



High-Sampling-Rate Heart Sound Compression based on Downsampling and Pattern Matching

Grailu, Hadi

Assistant Professor, Electronics and Biomedical Engineering Group, Electrical Engineering Department, Shahrood University of Technology, Shahrood, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/IJBME.2021.536135.1712

Received: 16 August 2021

Revised: 16 November 2021

Accepted: 1 December 2021

KEYWORDS

Heart Sound Signal
Signal Compression
Pattern Matching
Downsampling

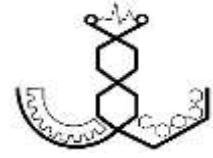
ABSTRACT

Today, auscultation is one of the most effective methods in monitoring heart disease. With the advancement of technology and the facilitation of telecare on the one hand, and the increasing need for high quality and long-term recording of cardiac audio signals on the other hand, the amount of data generated has increased and therefore, the storage and transmission of these signals has become a challenge. This, in turn, demonstrates the importance and necessity of using efficient methods for compression of these types of signals. In this paper, a lossy compression method is proposed for PCG signals recorded at a relatively high sampling rate so that it can control the quality of the compressed signal. This method is based on two techniques: "two-stage downsampling" and "pattern matching". The proposed two-stage downsampling technique increases the amount of compression ratio and at the same time reduces the computational complexity. The pattern matching technique is able to reduce the inter-period redundancy and therefore, increase the compression ratio. The simulation results of the proposed method on the two databases of the University of Michigan and the University of Washington showed that the two-stage downsampling and pattern matching techniques have a large contribution in increasing the compression ratio. The performance of the proposed method was evaluated according to the PRD and CR criteria and compared with that of some existing methods. In this evaluation, for the PRD range of 5%, the CR value was between 2500 and 3900 for the University of Michigan database and between 2500 and 4125 for the University of Washington database. Also, the results of applying the proposed method on the Pascal database showed that the efficiency of the proposed method depends to a large extent on the quality and regularity of the input PCG signals.

*Corresponding Author

Address	Electronics and Biomedical Engineering Group, Electrical Engineering Department, Shahrood University of Technology, Shahrood, Iran		
Postal Code	36199-95161	Tel	+98-23-32300240
E-Mail	grailu@shahroodut.ac.ir	Fax	+98-23-32300240





فشرده‌سازی سیگنال‌های صوتی قلب نمونه‌برداری شده با نرخ بالا مبتنی بر نمونه‌کاهی و انطباق الگو

گرایلو، هادی

استادیار، گروه الکترونیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی مهندسی برق، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/IJBME.2021.536135.1712

پذیرش: ۱۰ آذر ۱۴۰۰

بازنگری: ۲۵ آبان ۱۴۰۰

ثبت در سامانه: ۲۵ مرداد ۱۴۰۰

چکیده

واژه‌های کلیدی

امروزه قلب‌شنوایی یکی از راه‌های مهم و موثر در پایش بیماری‌های قلبی است. با پیش‌رفت تکنولوژی و تسهیل انجام دورمراقبتی از یک سو و افزایش نیاز به ضبط باکیفیت و طولانی‌مدت سیگنال صوتی قلب (PCG) از سوی دیگر، حجم داده‌های تولید شده افزایش پیدا کرده و بنابراین ذخیره‌سازی و انتقال این سیگنال‌ها با مشکل روبه‌رو شده است. این امر به نوبه‌ی خود اهمیت و ضرورت استفاده از روش‌های کارآمد فشرده‌سازی این نوع سیگنال‌ها را نشان می‌دهد. این روش‌ها باید میزان فشرده‌سازی بالا داشته و در عین حال کیفیت سیگنال و اطلاعات کلینیکی مهم را تا حد ممکن حفظ کنند. در این مقاله یک روش فشرده‌سازی با اتلاف برای سیگنال‌های PCG که با نرخ نمونه‌برداری نسبتاً بالا ضبط شده پیشنهاد شده است به طوری که قادر به کنترل نسبی کیفیت سیگنال فشرده شده باشد. این روش مبتنی بر دو تکنیک نمونه‌کاهی دومرحله‌ای و انطباق الگو است. تکنیک پیشنهادی نمونه‌کاهی دومرحله‌ای موجب افزایش میزان فشرده‌سازی و کاهش حجم محاسبات می‌شود. تکنیک انطباق الگو نیز قادر به کاهش تزیاید بین‌دوره‌ای و بنابراین افزایش میزان فشرده‌سازی است. نتایج شبیه‌سازی روش پیشنهادی روی دو پایگاه داده‌ی دانشگاه میشیگان و دانشگاه واشنگتن نشان داده که نمونه‌کاهی دومرحله‌ای و انطباق الگو سهم زیادی در افزایش میزان فشرده‌سازی دارند. کارایی روش پیشنهادی طبق معیارهای PRD و CR ارزیابی شده و با نتایج چند روش موجود مورد مقایسه قرار گرفته است. در این ارزیابی به ازای محدودی $PRD \leq 5\%$ ، مقدار CR برای پایگاه دانشگاه میشیگان بین ۲۵۰۰ تا ۳۹۰۰ و برای پایگاه دانشگاه واشنگتن بین ۲۵۰۰ تا ۴۱۲۵ به دست آمده است. هم‌چنین نتایج حاصل از اعمال روش پیشنهادی روی پایگاه داده‌ی پاسکال نشان داده که کارایی روش پیشنهادی تا حد زیادی به کیفیت و یک‌نواختی سیگنال‌های PCG ورودی بستگی دارد.

سیگنال صوتی قلب
فشرده‌سازی سیگنال
انطباق الگو
نمونه‌کاهی

*نویسنده‌ی مسئول

گروه الکترونیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی مهندسی برق، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود، ایران

نشانی

تلفن ۹۸-۲۳-۳۲۳۰۰۲۴۰

۳۶۱۹۹-۹۵۱۶۱

کد پستی

دورنگار ۹۸-۲۳-۳۲۳۰۰۲۴۰

grailu@shahroodut.ac.ir

پست الکترونیک



۱- مقدمه

بیماری قلبی^۱ (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^۳ (PCG) نام دارد. سیگنال PCG در واقع نمایش گرافیکی پدیده‌های صوتی مربوط به قلب بوده که به دو دسته‌ی صداها قلب و سوفل‌ها تقسیم می‌شود [۳]. صدای قلب ناشی از دینامیک حاصل از انبساط و انقباض قسمت‌های مختلف قلب شامل دهلیز، بطن، حرکت دریچه‌های قلب و جریان خون است. یک سیگنال PCG می‌تواند شامل تا چهار نوع مولفه‌ی صوتی به نام‌های S1 تا S4 باشد. محتوای فرکانسی تمام این مولفه‌های صوتی کم‌تر از ۱ کیلوهرتز است [۴]. سوفل^۴ قلب به صداها غیرمعمول قلب گفته شده که در اثر گردش متلاطم خون در قلب ایجاد شده که معمولاً نتیجه‌ی تنگ شدن یا نشت داشتن دریچه‌های قلب یا وجود گذرگاه‌های غیرعادی در نزدیکی قلب بوده که خون در آن‌ها جریان یافته است [۵]. اهمیت و سودمندی سیگنال‌های PCG از چند جهت قابل توجه است. اول این که ثبت صدای قلب به کمک استتوسکوپ‌های الکترونیکی انجام شده که روشی غیرتهاجمی و بی‌خطر است [۱]. دوم این که گوش دادن و بررسی صدای قلب به دلیل سرعت، سادگی، کارایی، قابلیت جابه‌جایی و هزینه‌ی کم آن، هم‌چنان یک تکنیک مهم و اصلی جهت تشخیص برخی از آسیب‌ها و بیماری‌های مرتبط با قلب است [۶]. سوم این که از صدای قلب می‌توان برای تشخیص شرایط فیزیولوژیکی بدن انسان نیز استفاده کرد [۱]. چهارم این که 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، ۶]. در واقع تکنیک‌های پردازش سیگنال دیجیتال، سیگنال PCG را به ابزار تشخیصی مفیدی تبدیل کرده است زیرا به کمک این تکنیک‌ها می‌توان اطلاعات مفیدی (نظیر صداها مختلف قلب، تعداد مولفه‌های هر صدا، محتویات فرکانسی و بازه‌های زمانی صداها) را از این سیگنال استخراج کرد که گوش انسان قادر به استخراج و فهم این اطلاعات نیست [۳]. پنجم این که معمولاً آسیب‌ها و اختلالات ساختاری قلب، در صورت وجود، خود را در صدای تولید شده توسط قلب نشان می‌دهند که این مطلب در مورد

سیگنال‌های الکتروکاردیوگرام (ECG) برقرار نیست [۶، ۷]. ششم این که سیگنال PCG در مقایسه با سایر سیگنال‌های مرتبط با قلب (نظیر ECG) بیش‌ترین پهنای باند را دارد. این موارد به اهمیت، نقش تکمیلی و لزوم توجه جداگانه به سیگنال‌های PCG اشاره می‌کنند.

دورپزشکی و دیگر فنون مداخله‌ی سریع و از راه دور، کمک زیادی به افزایش میزان بهبود بیماران قلبی و کاهش نرخ بستری شدن می‌کنند [۷]. پیشرفت‌های اخیر در دورپزشکی و تکنولوژی‌های جابه‌جاپذیر، برخی قابلیت‌ها را فراهم کرده است که از آن جمله می‌توان به موارد زیر اشاره کرد [۵، ۸].

۱- امکان ضبط با کیفیت سیگنال‌های PCG از طریق افزایش نرخ نمونه‌برداری زیرا سیگنال PCG نسبت به سایر سیگنال‌های مرتبط با قلب، نظیر ECG، بیش‌ترین پهنای باند را دارد [۸]

۲- پایش مستمر سیگنال‌های PCG

۳- قلب‌شنوایی خودکار

۴- بایگانی و انتقال سیگنال‌های PCG بین بیمار و بیمارستان یا متولیان مراقبت از سلامت

با افزایش نرخ نمونه‌برداری جهت افزایش کیفیت سیگنال و نیز پایش مداوم سیگنال‌های حیاتی بیمار، حجم داده‌های سیگنال حیاتی نیز افزایش یافته و ذخیره‌سازی یا انتقال این حجم از داده چالش‌برانگیز می‌شود. این دلایل، ضرورت استفاده از روش‌های فشرده‌سازی سیگنال PCG را نشان می‌دهد.

در کار فشرده‌سازی سیگنال‌های PCG باید به دو نکته‌ی مهم توجه کرد. اول این که روش‌های استاندارد فشرده‌سازی صدا مخصوص موسیقی و گفتار بوده و کارایی فشرده‌سازی آن‌ها در مورد سیگنال‌های PCG چندان قابل قبول نیست [۹]. دوم این که بعضی از سیگنال‌های حیاتی مانند سیگنال‌های PCG، حاوی اطلاعات کلینیکی مهمی برای تشخیص بوده که نباید در حین فرایند فشرده‌سازی از بین برود [۵].

