

فشرده‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرام مبتنی بر تقریب به کمک تجزیه حالت تجربی و هموارسازی به کمک تبدیل DCT

مریم مگری^۱، دانشجوی کارشناسی ارشد؛ هادی گرایلو^۲، استادیار

۱- دانشکده مهندسی برق و رباتیک - دانشگاه صنعتی شاهرود - شاهرود - ایران - maryam.magari@gmail.com

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

چکیده: سیگنال‌های الکترومایوگرام (EMG) ابزار مفیدی در ارزیابی رفتار ماهیچه بوده و کاربردهای کلینیکی بسیاری دارند. امروزه تمایل زیادی به انتقال و ذخیره طولانی‌مدت این سیگنال‌ها وجود دارد. این مطلب اهمیت ذخیره‌سازی مؤثر این سیگنال‌ها را نشان می‌دهد. در این مقاله یک روش فشرده‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرام مبتنی بر تقریب به کمک تجزیه حالت تجربی (EMD)، هموارسازی به کمک تبدیل DCT، دوبعدی‌سازی، تبدیل موجک و کدگذاری SPIHT پیشنهاد شده است. نقش روش EMD، تقریب و هموارسازی نسبی سیگنال و نیز فراهم‌آوردن قابلیت کنترل کیفیت سیگنال فشرده‌شده است. تبدیل DCT نیز به‌منظور هموارسازی سیگنال EMG و افزایش کارایی فشرده‌سازی استفاده‌شده است. سیگنال هموارشده، پس از دوبعدی‌سازی، به‌کمک تبدیل موجک و کدگذاری SPIHT فشرده می‌شود. روش پیشنهادی به‌کمک برخی معیارهای قدرت فشرده‌سازی (PRD و CF) و معیارهای قدرت حفظ اطلاعات کلینیکی (شامل چهار پارامتر طیفی) ارزیابی شده است.

واژه‌های کلیدی: فشرده‌سازی، تجزیه حالت تجربی (EMD)، هموارسازی سیگنال، تبدیل DCT، دوبعدی‌سازی، تبدیل موجک، کدگذار SPIHT.

Electromyogram Signal Compression based on Empirical-Mode-Decomposition-Based Approximation and DCT-Based Smoothing

M. Magari¹, MSc Student; H. Grailu², Assistant Professor

1- Faculty of Electrical and Robotics Engineering, Shahrood University of Technology, Shahrood, Iran, Email: maryam.magari@gmail.com

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

Abstract: Electromyogram (EMG) signals are useful in muscle behavior assessment and have some clinical applications. Today, there is a great tendency to transmit and store long-term EMG recordings which implies the importance of EMG signal compression. In this paper, we have proposed an EMG signal compression approach based on Empirical-Mode-Decomposition-based signal approximation, Discrete-Cosine-Transform-based signal smoothing, two-dimensional signal processing, wavelet transform, and SPIHT coding. We have evaluated the compression performance of the proposed approach by two sets of measures: The compression throughput and clinical-information-preserving measures. The former include two measures of PRD and CF while the latter uses four spectral parameters as the appropriate measures.

Keywords: Compression, empirical mode decomposition (EMD), signal smoothing, discrete cosine transform (DCT), two-dimensional signal processing, wavelet transform, set partitioning in hierarchical trees (SPIHT) coding.

تاریخ ارسال مقاله: ۱۳۹۶/۰۸/۲۵

تاریخ اصلاح مقاله: ۱۳۹۶/۱۰/۱۶

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۶/۱۰/۲۱

نام نویسنده مسئول: هادی گرایلو

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

۱- مقدمه

سیگنال‌های ماهیچه‌ای یا الکترومایوگرام (EMG) معرف میزان فعالیت الکتریکی مربوط به انقباض عضلات بدن انسان هستند. این سیگنال‌ها معرف پالس‌های الکتریکی هستند که توسط سیستم عصبی انسان به فیبرهای ماهیچه‌ای ارسال می‌شود. جالب است که این سیگنال‌ها حتی برای زمانی که یک عضو بدن قطع شده باشد نیز وجود دارند؛ از این ویژگی می‌توان برای ایجاد حرکتی شبیه به حرکت آن عضو (عضو مصنوعی) استفاده کرد. پهنای باند سیگنال‌های EMG نسبتاً زیاد (در بازه فرکانسی ۱۰ تا ۶۰۰ هرتز) است [۱]. حدود ۹۰ الی ۹۵ درصد از انرژی سیگنال‌های EMG در بازه فرکانسی ۱۰ تا ۴۵۰ هرتز قرار دارد [۲].

دو روش جمع‌آوری سیگنال‌های EMG عبارت است از روش درون‌ماهیچه‌ای (یا I-EMG) و روش سطحی (یا SEMG). روش درون‌ماهیچه‌ای تهاجمی بوده و در آن از داخل کردن سوزن یا سیم در درون ماهیچه استفاده می‌شود. در روش سطحی از الکترودهای سطحی که روی سطح پوست نصب می‌شوند استفاده می‌شود. گرچه کیفیت سیگنال‌های جمع‌آوری شده به روش درون‌ماهیچه‌ای بهتر است، اما روش سطحی مورد توجه بیشتری قرار گرفته است، زیرا موجب ایجاد هیچ‌گونه جراحاتی روی بدن بیمار نمی‌شود.

سیگنال‌های الکترومایوگرام (EMG) ابزار مفیدی در ارزیابی رفتار ماهیچه هستند [۳]. این سیگنال‌ها در کاربردهای کلینیکی مانند ارزیابی خستگی عضله [۴]، تشخیص اختلالات عصبی [۵] و ارزیابی بیومکانیکی [۶] بسیار مهم تلقی می‌شوند. از این سیگنال‌ها در واسط‌های کنترلی [۷] استفاده زیادی می‌شود؛ این واسط‌ها امکان استفاده از پروتزهای مصنوعی [۸] و در نتیجه بهره‌مندی بیشتر افراد معلول را فراهم می‌کنند [۹]. همچنین از سیگنال‌های الکترومایوگرام می‌توان در طبقه‌بندی احساسات بشری استفاده کرد [۱۰].

امروزه سیگنال‌های الکترومایوگرافی سطحی به‌خاطر رفتار غیرتهاجمی‌شان یک رویکرد جالب در مطالعه و تشخیص آسیب‌های مرتبط با ماهیچه محسوب می‌شوند. برخی از این آسیب‌ها یا کاربردها عبارت‌اند از [۱۱]: آسیب عصبی، بیماری اسکروز جانبی آمیوتروفیک، تحلیل و فساد عضلانی، مراقبت از بیمار، فعال‌سازی واسط کنترلی و حتی پیش‌بینی زایمان زودرس. یکی دیگر از دلایل توجه و علاقه زیاد به این نوع سیگنال‌ها در سال‌های اخیر توسعه و پیشرفت در فن‌های پردازش سیگنال است که موجب بروز کاربردهای جدیدی شده است. برای مثال می‌توان از طریق تحلیل LDA حرکات انگشت را طبقه‌بندی کرد [۱۲].

امروزه تمایل زیادی به انتقال و ذخیره طولانی‌مدت سیگنال‌های EMG وجود دارد [۳]. در شرایطی که نیاز به پایش مداوم عملکرد عضله از روی سیگنال‌های EMG است، مانند پایش فعالیت‌های کاری [۱۳]، طول زمانی این سیگنال‌ها ممکن است تا ساعت‌ها طول بکشد؛ به‌ویژه در مواقعی که لازم است این سیگنال‌ها جهت پردازش و تحلیل/تشخیص

پزشکی به مکان دیگری ارسال شوند (طب از راه دور). در این کاربردها، انتقال چنین سیگنال‌هایی معمولاً مساله چالش‌برانگیزی است، زیرا نمونه‌برداری این سیگنال‌ها معمولاً با نرخ ۱ تا ۲۰ کیلوهرتز و با دقتی بین ۱۲ تا ۱۶ بیت برنمونه انجام می‌شود [۱] (عامل اول). به‌علاوه گاهی لازم است به‌طور هم‌زمان از چندین سیستم تشخیصی روی یک فرد و یا یک عضله استفاده شود؛ یعنی این سیگنال‌ها ممکن است به‌صورت چندکاناله ثبت و جمع‌آوری شوند [۱۴] (عامل دوم). در کاربردهایی با هدف رصد و ارزیابی پارامترهای سیگنال‌های EMG (در طول گذشت زمان) و تحلیل و بررسی میزان پیشرفت بیماری، وجود (و استفاده از) پایگاه‌های داده اهمیت خاصی پیدا می‌کند؛ بنابراین نیاز به ذخیره‌سازی چنین پایگاه‌هایی داریم (عامل سوم). به‌علاوه در این کاربردها ممکن است سیگنال‌های EMG به‌صورت بی‌سیم منتقل شوند؛ یعنی حس‌گرها پس از جمع‌آوری سیگنال‌ها، آن‌ها را از طریق یک فرستنده منتقل کرده و (درجایی دیگر) یک گیرنده سیگنال‌ها را دریافت، ذخیره و در زمان مناسب پردازش کند [۱۵] (عامل چهارم). حتی مساله در حالتی که از سیگنال‌های EMG چگالی بالا استفاده شود [۱۶]، وخیم‌تر و جدی‌تر می‌شود چراکه حجم داده‌ها به‌طور قابل‌ملاحظه‌ای افزایش می‌یابد (عامل پنجم).

با توجه به این عوامل و شرایط، لزوم و اهمیت فشرده‌سازی سیگنال‌های سطحی EMG مشخص می‌شود زیرا با حجم انبوهی از داده‌های جمع‌آوری شده مربوط به این نوع سیگنال حیاتی مواجه هستیم؛ البته در کنار نیاز به طرح‌ها و روش‌های فشرده‌سازی مؤثر سیگنال‌های EMG، نباید از نظر دور داشت که فشرده‌سازی باید به‌گونه‌ای انجام شود که اطلاعات کلینیکی مهم (که در تشخیص پزشکی اهمیت دارند) حفظ شوند تا از میزان سودمندی این سیگنال‌ها کاسته نشود [۱۱]، [۱۹-۱۷]. متأسفانه تاکنون، در روش‌های فشرده‌سازی پیشنهاد شده توجه بسیار کمی به حفظ اطلاعات پزشکی سیگنال‌ها شده است.

در این مقاله روشی جهت فشرده‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرام سطحی مبتنی بر فن‌های تجزیه حالت تجربی (EMD)، هموارسازی مبتنی بر تبدیل DCT، دو بُعدی‌سازی، تبدیل موجک و کدگذاری بخش‌بندی مجموعه مبتنی بر درخت‌های سلسله‌مراتبی (SPIHT) پیشنهاد شده است. در این فشرده‌سازی، هدف ما علاوه بر رسیدن به مصالحه مناسب بین میزان فشرده‌سازی و میزان نزدیکی بین سیگنال اصلی و سیگنال فشرده‌شده، حفظ حداکثری اطلاعات پزشکی سیگنال فشرده شده است. لذا در هنگام ارزیابی کارایی فشرده‌سازی روش پیشنهادی از معیارهای متنوعی استفاده خواهیم کرد.

تجزیه حالت تجربی یک روش جهت تجزیه یک سیگنال به تعدادی مؤلفه است. عمل تجزیه در این روش مبتنی بر این فرض ساده است که هر داده‌ای از تعدادی حالت‌های نوسانی درونی ساده تشکیل شده است. هر حالت درونی، خطی یا غیرخطی، نمایشگر یک نوسان ساده است که دارای تعداد نقاط اکسترمم و نقاط عبور از صفر یکسانی خواهد بود. علاوه

یعنی، هر قدر سیگنالی پایین‌گذرتر باشد، در حوزه زمان رفتار هموارتر و نرم‌تری از خود نشان می‌دهد. از طرف دیگر، هر قدر سیگنالی هموارتر باشد، کارایی فشرده‌سازی آن سیگنال به کمک روش‌های مبتنی بر تبدیل (از جمله روش مورد استفاده در این مقاله که مبتنی بر تبدیل موجک و کدگذاری SPIHT است) افزایش بیشتری می‌یابد. بنابراین، با در نظر گرفتن این ویژگی، در روش هموارسازی پیشنهادی، ضرایب تبدیل DCT سیگنال اولیه برحسب مقدار خود به ترتیب نزولی مرتب شده و در پایان، با استفاده از عکس تبدیل DCT، سیگنالی هموارتر از سیگنال اولیه تولید می‌شود.

