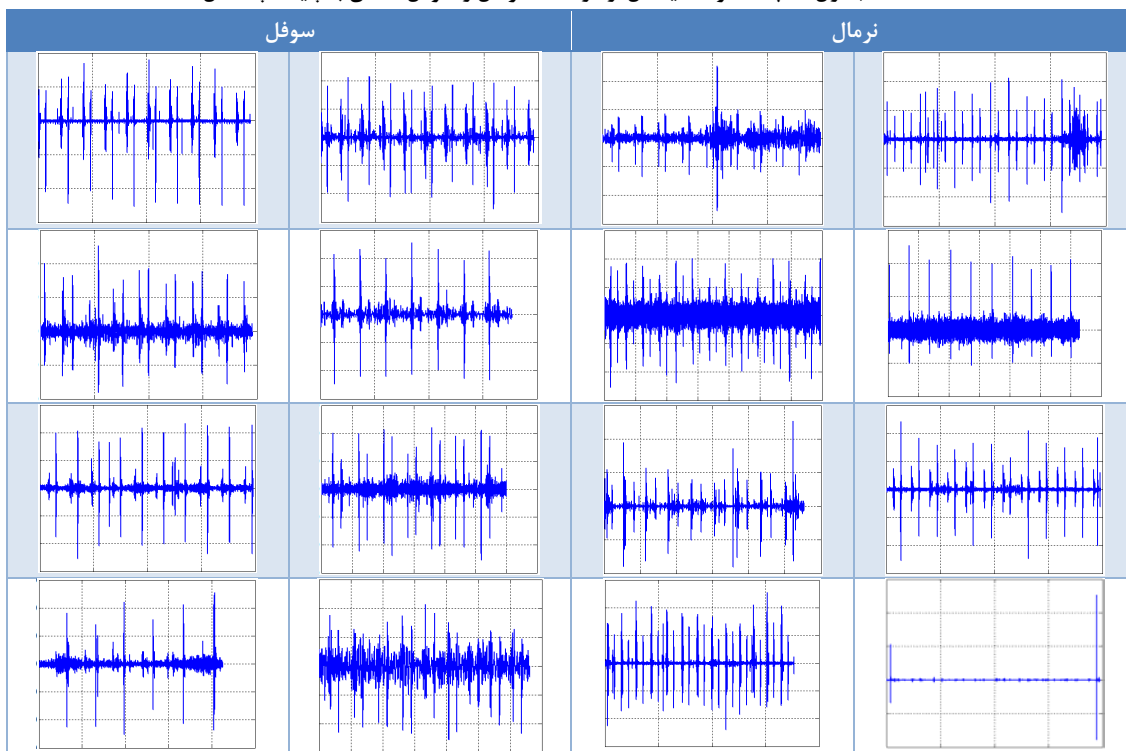
متوسط میزان فشرده‌سازی مربوط به دسته آرتیفکت از پایگاه داده پاسکال (با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰۰ هرتز) و بیشترین مقدار متوسط میزان فشرده‌سازی مربوط به پایگاه داده دانشگاه واشنگتن (با فرکانس نمونه‌برداری ۴۴۱۰۰ هرتز) است که بیانگر تاثیر فرکانس نمونه‌برداری روی میزان فشرده‌سازی است.

جدول ۳ چند نمونه سیگنال از هر کدام از این دو دسته را نشان می‌دهد. سیگنال‌های دسته سوفل دارای نظم بیشتر و یا نویز کمتری نسبت به دسته نرمال هستند. نتایج مقایسه روش پیشنهادی با چند روش موجود در جدول ۴ آورده شده است. در هر مقایسه سعی شده است از نتایج مربوط به پایگاه داده مورد استفاده در همان روش استفاده شود. از این جدول ملاحظه می‌شود که به ازاء مقدار تقریبی $PRD \leq 5\%$ پایین‌ترین مقدار



شکل ۱۲. اثر تغییر مقدار آستانه (P) روی تعداد سطوح تجزیه، میزان فشرده‌سازی و PRD سیگنال‌های پایگاه داده میشیگان. سطر بالا متناظر با P=1 و سطر پایین متناظر با P=3 است. از راست به چپ: نمودارهای تعداد سطوح تجزیه، میزان فشرده‌سازی و PRD.