یکی از راه‌های موثر برای فشرده‌سازی سیگنال‌های PCG نمونه‌برداری شده با نرخ بالا، کاهش تعداد نمونه‌های آن بوده که حداقل از دو طریق قابل پیاده‌سازی است. اولین راه استفاده از نمونه‌کاهی در حوزه‌ی تبدیل بوده که مبتنی بر ویژگی متراکم‌سازی انرژی^۵ برخی تبدیلات برگشت‌پذیر است. تبدیلاتی مانند تبدیل فوریه‌ی سریع (FFT)، تبدیل کسینوسی گسسته (DCT) و تبدیل موجک گسسته (DWT) قادر به متراکم‌سازی عمده‌ی انرژی سیگنال اصلی در تعداد کمی از ضرایب خود

^۴ Murmur

^۵ Energy Compaction

^۱ Cardiovascular Disease (CVD)

^۲ Auscultation

^۳ Phonocardiogram (PCG)



موجود به طور مستقیم توجهی به امکان حذف تریزید بین‌دوره‌ای و در نتیجه افزایش میزان فشرده‌سازی نکرده‌اند. در این مقاله از تکنیک انطباق الگو و نیز دوبعدی‌سازی سیگنال‌های یک‌بعدی برای حذف تریزید بین‌دوره‌ای استفاده شده است. در تکنیک انطباق الگو، پس از تقسیم سیگنال PCG به قطعات صوتی، این قطعات به ترتیب بررسی شده و هر قطعه که مشابه با هیچ یک از قطعات صوتی بررسی شده‌ی قبلی نباشد، در یک مجموعه به نام کتاب‌خانه قرار گرفته و نام الگو (نماینده) با یک شماره‌ی منحصر به فرد به نام اندیس الگو به خود می‌گیرد. اگر الگوی مشابه برای قطعه‌ی صوتی فعلی یافت شود، شماره‌ی (اندیس) آن الگو به همراه سیگنال خطای متناظر با این دو سیگنال (سیگنال باقی‌مانده) ذخیره شده و کدگذاری می‌شود. خلاصه‌ای از تقریباً تمام روش‌های موجود برای فشرده‌سازی سیگنال‌های PCG در جدول (۱) ارائه شده است. این روش‌ها را از جنبه‌های مختلف می‌توان دسته‌بندی و بررسی نمود. از جنبه‌ی قابلیت بازسازی کامل، روش‌ها به دو دسته‌ی با اتلاف و بدون اتلاف تقسیم می‌شوند. از بین روش‌های موجود در جدول (۱) تنها روش [۱۱] از نوع بدون اتلاف بوده و بقیه، روش‌های با اتلاف هستند. دلیل تمایل به استفاده از روش‌های با اتلاف، قابلیت این روش‌ها در رسیدن به میزان فشرده‌سازی بالا و در عین حال حفظ مناسب کیفیت سیگنال بازسازی شده است. از یک جنبه‌ی دیگر می‌توان روش‌ها را بسته به این که آیا از تریزید بین‌دوره‌ای هم علاوه بر تریزید بین‌نمونه‌ای استفاده کرده‌اند یا خیر، به دو دسته تقسیم کرد. از بین روش‌های موجود در جدول (۱) تنها روش [۱۲] با استفاده از روش توصیف سیگنال PCG بر حسب تعدادی سیگنال پایه که از طریق خوشه‌یابی به کمک شبکه‌ی عصبی SOM محاسبه شده، به دنبال حذف تریزید بین‌دوره‌ای است. در این روش نسخه‌ای تقریبی از سیگنال PCG بر حسب این سیگنال‌های پایه تشکیل شده و سپس خطای این تقریب که خود یک سیگنال شبه‌نوئیز است به کمک روش چندی‌سازی برداری فشرده‌سازی می‌شود. از یک جنبه‌ی دیگر نیز 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 مشکل این دسته از روش‌ها، حساسیت آن‌ها به نرخ نمونه‌برداری، سطوح کوانتیزاسیون و تداخل فرکانسی بالای آن‌ها است [۳]. معمولاً این روش‌ها قادر به کسب میزان فشرده‌سازی بالا در عین حفظ اطلاعات کلینیکی نیستند. از بین روش‌های موجود در جدول

هستند. بنابراین با حذف ضرایب کوچک، نوعی نمونه‌کاهی در حوزه‌ی تبدیل به دست می‌آید. از بین این تبدیلات، کارایی تبدیل موجک در مورد سیگنال‌های نایستان بیش از بقیه بوده [۹، ۱۰] زیرا از ویژگی تحلیل چنددرجه‌ی تفکیکی برخوردار بوده و علاوه بر این حجم محاسباتی آن پایین است بنابراین در اکثر روش‌های فشرده‌سازی سیگنال PCG از تبدیل موجک استفاده می‌شود. دومین راه موثر در فشرده‌سازی سیگنال‌های PCG نمونه‌برداری شده با نرخ بالا، استفاده از نمونه‌کاهی^۱ در حوزه‌ی زمانی بوده که از طرق مختلفی مانند استفاده از تبدیلی‌هایی نظیر تبدیل موجک که قابلیت تجزیه‌ی چندسطحی سیگنال را دارند، قابل انجام است. این گونه تبدیل‌ها سیگنال ورودی را به یک سیگنال تقریب با انرژی بالا و یک سیگنال باقی‌مانده (جزئیات) با انرژی کم تجزیه کرده که هر کدام از این دو خروجی دارای تعداد نمونه‌ی کم‌تری نسبت به سیگنال ورودی می‌باشد. امروزه بیش‌تر سیگنال‌های PCG با فرکانس نمونه‌برداری نسبتاً بالا (مانند ۴۴/۱ کیلوهرتز) تولید شده که بیش‌تر از حداقل لازم است. بنابراین کاهش مناسب و خودکار فرکانس نمونه‌برداری راهی برای کاهش حجم داده‌ها است که در روش‌های فشرده‌سازی موجود به چشم نمی‌خورد.

در این مقاله از نمونه‌کاهی کنترل شده‌ی سیگنال PCG اصلی طوری که اطلاعات مهم آن حفظ شود استفاده شده است. با تنظیم مقدار پارامترهای روش پیشنهادی می‌توان کیفیت سیگنال بازسازی شده را بر حسب معیار ریشه‌ی درصدی مجموع مربعات خطا^۲ (PRD) کنترل کرد. معیار PRD یکی از مهم‌ترین معیارهای مورد استفاده در فشرده‌سازی سیگنال‌های حیاتی بوده و در مورد سیگنال‌های PCG نشان داده شده که اگر برای سیگنال فشرده شده، $PRD \leq 0.5$ باشد اطلاعات کلینیکی مهم سیگنال حفظ شده است [۱]. نمونه‌کاهی پیشنهادی به صورت دومرحله‌ای است. در مرحله‌ی اول، کل سیگنال PCG طوری نمونه‌کاهی شده که مقدار PRD برای سیگنال نمونه‌افزایی شده از حد مشخصی که توسط یک آستانه (Tds_1) تعیین می‌شود، بیش‌تر نشود. در مرحله‌ی دوم، ابتدا سیگنال PCG به قطعات صوتی مناسبی جدا شده و برای هر قطعه‌ی صوتی مجدداً امکان نمونه‌کاهی بیش‌تر بررسی می‌شود. یک راه موثر دیگر در فشرده‌سازی سیگنال‌های PCG استفاده از خاصیت تناوبی و تکرار شونده‌ی این سیگنال است. در واقع سیگنال PCG متشکل از دوره‌های تکرار شونده و تا حدی مشابه با هم است. بنابراین در سیگنال PCG دو نوع تریزید شامل تریزید بین نمونه‌ای و تریزید بین‌دوره‌ای وجود دارد. اکثر روش‌های

^۱ Percentage Root-Mean-Square Difference

^۲ Downsampling

شده است. کدگذار STW، مانند کدگذارهای EZW [۱۶] و SPI HT [۱۷]، یکی از کدگذارهای ضرایب موجک بوده که مبتنی بر یک سری الگوریتم‌های جست‌وجو و تصمیم‌گیری‌ها به منظور یافتن ضرایب مهم موجک و کدگذاری مناسب محل و اندازه‌ی آن‌ها (بسته به میزان بودجه‌ی بیتی فراهم شده) است.

(۱) دو روش [۱] و [۱۱] از نوع روش‌های مستقیم و سایر روش‌ها مبتنی بر تبدیل محسوب می‌شوند. در روش پیشنهادی مقاله‌ی حاضر نیز برای فشرده‌سازی تصویر کتاب‌خانه و گاهی تصویر باقی‌مانده، از تبدیل موجک و یک کدگذار ضرایب این تبدیل به نام موجک درخت فضاگرا^۱ (STW) [۱۸] استفاده

جدول (۱) - خلاصه‌ای از روش‌های فشرده‌سازی موجود برای سیگنال‌های PCG به ترتیب صعودی سال انتشار

مقاله	سال	ویژگی‌ها و نکات مهم	معیارها	پایگاه داده
[۹]	۲۰۰۴	تبدیل موجک/بسته‌ی موجک + آستانه‌گذاری ضرایب + کدگذاری هافمن و دوره‌ی تداوم	PRD, CR	پایگاه داده‌ی خودساخته Fs = 8 KHz
[۱۳]	۲۰۰۶	روشی بسیار شبیه به روش ارائه شده در [۹]	PRD, CR	پایگاه داده‌ی خودساخته Fs = 8 KHz
[۴]	۲۰۰۷	نمونه‌کاهی + تبدیل موجک + آستانه‌گذاری ضرایب + کوانتیزاسیون یک‌نواخت USZZQ + کدگذاری هافمن	PRD, CR	پایگاه داده‌ی Fs = 22 KHz - qdheart
[۱۴]	۲۰۰۷	استفاده از الگوریتم ژنتیک برای بهینه‌سازی پارامترهای روش ارائه شده در [۹]	PRD, CR	Listening to the Heart; Audio CD; Fs = 8 KHz
[۸]	۲۰۱۱	تبدیل موجک + معرفی معیار ارزیابی WEDD	WEDD, PRD _w	Qdheart Fs = 22 KHz CAHM Fs = 22KHz, 11KHz, 8 KHz
[۳]	۲۰۱۲	تبدیل موجک + بهبود عمل کرد EZW	PRD, CR	چهار پایگاه داده شامل دانشگاه‌های Dundee و واشنگتن
[۱۱]	۲۰۱۳	فشرده‌سازی بدون اتلاف مبتنی بر الگوریتم LZSS	نامعلوم	نامعلوم
[۶]	۲۰۱۵	نمونه‌کاهی + تبدیل موجک + بهبود عمل کرد SPIHT	PRD, CR, WEDD	CAHM Fs = 22, 11, 8 KHz
[۱۵]	۲۰۱۶	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]	۲۰۱۶	تبدیل موجک + تخمین محل سופل به کمک تبدیل هیلبرت + آستانه‌گذاری وقتی	PRD, CR, MUSHRA	پایگاه داده‌ی خودساخته Fs = 4 KHz
[۱۲]	۲۰۱۶	انطباق الگو (برون خط) + تشکیل کتاب‌خانه + چندی‌سازی برداری برای فشرده‌سازی سیگنال‌های باقی‌مانده	PRD, CR	یک پایگاه داده‌ی خودساخته و پایگاه داده‌ی دانشگاه Fs = 4 KHz Dundee
[۷]	۲۰۱۸	تبدیل موجک + آستانه‌گذاری وقتی مبتنی بر معیار متراکم‌سازی انرژی زیرباند (EPE) + کدگذاری دوره‌ی تداوم	PRD, CR	پایگاه داده‌ی دانشگاه میشیگان Fs = 44.1 KHz
[۱۰]	۲۰۲۰	تبدیل موجک/تبدیل DCT + قابلیت کنترل دقیق کیفیت بازسازی شده طبق نظر کاربر با روش دوبخشی + کوانتیزاسیون MaxLloyd	PRD, CR	پایگاه داده‌ی خودساخته بدون ذکر مشخصات
[۱]	۲۰۲۰	شبکه‌ی عصبی عمیق (خودرمزگذار پیچشی عمیق)	PRD, CR	پایگاه DLUTHSDB بخشی از پایگاه داده‌ی فیزیونت PhysioNetCinC Challenge 2016 Fs = 2 KHz

