

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشکده مهندسی برق و رباتیک
پایان نامه کارشناسی ارشد
رشته مهندسی برق گرایش مخابرات-سیستم

فشرده سازی سیگنال های الکترومایوگرام سطحی مبتنی بر تجزیه حالت
تجربی و با تأکید بر حفظ اطلاعات پزشکی

نگارنده:

مریم مگری ورنامخواستنی

استاد راهنما:

دکتر هادی گرایلو

شهریور ۱۳۹۷

شماره: ۰۱۴۰۰
تاریخ: ۹۷/۴/۲۱

باسمه تعالی



مدیریت تحصیلات تکمیلی

فرم شماره (۳) صورتجلسه نهایی دفاع از پایان نامه دوره کارشناسی ارشد

با نام و یاد خداوند متعال، ارزیابی جلسه دفاع از پایان نامه کارشناسی ارشد خانم / آقای مریم مگری و رنامخواستی با

شماره دانشجویی ۹۵۱۴۲۵۴ رشته مهندسی مخابرات گرایش سیستم تحت عنوان: فشرده سازی سیگنال های

الکترومایوگرام سطحی مبتنی بر تجزیه حالت تجربی و با تأکید بر حفظ اطلاعات پزشکی که در تاریخ

۱۳۹۷/۰۶/۲۱ با حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه صنعتی شاهرود برگزار گردید به شرح ذیل اعلام می گردد:

<input type="checkbox"/> مردود	<input checked="" type="checkbox"/> عالی
<input type="checkbox"/> عملی	<input checked="" type="checkbox"/> نظری

قبول (با درجه: عالی)
نوع تحقیق:

امضاء	مرتبه علمی	نام و نام خانوادگی	عضو هیأت داوران
	استاد	هادی کراملو	۱- استاد راهنمای اول
—	—	—	۲- استاد راهنمای دوم
—	—	—	۳- استاد مشاور
	استاد	عسما ابراهیمی	۴- نماینده تحصیلات تکمیلی
	دانشیار	غوسین بروردی	۵- استاد ممتحن اول
	دانشیار	امیر حسین میرزایی	۶- استاد ممتحن دوم

نام و نام خانوادگی رئیس دانشکده:

وزارت علوم، تحقیقات و فناوری

دانشکده مهندسی برق و مخابرات

امضاء و مهر دانشکده

تبصره: در صورتی که کسی مردود شود (در مدت مجاز تحصیل) می تواند از پایان نامه خود دفاع نماید (دفاع مجدد نباید زودتر از ۴ ماه برگزار شود).

تقدیم اثر

تقدیم به ریشه‌های محکم زندگی ام ...

بوسه بر بین دو ابروی مادری که از عشق بی‌دریغش سرشارم و بوسه بر دستان حمایت‌گر پدری که برکت زندگی خانوادگی و اجتماعی ام است. تقدیم به وجود عزیزانی که با ریشه‌های محکم، نهال نوپایی چون مرا پروراندند؛ تا من هم استوار شوم مثل آن‌ها ...

تشکر و قدردانی

سپاس بی‌کران پروردگار یکتا را که هستی‌مان بخشید و به طریق علم و دانش رهنمونمان شد و به همنشینی رهروان علم و دانش مفتخرمان نمود و خوشه چینی از علم و معرفت را روزیمان ساخت.

آنچه اکنون هستم به لطف خداوند متعال، زحمات دلسوزانه پدر و مادر عزیزم و راهنمایی‌های مجدانه استاد گرانقدر جناب آقای دکتر هادی گرایلو است که همیشه صبورانه و مسئولانه پاسخگوی سؤالات گاه و بیگاه من در روند انجام پایان‌نامه بوده‌اند. این سرآغاز فرصتی است برای تقدیر از ایشان. امید دارم که علم و اخلاق استاد ارجمندم سال‌های متمادی برای نسل ما و نسل‌های آینده چراغ راه باشد.

همچنین قدردان تمام یارانی هستم که در به سرانجام رسیدن این پایان‌نامه مرا همراهی نموده‌اند.

تعهد نامه

اینجانب **مریم مگری** و **رنامخواستی** دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مهندسی برق مخابرات-سیستم دانشکده برق و رباتیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه فشرده‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرام سطحی مبتنی بر تجزیه حالت تجربی و با تأکید بر حفظ اطلاعات پزشکی تحت راهنمایی جناب آقای دکتر **هادی گرایلو** متعهد می‌شوم:

- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است.
- در استفاده از نتایج پژوهشهای محققان دیگر به مرجع مورد استفاده استناد شده است.
- مطالب مندرج در پایان نامه تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است.
- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می‌باشد و مقالات مستخرج با نام «دانشگاه صنعتی شاهرود» و یا «Shahrood University of Technology» به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می‌گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که از موجود زنده (یا بافتهای آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است.

تاریخ

امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

- کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج، کتاب، برنامه های رایانه ای، نرم افزار ها و تجهیزات ساخته شده است) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می‌باشد. این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود.
- استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در پایان نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی‌باشد.

چکیده

سیگنال‌های الکترومایوگرام معرف پالس‌های الکتریکی هستند که توسط سیستم عصبی انسان به فیبرهای ماهیچه‌ای ارسال می‌شوند. این سیگنال‌ها ابزار مفیدی در ارزیابی رفتار ماهیچه بوده و کاربردهای کلینیکی بسیاری دارند. امروزه تمایل زیادی به انتقال و ذخیره طولانی مدت این سیگنال‌ها وجود دارد. در کنار نیاز به روش‌های مناسب فشرده‌سازی سیگنال‌های EMG، نباید از نظر دور داشت که 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.

در این پایان‌نامه دو روش فشرده‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرام پیشنهاد شده است: روش اول مبتنی بر تقریب به کمک تجزیه حالت تجربی (EMD) و هموارسازی به کمک تبدیل DCT و روش دوم مبتنی بر هموارسازی به کمک تکنیک پیش‌تأکید-وات‌آکید. در روش پیشنهادی اول، نقش روش EMD، تقریب و هموارسازی نسبی سیگنال و نیز فراهم آوردن قابلیت کنترل کیفیت سیگنال تقریب می‌باشد. تبدیل DCT نیز به منظور هموارسازی مؤثر سیگنال EMG که ذاتاً دارای رفتار نسبتاً فرکانس بالا است، استفاده شده است. در روش پیشنهادی دوم، برای هموارسازی سیگنال، از تکنیک پیش‌تأکید-وات‌آکید در حوزه تبدیل فوریه استفاده شده است. در هر دو روش سیگنال هموارشده، پس از دوبعدی‌سازی، به کمک تبدیل موجک و کدگذاری SPIHT فشرده می‌شود. روش‌های پیشنهادی به کمک دو دسته از معیارها، معیارهای قدرت فشرده‌سازی (شامل PRD و CF) و معیارهای قدرت حفظ اطلاعات کلینیکی (شامل چهار پارامتر طیفی) ارزیابی شده‌اند.

در نتایج به دست آمده به ازای مقادیر فشرده‌سازی ۰.۷۵، ۰.۸۰، ۰.۸۵ و ۰.۹۵ در روش پیشنهادی اول به ترتیب مقادیر PRD برابر با ۰/۸۲، ۱/۵۵، ۲/۴۹ و ۴/۸۵ در حالت سیگنال‌های طول ثابت و ۱/۲۴، ۲/۶۷، ۴/۱۲ و ۶/۲۵ در حالت سیگنال‌های پویا و در روش پیشنهادی دوم به ترتیب مقادیر PRD برابر با ۰/۹۴، ۱/۷۲، ۲/۵۳ و ۴/۹۶ در حالت سیگنال‌های طول ثابت و ۱/۳۶، ۲/۸۳، ۴/۲۵ و ۶/۳۶ در حالت

سیگنال‌های پویا حاصل شده است که همگی نشان‌دهنده توانمندی و برتری روش‌های پیشنهادی در مقایسه با سایر روش‌های موجود بوده‌اند.

کلمات کلیدی: تبدیل موجک، تبدیل DCT، تجزیه حالت تجربی، تکنیک پیش‌تأکید-وات‌تأکید، فشرده‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرام، کدگذار SPIHT.

لیست مقالات مستخرج از پایان نامه

۱- مقالات پذیرفته شده

[۱] مریم مگری ورنامخواستی، هادی گرایلو، "فشرده‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرام مبتنی بر تقریب به کمک تجزیه حالت تجربی (EMD) و هموارسازی به کمک تبدیل DCT"، بیست و ششمین کنفرانس مهندسی برق ایران، مشهد، ۱۳۹۷.

[۲] مریم مگری ورنامخواستی، هادی گرایلو، "فشرده‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرام مبتنی بر تقریب به کمک تجزیه حالت تجربی (EMD) و هموارسازی به کمک تبدیل DCT"، مجله پردازش سیگنال پیشرفته، ۱۳۹۶.

[۳] مریم مگری ورنامخواستی، هادی گرایلو، "فشرده‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرام مبتنی بر هموارسازی به کمک تکنیک پیش‌تأکید-وات‌تأکید"، مجله مهندسی برق دانشگاه تبریز، ۱۳۹۷.

۲- مقالات ارسال شده

[۴] مریم مگری ورنامخواستی، هادی گرایلو، "فشرده‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرام مبتنی بر هموارسازی به کمک تکنیک پیش‌تأکید-وات‌تأکید"، بیست و پنجمین کنفرانس مهندسی مخابرات ایران، تبریز، ۱۳۹۷.

فهرست مطالب

فصل اول: مقدمه	۱
۱-۱ مقدمه	۲
۱-۱-۱ معرفی سیگنال‌های EMG	۲
۱-۱-۲ اهمیت و کاربرد سیگنال‌های EMG	۳
۱-۱-۳ اهمیت فشرده‌سازی سیگنال‌های EMG	۴
۱-۱-۴ روش پیشنهادی	۵
۱-۲ اهداف پایان‌نامه	۶
۱-۳ ساختار پایان‌نامه	۷
فصل دوم: مروری بر روش‌های موجود	۹
۱-۲ مقدمه	۱۰
۲-۲ مروری بر مقالات منتشر شده در رابطه با سیگنال‌های EMG	۱۰
۱-۲-۲ روش‌های فشرده‌سازی مستقیم	۱۰
۲-۲-۲ روش‌های فشرده‌سازی پارامتری	۱۱
۳-۲-۲ روش‌های فشرده‌سازی مبتنی بر تبدیل	۱۱
فصل سوم: مبانی نظری	۱۹
۱-۳ مقدمه	۲۰
۲-۳ تجزیه حالت تجربی	۲۰
۳-۳ تبدیل موجک	۲۸
۱-۳-۳ تبدیل موجک پیوسته	۲۸

۲۸	تبدیل موجک گسسته.....
۳۲	۴-۳ کدگذاری SPIHT.....
۳۵	فصل چهارم: روش پیشنهادی.....
۳۶	۱-۴ مقدمه.....
۳۷	۲-۴ روش‌های پیشنهادی.....
۳۷	۱-۲-۴ روش پیشنهادی اول.....
۳۹	۱-۱-۲-۴ تجزیه حالت تجربی.....
۴۲	۲-۱-۲-۴ هموارسازی مبتنی بر تبدیل DCT.....
۴۴	• مرحله آموزش.....
۴۶	• مرحله استفاده.....
۴۷	۳-۱-۲-۴ دوبعدی‌سازی.....
۴۸	۴-۱-۲-۴ تبدیل موجک و کدگذار SPIHT.....
۴۸	۲-۲-۴ روش پیشنهادی دوم.....
۴۹	۱-۲-۲-۴ تکنیک فیلتر پیش‌تأکید-واتأکید.....
۵۲	۲-۲-۲-۴ فشرده‌سازی و بازسازی.....
۵۴	۳-۴ جمع‌بندی.....
۵۷	فصل پنجم: نتایج شبیه‌سازی.....
۵۸	۱-۵ مقدمه.....
۵۸	۲-۵ معرفی پایگاه داده مورد استفاده.....
۶۰	۱-۲-۵ نوع سیگنال‌های مورد استفاده.....

۶۰	۲-۲-۵ نرمالیزه کردن نسبت به حداکثر انقباض ارادی (MVC).....
۶۲	۳-۵ معیارهای مورد استفاده جهت ارزیابی کارایی روش‌های فشرده‌سازی.....
۶۳	۴-۵ مقادیر پارامترهای مورد استفاده در روش‌های پیشنهادی.....
۶۵	۵-۵ انتخاب بهترین موجک مادر.....
۶۵	۱-۵-۵ انتخاب بهترین موجک مادر در روش پیشنهادی اول.....
۶۷	۲-۵-۵ انتخاب بهترین موجک مادر در روش پیشنهادی دوم.....
۶۷	۶-۵ بررسی تأثیر روش‌های هموارسازی پیشنهادی در کارایی فشرده‌سازی.....
۶۷	۱-۶-۵ بررسی تأثیر روش‌های هموارسازی پیشنهادی مربوط به روش فشرده‌سازی اول در کارایی فشرده‌سازی.....
۶۹	۲-۶-۵ بررسی تأثیر روش‌های هموارسازی پیشنهادی مربوط به روش فشرده‌سازی دوم در کارایی فشرده‌سازی.....
۶۹	۷-۵ ارزیابی کارایی فشرده‌سازی روش‌های پیشنهادی.....
۷۵	۸-۵ ارزیابی کارایی روش‌های پیشنهادی در حفظ اطلاعات کلینیکی.....
۷۷	۹-۵ جمع‌بندی.....
۷۹	فصل ششم: نتیجه‌گیری و پیشنهاد راهکار آینده.....
۸۰	۱-۶ نتیجه‌گیری.....
۸۱	۲-۶ پیشنهاد راهکار آینده.....
۸۳	مراجع.....

فهرست شکل‌ها

- شکل (۳-۱): یک نمونه داده آزمایشی [۴۵]..... ۲۱
- شکل (۳-۲): پوش بالایی و پایینی و میانگین دو پوش [۴۵]..... ۲۲
- شکل (۳-۳): داده اصلی و مؤلفه h_1 [۴۵]..... ۲۲
- شکل (۳-۴): (الف) تکرار مراحل غربالگری برای h_1 و (ب) تکرار مراحل غربالگری برای h_2 [۴۵]..... ۲۴
- شکل (۳-۵): اولین IMF داده آزمایشی [۴۵]..... ۲۵
- شکل (۳-۶): داده اصلی و باقی مانده [۴۵]..... ۲۷
- شکل (۳-۷): فرآیند تجزیه یک سطحی مبتنی بر موجک [۴۷]..... ۳۰
- شکل (۳-۸): درخت تجزیه موجک [۴۷]..... ۳۱
- شکل (۳-۹): بازسازی سیگنال از روی ضرایب موجک و تابع مقیاس [۴۷]..... ۳۱
- شکل (۳-۱۰): SOT و مجموعه بخش‌بندی در SPIHT [۴۶]..... ۳۴
- شکل (۴-۱): (الف) دیاگرام بلوکی مسیر فشرده‌سازی (رفت)، (ب) دیاگرام بلوکی مسیر بازسازی (برگشت) روش پیشنهادی اول..... ۳۸
- شکل (۴-۲): یک نمونه سیگنال الکترومایوگرام به همراه پنج IMF اول حاصل از اجرای الگوریتم تجزیه حالت تجربی..... ۴۰
- شکل (۴-۳): از بالا به پایین به ترتیب یک نمونه سیگنال الکترومایوگرام، سیگنال تقریب با استفاده از پنج IMF اول حاصل از روش تجزیه حالت تجربی، سیگنال باقی مانده متناظر با دو سیگنال قبلی..... ۴۱
- شکل (۴-۴): (الف) دیاگرام بلوکی مرحله «آموزش» (ب) دیاگرام بلوکی مرحله «استفاده»..... ۴۴
- شکل (۴-۵): یک نمونه قطعه سیگنال EMG (بالا) و نتیجه اعمال تکنیک پیشنهادی هموارسازی مبتنی بر تبدیل DCT روی آن (پایین)..... ۴۷

شکل (۴-۶): مقایسه اعمال تکنیک پیشنهادی هموارسازی مبتنی بر تبدیل DCT روی نمونه قطعه سیگنال EMG نشان داده شده در بخش بالایی شکل (۴-۵). (الف) نمایی سه بعدی از تصویر حاصل از دوبعدی سازی سیگنال اولیه و (ب) نمای مربوط به دوبعدی سازی سیگنال هموار شده..... ۴۸

شکل (۴-۷): (الف) دیاگرام بلوکی مسیر فشرده سازی (رفت)، (ب) دیاگرام بلوکی مسیر بازسازی (برگشت) روش پیشنهادی دوم..... ۴۹

شکل (۴-۸): اندازه پاسخ فرکانسی فیلترهای (الف) پیش تأکید و (ب) و تأکید..... ۵۰

شکل (۴-۹): (الف) یک نمونه سیگنال الکترومایوگرام، (ب) و (ج) سیگنال های مربوط به بخش های به ترتیب حقیقی و موهومی سیگنال مختلط حاصل از فیلتر پیش تأکید..... ۵۲

شکل (۴-۱۰): (الف) و (ب) تصاویر حاصل از دوبعدی سازی زیرسیگنال های هموار شده شکل های به ترتیب (۴-۹-ب) و (۴-۹-ج)، (ج) تصویر حاصل از دوبعدی سازی سیگنال اولیه الکترومایوگرام. با مقایسه هریک از شکل های (الف) یا (ب) با شکل (ج) تأثیر استفاده از تکنیک هموارسازی پیشنهادی مشخص می شود..... ۵۳

شکل (۵-۱): دستگاه ثبت سیگنال های الکترومایوگرام..... ۶۰

شکل (۵-۲): نتایج فشرده سازی به کمک توابع مختلف موجک مادر؛ در این نمودارها، متوسط PSNR بر حسب نرخ بیتی که فشرده سازی در آن نرخ انجام شده است، برای چند تابع مختلف موجک مادر نشان داده شده است..... ۶۶

شکل (۵-۳): مقایسه کارایی فشرده سازی روش پیشنهادی اول در دو حالت استفاده از روش هموارسازی پیشنهادی و عدم استفاده از آن. شکل (الف) کارایی متوسط PSNR را به صورت نمودار و شکل (ب) به صورت منحنی نشان می دهد..... ۶۸

شکل (۵-۴): یک نمونه سیگنال الکترومایوگرام از نوع طول-ثابت که توسط (الف) روش پیشنهادی اول و (ب) روش پیشنهادی دوم فشرده شده است. از بالا به پایین: سیگنال اصلی، سیگنال بازسازی شده، و

سیگنال باقی مانده..... ۷۰

شکل (۵-۵): کارایی فشردسازی (الف) روش پیشنهادی اول و (ب) روش پیشنهادی دوم در فشردسازی سیگنال‌های الکترومایوگرام از نوع طول-ثابت و با استفاده از معیار متوسط مقدار PRD بر حسب ضریب فشردسازی (CF)..... ۷۱

شکل (۵-۶): یک نمونه سیگنال الکترومایوگرام از نوع پویا که توسط (الف) روش پیشنهادی اول و (ب) روش پیشنهادی دوم فشرده شده است. از بالا به پایین: سیگنال اصلی، سیگنال بازسازی شده، و سیگنال باقی مانده..... ۷۴

شکل (۵-۷): کارایی فشردسازی (الف) روش پیشنهادی اول و (ب) روش پیشنهادی دوم در فشردسازی سیگنال‌های الکترومایوگرام از نوع پویا و با استفاده از معیار متوسط مقدار PRD بر حسب ضریب فشردسازی (CF)..... ۷۵

فهرست جدول‌ها

- جدول (۱-۵): پارامترهای مورد استفاده در روش پیشنهادی اول و مقادیر و وابستگی آن‌ها.....۶۴
- جدول (۲-۵): پارامترهای مورد استفاده در روش پیشنهادی دوم و مقادیر و وابستگی آن‌ها.....۶۵
- جدول (۳-۵): مقایسه کارایی فشرده‌سازی روش‌های پیشنهادی با چند روش از مهم‌ترین روش‌های موجود در حالت سیگنال‌های طول-ثابت.....۷۲
- جدول (۴-۵): مقایسه کارایی فشرده‌سازی روش‌های پیشنهادی با چند روش از مهم‌ترین روش‌های موجود در حالت سیگنال‌های پویا.....۷۵
- جدول (۵-۵): خطاهای بازسازی (انحراف \pm میانگین) پارامترهای طیفی (در ضریب فشرده‌سازی $87/3\%$).....۷۷

فهرست علائم و اختصارات

ADPCM.....	Adaptive Differential Pulse Code Modulation
ACELP.....	Algebraic Code Excited Prediction
AR.....	Autoregressive
ARV.....	Averaged Rectified Value
CF.....	Compression Factor
CWT.....	Continuous Wavelet Transform
DCT.....	Discrete Cosine Transform
DPCM.....	Differential Pulse Code Modulation
DWT.....	Discrete Wavelet Transform
EBCOT.....	Embedded Block Coding with Optimized Truncation of bit-stream
ECG.....	Electrocardiogram
EDS.....	Euclidean Distance Sorting
EEG.....	Electroencephalogram
EMD.....	Empirical Mode Decomposition
EMG.....	Electromyogram
EZW.....	Embedded Zero-Tree
FM.....	Frequency Modulation
HEVC.....	High Efficiency Video Coding
H.264/AVC.....	H.264 Advanced Video Coding
I-EMG.....	Intramuscular Electromyography
IMF.....	Intrinsic Mode Function
JPEG.....	Joint Photographic Experts Group
LDA.....	Linear Discriminant Analysis
MMP.....	Multidimensional Multiscale Parser
MUAP.....	Motor Unit Action Potential
MVC.....	Maximum Voluntary Contraction
PDS.....	Percentage Difference Sorting

PMAD.....	Percentage Maximum Absolute Difference
PRD.....	Percent Residual Difference
PSNR.....	Peak Signal to Noise Ratio
RMS.....	Root Mean Square
SbS.....	Segmentation-by-Similarity
SOT.....	Spatial-Oriented Tree
SPIHT.....	Set Partitioning In Hierarchical Trees
VMD.....	Variational Mode Decomposition
WBC.....	Wavelet Block Chains
ZIP.....	Zone Improvement Program

فصل اول

مقدمه

۱-۱ مقدمه

ذخیره‌سازی و انتقال اطلاعات پزشکی به دلیل رشد و توسعه دانش پزشکی از راه دور به یک موضوع پراهمیت تبدیل شده است. بنابراین نیاز به فشرده‌سازی این اطلاعات به منظور کاهش حافظه موردنیاز برای ذخیره‌سازی و نیز انتقال مؤثرتر آن‌ها احساس می‌شود.

پردازش سیگنال‌های الکترومایوگرام (EMG) با توجه به عملکرد ماهیچه‌ها اخیراً مورد توجه قرار گرفته است. عواملی نظیر نرخ نمونه برداری^۱، عمق بیت^۲، تعداد کانال‌ها و مدت زمان ثبت سیگنال می‌توانند منجر به ایجاد حجم داده زیادی شوند. پس به کارگیری روش‌هایی که بتوانند ما را در فشرده‌سازی مؤثرتر این سیگنال‌ها یاری دهند؛ به گونه‌ای که اطلاعات کلینیکی مهم آن‌ها حفظ شوند از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است.

۱-۱-۱ معرفی سیگنال‌های EMG

سیگنال‌های ماهیچه‌ای یا الکترومایوگرام (EMG) معرف میزان فعالیت الکتریکی مربوط به انقباض عضلات بدن انسان هستند. سیگنال‌های S-EMG مسئول کنترل انقباض ماهیچه در بدن انسان هستند؛ به عبارت دیگر این سیگنال‌ها معرف پالس‌های الکتریکی هستند که توسط سیستم عصبی انسان به فیبرهای ماهیچه‌ای ارسال می‌شوند. سیگنال‌های S-EMG حتی برای زمانی که یک عضو بدن قطع شده باشد نیز وجود دارند و از این ویژگی می‌توان برای ایجاد حرکتی شبیه به حرکت آن عضو استفاده کرد (عضو مصنوعی). پهنای باند سیگنال‌های EMG نسبتاً زیاد (در بازه فرکانسی ۱۰ تا ۶۰۰ هرتز) است [۱]. حدود ۹۰ الی ۹۵٪ از انرژی سیگنال‌های EMG در بازه فرکانسی ۴۵۰-۱۰ Hz قرار دارد [۲]. دو نوع روش جمع‌آوری سیگنال‌های EMG یکی درون‌ماهیچه‌ای (یا I-EMG) و دیگری سطحی (یا

¹Electromyogram

² Sampling Rate

³ Bit Depth

⁴ Intramuscular Electromyography

SEMG) است. روش درون‌ماهیچه‌ای تهاجمی^۲ 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 مقبولیت و توجه بیشتری قرار گرفته است زیرا هیچ‌گونه جراحی روی بدن بیمار ایجاد نمی‌کند.