جدول ۳. چند نمونه سیگنال از دو دسته نرمال و سوفل متعلق به پایگاه پاسکال



جدول ۴. مقایسه کارایی فشرده‌سازی روش پیشنهادی با چند روش موجود

| نام پایگاه داده | مقادیر متوسط و انحراف معیار CR به ازاء $PRD \leq 5$ | بیشینه CR (به ازاء $PRD \leq 5$) | کمینه CR (به ازاء $PRD \leq 5$) | نتیجه سایر روش‌ها |
|------------------|---|-----------------------------------|----------------------------------|---|
| میشیگان | ۲۸۶۲±۵۹۲۸ | ۱۲۳۴۴ | ۲۷۲۱ | [۷] برای $PRD \leq 0.5$ متوسط مقدار CR برابر ۱۵.۸۵ به دست آمد. |
| شیراز | ۱۱۸±۱۹۷ | ۶۸۲ | ۹۷ | |
| واشنگتن | ۳۴۲۱±۶۵۵۲ | ۱۳۵۳۹ | ۱۳۱۵ | [۳]: برای $PRD = 5\%$ مقدار CR بین ۴۵ تا ۲۸۶ حاصل شده |
| فیزیوت (بخش a) | ۲۳۵±۳۸۳ | ۷۶۱ | ۱۰۳ | [۱۲]: روی قسمتی از فیزیوت (پایگاه دانشگاه Dundee)، برای مقادیر PRD در حدود ۵٪ مقدار CR بین ۲۰ تا ۱۴۹ برای سیگنال‌های نرمال، ۱۴ تا ۳۵ برای سیگنال‌هایی با سوپل دارای شدت متوسط، و ۸ تا ۲۰ برای سیگنال‌هایی با سوپل دارای شدت زیاد به دست آمده است. |
| فیزیوت (بخش b) | ۸۴۵±۱۸۱۳ | ۴۸۸۴ | ۲۵۳ | [۱]: روی قسمتی از فیزیوت (پایگاه دانشگاه DLU): برای مقادیر PRD کمتر از ۵٪ مقدار CR در حدود ۳۲ به دست آمده است. |
| فیزیوت (بخش c) | ۳۳۲±۵۳۲ | ۱۷۴۸ | ۱۴۰ | |
| پاسکال (نرمال) | ۵۲۳۲ | ۲۶۴۴۶ | ۵۰ | |
| پاسکال (آرتیفکت) | ۲۲۴±۱۳۶ | ۸۸۸ | ۳۰ | |
| پاسکال (سوفل) | ۳۶۱۱±۵۰۷۰ | ۱۳۶۷۰ | ۳۴۴ | |

۵- نتیجه‌گیری

در این مقاله یک روش فشرده‌سازی باتلاف با قابلیت کنترل نسبی کیفیت سیگنال بازسازی شده برای سیگنال‌های صوتی قلب (PCG) پیشنهاد شد که مبتنی بر دو ایده اصلی نمونه‌کاهی و دوبعدی‌سازی بود. نتایج شبیه‌سازی روش پیشنهادی روی چند پایگاه داده موجود و قابل دسترس برای همگان نشان داد که مرحله نمونه‌کاهی سهم زیادی در افزایش میزان فشرده‌سازی به ویژه در مورد پایگاه‌های داده با فرکانس نمونه‌برداری بالا داشت. عامل مهم بعدی در بهبود کارایی فشرده‌سازی روش پیشنهادی، استفاده از دوبعدی‌سازی سیگنال PCG به منظور استفاده از تزیادهای بین دوره‌ای موجود در این نوع سیگنال‌های تکرارشونده، به همراه استفاده از روش‌های موثر امروزی برای فشرده‌سازی تصویر است. در فشرده‌سازی تصویر PCG از تبدیل موجک و یک کدگذار ضرایب تبدیل به نام موجک درخت فضاگرا (STW) استفاده شد. البته امکان استفاده از سایر روش‌های کدگذاری ضرایب تبدیل موجک نیز وجود دارد. در روش پیشنهادی قابلیت نسبی کنترل کیفیت سیگنال بازسازی شده به کمک یک آستانه از جنس معیار PRD وجود دارد.