۲- مروری بر روش‌های موجود

کارهایی که تاکنون انجام شده است بیشتر در مورد فشرده‌سازی سیگنال‌های حیاتی دیگر مانند سیگنال‌های قلبی الکتروکاردیوگرام (یا ECG) و الکتروانسفالوگرام (یا EEG) بوده و کمتر روی فشرده‌سازی سیگنال‌های EMG کار شده است [۳].

روش‌های فشرده‌سازی سیگنال‌های EMG را می‌توان به سه دسته تقسیم کرد: مستقیم، پارامتری و مبتنی بر تبدیل [۱۷]. در روش‌های مستقیم، ابتدا نمونه‌های سیگنال تخمین زده شده و سپس باقی‌مانده یا خطای تخمین کوانتیزه و سپس کدگذاری می‌شوند. نمونه‌ای از این روش ها، روش پیشنهاد شده در [۲۵] است که مبتنی بر ADPCM به همراه کوانتیزه‌سازی وقفی است؛ این فن معمولاً برای فشرده‌سازی سیگنال‌های گفتار استفاده می‌شود.

در روش‌های پارامتری از سیگنال پارامترهایی استخراج می‌شود که بعدها بتوان به کمک آن‌ها، سیگنال را بازسازی کرد. نمونه‌ای از این روش‌ها، روش پیشنهاد شده در [۲۶] است که مبتنی بر مدل‌های بازگشتی بوده و قادر به حفظ ویژگی‌های طیفی است اما شکل سیگنال را به درستی و با دقت مناسب بازسازی نمی‌کند. در [۲۷] نیز از مدل‌سازی AR استفاده شده است اما به منظور رسیدن به قابلیت حفظ شکل موج سیگنال، سیگنال خطای باقی‌مانده به روش تحلیل از روی ترکیب کوانتیزه می‌شود.

در روش‌های مبتنی بر تبدیل، سیگنال ورودی به حوزه دیگری تبدیل شده و سپس، کوانتیزه و به کمک کدگذارهای آنترپوی، کدگذاری می‌شود. در این روش‌ها، اگر بتوان تناسب و هماهنگی مناسبی بین تبدیل و کدگذاری برقرار کرد، کارایی فشرده‌سازی بالایی به دست خواهد آمد [۱۷]. روش‌های بسیاری در این دسته وجود دارند اما غالب آن‌ها از تبدیل‌های کسینوسی گسسته (DCT) [۲۸] و تبدیل موجک گسسته (DWT) استفاده می‌کنند، گرچه، تبدیل موجک معمولاً نتایج بهتری تولید کرده است. برای مثال در [۲۹] از قطعه‌هایی به طول ۱۰۲۴ جهت تشکیل تصویر استفاده و سپس از تبدیل موجک و کدگذاری EZW برای کدگذاری ضرایب موجک استفاده شده است. در [۱] از روش تخصیص بیت وقفی به همراه یک شبکه عصبی برای کدگذاری ضرایب موجک استفاده شده است. در [۳۰] از روش بردارهای درختی برای بازچینی

بر این، نوسان مزبور نسبت به «میانگین محلی»، دارای تقارن است. در هر لحظه از زمان، ممکن است تعداد مختلفی از حالت‌های نوسانی هم زمان وجود داشته باشد که روی یک‌دیگر افتاده باشند. حاصل این روی هم افتادن‌ها، داده پیچیده نهایی است. هر یک از این حالت‌های نوسانی با یک تابع حالت درونی (IMF) نمایش داده می‌شود.

در این مقاله، برای اولین بار از تجزیه حالت تجربی در کار فشرده‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرام استفاده شده است. برخی از دلایل و محاسن استفاده از این روش در کار این مقاله عبارت‌اند از:

- مقدار دامنه سیگنال EMG جزو اطلاعات مهم در تشخیص و یا کاربردهای پزشکی است [۲۳-۲۰]. از طرفی در روش پیشنهادی در این مقاله، امکان کنترل دقیق (با دقت مورد نظر و برطبق معیار مورد نظر) روی دامنه سیگنال تقریب زده شده به کمک روش EMD فراهم شده است؛ لذا انتظار می‌رود اطلاعات پزشکی مهم تا حد زیادی در سیگنال فشرده شده حفظ شوند. روش EMD یک روش مبتنی بر تکرار است که در هر مرحله، تقریب دقیق‌تری از سیگنال به دست می‌آید؛ لذا دارای قابلیت کنترل نسبی روی کیفیت نسخه تقریب زده شده وجود دارد. به بیان دیگر، در هر مرحله از محاسبه سیگنال تقریب، کیفیت آن را می‌توانیم به کمک یک معیار مناسب (برای مثال یکی از معیارهای PSNR، PRD و MAD) ارزیابی کرده و تعیین کنیم که آیا نیازی به تکرار بیشتر فرآیند تقریب زدن است یا خیر.

- روش EMD منطبق بر پدیده‌های فیزیکی بوده و قادر به حفظ اطلاعات و تفسیر فیزیکی آن‌ها است [۲۴]. سیگنال‌های الکترومایوگرام نیز برآیند فعالیت‌های الکتریکی تعداد زیادی واحدهای محرکه به نام MUAP در عضله مورد نظر است. لذا اگر به کمک EMD سیگنال اصلی تقریب زده شود، قابلیت حفظ اطلاعات تشخیصی تا حد خوبی محفوظ خواهد ماند.

- تقریب سیگنال به کمک EMD موجب نوعی حذف نویز و در نتیجه، هموارسازی سیگنال می‌شود. در حالت کلی، کارایی فشرده‌سازی روش‌های مبتنی بر تبدیل برای سیگنال‌های هموار بیشتر از سیگنال‌های فرکانس-بالا است زیرا در این روش‌ها، در مورد سیگنال‌های هموار، ضرایب فرکانس-بالا کوچک‌تر و کم‌اهمیت‌تر بوده که منجر به تولید تعداد بیشتری صفر می‌شود؛ لذا کارایی فشرده‌سازی افزایش می‌یابد. از طرفی، روش پیشنهادی در این مقاله نیز روشی مبتنی بر تبدیل است؛ در این روش در انتها، از تبدیل موجک و کدگذاری SPIHT برای فشرده‌سازی استفاده می‌شود.

در این مقاله، به منظور افزایش کارایی فشرده‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرام سطحی از فن هموارسازی پیشنهادی مبتنی بر بازچینی ضرایب تبدیل DCT سیگنال استفاده شده است. مبنای منطقی این فن این است که هر قدر سیگنالی هموارتر باشد ضرایب فرکانس بالای کوچک تر در طیف حاصل از تبدیل DCT آن وجود خواهد داشت و برعکس؛

ضرایب موجک و سپس کوانتیزه‌سازی این ضرایب استفاده شده است. و بالاخره در [۳۱، ۳۲] ابتدا از تبدیل موجک و سپس جهت کدگذاری ضرایب موجک، از تخصیص بیتی پویا مبتنی بر مدل‌های کاهش ریاضی شکل طیفی جهت کاهش عمق بیتی ضرایب فرکانس بالای موجک استفاده شده است.

دیگر روش‌های فشرده‌سازی سیگنال‌های EMG را می‌توان در دسته‌هایی که نام برده شد، گنجانده؛ برای مثال در [۳۳] روشی به نام تجزیه‌کننده چندمقیاسی چندبعدی (MMP) پیشنهاد شده که مبتنی بر تخمین قطعه‌های سیگنال (به طول‌های مختلف) به کمک عناصری از یک کتابخانه وقتی چندمقیاسی است.

روش‌های مرسوم فشرده‌سازی سیگنال‌های EMG معمولاً از روش‌های یک‌بعدی استفاده می‌کنند زیرا خود این سیگنال‌ها یک‌بعدی هستند (البته مگر این‌که چند الکتروود را باهم به‌عنوان یک سیگنال چندبعدی در نظر بگیریم [۳۴]). رویکرد جدیدی که اخیراً معرفی شده و متفاوت از رویکرد متداول است، دویبعی‌سازی و تبدیل سیگنال‌های یک‌بعدی به سیگنال دویبعی، یعنی یک تصویر است. در [۳۵] از بازچینی سیگنال یک‌بعدی و تبدیل آن به یک تصویر و سپس انجام برخی پیش‌پردازش‌ها به منظور افزایش همبستگی و در نتیجه افزایش کارایی فشرده‌سازی استفاده شده است. به این ترتیب امکان استفاده از روش‌های غیرتخصصی فشرده‌سازی تصویر مانند JPEG2000 [۳۶] و H.264/AVC [۳۷] فراهم می‌شود. در [۳۸] با تأکید بر روش دویبعی‌سازی، از دو پیش‌پردازش پیشنهادی استفاده شده است: فن بازچینی پیچیدگی نسبی که قطعه‌های سیگنال را بسته به میزان پیچیدگی‌شان مرتب‌سازی می‌کند؛ و فن مرتب‌سازی تفاضل درصدی (PDS) که در آن قطعه‌ها بسته به میزان شباهت‌شان بازچینی می‌شوند. نکته مهم در مورد اعمال روش دویبعی‌سازی (که مبتنی بر فشرده‌سازهای تصویر هستند) به سیگنال‌های EMG این است که این‌گونه فشرده‌سازها از آنجایی که مبتنی بر فرآیند تبدیل-کوانتیزه‌سازی-کدگذاری هستند، تنها برای تصاویر هموار بسیار مؤثر عمل می‌کنند [۳۹]. این در حالی است که در مورد سیگنال‌های EMG که به حالت دویبعی تبدیل می‌شوند، تصویر حاصل هموار نبوده و شبیه به نویز است [۳۵، ۳۸] (شکل ۶-الف ملاحظه شود). لذا انرژی سیگنال تصویر تنها روی محدوده فرکانس‌های پایین متمرکز نبوده و در بازه‌های فرکانسی دیگر نیز پراکنده شده است [۴۰]؛ لذا، این امر موجب آفت قابل‌ملاحظه کارایی فشرده‌سازها می‌شود.

با توجه به مجموعه روش‌های موجود جهت فشرده‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرام، نکات زیر قابل‌تأمل می‌باشند:

(۱) نتایج روش‌های موجود نشان می‌دهد که روش‌های مبتنی بر تبدیل معمولاً کارایی فشرده‌سازی بالاتری نسبت به بقیه روش‌ها دارند؛ روش پیشنهادی در این مقاله نیز متعلق به روش‌های مبتنی بر تبدیل است.

(۲) ملاحظه شد که تصویر حاصل از دویبعی‌سازی سیگنال الکترومایوگرام، تصویری است که در فرکانس‌های بالا نیز انرژی داشته و لذا رفتاری نویزگونه از خود نشان می‌دهد (شکل ۶-الف ملاحظه شود). این رفتار موجب آفت کارایی فشرده‌سازی روش‌های مبتنی بر تبدیل می‌شود. در روش پیشنهادی در این مقاله، از طریق یک روش هموارسازی برگشت‌پذیر پیشنهادی، این مشکل تا حد زیادی مرتفع شده است.