۱-۱-۲ اهمیت و کاربرد سیگنال‌های EMG

سیگنال‌های ماهیچه‌ای (EMG) ابزار مفیدی در ارزیابی رفتار ماهیچه هستند [۳]. سیگنال‌های الکترومایوگرام سطحی را می‌توان در زمینه پزشکی، توان‌بخشی، رباتیک و حتی صنعت به کار برد [۴]. سیگنال‌های ماهیچه‌ای در کاربردهای کلینیکی مانند ارزیابی خستگی عضله [۵]، تشخیص اختلالات عصبی^۳ [۶] و ارزیابی بیومکانیکی [۷] بسیار مهم تلقی می‌شوند. به علاوه از این سیگنال‌ها در واسط‌های کنترلی [۸] زیاد استفاده می‌شود. این واسط‌ها امکان استفاده از پروتزهای مصنوعی [۹] و در نتیجه بهره‌مندی افراد معلول را فراهم می‌کنند [۱۰]. همچنین این سیگنال‌ها در طبقه‌بندی احساسات بشری مورد استفاده قرار می‌گیرند [۱۱].

امروزه سیگنال‌های الکترومایوگرافی سطحی یا S-EMG به خاطر رفتار غیرتهاجمی‌شان یک رویکرد جالب در مطالعه و تشخیص آسیب‌های مرتبط با ماهیچه محسوب می‌شوند. برخی از این آسیب‌ها یا کاربردها عبارتند از [۱۲]: آسیب عصبی^۴، بیماری اسکروز جانبی آمیوتروفیک^۵، تحلیل و فساد عضلانی^۶،

¹ Surface Electromyography

² Invasive

³ Neurological disorders

⁴ Nerve Injury

⁵ Amyotrophic Lateral Sclerosis

یک بیماری نوروپاتی حرکتی است که موجب تخریب پیشرونده و غیرقابل ترمیم در دستگاه عصبی مرکزی (مغز و نخاع) و دستگاه عصبی محیطی می‌شود.

⁶ Muscular Dystrophy

مراقبت از (یا مانیتور کردن) بیمار، فعال‌سازی واسط کنترلی و حتی پیش‌بینی زایمان زودرس^۱ 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، از طریق تحلیل LDA^۲ می‌توان حرکات انگشت را طبقه‌بندی کرد [۱۳].

۱-۳-۱ اهمیت فشرده‌سازی سیگنال‌های EMG

امروزه تمایل زیادی به انتقال و ذخیره طولانی مدت سیگنال‌های EMG وجود دارد [۳]. در شرایطی که نیاز به مانیتور مداوم عملکرد عضله از طریق 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 چنین کاربردهایی ذخیره و انتقال این سیگنال‌ها معمولاً مسئله چالش‌برانگیزی است؛ زیرا، نمونه‌برداری این سیگنال‌ها معمولاً با نرخ 1 KHz تا 20 KHz و با دقتی بین ۱۲ تا ۱۶ بیت بر نمونه انجام می‌شود [۳]. 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^۴ شوند [۱۵]. 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 و نیاز به ذخیره‌سازی چنین پایگاه‌هایی داریم. همچنین، 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

¹ Pre-term Labor

² Linear Discriminant Analysis

³ Telemedicine

⁴ Multi-channel recording

زمان مناسب پردازش کند [۱۶]. حتی مسئله در حالتی که از سیگنال‌های EMG چگالی بالا استفاده شود [۲]، وخیم‌تر و جدی‌تر می‌شود؛ چرا که حجم داده‌ها به طور قابل ملاحظه‌ای افزایش می‌یابد. تمامی این شرایط و کاربردها اهمیت فشرده‌سازی سیگنال‌های EMG را نشان می‌دهند. البته در کنار نیاز به طرح‌ها و روش‌های فشرده‌سازی مؤثر سیگنال‌های EMG، نباید از نظر دور داشت که 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 [۶، ۱۲، ۱۷، ۱۸].

۴-۱-۱ روش پیشنهادی

روش‌های فشرده‌سازی سیگنال‌های EMG را می‌توان به سه دسته تقسیم کرد: مستقیم، پارامتری و مبتنی بر تبدیل. در روش‌های مستقیم، ابتدا نمونه‌های سیگنال تخمین زده شده و سپس باقی‌مانده یا خطای تخمین چندی‌سازی و سپس کدگذاری می‌شود. در روش‌های پارامتری از سیگنال پارامترهایی استخراج می‌شود که بعدها بتوان به کمک آن‌ها، سیگنال را بازسازی کرد. در روش‌های مبتنی بر تبدیل، سیگنال ورودی به حوزه دیگری تبدیل شده و سپس، چندی‌سازی و به کمک کدگذارهای آن‌تروپی، کدگذاری می‌شود.

در این پایان‌نامه دو روش برای فشرده‌سازی سیگنال‌های EMG سطحی پیشنهاد شده است:

۱- مبتنی بر تکنیک‌های تجزیه حالت تجربی (EMD)، هموارسازی مبتنی بر تبدیل DCT^۲، دو بعدی‌سازی، تبدیل موجک و کدگذاری بخش‌بندی مجموعه مبتنی بر درخت‌های سلسله مراتبی (SPIHT)^۴؛

^۱ High Density EMG

^۲ Empirical Mode Decomposition

^۳ Discrete Cosine Transform

^۴ Set Partitioning In Hierarchical Trees

۲- مبتنی بر هموارسازی سیگنال با استفاده از تکنیک پیش‌تأکید-وات‌تأکید، دوبعدی‌سازی، تبدیل موجک و کدگذاری SPIHT.

به منظور افزایش کارایی فشرده‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرام سطحی در روش اول، از تکنیک هموارسازی پیشنهادی مبتنی بر بازچینی ضرایب تبدیل DCT سیگنال و در روش دوم، از تکنیک فیلتر پیش‌تأکید-وات‌تأکید جهت هموارسازی سیگنال استفاده شده است. مبنای منطقی این تکنیک‌ها این است که هر قدر سیگنالی هموارتر باشد کارایی فشرده‌سازی آن سیگنال به کمک روش‌های مبتنی بر تبدیل (از جمله روش مورد استفاده در این پایان‌نامه که مبتنی بر تبدیل موجک و کدگذاری SPIHT است) افزایش بیش‌تری می‌یابد.

۱-۲ اهداف پایان‌نامه

هدف از ارائه روش‌های فشرده‌سازی پیشنهادی در این پایان‌نامه، علاوه بر رسیدن به مصالحه مناسب بین میزان فشرده‌سازی و میزان نزدیکی بین سیگنال اصلی و سیگنال بازسازی شده، حفظ حداکثری اطلاعات پزشکی سیگنال بازسازی شده است و بدین منظور از معیارهای متنوعی برای ارزیابی کارایی روش پیشنهادی خود استفاده می‌کنیم. این معیارها شامل معیارهای ارزیابی قدرت فشرده‌سازی و معیارهای ارزیابی قابلیت حفظ پارامترهای پزشکی (با استفاده از پارامترهای طیفی) می‌شوند. پارامترهای طیفی شامل فرکانس میانگین طیف توان، فرکانس میانه طیف توان، واریانس طیف و گشتاور سوم طیف فرکانسی بوده و در استخراج اطلاعات مهم و معنادار و تشخیص پزشکی تأثیر زیادی دارند. با توجه به اینکه مقادیر PRD^۱ کم‌تر از ۷٪ باعث حفظ نسبی پارامترهای طیفی می‌شوند [۱۹، ۲۰ و ۲۱] با استفاده از روش پیشنهادی امکان پایین نگه داشتن این معیار در حد مذکور و همچنین دستیابی به مقادیر بالای ضریب فشرده‌سازی فراهم شده است.

^۱ Percent Residual Difference

۳-۱ ساختار پایان نامه

در فصل دوم مروری بر روش‌های پیشین در رابطه با فشرده‌سازی سیگنال‌های EMG خواهیم داشت. در فصل سوم مبانی نظری روش‌های پیشنهادی و تکنیک‌های مورد استفاده در آن‌ها ذکر می‌شوند. در فصل چهارم روش‌های پیشنهادی تشریح خواهند شد. در فصل پنجم به معرفی پایگاه داده، معیارهای ارزیابی روش‌های پیشنهادی، ارائه نتایج شبیه‌سازی و مقایسه این نتایج با نتایج سایر روش‌ها خواهیم پرداخت و در نهایت، در فصل ششم نتیجه‌گیری، مزایا و معایب این روش‌ها و پیشنهاداتی در رابطه با راهکارهای آینده مطرح می‌گردد.

فصل دوم

مروری بر روش‌های موجود

۲-۱ مقدمه

فشرده‌سازی سیگنال‌های بیوالکتریکی موضوع بسیاری از مطالعاتی است که بر روی بهبود الگوریتم‌های فشرده‌سازی و توسعه تکنیک‌های جدید فشرده‌سازی تمرکز می‌کنند. در این فصل تلاش شده است تا مطالب مقالات متعدد در رابطه با این موضوع ارائه گردد.

۲-۲ مروری بر مقالات منتشر شده در رابطه با فشرده‌سازی سیگنال‌های EMG

تا کنون بیش‌تر بر روی فشرده‌سازی سیگنال‌های حیاتی دیگر مانند سیگنال‌های قلبی الکتروکاردیوگرام (ECG) و سیگنال‌های مغزی الکتروانسفالوگرام (EEG) کار شده و کم‌تر به فشرده‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرام (EMG) پرداخته شده است [۳]. روش‌های فشرده‌سازی سیگنال‌های EMG را می‌توان به سه دسته تقسیم کرد: مستقیم، پارامتری و مبتنی بر تبدیل [۱۸].

۲-۲-۱ روش‌های فشرده‌سازی مستقیم

در روش‌های مستقیم، ابتدا نمونه‌های سیگنال تخمین زده شده و سپس باقی‌مانده یا خطای تخمین چندی‌سازی و سپس کدگذاری می‌شوند.

روش پیشنهادی در [۲۲] مبتنی بر ADPCM^۳ به همراه چندی‌سازی و فقی است؛ این تکنیک معمولاً برای فشرده‌سازی سیگنال‌های گفتار استفاده می‌شود. در این روش، مؤلفان توانستند نرخ بیت را از ۱۲ بیت بر نمونه به ۴ بیت بر نمونه کاهش دهند (یعنی ضریب فشرده‌سازی در حدود ۰.۶۷٪).

¹ Electrocardiogram

² Electroencephalogram

³ Adaptive Differential Pulse Code Modulation (ADPCM)

همچنین روش پیشنهاد شده در [۲۳] مبتنی بر نوعی چندی‌سازی برداری به نام متوسط باقی‌مانده^۱ است.

۲-۲-۲ روش‌های فشرده‌سازی پارامتری

در روش‌های پارامتری از سیگنال پارامترهایی استخراج می‌شود که بعدها بتوان به کمک آن‌ها، سیگنال را بازسازی نمود.

نمونه‌ای از این روش‌ها، روش پیشنهاد شده در [۲۴] است که مبتنی بر مدل‌های اتورگرسیو بوده و قادر به حفظ ویژگی‌های طیفی است اما شکل سیگنال را به درستی و با دقت مناسب بازسازی نمی‌کند. در [۲۰] نیز از مدل‌سازی^۲ AR استفاده شده است اما به منظور رسیدن به قابلیت حفظ شکل موج سیگنال، سیگنال خطای باقی‌مانده^۳ به روش تحلیل از روی ترکیب^۴ چندی‌سازی می‌شود. هدف از این الگوریتم، کسب همزمان تأخیر زمانی و نرخ بیت کم، حفظ شکل موج و مهم‌ترین پارامترهای زمانی (نظیر مقدار متوسط یکسوسازی‌شده (ARV)^۵ و مجذور میانگین مربعات (RMS)^۶) و حفظ نمایش طیفی سیگنال است.

۳-۲-۲ روش‌های فشرده‌سازی مبتنی بر تبدیل

در روش‌های مبتنی بر تبدیل، سیگنال ورودی به حوزه دیگری تبدیل شده و سپس، چندی‌سازی شده و به کمک کدگذارهای آنتروپی، کدگذاری می‌شود.

¹ Mean residual vector quantization

² Autoregressive

³ Residual error

⁴ Analysis-by-synthesis

⁵ Averaged Rectified Value

⁶ Root Mean Square

در این روش‌ها، اگر بتوان تناسب و هماهنگی مناسبی بین تبدیل و کدگذاری برقرار کرد، کارایی فشرده‌سازی بالایی به دست خواهد آمد [۱۸]. روش‌های بسیاری در این دسته وجود دارند اما غالب آن‌ها از تبدیل‌های کسینوسی گسسته (DCT) [۲۵] و تبدیل موجک گسسته (DWT) استفاده می‌کنند گرچه، تبدیل موجک معمولاً نتایج بهتری ایجاد کرده است. برای مثال در [۲۶] از قطعه‌هایی به طول ۱۰۲۴ جهت تشکیل تصویر استفاده و سپس از تبدیل موجک و کدگذاری EZW^۲ برای کدگذاری ضرایب موجک استفاده شده است. در [۱] از روش تخصیص بیت وفقی^۳ به همراه یک شبکه عصبی برای کدگذاری ضرایب موجک استفاده شده است. در [۲۷] از روش بردارهای درختی^۴ برای بازچینی ضرایب موجک و سپس چندی‌سازی این ضرایب استفاده شده است. و بالاخره در [۲۸، ۲۹] ابتدا از تبدیل موجک و سپس جهت کدگذاری ضرایب موجک، از تخصیص بیتی پویا^۵ 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 برد، گنجانده؛ برای مثال در [۲۱] 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 است.

در [۲] از روش ADPCM برای فشرده‌سازی سیگنال‌های EMG استفاده شده است. در این روش، به طور خلاصه، نمونه فعلی از روی یک ترکیب خطی از نمونه‌های قبلی پیش‌بینی شده و سیگنال خطا، پس از چندی‌سازی وفقی، ارسال می‌شود. فشرده‌سازی سیگنال‌های EMG به کمک تبدیل موجک و کدگذاری ضرایب موجک به روش درخت صفر جاسازی شده (EZW) نیز بررسی شده است [۳۰، ۳۱].

¹ Discrete Wavelet Transform

² Embedded Zero-Tree (EZW)

³ Adaptive bit-allocation

⁴ Tree vectors

⁵ Dynamic bit-allocation

⁶ Multidimensional Multiscale Parser

در [۱] روشی مبتنی بر تخصیص بیت پویا جهت کدگذاری ضرایب تبدیل موجک و با استفاده از یک شبکه عصبی پیشنهاد شده است. روش مشابه دیگری نیز در [۲۸] مبتنی بر مدل‌های شکل طیف ارائه شده است. روش پیشنهادی در [۲۸] مبتنی بر تبدیل موجک گسسته و سپس استفاده از تخصیص بیتی پویا^۲ به همراه کدگذاری مبتنی بر آنتروپی^۳ (در این جا، کدگذار حسابی) جهت کدگذاری ضرایب تبدیل موجک است. تخصیص بیتی پویا مبتنی بر مدل‌های کاهش ریاضی شکل طیف بوده و ایده اصلی عملکرد آن تخصیص تعداد بیت‌های کم‌تری برای ضرایب فرکانس بالای موجک است. در [۳] روشی جهت فشرده‌سازی سیگنال‌های EMG مبتنی بر روش معرفی شده در [۱] پیشنهاد شده است. در روش پیشنهادی، سیگنال‌های EMG به حوزه تبدیل موجک انتقال یافته و ضرایب موجک قبل از چندی‌سازی، نرمالیزه می‌شوند. عمل چندی‌سازی به کمک یک فرآیند تخصیص پویای بیت با استفاده از یک شبکه عصبی کوهنن^۴ انجام می‌شود. سرانجام ضرایب چندی‌سازی شده به کمک کدگذاری حسابی به دنباله بیتی تبدیل می‌شوند.

روش‌های مرسوم فشرده‌سازی سیگنال‌های EMG معمولاً از روش‌های یک بعدی استفاده می‌کنند زیرا خود این سیگنال‌ها یک بعدی هستند (البته مگر این که چند الکتروود را با هم به عنوان یک سیگنال چندبعدی در نظر بگیریم [۲]). در [۲۴] روشی مبتنی بر مدل‌های اتورگرسیو پیشنهاد شده است که قادر به حفظ ویژگی‌های طیفی سیگنال ورودی است. در [۲۰] از روش پیش‌بینی خطی تحریک شده با کد جبری (ACELP) جهت فشرده‌سازی سیگنال‌های EMG استفاده شده است. روش ACELP کاربرد زیادی در کدگذاری سیگنال‌های گفتار دارد. در [۲۰] این روش متناسب با ویژگی‌های سیگنال‌های EMG تنظیم و سپس عملکرد آن روی سیگنال‌های آزمایشگاهی و شبیه‌سازی شده

¹ Adaptive Bit-Allocation

² Dynamic bit allocation

³ Entropy coding

⁴ Arithmetic coding

⁵ Kohnen Neural Network

⁶ Algebraic Code Excited Linear Prediction (ACELP)

آزمایش شده است. در [۳۲] که توسعه یافته روش پیشنهادی در [۲۰] است، از روش کدگذاری پیش‌بینی خطی برای فشردگی‌سازی سیگنال‌های چندکاناله EMG استفاده شده است.

روش‌های مبتنی بر تبدیل معمولاً بهتر از بقیه انواع روش‌ها عمل می‌کنند [۱۸]. به ویژه تبدیل موجک، در مقایسه با دیگر تبدیل‌ها نظیر تبدیل کسینوسی گسسته (DCT)، نتایج خوبی تولید می‌کند [۲۵]. در [۳۰] روش مبتنی بر تبدیل موجک جهت فشردگی‌سازی سیگنال‌های I-EMG پیشنهاد شده است: یکی الگوریتم تک‌درخت^۱ که در بستر تبدیل بسته موجک عمل کرده و بهترین درخت را در این تبدیل پیدا می‌کند. روش دوم استفاده از روش کدگذاری درخت صفر جاسازی شده (EZW) به منظور کدگذاری ضرایب تبدیل موجک می‌باشد. در [۳۱] نیز از روش EZW اما به منظور فشردگی‌سازی سیگنال‌های SEMG استفاده شده است.

یک روش دیگر برای فشردگی‌سازی این سیگنال‌ها مبتنی بر تکنیک انطباق الگو بوده و الگوریتم تجزیه‌کننده چندمقیاسی چندبعدی (MMP) نامیده می‌شود. در نسخه یک بعدی این روش [۲۱]، سیگنال ورودی به قطعه‌های ۶۴ نمونه‌ای تقسیم شده و سپس هر قطعه توسط عناصری که از درون یک فرهنگ لغت وفقی تعیین می‌شود، تقریب زده می‌شود.

در [۱۹] از یک روش دوبعدی‌سازی برای فشردگی‌سازی سیگنال‌های EMG استفاده شده است. این روش مبتنی بر یک الگوریتم انطباق الگوی بازگشتی^۲ به نام تجزیه‌کننده چندبعدی چندمقیاسی (MMP) است که در این مقاله به منظور تطبیق بیش‌تر با ویژگی‌های سیگنال‌های EMG اندکی اصلاح شده است. همچنین از یک الگوریتم پیش‌پردازش پیشنهادی به نام قطعه‌بندی از روی شباهت (Sbs) به منظور بهبود توان استخراج تزیادهای درون- و بین-قطعه‌ای^۳ استفاده شده است و بالاخره این که از الگوریتم مرتب‌سازی تفاضل درصدی (PDS)^۴ نیز استفاده شده است. در این مقاله، نتایج روش

¹ Single-Tree Algorithm

² Recurrent pattern matching algorithm

³ Segmentation-by-Similarity

⁴ Intra- and intersegment redundancies

⁵ Percentage Difference Sorting

پیشنهادی با کدگذارهای متداول و معروف تصویر و ویدیو شامل کدگذاری ویدیو با کارایی بالا (HEVC)^۱، H.264/AVC^۲ و JPEG2000 مقایسه شده است. نتایج فشرده‌سازی خوبی (برحسب معیارهای CF و PRD) روی داده‌های پویا به کمک ترکیب روش‌های H.264/AVC و HEVC با پیش‌پردازش‌های پیشنهادی حاصل شده است. در مقادیر پایین ضریب فشرده‌سازی، روش H.264/AVC و در مقادیر بالای آن روش HEVC نتایج خوبی تولید کرده‌اند. در مورد نتایج فشرده‌سازی سیگنال‌های هم‌طول (ایزومتریک) نیز روش MMP اصلاح شده در مقادیر پایین ضریب کیفیت از روش‌های متداول و مطرح امروزی کارایی بالاتری از خود نشان داد. در مقادیر بالای ضریب کیفیت، ترکیب HEVC با SbS روش قدرتمندی محسوب می‌شود.

رویکرد جدیدی که اخیراً معرفی شده و متفاوت از رویکرد متداول است، دوبعدی‌سازی و تبدیل سیگنال‌های یک بعدی به سیگنال دو بعدی، یعنی یک تصویر است. در [۳۳] 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 [۳۴] و H.264/AVC [۳۵] فراهم می‌شود. در [۳۶] با تأکید بر روش دو بعدی‌سازی، از دو پیش‌پردازش پیشنهادی استفاده شده است: تکنیک بازچینی پیچیدگی نسبی^۳ که قطعه‌های سیگنال را بسته به میزان پیچیدگی‌شان مرتب‌سازی می‌کند؛ و تکنیک مرتب‌سازی تفاضل درصدی (PDS) که در آن قطعه‌ها بسته به میزان شباهتشان بازچینی می‌شوند.

نکته مهم در مورد اعمال روش دوبعدی‌سازی (که مبتنی بر فشرده‌سازهای 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 [۳۷]. این در حالی است که زمانی که سیگنال‌های EMG به حالت دو بعدی تبدیل می‌شوند، تصویر حاصل هموار نبوده و

¹ High Efficiency Video Coding

² H.264 Advanced Video Coding

³ Relative Complexity Sorting

شبيه به نويز است [۳۳، ۳۶] لذا انرژی سيگنال تصوير تنها روی محدوده فرکانس‌های پايين متمرکز نبوده و در بازه‌های فرکانسی ديگر نیز پراکنده شده است [۳۸]؛ بنابراین، اين امر موجب افت قابل ملاحظه کارایی فشرده‌سازها می‌شود.

گرچه سيگنال‌های EMG ذاتاً یک بعدی هستند اما برخی روش‌ها رویکرد متفاوتی (رويکرد دوبعدی‌سازی) جهت فشرده‌سازی آن‌ها در پيش گرفته‌اند؛ آن‌ها اين سيگنال‌ها را به قطعه‌هایی تقسيم کرده و هر قطعه را در یک سطر یا ستون یک سيگنال دوبعدی (تصوير) قرار می‌دهند. بدین ترتیب، اين تصوير ابتدا پيش‌پردازش شده و سپس به کمک یک فشرده‌ساز تصوير/ويديو فشرده‌سازی می‌شود؛ اين فشرده‌سازی مسئول استفاده از ترايد درون- و بين-قطعه‌ای بوده تا بتواند میزان فشرده‌سازی را افزایش دهد. در اين روش‌ها از کدگذارهای عام تصاویر دوبعدی استفاده می‌شود. اما با توجه به اين که ماهیت سيگنال‌های EMG متفاوت از تصاویر طبیعی است، به برخی روش‌های پيش‌پردازش تصوير حاصل از دوبعدی‌سازی سيگنال‌های EMG نیازمندیم تا بتوان کارایی فشرده‌سازی کدگذارهای مذکور را افزایش داد [۱۲].

