

فشرده سازی سیگنال های الکترومایوگرام مبتنی بر هموار سازی به کمک تکنیک پیش تاکید-واتاکید

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

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

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

چکیده: امروزه تمایل زیادی به ذخیره طولانی مدت سیگنال های الکترومایوگرام (EMG) و بنابراین فشرده سازی مؤثر آنها وجود دارد. در این مقاله، با توجه به تغییرات زمانی نسبتاً سریع سیگنال های الکترومایوگرام، یک نسخه هموار متناظر با سیگنال الکترومایوگرام مورد نظر تولید می شود تا کارایی فشرده سازی بهبود یابد. برای هموار سازی سیگنال، برای اولین بار در این مقاله، از تکنیک پیش تاکید-واتاکید در حوزه تبدیل فوریه استفاده شده است. سیگنال هموار شده، به منظور افزایش تزاید مکانی، به کمک تکنیک دوبعدی سازی به تصویر معادل خود تبدیل و سپس به کمک تبدیل موجک و کدگذاری SPIHT فشرده سازی می شود. روش پیشنهادی به کمک دو دسته از معیارها، معیارهای قدرت فشرده سازی (شامل PRD و CF) و معیارهای قدرت حفظ اطلاعات کلینیکی (شامل چهار پارامتر طیفی) ارزیابی شده است. نتایج، همگی نشان دهنده توانمندی و برتری روش پیشنهادی در مقایسه با مهم ترین روش های امروزی بوده اند.

واژه های کلیدی: فشرده سازی سیگنال های الکترومایوگرام، هموار سازی سیگنال، تکنیک پیش تاکید-واتاکید، تبدیل فوریه، دوبعدی سازی، تبدیل موجک، کدگذار SPIHT.

Electromyogram Signal Compression Using Pre/De-emphasis-Based Smoothing Technique

M. Magari¹, Msc student; H. Grailu², Assistant Professor

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

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

Abstract: Today, there is a great tendency to store long-term recordings of electromyogram (EMG) signals; thus, showing the importance and necessity of effective compression of this type of biomedical signals. In this paper, regarding to the relatively rapid variation of EMG instantaneous amplitudes and thus having rather high frequency components, we have proposed a compression approach in which a smooth and reversible version of the input EMG signal is generated to be compressed instead of the original one; thus, improving the compression efficiency. We have used the pre/de-emphasis technique in the Fourier domain to produce a smooth signal from the input EMG signal. The smoothed signal is then simply converted to the corresponding 2D image and finally, compressed by the Wavelet transform and Set Partitioning In Hierarchical Trees (SPIHT) codec. The proposed method is evaluated by two sets of criteria, measuring the compression efficiency (including the PRD and CF measures) and capability of preserving the clinical information (including four spectral parameters). The results show the superiority of the proposed method compared to most of existing approaches.

Keywords: Electromyogram Signal Compression, Signal Smoothing, Pre/De-emphasis Technique, Fourier Transform, Wavelet Transform, SPIHT codec.

تاریخ ارسال مقاله: ۱۳۹۶/۱۰/۲۳

تاریخ اصلاح مقاله: ۱۳۹۷/۰۵/۱۴

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۷/۱۱/۰۷

نام نویسنده مسئول: هادی گرایلو

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

۱- مقدمه

امروزه، سیگنال‌های حیاتی بدن نظیر EEG، EMG و ECG کاربردهای مهمی مانند تشخیص زودهنگام بیماری، کنترل وسایل مکانیکی نظیر ربات‌ها و پروتزهای مصنوعی، و تحلیل رفتار انسان پیدا کرده‌اند [۱، ۲]. سیگنال‌های ماهیچه‌ای یا الکترومایوگرام^۱ (EMG) یکی از سیگنال‌های حیاتی است که معرف میزان فعالیت الکتریکی مربوط به انقباض عضلات بدن انسان هستند. پهنای باند سیگنال‌های EMG نسبتاً زیاد (در بازه فرکانسی ۱۰ تا ۶۰۰ هرتز) است؛ [۳] لذا، رفتار آنها در حوزه زمان شامل تغییرات نسبتاً تند و سریع است. حدود ۹۰ الی ۹۵٪ از انرژی سیگنال‌های EMG در بازه فرکانسی ۱۰-۴۵۰ Hz قرار دارد [۴].

سیگنال‌های الکترومایوگرام (EMG) ابزار مفیدی در ارزیابی رفتار ماهیچه هستند [۵]. این سیگنال‌ها در کاربردهای کلینیکی مانند ارزیابی خستگی عضله [۶]، تشخیص اختلالات عصبی [۷] و ارزیابی بیومکانیکی [۸] بسیار مهم تلقی می‌شوند. از این سیگنال‌ها در واسطه‌های کنترلی [۹] زیاد استفاده می‌شود؛ این واسطه‌ها امکان استفاده از پروتزهای مصنوعی [۱۰] و در نتیجه بهره‌مندی بیشتر افراد معلول را فراهم می‌کنند [۱۱]. همچنین از سیگنال‌های الکترومایوگرام می‌توان در طبقه‌بندی احساسات بشری استفاده کرد [۱۲]. یکی دیگر از دلایل توجه و علاقه زیاد به این نوع سیگنال‌ها در سال‌های اخیر، توسعه و پیشرفت در تکنیک‌های پردازش سیگنال است که موجب بروز کاربردهای جدیدی شده است. برای مثال، می‌توان از طریق تحلیل LDA حرکات انگشت را طبقه‌بندی کرد [۱۳].

امروزه تمایل زیادی به انتقال و ذخیره طولانی مدت سیگنال‌های EMG وجود دارد [۵]. در شرایطی که نیاز به مانیتور مداوم عملکرد عضله از روی سیگنال‌های EMG است، مانند مانیتور کردن فعالیت‌های کاری [۱۴]، طول زمانی این سیگنال‌ها ممکن است تا ساعت‌ها طول بکشد؛ به ویژه، 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 چالش برانگیزی است؛ زیرا، نمونه‌برداری این سیگنال‌ها معمولاً با نرخ ۱ KHz تا ۲۰ KHz و با دقتی بین ۱۲ تا ۱۶ بیت بر نمونه انجام می‌شود [۵] (عامل اول). به علاوه، گاهی لازم است به طور همزمان از چندین سیستم تشخیصی روی یک فرد و یا یک عضله استفاده شود؛ یعنی، این سیگنال‌ها ممکن است به صورت 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 تولید و ذخیره‌سازی چنین پایگاه‌هایی داریم (عامل سوم). به علاوه، در این کاربردها ممکن است سیگنال‌های EMG به صورت بی‌سیم منتقل شوند؛ یعنی، سنسورها پس از جمع‌آوری سیگنال‌ها آنها را از طریق یک فرستنده منتقل کرده و (در جایی دیگر) یک گیرنده، سیگنال‌ها را دریافت، ذخیره و در زمان مناسب پردازش

کند [۱۶] (عامل چهارم). حتی مساله در حالتی که از سیگنال‌های EMG چگالی بالا استفاده شود [۴]، وخیم‌تر و جدی‌تر می‌شود؛ چرا که حجم داده‌ها به طور قابل ملاحظه‌ای 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. یک نکته مهم در این جا این است که در کنار نیاز به طرح‌ها و روش‌های فشرده‌سازی مؤثر سیگنال‌های EMG، فشرده‌سازی باید به گونه‌ای انجام شود که اطلاعات کلینیکی مهم (که در تشخیص پزشکی اهمیت دارند) حفظ شوند تا از میزان سودمندی این سیگنال‌ها کاسته نشود [۱۷، ۱۸، ۱۹]. 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 هموارسازی سیگنال با استفاده از تکنیک پیش‌تاکید-واتاکید، دوبعدی سازی، تبدیل موجک و کدگذاری بخش‌بندی مجموعه مبتنی بر درخت‌های سلسله‌مراتبی (SPIHT)^۲ پیشنهاد شده است. در این فشرده‌سازی، هدف ما علاوه بر رسیدن به مصالحه مناسب بین میزان فشرده‌سازی و میزان شباهت عددی بین سیگنال اصلی و سیگنال فشرده‌شده، حفظ حداکثری اطلاعات کلینیکی سیگنال فشرده‌شده نیز می‌باشد؛ لذا، در هنگام ارزیابی کارایی فشرده‌سازی روش پیشنهادی از معیارهای مربوط به میزان حفظ این نوع از اطلاعات استفاده خواهیم کرد.