ورودی با کمک تجزیه‌ی چندسطحی موجک و استفاده از آخرین زیرباند تقریب، طوری نمونه‌کاهی شده است که میزان اعوجاج سیگنال (طبق معیار PRD) حاصل از نمونه‌افزایی مجدد سیگنال تقریب (و با صفر فرض کردن زیرباندهای جزئیات)، از حد مشخصی (آستانه‌ی Tds₁) بیش‌تر نشود. این آستانه یکی از دو پارامتر کنترل کیفیت مورد استفاده در این مقاله است. تعداد سطوح تجزیه‌ی مرحله‌ی اول نمونه‌کاهی برای هر بلوک از سیگنال متفاوت است بنابراین دنباله‌ی مقادیر تعداد سطوح

۲- مواد و روش‌ها

دیگرام بلوکی روش پیشنهادی در دو مسیر فشرده‌سازی و بازسازی در شکل (۱) نشان داده شده است. در مسیر فشرده‌سازی (شکل ۱-الف)، بلوکی از سیگنال PCG به طول مناسب (شامل تعداد کافی دوره‌ی تناوب این سیگنال) که مقدار DC آن حذف شده و به دقت بیتی مورد نظر (عموماً ۸-بیت) نرمالیزه شده، به عنوان سیگنال ورودی (اصلی) دریافت شده است. سپس در مرحله‌ی اول از پردازش اصلی، این سیگنال

^۱ Spatial-Oriented Tree Wavelet

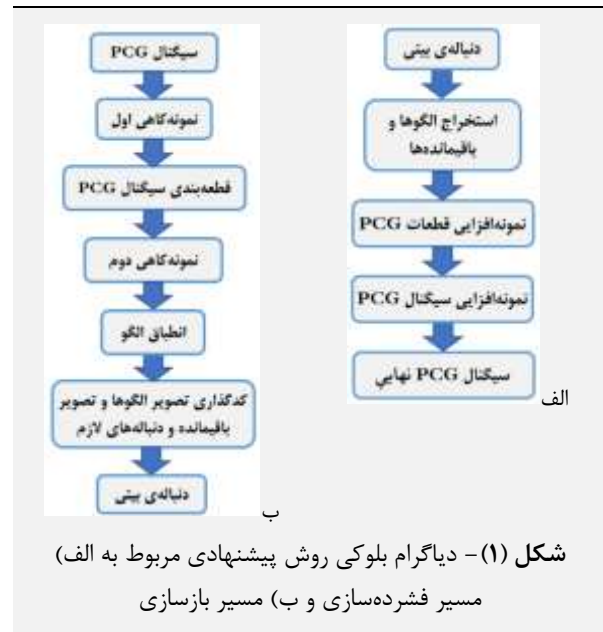
PCG استفاده شده است. این مقدار از k این ویژگی را دارد که باعث می‌شود تقریباً همیشه تعداد مشخصی دوره‌ی تناوب سیگنال در داخل پنجره قرار گیرد. حتی برای دادگان مختلف که فرکانس‌های نمونه‌برداری مختلفی دارند، به‌هنجارسازی انجام شده در رابطه‌ی (۱) باعث می‌شود مقدار مزبور از k هم‌چنان به خوبی جواب داده و تعداد دوره‌های واقع در پنجره تقریباً ثابت باشد. در روش پیشنهادی از انرژی متوسط لغزان استفاده شده است. مقدار این انرژی به ازای نمونه‌ی i -ام از سیگنال PCG نمونه‌کاهی شده به صورت زیر محاسبه می‌شود.

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

قله‌های منحنی انرژی لغزان شناسایی شده و قله‌هایی که در فاصله‌ی حداقلی D از آخرین قله‌ی شناسایی شده قرار دارند، انتخاب شده و از روی آن‌ها دوره‌های اصلی یا همان قطعات صوتی نهایی مشخص شده است (هر قطعه‌ی صوتی شامل نمونه‌های متناظر با بازه‌ی یک قله تا قله‌ی بعدی تعریف می‌شود). سایر قله‌ها مربوط به دوره‌های کاذب تلقی شده و جزو دوره‌های اصلی محسوب می‌شوند. مقدار D از روی رابطه‌ی شبیه به رابطه‌ی (۱) اما با ضریب ۱ محاسبه شده که مقدار این ضریب به صورت تجربی و با کمک آزمایش تعیین شده است. مقداری برای این ضریب در نظر گرفته شده که کم‌ترین مقدار انحراف معیار برای اختلاف فاصله‌ی قله‌ها به دست آید.

در مرحله‌ی سوم، دوره‌های متناوب متوالی (قطعات صوتی) که از مرحله‌ی قطعه‌بندی استخراج شده، هر کدام جداگانه و مشابه با مرحله‌ی اول بررسی شده تا این مساله که آیا از امکان نمونه‌کاهی بیش‌تر برخوردار هستند یا خیر مشخص شود. مشابه با مرحله‌ی اول که از آستانه‌ی Tds_1 استفاده شد، در این مرحله از آستانه‌ی Tds_2 استفاده شده است. با تنظیم مناسب مقادیر دو آستانه‌ی Tds_1 و Tds_2 می‌توان کیفیت سیگنال بازسازی شده را کنترل کرد. مقادیر طول هر قطعه‌ی صوتی به همراه تعداد سطوح تجزیه‌ی به دست آمده برای هر سیگنال PCG (نمونه‌کاهی اول) و هر قطعه‌ی صوتی (نمونه‌کاهی دوم) در قالب سه دنباله‌ی عددی مجزا ذخیره شده و در انتهای کار فشرده‌سازی، در هر دنباله، هر نمونه از نمونه‌ی قبلی کم شده و دنباله‌ی تفاضلات حاصل به کمک کدگذاری حسابی، کدگذاری شده و برای واحد بازسازی (گیرنده) ارسال شده است. در مرحله‌ی چهارم، الگوریتم انطباق الگو به کار گرفته شده تا از روی قطعات صوتی استخراج شده، کتاب‌خانه و مجموعه‌ی

تجزیه باید برای واحد بازسازی کدگذاری و ارسال شود تا در کار بازسازی سیگنال PCG نهایی مورد استفاده قرار گیرد.



در مرحله‌ی دوم با استفاده از مفهوم انرژی لغزان^۱، سیگنال PCG نمونه‌کاهی شده، قطعه‌بندی شده است و دوره‌های متناوب (تکرارشونده) این سیگنال طوری استخراج شده که تا حد امکان هم‌طول باشند. این هم‌طول بودن به سه دلیل رعایت شده است. اول این که ماهیت سیگنال PCG شامل دوره‌هایی مشابه هم است بنابراین انتظار می‌رود دوره‌ها (یا به مفهوم عام‌تر، قطعات صوتی) شامل تعداد نمونه‌های یک‌سان باشند. دوم این که رعایت این شرط به فرایند حذف دوره‌های کاذب کمک می‌کند. سوم این که رعایت این شرط کارایی فشرده‌سازی روش پیشنهادی را افزایش می‌دهد.

انرژی لغزان با استفاده از پنجره‌ای به مرکزیت نمونه‌ی فعلی از سیگنال PCG نمونه‌کاهی شده و شعاعی برابر با ضریبی از تعداد نمونه‌های موجود در یک دوره‌ی تناوب از این سیگنال انجام شده است. تعداد نمونه‌های موجود در یک دوره‌ی تناوب نیز تناسب مستقیم با فرکانس نمونه‌برداری سیگنال PCG اصلی (F_s) و تناسب معکوس نمایی با تعداد سطوح تجزیه‌ی حاصل از مرحله‌ی قبل (N_{Dec}) دارد. بنابراین می‌توان شعاع این پنجره را به صورت رابطه‌ی (۱) محاسبه کرد.

$$L_W = k \cdot \frac{F_s}{2^{N_{Dec}}} \quad (1)$$

مقدار k به صورت تجربی و با انجام آزمایش روی تعدادی سیگنال PCG تعیین شده و از این مقدار برای سایر سیگنال‌های

^۱ Moving Energy

فشرده‌سازی در این حالت بیش‌تر از سایر حالت‌ها باشد اما در عمل میزان موفقیت این روش به میزان جامعیت و کامل بودن کتاب‌خانه‌ی عمومی بستگی داشته و نمی‌توان گفت همیشه و برای تمام انواع حالت‌های ممکن از سیگنال‌های PCG این جامعیت برقرار است.