در [۱۲] نیز از رویکرد دوبعدی‌سازی و در انتها از کدگذارهای ويديو و تصوير شامل JPEG2000 [۳۴]، H.264/AVC [۳۵]، HEVC [۳۹] استفاده می‌شود. در اين راستا، دو پيش‌پردازش پيشنهاده شده است: مرتب‌سازی براساس فاصله اقلیدسی (EDS) و مرتب‌سازی فاصله اقلیدسی مبتنی بر ناحیه (REDS). اين پيش‌پردازش‌ها به منظور افزایش توانمندی استخراج همبستگی بين قطعه‌ای^۳ پيشنهاده شده‌اند. سيگنال ورودی ابتدا پيش‌پردازش شده و سپس توسط یکی از کدگذارهای تصوير/ويديو شامل JPEG2000، H.264/AVC و HEVC فشرده می‌شود.

در [۴۰] روشی جهت فشرده‌سازی سيگنال‌های EMG پيشنهاده شده که از کدگذار مدولاسيون

¹ Euclidean Distance Sorting

² Region-based Euclidean Distance Sorting

³ Intersegment Correlation

کدپالسی تفاضلی DPCM¹ به عنوان پیش پردازش استفاده کرده است. سپس سیگنال به حوزه دوبعدی تبدیل و از تابع مرتب سازی همبستگی جهت مرتب سازی سیگنال استفاده می شود. در ادامه از تبدیل کسینوسی گسسته (DCT) و تبدیل موجک گسسته (DWT) استفاده و ضرایب تبدیل موجک به کمک کدگذار SPIHT² کدگذاری و به دنباله بیتی تبدیل می شوند.

در [۴۱] و [۴۲] از حسگری فشرده برای فشرده سازی سیگنال های S-EMG استفاده شده است. در [۴۳] از تبدیل بسته موجک به همراه کدگذاری DPCM برای فشرده سازی سیگنال های EMG استفاده شده است. پس از محاسبه تبدیل بسته موجک، ابتدا از کدگذاری DPCM و سپس از یک کدگذار آنتروپی استفاده شده است. در [۲] از روش های موجود شامل JPEG³ (در دو نوع اتلافی و بدون اتلاف) و ZIP⁴ برای سیگنال های چگالی بالا و چندکاناله استفاده شده است. در [۴۴] نتیجه گیری شده است که چندی سازی برداری در ترکیب با تبدیل موجک گسسته کارایی فشرده سازی بهتری نسبت به حالت ترکیب با تبدیل کسینوسی گسسته تولید می کند.

¹ Differential Pulse Code Modulation

² Compressed sensing

³ Joint Photographic Experts Group

⁴ Zone Improvement Program

فصل سوم

مبانی نظری

در این فصل در رابطه با ابزارهای مورد استفاده در روش فشرده‌سازی پیشنهادی توضیحاتی ارائه می‌شود. این کار به منظور درک بهتر مفاهیم ارائه شده در روش پیشنهادی صورت می‌گیرد.

۳-۲ تجزیه حالت تجربی

روش تجزیه حالت تجربی (EMD) برای پردازش داده‌های حاصل از فرآیندهای غیرخطی و نایستار مفید است [۴۵]. برخلاف تقریباً تمام روش‌های پیشین، این روش جدید، حسی-منطقی، مستقیم، و فقی و دارای پایه‌هایی از نوع پس-تعریف‌می‌باشد. 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 (IMF)، خطی یا غیرخطی، نمایشگر یک نوسان ساده است که دارای تعداد نقاط اکسترمم و نقاط عبور از صفر یکسانی خواهد بود. علاوه بر این، نوسان مزبور نسبت به «میانگین محلی»، دارای تقارن است. هر یک از این حالت‌های نوسانی با یک تابع حالت درونی (IMF) نمایش داده می‌شود که چنین تعریف می‌شوند [۴۵]:

(۱) در تمام مجموعه داده، تعداد نقاط اکسترمم باید با تعداد نقاط عبور از صفر برابر باشد جز اینکه اختلاف برابر حداکثر یک نقطه باشد.

(۲) در هر نقطه، مقدار میانگین پوش تعریف شده توسط نقاط ماکزیمم محلی و پوش تعریف شده توسط نقاط مینیمم محلی باید برابر صفر باشد.

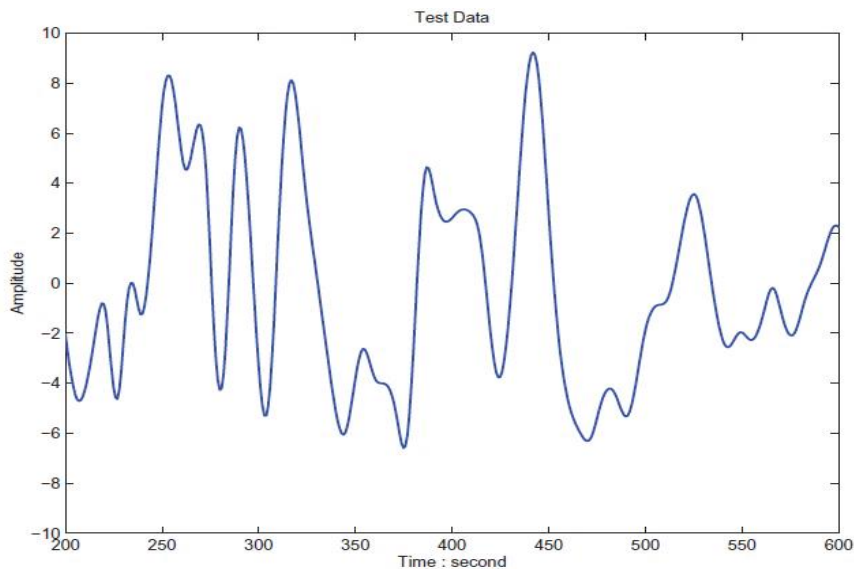
^۱ به این معنا که پس از مشخص شدن سیگنال ورودی، توابع پایه نیز مشخص خواهند شد.

^۲ Intrinsic Mode Function (IMF)

یک IMF نمایشگر یک حالت نوسانی ساده بوده و معادل با یک تابع هارمونیک ساده است؛ البته، IMF خیلی عام‌تر است زیرا بر خلاف تابع هارمونیک ساده که دارای دامنه و فرکانس ثابتی است، یک IMF می‌تواند دامنه و فرکانس متغیری نسبت به زمان داشته باشد.

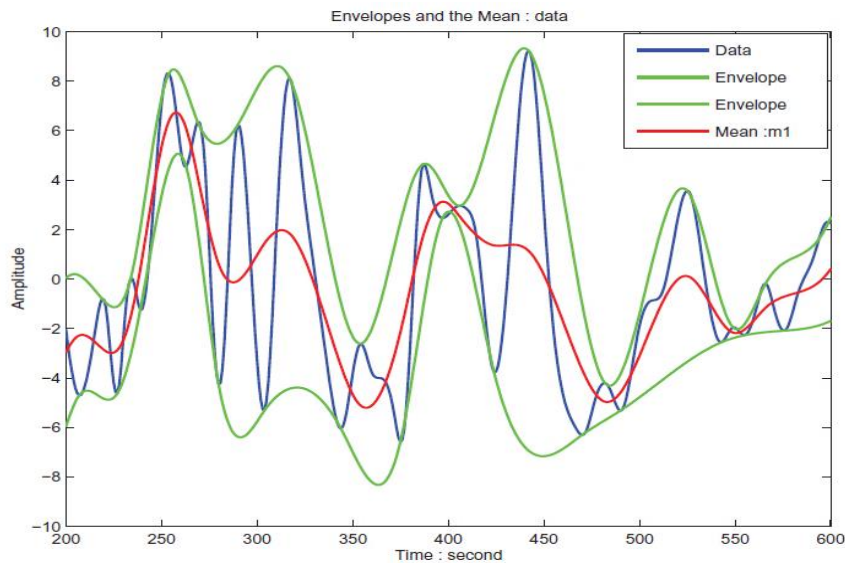
نحوه تجزیه یک تابع دلخواه به صورت زیر است:

داده آزمایشی نشان داده شده در شکل (۳-۱) را در نظر بگیرید. ابتدا تمام نقاط اکسترمم محلی را به دست می‌آوریم. تمام نقاط ماکزیمم محلی را به کمک اسپلاین مکعبی درون‌یابی و به یکدیگر متصل کرده تا پوش بالایی به دست آید. به طور مشابه، تمام نقاط مینیمم محلی را به کمک اسپلاین مکعبی درون‌یابی و به یکدیگر متصل کرده تا پوش پایینی به دست آید. این دو پوش همان‌طور که در شکل (۳-۲) نشان داده شده است، باید تمام داده‌های آزمایشی را بین خود در بر بگیرند. میانگین این دو پوش را محاسبه کرده و با m_1 نمایش می‌دهیم. این میانگین در شکل (۳-۲) نشان داده شده است.



شکل (۳-۱): یک نمونه داده آزمایشی [۴۵]

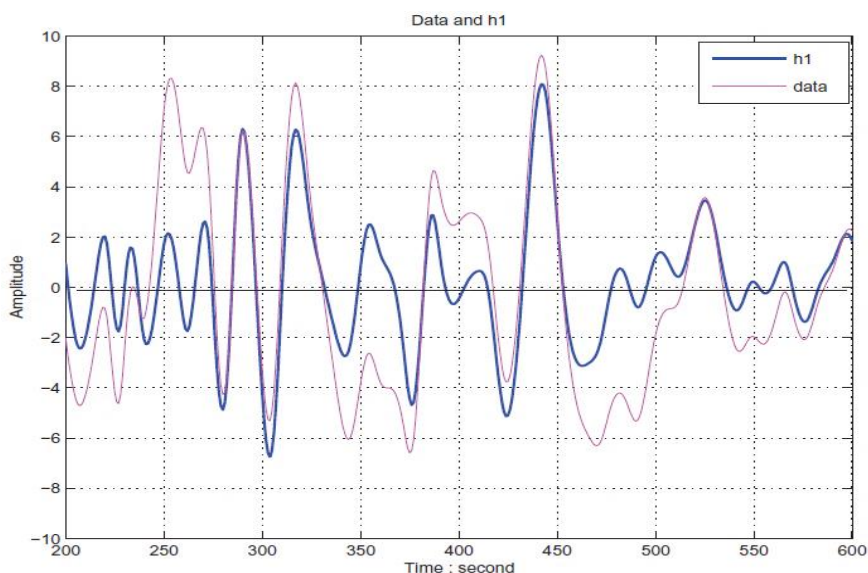
¹ Cubic Spline



شکل (۳-۲): پوش بالایی و پایینی و میانگین دو پوش [۴۵]

سپس تفاضل بین داده آزمایشی و m_1 محاسبه می‌شود. حاصل این تفاضل اولین مؤلفه را نتیجه می‌دهد که با h_1 نمایش می‌دهیم. این مؤلفه در شکل (۳-۳) نمایش داده شده است.

$$h_1 = x(t) - m_1 \quad (۱ - ۳)$$



شکل (۳-۳): داده اصلی و مؤلفه h_1 [۴۵]

در حالت ایده‌آل، h_1 باید در تعریف IMF صدق کند زیرا طبیعتاً (برطبق توضیحی که داده شد) فرآیندی که منجر به تولید h_1 شده است منجر به متقارن شدن آن می‌شود. این فرآیند همچنین موجب می‌شود که تمام نقاط ماکزیمم محلی دارای مقداری مثبت و تمام نقاط مینیمم محلی دارای مقداری منفی شوند. اما حتی اگر برازش^۱ کامل باشد، در صورت وجود یک برآمدگی^۲ روی یک شیب، این برآمدگی در اثر اجرای اولین دور از فرآیند غربالگری^۳، تبدیل به یک نقطه اکستریم می‌شود. این نقاط اکستریم جدید تولید شده در این مرحله در واقع نشان دهنده حالت‌هایی هستند که در اجرای اولیه گم شده بودند. در حقیقت به کمک تکرار فرآیند غربالگری، سیگنال‌هایی بازیابی می‌شوند که معرف موج‌های سواره^۴ اما با دامنه کوچک هستند.

فرآیند غربالگری به منظور نیل به دو هدف صورت می‌گیرد: حذف موج‌های سواره و متقارن تر کردن شکل موج‌ها. اولین هدف به این دلیل لازم است که موجب می‌شود تبدیل هیلبرت فرکانس لحظه‌ای معناداری تولید کند. هدف دوم نیز زمانی ضرورت و اهمیت پیدا می‌کند که دامنه‌های موج‌های همسایه اختلاف زیادی با هم داشته باشند. برای رسیدن به این دو هدف می‌بایست فرآیند غربالگری را تا حد ضرورت تکرار کرد و بدین ترتیب سیگنال حاصل از این تکرارها به یک IMF نزدیک و نزدیک تر شود. در مراحل تکرار فرآیند غربالگری، h_1 را تنها می‌توان به عنوان یک نمونه-IMF^۵ در نظر گرفت. حال در مرحله بعدی، h_1 را به عنوان داده اولیه در نظر گرفته و پس از انجام فرآیند غربالگری بر روی آن داریم:

$$h_{11} = h_1 - m_{11} \quad (۲ - ۳)$$

¹ fitting

^۲ یعنی تغییرات محلی کوچک

³ Sifting

فرآیندی که به منظور استخراج IMF ها صورت می‌گیرد.

⁴ Riding Waves

⁵ Proto-IMF

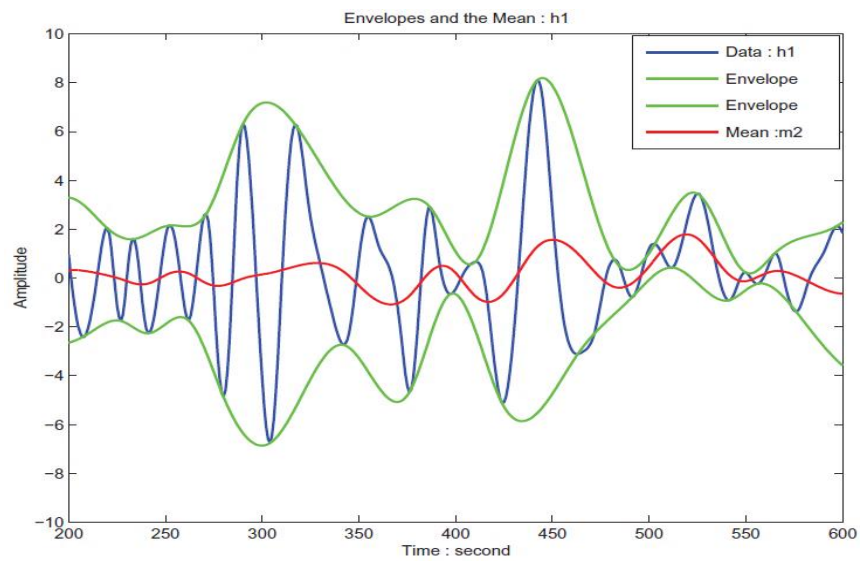
بعد از تکرار فرآیند غربالگری به تعداد k بار، مطابق با آنچه در شکل (۳-۴-الف) و (۳-۴-ب) نشان

داده شده است، h_{1k} تبدیل به یک IMF می‌شود؛ یعنی:

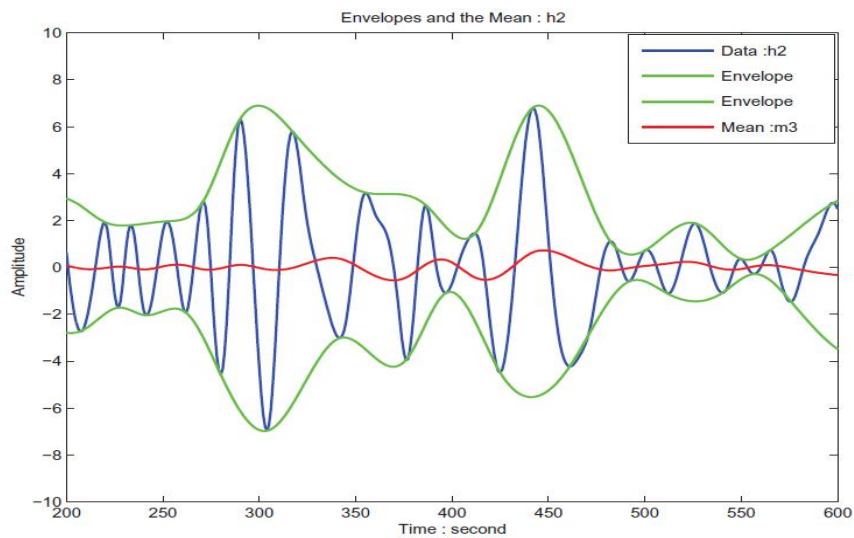
$$h_{1k} = h_{1(k-1)} - m_{1k} \quad (3-3)$$

و بنابراین می‌نویسیم:

$$c_1 = h_{1k} \quad (4-3)$$



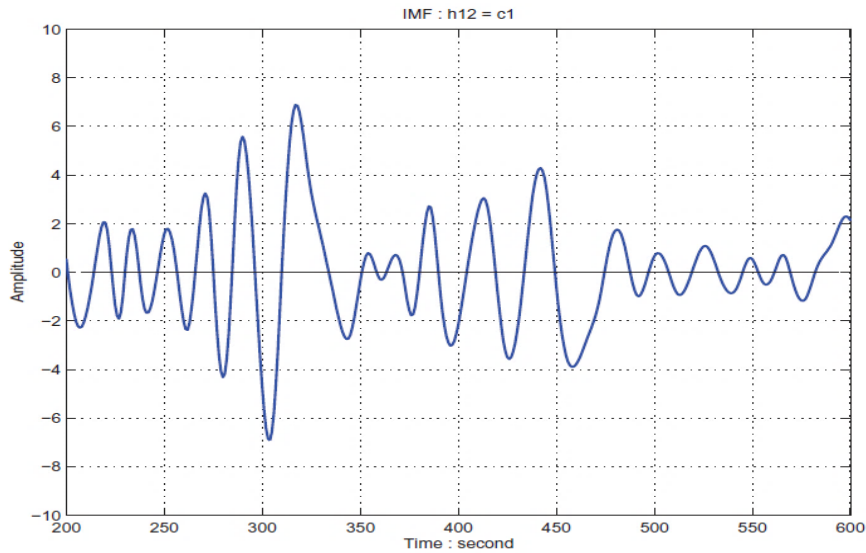
الف



ب

شکل (۳-۴): (الف) تکرار مراحل غربالگری برای h_1 و (ب) تکرار مراحل غربالگری برای h_2 [۴۵]

اولین IMF که از داده آزمایشی استخراج شده است در شکل (۳-۵) نشان داده شده است.



شکل (۳-۵): اولین IMF داده آزمایشی [۴۵]

در این مرحله یک تصمیم مهم باید اتخاذ شود: شرط (یا معیار) توقف. از نظر سابقه موضوع، تاکنون دو شرط مختلف بررسی و استفاده شده است. اولین معیار مشابه با شرط همگرایی کوشی تعیین می‌شود. در این شرط، از مربع نرمالیزه شده تفاضل بین دو خروجی متوالی فرآیند غربالگری به صورت زیر استفاده شده است [۴۵]:

$$SD_k = \frac{\sum_{t=0}^T |h_{k-1}(t) - h_k(t)|^2}{\sum_{t=0}^T h_{k-1}^2} \quad (۳ - ۵)$$

اگر مقدار معیار SD_k به حد کافی کوچک شود، یعنی کم‌تر از یک مقدار از قبل تعیین شده شود، فرآیند غربالگری متوقف می‌شود. این معیار در ظاهر و از نظر ریاضی، دقیق و واضح است اما در عمل، پیاده‌سازی آن بسیار دشوار است. دو سؤال جدی باید پاسخ داده شود: اولین سؤال این که منظور از «به حد کافی کوچک» دقیقاً چه مقداری است؟ دوم این که معیار فوق هیچ توجه و وابستگی به تعریف

IMF ندارد؛ به عبارت دیگر، مقدار مربع تفاضل ممکن است کوچک باشد اما هیچ چیزی تضمین نمی‌کند که پس از توقف فرآیند غربالگری، تعداد نقاط عبور از صفر یا تعداد نقاط اکسترمم برابر شود. این معایب و سؤالات، موجب شد معیار دوم بر مبنای لزوم برابری تعداد نقاط عبور از صفر و نقاط اکسترمم معرفی و استفاده شود. در اینجا از یک عدد از قبل تعیین شده به نام عدد S^۱ استفاده می‌شود. فرآیند غربالگری زمانی متوقف می‌شود که تعداد نقاط عبور از صفر و تعداد نقاط اکسترمم حداقل S بار ثابت و بدون تغییر باقی مانده و علاوه بر این با هم برابر باشند (یا حداکثر اختلافی برابر ۱ داشته باشند). البته معیار دوم نیز مشکلات خاص خود را دارد: عدد S چگونه انتخاب شود؟ طبیعتاً هر انتخابی وابسته به کاربرد^۲ بوده و نیاز به یک توجیه منطقی دارد. بر طبق یک مطالعه انجام شده مقدار مناسب عدد S بین ۴ تا ۸ است [۴۵].

حال فرض کنید که معیار مناسبی جهت توقف فرآیند غربالگری انتخاب شده و اولین IMF نیز به نام c_1 یافت شده است. در حالت کلی، c_1 مؤلفه‌ای از سیگنال است که متناظر با ریزترین مقیاس و یا شامل کوتاه‌ترین دوره حضور می‌باشد. حال می‌توان c_1 را از بقیه داده‌ها جدا کرد:

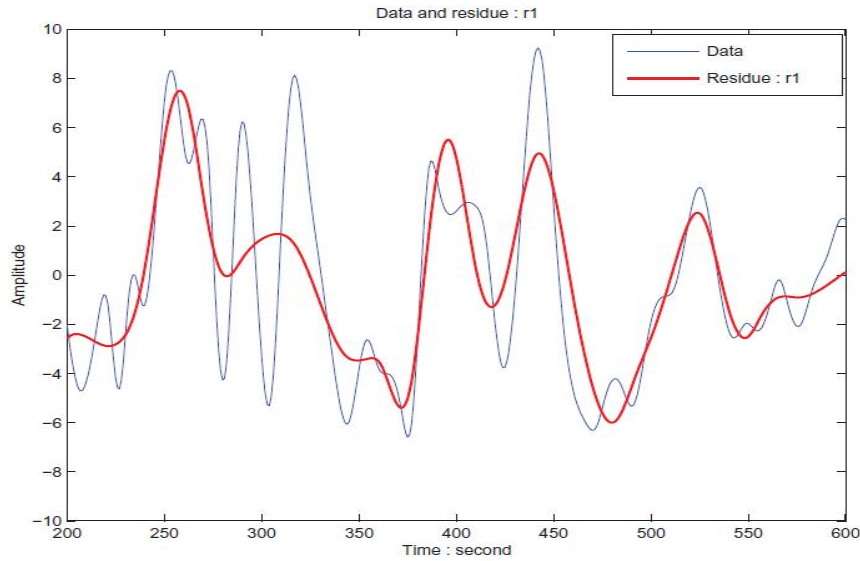
$$r_1 = x(t) - c_1 \quad (۳ - ۶)$$

همان‌طور که در شکل (۳-۶) نشان داده شده است، باقی‌مانده r_1 هنوز شامل تغییراتی در مدت زمانی بزرگ‌تری (نسبت به IMF) بوده و با در نظر گرفتن آن به عنوان داده اولیه، فرآیند غربالگری را (مشابه با آن چه بیان شد) مجدداً روی آن اعمال می‌کنیم. این کار را می‌توان برای تمام سیگنال‌های باقی‌مانده بعدی، r_j تکرار کرد و بنابراین چنین نوشت:

$$r_1 - c_2 = r_2, \dots, r_{n-1} - c_n = r_n \quad (۳ - ۷)$$

¹ S-Number

² Ad hoc



شکل (۳-۶): داده اصلی و باقی مانده [۴۵]

در انتها، فرآیند غربالگری را زمانی می توان متوقف نمود که یا هر یک از سیگنال های C_n و I_n کم تر از حد و اهمیت خاصی شوند و یا این که سیگنال باقی مانده I_n تبدیل به یک تابع یکنواخت شود طوری که دیگر نتوان از آن یک IMF استخراج کرد. حتی اگر داده اولیه دارای میانگین صفر باشد، سیگنال باقی مانده نهایی ممکن است غیرصفر شود. اگر داده اولیه دارای یک جهت کلی یا شاکله خاصی باشد، سیگنال باقی مانده نهایی نیز باید دارای همان جهت و شاکله باشد. با جمع روابط (۳-۶) و (۳-۷) می توان داده اولیه را بازسازی نمود:

$$x(t) = \sum_{j=1}^n c_j + r_n \quad (۳-۸)$$

بدین ترتیب تجزیه داده اولیه به n حالت تجربی به پایان رسیده و در انتها یک سیگنال باقی مانده I_n به دست می آید که یا متوسط جهت کلی داده اولیه را نشان می دهد و یا این که یک مقدار ثابت خواهد بود. مؤلفه های حاصل از تجزیه به کمک EMD معمولاً از نظر فیزیکی قابل تفسیر و تعبیر هستند. چرا که مقیاس های مورد استفاده در تجزیه را خود داده ها تعیین می کنند [۴۵].