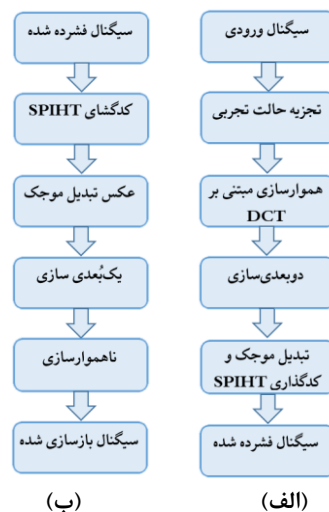
(۳) روش‌های موجود توجه چندانی به حفظ پارامترهای کلینیکی نکرده‌اند؛ در روش پیشنهادی به پارامترهای طیفی که از جمله پارامترهای کلینیکی مهم محسوب می‌شوند، توجه شده است. معیارهای موجود جهت ارزیابی کارایی فشرده‌سازی را می‌توان به دو دسته معیارهای قدرت فشرده‌سازی و معیارهای قدرت حفظ اطلاعات کلینیکی دسته‌بندی کرد. در دسته اول دو معیار ریشه درصدی میانگین مجذور تفاضلات (PRD) و ضریب فشرده‌سازی (CF) و در دسته دوم پارامترهای طیفی بیشتر از بقیه معیارها استفاده شده‌اند. البته برخی از این معیارها در تعداد بسیار کمی از مقالات و برخی دیگر در بسیاری از مقالات به‌طور مشترک استفاده شده‌اند. در این مقاله از چهار پارامتر طیفی شامل فرکانس میانگین طیف توان (f_{mean} ، فرکانس میانه طیف توان (f_{median} ، واریانس، و گشتاور سوم طیف فرکانسی (یا چولگی) [۱۱]، [۳۲، ۴۱] استفاده شده است.

در تحقیقات مربوط به فشرده‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرام، کم‌وبیش دو نوع سیگنال استفاده می‌شود: سیگنال‌های ایزومتریک یا طول-ثابت و پویا. در سیگنال‌های طول-ثابت، ماهیچه موردنظر در حالت فیزیکی ثابتی قرار داده شده و نیروهای مختلفی بر آن وارد می‌شود. در آزمایش مربوط به تولید سیگنال‌های پویا، نیرویی به ماهیچه موردنظر اعمال و ماهیچه حرکت داده می‌شود (برای مثال، بالا و پایین بردن متناوب یک وزنه یا انجام دوچرخه‌سواری با دستگاه شبیه‌ساز). بنابراین، در سیگنال‌های پویا، تغییرات ناگهانی دامنه سیگنال بیشتر از دو نوع دیگر است. در اکثر مقالات از سیگنال‌های طول-ثابت که در آزمایشگاه تهیه شده‌اند، استفاده شده است [۳، ۱۱، ۳۲، ۳۹، ۴۰]. تعداد بسیار محدودی نیز از سیگنال‌های پویا استفاده کرده‌اند [۳۲، ۳۹].

به بیشترین مقدار فشار یا کششی که یک ماهیچه می‌تواند تولید یا تحمل کند، «حداکثر انقباض ارادی» (MVC) گفته می‌شود. پارامتر MVC معیاری از قدرت ماهیچه است. یک نکته مهم در مورد تهیه سیگنال‌های الکترومایوگرام، نرمالیزه کردن آن‌ها بر حسب %MVC است. این کار یکی از رایج‌ترین پس‌پردازش‌ها پس از ثبت سیگنال‌ها است. سیگنال‌های الکترومایوگرام دارای ماهیتی وابسته به فرد بوده و سیگنال‌هایی که حتی از یک فرد مشخص، از یک محل مشخص، و از یک حرکت مشخص در دفعات مختلف ثبت می‌شوند، لزوماً یکسان نیستند. به منظور حذف اثر این تغییرات، از نرمالیزه کردن بر حسب %MVC استفاده می‌شود. در این کار، معمولاً بیشینه مقدار RMS را برای یک رکورد

کمک معیارهای کمی مانند PRD است. ویژگی اول به افزایش کارایی فشرده‌سازی و ویژگی دوم به قابلیت حفظ اطلاعات پزشکی کمک می‌کنند.

در ادامه، فرآیند هموارسازی پیشنهادی که مبتنی بر تبدیل DCT است، روی سیگنال تقریب زده شده اعمال می‌شود. این فرآیند موجب هموارسازی قابل توجه سیگنال شده و کمک زیادی به افزایش کارایی فشرده‌سازی مبتنی بر تبدیل می‌کند. فرآیند هموارسازی مبتنی بر تبدیل DCT تقریباً برگشت پذیر است؛ یعنی از روی سیگنال هموار شده می‌توان به نسخه‌ای تقریباً برابر با نسخه اولیه دست یافت. در گام بعدی، سیگنال هموار شده به سیگنالی دوبعدی، یعنی یک تصویر تبدیل می‌شود. فرآیند دوبعدی سازی موجب فراهم کردن امکان کاهش بیشتر تریاید از سیگنال ورودی و بنابراین، افزایش کارایی فشرده‌سازی سیگنال الکترومایوگرام می‌شود. در آخرین مرحله، تبدیل موجک روی تصویر ورودی اعمال و ماتریس ضرایب این تبدیل، به کمک کدگذاری SPIHT به دنباله بیتی خروجی نهایی تبدیل می‌شود. با توجه به این که در کدگذاری SPIHT یک شرط لازم، مربعی بودن تصویر ورودی به تبدیل موجک است، بنابراین طول سیگنال ورودی، L_{sig} باید یک عدد مربع کامل باشد.



شکل ۱: (الف) دیاگرام بلوکی مسیر فشرده‌سازی (رفت)، (ب) دیاگرام بلوکی مسیر بازسازی (برگشت).

۳-۱- تجزیه حالت تجربی

در فرآیند تجزیه فوریه از توابع نمایی به‌عنوان نوع ثابتی از توابع پایه استفاده می‌شود. در موجک‌ها هم به‌طریق مشابه عمل می‌شود. اما در مقابل، روش تجزیه حالت تجربی (EMD) به کمک الگوریتم خاص خود، مؤلفه‌هایی نوسانی، به نام «تابع حالت ذاتی» یا IMF، برای سیگنال ورودی به دست می‌آورد که نوع آن‌ها از قبل مشخص نیست.

در طی فرآیند الگوریتم روش تجزیه حالت تجربی (فرآیند غربالگری) [۴۱]، اگر توابع IMF را با $imf(t)$ باقیمانده‌ها را با $x(t)$ و سیگنالی که می‌خواهیم آن را تجزیه کنیم با $y(t)$ نشان دهیم، سیگنال مرتباً به

محاسبه و بقیه رکوردها را نسبت به این مقدار نرمالیزه می‌کنند. نتیجه این کار به‌صورت درصدی از MVC نمایش داده می‌شود. در مقالات موجود معمولاً از 50% و 60% به‌عنوان مقدار درصدی MVC استفاده شده است. بدین ترتیب امکان مقایسه منصفانه بین دو روش مختلف فشرده‌سازی که روی دو سیگنال مختلف انجام شده‌اند، فراهم می‌شود. مؤلفین مقالات موجود، هر یک از پایگاه داده‌ای که خود در محیط آزمایشگاه تهیه کرده‌اند، استفاده کرده‌اند، لذا رعایت شرایط مقایسه عادلانه ضروری است.

۳- روش پیشنهادی

دیاگرام بلوکی روش پیشنهادی در شکل ۱ نشان داده شده است. قسمت (الف) از این شکل، مسیر فشرده‌سازی و قسمت (ب) مسیر بازسازی را نشان می‌دهند. در مسیر فشرده‌سازی، ابتدا از روی سیگنال ورودی به طول L_{sig} ، نسخه‌ای تقریب زده شده مبتنی بر تجزیه حالت تجربی محاسبه می‌شود. این نسخه چند ویژگی دارد که در بخش قبلی معرفی شدند. یکی از این ویژگی‌ها هموارشدگی نسبی سیگنال تقریب زده شده و ویژگی بعدی، امکان کنترل روی کیفیت سیگنال تقریب زده شده به

فرآیندهایی که در مسیر بازسازی اجرا می‌شوند، عکس فرآیندهای متناظر خود در مسیر فشرده‌سازی هستند؛ به‌بیان دیگر، با توجه به دیاگرام بلوکی شکل (ب)، ابتدا سیگنال فشرده شده ابتدا توسط کدگذاری SPIHT به ماتریس ضرایب تبدیل موجک تبدیل و از روی آن، به کمک عکس تبدیل موجک، تصویر هموار شده‌ای تولید می‌شود. این تصویر هموار شده به نسخه یک‌بعدی معادل و سپس، طی یک فرآیند ناهموارسازی که در قبل به آن اشاره شد، به سیگنال الکترومایوگرام بازسازی شده نهایی تبدیل می‌شود.

زیربخش‌هایی که در ادامه آورده شده‌اند، مهم‌ترین بلوک‌های موجود در شکل (۱) را توضیح می‌دهند.

مرحله بازسازی سیگنال الکترومایوگرام، ضروری است. k -آمین عنصر متعلق به این بردار اندیس تعیین می‌کند که k -آمین عنصر موجود در بردار ثانویه قبلاً در کدام محل از بردار اولیه قرار داشته است. سیستم فشرده‌ساز سیگنال‌های الکترومایوگرام باید برای هر قطعه سیگنال الکترومایوگرام به طول L_{sig} یک بردار اندیس نیز (به طول L_{sig}) ارسال کند اما با توجه به سربار اضافی که این ارسال به سیستم فشرده‌ساز تحمیل می‌کند، این بردار اندیس با یک کد به طول حداکثر L_{bit} بیت کدگذاری و سپس ارسال می‌شود. این فرآیند کدگذاری در مرحله‌ای به نام مرحله «آموزش» انجام می‌شود که در ادامه توضیح داده خواهد شد. با توجه به تعداد بسیار زیاد حالت‌های ممکن برای بردارهای اندیس (یعنی L_{sig}^2 حالت)، برای کاهش طول کد L_{bit} ، به جای بردار اندیس اصلی نزدیک‌ترین بردار اندیس موجود در یک پایگاه اندیس ارسال می‌شود. هر دو سیستم فشرده‌ساز و بازسازی به این پایگاه اندیس دسترسی دارند لذا کافی است که تنها کد متناظر با نزدیک‌ترین بردار اندیس را به سیستم بازسازی بدهیم تا به کمک پایگاه مذکور، نزدیک‌ترین بردار اندیس را یافته و در کار خود استفاده کند. در سیستم بازسازی (دیگرام بلوکی شکل ۱-ب) بردار اندیسی که بازیابی می‌شود لزوماً همان بردار اندیس اصلی مورد استفاده در فشرده‌ساز نیست اما پایگاه اندیس طوری طراحی شده است که کمترین اعوجاج و خطا (در یک مقدار ثابت از L_{bit}) ایجاد شود. هر قدر مقدار پارامتر L_{bit} بزرگ‌تر انتخاب شود میزان خطای بازسازی کمتر اما در مقابل، میزان فشرده‌سازی سیستم نیز کمتر خواهد شد؛ لذا در انتخاب مقدار این پارامتر یک بده-بستان وجود دارد که با انجام آزمایش‌های تجربی، این بده-بستان به بهترین وجه باید مصالحه شود.

همان‌طور که اشاره شد، روش هموارسازی مبتنی بر تبدیل DCT متشکل از دو مرحله «آموزش» و «استفاده» است. هدف از مرحله آموزش، تشکیل پایگاه اندیس بوده و تنها یک‌بار و آن هم به صورت برون خط اجرا می‌شود. پس از تهیه پایگاه اندیس، این پایگاه در اختیار واحد بازسازی نیز قرار می‌گیرد تا در فرآیند بازسازی از آن استفاده کند. منظور از مرحله «استفاده» همان عملیات فشرده‌سازی-بازسازی است که باید برای هر سیگنال الکترومایوگرام ورودی انجام شود. دیگرام بلوکی مراحل آموزش و استفاده به ترتیب در شکل‌های (۲-الف) و (۲-ب) نشان داده شده است. هر یک از این دو مرحله در ادامه توضیح داده می‌شوند.