یکی از مهم‌ترین مراحل الگوریتم انطباق الگو، نحوه‌ی مقایسه‌ی دو سیگنال (قطعه‌ی صوتی ورودی و الگوی کتاب‌خانه) با هم بوده تا پس از آن بتوان تعیین کرد که آیا سیگنال ورودی شبیه به یکی از الگوهای کتاب‌خانه بوده یا خود، الگوی جدیدی است که باید به کتاب‌خانه اضافه شود. با توجه به این که سیگنال و الگو ممکن است شبیه به هم بوده اما مقیاس دامنه‌ای یا زمانی متفاوتی داشته باشند، در روش پیشنهادی این مقاله، ابتدا سیگنال ورودی نسبت به مقدار موثر (rms) خود نرمالیزه شده و سپس به روش تابع همبستگی، با تک‌تک الگوهای کتاب‌خانه مقایسه شده است. در این مقایسه ابتدا هر الگو به کمک درون‌یابی به روش Lanczos [۱۹] با سیگنال ورودی هم‌طول شده و سپس از تابع همبستگی متقابل از نوع تخمین بایاس نشده [۲۳] میزان شباهت دو سیگنال (به ازای جابه‌جایی‌های زمانی مختلف) محاسبه شده و بیش‌ترین مقدار شباهت، مقدار جابه‌جایی زمانی متناظر آن (t_{sh}) و مقدار PRD مربوطه ثبت شده است. پس از مقایسه‌ی سیگنال ورودی با تک‌تک الگوها، کم‌ترین مقدار PRD ثبت شده (PRD_{min}) با آستانه‌ی از پیش مشخص T_{lib} مقایسه شده و مطابق رابطه‌ی زیر تعیین شده که آیا سیگنال ورودی شبیه به یکی از الگوهای موجود بوده یا این که خود الگوی جدیدی است و باید به کتاب‌خانه افزوده شود.

$$\begin{cases} \text{New Prototype} & PRD_{min} \geq T_{lib} \\ \text{Similar to Prototypes} & PRD_{min} < T_{lib} \end{cases} \quad (۳)$$

اگر سیگنال ورودی شبیه به یکی از الگوهای کتاب‌خانه باشد، اطلاعات لازم شامل مقدار مقیاس استفاده شده در نرمالیزه کردن، مقدار جابه‌جایی زمانی (t_{sh})، اندیس الگوی مزبور و سیگنال باقی‌مانده‌ی متناظر (حاصل تفاضل الگوی هم‌طول شده از سیگنال نرمالیزه و جابه‌جا شده) ذخیره شده و در غیر این صورت سیگنال در حالت نرمالیزه شده به کتاب‌خانه افزوده شده و اندیس جدیدی به آن اختصاص داده شده است. نتیجه‌ی این تصمیم‌گیری در قالب یک دنباله‌ی نشان‌گر ذخیره شده که شامل تعدادی بیت بوده که تعداد این بیت‌ها برابر با تعداد قطعات صوتی (هر بیت متناظر با یک قطعه‌ی صوتی) بوده و مقدار صفر در آن، بیان‌گر الگوی جدید بودن قطعه‌ی صوتی مربوطه و مقدار ۱ بیان‌گر شبیه بودن این قطعه به یکی از الگوهای قبلی کتاب‌خانه است. در پایان الگوریتم انطباق الگو،

سیگنال‌های باقی‌مانده تشکیل شود. در مرحله‌ی پنجم از مسیر فشرده‌سازی، خروجی‌های مرحله‌ی چهارم به همراه اطلاعات مورد نیاز برای کار بازسازی، به نحو مناسب (که در ادامه‌ی مقاله بیان خواهد شد) فشرده‌سازی و کدگذاری شده است.

مسیر بازسازی سراسر و نسبتاً ساده است به طوری که باید برعکس مراحل که در مسیر فشرده‌سازی معرفی شده، انجام شود. ابتدا از دنباله‌ی بیتی ورودی، اقدام به بازسازی کتاب‌خانه، مجموعه‌ی سیگنال‌های باقی‌مانده و دنباله‌های عددی لازم (مانند دنباله‌ی نشان‌گر (بعدها توضیح داده خواهد شد)، دنباله‌ی اندیس، دنباله‌ی مقیاس‌ها، دنباله‌ی جابه‌جایی‌های زمانی، دنباله‌ی طول قطعات صوتی و دو دنباله‌ی تعداد سطوح تجزیه) شده است. سپس به کمک دنباله‌ی اندیس‌ها، قطعات صوتی نمونه‌گاهی شده تشکیل شده و در انتها این قطعات صوتی به کمک دنباله‌ی مربوط به تعداد سطوح تجزیه در دومین مرحله‌ی نمونه‌گاهی، نمونه‌افزایی شده و با کنار هم قرار دادن آن‌ها، سیگنال PCG نمونه‌گاهی شده به دست آمده که این سیگنال نیز به کمک دنباله‌ی مربوط به تعداد سطوح تجزیه در اولین مرحله‌ی نمونه‌گاهی، نمونه‌افزایی شده و سیگنال PCG نهایی بازسازی شده است. در هر یک از این فرایندهای نمونه‌افزایی، زیرباندهای جزئیات دارای مقادیر صفر در نظر گرفته شده است.

۲-۱- مرحله‌ی انطباق الگو

از نظر نوع مدیریت کتاب‌خانه، تکنیک انطباق الگو را می‌توان به سه روش تمام‌پویا، تمام‌ایستا و ترکیبی به کار گرفت. در حالت تمام‌پویا، کتاب‌خانه از قبل خالی بوده و به مرور با پردازش قطعات صوتی، کتاب‌خانه کامل‌تر می‌شود. در این روش باید کل کتاب‌خانه برای واحد بازسازی ارسال شود تا این واحد بتواند سیگنال نهایی را با موفقیت بازسازی کند. در حالت تمام‌ایستا، از قبل و در طی یک فرایند آموزش، کتاب‌خانه‌ای شامل (ترجیحاً) تمام حالت‌های مهم ممکن از قطعات صوتی تشکیل شده و به صورت عمومی در دسترس همگان قرار می‌گیرد. هر واحد فشرده‌ساز قطعات صوتی مربوط به کار خود را با توجه به این کتاب‌خانه‌ی عمومی (مشترک) پردازش کرده و دنباله‌های مربوطه (مانند دنباله‌ی اندیس‌های الگوهای نمونه) و سیگنال‌های باقی‌مانده را تولید می‌کند. اکنون تنها کافی است همین دنباله‌ها به همراه مجموعه‌ی سیگنال‌های باقی‌مانده، کدگذاری شده و برای واحد بازسازی ارسال شوند. در این روش دیگر لازم نیست کتاب‌خانه‌ی جداگانه‌ای تشکیل، کدگذاری و برای گیرنده ارسال شود بنابراین به نظر می‌رسد که میزان



به کمک درون‌یابی Lanczos [۱۹] به اولین عدد توان صحیحی از ۲ که بزرگ‌تر از طول تمام الگوها باشد، افزایش داده شده است. سپس از تصویر، تبدیل موجک گرفته شده و ماتریس ضرایب تبدیل به کمک کدگذار STW به دنباله‌ای از بیت‌ها تبدیل شده است.

۲-۲-۲- روش مبتنی بر کدگذاری حسابی

در این جا نیازی به تغییر و تنظیم ابعاد تصویر ورودی نیست. ابتدا از روی تصویر ورودی، یک تصویر تفاضل ساخته شده که ستون اول آن حاصل تفاضل ستون‌های اول و دوم از تصویر ورودی است. ستون دوم در تصویر تفاضل، برابر حاصل تفاضل ستون‌های دوم و سوم از تصویر ورودی بوده و این روند تا آخر ادامه یافته است. اکنون ستون‌های تصویر تفاضل مانند یک دنباله در امتداد هم قرار گرفته و این دنباله به کمک کدگذاری حسابی فشرده شده و به دنباله‌ی بیتی تبدیل شده است. ستون اول تصویر ورودی به روشی مشابه با کدگذاری دنباله‌ی اندیس (مبتنی بر تفاضل‌گیری و کدگذاری حسابی) کدگذاری شده است. ابعاد این تصویر نیز باید ذخیره و ارسال شود. این که از کدام روش برای فشرده‌سازی تصویر باقی‌مانده استفاده شود به آستانه‌ی مورد استفاده در مرحله‌ی انطباق الگو بستگی دارد (Tlib). برای مقادیر کوچک این آستانه، از روش کدگذاری حسابی و برای مقادیر بزرگ از روش تبدیل موجک و کدگذار STW استفاده می‌شود. برای توضیح بیشتر به دو مطلب زیر توجه شود.

در حالت کلی می‌توان گفت کارایی کدگذاری حسابی با کاهش تنوع نمادها افزایش می‌یابد. به بیان دیگر هر قدر تنوع نمادهای موجود در یک دنباله کم‌تر شود نمودار فراوانی نمادها تیزتر و آنتروپی دنباله‌ی مزبور کم‌تر می‌شود بنابراین کدگذاری حسابی امکان فشرده‌سازی بیش‌تری دارد. از جنبه‌ی دیگر نیز برای آنتروپی دنباله‌ای متشکل از تکرارهای n نماد مختلف S_1 تا S_n با احتمال وقوع به ترتیب p_1 تا p_n رابطه‌ی زیر برقرار است [۲۴].

$$0 \leq H(p_1, p_2, \dots, p_n) \leq \log_2(n) \quad (۴)$$

ملاحظه می‌شود که با کاهش تنوع نمادها مقدار آنتروپی دنباله‌ی ساخته شده از روی تکرار این نمادها نیز کاهش یافته و بنابراین کدگذاری حسابی امکان فشرده‌سازی بیش‌تری پیدا می‌کند زیرا برای این کدگذار رابطه‌ی زیر برقرار است [۲۴].

$$\bar{L} \geq H(p_1, p_2, \dots, p_n) \quad (۵)$$

در این رابطه \bar{L} طول متوسط کلمه‌ی رمز تولید شده توسط کدگذار حسابی برای هر نماد موجود در دنباله‌ی مزبور است.

علاوه بر دنباله‌های نشان‌گر و مقیاس، برای هر قطعه‌ی صوتی یکی از دو مجموعه‌ی خروجی زیر تولید شده است.

۱- اندیس الگوی کتاب‌خانه، مقدار جابه‌جایی زمانی و سیگنال باقی‌مانده (در حالتی که سیگنال شبیه یکی از الگوهای کتاب‌خانه است)

۲- اندیس الگوی جدید (در حالتی که سیگنال خود یک الگوی جدید بوده و باید به کتاب‌خانه افزوده شود)

دنباله‌ی اندیس‌ها و جابه‌جایی زمانی هر کدام مشابه با روشی که اخیراً گفته شد (به کمک تفاضل‌گیری و کدگذاری حسابی)، فشرده و کدگذاری شده و دنباله‌ی نشان‌گر به سادگی توسط کدگذاری حسابی، کدگذاری شده است. دنباله‌ی مقیاس نیز به قالب ماتریس و نما در آمده و هر کدام مشابه با آن چه بیان شد (تفاضل‌گیری و کدگذاری حسابی)، کدگذاری شده است.

۲-۲- مرحله‌ی کدگذاری

در این مرحله، دنباله‌های عددی (مانند دنباله‌ی نشان‌گر، دنباله‌ی جابه‌جایی زمانی، دنباله‌ی مقیاس، دنباله‌ی اندیس الگوهای نمونه و دنباله‌های تعداد سطوح تجزیه‌ی حاصل از نمونه‌کاهی دومرحله‌ای) به طریقی که قبلاً بیان شد، به کمک کدگذاری حسابی کدگذاری و ذخیره/ارسال شده است. برای فشرده‌سازی و کدگذاری الگوهای کتاب‌خانه‌ی اختصاصی (در صورت وجود) و سیگنال‌های باقی‌مانده، ابتدا هر کدام از این دو مجموعه به یک تصویر تبدیل شده که برای این کار، سیگنال‌های متوالی در سطرهای متوالی یک تصویر قرار داده شده است. به عبارت دیگر الگوهای نمونه‌ی متعلق به کتاب‌خانه به ترتیب شماره‌ی خود در سطرهای یک تصویر به نام تصویر کتاب‌خانه و سیگنال‌های باقی‌مانده به همان ترتیبی که تولید شده‌اند در سطرهای متوالی یک تصویر به نام تصویر باقی‌مانده قرار داده شده است (پیکسل‌های خالی مقدار صفر به خود گرفته است). برای کدگذاری تصویر کتاب‌خانه، از روش مبتنی بر تبدیل موجک و کدگذاری ضرایب این تبدیل به کمک کدگذار موجک درخت فضاگرا (STW) استفاده شده است. برای کدگذاری تصویر باقی‌مانده از یکی از دو روش کدگذاری حسابی و روش مبتنی بر تبدیل موجک و کدگذار STW استفاده شده است. جزئیات بیش‌تر این دو روش و این که در کدام شرایط از کدام روش استفاده شود، در ادامه توضیح داده شده است.