¹ Trend

۳-۳ تبدیل موجک

۱-۳-۳ تبدیل موجک پیوسته

رابطه تبدیل CWT^۱ برای هر سیگنال $x(t) \in L^2(\mathbb{R})$ (در کل بازه محور اعداد حقیقی مجذوراً انتگرال پذیر باشد) به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$(W_{\psi}x)(b, a) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \overline{\psi_{b,a}(t)} dt \quad (۹-۳)$$

که در آن $\psi_{b,a}(t)$ تحت عنوان تابع پایه شناخته می‌شود. این تابع نسخه گسترش و انتقال یافته یک سیگنال میان‌گذر مانند $\psi(t)$ است که موجک مادر نام دارد [۴۶] و به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\psi_{b,a}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right); a > 0 \quad (۱۰-۳)$$

پارامترهای a و b به ترتیب پارامترهای جابه‌جایی و گسترش نامیده می‌شوند [۴۷].

با کاهش a عرض زمانی تابع پایه کاهش یافته و در نتیجه محدوده فرکانسی وسیع‌تری پوشش داده می‌شود (و بالعکس). از طرفی پارامتر b موقعیت پنجره موجک را روی محور زمان تعیین می‌کند [۴۷].

۲-۳-۳ تبدیل موجک گسسته

در این حالت پارامترهای a و b به نحو خاصی انتخاب می‌شوند. اگر مقیاس را به صورت $a = 1/2^s$ و جابه‌جایی را به صورت $b = k/2^s$ در نظر بگیریم (که در آن s و k اعداد صحیح می‌باشند)، آنگاه تبدیل CWT سیگنال $x(t)$ به صورت زیر بازنویسی می‌شود:

$$(W_{\psi}x)(k2^{-s}, 2^{-s}) = 2^{\frac{s}{2}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi(2^s t - k) dt \quad (۱۱-۳)$$

و در حقیقت عددی متناظر با نقطه $(k/2^s, 1/2^s)$ در صفحه زمان-مقیاس می‌باشد [۴۷].

^۱ Continuous Wavelet Transform

همچنین می‌توان برای تابع $x(t)$ از نمایش سری موجک نیز استفاده کرد:

$$x(t) = \sum_s \sum_k w_{k,s} \psi_{k,s}(t) \quad (۱۲ - ۳)$$

که در آن:

$$\psi_{k,s}(t) = 2^{\frac{s}{2}} \psi(2^s t - k) \quad (۱۳ - ۳)$$

و اگر مجموعه $\{\psi_{k,s}(t); k, s \in \mathbb{Z}\}$ تشکیل یک پایه متعامد در $L^2(\mathbb{R})$ بدهد می‌توان نتیجه گرفت که ضرایب $\{w_{k,s}\}$ در بسط سری موجک یک تابع چیزی جز مقادیر CWT تابع که در نقاط توان دوی مشخصی به صورت $\left(\frac{k}{2^s}, \frac{1}{2^s}\right)$ محاسبه شده باشند، نیست [۴۷].

این مقادیر بیانگر همبستگی بین $x(t)$ و $\overline{\psi(t)}$ در نقطه مزبور هستند که به آن تبدیل موجک گسسته (DWT) می‌گوییم. این تبدیل در واقع مجموعه گسسته‌ای از نقاط را در صفحه زمان-مقیاس فراهم می‌کند. از نماد

$$w_{k,s} = (W_{\psi} x) \left(\frac{k}{2^s}, \frac{1}{2^s} \right) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \overline{\psi\left(\frac{t - k}{2^s}\right)} dt \quad (۱۴ - ۳)$$

برای نمایش ضریب موجک متناظر با نقطه $(a = 1/2^s, b = k/2^s)$ استفاده می‌کنیم.

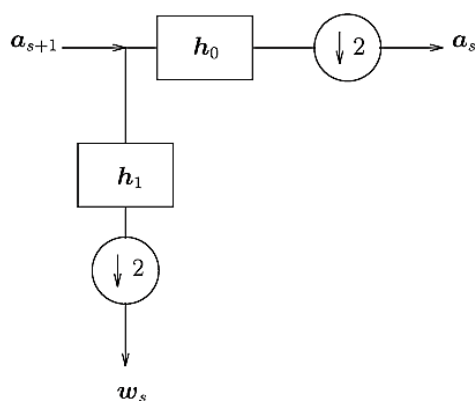
اطلاعاتی که تبدیل CWT در مورد سیگنال (اولیه) تولید می‌کند، در صفحه زمان-مقیاس دارای تزیاید است. بنابراین با استفاده از تبدیل DWT، پردازش سیگنال به طور بسیار مؤثرتری انجام خواهد شد. از ویژگی‌های تبدیل موجک گسسته این است که تبدیل DWT حجمی از اطلاعات سیگنال را که برای بازسازی کامل سیگنال از روی ضرایب موجک کافی باشد، حفظ می‌کند. در واقع، تعداد ضرایب موجک لازم برای بازسازی کامل با تعداد نمونه‌های سیگنال برابر است. این ویژگی را نمونه‌برداری بحرانی^۳ می‌گویند. نمونه برداری بحرانی اطلاعات دارای تزیاید را کمینه می‌کند.

¹ Dyadic Points

² Discrete Wavelet Transform

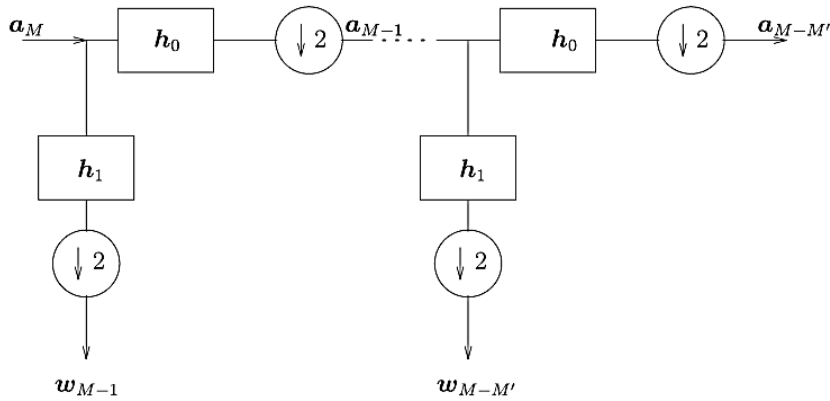
³ Critical Sampling

در پردازش سیگنال به کمک موجک، به وفور از الگوریتم تجزیه (یا تحلیل) استفاده می‌شود. از این الگوریتم در فشرده‌سازی سیگنال و نیز در شناسایی سیگنال استفاده می‌شود. البته در مورد کاربرد شناسایی سیگنال، لزوماً همواره نیاز به بازسازی سیگنال نمی‌باشد. الگوریتم تجزیه، سیگنال (اولیه) را به مؤلفه‌های متناظر با مقیاس‌های مختلف (طوری) تجزیه می‌کند که این مقیاس‌ها متناظر با فرکانس‌های اکتاو^۱ متوالی هستند. هر مؤلفه را جداگانه و (در حالت کلی) با الگوریتم متفاوتی می‌توان پردازش کرد. نکته مهم در رابطه با الگوریتم تجزیه این است که تمام اطلاعات مربوطه حفظ می‌شوند به گونه‌ای که کاربر (در صورت نیاز) بتواند سیگنال اولیه را بازسازی کند. با تکرار این الگوریتم می‌توان مؤلفه‌های سیگنال مربوط به فرکانس‌های اکتاو مختلف را به دست آورد. این الگوریتم در شکل (۳-۷) نشان داده شده است. این بلوک الگوریتم تجزیه را می‌توان مرتباً به ضرایب توابع مقیاس مربوط به درجه تفکیک پایین‌تر اعمال کرده و یک درخت تجزیه موجک مطابق با شکل (۳-۸) تشکیل داد [۴۷].



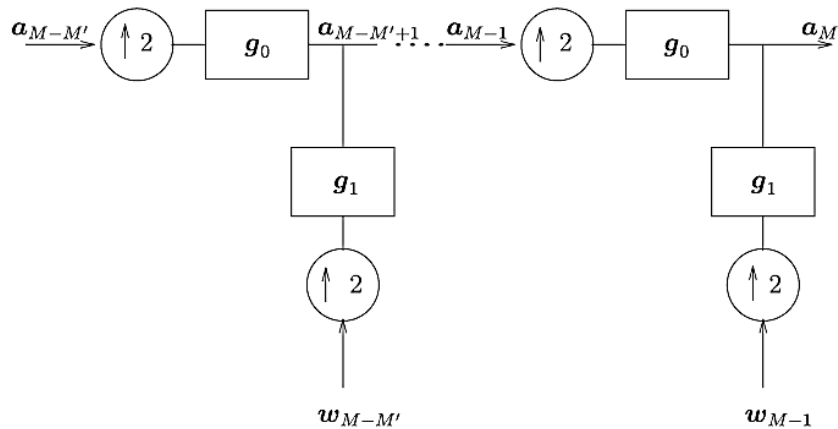
شکل (۳-۷): فرآیند تجزیه یک سطحی مبتنی بر موجک [۴۷]

^۱ فرکانس‌هایی هستند که نسبت به هم توان صحیحی از ۲ هستند.



شکل (۳-۸): درخت تجزیه موجک [۴۷]

یک ویژگی که برای هر تبدیل مطرح است، این است که آن تبدیل دارای معکوس منحصر بفردی باشد طوری که داده‌های اولیه را بتوان به طور کامل بازسازی کرد. برای سیگنال‌های تصادفی، برخی تبدیلات هستند که از نظر تئوری، معکوس منحصر بفرد دارند اما در دنیای واقعی قابل پیاده سازی نمی‌باشند. در مورد تبدیل موجک گسسته قابلیت معکوس منحصر بفرد وجود دارد طوری که از روی مؤلفه‌های مربوط به مقیاس‌های مختلف می‌توان سیگنال اولیه را بازسازی کرد. الگوریتم بازسازی مبتنی بر روابط دو مقیاسی تابع مقیاس و موجک استوار است. الگوریتم بازسازی در شکل (۳-۹) نشان داده شده است.



شکل (۳-۹): بازسازی سیگنال از روی ضرایب موجک و تابع مقیاس [۴۷]

در اینجا به این نکته تأکید می‌کنیم که گرچه روال محاسبات فوق به شیوه پردازش سیگنال رقومی انجام می‌شود اما الگوریتم‌های تجزیه و بازسازی در واقع سیگنال‌های پیوسته را پردازش می‌کنند. ایده اساسی در اینجا این است که به منظور پردازش مؤثر، یک سیگنال پیوسته را به کمک مؤلفه‌های خود در مقیاس‌های (گسسته) خود نمایش دهیم [۴۷].

۳-۴ کدگذاری SPIHT

کدگذاری SPIHT از تکنیک‌های کدگذاری مبتنی بر درخت فضایی است. مهم‌ترین بخش‌های کدگذاری SPIHT شامل تقسیم‌بندی مجموعه ضرایب موجک و انتقال اطلاعات مهم است. یکی از ویژگی‌های اصلی این طرح در انتقال داده‌های مرتب شده این است که بر پایه این واقعیت استوار است که مسیر اجرای یک الگوریتم به وسیله نتایج مقایسه نقاط شاخه‌ای آن تعریف می‌شود. بنابراین در صورتی که کدگذار و کدگشا الگوریتم مرتب‌سازی مشابهی داشته باشند، اگر کدگشا نتایج مقایسه دامنه‌ها را دریافت کند می‌تواند روش اجرای کدگذار را انجام دهد. داده‌های مرتب شده را می‌توان از مسیر اجرا بازیابی کرد.

الگوریتم مرتب‌سازی، مجموعه ضرایب موجک، $\{C_{i,j}\}$ ، را به زیرمجموعه‌های طبقه‌بندی شده T_m تقسیم کرده و آزمایش دامنه را انجام می‌دهد [۴۶]:

$$\max_{(i,j)} \{|c_{i,j}|\} \geq 2^n? \quad (3-15)$$

(i,j)

$(i,j) \in T_m$

اگر پاسخ کدگشا منفی باشد (زیرمجموعه بی‌اهمیت است) بنابراین متوجه می‌شود که تمام ضرایب موجود در T_m بی‌اهمیت است. اگر پاسخ مثبت باشد (زیرمجموعه مهم است)، قانون مشخصی به وسیله کدگذار و کدگشا به منظور بخش‌بندی T_m به زیرمجموعه جدید $T_{m,l}$ استفاده می‌شود و آزمایش فوق به

زیرمجموعه‌های جدید اعمال می‌شود. این فرآیند تقسیم مجموعه‌ها تا زمانی ادامه دارد که آزمایش اندازه به همه زیرمجموعه‌های اصلی تک مختصاتی به منظور شناسایی ضرایب مهم اعمال می‌گردد. برای روشن ساختن رابطه بین مقایسه‌های اندازه و بیت‌های پیام از تابع زیر برای نشان دادن اهمیت مجموعه‌ای از مختصات T استفاده می‌شود [۴۶]:

$$S_n(T) = 1. \quad \text{if } \max\{|c_{i,j}|\} \geq 2^n \quad (۱۶ - ۳)$$

$$(i,j)$$

$$(i,j) \in T_m$$

$$= 0. \quad \text{otherwise}$$

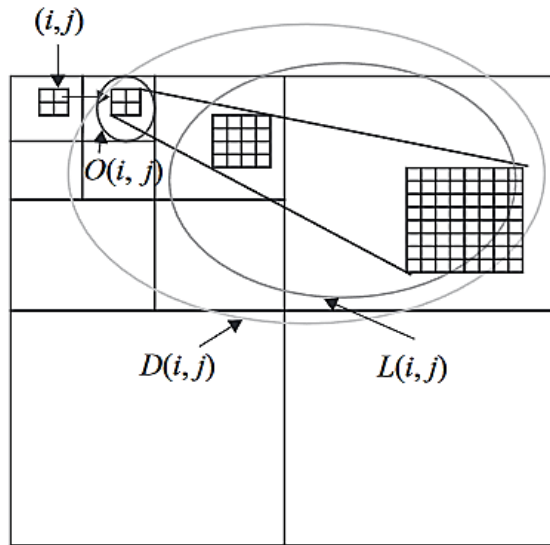
برای ساده‌سازی نمادها مجموعه‌های تک پیکسلی $S_n(\{i,j\})$ با $S_n(i,j)$ نمایش داده می‌شوند. به منظور درک نحوه کارکرد SPIHT فرض می‌شود $O(i,j)$ نشان دهنده یک مجموعه از مختصات خروجی‌های گره (i,j) باشد. برای نمونه به جز بالاترین و پایین‌ترین سطوح هرم، $O(i,j)$ بر اساس خروجی‌های آن به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$O(i,j) = \{(2i, 2j), (2i, 2j + 1), (2i + 1, 2j), (2i + 1, 2j + 1)\} \quad (۱۷ - ۳)$$

همچنین $D(i,j)$ به عنوان مجموعه‌ای از مختصات تمام خروجی‌های مستقیم و غیرمستقیم گره (i,j) تعریف می‌شود و H مجموعه‌ای از تمام مختصات ریشه‌های SOT (گره‌های موجود در بالاترین سطح هرم) است. در پایان $L(i,j)$ به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$L(i,j) = D(i,j) - O(i,j) \quad (۱۸ - ۳)$$

$O(i,j)$, $D(i,j)$ و $L(i,j)$ در یک SOT در شکل (۳-۱۰) نمایش داده شده است.



شکل (۳-۱۰): SOT و مجموعه بخش‌بندی در SPIHT [۴۶]

با استفاده از بخش‌های SOT به عنوان زیرمجموعه‌های بخش‌بندی شده در الگوریتم مرتب‌سازی

قوانین بخش‌بندی مجموعه به صورت زیر تعریف می‌شود:

- بخش ابتدایی با مجموعه‌های $\{(i,j)\}$ و $D(i,j)$ به ازای $(i,j) \in H$ شکل می‌گیرد.
- اگر $D(i,j)$ اصلی باشد به $L(i,j)$ به اضافه چهار مجموعه تک عنصری با $(k,l) \in O(i,j)$ بخش‌بندی می‌شود.
- اگر $L(i,j)$ اصلی باشد به چهار مجموعه $D(k,l)$ با $(k,l) \in O(i,j)$ بخش‌بندی می‌شود.
- حال هر یک از این چهار مجموعه در حکم مجموعه اصلی بوده و همان بخش‌بندی به صورت بازگشتی می‌تواند استفاده شود [۴۶].

فصل چهارم

روش پیشنهادی

در این فصل در رابطه با روش‌های فشرده‌سازی پیشنهادی صحبت می‌شود. هدف اصلی این پایان‌نامه از فشرده‌سازی سیگنال‌های EMG ارائه رویکردی است که در آن علاوه بر ایجاد مصالحه مناسب بین میزان فشرده‌سازی و میزان شباهت بین سیگنال اصلی و سیگنال بازسازی شده بتوان به حفظ حداکثری اطلاعات کلینیکی سیگنال بازسازی شده نیز پرداخت و بدین منظور دو روش پیشنهادی جهت فشرده‌سازی سیگنال‌های EMG مورد بررسی قرار می‌گیرد. روش پیشنهادی اول مبتنی بر تکنیک‌های تجزیه حالت تجربی، هموارسازی مبتنی بر تبدیل DCT، دوبعدی‌سازی، تبدیل موجک و کدگذاری SPIHT و روش پیشنهادی دوم مبتنی بر هموارسازی سیگنال با استفاده از تکنیک پیش‌تأکید-وات‌تأکید، دوبعدی‌سازی، تبدیل موجک و کدگذاری SPIHT است.

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، افت کارایی روش‌های فشرده‌سازی به ویژه روش‌های مبتنی بر تبدیل و نیز کدگذارهای مبتنی بر آنتروپی می‌گردد.

در این پایان‌نامه، به منظور افزایش کارایی فشرده‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرام سطحی، در روش اول از تکنیک هموارسازی پیشنهادی مبتنی بر بازچینی ضرایب تبدیل DCT سیگنال استفاده شده است. مبنای منطقی این تکنیک این است که هر قدر سیگنالی هموارتر باشد ضرایب فرکانس بالای کوچک‌تری در طیف حاصل از تبدیل DCT 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 مبتنی بر تبدیل موجک و کدگذاری SPIHT) افزایش بیشتری می‌یابد. ایده اصلی هموارسازی در روش دوم، مبتنی بر تولید یک سیگنال هموار متناظر با هر سیگنال الکترومایوگرام مورد نظر است

طوری که به جای فشرده سازی 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.

۲-۴ روش‌های پیشنهادی

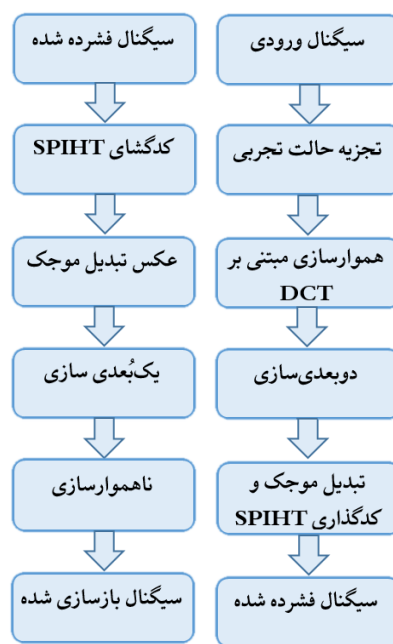
۱-۲-۴ روش پیشنهادی اول

دیاگرام بلوکی این روش پیشنهادی در شکل (۱-۴) نشان داده شده است. قسمت (الف) از این شکل، مسیر فشرده سازی و قسمت (ب) مسیر بازسازی را نشان می‌دهد. در مسیر فشرده سازی، 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: یکی از این ویژگی‌ها هموارشدگی نسبی سیگنال تقریب زده شده و ویژگی بعدی، امکان کنترل روی کیفیت سیگنال تقریب زده شده به کمک معیارهای کمی مانند PRD است. ویژگی اول به افزایش کارایی فشرده سازی و ویژگی دوم به امکان حفظ نسبی اطلاعات پزشکی کمک می‌کند. 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 ورودی خود شده و کمک زیادی به افزایش کارایی فشرده سازی مبتنی بر تبدیل موجک می‌کند. فرآیند هموارسازی مبتنی بر تبدیل DCT تقریباً برگشت پذیر است؛ به بیان دیگر، می‌توان در مسیر بازسازی، عکس آن را طی نمود تا از روی سیگنال هموار شده به نسخه‌ای تقریباً برابر با نسخه اولیه دست یافت. در گام بعدی، سیگنال هموار شده به سیگنالی دو بعدی، یعنی یک تصویر تبدیل می‌شود. فرآیند دوبعدی سازی موجب فراهم کردن امکان کاهش بیش تر تزیاید از سیگنال ورودی و بنابراین، افزایش کارایی فشرده سازی 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 اینکه

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.

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

زیربخش‌هایی که در ادامه آورده شده‌اند، مهم‌ترین بلوک‌های موجود در شکل (۴-۱) را توضیح می‌دهند.



ب الف

شکل (۴-۱): (الف) دیاگرام بلوکی مسیر فشرده‌سازی (رفت)، (ب) دیاگرام بلوکی مسیر بازسازی (برگشت) روش پیشنهادی اول.

۴-۲-۱-۱ تجزیه حالت تجربی

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

الگوریتم روش تجزیه حالت تجربی به صورت زیر است [۴۸]:

توابع IMF را با $imf()$ و باقی‌مانده‌ها را با $r()$ نشان می‌دهیم. سیگنالی که می‌خواهیم آن را تجزیه

کنیم، $y(t)$ بوده و مراحل الگوریتم به صورت زیر است:

$$(۱) \quad \text{مقداردهی اولیه: } i=1, \quad r_0(t) = y(t)$$

$$(۲) \quad \text{i-آمین IMF را به صورت زیر استخراج کنید:}$$

$$i. \quad \text{مقداردهی اولیه: } j=1, \quad h_0(t) = r_i(t)$$

$$ii. \quad \text{نقاط مینیمم و ماکزیمم محلی } h_{j-1}(t) \text{ را استخراج کنید،}$$

iii. به کمک درون‌یابی با اسپلاین مکعبی یک‌بار روی نقاط ماکزیمم و یک‌بار روی

نقاط مینیمم، یک پوش بالایی و یک پوش پایینی برای $h_{j-1}(t)$ به دست آورید،

$$iv. \quad \text{میانگین دو پوش محاسبه شده، } m_{j-1}(t), \text{ را به دست آورید،}$$

$$v. \quad \text{قرار دهید } h_j(t) = h_{j-1}(t) - m_{j-1}(t)$$

vi. با قرار دادن $j = j+1$ به مرحله دوم (یعنی شماره ii) بروید مگر اینکه شرط

توقف برقرار شده باشد،

$$(۳) \quad \text{قرار دهید: } r_i(t) = r_{i-1}(t) - imf_i(t); \quad imf_i(t) = h_j(t)$$

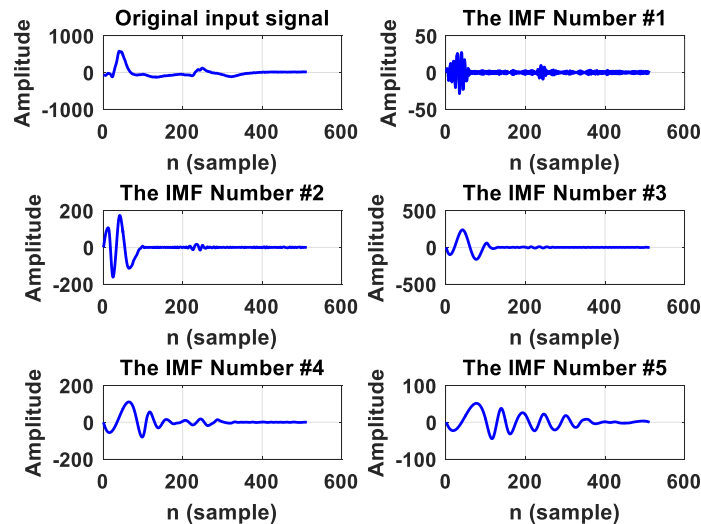
^۱ یعنی توابع پایه از قبل مشخص هستند.