مؤلفه‌هایی از بزرگ‌ترین فرکانس، imf_1 تا کوچک‌ترین فرکانس، imf_n تجزیه شده و نتیجه نهایی به شکل زیر قابل بیان است:

$$y(t) = \sum_{i=1}^n imf_i(t) + r_n(t) \quad (1)$$

هر قدر تعداد IMF‌های بیشتری محاسبه و جمع شوند، مجموع این IMF‌ها تقریب دقیق‌تری از سیگنال اولیه است.

در روش پیشنهادی در این مقاله تمامی IMF‌ها استخراج نمی‌شوند بلکه در هر دور از اجرای محاسبات جهت IMF بعدی، بررسی می‌شود که چنانچه مجموع IMF‌های محاسبه شده (به عنوان سیگنال تقریب) تاکنون شرط خاصی را برقرار کند، فرآیند متوقف می‌شود. در این شرط خاص، معیار کمی مشخصی مانند ریشه در صدی میانگین مجذور تفاضلات (PRD) و یا حداکثر درصدی قدرمطلق تفاضلات (PMAD) روی دو سیگنال اصلی و تقریب محاسبه و با آستانه از قبل مشخصی، TP_{PMAD} ، مقایسه می‌شود. چنانچه مقدار معیار مورد نظر کمتر از آستانه شود، شرط تحقق یافته است. معیار PMAD چنین تعریف می‌شود:

$$PMAD = 100 \times \frac{\max(abs(s[n] - \hat{s}[n]))}{\max(s[n])} \quad (2)$$

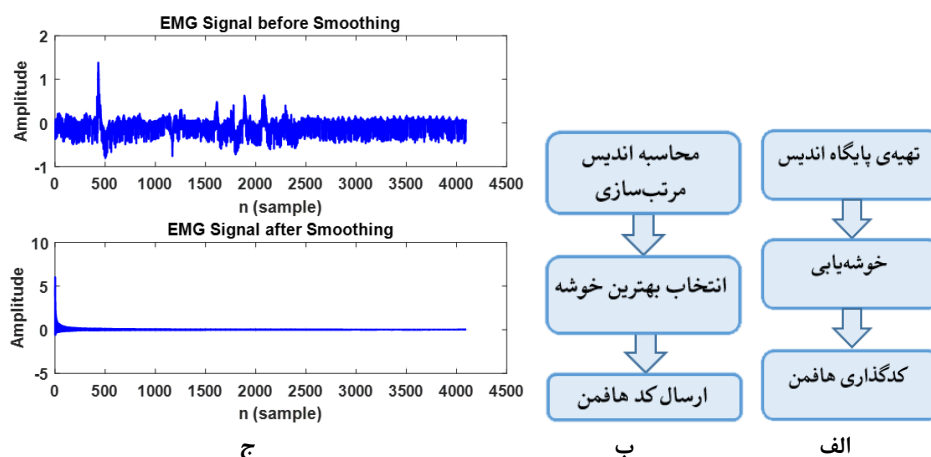
که در آن $s[n]$ و $\hat{s}[n]$ به ترتیب سیگنال اصلی و سیگنال تقریب هستند.

۳-۲- هموارسازی مبتنی بر تبدیل DCT

سیگنال‌های الکترومایوگرام سیگنال‌هایی با رفتار نسبتاً فرکانس بالا بوده و لذا روش دوبعدی‌سازی منجر به تولید تصویری نویزگونه می‌شود (شکل ۳-الف ملاحظه شود). این تصویر، در روش فشرده‌سازی مبتنی بر تبدیل موجک، ضرایب فرکانس بالای نسبتاً بزرگی تولید کرده و موجب کاهش کارایی فشرده‌سازی کدگذار SPIHT می‌شود.

در این مقاله به منظور حل نسبی مشکل رفتار نویزگونه در تصویر الکترومایوگرام، از یک روش هموارسازی تقریباً برگشت‌پذیر مبتنی بر تبدیل DCT استفاده شده است. در این روش، در مرحله فشرده‌سازی سیگنال الکترومایوگرام، از هر سیگنال هموار شده ورودی ابتدا تبدیل DCT گرفته شده تا بردار اولیه ضرایب تبدیل به دست آید. سپس، عناصر این بردار ضرایب به ترتیب نزولی مرتب می‌شوند تا بردار جدیدی به نام بردار ثانویه ضرایب تبدیل به دست آید. از بردار ثانویه ضرایب، عکس تبدیل DCT گرفته می‌شود تا سیگنالی هموار شده به عنوان خروجی نهایی روش هموارسازی پیشنهادی حاصل گردد.

همراه با فرآیند مرتب‌سازی، یک بردار اندیس نیز باید محاسبه شود. این بردار اندیس برای محاسبه بردار اولیه ضرایب از روی بردار ثانویه، در



شکل ۲: (الف) دیاگرام بلوکی مرحله «آموزش»، (ب) دیاگرام بلوکی مرحله «استفاده». (ج) یک نمونه قطعه سیگنال EMG (بالا) و نتیجه اعمال روش پیشنهادی هموارسازی روی آن (پایین).

علاوه بر کد هافمن استخراج شده برای هر خوشه، فراوانی نسبی هر خوشه نیز محاسبه و جزو اطلاعات پایگاه اندیس ذخیره می‌شود تا در مرحله «استفاده» به کار گرفته شود. بنابراین، خروجی‌های مهم مرحله «آموزش» عبارت‌اند از: (۱) مراکز هر خوشه؛ هر مرکز خوشه در واقع یک بردار اندیس است، (۲) کدهای هافمن استخراج شده برای مراکز خوشه، (۳) فراوانی نسبی هر خوشه. از بین این سه خروجی، خروجی‌های اول و سوم در سیستم فشرده‌سازی (در مرحله «استفاده») و خروجی‌های اول و دوم در سیستم بازسازی استفاده و کاربرد دارند.

۳-۲-۲- مرحله استفاده

مرحله استفاده در عملیات لازم جهت فشرده‌سازی یک سیگنال الکترومایوگرام مورد نیاز است. در دیاگرام بلوکی شکل (۱-الف) پس از هموارسازی قطعه سیگنال الکترومایوگرام و محاسبه بردار اندیس متناظر (اولین مرحله از دیاگرام بلوکی شکل ۲-ب)، نیاز است که اطلاعات این بردار اندیس را برای سیستم بازسازی ارسال کنیم تا این سیستم قادر به بازیابی بردار اولیه ضرایب تبدیل DCT باشد. در اینجا به جای ارسال اطلاعات این بردار اندیس، نزدیک‌ترین بردار اندیس (یا همان «مرکز خوشه») را که قبلاً به صورت برون خط محاسبه و سپس به روش هافمن کدگذاری کرده بودیم، انتخاب و برای سیستم بازسازی ارسال می‌کنیم. برای انتخاب نزدیک‌ترین بردار اندیس (دومین مرحله از دیاگرام بلوکی شکل ۲-ب)، ابتدا فاصله اقلیدسی بردار اندیس موجود را با هر یک از خوشه موجود محاسبه می‌کنیم. این فواصل را R_i ($i=1, 2, \dots$) می‌نامیم. از طرفی قبلاً برای هر خوشه فراوانی نسبی آن، F_i را نیز محاسبه و در پایگاه ذخیره کرده بودیم. حال، مرکز خوشه‌ای که کوچک‌ترین مقدار R_i/F_i را داشته باشد، به عنوان نزدیک‌ترین بردار اندیس انتخاب شده و کد هافمن استخراج شده برای این مرکز خوشه را برای سیستم بازسازی ارسال می‌کنیم (سومین مرحله از دیاگرام بلوکی شکل ۲-ب). شکل ۲-ج یک نمونه قطعه سیگنال الکترومایوگرام (حاصل عمل تجزیه حالت تجربی) و نسخه هموار شده آن به کمک روش پیشنهادی هموارسازی مبتنی بر تبدیل DCT را نشان می‌دهد.

۳-۲-۱- مرحله آموزش

قبل از استفاده از روش فشرده‌سازی پیشنهادی، ابتدا باید یک بار مرحله آموزش انجام شده باشد تا سیستم‌های فشرده‌سازی و بازسازی بتوانند به طور صحیح اجرا شوند. هدف از مرحله آزمایش، تشکیل خوشه‌هایی از بردارهای اندیس پرتکرار است. یک بردار اندیس همان‌طور که تعریف شد، به بازیابی بردار ضرایب اولیه از تبدیل DCT از روی بردار ضرایب ثانویه کمک می‌کند.

مطابق با دیاگرام بلوکی شکل (۲-الف) ابتدا برای تهیه پایگاه اندیس به تعدادی سیگنال الکترومایوگرام به طول L_{sig} (که هر کدام را یک قطعه سیگنال می‌نامیم) نیازمندیم. از هر قطعه سیگنال تبدیل DCT گرفته و بردار ضرایب اولیه را تشکیل می‌دهیم. حال عناصر این بردار را به ترتیب نزولی مرتب کرده و بردار اندیس متناظر با این مرتب‌سازی را ذخیره می‌کنیم؛ بنابراین به تعداد قطعه سیگنال‌های استفاده شده، بردار اندیس خواهیم داشت. در مرحله دوم از دیاگرام بلوکی شکل (۲-الف)، به کمک خوشه‌یابی k-means بردارهای اندیس موجود را به $N_{cluster}$ خوشه گروه‌بندی می‌کنیم. مقدار این پارامتر تعیین‌کننده حداکثر تعداد بیت‌های لازم، L_{bit} ، برای کدگذاری مرکز هر خوشه است؛ این دو پارامتر به صورت زیر با یکدیگر رابطه دارند.

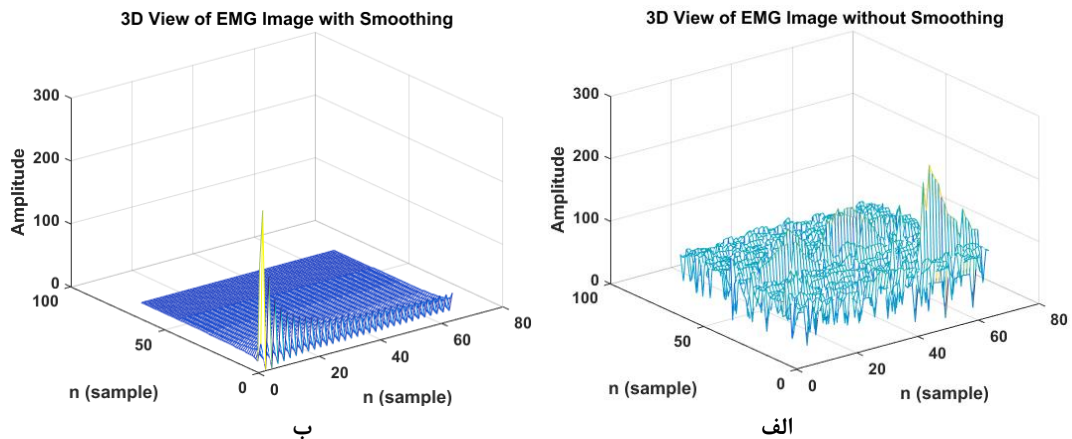
$$N_{cluster} = 2^{L_{bit}} \quad (3)$$

حال تعداد $N_{cluster}$ خوشه در اختیار داریم که هر خوشه دارای تعدادی عضو است؛ در آخرین مرحله از دیاگرام بلوکی شکل (۲-الف)، مرکز هر خوشه را به روش هافمن کدگذاری می‌کنیم. برای استفاده از روش کدگذاری هافمن می‌بایست فراوانی هر نماد (منظور از نماد در اینجا، همان مرکز خوشه است) در دست باشد [۴۲]. در اینجا از تعداد اعضاء هر خوشه به عنوان فراوانی مرکز آن خوشه جهت استفاده در کدگذاری هافمن استفاده می‌کنیم. بنابراین، کدگذاری هافمن به خوشه‌هایی که اعضاء بیشتری داشته باشند، کد کوتاه‌تری نسبت داده و از طریق کاهش طول کد، موجب افزایش کارایی فشرده‌سازی روش پیشنهادی می‌شود.