سیگنال‌های الکترومایوگرام دارای تغییرات زمانی نسبتاً سریع و بنابراین، طیف میان‌گذر می‌باشند. این ویژگی موجب پایین آمدن درجه همبستگی زمانی بین نمونه‌های مجاور سیگنال و بنابراین، آفت کارایی روش‌های فشرده‌سازی، به ویژه، روش‌های مبتنی بر تبدیل (مانند استانداردهای JPEG و JPEG2000 که مبتنی بر به ترتیب تبدیل‌های DCT و موجک هستند) و نیز کدگذارهای مبتنی بر آنالیز (مانند کدگذارهای هافمن و حسابی که در استانداردهای به ترتیب JPEG و JPEG2000 استفاده می‌شوند) می‌گردد.

ایده اصلی هموارسازی در این مقاله، که طبق دانسته ما برای اولین بار در این مقاله مطرح شده است، مبتنی بر تولید یک سیگنال هموار متناظر با هر سیگنال الکترومایوگرام مورد نظر است؛ طوری که به جای فشرده‌سازی سیگنال الکترومایوگرام اصلی، از این سیگنال هموار متناظر استفاده شده و در واحد بازسازی نیز پس از بازسازی این سیگنال هموار، بتوان به سیگنال اصلی دست یافت. روش هموارسازی پیشنهادی در این مقاله برگرفته از تکنیک پیش‌تاکید-واتاکید است که در حوزه سیستم‌های مخابراتی استفاده می‌شود [۲۰]. در مدولاسیون فرکانسی (FM) به منظور جلوگیری از اثر نامطلوب تداخل کانال‌های مجاور، ابتدا در واحد فرستنده، سیگنال پیام را توسط یک فیلتر پایین‌گذر خاصی به نام فیلتر «پیش‌تاکید» فیلتر کرده و سپس در واحد گیرنده پس از انجام مدولاسیون، توسط فیلتر بالاگذر خاص دیگری به نام فیلتر «واتاکید»

تشکیل تصویر استفاده و سپس، از تبدیل موجک و کدگذاری EZW^۴ برای کدگذاری ضرایب موجک استفاده شده است. دیگر روش‌های فشرده‌سازی سیگنال‌های EMG را می‌توان در دسته‌هایی که نام برد، گنجانده؛ برای مثال در [۲۶] روشی به نام تجزیه کننده چندمقیاسی چندبعدی (MMP) پیشنهاد شده که مبتنی بر تخمین قطعه‌های سیگنال (به طول‌های مختلف) به کمک عناصری از یک کتابخانه وفقی چندمقیاسی می‌باشد (تخمین پارامتری).

روش‌های مرسوم فشرده‌سازی سیگنال‌های EMG معمولاً از روش‌های یک بعدی استفاده می‌کنند؛ زیرا، خود این سیگنال‌ها یک بعدی هستند (البته مگر این که چند الکترواد را با هم به عنوان یک سیگنال چندبعدی در نظر بگیریم [۴]). رویکرد جدیدی که اخیراً معرفی شده و متفاوت از رویکرد متداول است، دوبعدی‌سازی و تبدیل سیگنال‌های یک بعدی به سیگنال دوبعدی، یعنی یک تصویر است. در [۲۷] از بازچینی سیگنال یک بعدی 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 [۲۸] و H.264/AVC [۲۹] فراهم می‌شود.

نکته مهم در مورد اعمال روش دوبعدی‌سازی (که مبتنی بر فشرده‌سازی‌های تصویر هستند) به سیگنال‌های EMG این است که این گونه فشرده‌سازها از آن جایی که مبتنی بر فرآیند «تبدیل-کوانتیزه‌سازی-کدگذاری» هستند، تنها برای تصاویر هموار بسیار مؤثر عمل می‌کنند [۳۰]. این در حالی است که در مورد سیگنال‌های EMG که به حالت دوبعدی تبدیل می‌شوند، تصویر حاصل هموار نبوده و شبیه به نویز است [۲۷، ۳۱] (شکل ۴-الف ملاحظه شود). لذا، انرژی سیگنال تصویر تنها روی محدوده فرکانس‌های پایین متمرکز نبوده و در بازه‌های فرکانسی دیگر نیز پراکنده شده است [۳۲]. این امر موجب افت قابل ملاحظه کارایی فشرده‌سازها می‌شود.

با توجه به مجموعه روش‌های موجود جهت فشرده‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرام، نکات زیر قابل تأمل 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) تصویر حاصل از دوبعدی‌سازی سیگنال الکترومایوگرام رفتاری نویزگونه از خود نشان می‌دهد. این رفتار موجب افت کارایی فشرده‌سازی روش‌های مبتنی بر تبدیل می‌شود. در روش پیشنهادی در این مقاله، از طریق روش هموارسازی برگشت‌پذیر پیشنهادی، این مشکل تا حد زیادی مرتفع شده است. در این مقاله، برای اولین بار از تکنیک پیش‌تاکید-واتاکید برای هموارکردن سیگنال الکترومایوگرام استفاده شده است.

که به نوعی معکوس فیلتر پیش‌تاکید عمل می‌کند، طیف اصلی و اولیه سیگنال پیام بازسازی می‌شود. البته دلیل و توجیه استفاده از تکنیک پیش‌تاکید-واتاکید در این مقاله، بسیار متفاوت از دلیل ارائه شده در سیستم‌های مخابراتی است. در مقاله حاضر، از فیلتر پایین‌گذر پیش‌تاکید به منظور پایین‌گذر کردن طیف سیگنال الکترومایوگرام و در نتیجه هموارکردن آن استفاده می‌شود. هر قدر سیگنالی هموارتر باشد ضرایب فرکانس بالای کوچکتري در طیف حاصل از تبدیل (مانند تبدیل DCT و تبدیل موجک) آن وجود خواهد داشت. 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. در واحد بازسازی، این سیگنال هموار به کمک فیلتر معکوس و بالاگذر واتاکید به حالت اولیه خود بازگردانده 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 [۵].

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 روش‌ها، روش پیشنهاد شده در [۲۱] است که مبتنی بر ADPCM به همراه کوانتیزه‌سازی وفقی است؛ این تکنیک 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 [۲۲] است که مبتنی بر مدل‌های اتورگرسیو بوده و قادر به حفظ ویژگی‌های طیفی می‌باشد؛ اما، شکل سیگنال را به درستی و با دقت مناسب بازسازی نمی‌کند. در [۲۳] 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 آنتروپی، 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) [۲۴] و تبدیل موجک گسسته (DWT)^۲ استفاده می‌کنند؛ گرچه، تبدیل موجک معمولاً نتایج بهتری تولید کرده است. برای مثال در [۲۵] از قطعه‌هایی به طول ۱۰۲۴ جهت

ورودی در گام اول، به کمک فیلتر پیش‌تاکید به نسخه هموار متناظر خود تبدیل شده و سپس در گام بعدی، سیگنال هموار شده به سیگنالی دوبعدی، یعنی یک تصویر تبدیل می‌شود. فرآیند دوبعدی سازی موجب فراهم کردن امکان کاهش بیشتر تزیاد از سیگنال ورودی و بنابراین، افزایش کارایی فشرده‌سازی سیگنال الکترومایوگرام می‌شود. در آخرین گام، تبدیل موجک روی تصویر ورودی اعمال و ماتریس ضرایب این تبدیل، به کمک کدگذاری SPIHT به دنباله بیتی خروجی نهایی تبدیل و سیگنال فشرده‌شده تشکیل می‌شود.