اگر $r_i(t)$ حداقل دو نقطه اکسترمم داشته باشد، با قرار دادن $i = i+1$ به مرحله (۲) بروید وگرنه به الگوریتم خاتمه داده و باقی مانده نهایی را $r_i(t)$ اعلام کنید.

فرآیند تکرار فوق به منظور استخراج IMFها را فرآیند غربالگری^۱ می نامند. در طی این فرآیند، سیگنال مرتباً به مؤلفه‌هایی از بزرگ‌ترین فرکانس، imf_1 تا کوچک‌ترین فرکانس، imf_n تجزیه می‌شود. نتیجه نهایی به شکل زیر قابل بیان است:

$$y(t) = \sum_{i=1}^n imf_i(t) + r_n(t) \quad (۱-۴)$$

بنابراین هر قدر تعداد IMFهای بیش‌تری محاسبه و جمع شوند، مجموع این IMFها تقریب دقیق‌تری از سیگنال اولیه است. در شکل (۲-۴) یک نمونه سیگنال الکترومایوگرام به همراه پنج IMF اول که به کمک روش EMD محاسبه شده‌اند، نشان داده شده است. شکل (۳-۴) نیز سیگنال اولیه، سیگنال تقریب در اثر جمع پنج مؤلفه IMF مذکور، و سیگنال باقی مانده را نشان می‌دهد.



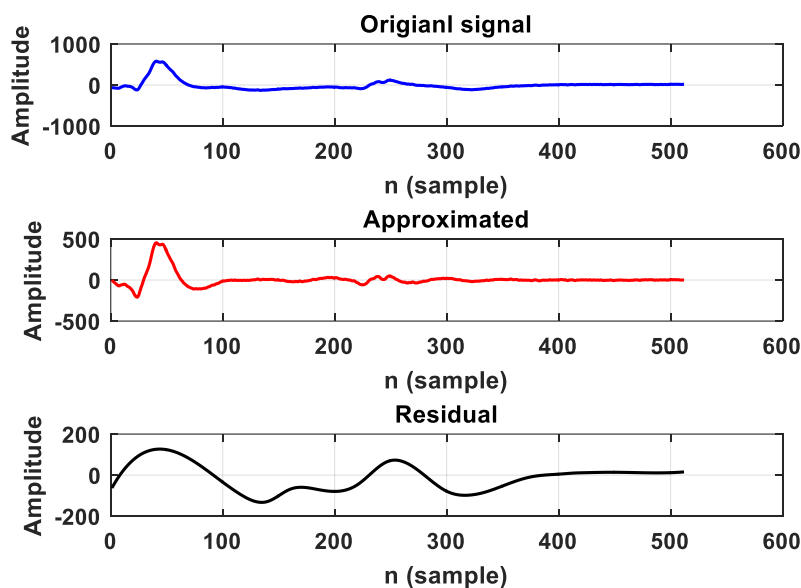
شکل(۲-۴): یک نمونه سیگنال الکترومایوگرام به همراه پنج IMF اول حاصل از اجرای الگوریتم تجزیه حالت تجربی.

¹ Sifting

در روش پیشنهادی از فرآیند غربالگری بیان شده استفاده شده است اما با این تفاوت که 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 درصدی میانگین مجذور تفاضلات (PRD) و یا ماکزیمم درصدی قدرمطلق تفاضلات (PMAD) روی دو سیگنال اصلی و تقریب محاسبه و با آستانه از قبل مشخصی، T_{PMAD} ، مقایسه می‌شود. چنانچه مقدار معیار مورد نظر کم‌تر از آستانه شود، شرط تحقق یافته است. معیار PMAD چنین تعریف می‌شود:

$$PMAD = 100 \times \frac{\max(\text{abs}(s[n] - \hat{s}[n]))}{\max(s[n])} \quad (۲ - ۴)$$

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



شکل (۳-۴): از بالا به پایین به ترتیب یک نمونه سیگنال الکترومایوگرام، سیگنال تقریب با استفاده از پنج IMF اول حاصل از روش تجزیه حالت تجربی، سیگنال باقی‌مانده متناظر با دو سیگنال قبلی.

¹ Percentage Maximum Absolute Difference

۴-۲-۱-۲ هموارسازی مبتنی بر تبدیل DCT

سیگنال‌های الکترومایوگرام سیگنال‌هایی با رفتار نسبتاً فرکانس بالا بوده و لذا تکنیک دوبعدی‌سازی منجر به تولید تصویری نویزگونه می‌شود (شکل (۴-۶-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. کدگذار SPIHT نوعی کدگذار بخش‌بندی مجموعه است که روی ماتریس ضرایب تبدیل موجک عمل می‌کند. الگوریتم این کدگذار در واقع نوعی روش جستجو برای اولویت دادن به کدگذاری ضرایب مهم و بزرگ تبدیل موجک است. هر قدر تعداد ضرایب مهم کم‌تر باشد، کارایی فشرده‌سازی SPIHT بیش‌تر می‌شود.

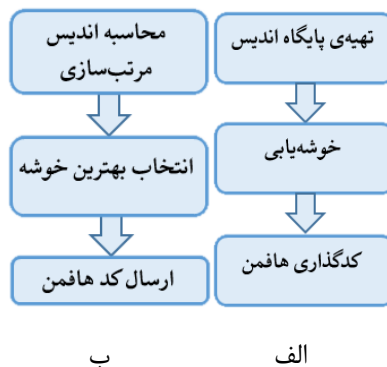
به منظور حل نسبی مشکل رفتار نویزگونه در تصویر الکترومایوگرام، از یک تکنیک هموارسازی تقریباً برگشت‌پذیر مبتنی بر تبدیل DCT استفاده شده است. در این تکنیک، در مرحله فشرده‌سازی سیگنال الکترومایوگرام، از هر سیگنال هموار شده ورودی ابتدا تبدیل DCT گرفته شده تا بردار اولیه ضرایب تبدیل به دست آید. سپس، عناصر 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 تکنیک 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 مرحله بازسازی سیگنال الکترومایوگرام، ضروری است. k -امین عنصر متعلق به این بردار اندیس تعیین می‌کند که k -امین 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 می‌شود. با توجه به تعداد بسیار زیاد حالت‌های ممکن برای بردارهای اندیس (یعنی I_{sig}^2 حالت)، برای کاهش طول کد L_{bit} نزدیک‌ترین بردار اندیس موجود در یک پایگاه اندیس به جای بردار اندیس اصلی 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 از روی پایگاه مذکور، نزدیک‌ترین بردار اندیس را یافته و در کار خود استفاده کند. در سیستم بازسازی (دیاگرام بلوکی شکل (۴-۱-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.

روش هموارسازی مبتنی بر تبدیل DCT متشکل از دو مرحله «آموزش» و «استفاده» می‌باشد. هدف از مرحله آموزش، تشکیل پایگاه اندیس بوده و تنها یک‌بار و آن هم به صورت برون‌خط 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. دیاگرام بلوکی مراحل «آموزش» و «استفاده» به ترتیب در شکل‌های (۴-۴-الف) و (۴-۴-ب) نشان داده شده است. هر یک از این دو مرحله در ادامه توضیح داده می‌شوند.

¹ Offline



شکل (۴-۴): (الف) دیاگرام بلوکی مرحله «آموزش»، (ب) دیاگرام بلوکی مرحله «استفاده»

• مرحله آموزش

قبل از استفاده از روش فشرده‌سازی پیشنهادی، ابتدا باید یک‌بار مرحله آموزش در تکنیک هموارسازی پیشنهادی انجام شده باشد تا سیستم‌های فشرده‌ساز و بازسازی بتوانند به طور صحیح انجام شوند. هدف از مرحله آموزش، 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 (۴-۴-الف) ابتدا برای تهیه پایگاه اندیس به تعدادی سیگنال الکترومایوگرام به طول L_{sig} (که هرکدام را یک قطعه سیگنال نیز 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. تمام این بردارهای اندیس را در مرحله دوم از دیاگرام بلوکی شکل (۴-۴-الف) استفاده می‌کنیم. در این مرحله، به کمک خوشه‌یابی k-means بردارهای اندیس موجود را به $N_{cluster}$ خوشه گروه‌بندی می‌کنیم. مقدار این پارامتر تعیین کننده حداکثر تعداد بیت‌های لازم، L_{bit} ، برای کدگذاری مرکز هر خوشه است؛ این دو پارامتر به صورت زیر با یکدیگر رابطه دارند.

$$N_{cluster} = 2^{L_{bit}} \quad (3 - 4)$$

حال تعداد $N_{cluster}$ خوشه در اختیار داریم که هر خوشه دارای تعدادی عضو است؛ هر عضو از یک خوشه، در حقیقت یک بردار اندیس است که در مرحله قبل از روی یک قطعه سیگنال آموزشی محاسبه شده است.

حال در آخرین مرحله از دیاگرام بلوکی شکل (۴-۴-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 [۴۹]. 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.

علاوه بر کد هافمن استخراج شده برای هر خوشه، فراوانی نسبی هر خوشه را نیز محاسبه و جزء اطلاعات پایگاه اندیس ذخیره می‌کنیم تا در مرحله «استفاده» به کار گرفته شود. بنابراین، خروجی‌های مهم مرحله «آموزش» عبارتند از:

(۱) مراکز هر خوشه؛ هر مرکز خوشه در واقع یک بردار اندیس است،

(۲) کدهای هافمن استخراج شده برای مراکز خوشه،

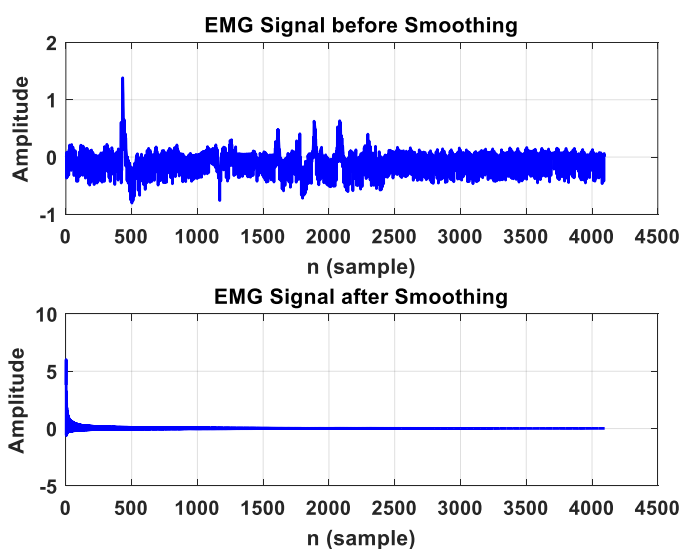
(۳) فراوانی نسبی هر خوشه.

از بین این سه خروجی، خروجی‌های اول و سوم در سیستم فشرده‌ساز (در مرحله «استفاده») و خروجی‌های اول و دوم در سیستم بازسازی استفاده و کاربرد دارند.

• مرحله استفاده

مرحله استفاده در عملیات لازم جهت فشرده‌سازی یک سیگنال الکترومایوگرام (یعنی دیاگرام بلوکی شکل (۴-۱-الف)) دلخواه مورد نیاز می‌باشد. در دیاگرام بلوکی شکل (۴-۱-الف) پس از هموارسازی قطعه سیگنال الکترومایوگرام و محاسبه بردار اندیس متناظر (اولین مرحله از دیاگرام بلوکی شکل (۴-۱-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 به روش هافمن کدگذاری کرده‌ایم، انتخاب و برای سیستم بازسازی ارسال می‌کنیم. برای انتخاب نزدیک‌ترین بردار اندیس (دومین مرحله از دیاگرام بلوکی شکل (۴-۱-ب))، ابتدا فاصله اقلیدسی بردار اندیس موجود را با هر یک از $N_{cluster}$ خوشه موجود محاسبه می‌کنیم. این فواصل را R_i می‌نامیم ($i=1, 2, \dots, N_{cluster}$). 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 (۴-۱-ب)).

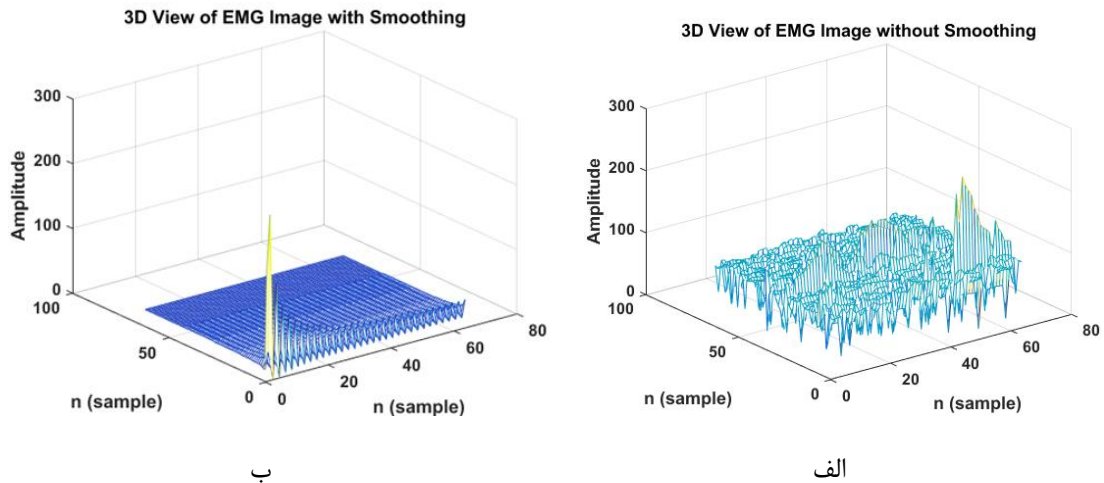
شکل (۴-۵) یک نمونه قطعه سیگنال الکترومایوگرام (حاصل اعمال تجزیه حالت تجربی) و نسخه هموار شده آن به کمک تکنیک پیشنهادی هموارسازی مبتنی بر تبدیل DCT را نشان می‌دهد.



شکل (۴-۵): یک نمونه قطعه سیگنال EMG (بالا) و نتیجه اعمال تکنیک پیشنهادی هموارسازی مبتنی بر تبدیل DCT روی آن (پایین).

۳-۱-۲-۴ دوبعدی سازی

تکنیک دوبعدی سازی به منظور افزایش تزیاید از طریق ایجاد آن در دو بعد استفاده می شود. در این تکنیک، به سادگی، قطعه سیگنالی که طول آن، L_{sig} برابر با یک عدد مربع کامل است، برای مثال $L_{sig} = Num^2$ ، متوالیاً در سطرهای یک تصویر مربعی به ابعاد Num قرار داده می شود. شکل (۴-۶) نتیجه اعمال دوبعدی سازی را روی سیگنال EMG نشان می دهد. قسمت (الف) این شکل، نمایی سه بعدی از تصویر حاصل از دوبعدی سازی سیگنال هموار نشده EMG و قسمت (ب) همین نتیجه را برای دوبعدی سازی سیگنال هموار شده نشان می دهد. با مقایسه این دو نما، اهمیت و کارایی تکنیک هموارسازی پیشنهادی قابل درک خواهد شد.



شکل (۴-۶): مقایسه اعمال تکنیک پیشنهادی هموارسازی مبتنی بر تبدیل DCT روی نمونه قطعه سیگنال EMG نشان داده شده در بخش بالایی شکل (۴-۵).

(الف) نمایی سه بعدی از تصویر حاصل از دوبعدی سازی سیگنال اولیه و (ب) نمای مربوط به دوبعدی سازی سیگنال هموار شده.

۴-۲-۱-۴ تبدیل موجک و کدگذاری SPIHT

حال در ادامه، از تصویر هموار به دست آمده از مرحله قبل، تبدیل موجک گرفته شده و ماتریس ضرایب این تبدیل به کمک کدگذار SPIHT کدگذاری می شود.

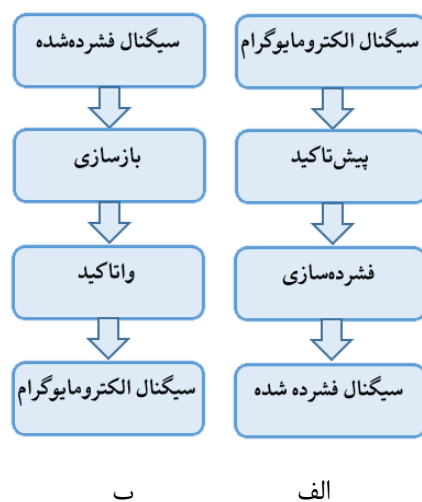
۴-۲-۲ روش پیشنهادی دوم

دیاگرام بلوکی این روش پیشنهادی در شکل (۴-۷) نشان داده شده است. قسمت (الف) از این شکل، مسیر فشرده سازی و قسمت (ب) مسیر بازسازی را نشان می دهند. مطابق با دیاگرام شکل (۴-۷-الف) سیگنال الکترومایوگرام ورودی در گام اول، به کمک فیلتر پیش تأکید به نسخه هموار متناظر خود تبدیل شده و سپس در گام بعدی، سیگنال هموار شده به سیگنالی دوبعدی، یعنی یک تصویر تبدیل می شود. فرآیند دوبعدی سازی موجب فراهم کردن امکان کاهش بیش تر تراید از سیگنال ورودی و بنابراین، افزایش کارایی فشرده سازی سیگنال الکترومایوگرام می شود. 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 فشرده شده تشکیل می‌شود.

فرآیندهایی که در مسیر بازسازی اجرا می‌شوند، عکس فرآیندهای متناظر خود در مسیر فشرده‌سازی هستند؛ به بیان دیگر، با توجه به دیاگرام بلوکی شکل (۴-۷-ب)، ابتدا سیگنال فشرده شده 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، با استفاده از فیلتر واتاکید، به سیگنال الکترومایوگرام نهایی تبدیل می‌شود.

در ادامه به مهم‌ترین بلوک‌های موجود در شکل (۴-۷) پرداخته می‌شود.



شکل (۴-۷): (الف) دیاگرام بلوکی مسیر فشرده‌سازی (رفت)، (ب) دیاگرام بلوکی مسیر بازسازی (برگشت).

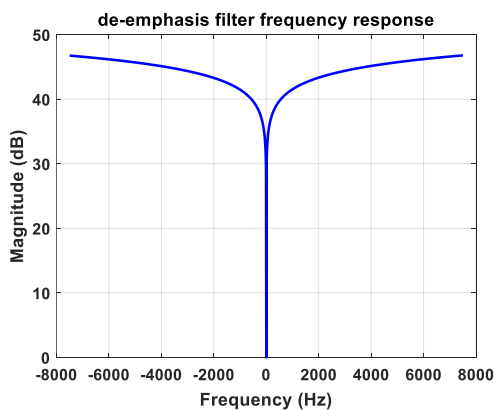
۴-۲-۱ تکنیک فیلتر پیش‌تاکید-واتاکید

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

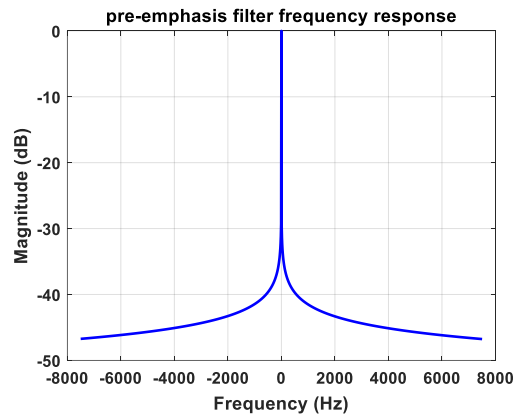
$f_s/2$ هرتز است) این مقدار برابر α می‌شود که مقدار پارامتر α غیرصفر و کمتر از واحد است. بدین ترتیب، مؤلفه‌های فرکانس بالای موجود در طیف سیگنال الکترومایوگرام ورودی بیش‌تر از مؤلفه‌های فرکانس پایین تضعیف شده و سیگنال حاصل از این فیلتر، به دلیل تضعیف مؤلفه‌های فرکانس بالای آن، سیگنالی هموارتر از سیگنال ورودی فیلتر خواهد بود. پاسخ فرکانسی فیلتر پیش‌تأکید مورد استفاده در کار این پایان‌نامه به صورت زیر انتخاب شده است:

$$H_{pe}(f) = \frac{1}{1 + j \cdot k \cdot f^p} \quad (4 - 4)$$

تابع فوق با سعی و خطا و با الهام از فیلترهای پیش‌تأکید-واتأکید مورد استفاده در برخی سیستم‌های مخابراتی [۵۰] انتخاب و استفاده شده است. شکل (۴-۸-الف) اندازه پاسخ فرکانسی این فیلتر را به ازاء $K=15$ و $p=0.3$ نشان می‌دهد.



ب



الف

شکل (۴-۸): اندازه پاسخ فرکانسی فیلترهای (الف) پیش‌تأکید و (ب) واتأکید.

برای انجام فیلترکردن پیش‌تأکید، سیگنال الکترومایوگرام ورودی، $x(n)$ به طول $M=2L$ 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:

$$x_{complex}(n) = x_1(n) + jx_2(n) \quad (5 - 4)$$

حال تبدیل فوریه این سیگنال را پس از محاسبه در تابع پاسخ فرکانسی رابطه (۴-۴) ضرب کرده و

با استفاده از عکس تبدیل فوریه به سیگنالی مختلط، $y(n)$ می‌رسیم:

$$X(f) = FT\{x_{complex}\} \quad (۴ - ۶)$$

$$Y(f) = X(f)H_{pe}(f) \quad (۴ - ۷)$$

$$y(n) = IFT\{Y(f)\} \quad (۴ - ۸)$$

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 (۴-۹) نشان داده شده است. با توجه به این شکل‌ها، کاملاً واضح است که

زیرسیگنال‌های مربوط به بخش‌های حقیقی و موهومی بسیار هموارتر از سیگنال الکترومایوگرام اصلی

هستند.

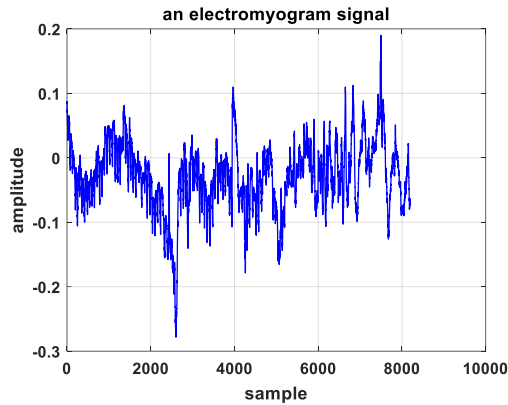
پاسخ فرکانسی فیلتر و تأکید عکس پاسخ فرکانسی فیلتر پیش تأکید است؛ یعنی:

$$H_{de}(f) = \frac{1}{H_{pe}(f)} = 1 + j \cdot k \cdot f^p \quad (۴ - ۹)$$

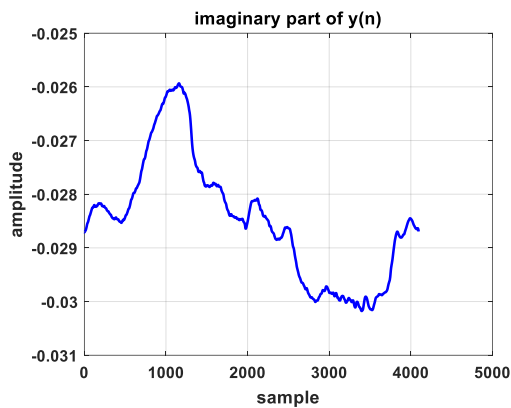
بدین ترتیب، فیلتر و تأکید تغییراتی را که در طیف سیگنال مختلط حاصل از دو نیم کردن سیگنال

الکترومایوگرام داده بود، به حالت اولیه برمی‌گرداند. شکل (۴-۸-ب) اندازه پاسخ فرکانسی این فیلتر را

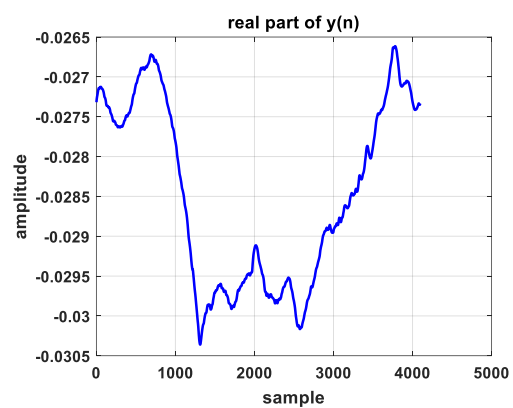
به ازاء $K=۱۵$ و $p=۰/۳$ نشان می‌دهد.