۲-۲-۱- روش مبتنی بر تبدیل موجک و کدگذار STW

با توجه به این که طول الگوها در حالت کلی متفاوت بوده و کدگذارهایی مانند STW الزام دارند که ابعاد تصویر توان صحیحی از ۲ باشد، ابتدا طول تمام سطرهای تصویر کتاب‌خانه

روابط (۷) و (۹) اهمیت مراحل نمونه‌کاهی را در افزایش میزان فشرده‌سازی نشان می‌دهند.

روش پیشنهادی در سه مرحله‌ی نمونه‌کاهی اول، نمونه‌کاهی دوم و فشرده‌سازی با روش مبتنی بر تبدیل موجک و کدگذار STW، موجب ایجاد اعوجاج شده که در هر سه مرحله مقدار اعوجاج را می‌توان کنترل کرد. در مرحله‌ی نمونه‌کاهی اول، با کمک تنظیم پارامتر آستانه‌ی Tds_1 ، در مرحله‌ی نمونه‌کاهی دوم، با کمک تنظیم پارامتر آستانه‌ی Tds_2 و در مرحله‌ی فشرده‌سازی با روش مبتنی بر تبدیل موجک و کدگذار STW با کمک تنظیم بودجه‌ی بیتی مورد نیاز برای فشرده‌سازی تصویر و رسیدن به مقدار PSNR مطلوب (در این‌جا حداقل ۵۰ دسی‌بل) می‌توان مقدار اعوجاج را با دقت زیادی کنترل کرد. در فشرده‌سازی تصویر کتاب‌خانه باید کیفیت تصویر فشرده شده کاملاً مطلوب باشد زیرا این تصویر شامل الگوهای کتاب‌خانه بوده و هر تغییری در آن می‌تواند موجب بروز تغییرات زیادی در سیگنال بازسازی شده‌ی نهایی شود. در کار این مقاله، با توجه به نتایج آزمایش‌ها، از میزان ۵۰ دسی‌بل برای فشرده‌سازی این تصویر استفاده شده است.

۳- یافته‌ها و بحث

۳-۱- پارامترهای روش پیشنهادی

پارامترهای روش پیشنهادی به همراه مقادیر انتخابی برای آن‌ها در جدول (۲) ارائه شده است.

۳-۲- معیارهای مورد استفاده در ارزیابی

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

$$CR = \frac{S_f}{S_c} \quad (10)$$

در این رابطه S_f حجم حافظه یا تعداد بیت‌های لازم برای ذخیره‌سازی سیگنال PCG اصلی و S_c حجم حافظه‌ی لازم برای ذخیره‌سازی سیگنال PCG فشرده شده است. مقدار S_f برابر حاصل ضرب تعداد نمونه‌های سیگنال PCG اصلی در دقت بیتی (در این‌جا ۸ بیت) است. مقدار S_c نیز برابر جمع تعداد بیت‌های خروجی کدگذارهای مختلف مانند کدگذار STW (برای تصویر کتاب‌خانه و احتمالاً تصویر باقی‌مانده)، تعداد بیت‌های خروجی

۲- هر قدر مقدار آستانه‌ی Tlib کم‌تر شود، تعداد الگوهای کتاب‌خانه و میزان شباهت آن‌ها به هم بیش‌تر می‌شود. هم‌چنین تعداد سیگنال‌های باقی‌مانده کم‌تر بوده، شباهت آن‌ها به هم بیش‌تر است و از این رو تنوع نمادهای تولید شده در مرحله‌ی تفاضل‌گیری کم‌تر شده و بنابراین کارایی کدگذاری حسابی بیش‌تر می‌شود. بنابراین در این حالت بهتر است تصویر باقی‌مانده به کمک روش پیشنهادی مبتنی بر کدگذاری حسابی فشرده‌سازی شود. در مقابل، هر قدر مقدار آستانه‌ی Tlib بیش‌تر شود، تعداد الگوهای کتاب‌خانه کم‌تر و میزان عدم شباهت آن‌ها بیش‌تر می‌شود. هم‌چنین تعداد سیگنال‌های باقی‌مانده بیش‌تر، عدم شباهت بین آن‌ها بیش‌تر و بنابراین تنوع نمادها بیش‌تر شده و کارایی کدگذاری حسابی بیش‌تر افت می‌کند بنابراین بهتر است تصویر باقی‌مانده به کمک روش مبتنی بر تبدیل موجک فشرده‌سازی شود. نکته‌ی اصلی در این‌جا این است که هر زمان میزان شباهت بیش‌تر و پراکندگی مقادیر کم‌تر باشد، استفاده از کدگذاری حسابی و هر زمان شباهت کم‌تر و پراکندگی و تنوع مقادیر بیش‌تر باشد، استفاده از روش مبتنی بر تبدیل موجک ارجحیت بیش‌تری دارد. در واقع پراکندگی زیاد حالتی از سیگنال‌های نایب‌نایب بوده و تبدیل موجک در تحلیل رفتار و استخراج ویژگی از سیگنال‌های نایب‌نایب کارآمد است. تصویر کتاب‌خانه شامل سیگنال‌های نماینده بوده که کم و بیش اختلافاتی با هم دارند بنابراین تبدیل موجک همواره روش مناسبی برای فشرده‌سازی آن‌ها است. روش پیشنهادی در سه مرحله‌ی نمونه‌کاهی اول، نمونه‌کاهی دوم و کدگذاری دنباله‌ها و تصاویر موجب افزایش میزان فشرده‌سازی می‌شود. اگر میزان فشرده‌سازی هر یک از این مراحل به ترتیب CR_1 ($i=1,2,3$) نامیده شود، میزان فشرده‌سازی کل (CR) به صورت زیر قابل تعریف است.

$$CR = CR_1 \times CR_2 \times CR_3 \quad (6)$$

اگر در اولین نمونه‌کاهی، کل سیگنال PCG به تعداد N سطح تجزیه شود، میزان فشرده‌سازی CR_1 به صورت زیر است.

$$CR_1 \cong 2^N \quad (7)$$

اگر طول سیگنال PCG حاصل از نمونه‌کاهی اول L بوده و فرض شود که در دومین نمونه‌کاهی، هر قطعه‌ی صوتی i -ام به طول L_i به تعداد N_i سطح تجزیه شده باشد، رابطه‌ی زیر برقرار است.

$$L \cong \sum L_i 2^{N_i} \quad (8)$$

$$CR_2 \cong \frac{\sum L_i 2^{N_i}}{\sum L_i} \quad (9)$$

^۱ Compression Ratio



۳-۳- پایگاه‌های داده‌ی مورد استفاده

در ارزیابی روش پیشنهادی از چند پایگاه داده با فرکانس نمونه‌برداری ۴۴۱۰۰ هرتز مطابق با جدول (۳) استفاده شده است. چند نمونه از سیگنال‌های متعلق به این پایگاه‌های داده در شکل (۲) نشان داده شده است. لازم به ذکر است که تنوع سیگنال در هر پایگاه داده کم و بیش زیاد بوده و در این شکل تنها یک نمونه سیگنال از هر کدام نمایش داده شده است.

کدگذار حسابی (مربوط به کدگذاری دنباله‌های مختلف و احتمالاً تصویر باقی‌مانده) است. معیار PRD به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$PRD = 100 \times \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (S_o(i) - S_c(i))^2}{\sum_{i=1}^N S_o(i)^2}} \quad (11)$$

در این رابطه S_o سیگنال PCG اولیه، S_c سیگنال PCG بازسازی شده و N طول سیگنال است.

جدول (۲) - پارامترهای روش پیشنهادی به همراه مقدار انتخاب شده برای آن‌ها

پارامتر	مقدار	توضیح
Tds ₁	بسته به نظر کاربر	پارامتر کنترل کیفیت سیگنال بازسازی شده. هر قدر بزرگ‌تر انتخاب شود تعداد سطوح تجزیه، نسبت نمونه‌کاهی، میزان فشرده‌سازی و مقدار PRD افزایش می‌یابد. بنابراین انتخاب این پارامتر به مقدار نهایی PRD مورد نظر کاربر بستگی دارد. مقدار این پارامتر به کمک چند سیگنال PCG و به صورت سعی و خطا تعیین شده است
Tds ₂	بسته به نظر کاربر	پارامتر کنترل کیفیت سیگنال بازسازی شده. هر قدر بزرگ‌تر انتخاب شود تعداد سطوح تجزیه، نسبت نمونه‌کاهی، میزان فشرده‌سازی، و مقدار PRD افزایش می‌یابد. بنابراین انتخاب این پارامتر به مقدار نهایی PRD مورد نظر کاربر بستگی دارد. مقدار این پارامتر به کمک چند سیگنال PCG و به صورت سعی و خطا تعیین شده است
Tlib	بسته به نظر کاربر	پارامتر کنترل کتاب‌خانه. هر قدر بزرگ‌تر انتخاب شود تعداد الگوهای کتاب‌خانه کم‌تر، تعداد سیگنال‌های باقی‌مانده بیش‌تر، ابعاد تصویر کتاب‌خانه کوچک‌تر و ابعاد تصویر باقی‌مانده بزرگ‌تر می‌شود. مقدار این پارامتر به کمک چند سیگنال PCG و به صورت سعی و خطا تعیین شده است
k در رابطه‌ی (۱)	۰/۰۱	پارامتر کنترل شعاع پنجره در محاسبه‌ی انرژی متوسط لغزان. مقدار این پارامتر باید از حدی بزرگ‌تر باشد تا رفتار نویزگونه‌ی انرژی بر طرف شود. هم‌چنین این مقدار باید از حدی کم‌تر باشد تا رفتار منحنی انرژی بیش از حد هموار نشود. مقدار این پارامتر به کمک چند سیگنال PCG و به صورت سعی و خطا تعیین شده است
۱ در بخش ۲	۰/۱ تا ۰/۵ با گام ۰/۱	پارامتر کنترل حداقل فاصله بین قله‌های مجاور (D). چندین مقدار (در بازه‌ای مناسب) به این پارامتر داده شده تا از بین آن‌ها بتوان مجموعه‌ی مناسبی از قله‌ها را شناسایی کرد. از بین این مقادیر، مقداری برای پارامتر ۱ انتخاب می‌شود که کم‌ترین انحراف معیار را برای اختلاف فاصله‌ی قله‌ها از هم ایجاد کند. مقدار این پارامتر به کمک چند سیگنال PCG و به صورت سعی و خطا تعیین شده است
موجک مادر مراحل نمونه‌کاهی	موجک Sym5	این دو تابع موجک مادر پس از آزمایش هم‌زمان ترکیبات مختلف تعداد محدودی موجک طوری انتخاب شده‌اند که بیش‌ترین کارایی فشرده‌سازی حاصل شود. مقدار این پارامتر به کمک ارزیابی چندین موجک مادر مختلف و به صورت سعی و خطا تعیین شده است
موجک مادر در کدگذاری STW	موجک Bior 2.2	