ترتیب فرآیندهایی که در مسیر بازسازی اجرا می‌شوند، عکس ترتیب فرآیندهای متناظر خود در مسیر فشرده‌سازی هستند؛ به بیان دیگر، با توجه به دیاگرام بلوکی شکل (۱-ب)، ابتدا سیگنال فشرده‌شده توسط کدگشایی 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، با استفاده از فیلتر و تاکید، به سیگنال الکترومایوگرام نهایی تبدیل می‌شود.

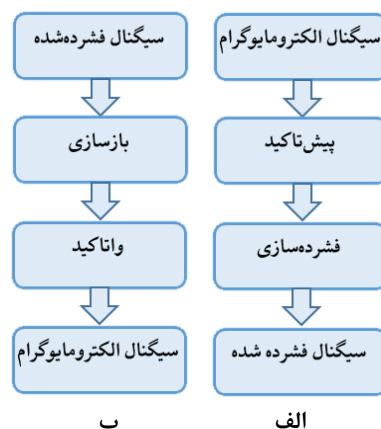
زیربخش‌هایی که در ادامه آورده شده‌اند، مهم‌ترین بلوک‌های موجود در شکل (۱) را توضیح می‌دهند.

(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 را می‌توان به دو دسته معیارهای قدرت فشرده‌سازی و معیارهای قدرت حفظ اطلاعات کلینیکی دسته بندی کرد. در دسته اول دو معیار ریشه درصدی میانگین مجذور تفاضلات (PRD)^۵ و ضریب فشرده‌سازی (CF)^۶ 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 به طور 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) [۳۴، ۳۳، ۱۸] استفاده شده 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. مطابق با دیاگرام شکل (۱-الف) سیگنال الکترومایوگرام



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

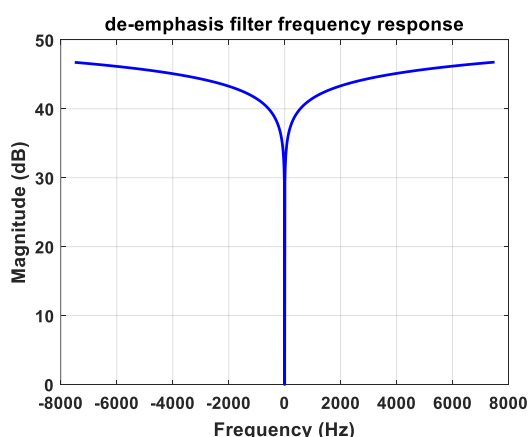
۳-۱ تکنیک فیلتر پیش‌تاکید-واتاکید

فیلتر پیش‌تاکید یک نوع فیلتر پایین‌گذر با پاسخ فرکانسی خاصی است. اندازه پاسخ فرکانسی این فیلتر در فرکانس صفر برابر واحد و سپس با افزایش فرکانس مقدار آن به سمت مقدار مشخص اما غیرصفری نزدیک می‌شود. در بزرگترین فرکانس، یعنی فرکانس π رادیان بر ثانیه (که معادل با فرکانس $f_s/2$ هرتز است) این مقدار برابر α می‌شود که مقدار پارامتر α غیرصفر و کمتر از واحد است. بدین ترتیب، مولفه‌های فرکانس بالای موجود در طیف سیگنال الکترومایوگرام ورودی بیشتر از مولفه‌های فرکانس پایین تضعیف شده و سیگنال حاصل از این فیلتر، به دلیل

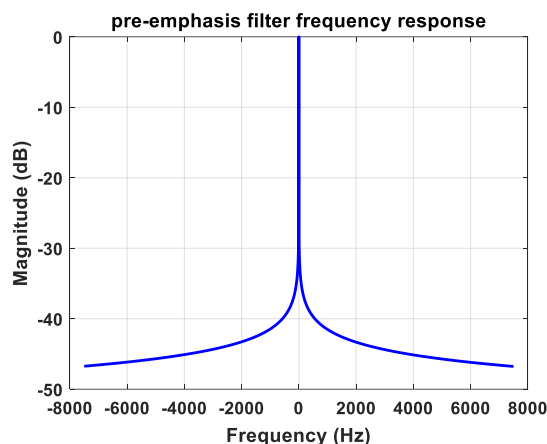
تضعیف مولفه‌های فرکانس بالای آن، سیگنالی هموارتر از سیگنال ورودی فیلتر خواهد بود. پاسخ فرکانسی فیلتر پیش‌تاکید مورد استفاده در کار این مقاله به صورت زیر انتخاب شده است:

$$H_{pe}(f) = \frac{1}{1 + j.K.f^p} \quad (1)$$

تابع فوق با سعی و خطا و با الهام از فیلترهای پیش‌تاکید-واتاکید مورد استفاده در برخی سیستمهای مخابراتی [۲۰] انتخاب و استفاده شده است. شکل ۲-الف اندازه پاسخ فرکانسی این فیلتر را به ازاء $K=15$ و $p=0.3$ نشان می‌دهد.



ب



الف

شکل ۲: اندازه پاسخ فرکانسی فیلترهای (الف) پیش‌تاکید و (ب) واتاکید

۲-۲ فشرده‌سازی و بازسازی

سیگنال‌های هموار شده حاصل از فیلتر پیش‌تاکید با یک بازچینی معمولی سطری یا ستونی، هر یک به تصویری مربعی تبدیل و ابتدا از تبدیل موجک جهت به دست آوردن ماتریس ضرایب این تبدیل و سپس از کدگذاری SPIHT [۳۶] برای تبدیل ضرایب ماتریس ضرایب تبدیل موجک به دنباله بیتی نهایی استفاده می‌شود. از مزایای این روش کدگذاری، قابل تنظیم بودن مقدار نرخ بیت (یا همان بودجه بیتی) مورد نیاز برای کدگذاری ماتریس ضرایب تبدیل موجک است. با افزایش مقدار نرخ بیت، rate، کیفیت سیگنال الکترومایوگرام فشرده‌شده افزایش (و بنابراین مقدار معیارهایی نظیر PRD و میانگین و واریانس تغییرات پارامترهای طیفی کاهش) اما در مقابل، میزان فشرده‌سازی این سیگنال کاهش می‌یابد.

برای مثال ارائه شده در شکل ۳، دو تصویر حاصل از دوبعدی‌سازی زیرسیگنالهای شکل‌های ۳-ب و ۳-ج به ترتیب در شکل‌های ۴-الف و ۴-ب نشان داده شده‌اند. برای مقایسه و درک تأثیر روش هموارسازی پیشنهادی، تصویر حاصل از دوبعدی‌سازی سیگنال اولیه الکترومایوگرام (بدون عبور از مرحله فیلتر پیش‌تاکید) نیز در شکل ۴-ج نمایش داده شده است. با توجه به این که در کدگذار SPIHT لازم است ماتریس ضرایب، مربعی و توان صحیحی از ۲ (یعنی به صورت 2^{2n} , $n \in \mathbb{N}$) باشد، و از طرفی سیگنال الکترومایوگرام به دو زیرسیگنال تقسیم می‌شود که هر کدام منتهی به یک تصویر مربعی می‌شوند؛ بنابراین، طول سیگنال الکترومایوگرام ورودی باید به صورت $M=2^{2n+1}$, $n \in \mathbb{N}$ انتخاب شود.