الف



ج



ب

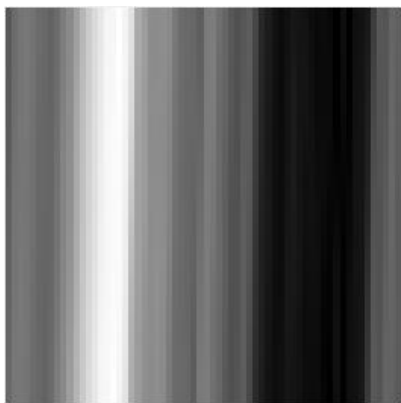
شکل (۴-۹): (الف) یک نمونه سیگنال الکترومایوگرام، (ب) و (ج) سیگنال‌های مربوط به بخش‌های به ترتیب حقیقی و موهومی سیگنال مختلط حاصل از فیلتر پیش‌تأکید.

۴-۲-۲-۲ فشرده‌سازی و بازسازی

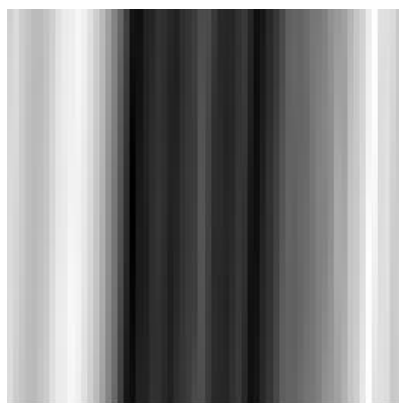
سیگنال‌های هموار شده حاصل از فیلتر پیش‌تأکید با یک بازچینی معمولی سطری یا ستونی، هر یک به تصویری مربعی تبدیل و ابتدا از تبدیل موجک جهت به دست آوردن ماتریس ضرایب این تبدیل و سپس از کدگذاری SPIHT [۵۱] برای تبدیل ضرایب ماتریس ضرایب تبدیل موجک به دنباله بیتی نهایی استفاده می‌شود. از مزایای این روش کدگذاری، 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 فشرده شده افزایش (و بنابراین مقدار معیارهایی نظیر PRD و میانگین

و واریانس تغییرات پارامترهای طیفی کاهش) اما در مقابل، میزان فشرده‌سازی این سیگنال کاهش می‌یابد.

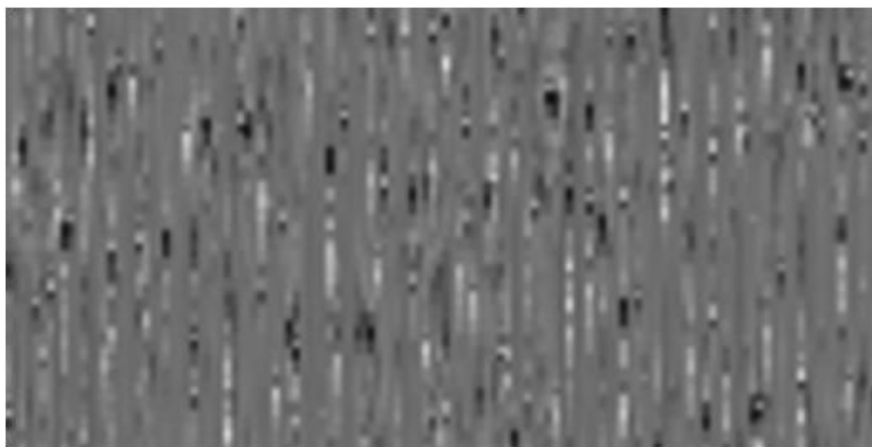
برای مثال ارائه شده در شکل (۴-۹)، دو تصویر حاصل از دوبعدی‌سازی زیرسیگنال‌های شکل‌های (۴-۹-ب) و (۴-۹-ج) به ترتیب در شکل‌های (۴-۱۰-الف) و (۴-۱۰-ب) نشان داده شده‌اند. برای مقایسه و درک تأثیر روش هموارسازی پیشنهادی، تصویر حاصل از دوبعدی‌سازی سیگنال اولیه الکترومایوگرام (بدون عبور از مرحله فیلتر پیش‌تأکید) نیز در شکل (۴-۱۰-ج) نمایش داده شده است.



ب



الف



ج

شکل (۴-۱۰): (الف) و (ب) تصاویر حاصل از دوبعدی‌سازی زیرسیگنال‌های هموار شده شکل‌های به ترتیب (۴-۹-ب) و (۴-۹-ج)، (ج) تصویر حاصل از دوبعدی‌سازی سیگنال اولیه الکترومایوگرام. با مقایسه هر یک از شکل‌های (الف) یا (ب) با شکل (ج) تأثیر استفاده از تکنیک هموارسازی پیشنهادی مشخص می‌شود.

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 می‌شوند؛ بنابراین، طول سیگنال الکترومایوگرام ورودی باید به صورت $M=2^{2n+1}$, $n \in \mathbb{N}$ انتخاب شود.

برای بازسازی سیگنال الکترومایوگرام فشرده شده، مطابق با دیاگرام بلوکی شکل (۴-۷-ب)، ابتدا به کمک کدگشای SPIHT ماتریس ضرایب تبدیل موجک مربوط به هر یک 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. این سیگنال مختلط پس از عبور از فیلتر و تأکید تبدیل به $X(f)$ در رابطه (۴-۶)، یعنی تبدیل فوریه سیگنال مختلط حاصل از دو نیم‌کردن سیگنال الکترومایوگرام می‌شود. بنابراین با محاسبه عکس تبدیل فوریه از $X(f)$ ، سیگنال مختلط $X_{\text{complex}}(n)$ (رابطه (۴-۵)) شده و از آنجا سیگنال الکترومایوگرام قابل بازسازی است.

۳-۴ جمع‌بندی

در روش اول از تجزیه حالت تجربی در فشرده‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرام استفاده شده است. مقدار دامنه سیگنال‌های EMG جزء اطلاعات مهم در تشخیص و یا کاربردهای پزشکی است [۵۲-۵۵]. از طرفی در روش پیشنهادی امکان کنترل دقیق (با دقت موردنظر و بر طبق معیار موردنظر) 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؛ بنابراین دارای قابلیت کنترل نسبی روی کیفیت نسخه تقریب زده شده است. به بیان دیگر در هر مرحله از محاسبه سیگنال تقریب، کیفیت آن

را می‌توانیم به کمک یک معیار مناسب (برای مثال معیار PRD) ارزیابی کرده و تعیین کنیم که آیا نیازی به تکرار بیش‌تر فرآیند تقریب زدن وجود دارد یا خیر. روش EMD منطبق بر پدیده‌های فیزیکی بوده و قادر به حفظ اطلاعات و تفسیر فیزیکی آن‌ها است [۴۵]. سیگنال‌های الکترومایوگرام نیز برآیند فعالیت‌های الکتریکی تعداد زیادی واحدهای محرکه به نام MUAP^۱ در عضله مورد نظر است. لذا اگر به کمک EMD سیگنال اصلی را تقریب بزنیم، 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 بنابراین کارایی فشرده‌سازی افزایش می‌یابد.

همچنین به منظور افزایش کارایی فشرده‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرام سطحی از تکنیک هموارسازی پیشنهادی مبتنی بر بازچینی ضرایب تبدیل DCT سیگنال استفاده شده است. مبنای منطقی این تکنیک این است که هر قدر سیگنالی هموارتر باشد ضرایب فرکانس بالای کوچک‌تر در طیف حاصل از تبدیل DCT آن وجود خواهد داشت و بالعکس؛ 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 پیشنهادی که مبتنی بر تبدیل موجک و کدگذاری SPIHT است) افزایش می‌یابد.

در روش دوم، هموارسازی پیشنهادی برگرفته از تکنیک پیش‌تأکید-واتا‌تکید است که در حوزه سیستم‌های مخابراتی استفاده می‌شود [۵۰]. 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 پیش‌تأکید فیلتر کرده و سپس در واحد گیرنده پس از انجام مدولاسیون، توسط فیلتر بالاگذر خاص دیگری به نام فیلتر واتا‌تکید که به نوعی معکوس فیلتر پیش‌تأکید عمل می‌کند،

¹ Motor Unit Action Potential

² Frequency Modulation

طیف اصلی و اولیه سیگنال پیام بازسازی می‌شود. البته دلیل و توجیه استفاده از تکنیک پیش‌تأکید- و تأکید در این پایان‌نامه بسیار متفاوت از دلیل ارائه شده در سیستم‌های مخابراتی است. در پایان‌نامه حاضر از فیلتر پایین‌گذر پیش‌تأکید به منظور پایین‌گذر کردن طیف سیگنال الکترومایوگرام و در نتیجه هموار کردن آن استفاده می‌شود. هر قدر سیگنالی هموارتر باشد ضرایب فرکانس بالای کوچک‌تری 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 افزایش بیشتری می‌یابد. در واحد بازسازی نیز، این سیگنال هموار به کمک فیلتر معکوس و بالاگذر و تأکید به حالت اولیه خود بازگردانده می‌شود.

فصل پنجم

نتایج شبیه‌سازی

۵-۱ مقدمه

در این بخش، کارایی روش پیشنهادی از دو منظر فشرده‌سازی و حفظ اطلاعات پزشکی مورد بررسی قرار می‌گیرد. در هر کدام از این دو منظر، از معیارهای کمی و گاهاً کیفی استفاده خواهد شد. زیر بخش‌هایی که در این بخش 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 داده می‌شود. در ادامه، کارایی روش پیشنهادی از دو منظر اشاره شده بر طبق برخی از مهم‌ترین معیارهای موجود و یا پیشنهادی در این پایان نامه، ارزیابی می‌شود. در آخرین زیربخش نیز، کارایی روش پیشنهادی با تعدادی از روش‌های موجود مقایسه می‌شود؛ در این مقایسه، ناچاریم از نتایج گزارش شده در مقالات مرتبط با این روش‌ها استفاده کنیم. در این زیربخش، با توجه به این که برخی معیارها کم‌تر مورد استفاده قرار گرفته‌اند و برخی دیگر نیز اصلاً مورد توجه قرار نگرفته‌اند، بالطبع، محدودیت وجود خواهد داشت.

۵-۲ معرفی پایگاه داده مورد استفاده

در این پایان‌نامه از سه پایگاه داده به منظور ارزیابی روش فشرده‌سازی پیشنهادی استفاده شده است: اولین پایگاه داده مربوط به EMGLAB^۱ است که ۸ ثبت سیگنال EMG از این پایگاه مورد استفاده قرار گرفته است. دومین پایگاه داده مربوط به PhysioNet^۲ بوده که ۱۰ نمونه سیگنال EMG از این پایگاه استفاده شده است و در نهایت مشابه با بسیاری از مقالات موجود که خود اقدام به تهیه پایگاه داده نموده‌اند، در کار این پایان‌نامه نیز به کمک دستگاه ثبت سیگنال‌های الکترومایوگرام که تصویری از آن در شکل (۵-۱) نشان داده شده است، اقدام به تهیه یک پایگاه داده نمودیم. در این کار از ۱۵

¹ <https://www.emglab.net>

² <https://www.physionet.org>

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 برابر ۶۰٪ (جهت تسهیل مقایسه با 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. همچنین سیگنال‌های الکترومایوگرام در حالت پویا نیز ثبت و ذخیره شدند؛ برای این سیگنال‌ها از ماهیچه پهن بیرونی^۱ استفاده شده و طول زمانی 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 [۱۲، ۱۹] فراهم شود؛ بنابراین، 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^۲ 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 پایان‌نامه، نتایج مربوط به کارایی فشرده‌سازی نسبت به این نرخ نهایی گزارش شده‌اند.

¹ Biceps brachii

² Vastus Lateralis

³ Maximum Voluntary Contraction



شکل (۵-۱): دستگاه ثبت سیگنال های الکترومایوگرام.

۵-۲-۱ نوع سیگنال های مورد استفاده

در تحقیقات مربوط به فشرده سازی سیگنال های الکترومایوگرام، کم و بیش دو نوع سیگنال استفاده می شود: سیگنال های طول-ثابت^۱ و پویا^۲. در سیگنال های طول-ثابت، ماهیچه مورد نظر در حالت فیزیکی ثابتی قرار داده شده و نیروهای مختلفی بر آن وارد می شود. در آزمایش مربوط به تولید سیگنال های پویا، نیرویی به ماهیچه مورد نظر اعمال و ماهیچه حرکت داده می شود (برای مثال، بالا و پایین بردن متناوب یک وزنه مشخص). در سیگنال های پویا، تغییرات دامنه سیگنال بیش تر از نوع دیگر است. در اکثر مقالات از سیگنال های طول-ثابت که در آزمایشگاه تهیه شده اند، استفاده شده است [۳، ۱۲، ۱۹، ۲۸، ۴۰]. تعداد بسیار محدودی نیز از سیگنال های پویا استفاده کرده اند [۱۹، ۲۸].

۵-۲-۲ نرمالیزه کردن نسبت به حداکثر انقباض ارادی (MVC)

به بیش ترین مقدار فشار یا کششی که یک ماهیچه می تواند تولید یا تحمل کند، «حداکثر انقباض ارادی» (MVC) گفته می شود. به عبارت دیگر، بیشترین میزان اعمال نیرو توسط ماهیچه را حداکثر

¹ Isometric Contraction

² Dynamic

انقباض ارادی می‌گویند. این معیار می‌تواند برحسب واحد نیرو (مانند نیوتن یا کیلوگرم) یا واحد گشتاور حول تکیه‌گاه (مانند نیوتن-متر یا کیلوگرم-متر) به صورت کمی بیان شود. پارامتر MVC معیاری از قدرت ماهیچه است.

یک نکته مهم در مورد تهیه سیگنال‌های الکترومایوگرام، نرمالیزه کردن آن‌ها برحسب %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 برحسب MVC درصدی استفاده می‌شود. در این کار، معمولاً ماکزیمم مقدار RMS¹ را برای یک ثبت محاسبه و بقیه ثبت‌ها را نسبت به این مقدار نرمالیزه می‌کنند. نتیجه این کار به صورت درصدی از MVC نمایش داده می‌شود. در مقالات موجود معمولاً از ۵۰٪ و ۶۰٪ به عنوان 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.

برای تعیین مقدار MVC برخی مقالات اندکی متفاوت عمل کرده‌اند. برای مثال، در [۲۸] برای تهیه سیگنال‌های آزمایشگاهی از نوع انقباض طول-ثابت از ماهیچه دوسربازویی شش داوطلب مرد استفاده شد. 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 انقباض طول-ثابت قرار داد. در این حالت مقدار MVC برابر با ماکزیمم گشتاور قابل تحمل توسط داوطلب در طی سه بار انجام آزمایش ایزومتریک اشاره شده که بین هر دو آزمایش سه دقیقه استراحت کرده باشد، تعریف شده است.

¹ Root Mean Square

۳-۵ معیارهای مورد استفاده جهت ارزیابی کارایی روش‌های فشرده‌سازی

با توجه به مقالات موجود، معیارهای بسیاری جهت ارزیابی کارایی فشرده‌سازی سیگنال‌های EMG استفاده شده است. ما در این پایان‌نامه از معیارهای زیر برای ارزیابی روش پیشنهادی بهره برده‌ایم:

۱- ضریب فشرده‌سازی (CF)

$$CF = \frac{O_s - C_s}{O_s} \times 100\% \quad (۱ - ۵)$$

که در آن O_s تعداد بیت‌های لازم برای ذخیره سیگنال اصلی و C_s تعداد بیت‌های لازم برای ذخیره سیگنال فشرده شده است.

۲- ریشه درصدی میانگین مجذور تفاضلات (PRD)

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{n=0}^{N-1} (x[n] - \hat{x}[n])^2}{\sum_{n=0}^{N-1} x^2[n]}} \times 100\% \quad (۲ - ۵)$$

که در آن $x[n]$ سیگنال اصلی و $\hat{x}[n]$ سیگنال فشرده شده است. پارامتر N نیز طول سیگنال می‌باشد.

دو معیار فوق متداول‌ترین معیارهای موجود جهت ارزیابی کارایی فشرده‌سازی سیگنال‌های EMG هستند [۳].

در ادامه تعدادی پارامتر پزشکی که در تعداد بسیار کمی از مقالات استفاده شده‌اند، به عنوان معیاری از قابلیت حفظ اطلاعات پزشکی، معرفی می‌شوند [۲۰، ۲۸، ۳۳].

۳- فرکانس میانگین طیف توان (f_{mean})

$$f_{mean} = \frac{\sum_{i=1}^N f_i P[f_i] (f_i - f_{i-1})}{\sum_{i=1}^N P[f_i] (f_i - f_{i-1})} \quad (۳ - ۵)$$

¹ Compression Factor

² Mean power spectral frequency

که در آن $P[f]$ طیف توان و $(f_i - f_{i-1})$ فاصله ثابت موجود بین فرکانس‌ها در طیف فوریه گسسته است. همچنین N تعداد فرکانس‌های استفاده شده به منظور تخمین چگالی طیف توان (PDS) سیگنال EMG مربوطه است. برای محاسبه طیف توان، معمولاً از تخمین گر تناوب‌نگار (یا پریودوگرام) استفاده می‌شود [۵۶].

۴-گشتاور سوم طیف فرکانسی^۳ (یا چولگی)

$$\mu_3 = ske = \frac{M_{c_3}}{M_{c_2}^{3/2}} = \frac{\sum_{i=1}^N (f_i - f_{mean})^3 P[f_i] (f_i - f_{i-1})}{(\sum_{i=1}^N (f_i - f_{mean})^2 P[f_i] (f_i - f_{i-1}))^{3/2}} \quad (۴ - ۵)$$

۵-فرکانس میانه طیف توان (f_{med})^۵

$$\sum_{i=1}^{f_{med}} P[f_i] (f_i - f_{i-1}) = \sum_{i=f_{med}}^N P[f_i] (f_i - f_{i-1}) = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N P[f_i] (f_i - f_{i-1}) \quad (۵ - ۵)$$

۶-واریانس طیف

$$var = \sum_{i=1}^N (f_i - f_{mean})^2 P[f_i] (f_i - f_{i-1}) \quad (۶ - ۵)$$

۵-۴ مقادیر پارامترهای مورد استفاده در روش‌های پیشنهادی

پارامترهایی که روش پیشنهادی اول و دوم متکی به آن‌ها است به ترتیب در جدول‌های (۵-۱) و (۵-۲) فهرست شده‌اند. در این جدول‌ها، مقادیر عددی این پارامترها به همراه توضیح مختصری در مورد نقش هر پارامتر و نیز وابستگی کارایی روش پیشنهادی به مقادیر مختلف این پارامترها آورده شده است.

¹ Power spectrum density

² Periodogram estimator

³ Third-order power spectral moment

⁴ Skewness

⁵ Median power spectral frequency

جدول (۵-۱): پارامترهای مورد استفاده در روش فشرده‌سازی پیشنهادی اول و مقادیر و وابستگی آن‌ها

پارامتر	مقدار	توضیح	وابستگی
L_{sig}	۴۰۹۶	طول قطعه سیگنال ورودی جهت پردازش و تشکیل تصویر دوبعدی	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 سر بار کدگذاری نیز بیش‌تر و میزان فشرده‌سازی کم‌تر خواهد شد.
T_{PMAD}	۱۰٪	آستانه لازم جهت تعیین تعداد IMFهای لازم در تشکیل سیگنال تقریب در الگوریتم تجزیه حالت تجربی	مقدار این پارامتر به صورت تجربی و با توجه به نیاز به حفظ اطلاعات پزشکی تعیین شده است. هر قدر مقدار این پارامتر بزرگ‌تر باشد، میزان همواری سیگنال تقریب بیش‌تر، میزان فشرده‌سازی بیش‌تر (البته تا حدی) ولی قابلیت حفظ اطلاعات پزشکی کم‌تر خواهد شد.
Rate	قابل تنظیم	مقدار بیت بر پیکسل مورد نظر جهت فشرده‌سازی تصویر دوبعدی در الگوریتم SPIHT	با تغییر مقدار این متغیر می‌توان به مصالحه‌های مختلف بین دو پارامتر PSNR ^۱ و ضریب فشرده‌سازی CF (یا میزان فشرده‌سازی CR) رسید. برخی منحنی‌های کارایی فشرده‌سازی از طریق تغییر این پارامتر به دست آمده‌اند.

^۱ Peak Signal to Noise Ratio

جدول (۵-۲): پارامترهای مورد استفاده در روش فشرده‌سازی پیشنهادی دوم و مقادیر و وابستگی آن‌ها

پارامتر	مقدار	توضیح
M	۲۱۵	طول قطعه سیگنال الکترومایوگرام ورودی
K	۱۵	ضریب مورد استفاده در روابط فیلترهای پیش‌تأکید و وات‌تأکید
P	۰/۳	توان مورد استفاده در روابط فیلترهای پیش‌تأکید و وات‌تأکید
Rate	قابل تنظیم	مقدار بیت بر پیکسل مورد نظر جهت فشرده‌سازی تصاویر دوبعدی حاصل از زیرسیگنال‌های هموار شده

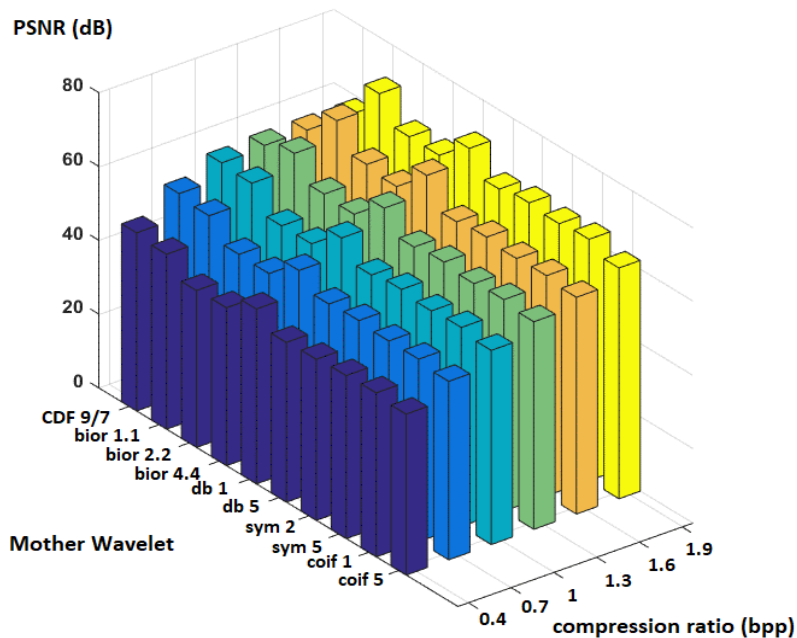
۵-۵ انتخاب بهترین موجک مادر

هر دو روش پیشنهادی در قسمتی از کار فشرده‌سازی، مبتنی بر تبدیل موجک و کدگذاری SPIHT هستند. نوع موجک مادر استفاده شده در این تبدیل اهمیت خاص خود را دارد؛ لذا انتخاب مناسب آن مهم است. از بین مهم‌ترین یا متداول‌ترین توابع موجک مادر موجود، تعدادی انتخاب و روش‌های پیشنهادی با استفاده از آن‌ها روی تعدادی سیگنال الکترومایوگرام موجود در پایگاه داده اعمال گردید. در این کار از تقریباً نیمی از سیگنال‌های طول-ثابت (با 60% MVC) استفاده و مقدار متوسط PSNR برحسب نرخ بیتی که فشرده‌سازی در آن نرخ انجام شد، محاسبه گردید.