جدول (۳) - پایگاه‌های داده‌ی مورد استفاده در ارزیابی روش پیشنهادی

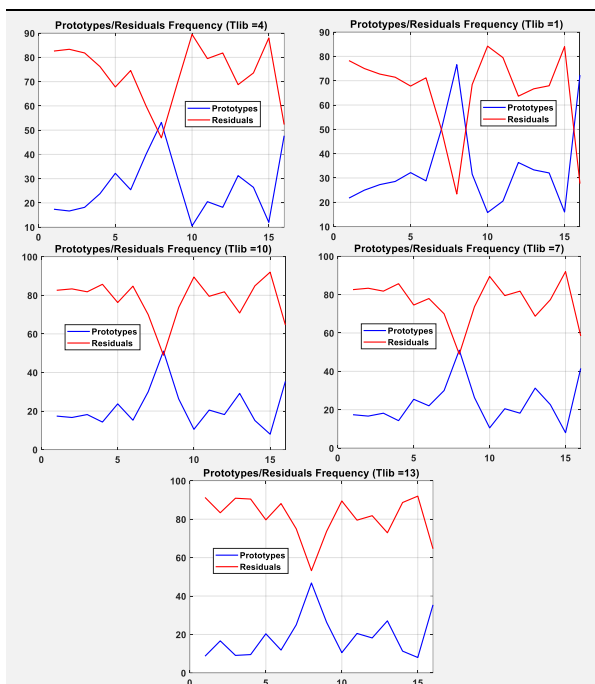
پایگاه داده	فرکانس نمونه‌برداری	توضیح
دانشگاه میشیگان [۲۰]	۴۴۱۰۰ هرتز	شامل ۲۳ سیگنال مربوط به انواع آسیب‌های قلبی اما با کیفیت مناسب و عاری از نویز شدید
پاسکال [۲۱]	۴۴۱۰۰ هرتز	شامل دو مجموعه‌ی داده‌ی A و B که برای اهداف قطعه‌بندی و طبقه‌بندی ارائه شده‌اند. این دو مجموعه‌ی داده شامل به ترتیب ۱۷۶ و ۶۵۶ سیگنال قلب‌شنوایی بوده و شامل انواع حالت‌های قلب اعم از نرمال، سوفل و سیستول اضافه است. مجموعه‌ی B شامل صداهای اضافه و آسیب‌های دیگری نیز بوده که آن را چالشی‌تر کرده است. در این مقاله از دو دسته‌ی نرمال و سوفل متعلق به مجموعه‌ی A استفاده شده است
دانشگاه واشنگتن [۲۲]	۴۴۱۰۰ هرتز	شامل ۱۶ سیگنال صوتی قلب با کیفیت مناسب و شامل حالت‌های متنوع

فراوانی و میزان پراکندگی الگوهای کتاب‌خانه تاثیرگذار است. هر قدر مقدار این آستانه بزرگ‌تر شود تعداد الگوهای کتاب‌خانه کم‌تر و میزان عدم شباهت آن‌ها نسبت به هم بیش‌تر می‌شود

۳-۴- تحلیل عمل‌کرد روش پیشنهادی

روش پیشنهادی دارای سه پارامتر مهم و تاثیرگذار بر کارایی فشرده‌سازی شامل Tds₁، Tds₂، و Tlib است. پارامتر Tlib روی

سیگنال‌های قبل خود (به طور خاص، الگوهای که شناسایی و به کتاب‌خانه اضافه شده‌اند) تاثیر گرفته‌اند.

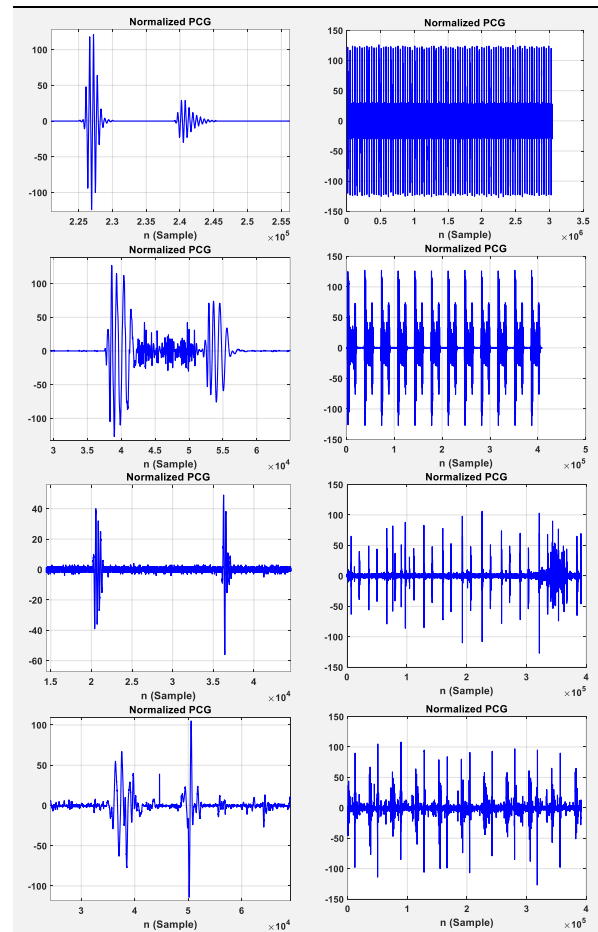


شکل (۳) - درصد فراوانی الگوهای کتاب‌خانه و سیگنال‌های باقی‌مانده در بین قطعات صوتی استخراج شده از هر یک از ۱۶ سیگنال PCG متعلق به پایگاه داده‌ی دانشگاه واشنگتن و به ازای چند مقدار مختلف از آستانه‌ی Tlib

پارامترهای Tds_1 و Tds_2 تعداد سطوح کلی و جزئی سیگنال‌ها را تعیین کرده که خود عامل مهمی در تعیین میزان فشرده‌سازی (پارامترهای CR_1 و CR_2 در رابطه‌ی ۶) و البته کیفیت بازسازی سیگنال نهایی است. آستانه‌ی Tds_1 تعداد سطوح کلی برای تجزیه‌ی یک سیگنال مورد نظر را تعیین می‌کند. پس از آن که این سیگنال به تعدادی قطعه‌ی صوتی قطعه‌بندی شد، تعداد دقیق سطوح تجزیه‌ی هر قطعه‌ی صوتی توسط پارامتر Tds_2 تعیین می‌شود. پارامتر Tlib هیچ تاثیری در تعیین تعداد سطوح تجزیه ندارد.

یک نمونه از منحنی تعداد سطوح کلی و جزئی تجزیه در شکل (۴) مربوط به پایگاه داده‌ی دانشگاه واشنگتن نشان داده شده است. شکل (۴-الف) تعداد سطوح کلی تجزیه (مرحله‌ی اول نمونه‌کاهی) را برای هر یک از ۱۶ سیگنال متعلق به این پایگاه داده و شکل (۴-ب) تعداد سطوح جزئی تجزیه (مرحله‌ی دوم نمونه‌کاهی) را برای قطعات صوتی استخراج شده از تمام سیگنال‌های این پایگاه داده نشان می‌دهد. بنابراین ۱۶ سیگنال متعلق به این پایگاه داده در مجموع به بیش از ۵۰۰ قطعه‌ی صوتی قطعه‌بندی شده است. شکل (۴-ج) نیز تعداد نهایی

(و برعکس). از طرفی هر چقدر تعداد (یا درصد فراوانی) الگوهای کتاب‌خانه کم‌تر شود، تعداد سیگنال‌های باقی‌مانده، انرژی آن‌ها و میزان عدم شباهت آن‌ها نیز بیش‌تر شده که روی کارایی فشرده‌سازی و انتخاب نوع روش فشرده‌سازی تاثیر گذار است.



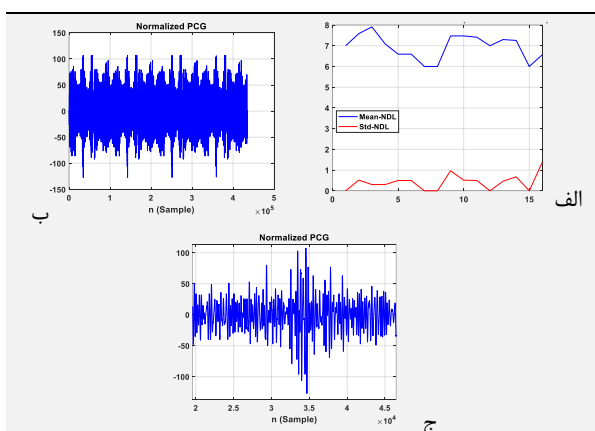
شکل (۴) - یک نمونه از سیگنال PCG از هر پایگاه داده‌ی مورد استفاده در این مقاله (راست)، به همراه یک بخش بزرگ‌نمایی شده از آن (چپ)، از بالا به پایین، ردیف اول: پایگاه دانشگاه میشیگان، ردیف دوم: پایگاه دانشگاه واشنگتن، ردیف سوم: پایگاه داده‌ی پاسکال (نرمال)، ردیف چهارم: پایگاه داده‌ی پاسکال (سوفل)

منحنی‌های درصد فراوانی الگوهای کتاب‌خانه و سیگنال‌های باقی‌مانده در بین قطعات صوتی استخراج شده از هر یک از ۱۶ سیگنال PCG متعلق به پایگاه داده‌ی دانشگاه واشنگتن و به ازای چند مقدار مختلف از آستانه‌ی Tlib در شکل (۳) نشان داده شده است. طبق این منحنی‌ها هر چقدر مقدار آستانه‌ی Tlib بیش‌تر شود، فاصله‌ی دو منحنی فراوانی نیز از هم بیش‌تر می‌شود (مقادیر فراوانی سیگنال‌های باقی‌مانده بیش‌تر و فراوانی الگوهای کتاب‌خانه کم‌تر می‌شود). سیگنال‌ها به ترتیب شماره‌ی خود پردازش شده و از نتایج به دست آمده برای

آسیب‌های خاص قلبی باشد. شکل (۴-د) سیگنال شماره‌ی ۱۶ و شکل (۴-ه) یک دوره از این سیگنال را نشان می‌دهد. وجود رفتارهای ناگهانی در این سیگنال کاملاً مشهود است.