برای بازسازی سیگنال الکترومایوگرام فشرده‌شده، مطابق با دیاگرام بلوکی شکل ۱-ب، ابتدا به کمک کدگشای SPIHT ماتریس ضرایب تبدیل موجک مربوط به هریک از دو تصویر اشاره شده محاسبه و سپس، با استفاده از عکس تبدیل موجک، هر یک از دو تصویر مزبور محاسبه می‌شوند. حال، این دو تصویر هر یک به سیگنالی یک‌بعدی تبدیل و سپس قسمتهای حقیقی و موهومی یک سیگنال مختلط را تشکیل خواهند داد.

برای انجام فیلترکردن پیش‌تاکید، سیگنال الکترومایوگرام ورودی، $x_1 = x(1:L)$ را به دو نیمه تقسیم می‌کنیم: نیمه اول $x_1 = x(1:L)$ و نیمه دوم $x_2 = x(L+1:2L)$. با استفاده از این دو نیمه یک سیگنال مختلط می‌سازیم:

$$X_{\text{complex}} = X_1(n) + j.X_2(n) \quad (۲)$$

حال تبدیل فوریه این سیگنال را پس از محاسبه در تابع پاسخ فرکانسی رابطه (۱) ضرب کرده و با استفاده از عکس تبدیل فوریه به سیگنالی مختلط، $y(n)$ می‌رسیم:

$$X(f) = \text{FT}\{X_{\text{complex}}\} \quad (۳)$$

$$Y(f) = X(f) * H_{pe}(f) \quad (۴)$$

$$y(n) = \text{IFT}\{Y(f)\} \quad (۵)$$

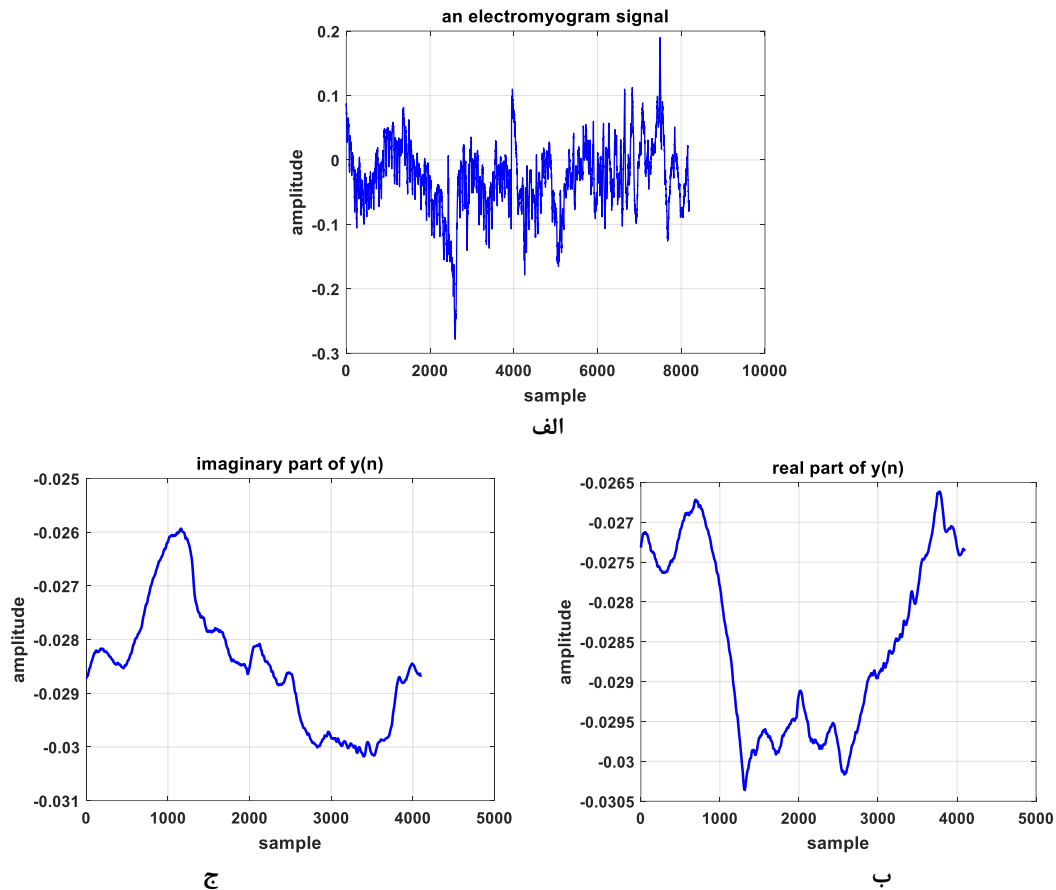
در روابط بالا، FT و IFT به ترتیب، تبدیل فوریه و عکس تبدیل فوریه می‌باشند.

سیگنال $y(n)$ سیگنالی است که هر دو بخش حقیقی و موهومی آن رفتاری هموار و نرم دارند. یک نمونه سیگنال الکترومایوگرام به همراه سیگنالهای بخشهای حقیقی و موهومی $y(n)$ متناظر با این سیگنال در شکل ۳ نشان داده شده است. با توجه به این شکلها، واضح است که زیرسیگنالهای مربوط به بخشهای حقیقی و موهومی بسیار هموارتر از سیگنال الکترومایوگرام اصلی هستند.

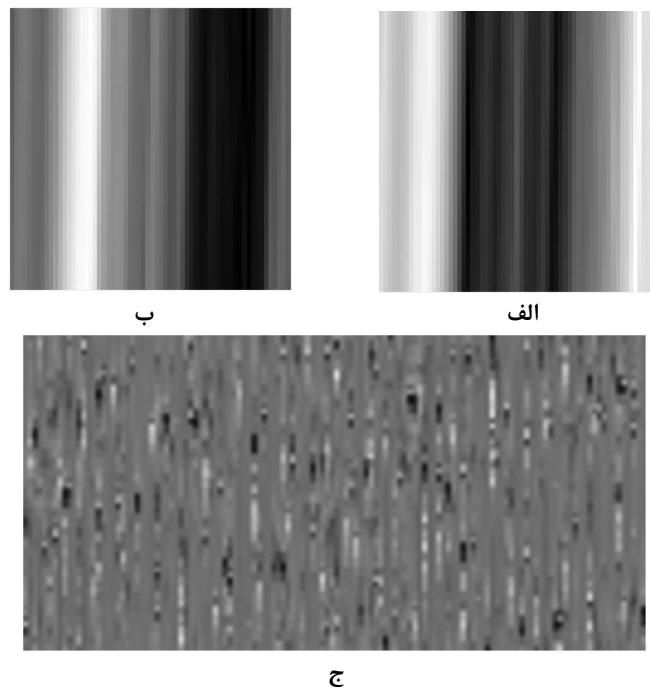
پاسخ فرکانسی فیلتر واتاکید عکس پاسخ فرکانسی فیلتر پیش‌تاکید است؛ یعنی:

$$H_{de}(f) = \frac{1}{H_{pe}(f)} = 1 + j.K.f^p \quad (۶)$$

بدین ترتیب، فیلتر واتاکید تغییراتی را که در طیف سیگنال مختلط حاصل از دونیم کردن سیگنال الکترومایوگرام داده بود، به حالت اولیه برمی‌گرداند. شکل ۲-ب اندازه پاسخ فرکانسی این فیلتر را به ازاء $K=15$ و $p=0.3$ نشان می‌دهد.