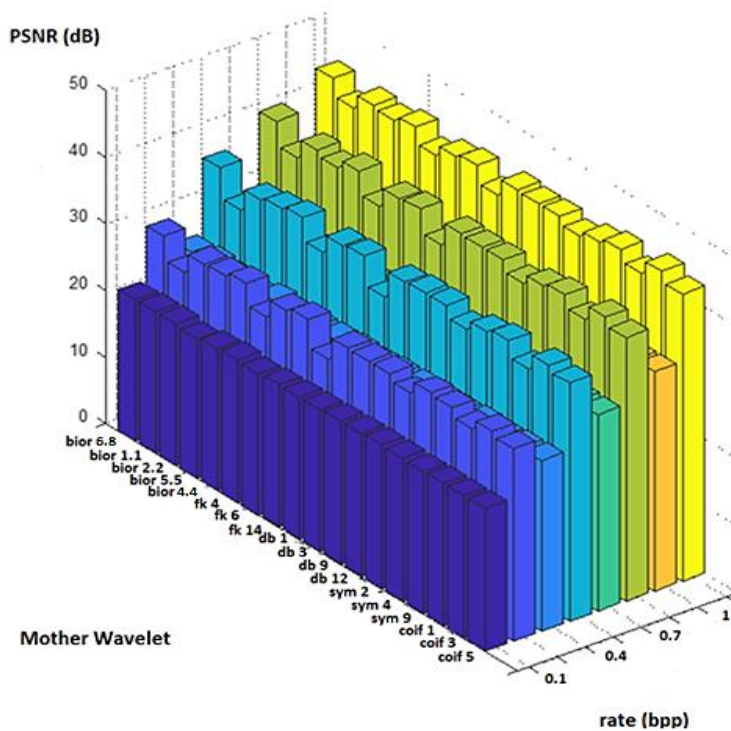
۵-۵-۱ انتخاب بهترین موجک مادر در روش پیشنهادی اول

نتایج مربوطه در شکل (۵-۲-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 db1 و bior1.1 از کارایی فشرده‌سازی بالایی نسبت به توابع بررسی شده برخوردار هستند. در روش فشرده‌سازی پیشنهادی اول برای نرخ بیت‌های کم‌تر از 1 bpp از موجک CDF 9/7 و برای نرخ بیت‌های بزرگ‌تر از آن از موجک bior1.1 استفاده شده است. برای آگاهی واحد بازسازی، 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 آفت نمی‌کند. در واحد بازسازی،

اگر مقدار این بیت برابر 0 باشد، از موجک CDF 9/7 و اگر مقدار بیت برابر 1 باشد، از موجک bior1.1 برای استفاده در فرآیند بازسازی استفاده می‌شود.



الف



ب

شکل (۵-۲): 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.

۵-۲-۵ انتخاب بهترین موجک مادر در روش پیشنهادی دوم

نتایج مربوطه در شکل (۵-۲-ب) 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 (۵-۲-ب)) و نوع تابع موجک مادر نمایش داده شده است. روی محور rate چهار مقدار مختلف اما هشت منحنی نمایش داده شده است؛ این منحنی‌ها نمایش‌دهنده دو حالت هستند: یکی زمانی که از روش هموارسازی پیشنهادی استفاده شده باشد و یکی زمانی که از این روش استفاده نشده باشد. به این ترتیب می‌توان تأثیر روش هموارسازی پیشنهادی را روی کارایی فشرده‌سازی روش (تبدیل موجک + کدگذاری SPIHT) بررسی کرد. با توجه به نتایج شکل (۵-۳) می‌توان دید که بهترین تابع موجک مادر، موجک دو تعامدی bior 6.8 است.

۵-۶-۵ بررسی تأثیر روش‌های هموارسازی پیشنهادی در کارایی فشرده‌سازی

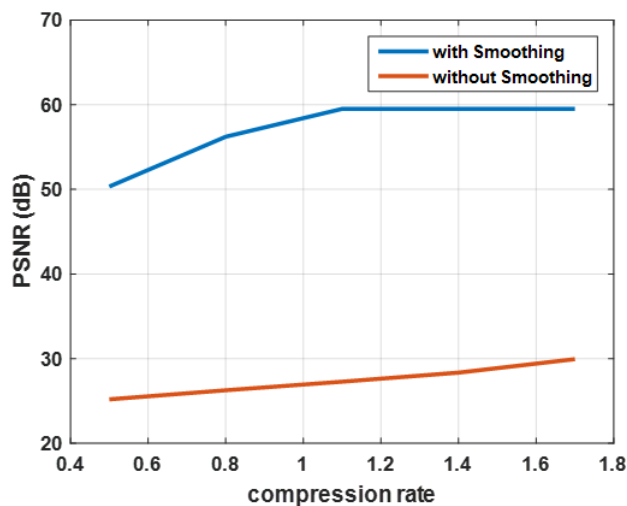
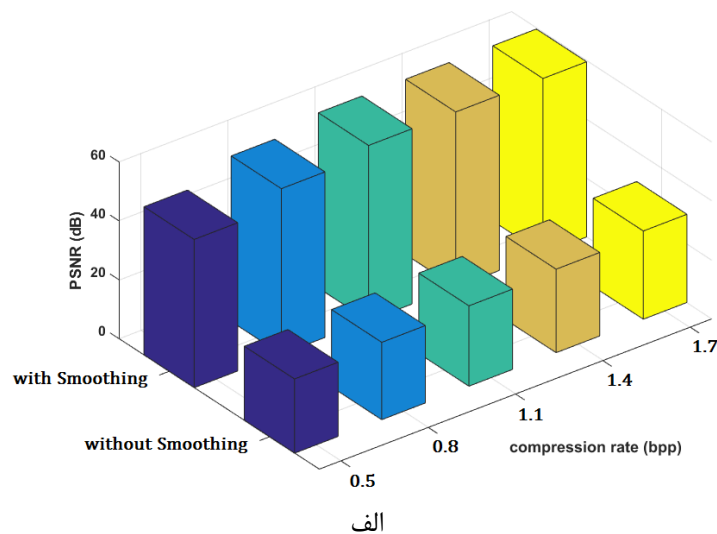
روش هموارسازی پیشنهادی یکی از مهم‌ترین عوامل تأثیرگذار بر کارایی فشرده‌سازی روش پیشنهادی است؛ لذا در این زیربخش تأثیر آن را بررسی خواهیم کرد. در این کار، روش پیشنهادی را در دو حالت با و بدون استفاده از روش هموارسازی پیشنهادی روی سیگنال‌های طول-ثابت متعلق به پایگاه داده (با 60% MVC) اعمال کرده و کارایی فشرده‌سازی را به کمک معیار متوسط PSNR گزارش می‌دهیم.

۵-۶-۱-۵ بررسی تأثیر روش هموارسازی پیشنهادی مربوط به روش فشرده‌سازی اول در

کارایی فشرده‌سازی

نتایج مربوط به این بخش در شکل (۵-۳) نشان داده شده است. شکل (۵-۳-الف) نتایج را به صورت نمودار و شکل (۵-۳-ب) نتایج را به صورت عددی نشان می‌دهند. هر یک از این اشکال اهمیت

و تأثیر روش هموارسازی پیشنهادی را نشان می‌دهند. این روش موجب افزایش کارایی فشرده‌سازی تا ۳۰ dB شده است. این تأثیر با در نظر گرفتن و مقایسه شکل‌های (۴-۶-الف) و (۴-۶-ب) قابل درک و قبول است؛ با توجه به شکل (۴-۶-الف)، 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 [۵۱].



شکل (۳-۵). مقایسه کارایی فشرده‌سازی روش پیشنهادی اول در دو حالت استفاده از روش هموارسازی پیشنهادی و عدم استفاده از آن. شکل (الف) کارایی متوسط PSNR را به صورت نمودار و شکل (ب) به صورت منحنی نشان می‌دهد.

۵-۶-۲ بررسی تأثیر روش هموارسازی پیشنهادی مربوط به روش فشرده‌سازی دوم در

کارایی فشرده‌سازی

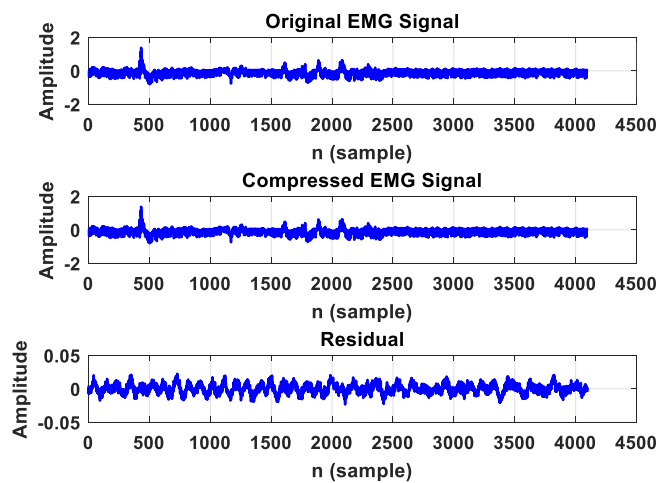
با توجه به شکل (۵-۲-ب) روش پیشنهادی هموارسازی توانسته کارایی فشرده‌سازی روش (تبدیل موجک + کدگذاری SPIHT) را به طور متوسط تا ۱۰ dB بهبود دهد. البته میزان بهبود در کارایی فشرده‌سازی در نرخ بیت‌های مختلف، متفاوت است؛ هر قدر نرخ بیت بیشتر باشد میزان بهبود کارایی فشرده‌سازی نیز بیشتر می‌شود. این تأثیر قابل توجه روش هموارسازی پیشنهادی، با در نظر گرفتن و مقایسه شکل‌های (۴-۱۰-الف) یا (۴-۱۰-ب) با شکل (۴-۱۰-ج) قابل درک و قبول است؛ با توجه به شکل‌های (۴-۱۰-الف) یا (۴-۱۰-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 [۵۱].

۵-۷ ارزیابی کارایی فشرده‌سازی روش‌های پیشنهادی

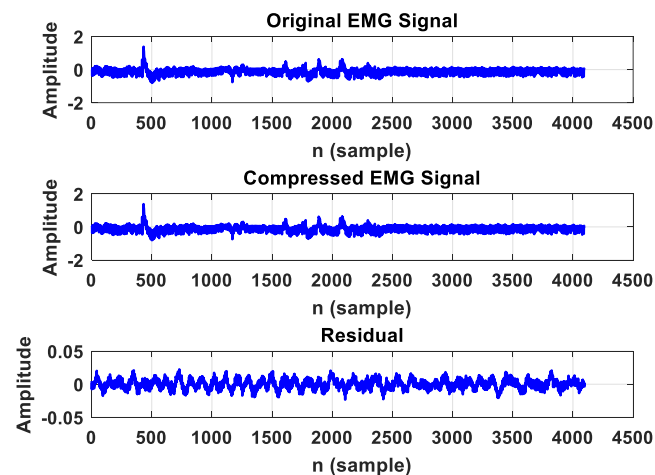
در این بخش ابتدا یک نمونه سیگنال الکترومایوگرام ورودی (از نوع طول-ثابت) و حاصل فشرده‌سازی آن به کمک روش‌های پیشنهادی به همراه سیگنال تفاضل مربوطه نمایش داده می‌شود. هر قدر سیگنال بازسازی شده به سیگنال اصلی نزدیک‌تر باشد، انرژی سیگنال خطا کم‌تر بوده و قابلیت روش فشرده‌سازی در حفظ اطلاعات پزشکی بیشتر خواهد بود [۱۲، ۲۸]؛ لذا مشاهده و ارزیابی بصری سیگنال‌های بازسازی شده از اهمیت خاصی 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 بازسازی 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 افت می‌کند زیرا تغییر ناگهانی و شدید دامنه معمولاً منجر به تولید مؤلفه‌های فرکانسی بالا و در نتیجه افت کارایی فشرده‌سازی می‌شود؛ بنابراین، در برخی مقالات عملکرد روش فشرده‌سازی برای این نوع سیگنال‌ها نیز بررسی و نتایج مربوطه به صورت جداگانه اعلام و ارزیابی می‌شود.



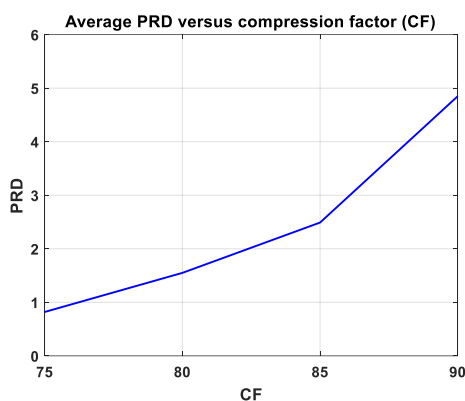
الف



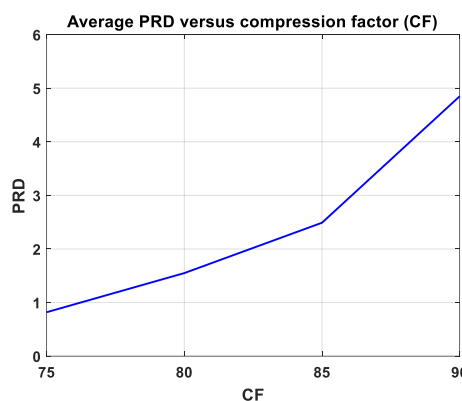
ب

شکل (۴-۵): یک نمونه سیگنال الکترومایوگرام از نوع طول-ثابت که توسط (الف) روش پیشنهادی اول و (ب) یک روش پیشنهادی دوم فشرده شده است. از بالا به پایین: سیگنال اصلی، سیگنال بازسازی شده، و سیگنال باقی‌مانده.

در شکل (۴-۵) یک نمونه سیگنال اصلی (از نوع طول-ثابت)، سیگنال بازسازی شده و سیگنال باقی‌مانده نشان داده شده است. شکل (۴-۵-الف) مربوط به روش پیشنهادی اول و شکل (۴-۵-ب) مربوط به روش پیشنهادی دوم است. مقدار نرخ بیت استفاده شده در کدگذاری SPIHT در اینجا برابر با $\text{rate}=0.8 \text{ bpp}$ انتخاب شده است. مشاهده می‌شود که سیگنال بازسازی شده بسیار به سیگنال اصلی نزدیک و سیگنال باقی‌مانده دامنه بسیار کوچکی دارد. در این مثال، برای روش پیشنهادی اول مقدار PRD برابر $0.4/8\%$ و میزان فشردگی، 10 برابر (معادل با ضریب فشردگی 90%) و برای روش پیشنهادی دوم مقدار PRD برابر $0.4/9\%$ و میزان فشردگی، 10 برابر (معادل با ضریب فشردگی 90%) حاصل شده است.



ب



الف

شکل (۵-۵). کارایی فشردگی (الف) روش پیشنهادی اول و (ب) روش پیشنهادی دوم در فشردگی سیگنال‌های الکترومایوگرام از نوع طول-ثابت و با استفاده از معیار متوسط مقدار PRD بر حسب ضریب فشردگی (CF)

متوسط مقدار معیار PRD بر حسب ضریب فشردگی، CF پس از اعمال روش‌های پیشنهادی روی پایگاه داده مورد استفاده در کار این پایان‌نامه در شکل (۵-۵) نشان داده شده است. همچنین نتایج مقایسه کارایی روش‌های پیشنهادی با مهم‌ترین روش‌های موجود در جدول (۳-۵) نشان داده شده است؛ در این جدول نیز از متوسط مقدار معیار PRD برای چند مقدار مختلف ضریب فشردگی استفاده شده است. مقادیر استفاده شده برای ضریب فشردگی عبارتند از 75% (معادل با میزان

فشرده‌سازی ۴ برابر)، ۸۰٪ (معادل با میزان فشرده‌سازی ۵ برابر)، ۸۵٪ (معادل با میزان فشرده‌سازی ۶/۶۶۷ برابر)، و ۹۰٪ (معادل با میزان فشرده‌سازی ۱۰ برابر). جدول (۳-۵) به خوبی توانمندی روش‌های فشرده‌سازی پیشنهادی را در مقایسه با روش‌های موجود نشان می‌دهد. با توجه به این که مقادیر PRD کم‌تر از حدود ۰.۷٪ موجب حفظ نسبی پارامترهای طیفی می‌شود [۱۹، ۲۰، ۲۱]. جدول (۳-۵) (و البته جدول (۴-۵) مربوط به سیگنال‌های پویا) اهمیت روش‌های پیشنهادی در پایین نگه‌داشتن این معیار و هم‌زمان رسیدن به مقادیر بالای ضریب فشرده‌سازی را در مقایسه با سایر روش‌ها نشان می‌دهد.

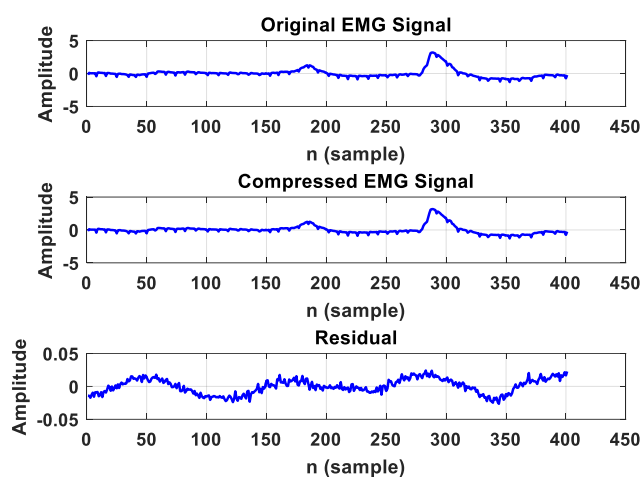
جدول (۳-۵). مقایسه کارایی فشرده‌سازی روش‌های پیشنهادی با چند روش از مهم‌ترین روش‌های موجود در حالت سیگنال‌های طول-ثابت

روش	Compression Factor			
	75%	80%	85%	90%
Norris et. al. [31]	۳/۸	۵	۷/۸	۱۳
Berger et. al. [1]	۲/۵	۳/۳	۶/۵	۱۳
Filho et. al. [21]	۱/۶۱	۲/۵۱	۴/۱۳	۷/۳۶
Trabuco et. al. [28]	۲/۲۲	۲/۵۲	۳/۳۱	۶/۸۸
Wheidima et. al. [JPEG2000] [19]	۱/۵۳	۲/۳۸	۴/۰۵	۸/۲۷
Wheidima et. al. [JPEG2000+PDS] [19]	۱/۴۶	۲/۲۶	۳/۸۱	۶/۸۸
Wheidima et. al. [H.264/AVC] [19]	۲/۹۳	۴/۰۳	۵/۹۹	۱۰/۲۱
Wheidima et. al. [H.264/AVC+PDS] [19]	۲/۷۹	۳/۸۳	۵/۷۳	۹/۷۹
Wheidima et. al. [HEVC+SbS] [19]	۱/۶۵	۲/۲۳	۳/۳۸	۶/۱۴
Wheidima et. al. [Mod. 2D MMP] [19]	۱/۳۸	۲/۱۳	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] [12]	۱/۶۳۴	۲/۲۳۴	۳/۴۱۷	۶/۲۳۸
Wheidima et. al. [REDS + HEVC] [12]	۱/۶۰۱	۲/۲۲۰	۳/۴۰۸	۶/۲۷۱
Wheidima et. al. [EDS + H.264/AVC] [12]	۲/۴۹۱	۳/۴۶۶	۵/۳۴۲	۹/۲۷۳
Wheidima et. al. [REDS + H.264/AVC] [12]	۲/۵۰۰	۳/۴۷۹	۵/۳۶۱	۹/۳۵۶
Wheidima et. al. [EDS + JPEG2000] [12]	۱/۴۰۹	۲/۲۰۱	۳/۶۹۸	۷/۴۴۵
Wheidima et. al. [REDS + JPEG2000] [12]	۱/۴۰۸	۲/۲۰۰	۳/۷۴۵	۷/۵۰۰
Proposed 1	۰/۸۲	۱/۵۵	۲/۴۹	۴/۸۵
Proposed 2	۰/۹۴	۱/۷۲	۲/۵۳	۴/۹۶

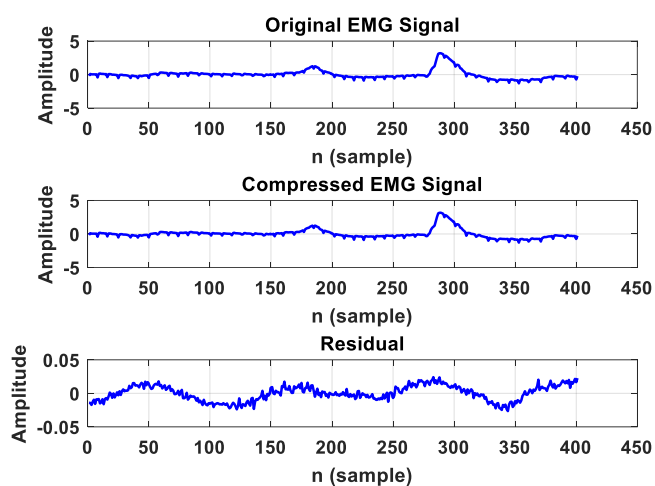
در شکل (۵-۶) قسمتی از یک نمونه سیگنال اصلی از نوع پویا، به همراه سیگنال بازسازی شده و سیگنال باقی مانده نشان داده شده است. شکل (۵-۶-الف) مربوط به روش پیشنهادی اول و شکل (۵-۶-ب) مربوط به روش پیشنهادی دوم است. مقدار نرخ بیت استفاده شده در کدگذاری SPIHT در اینجا برابر با $\text{rate}=0.8 \text{ bpp}$ انتخاب شده است. مشاهده می شود که سیگنال بازسازی شده بسیار به سیگنال اصلی نزدیک و سیگنال باقی مانده دامنه بسیار کوچکی دارد. در این مثال، برای روش پیشنهادی اول مقدار PRD برابر $6/0.5\%$ و میزان فشردگی برابر با ۱۰ (معادل با ضریب فشردگی 90%) و برای روش پیشنهادی دوم مقدار PRD برابر $6/12\%$ و میزان فشردگی برابر با ۱۰ (معادل با ضریب فشردگی 90%) حاصل شده است.

برای سیگنال های پویا نیز متوسط مقدار معیار PRD بر حسب ضریب فشردگی، CF پس از اعمال روش های پیشنهادی روی پایگاه داده مورد استفاده در کار این پایان نامه، محاسبه و در شکل (۵-۷) نشان داده شده است. همچنین، مشابه با جدول (۵-۳)، نتایج مقایسه کارایی روش پیشنهادی با مهم ترین روش های موجود، برای حالت سیگنال های پویا، در جدول (۵-۴) نشان داده شده است. در مراجع موجود، روش های متفاوتی جهت ثبت و ذخیره سیگنال های پویا استفاده شده است. برای مثال، مؤلفین در [۱] ، [۲۸] از عضله پهن بیرونی^۱ فرد داوطلب در حین انجام فعالیت با دستگاه شبیه ساز دوچرخه استفاده کرده اند. در [۳۳] نیز از این دستگاه اما از ماهیچه پهن درونی^۲ استفاده شده است. در [۱۹] از ماهیچه پهن بیرونی جهت ثبت سیگنال در حین انجام فعالیت با دستگاه دینامومتر ایزوکینتیک استفاده شده است. در کار این پایان نامه نیز، مشابه با [۱۹]، از ماهیچه پهن بیرونی استفاده شده است.

vastus lateralis^۱
vastus medialis^۲

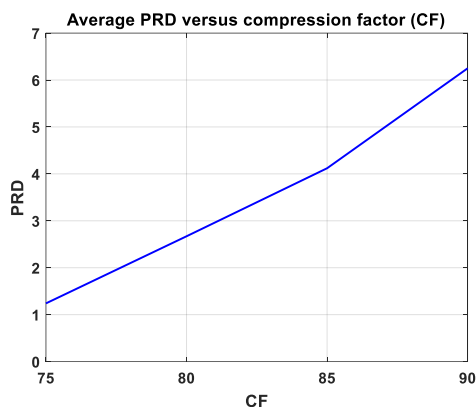


الف

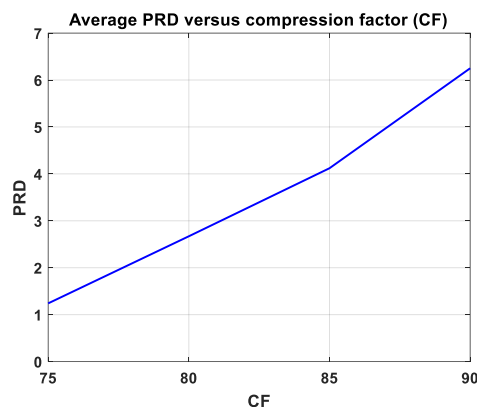


ب

شکل (۵-۶): یک نمونه سیگنال الکترومایوگرام از نوع پویا که توسط (الف) روش پیشنهادی اول و (ب) روش پیشنهادی دوم فشرده شده است. از بالا به پایین: سیگنال اصلی، سیگنال بازسازی شده، و سیگنال باقی مانده.