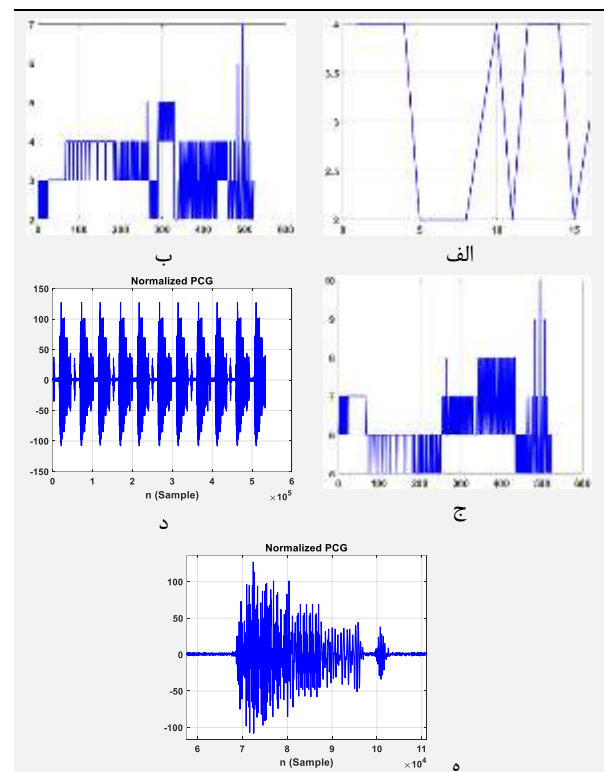
از روی میانگین و انحراف معیار تعداد سطوح تجزیه‌ی قطعات صوتی هر سیگنال PCG می‌توان میزان کیفیت و یک‌نواختی رفتار در آن سیگنال را تخمین زد. سیگنال PCG مربوط به قلب طبیعی و سالم معمولاً رفتارهای فرکانس بالا از خود نشان نداده و از نظم و ثبات بالایی برخوردار است بنابراین انتظار می‌رود انحراف معیار و میانگین تعداد سطوح تجزیه برای چنین سیگنالی به ترتیب کم و زیاد باشد. هر چقدر مولفه‌های فرکانس بالا و با رفتار دائمی مانند سופل در سیگنالی بیش‌تر حضور داشته باشد، میانگین تعداد سطوح تجزیه کم‌تر می‌شود. هر چقدر مولفه‌های فرکانس بالا و موقتی مانند تغییرات ناگهانی کوتاه‌مدت در سیگنالی بیش‌تر حضور داشته باشد، انحراف معیار تعداد سطوح تجزیه بیش‌تر می‌شود.

منحنی‌های میانگین و انحراف معیار تعداد سطوح تجزیه در حالت $Tds_1=1$ و $Tds_2=3$ برای ۱۶ سیگنال PCG متعلق به پایگاه داده‌ی دانشگاه واشنگتن در شکل (۵) نشان داده شده است. مطابق شکل (۵-الف) دو سیگنال شماره‌ی ۸ و ۱۶ هر دو میانگین پایینی دارند بنابراین رفتارهای فرکانس بالا در هر دو وجود دارد اما انحراف معیار برای سیگنال شماره‌ی ۱۶ بزرگ و برای سیگنال شماره‌ی ۸ کوچک است. این مطلب نشان می‌دهد که دوام رفتارهای فرکانس بالا در سیگنال شماره‌ی ۸ بیش‌تر از سیگنال شماره‌ی ۱۶ است. برای درک بهتر، سیگنال شماره‌ی ۸ به همراه یک دوره از آن به ترتیب در شکل‌های (۵-ب) و (۵-ج) نشان داده شده است. این دو شکل باید به ترتیب با شکل‌های (۴-د) و (۴-ه) مقایسه شوند.



شکل (۵) - الف) منحنی‌های میانگین و انحراف معیار تعداد سطوح تجزیه (در حالت $Tds_1=1$ و $Tds_2=3$) برای ۱۶ سیگنال PCG متعلق به پایگاه داده‌ی دانشگاه واشنگتن، ب) سیگنال شماره‌ی ۸، ج) یک دوره از سیگنال شماره‌ی ۸

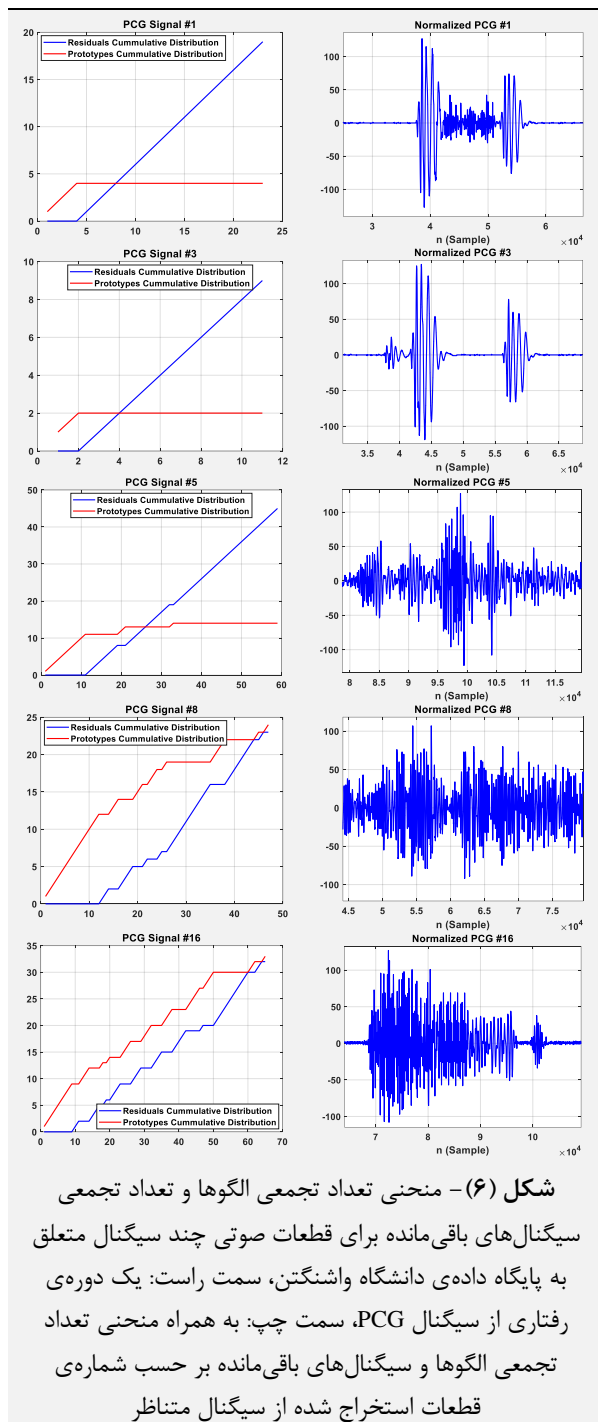
سطوح تجزیه (مجموع اثر دو منحنی مربوط به شکل‌های ۴-الف و ۴-ب) را برای تمام قطعات صوتی نمایش می‌دهد. این منحنی‌ها به ازای $Tds_1=1$ و $Tds_2=3$ به دست آمده است. منحنی شکل (۴-ج) نشان دهنده‌ی تاثیر قابل توجه دو مرحله‌ی نمونه‌کاهی در میزان فشرده‌سازی است.



شکل (۴) - یک نمونه از منحنی تعداد سطوح کلی و جزئی تجزیه مربوط به ۱۶ سیگنال متعلق به پایگاه داده‌ی دانشگاه واشنگتن، الف) منحنی تعداد سطوح کلی تجزیه (مرحله‌ی اول نمونه‌کاهی) بر حسب شماره‌ی ۱۶ سیگنال، ب) تعداد سطوح جزئی تجزیه (مرحله‌ی دوم نمونه‌کاهی) بر حسب شماره‌ی تمام قطعات صوتی استخراج شده از ۱۶ سیگنال، ج) تعداد نهایی سطوح تجزیه (مجموع اثر دو منحنی الف و ب) برای تمام قطعات صوتی، د) سیگنال شماره‌ی ۱۶، ه) یک دوره از سیگنال شماره‌ی ۱۶ که نشان دهنده‌ی وجود رفتارهای ناگهانی در این سیگنال است

در منحنی شکل‌های (۴-ب) یا (۴-ج) به راحتی ملاحظه می‌شود که میزان پراکندگی تعداد سطوح تجزیه در قطعات صوتی آخرین سیگنال (سیگنال شماره‌ی ۱۶) متعلق به پایگاه داده‌ی واشنگتن زیاد است. این پدیده به معنای وجود رفتارهای فرکانس بالای موقتی در سیگنال است. در حقیقت آن قطعات صوتی که شامل این رفتارها بوده‌اند، تعداد سطوح تجزیه‌ی کم‌تری نسبت به قطعات صوتی فاقد این رفتارهای لحظه‌ای دارند. بنابراین میزان پراکندگی و البته میانگین تعداد سطوح تجزیه‌ی قطعات صوتی می‌تواند نشان‌گری برای وجود علایم و

روش مبتنی بر تبدیل موجک استفاده می‌شود. برای مقادیر Tlib کوچک‌تر از ۷، به منظور کم‌تر شدن مقدار PRD نهایی از ۵٪ (مقدار توصیه شده در برخی مراجع جهت حفظ اطلاعات کلینیکی سیگنال PCG) بهترین مقدار برای آستانه‌های Tds₁ و Tds₂ به ترتیب ۱ و ۳ است.



مقدار Tds₁ باید به حد کافی کوچک انتخاب شود زیرا آستانه‌ای است که مربوط به کل سیگنال PCG بوده و اطلاعات مفید محلی را دست‌خوش تغییرات و حذف شدن می‌کند اما آستانه‌ی Tds₂ تنها با قطعات صوتی کار کرده و کنترل دقیق‌تری روی

یک شاخص دیگر برای تشخیص رفتار سیگنال PCG و حتی نحوه‌ی عمل کرد قلب، استفاده از تعداد تجمعی الگوها و تعداد تجمعی سیگنال‌های باقی‌مانده در آن سیگنال است. نمودار این منحنی برای چند سیگنال متعلق به پایگاه داده‌ی دانشگاه واشنگتن در شکل (۶) نشان داده شده است. در هر سطر از این شکل، یک دوره‌ی رفتاری از سیگنال PCG (در سمت راست) به همراه منحنی تعداد تجمعی الگوها و سیگنال‌های باقی‌مانده (به صورت هم‌زمان در سمت چپ) برای کل سیگنال مربوطه نشان داده شده است. در حالت کلی، رفتار منحنی تعداد تجمعی الگوها به این صورت است که در ابتدا معمولاً رفتار صعودی و از جایی به بعد رفتار ثابت به خود می‌گیرد. در قسمت رفتار صعودی، الگوهای جدید در حال شناسایی و اضافه شدن به کتابخانه هستند. در قسمت رفتار ثابت از الگوهای شناسایی شده‌ی قبلی برای تقریب قطعات صوتی ورودی استفاده شده و خطای این تقریب که همان سیگنال‌های باقی‌مانده هستند، ثبت و ذخیره می‌شود. با مقایسه‌ی سطر اول و دوم در شکل (۶) ملاحظه می‌شود که به دلیل ساده‌تر بودن رفتار دوره‌ی سیگنال شماره‌ی ۳ در مقایسه با سیگنال شماره‌ی ۱، منحنی تعداد تجمعی الگوها زودتر به ناحیه‌ی ثابت وارد شده است. در مورد سیگنال شماره‌ی ۵ (سطر سوم)، به دلیل پیچیده‌تر بودن رفتار دوره‌ی سیگنال، منحنی تعداد تجمعی الگوها هر از گاهی که به ناحیه‌ی رفتار ثابت وارد می‌شود، دوباره مقداری رفتار صعودی از خود نشان می‌دهد. این مساله در مورد سیگنال‌های ۸ و ۱۶ (دو سطر انتهایی شکل ۶) به مراتب شدیدتر بوده و منحنی تعداد تجمعی الگوها تقریباً همیشه در حالت رفتار صعودی قرار دارد.