شکل ۳: (الف) یک نمونه سیگنال الکترومایوگرام، (ب) و (ج) سیگنال‌های مربوط به بخش‌های به ترتیب حقیقی و موهومی سیگنال مختلط حاصل از فیلتر پیش‌تاکید



شکل ۴: (الف) و (ب) تصاویر حاصل از دوبعدی‌سازی زیرسیگنال‌های هموار شده شکل‌های به ترتیب (۳-ب) و (۳-ج)، (ج) تصویر حاصل از دوبعدی‌سازی سیگنال اولیه الکترومایوگرام. با مقایسه هریک از شکل‌های (الف) یا (ب) با شکل (ج) تأثیر استفاده از تکنیک هموارسازی پیشنهادی مشخص می‌شود

سیس، مقادیر پارامترهای روش پیشنهادی و نحوه انتخاب آنها توضیح داده می‌شود. در ادامه، کارایی روش پیشنهادی از دو منظر اشاره شده بر طبق برخی از مهمترین معیارهای موجود و یا پیشنهادی در این مقاله، ارزیابی و با تعدادی از روش‌های موجود مقایسه می‌شود.

۴-۱ مقادیر پارامترهای مورد استفاده در روش پیشنهادی

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

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

پارامتر	مقدار	توضیح
M	۲ ^{۱۵}	طول قطعه سیگنال الکترومایوگرام ورودی
K	۱۵	ضریب مورد استفاده در روابط فیلترهای پیش‌تاکید و واتاکید
P	۰/۳	توان مورد استفاده در روابط فیلترهای پیش‌تاکید و واتاکید
Rate	قابل تنظیم	مقدار بیت بر پیکسل مورد نظر جهت فشرده‌سازی تصاویر دوبعدی حاصل از زیرسیگنال‌های هموار شده

۴-۲ نتایج شبیه‌سازی

در این بخش، کارایی روش پیشنهادی از دو منظر فشرده‌سازی و حفظ اطلاعات پزشکی مورد بررسی 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.

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 ۵ نشان داده شده است، اقدام به تهیه یک پایگاه داده نمودیم. در این کار از ۱۵ داوطلب مرد ۱۹-۲۴ سال استفاده و سیگنال‌های مربوط به ماهیچه دوسربازویی آن‌ها در حالت انقباض طول-ثابت با مقدار مختلف درصدی حداکثر انقباض ارادی (MVC)^۶ برابر ۵۰٪ (مقدار متداول مورد استفاده در روش‌های موجود)، دقت بی‌تی ۱۶ بیت و نرخ نمونه‌برداری ۲/۴ KHz ثبت و ذخیره گردید. سیگنال ثبت شده برای هر فرد دارای مدت زمانی بین ۲ الی ۳ دقیقه بود. در تهیه تمام سیگنال‌ها، سعی شد شرایطی مشابه با شرایط اعمال

شده در [۳۳، ۱۸] فراهم شود؛ بنابراین برای مثال، هر داوطلب ساعت 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 دیجیتالی EMG، پس از نمونه‌برداری و تبدیل به حالت دیجیتالی، 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.

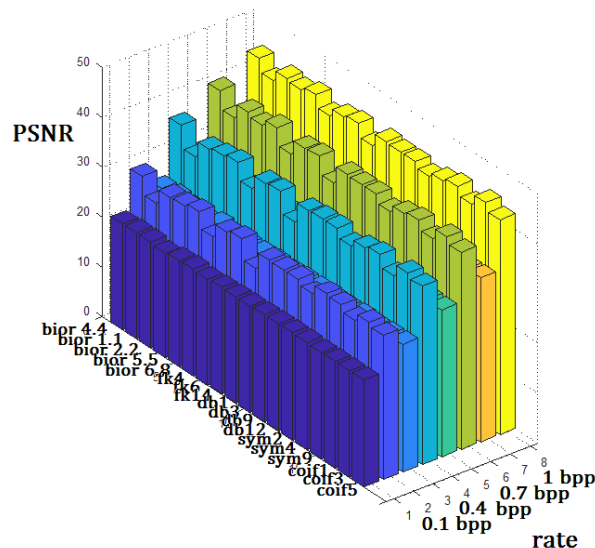


شکل ۵: دستگاه مورد استفاده جهت ثبت سیگنال‌های الکترومایوگرام و تهیه پایگاه داده در کار این مقاله

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^۴ برحسب نرخ بیتی که فشرده‌سازی در آن نرخ انجام شد، محاسبه گردید. نتایج مربوطه در شکل ۶ نشان داده شده است. در این شکل، نتایج مربوط به حالتی که از روش هموارسازی پیشنهادی استفاده نشده باشد نیز نمایش داده شده است. در این نمایش، مقدار متوسط PSNR برحسب نرخ بیت (متغیر rate در شکل ۶) و نوع تابع موجک مادر نمایش داده شده است. روی محور rate چهار مقدار مختلف اما هشت منحنی نمایش داده شده است؛ این دو منحنی یکی برای زمانی که از روش هموارسازی پیشنهادی استفاده شده باشد و یکی برای زمانی که از این روش استفاده نشده باشد،

می‌باشد. به این ترتیب می‌توان تأثیر روش هموارسازی پیشنهادی را روی کارایی فشرده‌سازی روش (تبدیل موجک + کدگذاری SPIHT) بررسی کرد. با توجه به نتایج شکل ۶ می‌توان دید که (۱) بهترین تابع موجک مادر، موجک دو تعامدی bior 6.8 می‌باشد، (۲) روش پیشنهادی هموارسازی توانسته کارایی فشرده‌سازی روش (تبدیل موجک + کدگذاری SPIHT) را به طور متوسط تا ۱۰ dB بهبود دهد. البته میزان بهبود در کارایی فشرده‌سازی در نرخ بیت‌های مختلف، متفاوت است؛ هر قدر نرخ بیت بیشتر باشد میزان بهبود کارایی فشرده‌سازی نیز بیشتر می‌شود. این تأثیر قابل توجه روش هموارسازی پیشنهادی، با در نظر گرفتن و مقایسه شکل‌های ۴-الف یا ۴-ب با شکل ۴-ج قابل درک و قبول است؛ با توجه به شکل‌های ۴-الف یا ۴-ب، 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 روش (تبدیل موجک + کدگذاری SPIHT) بسیار افزایش می‌یابد [۳۶].



شکل ۶: 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

۴-۴ ارزیابی قدرت فشرده‌سازی روش پیشنهادی

در این بخش، ابتدا یک نمونه سیگنال الکترومایوگرام ورودی 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 [۳۴، ۱۸]؛ 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 بستان بین دو عامل میزان فشرده‌سازی و میزان نزدیکی سیگنال فشرده شده به سیگنال اصلی نشان می‌دهد. روابط تعریف کننده دو معیار PRD و CF عبارتند از:

$$CF\% = 100 * \left(1 - \frac{1}{CR}\right) \quad (7)$$

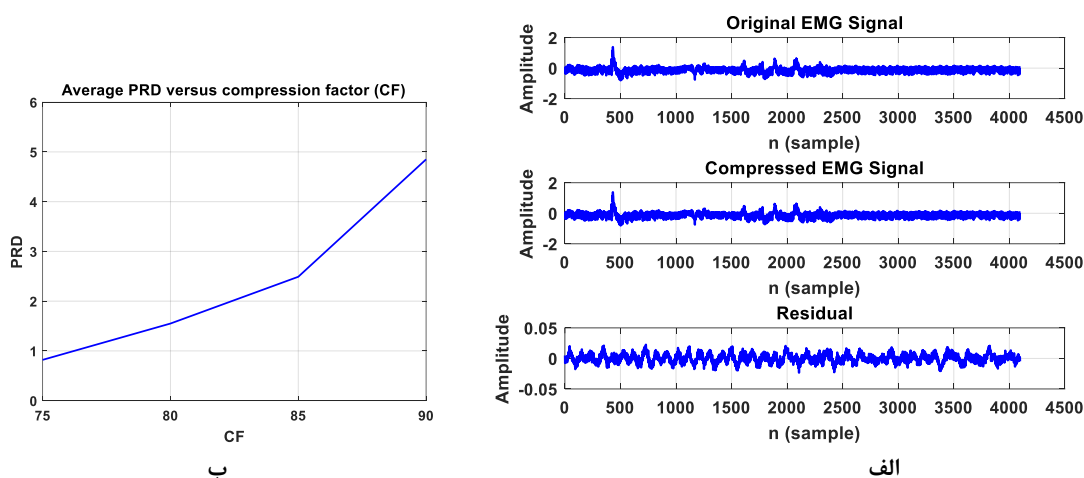
$$PRD = 100 * \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (x[n] - \hat{x}[n])^2}{\sum_{n=1}^N x[n]^2}} \quad (8)$$

که در آن $x[n]$ و $\hat{x}[n]$ به ترتیب سیگنال اصلی و سیگنال فشرده شده بوده و منظور از CR نیز میزان فشرده سازی است.

در شکل ۷ یک نمونه سیگنال اصلی، سیگنال فشرده شده و سیگنال باقیمانده نشان داده شده است. مقدار نرخ بیت استفاده شده در کدگذاری

برابر ۹/۴٪ و میزان فشرده‌سازی، ۱۰ برابر (معادل با ضریب فشرده‌سازی ۹۰٪) حاصل شده است.

SPIHT در اینجا برابر با $\text{rate}=0.8 \text{ bpp}$ انتخاب شده است. مشاهده می‌شود که سیگنال فشرده شده بسیار به سیگنال اصلی نزدیک و سیگنال باقیمانده، دامنه بسیار کوچکی دارد. در این مثال، مقدار PRD



شکل ۷: (الف) یک نمونه سیگنال الکترومایوگرام و حاصل فشرده شده به کمک روش پیشنهادی؛ از بالا به پایین: سیگنال اصلی، سیگنال فشرده شده، و سیگنال باقیمانده. (ب) کارایی فشرده‌سازی روش پیشنهادی در فشرده‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرام متعلق به پایگاه داده و با استفاده از معیار متوسط مقدار PRD بر حسب ضریب فشرده‌سازی (CF)

است؛ در این جدول نیز از متوسط مقدار معیار PRD برای چند مقدار مختلف ضریب فشرده‌سازی استفاده شده است.

متوسط مقدار معیار PRD بر حسب ضریب فشرده‌سازی، CF پس از اعمال روش پیشنهادی روی پایگاه داده مورد استفاده در کار این مقاله در شکل ۷-ب نشان داده شده است. همچنین نتایج مقایسه کارایی روش پیشنهادی با مهمترین روش‌های موجود در جدول ۲ نشان داده شده

جدول ۲: مقایسه کارایی فشرده‌سازی (بر طبق معیار PRD) روش پیشنهادی با چند روش از مهمترین روش‌های موجود

	Compression Factor			
	75%	80%	85%	90%
Norris et. al. [37]	۳/۸	۵	۷/۸	۱۳
Berger et. al. [3]	۲/۵	۳/۳	۶/۵	۱۳
Filho et. al. [26]	۱/۶۱	۲/۵۱	۴/۱۳	۷/۳۶
Trabuco et. al. [34]	۲/۲۲	۲/۵۲	۳/۳۱	۶/۸۸
Wheidima et. al. [JPEG2000] [42]	۱/۵۳	۲/۳۸	۴/۰۵	۸/۲۷
Wheidima et. al. [JPEG2000+PDS] [42]	۱/۴۶	۲/۲۶	۳/۸۱	۶/۸۸
Wheidima et. al. [H.264/AVC] [42]	۲/۹۳	۴/۰۳	۵/۹۹	۱۰/۲۱
Wheidima et. al. [H.264/AVC+PDS] [42]	۲/۷۹	۳/۸۳	۵/۷۳	۹/۷۹
Wheidima et. al. [HEVC+SbS] [42]	۱/۶۵	۲/۲۳	۳/۳۸	۶/۱۴
Wheidima et. al. [Mod. 2D MMP] [42]	۱/۳۸	۲/۱۳	۳/۶۲	۷/۰۰
Costa et. al. [JPEG2000] [27]	۳/۵۰	۴/۴۸	۶/۹۲	۱۳/۴۴
Costa et. al. [H.264/AVC] [27]	۵/۳۷	۶/۹۰	۹/۹۳	۱۶/۶۲
Wheidima et. al. [EDS + HEVC] [43]	۱/۶۳۴	۲/۲۳۴	۳/۴۱۷	۶/۲۳۸
Wheidima et. al. [REDS + HEVC] [43]	۱/۶۰۱	۲/۲۲۰	۳/۴۰۸	۶/۲۷۱
Wheidima et. al. [EDS + H.264/AVC] [43]	۲/۴۹۱	۳/۴۶۶	۵/۳۴۲	۹/۲۷۳
Wheidima et. al. [REDS + H.264/AVC] [43]	۲/۵۰۰	۳/۴۷۹	۵/۳۶۱	۹/۳۵۶
Wheidima et. al. [EDS + JPEG2000] [43]	۱/۴۰۹	۲/۲۰۱	۳/۶۹۸	۷/۴۴۵
Wheidima et. al. [REDS + JPEG2000] [43]	۱/۴۰۸	۲/۲۰۰	۳/۷۴۵	۷/۵۰۰
Proposed	۰/۹۴	۱/۷۲	۲/۵۳	۴/۹۶

$$var = \sum_{i=1}^N (f_i - f_{mean})^2 P[f_i](f_i - f_{i-1}) \quad (12)$$

که در این روابط، $P[.]$ تابع چگالی طیف توان سیگنال است. روش تحلیل تأثیر بر پارامترهای طیفی این گونه است که پارامترهای طیفی یک بار برای سیگنال اصلی و یک بار برای سیگنال فشرده شده 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 موجود، در جدول ۳ 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 تکنیک هموارسازی است که موجب شده است با تخصیص بودجه بیتی کمتر بتوان به همان کیفیت اولیه دست یافت. دلیل دیگر این است که روش پیشنهادی (به طور 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 باقی مانده 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 می‌باشد [۱۸].

جدول ۲ به خوبی توانمندی روش فشرده‌سازی پیشنهادی را در مقایسه با روش‌های موجود نشان می‌دهد. با توجه به این که مقادیر PRD کمتر از حدود ۷٪ موجب حفظ نسبی پارامترهای طیفی می‌شود [۲۳، ۲۶، ۳۳، ۳۴]، جدول ۲ اهمیت روش پیشنهادی در پایین نگه‌داشتن این معیار و هم‌زمان رسیدن به مقادیر بالای ضریب فشرده‌سازی را، در مقایسه با سایر روش‌ها نشان می‌دهد.

۴-۵ 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 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 [۲۸]. همچنین به کمک فرکانس‌های میانگین و میانه می‌توان خستگی عضله را تحلیل و بررسی کرد [۳۸، ۳۹]. و بالاخره این که با استفاده از ممان‌های مرتبه بالاتر می‌توان شکل موج پتانسیل عمل واحد محرکه را تخمین زد [۴۱].