مراجع

- Communications (ADCOM 2007), pp. 164-169, Guwahati, India, 18-21 Dec. 2007.
- [5] S. Kim and D. Hwang, "Murmur-adaptive compression technique for phonocardiogram signals," IEEE Electronics Letters, vol. 52, no. 3, pp. 183-184, 2016.
- [6] A. Bendifallah, M. Boulemden and R. Benzid, "Bitmask and SPIHT based PCG signal compression", 2015 4th International Conference on Electrical Engineering (ICEE), 13-15 Dec. 2015, Boumerdes, Algeria.
- [7] M. Chowdhury, K. Poudel, and Y. Hu, "Phonocardiography data compression using discrete wavelet transform," 2018 IEEE Signal Processing in Medicine and Biology Symposium (SPMB), Philadelphia, PA, USA, 1-1 Dec. 2018.
- [8] M. S. Manikandan, K. P. Soman, and S. Dandapat, "Quality-driven wavelet based PCG signal coding for wireless cardiac patient monitoring," Proceedings of the 1st International Conference on Wireless Technologies for Humanitarian (ACWR 2011), pp. 519-526, Amritapuri, December 2011.
- [9] J. M. Aljarin and R. R. Merino, "Wavelet and wavelet packet compression of phonocardiograms," Electronic Letters, vol. 40, no. 17, pp. 1040-1041, 2004.
- [10] V. Aggarwal, S. Gupta, M. S. Patterh, and L. Kaur, "Analysis of compressed foetal phonocardiography (PCG) signals with discrete cosine transform and discrete wavelet transform," IETE Journal of Research, doi: 10.1080/03772063.2020.1725662, 2020.
- [11] W. Qin and P. Wang, "A remote heart sound monitoring system based on LZSS lossless compression algorithm," 2013 IEEE 4th International Conference on Electronics Information and Emergency Communication, Beijing, China, 15-17 Nov. 2013.
- [12] H. Tang, J. Zhang, J. Sun, T. Qiu, and Y. Park, "Phonocardiogram signal compression using sound repetition and vector quantization," Computers in Biology and Medicine, vol. 71, pp. 24-34, 2016.
- [13] J. M.-Alajarin, J. L.-Candel, and R. R.-Merino, "ASEPTIC: Aided system for event-based phonocardiographic telediagnosis with integrated compression," 2006 Computers in Cardiology, Valencia, Spain, 17-20 Sept. 2006.
- [14] J. M.-Alajarin, J. G.-Guerrero, and R. R.-Merino, "Optimization of the compression parameters of a phonocardiographic telediagnosis system using genetic algorithms," In: Mira J., Alvarez J.R. (eds) Bio-inspired Modeling of Cognitive Tasks. IWINAC pp. 508-517 June 2007. Lecture Notes in Computer Science, vol 4527. Springer, Berlin, Heidelberg.
- [15] S. Patidar and R. B. Pachori, "Tunable-Q wavelet transform based optimal compression of cardiac sound signals," 2016 IEEE Region 10 Conference (TENCON), 2016, pp. 2193-2197, doi: 10.1109/TENCON.2016.7848416.
- [16] J. M. Shapiro, "Embedded image coding using zerotrees of wavelet coefficients," IEEE Transactions on Signal Processing, vol. 41, no. 12, pp. 3445-3462, 1993.
- [1] Y.-R. Chien, K.-Ch. Hsu, and H.-W. Tsao, "Phonocardiography signals compression with deep convolutional autoencoder for telecare applications," Applied Sciences, vol. 10, no. 17, p. 5842, 2020.
- [2] A. Subasi, *Practical Guide for Biomedical Signals Analysis Using Machine Learning Techniques: A MATLAB Based Approach*, Academic Press, 2019.
- [3] N. Boukhenoufa, K. Benmahammed and R. Benzid, "Effective PCG signals compression technique using an enhanced 1-D EZW," International Journal of Advanced Science and Technology, vol. 48, pp. 89-102, 2012.
- [4] M. S. Manikandan and S. Dandapat, "Wavelet-based ECG and PCG signals compression technique for mobile telemedicine," 15th International Conference on Advanced Computing and

- [22] P Bentley, *PASCAL Classifying heart sounds challenge* (2011). <http://www.peterjbentley.com/heartchallenge/> Accessed 1 Apr 2021.
- [23] <https://physionet.org/content/challenge-2016/1.0.0/> Accessed 1 Apr 2021.
- [24] <http://depts.washington.edu/physdx/heart/demo.html> Accessed 1 Apr 2021.
- [25] M. Chowdhury, K. Poudel, and Y. Hu, "Automatic phonocardiography analysis using discrete wavelet transform," Proceedings of the 3rd International Conference on Vision, Image and Signal Processing (ICVISP), Vancouver, BC, Canada, 26-28 August, 2019.
- [17] A. Said and W. A. Pearlman, "A new, fast, and efficient image codec based on set partitioning in hierarchical trees" IEEE Transactions on Circuits Systems and Video Technology, vol. 6, no. 3, pp. 243–250, 1996.
- [18] A. Said and W. A. Pearlman, "Image compression using the spatial-orientation tree," in Proceedings of the IEEE International Symposium Circuits and Systems, pp. 279–282, 1993.
- [19] W. Burger and M. J. Burge, *Principles of digital image processing: core algorithms*, Springer, London, 2009.
- [20] http://www.med.umich.edu/lrc/psb_open/html/repo/primer_heartsound/primer_heartsound.html. Accessed 1 Apr 2021.
- [21] <https://physionet.org/content/fpcgdb/1.0.0/>. Accessed 1 Apr 2021.

زیر نویس‌ها

- | | |
|--|--------------------------------|
| 7 Downsampling | 1 Cardiovascular Disease (CVD) |
| 8 Deep Convolutional Autoencoder | 2 Auscultation |
| 9 Moving Energy | 3 Phonocardiogram (PCG) |
| 10 Spatial-oriented Tree Wavelet (STW) | 4 Murmur |
| 11 Compression Ratio (CR) | 5 Electronic Stethoscope |
| 12 Percent Root-mean-square Difference (PRD) | 6 Energy Compaction |