ب



الف

شکل (۵-۷): کارایی فشردگی (الف) روش پیشنهادی اول و (ب) روش پیشنهادی دوم در فشردگی سیگنال‌های الکترومایوگرام از نوع پویا و با استفاده از معیار متوسط مقدار PRD بر حسب ضریب فشردگی (CF)

جدول (۵-۴): مقایسه کارایی فشردگی روش‌های پیشنهادی با چند روش از مهم‌ترین روش‌های موجود در حالت سیگنال‌های پویا

روش	Compression Factor			
	75%	80%	85%	90%
Norris et. al. [31]	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. [28]	۴/۷۰	۵/۴۱	۶/۴۰	۸/۲۲
Wheidima et. al. [JPEG2000+PDS] [19]	۴/۷۴۳	۶/۸۳۴	۹/۹۲۷	۱۳/۰۲۵
Wheidima et. al. [H.264/AVC+PDS] [19]	۴/۲۵۶	۶/۲۱۴	۹/۲۳۶	۱۳/۰۵۶
Wheidima et. al. [H.264/AVC+SbS] [19]	۴/۲۷۰	۶/۲۶۲	۹/۱۹۴	۱۳/۰۴۳
Wheidima et. al. [HEVC+PDS] [19]	۴/۷۰۷	۶/۲۴۸	۸/۹۰۹	۱۲/۶۰۳
Wheidima et. al. [HEVC+SbS] [19]	۴/۷۰۹	۶/۲۳۳	۸/۹۲۹	۱۲/۶۰۵
Wheidima et. al. [Mod. 2D MMP] [19]	۴/۲۹۶	۶/۴۷۴	۹/۰۶۹	۱۲/۷۸۸
Proposed 1	۱/۲۴	۲/۶۷	۴/۱۲	۶/۲۵
Proposed 2	۱/۳۶	۲/۸۳	۴/۲۵	۶/۳۶

۵-۸ ارزیابی کارایی روش‌های پیشنهادی در حفظ اطلاعات کلینیکی

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 [۵۷]. همچنین به کمک فرکانس‌های میانگین و میانه می‌توان خستگی عضله را تحلیل و بررسی کرد [۵۸، ۵۹]. و بالاخره این که با استفاده از ممان‌های مرتبه بالاتر می‌توان شکل موج پتانسیل عمل^۱ واحد محرکه^۲ را تخمین زد [۶۰].

اصلی‌ترین پارامترهای طیفی عبارتند از: فرکانس میانگین^۳، فرکانس میانه^۴، کجی یا چولگی^۵ و واریانس. این پارامترها در اکثر مراجع مانند [۲۰، ۲۱] معرفی و استفاده شده‌اند. روش تحلیل تأثیر بر پارامترهای طیفی این گونه است که پارامترهای طیفی یک‌بار برای سیگنال اصلی و یک‌بار برای سیگنال بازسازی 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 پایان‌نامه و مقایسه با نتایج مشابه از سایر روش‌های موجود، در جدول (۵-۵) نشان داده شده است. داده‌های موجود در این جدول همگی مربوط به ضریب فشردگی برابر با ۸۷/۳٪ و حاصل اعمال روی سیگنال‌های طول-ثابت می‌باشند. نتایج این جدول حاکی از دقت روش‌های 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 بدون نیاز به کاهش نرخ بیت بتوان میزان فشردگی را افزایش داد؛ بنابراین، صرف نرخ بیت کافی موجب حفظ کیفیت سیگنال شده است. 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

¹ Action potential

² Motor unit

³ Mean frequency

⁴ Median frequency

⁵ Skewness

شکل طیف سیگنال بازسازی شده نسبت به شکل طیف سیگنال اصلی، تغییر چندانی نداشته باشد. این مطلب یکی از ویژگی‌های مهم و کلی روش‌های مبتنی بر تبدیل می‌باشد [۱۲].

جدول (۵-۵): خطاهای بازسازی (انحراف± میانگین) پارامترهای طیفی (در ضریب فشرده‌سازی ۸۷/۳٪)

روش	MVC (%)	f_{mean}	f_{med}	Variance	Skewness
Wheidima et. al. [EDS + JPEG2000] [12]	۶۰	0.0927 ± 0.0886	0.0255 ± 0.0622	0.3325 ± 0.3138	0.4673 ± 0.4495
Wheidima et. al. [REDS + JPEG2000] [12]	۶۰	0.1196 ± 0.1167	0.0133 ± 0.0481	0.3359 ± 0.4617	0.4429 ± 0.4103
Wheidima et. al. [EDS + H.264/AVC] [12]	۶۰	0.3722 ± 0.3052	0.0240 ± 0.0590	3.8994 ± 3.4461	0.4567 ± 0.3194
Wheidima et. al. [REDS + H.264/AVC] [12]	۶۰	0.3676 ± 0.3041	0.0264 ± 0.0644	3.9250 ± 0.4577	0.4873 ± 0.3589
Wheidima et. al. [EDS + HEVC] [12]	۶۰	0.3436 ± 0.3595	0.0395 ± 0.1021	0.5293 ± 0.6053	0.6256 ± 0.4902
Wheidima et. al. [REDS + HEVC] [12]	۶۰	0.3241 ± 0.3504	0.0395 ± 0.1021	0.5119 ± 0.6198	0.5977 ± 0.4742
Filho et. al. [21]	۶۰	$1/62 \pm 1/11$	$0/98 \pm 1/24$	$9/11 \pm 5/91$	$56/29 \pm 21/37$
Carotti et. al. [20]	۵۰	$2/88 \pm 0/49$	$1/83 \pm 0/88$	-	$5/77 \pm 0/95$
Proposed 1	۶۰	0.083 ± 0.065	0.011 ± 0.028	0.031 ± 0.028	0.315 ± 0.291
Proposed 2	۶۰	0.085 ± 0.068	0.013 ± 0.032	0.035 ± 0.038	0.319 ± 0.301

۵-۹ جمع‌بندی

با توجه به مجموعه روش‌های بررسی شده، نکات زیر در ارتباط با روش‌های پیشنهادی قابل تأمل

هستند:

۱- نتایج روش‌های بررسی شده حاکی از آن است که روش‌های مبتنی بر تبدیل معمولاً کارایی فشرده‌سازی بالاتری نسبت به سایر روش‌ها دارند و روش‌های پیشنهادی در این پایان‌نامه نیز متعلق به روش‌های مبتنی بر تبدیل است.

۲- تصویر حاصل از دوبعدی‌سازی سیگنال الکترومایوگرام تصویری است که در فرکانس‌های بالا نیز انرژی داشته و رفتاری نویزگونه از خود نشان می‌دهد. این رفتار موجب آفت کارایی فشرده‌سازی

روش‌های مبتنی بر تبدیل می‌شود. در هر دو روش پیشنهادی از طریق یک روش هموارسازی برگشت‌پذیر این مشکل تا حد زیادی مرتفع شده است.

۳- روش‌های موجود توجه چندانی به حفظ پارامترهای پزشکی نکرده‌اند؛ در دو روش پیشنهادی ارائه شده به برخی پارامترها نظیر دامنه سیگنال، فرکانس میانه، و فرکانس میانگین توجه شده است.

فصل ششم

نتیجه‌گیری و پیشنهاد راهکار

آینده

۶-۱ نتیجه‌گیری

در این پایان‌نامه دو روش جهت فشردگی‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرام مبتنی بر تبدیل موجک و کدگذاری SPIHT پیشنهاد شد.

در روش پیشنهادی اول 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 فشردگی‌سازی 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 پایان‌نامه از این روش جهت اعمال کنترل نسبی روی کیفیت سیگنالی که در واحد بازسازی تولید خواهد شد، استفاده شده است.

در روش پیشنهادی دوم از دو پیش‌پردازش شامل هموارسازی سیگنال مبتنی بر فیلترهای پیش‌تأکید-وات‌تأکید، و دوبعدی‌سازی جهت افزایش کارایی فشردگی‌سازی و نیز حفظ پارامترهای طیفی استفاده شد. فیلترهای پیش‌تأکید-وات‌تأکید در حوزه سیستم‌های مخابراتی به منظور مقاوم‌سازی سیگنال مدوله شده نسبت به تداخل کانال‌های مجاور انجام می‌شود اما در این پایان‌نامه، برای اولین بار، از این تکنیک جهت هموارسازی سیگنال الکترومایوگرام 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 مؤثرتر از فشردگی‌سازی مبتنی بر تبدیل می‌باشد. این هموارسازی باید برگشت‌پذیر بوده و سربار زیادی برای دنباله بیتی خروجی تولید نکند. تکنیک‌های پیشنهادی جهت هموارسازی سیگنال، دارای این دو ویژگی هستند. یک راه متداول برای فشردگی‌سازی سیگنال‌های یک‌بعدی تبدیل آن‌ها به حالت دوبعدی است؛ با این کار دو ویژگی مطلوب حاصل می‌شود. اول این که تزايدات مکانی/زمانی بین نمونه‌های مجاور سیگنال افزایش یافته و لذا قابلیت حذف تزايدات و در نتیجه، میزان فشردگی‌سازی، افزایش می‌یابد. دوم این که می‌توان از فشردگی‌سازهای متداول و مؤثر امروزی

و موجود جهت فشردن سیگنال‌های یک‌بعدی نظیر الکترومایوگرام استفاده کرد؛ با توجه به متداول و استاندارد بودن برخی روش‌های فشردن سیگنال، فراهم کردن شرایطی جهت استفاده بهینه از آن‌ها در مورد سیگنال‌ها یا کاربردهای جدید، امری مطلوب محسوب می‌شود.

از معیارهای متنوعی جهت ارزیابی کارایی روش‌های فشردن سیگنال پیشنهادی استفاده شد. این معیارها در دو دسته قرار می‌گیرند: معیارهای ارزیابی قدرت فشردن سیگنال و معیارهای ارزیابی قابلیت حفظ پارامترهای پزشکی. برای دسته اول از معیارهای ریشه درصدی میانگین مجذور تفاضلات (PRD) و ضریب فشردن سیگنال (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 پایگاه داده، نشان‌دهنده برتری قابل توجه روش‌های پیشنهادی نسبت به تمام معیارهای استفاده شده است.

۲-۶ پیشنهاد راهکار آینده

برخی راهکارها که به منظور افزایش کارایی فشردن سیگنال روش پیشنهادی می‌توان بررسی و آزمایش نمود به صورت زیر پیشنهاد می‌شود:

۱- استفاده از دیگر روش‌های تقریب (از طریق تجزیه سیگنال) مانند VMD^۱ و یا استفاده از

اسپلاین‌ها

۲- استفاده از دیگر روش‌های تقریب (از طریق تبدیل سیگنال) مانند تبدیل موجک

۳- استفاده از دیگر روش‌های کدگذاری ضرایب موجک مانند EBCOT^۲ و WBC^۳

¹ Variational Mode Decomposition

² Embedded Block Coding with Optimized Truncation of bit-stream

³ Wavelet Block Chains

همچنین پیشنهاد می‌شود که ارزیابی کارایی فشرده‌سازی را خاص‌تر انجام داد بدین معنا که برای کاربردهای بازشناسی مانند بازشناسی نوع حرکت انگشتان دست مبتنی بر تحلیل سیگنال‌های الکترومایوگرام، از معیار دقت بازشناسی قبل و بعد از فشرده‌سازی استفاده شود تا تأثیر فشرده‌سازی روی کارایی فشرده‌سازی نیز بررسی و ارزیابی شود.

- [1] P. A. Berger, F. A. O. Nascimento, J. C. Carmo, and A. F. Da Rocha, "Compression of EMG signals with wavelet transform and artificial neural networks," *Physiological Measurement*, Vol. 27, No. 6, pp. 457-465, 2006.
- [2] C. Itiki, S. S. Furuie, and Roberto Merletti, "Compression of high-density EMG signals for trapezius and gastrocnemius muscles," *Itiki et al. BioMedical Engineering OnLine*, Vol. 13, No. 25, pp. 1-23, 2014.
- [3] P. de A. Berger, F. A. de O. Nascimento, A. F. da Rocha, and J. L. A. Carvalho, "A new wavelet-based algorithm for compression of EMG signals," *29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 1554-1557, Lyon, France, 2007.
- [4] F. Duan, L. Dai, W. Chang, Z. Chen, C. Zhu, and W. Li, "sEMG-based identification of hand motion commands using wavelet neural network combined with discrete wavelet transform," *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, Vol. 63, No.3, pp. 1923-1934, 2016.
- [5] M. Mischi, C. Rabotti, and M. Cardinale, "Electromyographic assessment of muscle fatigue during isometric vibration training at varying frequencies," *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, pp. 2338–2341, Buenos Aires, Argentina, 2010.
- [6] R. Merletti, and P. Parker, *Electromyography: engineering and noninvasive applications*. Hoboken: Wiley, 2004.
- [7] P. Madeleine, A. Samani, M. de Zee, and U. Kersting, *Biomechanical assessments in sports and ergonomics*, V. Klika, *Theoretical biomechanics*, pp. 335–360, 2011.
- [8] T. Hoshino, T. Suzuki, M. Tomono, M. Shimojo, R. Furusawa, and K. Mabuchi, "Development of a motion support system by using an electromyogram-signal processing of an electromyogram to estimate the biomechanical characteristics of joints," *Proc IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, Vol. 5, pp. 4432–4437, The Hague, Netherlands, 2004.
- [9] 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," *IEEE 13th*

International Conference on Rehabilitation Robotics(ICORR), pp. 1–6, Seattle, WA, USA, 2013.

[10] 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.

[11] M. Murugappan, “Electromyogram signal based human emotion classification using KNN and LDA,” *IEEE international conference on system engineering and technology*, pp. 106–110, Shah Alam, Malaysia, 2011.

[12] W. C. de Melo, E. B. de Lima Filho, and W. S. da Silva J´unior, “Electromyographic signal compression through image encoders and preprocessing techniques,” *Journal of Communication and Information Systems*, Vol. 31, No. 1, pp. 188-197, 2016.

[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, May 2013.

[14] P. J. Mork, R. H. Westgaard, “Long-term electromyographic activity in upper trapezius and low back muscles of women with moderate physical activity,” *J Appl Physiol*, Vol. 99, No. 2, pp. 570–578, 2005.

[15] 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.

[16] P. A. Lichter, E. H. Lange, T. H. Riehle, S. M. Anderson, and D. S. Hedin, “Rechargeable wireless EMG sensor for prosthetic control,” *Annual International Conference of the IEEE Engineering in medicine and Biology Society*, pp. 5074–5076, Buenos Aires, Argentina, 2010.

[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, Feb. 2012.

[18] E. B. de Lima Filho, E. A. B. da Silva, M. B. de Carvalho, W. S. da Silva J´unior, and J. Koiller “Electrocardiographic signal compression using multiscale recurrent patterns,” *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers*, Vol. 52, No. 12, pp. 2739–2753, 2005.

- [19] W. C. de Melo, E. B. de Lima Filho and W. S. da Silva Júnior, "SEMG signal compression based on two-dimensional techniques," *BioMedical Engineering OnLine*, Vol. 15, No. 41, pp. 1-31, 2016.
- [20] E. S. G. Carotti, J. C. De Martin, R. Merletti, and D. Farina, "Compression of surface EMG signals with algebraic code excited linear prediction," *Medical Engineering & Physics*, pp. 253–258, 2007.
- [21] E. B. L. Filho, 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.
- [22] 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.
- [23] T. Gronfors, M. reinikainen, and T. Sihvonen, "Vector quantization as a method for integer EMG signal compression," *Journal of Medical Engineering & Technology*, Vol. 30, No. 1, pp. 41-52, Jan. 2006.
- [24] E. S. G. Carotti, J. C. De Martin, D. Farina, and R. Merletti, "Linear predictive coding of myoelectric signals," *Proceedings (ICASSP '05). IEEE International Conference on Acoustics Speech and Signal Processing*, Vol. 5, pp. 629–632, Philadelphia, PA, USA 2005.
- [25] A. P. Guerrero, and C. Mailhes, "On the choice of an electromyogram data compression method," *Proceedings of the 19th Annual Intenational Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 4, pp. 1558–1561, Chicago, IL, USA, 1997.
- [26] 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.
- [27] N. Jain, and R. Vig, "Wavelet based vector quantization with tree code vectors for EMG Signal compression," *6th WSEAS International Conference on Signal Pprocessing*, pp. 1-8, Dallas, USA, 2007.
- [28] 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," *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 13, No. 22, pp. 1-15, 2014.

- [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," Proceeding of the Pan American Health Care Exchanges (PAHCE), pp. 1-6, Medellin, Colombia, Apr. 2013.
- [30] P. Wellig, C. Zhenlan, M. Semling and G. S. Moschytz, "Electromyogram data compression using single-tree and modified zerotree wavelet encoding," Proceeding of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol.3, pp. 1303–1306, Hong Kong, China, 1998.
- [31] J. A. Norris, K. Englehart and D. Lovely, "Steady-state and dynamic myoelectric signal compression using embedded zero-tree wavelets," Proceeding of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol. 2, pp. 1879–1882, Istanbul, Turkey, 2001.
- [32] E. S. G. Carotti, J. C. De Martin, R. Merletti, and D. Farina, "Matrix-based linear predictive compression of multi-channel surface EMG signals," IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing, pp. 493-496, Las Vegas, NV, USA, 2008.
- [33] M.V.C. Costa, J. L. A. Carvalho, P. A. Berger, A. Zaghetto, A. F. da Rocha, F. A. O. Nascimento, "Two-dimensional compression of surface electromyographic signals using column-correlation sorting and image encoders," Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 428–431, Minneapolis, MN, USA, 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 Transactions on Circuits and Systems for Video Technology, Vol. 13, No. 7, pp. 560-576, Jul. 2003.
- [36] W. C. Melo, E. B. L. Filho, W. S. S. Junior, "Electromyographic signal compression based on preprocessing techniques," Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 5404–5407, San Diego, CA, USA, 2012.

- [37] 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.
- [38] A. K. Jain, *Fundamentals of digital image processing*. Upper Saddle River: Prentice Hall, 1988.
- [39] G. J. Sullivan, J. Ohm, W.-J. Han and T. Wiegand, "Overview of the High Efficiency Video Coding (HEVC) Standard," *IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology*, Vol. 22, No. 12, pp. 1649-1668, Dec. 2012.
- [40] W. Colince, N. Eloundou 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] A. Salman, E. G. Allstot, A. Y. Chen, A. M. R. Dixon, D. Gangopadhyay, and D. J. Allstot, "Compressive sampling of EMG bio-signals," *IEEE International Symposium on Circuits and Systems(ISCAS)*, Rio de Janeiro, 2095–2098, Rio de Janeiro, Brazil, 2011.
- [42] A. M. R. Dixon, E. G. Allstot, D. Gangopadhyay, and D. J. Allstot, "Compressed sensing system considerations for ECG and EMG wireless biosensors," *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, Vol. 6, No. 2 ,pp. 156–166, 2012.
- [43] A. J. Oyobé-Okassa, P. N. Eloundou, and P. Elé, "Compression of EMG signals by a hybrid algorithm composed of DWPT and DPCM," *International Journal of Applied Engineering Research*, Vol. 11, No. 23 pp. 11145-11152, 2016.
- [44] E. P. Ntsama, W. Colince, and P. Ele, "Comparison study of EMG signals compression by methods transform using vector quantization, SPIHT and arithmetic coding," *SpringerPlus*, Vol. 5, No. 444, pp. 1-18, 2016.
- [45] N. E. Huang, and S. S. P. Shen, *Hilbert-Huang Transform and Its Applications*, 2nd Edition, World Scientific Publishing, 2014.
- [46] M.Ghanbari, *Standard Codecs: Image Compression to advanced Video Coding*, 3rd Edition, The Institution of Engineering and Technology, pp. 82-84, 2011.
- [47] J. C. Gosvami, and A. K. Chan, *Fundamentals of Wavelets*, Second Edition, John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, New Jersey, 2011.
- [48] J. M. Giron-Sierra, *Digital Signal Processing with MATLAB Examples: Volume 1*, Springer, Singapore, 2017.

- [49] Kh. Sayood, Introduction to Data Compression, 4th Edition, Elsevier, USA, 2012.
- [50] A. B. Carlson, and P. B. Crilly, Communication Systems: An Introduction to Signals and Noise in Electrical Communication, 5th Edition, McGraw Hill, 2009.
- [۵۱] هادی گرایلو، "فشرده‌سازی تصاویر دارای درجه تفکیک مکانی بالا مبتنی بر تخمین زیرباندهای جزئیات در حوزه تبدیل موجک"، مجله بینایی ماشین و پردازش تصویر (JMVIP)، مقالات آماده انتشار، پذیرفته شده، انتشار آنلاین از تاریخ ۷ تیرماه ۱۳۹۶.
- [52] R. Merletti and P. A. Parker, Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications, IEEE Press and John Wiley & Sons, New Jersey, USA, 2004.
- [53] R. Merletti and D. Farina, Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications, IEEE Press and John Wiley & Sons, New Jersey, USA, 2016.
- [54] M. Barbero, R. Merletti, and A. Reinfeldi, Atlas of Innervation Zones: Understanding Surface Electromyography and Its Applications, Springer-Verlag, Italia, 2012.
- [55] G. Kamen and D. A. Gabriel, Essentials of Electromyography, Human Kinetics, USA, 2010.
- [56] P. S. R. Diniz, E. A. B. da Silva, and S. L. Netto, Digital Signal Processing: System Analysis and Design, 2nd Edition, Cambridge University Press, USA, 2010.
- [57] 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.
- [58] 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.
- [59] 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.
- [60] 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.

Abstract

Electromyogram signals known as electrical pulses are sent to muscular fibers by human neural system. These 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. Moreover, along with the need for suitable methods for compression EMG signals, we should put in mind the compression should be done in such a way that useful clinical information is preserved after compression and thus, medical diagnosis is still fully reachable.

In this thesis, we have proposed two EMG signal compression approach: first one based on Empirical-Mode-Decomposition based signal approximation and Discrete-Cosine-Transform based signal smoothing and second one based on pre/de-emphasis technique. In first proposed approach the role of EMD method is approximation and signal relative smoothing and also providing the ability to control the quality of signal approximation. DCT is also used to smooth the EMG signal which inherently has a relatively high frequency behavior. In second proposed, we have used the pre/de-emphasis technique in the Fourier domain to produce a smooth signal from the input EMG signal. In each two approach the smoothness signal is compressed by wavelet transform and SPIHT coding after bidimensionality. The proposed methods are 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).

Based on the results, for compressive values of 75%, 80%, 85%, 90 %, in first approach the PRD values are equal to 0.82, 1.55, 2.49, 4.8 for Isometric Contraction signals and 1.24, 2.67, 4.12, 6.25 for dynamic signals and in second approach PRD values are equal to 0.94, 1.72, 2.53, 4.96 for Isometric Contraction signals and 1.36, 2.83, 4.25, 6.36 for dynamic signals that show the superiority of the proposed methods compared to existing approaches.

Keywords: Discrete Cosine Transform (DCT), Electromyogram Signal Compression, Empirical Mode Decomposition(EMD), Pre/De-emphasis Technique, Set Partitioning In Hierarchical Trees (SPIHT) Coding, Wavelet Transform.



**Faculty of Electrical and Robotics Engineering
M.Sc Thesis to communication Systems Engineering**

**sEMG signal compression based on empirical mode
decomposition and emphasis on preserving medical
information**

By:
Maryam Magari Varnamkhasti

Supervisor:
Dr. Hadi Grailu

September 2018