اصلی‌ترین پارامترهای طیفی عبارتند از: فرکانس میانگین، فرکانس میانه، کجی یا چولگی، و واریانس. این پارامترها در اکثر مراجع مانند [۲۳، ۲۶، ۱۸] معرفی و استفاده شده‌اند. روابط تعریف کننده این پارامترها به ترتیب عبارتند از:

$$f_{mean} = \frac{\sum_{i=1}^N f_i P[f_i](f_i - f_{i-1})}{\sum_{i=1}^N P[f_i](f_i - f_{i-1})} \quad (9)$$

$$\sum_{i=1}^{f_{med}} P[f_i](f_i - f_{i-1}) = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N P[f_i](f_i - f_{i-1}) \quad (10)$$

$$skew = \frac{\sum_{i=1}^N (f_i - f_{mean})^3 P[f_i](f_i - f_{i-1})}{(\sum_{i=1}^N (f_i - f_{mean})^2 P[f_i](f_i - f_{i-1}))^{\frac{3}{2}}} \quad (11)$$

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

روش	MVC (%)	f_{mean}	f_{med}	Variance	Skewness
Wheidima et. al. [EDS + JPEG2000] [43]	۶۰	۰/۰۹۲۷±۰/۰۸۸۶	۰/۰۲۵۵±۰/۰۶۲۲	۰/۳۳۲۵±۰/۳۱۳۸	۰/۴۶۷۳±۰/۴۴۹۵
Wheidima et. al. [REDS + JPEG2000] [43]	۶۰	۰/۱۱۹۶±۰/۱۱۶۷	۰/۰۱۳۳±۰/۰۴۸۱	۰/۳۳۵۹±۰/۴۶۱۷	۰/۴۴۲۹±۰/۴۱۰۳
Wheidima et. al. [EDS + H.264/AVC] [43]	۶۰	۰/۳۷۲۲±۰/۳۰۵۲	۰/۰۲۴۰±۰/۰۵۹۰	۳/۸۹۹۴±۳/۴۴۶۱	۲/۴۵۶۷±۲/۳۱۹۴
Wheidima et. al. [REDS + H.264/AVC] [43]	۶۰	۰/۳۶۷۶±۰/۳۰۴۱	۰/۰۲۶۴±۰/۰۶۴۴	۳/۹۲۵۰±۳/۴۵۷۷	۲/۴۸۷۳±۲/۳۵۸۹
Wheidima et. al. [EDS + HEVC] [43]	۶۰	۰/۳۴۳۶±۰/۳۵۹۵	۰/۰۳۹۵±۰/۱۰۲۱	۰/۵۳۹۳±۰/۶۰۵۳	۰/۶۲۵۶±۰/۴۹۰۲
Wheidima et. al. [REDS + HEVC] [43]	۶۰	۰/۳۲۴۱±۰/۳۵۰۴	۰/۰۳۹۵±۰/۱۰۲۱	۰/۵۱۱۹±۰/۶۱۹۸	۰/۵۹۷۷±۰/۴۷۴۲
Filho et. al. [26]	۶۰	۱/۶۲±۱/۱۱	۰/۹۸±۱/۲۴	۹/۱۱±۵/۹۱	۵۶/۲۹±۲۱/۳۷
Carotti et. al. [23]	۵۰	۲/۸۸±۰/۴۹	۱/۸۳±۰/۸۸	-	۵/۷۷±۰/۹۵
Proposed	۶۰	۰/۰۸۵±۰/۰۶۸	۰/۰۱۳±۰/۰۳۲	۰/۰۳۵±۰/۰۳۸	۰/۳۱۹±۰/۳۰۱

۵- نتیجه‌گیری

و نیز حفظ پارامترهای طیفی استفاده شد. فیلترهای پیش‌تاکید-واتاکید در حوزه سیستم‌های مخابراتی به منظور مقاوم سازی سیگنال مدوله شده نسبت به تداخل کانال‌های مجاور انجام می‌شود اما در این مقاله، برای اولین بار، از این تکنیک جهت هموارسازی سیگنال الکترومایوگرام

در این مقاله یک روش فشرده‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرام مبتنی بر تبدیل موجک و کدگذاری SPIHT پیشنهاد شد که در آن از دو پیش‌پردازش مهم شامل هموارسازی سیگنال مبتنی بر فیلترهای پیش‌تاکید-واتاکید، و دوبعدی‌سازی جهت افزایش کارایی فشرده‌سازی

- [3] P. A. Berger, F. A. O. Nascimento, J. C. Carmo, and A. F. Rocha, "Compression of EMG Signals with Wavelet Transform and Artificial Neural Networks," *Physiological Measurement*, vol. 27, pp. 457-465, 2006.
- [4] 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. 25, pp. 1-23, 2014.
- [5] 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 the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cité Internationale, Lyon, France August 23-26, 2007*.
- [6] M. Mischi, C. Rabotti and M. Cardinale, "Electromyographic assessment of muscle fatigue during isometric vibration training at varying frequencies," *Proceedings of the IEEE international conference on engineering in medicine and biology society*, p. 2338-2341, 2010.
- [7] R. Merletti and P. Parker, *Electromyography: engineering and noninvasive applications*, Wiley Press, Hoboken, 2004.
- [8] P. Madeleine, A. Samani, M. de Zee, and U. Kersting, "Biomechanical assessments in sports and ergonomics," *Klika V*, editor. *Theoretical biomechanics*, InTech, pp. 335-360, 2011.
- [9] T. Hoshino, T. Suzuki, M. Tomono, M. Shimojo, R. Furusawa, and K. Mabuchi, "Development of a motion support system by using an electromyogram," *Proceedings of IEEE International Conference of Systems and Man Cybernetics*, vol. 5, pp. 4432-4437, 2004.
- [10] 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," *Proceedings of the IEEE international conference on rehabilitation robotics*, pp. 1-6, 2013.
- [11] C. N. Huang, C. H. Chen, and H. Y. Chung, "Application of facial electromyography in computer mouse access for people with disabilities," *Disability Rehabilitation*, vol. 28, no. 4, pp. 231-237, 2006.
- [12] M. Murugappan, "Electromyogram signal based human emotion classification using KNN and LDA," *Proceedings of the IEEE international conference on system engineering and technology*, pp. 106-110, 2011.
- [13] 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 of Biomedical and Health Informatics*, vol. 17, no. 3, pp. 608-618, 2013.
- [14] P. J. Mork and R. H. Westgaard, "Long-term electromyographic activity in upper trapezius and low back muscles of women with moderate physical activity," *Journal of Applied Physiology*, vol. 99, pp. 570-578, 2005.
- [15] R. Merletti, D. Farina, and M. Gazzoni, "The linear electrode array: a useful tool with many applications," *Journal of Electromyography Kinesiology*, vol. 13, no. 1, pp. 37-47, 2003.
- [16] P. A. Lichter, E. H. Lange, T. H. Riehle, S. M. Anderson, and D. S. Hedin, "Rechargeable wireless EMG sensor for prosthetic control," *Proceedings of the international conference on engineering in medicine and biology society*, pp. 5074-5076, 2010.
- [17] 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 Transactions on Circuits and Systems I*, vol. 52, no. 12, pp. 2739-2753, 2005.
- [18] W. C. de Melo, E. B. L. Filho, and W. S. da Silva, "Electromyographic signal compression through image encoders and preprocessing techniques," *Journal of Communication and Information Systems*, vol. 31, no. 1, pp. 188-197, 2016.
- [19] 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.
- [20] A. B. Carlson and P. B. Crilly, *Communication Systems: An Introduction to Signals and Noise in Electrical Communication*, 5th Edition, McGraw Hill, 2009.
- [21] J. F. Norris and D. F. Lovely, "Real-time compression of myoelectric data utilizing adaptive differential pulse code