۳-۳- دوبعدی‌سازی

دوبعدی‌سازی را روی سیگنال EMG نشان می‌دهد. بخش بالایی این شکل، نمایی سه‌بعدی از تصویر حاصل از دوبعدی‌سازی سیگنال هموار نشده EMG و بخش پایینی همین نتیجه را برای دوبعدی‌سازی سیگنال هموار شده نشان می‌دهد. با مقایسه این دو نما، اهمیت و کارایی فن هموارسازی پیشنهادی قابل‌درک خواهد شد.

فن دوبعدی‌سازی به‌منظور افزایش تیزاید استفاده می‌شود. در این فن، به‌سادگی، قطعه سیگنالی که طول آن، L_{sig} برابر با یک عدد مربع کامل است، برای مثال $L_{sig} = Num^2$ ، به‌طور متوالی در سطریهای یک تصویر مربعی به ابعاد Num قرار داده می‌شود. شکل ۳ نتیجه اعمال



شکل ۳: (الف) نمایی سه‌بعدی از تصویر حاصل از دوبعدی‌سازی سیگنال اولیه (بدون هموارسازی)، (ب) نمای مربوط به دوبعدی‌سازی سیگنال هموار شده.

۴- نتایج شبیه‌سازی

داده می‌شود. در ادامه، کارایی روش پیشنهادی از دو منظر اشاره‌شده بر طبق برخی از مهم‌ترین معیارهای موجود و یا پیشنهادی در این مقاله، ارزیابی و با تعدادی از روش‌های موجود مقایسه می‌شود.

در این بخش، کارایی روش پیشنهادی از دو منظر فشرده‌سازی و حفظ اطلاعات پزشکی موردبررسی قرار می‌گیرد. زیر بخش‌هایی که در ادامه می‌آیند، به بررسی این موارد می‌پردازند: در ابتدا پایگاه داده‌ای که در کار استخراج نتایج شبیه‌سازی از آن استفاده شده است، معرفی می‌شود. سپس، مقادیر پارامترهای روش پیشنهادی و نحوه انتخاب آن‌ها توضیح

۴-۱- مقادیر پارامترهای مورد استفاده در روش پیشنهادی

پارامترهایی که روش پیشنهادی متکی به آن‌ها است در جدول ۱ فهرست شده است.

جدول ۱: پارامترهای مورد استفاده در روش فشرده‌سازی پیشنهادی و مقادیر و وابستگی آن‌ها

پارامتر	مقدار	توضیح	وابستگی
L_{sig}	۴۰۹۶	طول قطعه سیگنال ورودی جهت پردازش و تشکیل تصویر دوبعدی بود اما حجم محاسبات و تأخیر پردازش نیز بیشتر خواهد شد.	مقدار این پارامتر از یک مقدار حداقلی باید بیشتر باشد تا کارایی فشرده‌سازی به حد قابل قبول برسد؛ در حالت کلی هر قدر مقدار این پارامتر بزرگ‌تر باشد (البته تا حدی)، میزان فشرده‌سازی بیشتر خواهد بود اما حجم محاسبات و تأخیر پردازش نیز بیشتر خواهد شد.
L_{bit}	۱۰	تعداد بیت‌های لازم برای کدگذاری بردارهای اندیس	هر قدر تعداد بیت‌های بیشتری برای کدگذاری بردارهای اندیس مصرف شود، دقت بازیابی بردار اندیس اولیه بیشتر و اعوجاج کمتر خواهد شد اما سربار کدگذاری نیز بیشتر و میزان فشرده‌سازی کمتر خواهد شد.
T_{PMAD}	٪۱۰	آستانه لازم جهت تعیین تعداد IMF‌های لازم در تشکیل سیگنال تقریبی در الگوریتم تجزیه حالت تجربی	مقدار این پارامتر به‌صورت تجربی و با توجه به نیاز به حفظ اطلاعات پزشکی تعیین شده است. هر قدر مقدار این پارامتر بزرگ‌تر باشد، میزان همواری سیگنال تقریبی بیشتر، میزان فشرده‌سازی بیشتر (البته تا حدی) ولی قابلیت حفظ اطلاعات پزشکی کمتر خواهد شد.
Rate	قابل تنظیم	مقدار بیت بر پیکسل موردنظر جهت فشرده‌سازی تصویر دوبعدی در الگوریتم SPIHT	با تغییر مقدار این متغیر می‌توان به مصالحه‌های مختلف بین دو پارامتر PSNR و ضریب فشرده‌سازی CF (یا میزان فشرده‌سازی CR) رسید. برخی منحنی‌های کارایی فشرده‌سازی در این مقاله از طریق تغییر این پارامتر به‌دست آمده‌اند.

سیگنال‌ها بین ۳ الی ۴ دقیقه انتخاب گردید. در کل، تعداد ۱۵ نمونه سیگنال از نوع طول-ثابت و ۱۵ نمونه سیگنال از نوع پویا ثبت و ذخیره گردید. دقت بی‌تی و نرخ نمونه‌برداری سیگنال‌های پویا همانند سیگنال‌های انقباض طول-ثابت انتخاب شد. در تهیه تمام سیگنال‌ها، سعی شد شرایطی مشابه با شرایط اعمال شده در [۳۹، ۱۱] فراهم شود؛ بنابراین، برای مثال هر داوطلب ساعد خود را در زاویه ۱۲۰ درجه نسبت به بازو (۱۸۰ درجه معادل با باز کردن کامل دست و قرار گرفتن آن به موازات بدن است) و در حالت فشار ایزومتریک قرار داد. در این حالت مقدار MVC برابر با ماکزیمم گشتاور قابل تحمل توسط داوطلب در طی سه بار انجام آزمایش طول-ثابت مذکور که بین هر دو آزمایش سه دقیقه استراحت کرده باشد، تعریف شد.

سیگنال‌های دیجیتال EMG، پس از نمونه‌برداری و تبدیل به حالت دیجیتال، از یک فیلتر میان‌گذر در بازه فرکانسی ۱۰ الی ۵۵۰ هرتز فیلتر شده و به نرخ ۱۲۰۰ هرتز کاهش نرخ داده شدند. در این مقاله، نتایج مربوط به کارایی فشرده‌سازی نسبت به این نرخ نهایی گزارش شده‌اند.

در این جدول، مقادیر عددی این پارامترها به همراه توضیح مختصری در مورد نقش هر پارامتر و نیز وابستگی کارایی روش به مقادیر مختلف این پارامترها آورده شده است.

۴-۲- معرفی پایگاه داده مورد استفاده در کار مقاله

مشابه با بسیاری از مقالات موجود که خود اقدام به تهیه پایگاه داده نموده‌اند، در کار این مقاله نیز به کمک دستگاه ثبت سیگنال‌های الکترومایوگرام که تصویری از آن در شکل ۴ نشان داده شده است، اقدام به تهیه یک پایگاه داده نمودیم. در این کار از ۱۵ داوطلب مرد ۲۴-۱۹ سال استفاده و سیگنال‌های مربوط به ماهیچه دوسربازویی آن‌ها در حالت انقباض طول-ثابت با مقدار مختلف درصدی حداکثر انقباض ارادی برابر ۵۰٪ (مقدار متداول مورد استفاده در روش‌های موجود)، دقت بی‌تی ۱۶ بیت و نرخ نمونه‌برداری ۲/۴ KHz ثبت و ذخیره گردید. سیگنال ثبت‌شده برای هر فرد دارای مدت‌زمانی بین ۲ الی ۳ دقیقه بود. همچنین سیگنال‌های الکترومایوگرام در حالت پویا نیز ثبت و ذخیره شدند؛ برای این سیگنال‌ها از ماهیچه پهن بیرونی استفاده شده و طول زمانی



شکل ۴: دستگاه مورد استفاده جهت ثبت سیگنال‌های الکترومایوگرام

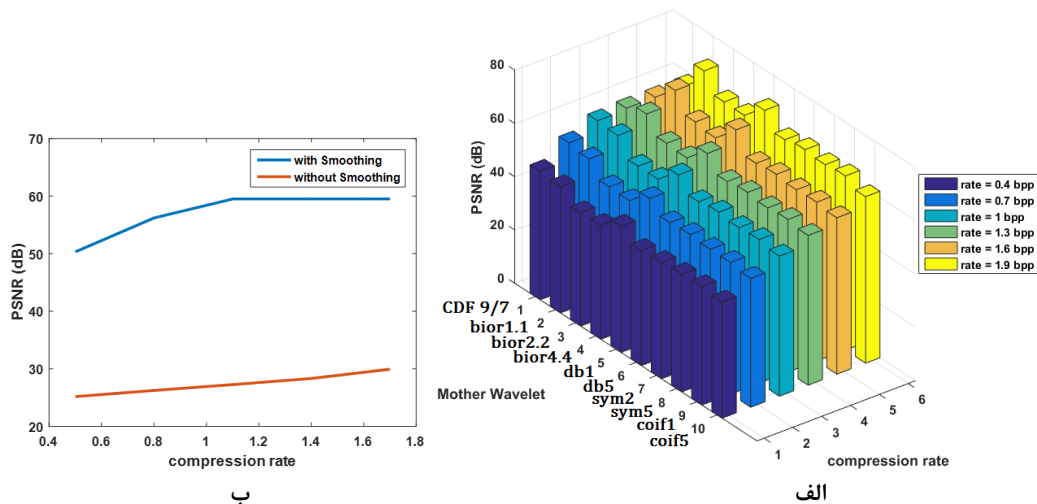
نوع موجک استفاده شده، از یک بیت به منظور مشخص کردن نوع موجک مادر بهره برده شده است؛ بنابراین، این یک بیت هیچ سربار قابل توجهی تولید نکرده و میزان فشرده‌سازی را دچار افت نمی‌کند. در واحد بازسازی، اگر مقدار این بیت برابر صفر باشد، از موجک CDF 9/7 و اگر مقدار بیت برابر یک باشد، از موجک bior1.1 برای استفاده در فرآیند بازسازی استفاده می‌شود.

۴-۴- بررسی تأثیر روش هموارسازی پیشنهادی در کارایی فشرده‌سازی

روش هموارسازی پیشنهادی یکی از مهم‌ترین عوامل تأثیرگذار بر کارایی فشرده‌سازی روش پیشنهادی است؛ لذا در این زیربخش تأثیر آن را بررسی می‌کنیم. در این کار، روش پیشنهادی را در دو حالت با/بدون استفاده از روش هموارسازی پیشنهادی روی سیگنال‌های طول-ثابت متعلق به پایگاه داده اعمال کرده و کارایی فشرده‌سازی را به کمک معیار متوسط PSNR گزارش می‌دهیم. این نتایج در نمودارهای شکل ۵-ب نشان داده شده است.

۴-۳- انتخاب بهترین موجک مادر

روش پیشنهادی در قسمتی از کار فشرده‌سازی، مبتنی بر تبدیل موجک و کدگذاری SPIHT است. نوع موجک مادر استفاده شده در این تبدیل اهمیت خاص خود را دارد. روش پیشنهادی با استفاده از برخی متداول‌ترین توابع موجک مادر، روی تعدادی سیگنال الکترومایوگرام موجود در پایگاه داده اعمال گردید. در این کار از تقریباً نیمی از سیگنال‌های طول-ثابت استفاده و مقدار متوسط PSNR برحسب نرخ بی‌تی که فشرده‌سازی در آن نرخ انجام شد، محاسبه گردید. نتایج مربوطه در شکل ۵-الف نشان داده شده است. بر طبق این نتایج، ملاحظه می‌شود که در نرخ بیت‌های پایین موجک CDF 9/7 (که در استاندارد JPEG2000 نیز استفاده شده است) و در نرخ بیت‌های بالا، موجک‌های bior1.1 و db1 از کارایی فشرده‌سازی بالایی نسبت به توابع بررسی شده برخوردار هستند. ما در روش فشرده‌سازی پیشنهادی خود برای نرخ بیت‌های کمتر از 1 bpp از موجک CDF 9/7 و برای نرخ‌بیت‌های بزرگ‌تر از آن از موجک bior1.1 استفاده کردیم. برای اطلاع واحد بازسازی از



شکل ۵: (الف) نتایج فشرده‌سازی به کمک توابع مختلف موجک مادر؛ در این نمودارها، متوسط PSNR برحسب نرخ بیتی که فشرده‌سازی در آن نرخ انجام شده است، برای چند تابع مختلف موجک مادر نشان داده شده است. (ب) مقایسه کارایی فشرده‌سازی روش پیشنهادی (با استفاده از معیار متوسط PSNR) در دو حالت استفاده از روش هموارسازی پیشنهادی و عدم استفاده از آن.