منحنی تعداد تجمعی سیگنال‌های باقی‌مانده نیز عملاً مشابه با منحنی مربوط به الگوها، در هر لحظه دو رفتار صعودی و ثابت از خود نشان داده اما این رفتارها را به صورت مکمل‌وار نسبت به منحنی مربوط به الگوها از خود نشان می‌دهد یعنی هر جا منحنی الگوها رفتار صعودی دارد، منحنی سیگنال‌های باقی‌مانده از خود رفتار ثابت نشان می‌دهد (و برعکس).

۳-۵- کارایی فشرده‌سازی روش پیشنهادی

در روش پیشنهادی برای فشرده‌سازی تصویر کتابخانه، همیشه از تبدیل موجک و کدگذار STW استفاده می‌شود اما برای فشرده‌سازی و کدگذاری تصویر باقی‌مانده، انتخاب روش فشرده‌سازی به مقدار آستانه‌ی Tlib بستگی دارد. بنا بر آزمایش‌های انجام شده، برای مقادیر Tlib کم‌تر یا مساوی ۳ از روش مبتنی بر کدگذاری حسابی و برای مقادیر بالاتر از آن از

داده شد، روش پیشنهادی این مقاله به صورت برخط و در دو حالت کتاب‌خانه‌ای تمام‌پویا و ترکیبی مورد استفاده و ارزیابی قرار گرفته است. نتایج ارزیابی کارایی فشرده‌سازی روش پیشنهادی طبق معیارهای میزان فشرده‌سازی (CR) و PRD و مقایسه‌ی آن با چند روش موجود، در جدول (۴) ارائه شده است. هر سه پایگاه مورد استفاده در ارزیابی روش پیشنهادی، دارای فرکانس نمونه‌برداری ۴۴۱۰۰ هرتز هستند.

اطلاعات کلینیکی سیگنال PCG دارد. هم‌چنین طول سیگنال در مقدار PRD تاثیرگذار است و برای سیگنال‌های با طول بیش‌تر باید مقدار PRD محتاطانه‌تر انتخاب شود. بنابراین در مورد قطعات صوتی که طول به مراتب کم‌تری نسبت به کل سیگنال PCG دارند، می‌توان مقدار بزرگ‌تری برای PRD (آستانه‌ی Tds₂) انتخاب کرد. همان‌طور که قبلاً در مورد انواع کتاب‌خانه‌های مورد استفاده در الگوریتم انطباق الگو توضیح

جدول (۴) - ارزیابی روش فشرده‌سازی پیشنهادی و مقایسه‌ی آن با چند روش موجود

نتیجه				پایگاه داده	روش
ترکیبی		تمام‌پویا			
Tlib=۵	Tlib=۱	Tlib=۵	Tlib=۱		
PRD=۳/۷ CR=۴۱۲۵	PRD=۱/۱ CR=۳۷۷۲	PRD=۳/۷ CR=۲۸۱۰	PRD=۱/۱ CR=۲۵۶۲	دانشگاه واشنگتن	پیشنهادی (Tds ₂ =۳, Tds ₁ =۱)
PRD=۴/۱ CR=۳۹۶۲	PRD=۱/۳ CR=۳۶۶۰	PRD=۴/۱ CR=۲۶۵۰	PRD=۱/۳ CR=۲۴۹۵	دانشگاه میشیگان	پیشنهادی (Tds ₂ =۳, Tds ₁ =۱)
PRD=۴/۷ CR=۴۵۰	PRD=۲/۱ CR=۳۹۸	PRD=۴/۷ CR=۲۶۳	PRD=۲/۱ CR=۲۱۰	پاسکال (سوفل)	پیشنهادی (Tds ₂ =۳, Tds ₁ =۱)
PRD=۵/۱ CR=۳۹۲	PRD=۲/۴ CR=۳۱۵	PRD=۵/۱ CR=۱۹۳	PRD=۲/۴ CR=۱۵۸	پاسکال (نرمال)	پیشنهادی (Tds ₂ =۳, Tds ₁ =۱)
برای PRD ≤ ۰/۵ متوسط مقدار CR برابر ۱۵/۸۵ به دست آمد				دانشگاه میشیگان	[۷]
برای PRD ≈ ۰/۵ مقدار CR بین ۴۵ تا ۲۸۶ حاصل شده است				دانشگاه واشنگتن	[۳]
برای PRD ≈ ۰/۵: برای پایگاه دانشگاه Dundee شامل ۹ سیگنال، مقدار CR در بازه‌ی [۱۷-۱۵۰] و با متوسط ۷۱، برای پایگاه خودساخته شامل ۸ سیگنال، مقدار CR در بازه‌ی [۹-۳۵] و با متوسط ۱۷، برای هر دو پایگاه داده، Fs=۴۰۰۰ هرتز است				پایگاه داده‌ی خودساخته و داده دانشگاه Dundee	[۱۲]

۴- نتیجه‌گیری

در این مقاله یک روش فشرده‌سازی با ائتلاف مبتنی بر دو تکنیک نمونه‌کاهی دومرحله‌ای و انطباق الگو، برای سیگنال‌های PCG که با نرخ نمونه‌برداری نسبتاً بالا ضبط شده‌اند، پیشنهاد شده است به طوری که قادر به کنترل نسبی کیفیت سیگنال فشرده شده باشد. تکنیک پیشنهادی نمونه‌کاهی دومرحله‌ای علاوه بر افزایش میزان فشرده‌سازی، موجب کاهش حجم محاسبات می‌شود. تکنیک انطباق الگو قادر به کاهش تازید بین‌دوره‌ای و بنابراین افزایش میزان فشرده‌سازی بوده و کتاب‌خانه‌ای که تولید می‌شود را به سه روش مختلف تمام‌پویا، تمام‌ایستا و ترکیبی می‌توان مدیریت کرد. در این مقاله دو حالت تمام‌پویا و ترکیبی بررسی شده است.

روش پیشنهادی برای سیگنال‌های PCG با نرخ نمونه‌برداری کم‌تر نیز قابل استفاده است اگرچه میزان فشرده‌سازی حاصل کم‌تر خواهد بود. هر چقدر میزان نظم‌پذیری و یک‌نواختی سیگنال بیش‌تر و آسیب‌های مختلف مانند سوفل و رفتارهای

با توجه به این جدول ملاحظه می‌شود که کارایی فشرده‌سازی روش پیشنهادی در مورد پایگاه پاسکال، علی‌رغم این که فرکانس نمونه‌برداری بالایی دارد، بسیار کم‌تر از مقادیر مشابه در مورد دو پایگاه داده‌ی دیگر است. دلیل این امر، همان‌طور که از شکل (۲) نیز می‌توان حدس زد، مربوط به کیفیت پایین و وجود رفتارهای نویزگونه و فرکانس بالای لحظه‌ای شدید در سیگنال‌های موجود در این پایگاه داده است. دو دسته‌ی نرمال و سوفل از پایگاه داده‌ی پاسکال در ارزیابی جدول (۴) به صورت جداگانه گنجانده شده است تا تمایز بین سیگنال‌های این دو دسته نیز مشخص شود. سیگنال‌های موجود در دسته‌ی سوفل، در مقایسه با سیگنال‌های دسته‌ی نرمال، نظم و یک‌نواختی بیش‌تری در رفتار از خود نشان داده‌اند بنابراین کارایی الگوریتم انطباق الگو در مورد آن‌ها بیش‌تر شده است. این مطلب تا حدودی از شکل (۲) نیز قابل استنباط است. روش مرجع [۱۲] علی‌رغم این که روی دو پایگاه داده با فرکانس نمونه‌برداری ۴۰۰۰ هرتز پیاده‌سازی شده اما به دلیل این که بر مبنای انطباق الگوی برون‌خط بوده در جدول (۴) گنجانده شده است.

- [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 Phono-Cardio-Graphy (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 tediagnosis 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 Tediagnosis System Using Genetic Algorithms," In: Mira J., Álvarez J.R. (eds) Bio-inspired Modeling of Cognitive Tasks. IWINAC pp. 508-517 June 2007.
- [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.
- [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.

فرکانس بالای ناگهانی در آن کم‌تر باشد، کارایی فشرده‌سازی روش پیشنهادی نیز بیش‌تر می‌شود.

روش پیشنهادی روی سه پایگاه داده‌ی دانشگاه میشیگان، دانشگاه واشنگتن و پاسکال (دو دسته‌ی سوپل و نرمال) ارزیابی شده و کارایی فشرده‌سازی آن طبق معیارهای CR و PRD با سایر روش‌های موجود مقایسه شده است. نتایج مقایسه، نشان دهنده‌ی برتری قابل ملاحظه‌ی روش پیشنهادی در مقایسه با این روش‌ها است. در این ارزیابی، به ازای محدودیت $PRD \leq 5\%$ مقدار CR برای پایگاه دانشگاه میشیگان بین ۲۵۰۰ تا ۳۹۰۰ و برای پایگاه دانشگاه واشنگتن بین ۲۵۰۰ تا ۴۱۲۵ حاصل شده است. نتایج حاصل از اعمال روش پیشنهادی روی پایگاه داده‌ی پاسکال نشان داد که کارایی روش پیشنهادی تا حد زیادی به کیفیت و یک‌نواختی سیگنال‌های PCG ورودی بستگی دارد.

۵- مراجع

- [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, Aug. 2020.
- [2] A. Subasi, Practical Guide for Biomedical Signals Analysis Using Machine Learning Techniques: A MATLAB Based Approach, Academic Press, 2019.
- [3] Nabil Boukhenoufa, Khier Benmahammed and Redha Benzid, "Effective PCG Signals Compression Technique Using an Enhanced 1-D EZW," International Journal of Advanced Science and Technology, Vol. 48, pp. 89-102, November, 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 Communications (ADCOM 2007), pp. 164-169, Guwahati, India, 18-21 Dec. 2007.
- [5] Sunjung Kim and Dosik Hwang, "Murmur-adaptive compression technique for phonocardiogram signals," IEEE Electronics Letters, Vol. 52, No. 3, pp. 183-184, 4th February 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.

- [22] <http://depts.washington.edu/physdx/heart/demo.html>. Accessed 1 Apr 2021.
- [23] Stoica, Petre, and Randolph Moses. Spectral Analysis of Signals. Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall, 2005.
- [24] H.-G. Stark, Wavelets and Signal Processing: An Application-Based Introduction. Berlin Heidelberg: Springer, 2005.

- [20] http://www.med.umich.edu/lrc/psb_open/html/reqo/primer_heartsound/primer_heartsound.html. Accessed 1 Apr 2021.
- [21] P Bentley, et al, PASCAL Classifying heart sounds challenge (2011). <http://www.peterjbentley.com/heartchallenge/>. Accessed 1 Apr 2021.