و در نتیجه، افزایش کارایی فشرده‌سازی روش پیشنهادی استفاده شده است. با توجه به این که سیگنال‌های الکترومایوگرام نسبتاً فرکانس بالا بوده و رفتاری نویزگونه دارند، نیاز مبرمی به هموارسازی آنها جهت استفاده موثرتر از فشرده‌سازی مبتنی بر تبدیل می‌باشد. این هموارسازی باید برگشت‌پذیر بوده و سربار زیادی برای دنباله بیتی خروجی تولید نکند. تکنیک پیشنهادی جهت هموارسازی سیگنال دارای این دو ویژگی است. یک راه متداول برای فشرده‌سازی سیگنال‌های یک‌بعدی تبدیل آنها به حالت دوبعدی است؛ با این کار دو ویژگی مطلوب حاصل می‌شود. اول این که تزايد مکانی/زمانی بین نمونه‌های مجاور سیگنال افزایش یافته و لذا قابلیت حذف تزايد و در نتیجه، میزان فشرده‌سازی، افزایش می‌یابد. دوم این که می‌توان از فشرده‌سازهای متداول و استاندارد تصاویر طبیعی جهت فشرده‌سازی سیگنال‌های یک‌بعدی نظیر سیگنال‌های 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. در کار این مقاله، از معیارهای متنوعی جهت ارزیابی کارایی روش فشرده‌سازی پیشنهادی استفاده شد. این معیارها 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، 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.

تقدیر و تشکر

بدین وسیله از تمام دانشجویانی که در آزمایشگاه پردازش سیگنال دانشکده برق و رباتیک دانشگاه صنعتی شاهرود به تهیه پایگاه داده کمک کردند، تشکر و قدردانی می‌شود

مراجع

- [۱] مرتضی به نام، حسین قاسم پور، «شناسایی صرع براساس بهینه سازی ویژگی‌های ادغامی تبدیل هارتلی با مدل ترکیبی MLP و GA همراه با استراتژی یادگیری ممتیک»، *مجله مهندسی برق دانشگاه تبریز*، جلد ۴۵، شماره ۴، صفحه ۶۷-۵۱، زمستان ۱۳۹۴.
- [۲] سیدعابد حسینی، محمدعلی خلیل زاده، سیدمهرام هماد، مهدی آذرنوش، «آشکارسازی فشار هیجانی به کمک ویژگی‌های غیرخطی و طیف مرتبه بالای سیگنال مغزی»، *مجله مهندسی برق دانشگاه تبریز*، جلد ۳۹، شماره ۲، صفحه ۲۵-۱۴، پاییز ۱۳۸۸.

- [33] W. C. de Melo, E. B. de L. Filho, and W. S. da S. Júnior, "SEMG signal compression based on two-dimensional techniques," *BioMedical Engineering OnLine*, pp. 15-41, 2016.
- [34] M. H. Trabuço, M. V. C. Costa, and F. A. O. Nascimento, "S-EMG signal compression based on domain transformation and spectral shape dynamic bit allocation," *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 13, pp. 1-22, 2014.
- [35] W. A. Pearlman and A. Said, *Digital Signal Compression: Principles and Practice*, Cambridge University Press, Cambridge, 2011.
- [۳۶] هادی گرایلو، «فشرده‌سازی تصاویر دارای درجه تفکیک مکانی بالا مبتنی بر تخمین زیرباند‌های جزئیات در حوزه تبدیل موجک»، مجله بینایی ماشین و پردازش تصویر (JMVP)، مقالات آماده انتشار، پذیرفته شده، انتشار آنلاین از تاریخ ۷ تیرماه ۱۳۹۶.
- [37] J. A. Norris, K. Englehart and D F. Lovely, "Steady-state and dynamic myoelectric signal compression using embedded zero-tree wavelets," in *Proceedings of 23rd Annual International Conference of IEEE Engineering in Medicine Biology Society*, pp. 1879-1882, 2001.
- [38] 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.
- [39] 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.
- [40] 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 Elektrotechnika*, vol. 19, no. 3, pp. 51-56, 2013.
- [41] 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.
- [42] C. M. Wheidima, B. L. F. Eddie, and S. S. J. Waldir, "Electromyographic Signal Compression Through Image Encoders and Preprocessing Techniques," *Journal of Communication and Information Systems*, vol. 31, no. 1, pp. 188-197, 2016.
- [43] C. M. Wheidima, B. L. F. Eddie, and S. S. J. Waldir, "SEMG signal compression based on two-dimensional techniques," *BioMedical Engineering OnLine*, pp. 15-41, 2016.
- modulation," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 33, no. 5, pp. 629-635, 1995.
- [22] E. S. G. Carotti, J. C. de Martin, D. Farina, and R. Merletti, "Linear predictive coding of myoelectric signals," *Proceedings IEEE International Conference of Acoustics and Speech Signal Processing*, vol. 5, pp. 629-632, 2005.
- [23] E. S. G. Carotti, J. C. de Martin, and R. Merletti, D. Farina, "Compression of surface EMG signals with algebraic code excited linear prediction," *Medical Engineering Physics*, vol. 29, pp. 253-258, 2007.
- [24] A. P. Guerrero and C. Mailhes, "On the choice of an electromyogram data compression method," *Proceeding of IEEE international conference on engineering in medicine and biology society*, vol. 4, pp. 1558-1561, 1997.
- [25] 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, 2003.
- [26] E. B. L. Filho EBL, E. A. B. da Silva, and M. B. de Carvalho, "On EMG signal compression with recurrent patterns," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, no. 7, pp. 1920-1923, 2008.
- [27] 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," *Proceedings of the IEEE international conference on engineering in medicine and biology society*, pp. 428-431, 2009.
- [28] D. S. Taubman and M. W. Marcellin, *JPEG2000: image compression fundamentals. Standards and practice*, Kluwer Academic Publishers, Boston, 2002.
- [29] T. Wiegand, G. J. Sullivan, G. Bjontegaard, and A. Luthra, "Overview of the H.264/AVC video coding standard," *IEEE Transactions on Circuits Systems Video Technology*, vol. 13, no. 7, pp. 560-576, 2003.
- [30] N. M. M. Rodrigues, E. A. B. da Silva, M. B. de Carvalho, S. M. M. de Faria, and V. M. M. da Silva, "On dictionary adaptation for recurrent pattern image coding," *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 17, no. 9, pp. 1640-1653, 2008.
- [31] W. C. Melo, E. B. L. Filho, and W. S. S. Junior, "Electromyographic signal compression based on preprocessing techniques," *Proceedings of the IEEE international conference on engineering in medicine and biology society*, pp. 5404-5407, 2012.
- [32] A. K. Jain, *Fundamentals of digital image processing*, Prentice Hall, Upper Saddle River, 1988.

زیر نویس‌ها

- 1- Electromyogram
- 2- Set Partitioning In Hierarchical Trees
- 3- Discrete Wavelet Transform
- 4- Embedded Zerotree Wavelet
- 5- Percentage Root mean-square Difference
- 6- Compression Factor
- 7- Maximum Voluntary Contraction
- 8- Peak Signal-to-Noise Ratio

واژه نامه

PRD	Percentage RMS (Root-Mean-Square) Difference
CF	Compression Factor
MVC	Maximum Voluntary Contraction
PSNR	Peak Signal-to-Noise Ratio
SPIHT	Set Partitioning In Hierarchical Trees
EZW	Embedded Zerotree Wavelet
EMG	Electromyogram
DWT	Discrete Wavelet Transform
EEG	Electroencephalogram
ECG	Electrocardiogram
LDA	Linear Discriminant Analysis
MMP	multidimensional multiscale parser