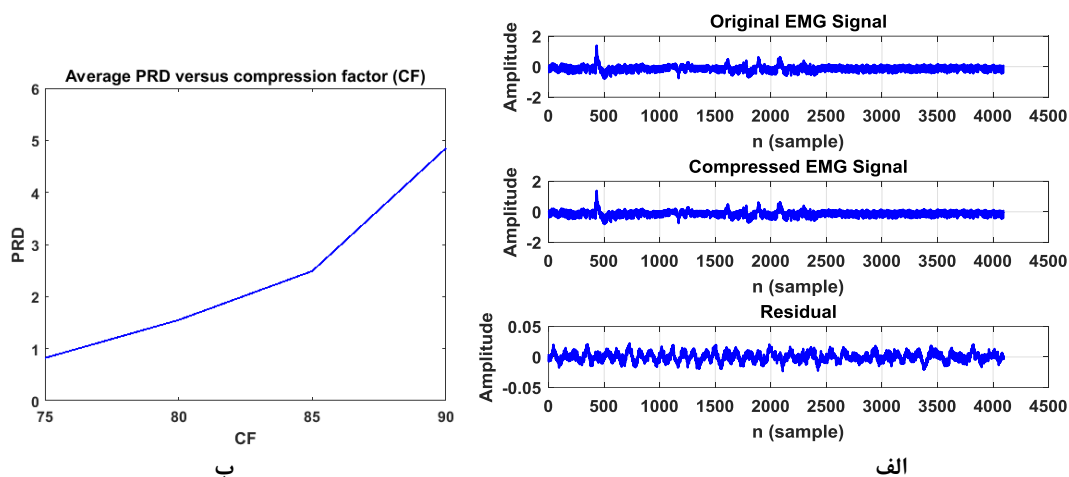
در شکل ۶-الف یک نمونه سیگنال اصلی (از نوع طول-ثابت)، سیگنال فشرده‌شده و سیگنال باقیمانده نشان داده شده است. مقدار نرخ بیت استفاده شده در کدگذاری SPIHT در اینجا برابر با $rate=0.8$ bpp انتخاب شده است. مشاهده می‌شود که سیگنال فشرده‌شده بسیار به سیگنال اصلی نزدیک و سیگنال باقیمانده دامنه بسیار کوچکی دارد. در این مثال، مقدار PRD برابر $4/8\%$ و میزان فشرده‌سازی، 10 برابر (معادل با ضریب فشرده‌سازی 90%) حاصل شده است. متوسط مقدار معیار PRD برحسب ضریب فشرده‌سازی، CF پس از اعمال روش پیشنهادی روی پایگاه داده مورد استفاده در کار این مقاله در شکل ۶-ب نشان داده شده است. همچنین نتایج مقایسه کارایی روش پیشنهادی با مهم‌ترین روش‌های موجود در جدول ۲ نشان داده شده است؛ در این جدول نیز از متوسط مقدار معیار PRD برای چند مقدار مختلف ضریب فشرده‌سازی استفاده شده است. جدول ۲ به‌خوبی توان مندی روش فشرده‌سازی پیشنهادی را در مقایسه با روش‌های موجود نشان می‌دهد. با توجه به این که مقادیر PRD کمتر از حدود 7% موجب حفظ نسبی پارامترهای طیفی می‌شود [۲۷، ۳۳، ۳۹]، جدول ۲ (و البته جدول ۳ مربوط به سیگنال‌های پویا) اهمیت روش پیشنهادی در پایین نگه‌داشتن این معیار و هم‌زمان رسیدن به مقادیر بالای ضریب فشرده‌سازی را در مقایسه با سایر روش‌ها نشان می‌دهد. در شکل ۷-الف قسمتی از یک نمونه سیگنال اصلی از نوع پویا، به همراه سیگنال فشرده‌شده و سیگنال باقیمانده نشان داده شده است. مقدار نرخ بیت استفاده شده در کدگذاری SPIHT در اینجا برابر با 0.8 bpp انتخاب شده است. مشاهده می‌شود که سیگنال فشرده‌شده بسیار به سیگنال اصلی نزدیک و سیگنال باقیمانده دامنه بسیار کوچکی دارد. در این مثال، مقدار PRD برابر $6/05\%$ و میزان فشرده‌سازی برابر با 10 (معادل با ضریب فشرده‌سازی 90%) حاصل شده است.

همان‌طور که ملاحظه می‌شود، این روش موجب افزایش کارایی فشرده‌سازی حتی تا 30 dB شده است. این تأثیر با در نظر گرفتن و مقایسه شکل‌های ۳-الف و ۳-ب قابل‌درک و قبول است؛ ملاحظه می‌شود که میزان همواری تصویر تا حد بسیار زیادی افزایش یافته است بنابراین در ماتریس ضرایب تبدیل موجک، ضرایب فرکانس بالا بسیار کوچک و ناچیز شده و کارایی کدگذاری الگوریتم SPIHT بسیار افزایش می‌یابد [۴۳].

۴-۵- ارزیابی قدرت فشرده‌سازی روش پیشنهادی

در این بخش ابتدا یک نمونه سیگنال الکترومایوگرام ورودی از نوع طول-ثابت و حاصل فشرده‌سازی آن به کمک روش پیشنهادی به همراه سیگنال تفاضل مربوطه نمایش داده می‌شود. هر قدر سیگنال فشرده شده به سیگنال اصلی نزدیک‌تر باشد، انرژی سیگنال خطا کمتر بوده و قابلیت روش فشرده‌سازی در حفظ اطلاعات پزشکی بیشتر خواهد بود [۱۱، ۳۲]؛ لذا مشاهده و ارزیابی بصری سیگنال‌های فشرده‌شده از اهمیت خاص خود برخوردار است.

سپس منحنی متوسط PRD برحسب ضریب فشرده‌سازی (CF) گزارش می‌شود. این منحنی، عملکرد روش فشرده‌سازی را در برقراری مصالحه در بده بستن بین دو عامل میزان فشرده‌سازی و میزان نزدیکی سیگنال فشرده شده به سیگنال اصلی نشان می‌دهد. در ادامه، منحنی‌ها و نمایش‌های نام برده شده مجدداً برای حالت سیگنال‌های پویا گزارش خواهند شد. معمولاً کارایی فشرده‌سازی در مورد سیگنال‌های پویا نسبت به سیگنال‌های طول-ثابت اندکی آفت می‌کند زیرا تغییر ناگهانی و شدید دامنه معمولاً منجر به تولید مؤلفه‌های فرکانسی بالا و در نتیجه آفت کارایی فشرده‌سازی می‌شود؛ بنابراین، عملکرد روش فشرده‌سازی برای این نوع سیگنال‌ها نیز بررسی و نتایج مربوطه به صورت جداگانه اعلام و ارزیابی می‌شود.



شکل ۶: (الف) یک نمونه سیگنال الکترومایوگرام از نوع طول-ثابت که توسط روش پیشنهادی فشرده شده است. از بالا به پایین: سیگنال اصلی، سیگنال فشرده شده، و سیگنال باقیمانده. (ب) کارایی فشرده‌سازی روش پیشنهادی در فشرده‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرام از نوع طول-ثابت و با استفاده از معیار متوسط مقدار PRD بر حسب ضریب فشرده‌سازی (CF).

ماهیچه پهن درونی استفاده شده است. در [۳۹] از ماهیچه پهن بیرونی جهت ثبت سیگنال در حین انجام فعالیت با دستگاه دینامومتر ایزوکینتیک استفاده شده است. در کار این مقاله نیز، مشابه با [۳۹]، از دستگاه دینامومتر استفاده شده است.

۴-۶- ارزیابی قدرت حفظ اطلاعات پزشکی

پارامترهای طیفی برای سیگنال‌های EMG، ویژگی‌های مهمی محسوب می‌شوند زیرا از روی آن‌ها می‌توان اطلاعات معنادار و مهمی استخراج کرده و در تحلیل سیگنال یا تشخیص پزشکی استفاده کرد.

برای سیگنال‌های پویا نیز متوسط مقدار معیار PRD بر حسب ضریب فشرده‌سازی، CF پس از اعمال روش پیشنهادی روی پایگاه داده مورد استفاده در کار این مقاله، محاسبه و در شکل ۷-ب نشان داده شده است. همچنین، مشابه با جدول ۲، نتایج مقایسه کارایی روش پیشنهادی با مهم‌ترین روش‌های موجود، برای حالت سیگنال‌های پویا، در جدول ۳ نشان داده شده است. در مراجع موجود، روش‌های متفاوتی جهت ثبت و ذخیره سیگنال‌های پویا استفاده شده است. برای مثال، مؤلفین در [۱]، [۳۲] از عضله پهن بیرونی فرد داوطلب در حین انجام فعالیت با دستگاه شبیه‌ساز دوچرخه استفاده کرده‌اند. در [۳۵] نیز از این دستگاه اما از

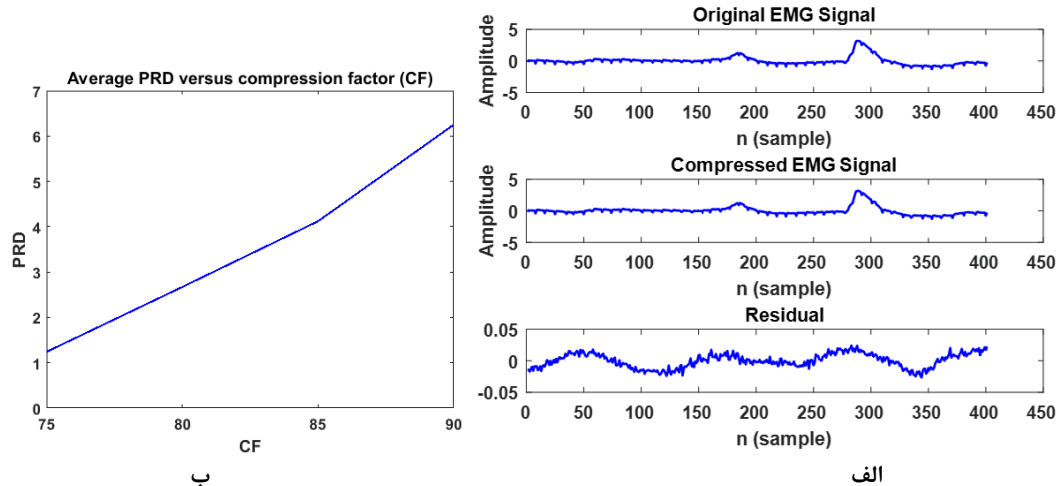
جدول ۲: مقایسه کارایی فشرده‌سازی روش پیشنهادی با چند روش از مهم‌ترین روش‌های موجود در حالت سیگنال‌های طول-ثابت.

روش	Compression Factor			
	75%	80%	85%	90%
Norris et. al. [23]	۳/۸	۵	۷/۸	۱۳
Berger et. al. [1]	۲/۵	۳/۳	۶/۵	۱۳
Filho et. al. [31]	۱/۶۱	۲/۵۱	۴/۱۳	۷/۳۶
Trabuco et. al. [30]	۲/۲۲	۲/۵۲	۳/۳۱	۶/۸۸
Wheidima et. al. [JPEG2000] [39]	۱/۵۳	۲/۳۸	۴/۰۵	۸/۲۷
Wheidima et. al. [JPEG2000+PDS] [39]	۱/۴۶	۲/۲۶	۳/۸۱	۶/۸۸
Wheidima et. al. [H.264/AVC] [39]	۲/۹۳	۴/۰۲	۵/۹۹	۱۰/۲۱
Wheidima et. al. [H.264/AVC+PDS] [39]	۲/۷۹	۳/۸۳	۵/۷۳	۹/۷۹
Wheidima et. al. [HEVC+SbS] [39]	۱/۶۵	۲/۲۳	۳/۳۸	۶/۱۴
Wheidima et. al. [Mod. 2D MMP] [39]	۱/۳۸	۲/۱۲	۳/۶۲	۷/۰۰
Costa et. al. [JPEG2000] [33]	۳/۵۰	۴/۴۸	۶/۹۲	۱۳/۴۴
Costa et. al. [H.264/AVC] [33]	۵/۳۷	۶/۹۰	۹/۹۳	۱۶/۶۲
Wheidima et. al. [EDS + HEVC] [11]	۱/۶۳۴	۲/۲۳۴	۳/۴۱۷	۶/۲۳۸
Wheidima et. al. [REDS + HEVC] [11]	۱/۶۰۱	۲/۲۲۰	۳/۴۰۸	۶/۲۷۱
Wheidima et. al. [EDS + H.264/AVC] [11]	۲/۴۹۱	۳/۴۶۶	۵/۳۴۲	۹/۲۷۳
Wheidima et. al. [REDS + H.264/AVC] [11]	۲/۵۰۰	۳/۴۷۹	۵/۳۶۱	۹/۳۵۶
Wheidima et. al. [EDS + JPEG2000] [11]	۱/۴۰۹	۲/۲۰۱	۳/۶۹۸	۷/۴۴۵
Wheidima et. al. [REDS + JPEG2000] [11]	۱/۴۰۸	۲/۲۰۰	۳/۷۴۵	۷/۵۰۰
Proposed	۰/۸۲	۱/۵۵	۲/۴۹	۴/۸۵

موجود، در جدول ۴ نشان داده شده است. داده‌های موجود در این جدول همگی مربوط به ضریب فشرده‌سازی برابر با ۸۷/۳٪ و حاصل اعمال روی سیگنال‌های طول-ثابت می‌باشند. نتایج این جدول حاکی از دقت روش پیشنهادی در حفظ پارامترهای پزشکی است. از جمله دلایل موفقیت روش پیشنهادی در حفظ پارامترهای پزشکی یکی استفاده از روش هموارسازی است که موجب شده است بدون نیاز به کاهش نرخ بیت بتوان میزان فشرده‌سازی را افزایش داد؛ بنابراین، صرف نرخ بیت کافی موجب حفظ کیفیت سیگنال شده است. دلیل دیگر این است که روش پیشنهادی (به‌طور خاص، تبدیل موجک و کدگذاری SPIHT) مبتنی بر پردازش ضرایب تبدیل عمل می‌کند؛ در این روش، ضرایب مهم تبدیل که نقش مهمی در پارامترهای طیفی ایفا می‌کنند بدون تغییر باقی‌مانده و تنها ضرایب بسیار کوچک دستخوش تغییرات می‌شوند لذا می‌توان انتظار داشت که شکل طیف سیگنال فشرده شده نسبت به شکل طیف سیگنال اصلی، تغییر چندانی نداشته باشد. این مطلب یکی از ویژگی‌های مهم و کلی روش‌های مبتنی بر تبدیل است [۱۱].

برای مثال در حین انقباض متناظر با سطح بالای نیرو، از روی این پارامترهای طیفی می‌توان رفتار مربوط به سرعت هدایت را بررسی و تعیین کرد [۴۵]. همچنین به کمک فرکانس‌های میانگین و میانه می‌توان خستگی عضله را تحلیل و بررسی کرد [۴۶، ۴۷]. و بالاخره این‌که با استفاده از ممان‌های مرتبه بالاتر می‌توان شکل موج پتانسیل عمل واحد محرکه را تخمین زد [۴۴].

اصلی‌ترین پارامترهای طیفی عبارت‌اند از: فرکانس میانگین، فرکانس میانه، کجی یا چولگی، و واریانس. این پارامترها در اکثر مراجع مانند [۲۷، ۳۳] معرفی و استفاده شده‌اند. روش تحلیل تأثیر بر پارامترهای طیفی این‌گونه است که پارامترهای طیفی یک‌بار برای سیگنال اصلی و یک‌بار برای سیگنال فشرده‌شده محاسبه می‌شود. حال برای سیگنال‌های مختلف این فرآیند تکرار می‌شود. برای هر جفت سیگنال مقدار اختلاف نیز محاسبه می‌شود. حال میانگین و انحراف معیار این اختلافات گزارش می‌شود. نتایج اعمال این فرآیند روی سیگنال‌های متعلق به پایگاه داده مورد استفاده در کار این مقاله و مقایسه با نتایج مشابه از سایر روش‌های



شکل ۷: (الف) یک نمونه سیگنال الکترومایوگرام از نوع پویا که توسط روش پیشنهادی فشرده شده است. از بالا به پایین: سیگنال اصلی، سیگنال فشرده شده، و سیگنال باقیمانده. (ب) کارایی فشرده‌سازی روش پیشنهادی در فشرده‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرام از نوع پویا و با استفاده از معیار متوسط مقدار PRD برحسب ضریب فشرده‌سازی (CF).

جدول ۳: مقایسه کارایی فشرده‌سازی روش پیشنهادی با چند روش از مهم‌ترین روش‌های موجود در حالت سیگنال‌های پویا.

روش	Compression Factor			
	75%	80%	85%	90%
Norris et. al. [23]	۷/۹۳	۹/۰۶	۱۰/۰۲	۱۹/۹۸
Berger et. al. [1]	۲/۷۰	۴/۴۱	۷/۵۲	۲۰/۱۰
Costa et. al. [JPEG2000] [33]	-	۴/۳۹	۵/۷۷	۹/۳۹
Costa et. al. [H.264/AVC] [33]	۴/۱۳	۵/۱۶	۷/۱۲	۱۱/۳۰
Trabuco et. al. [30]	۴/۷۰	۵/۴۱	۶/۴۰	۸/۲۲
Wheidima et. al. [JPEG2000+PDS] [39]	۴/۷۴۳	۶/۸۳۴	۹/۹۲۷	۱۳/۰۲۵
Wheidima et. al. [H.264/AVC+PDS] [39]	۴/۲۵۶	۶/۲۱۴	۹/۲۳۶	۱۳/۰۵۶
Wheidima et. al. [H.264/AVC+SbS] [39]	۴/۲۷۰	۶/۲۶۲	۹/۱۹۴	۱۳/۰۴۳
Wheidima et. al. [HEVC+PDS] [39]	۴/۷۰۷	۶/۲۴۸	۸/۹۰۹	۱۲/۶۰۳
Wheidima et. al. [HEVC+SbS] [39]	۴/۷۰۹	۶/۲۳۳	۸/۹۲۹	۱۲/۶۰۵
Wheidima et. al. [Mod. 2D MMP] [39]	۴/۲۹۶	۶/۴۷۴	۹/۰۶۹	۱۲/۷۸۸
Proposed	۱/۲۴	۲/۶۷	۴/۱۲	۶/۲۵

جدول ۴: خطاهای بازسازی (انحراف± میانگین) پارامترهای طیفی (در ضریب فشرده‌سازی ۸۷/۳٪)

روش	MVC (%)	f_{mean}	f_{med}	Variance	Skewness
Wheidima et. al. [EDS + JPEG2000] [11]	۶۰	۰/۰۹۲۷±۰/۰۸۸۶	۰/۰۲۵۵±۰/۰۶۲۲	۰/۳۳۲۵±۰/۳۱۳۸	۰/۴۶۷۳±۰/۴۴۹۵
Wheidima et. al. [REDS + JPEG2000] [11]	۶۰	۰/۱۱۹۶±۰/۱۱۶۷	۰/۰۱۳۳±۰/۰۴۸۱	۰/۳۳۵۹±۰/۴۶۱۷	۰/۴۴۲۹±۰/۴۱۰۳
Wheidima et. al. [EDS + H.264/AVC] [11]	۶۰	۰/۳۷۲۲±۰/۳۰۵۲	۰/۰۲۴۰±۰/۰۵۹۰	۳/۸۹۹۴±۳/۴۴۶۱	۲/۴۵۶۷±۲/۳۱۹۴
Wheidima et. al. [REDS + H.264/AVC] [11]	۶۰	۰/۳۶۷۶±۰/۳۰۴۱	۰/۰۲۶۴±۰/۰۶۴۴	۳/۹۲۵۰±۳/۴۵۷۷	۲/۴۸۷۳±۲/۳۵۸۹
Wheidima et. al. [EDS + HEVC] [11]	۶۰	۰/۳۴۳۶±۰/۳۵۹۵	۰/۰۳۹۵±۰/۱۰۲۱	۰/۵۳۹۳±۰/۶۰۵۳	۰/۶۲۵۶±۰/۴۹۰۲
Wheidima et. al. [REDS + HEVC] [11]	۶۰	۰/۳۲۴۱±۰/۳۵۰۴	۰/۰۳۹۵±۰/۱۰۲۱	۰/۵۱۱۹±۰/۶۱۹۸	۰/۵۹۷۷±۰/۴۷۴۲
Filho et. al. [31]	۶۰	۱/۶۲±۱/۱۱	۰/۹۸±۱/۲۴	۹/۱۱±۵/۹۱	۵۶/۲۹±۲۱/۳۷
Carotti et. al. [25]	۵۰	۲/۸۸±۰/۴۹	۱/۸۳±۰/۸۸	-	۵/۷۷±۰/۹۵
Proposed	۶۰	۰/۰۸۳±۰/۰۶۵	۰/۰۱۱±۰/۰۲۸	۰/۰۳۱±۰/۰۲۸	۰/۳۱۵±۰/۲۹۱

۵- نتیجه‌گیری

فرکانس میانه طیف توان، واریانس طیف، و گشتاور سوم طیف فرکانسی (چولگی) استفاده شد. نتایج شبیه‌سازی روی سیگنال‌های یک پایگاه داده که جهت تحقیق این مقاله تهیه شده است، نشان‌دهنده برتری قابل توجه روش پیشنهادی نسبت به تمام معیارهای استفاده شده است.

مراجع

- [1] P. A. Berger, F. A. O. Nascimento, J. C. Carmoe, and A. F. Rocha, "Compression of EMG signals with wavelet transform and artificial neural networks," *Physiological Measurement*, vol. 27, pp. 457-465, 2006.
- [2] C. Itiki, S. S. Furuie, and R. Merletti, Compression of high-density EMG signals for trapezius and gastrocnemius muscles, *BioMedical Engineering*, vol.13: no.25, pp. 1-23, 2014.
- [3] P. A. Berger, F. A. O. Nascimento, A. F. Rocha, and J. L. A. Carvalho, "A new wavelet-based algorithm for compression of EMG signals," *Proceedings of 29th Annual International Conference of IEEE EMBS*, Lyon, France 2007.
- [4] M. Mischi, C. Rabotti, and M. Cardinale, "Electromyographic assessment of muscle fatigue during isometric vibration training at varying frequencies," *In: Proc. of IEEE international conference on engineering in medicine and biology society*, pp. 2338-2341, 2010.
- [5] R. Merletti, and P. Parker, *Electromyography: engineering and noninvasive applications*. Hoboken: Wiley; 2004.
- [6] P. Madeleine, A. Samani, M. Zee, and U. Kersting, *Biomechanical assessments in sports and ergonomics*, In: Klika V, editor. Theoretical biomechanics. Rijeka: InTech; pp. 335-60, 2011.
- [7] T. Hoshino, T. Suzuki, M. Tomono, M. Shimojo, R. Furusawa, and K. Mabuchi, "Development of a motion support system by using an electromyogram," *Proc IEEE Int Conf Syst Man Cybern*, pp. 4432-4437, 2004.
- [8] J.A. Dawley, K. B. Fite, and G. D. Fulk, "EMG control of a bionic knee prosthesis: exploiting muscle co-contractions for improved locomotor function," *In: Proc. of the IEEE international conference on rehabilitation robotics*, pp. 1-6, 2013.
- [9] C. N. Huang, C. H. Chen, and H. Y. Chung, "Application of facial electromyography in computer mouse access for people with disabilities," *Disabil Rehabil*. vol. 28, no. 4, pp. 231-237, 2006.
- [10] M. Murugappan, "Electromyogram signal based human emotion classification using KNN and LDA," *In: Proceedings of the IEEE international conference on system engineering and technology*, pp. 106-110, 2011.
- [11] W. C. Melo, E.e B. L. Filho, and W. S. S. Junior, "Electromyographic signal compression through image encoders and preprocessing techniques," *Journal of Communication and Information Systems*, vol. 31, no. 1, pp. 188-197, 2016.
- [12] A. H. Al-Timemy, G. Bugmann, J. Escudero and N. Outram, "Classification of finger movements for the dexterous hand prosthesis control with surface electromyography," *IEEE Journal*

در این مقاله یک روش فشرده‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرام مبتنی بر تبدیل موجک و کدگذاری SPIHT پیشنهاد شد که در آن از سه پیش‌پردازش مهم شامل تقریب سیگنال به کمک روش تجزیه حالت تجربی (EMD)، هموارسازی سیگنال مبتنی بر تبدیل DCT، و دوبعدی‌سازی جهت افزایش کارایی فشرده‌سازی و نیز حفظ پارامترهای طیفی استفاده شد. تجزیه حالت تجربی روشی جهت تجزیه یک سیگنال به تعدادی سیگنال نوسانی به نام توابع حالت ذاتی (IMF) است که در این مقاله از این روش جهت اعمال کنترل نسبی روی کیفیت سیگنالی که در واحد بازسازی تولید خواهد شد، استفاده شده است. با توجه به این‌که سیگنال‌های الکترومایوگرام نسبتاً فرکانس بالا بوده و رفتاری نویزگونه دارند، نیاز مبرمی به هموارسازی آن‌ها جهت استفاده مؤثرتر از فشرده‌سازی مبتنی بر تبدیل است. این هموارسازی باید برگشت‌پذیر بوده و سربرای زیادی برای دنباله بیتی خروجی تولید نکند. روش پیشنهادی جهت هموارسازی سیگنال دارای این دو ویژگی بوده و از مرتب‌سازی ضرایب تبدیل DCT برای تحقق این ویژگی‌ها استفاده می‌کند. یک راه متداول برای فشرده‌سازی سیگنال‌های یک‌بعدی تبدیل آن‌ها به حالت دوبعدی است؛ با این کار دو ویژگی مطلوب حاصل می‌شود. اول این‌که تزیاید مکانی/زمانی بین نمونه‌های مجاور سیگنال افزایش یافته و لذا قابلیت حذف تزیاید و در نتیجه، میزان فشرده‌سازی، افزایش می‌یابد. دوم این‌که می‌توان از فشرده‌سازهای متداول و مؤثر امروزی و موجود جهت فشرده‌سازی سیگنال‌های یک‌بعدی نظیر الکترومایوگرام استفاده کرد؛ با توجه به متداول و استاندارد بودن برخی روش‌های فشرده‌سازی، فراهم کردن شرایطی جهت استفاده بهینه از آن‌ها در مورد سیگنال‌ها یا کاربردهای جدید، امری مطلوب محسوب می‌شود.

از معیارهای متنوعی جهت ارزیابی کارایی روش فشرده‌سازی پیشنهادی استفاده شد. این معیارهای در دو دسته قرار می‌گیرند: معیارهای ارزیابی قدرت فشرده‌سازی و معیارهای ارزیابی قابلیت حفظ پارامترهای پزشکی. برای دسته اول از معیارهای ریشه درصدی میانگین مجذور تفاضلات (PRD) و ضریب فشرده‌سازی (CF) و برای دسته دوم از پارامترهای طیفی شامل چهار پارامتر فرکانس میانگین طیف توان،

- [31] E. B. L. Filho, E. A. B. Silva, and M. B. Carvalho, "On EMG signal compression with recurrent patterns," *IEEE Trans Biomed Eng.*, vol. 55, no. 7, pp. 1920-1923, 2008.
- [32] C. Itiki, S. S. Furuie, and R. Merletti, "Compression of high-density EMG signals for trapezius and gastrocnemius muscles," *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 13, no. 1, pp. 1-25, 2014.
- [33] M. V. C. Costa, J. L. A. Carvalho, P. A. Berger, A. Zaghetto, A. F. da Rocha, and F. A. O. Nascimento, "Two-dimensional compression of surface electromyographic signals using column-correlation sorting and image encoders," *In: Proceedings of the IEEE international conference on engineering in medicine and biology society*, pp. 428-431, 2009.
- [34] D. S. Taubman, and M. W. Marcellin. *JPEG2000: image compression fundamentals. Standards and practice*, Boston: Kluwer Academic Publishers; 2002.
- [35] T. Wiegand, G. J. Sullivan, G. Bjontegaard, and A. Luthra "Overview of the H.264/AVC video coding standard," *IEEE Trans Circuits Systems Video Technol.*, vol. 13, no. 7, pp. 560-576, 2003.
- [36] W. C. Melo, E. B. L. Filho, and W. S. S. Junior, "Electromyographic signal compression based on preprocessing techniques," *In Proceedings of the IEEE international conference on engineering in medicine and biology society*, pp. 5404-5407, 2012.
- [37] N. M. M. Rodrigues, E. A. B. da Silva, M. B. de Carvalho, S. M. M. Faria, and V. M. M. Silva., "On dictionary adaptation for recurrent pattern image coding," *IEEE Trans Image Processing*, vol. 17, no. 9, pp. 1640-1653, 2008.
- [38] A. K. Jain. *Fundamentals of digital image processing*, Upper Saddle River: Prentice Hall; 1988.
- [39] W. C. Melo, E. B. L. Filho and W. S. S. Júnior, "SEMG signal compression based on two-dimensional techniques," *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 15, pp. 1-41, 2016.
- [40] W. Colince, N. E. Pascal, and P. Ele, "Exploitation of differential pulse code modulation for compression of EMG signals by a combination of DWT and DCT", *American Journal of Biomedical Engineering*, vol. 4, no. 2, pp. 25-32, 2014.
- [41] J. M. Giron-Sierra, *Digital Signal Processing with MATLAB Examples: Volume 1*, Springer, Singapore, 2017.
- [42] K. Sayood, *Introduction to Data Compression*, 4th Edition, Elsevier, USA, 2012.
- [۴۳] هادی گرایلو، «فشرده‌سازی تصاویر دارای درجه تفکیک مکانی بالا مبتنی بر تخمین زیرباند‌های جزئیات در حوزه تبدیل موجک»، *مجله بینایی ماشین و پردازش تصویر*، مقالات آماده انتشار، پذیرفته شده، انتشار آنلاین از تاریخ ۷ تیرماه ۱۳۹۶.
- [44] M. B. I. Reaz, M. S. Hussain, and F. Mohd-Yasin, "Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications," *Biological Procedures Online*, vol. 8, no. 1, pp. 11-35, 2006.
- [45] H. Broman, G. Bilotto, and C. J. de Luca, "Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: influence of force and time," *Journal of Applied Physiology*, vol. 58, no. 5, pp. 1428-1437, 1985.
- [46] B. Elfvinga, G. N'emetha, I. Arvidssonb, and M. Lamontagne, "Reliability of EMG spectral parameters in repeated measurements of back muscle fatigue," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 9, no. 4, pp. 235-243, 1999.
- [47] S. Thongpanja, A. Phinyomark, P. Phukpattaranont and C. Limsakul, "Mean and median frequency of EMG signal to determine muscle force based on time-dependent power spectrum," *Elektronika ir Elektrotehnika*, vol. 19, no. 3, pp. 51-56, 2013.
- of Biomedical and Health Informatics*, vol. 17, no. 3, pp. 608-618, 2013.
- [13] P. J. Mork, and R. H. Westgaard, "Long-term electromyographic activity in upper trapezius and low back muscles of women with moderate physical activity," *J Appl Physiology*, vol. 99, pp. 570-578, 2005.
- [14] R. Merletti, D. Farina, and M. Gazzoni, "The linear electrode array: a useful tool with many applications," *J Electromyogr Kinesiol*, vol. 13, no. 1, pp. 37-47, 2003.
- [15] P. A. Lichter, E. H. Lange, T. H. Riehle, S. M. Anderson, and D. S. Hedin, "Rechargeable wireless EMG sensor for prosthetic control," *In: Proceedings of the international conference on engineering in medicine and biology society*, pp. 5074-5076, 2010.
- [16] E. B. L. Filho, E. A. B. da Silva, M. B. de Carvalho, W. S. S. Júnior, and J. Koiller, "Electrocardiographic signal compression using multiscale recurrent patterns," *IEEE Trans Circuits Syst I*, vol. 52, no. 12, pp. 2739-2753, 2005.
- [17] E. Fiorucci, G. Bucci, R. Cattaneo and A. Monaco, "The measurement of surface electromyographic signal in rest position for the correct prescription of eyeglasses," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 61, no. 2, pp. 419-428, 2012.
- [18] R. Merletti and P. A. Parker, *Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*, IEEE Press and John Wiley & Sons, New Jersey, USA, 2004.
- [19] R. Merletti and D. Farina, *Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications*, IEEE Press and John Wiley & Sons, New Jersey, USA, 2016.
- [20] M. Barbero, R. Merletti, and A. Reinfeldi, *Atlas of Innervation Zones: Understanding Surface Electromyography and Its Applications*, Springer-Verlag, Italia, 2012.
- [21] G. Kamen and D. A. Gabriel, *Essentials of Electromyography*, Human Kinetics, USA, 2010.
- [22] N. E. Huang and S. S. P. Shen, *Hilbert-Huang Transform and Its Applications*, World Scientific Publishing, 2nd Edition, 2014.
- [23] J. F. Norris and D. F. Lovely, "Real-time compression of myoelectric data utilizing adaptive differential pulse code modulation," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 33, no. 5, pp. 629-635, 1995.
- [24] E. S. G. Carotti, J. C. De Martin, D. Farina, and R. Merletti, "Linear predictive coding of myoelectric signals," *Proc IEEE Int Conf Acoust Speech Signal Process*, 629-32, 2005.
- [25] E. S. G. Carotti, J. C. De Martin, R. Merletti, and D. Farina, "Compression of surface EMG signals with algebraic code excited linear prediction," *Med Eng Phys.*, vol. 29, pp. 253-258, 2007.
- [26] A. P. Guerrero, and C. Mailhes, "On the choice of an electromyogram data compression method," *Proc IEEE Int Conf Eng Med Biol Soc.*, 1558-61, 1997.
- [27] J. A. Norris, K. Englehart, and D. Lovely, "Myoelectric signal compression using zero-trees of wavelet coefficients," *Medical Engineering & Physics*, vol. 25, no. 9, pp. 739-746, Nov. 2003.
- [28] N. Jain and R. Vig, "Wavelet based vector quantization with tree code vectors for EMG Signal compression," *in Proc. of the 6th WSEAS International Conference on Signal Pprocessing*, pp. 1-8, Dallas, USA, Mar. 2007.
- [29] M. H. Trabuco, M. V. C. Costa, F. P. Schwartz and F. A. O. Nascimento, "Compression of S-EMG signals by transforms and spectral profile for bit allocation," *in Proc. of the Pan American Health Care Exchanges (PAHCE)*, pp. 1-6, Medellin, Colombia, Apr. 2013.
- [30] M. H. Trabuco, M. V. C. Costa, and F. A. O. Nascimento. "S-EMG signal compression based on domain transformation and spectral shape dynamic bit allocation," *BioMed Eng OnLine*, vol. 13, no. 1, pp. 1-22, 2014.