

فشرده‌سازی سیگنال sEMG به کمک دوبعدی‌سازی سیگنال و استفاده از روش‌های

فشرده‌سازی تصاویر JPEG و TIFF

نفیسه واعظی^{۱*}، علی مالکی^۲

سمنان، دانشگاه سمنان، گروه مهندسی پزشکی

¹ vaezi.n65@gmail.com , ² amaleki@semnan.ac.ir

چکیده - امروزه پزشکی از راه دور از اهمیت بسزایی برخوردار است از این رو، فشرده‌سازی داده‌هایی نظیر الکترومایوگرام سطحی (sEMG) جهت استفاده‌ی بهینه از پهنای باند کانال انتقال و فضای حافظه ضروری می‌باشد. از سوی دیگر، ملاحظات فشرده‌سازی باید رعایت گردد تا خللی به کاربردهای تشخیصی سیگنال بازسازی شده وارد نشود. در این مقاله روشی جهت فشرده‌سازی سیگنال sEMG به شیوه‌ی دوبعدی‌سازی سیگنال و بهره‌گیری از روش‌های فشرده‌سازی تصاویر ارائه شده است. به این منظور از فشرده‌سازی تصاویر با قالب‌بندی فایل‌های TIFF و JPEG استفاده شده است. ابتدا سیگنال sEMG به یک سیگنال دوبعدی تبدیل شده، سپس با محاسبه همبستگی، سیگنال دوبعدی مرتب گردیده است. در ادامه، تصویر ایجاد شده برای فشرده‌سازی با قالب‌بندی‌های TIFF و JPEG، مناسب‌سازی شده است. این مناسب‌سازی شامل مراحل نرمالیزه کردن محدوده‌ی دینامیکی سیگنال به محدوده‌ی [۰ ۱] و کوانتیزه کردن دامنه به تعداد سطوح مطلوب است. برای بازسازی سیگنال باید روند به صورت وارون انجام گردد. تعیین بهترین روش، مستلزم مصالحه بین معیارهای کمی درصد جذر میانگین مربعات تفاضل (PRD) و نسبت فشرده‌سازی (CR) و همچنین کیفیت سیگنال بازسازی شده است. بر این اساس، با استفاده از روش JPEG، CR بین ۶۵/۱۵ تا ۸۲/۱ درصد و PRD بین ۰/۷۲۸۴ تا ۶/۰۷ درصد حاصل شد در مقایسه، با استفاده از قالب‌بندی CR، TIFF، CR بین ۴۰/۹۲ تا ۷۴/۹۳ درصد و PRD بین ۰/۷۲۸۴ تا ۶/۰۷ درصد به دست آمد.

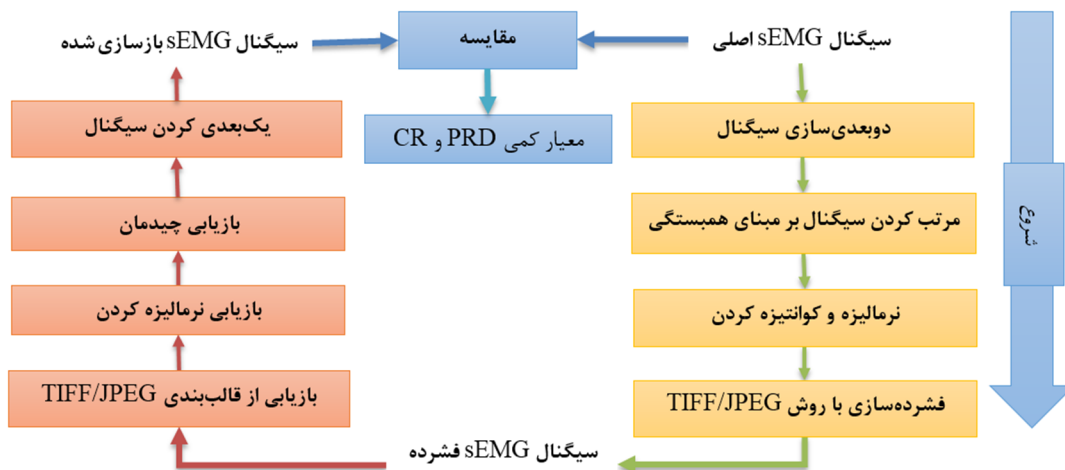
کلید واژه- سیگنال الکترومایوگرام سطحی، فشرده‌سازی، قالب‌بندی JPEG، قالب‌بندی TIFF

فشرده‌سازی بدون اتلاف، که دارای کیفیت بازسازی مطلوب است اما دارای نسبت فشرده‌سازی کمتری است.

۱- مقدمه

در بسیاری از مقالات، فشرده‌سازی سیگنال sEMG به شیوه‌ای یک‌بعدی مطرح گردیده است. برگر و همکارانش [۵] در سال ۲۰۰۶ از تبدیل موجک برای فشرده‌سازی sEMG استفاده کرده‌اند. نوریس و همکاران [۶] با استفاده از مدولاسیون کد پالس تفاضلی تطبیقی به فشرده‌سازی سیگنال sEMG پرداخته‌اند. گررو [۷] و همکارانش به مقایسه روش‌های فشرده‌سازی دیفرانسیل پرداخته‌اند. نوریس و همکاران [۸] از EZW برای فشرده‌سازی EMG استفاده کرده‌اند. پاویا و همکارانش [۹] فشرده‌سازی EMG تطبیقی با استفاده از فیلتر موجک بهینه شده را پیشنهاد داده‌اند. جین [۱۴] در سال ۲۰۰۷ روشی برای فشرده‌سازی sEMG با استفاده از بردار کوانتیزاسیون و موجک ارائه داده است. پاسکال و همکارانش [۱۱] در سال ۲۰۱۳ به یک ارزیابی از فشرده‌سازی سیگنال sEMG از طریق استاندارد اصلاح شده از JPEG 2000 پرداخته‌اند.

الکترومایوگرافی از روش‌های تشخیصی پاتولوژی بسیار مهم برای بیماران مبتلا به اختلالات عصبی-عضلانی می‌باشد [۱]. یکی از مشکلات الکترومایوگرافی، حجم بالای داده‌ها در ثبت‌های طولانی است که در ذخیره‌سازی و انتقال آن محدودیت ایجاد می‌کند. این محدودیت در پزشکی از راه دور که مستلزم ارسال داده‌ها است نمودی چشمگیر دارد. فشرده‌سازی رویکرد مناسبی برای حل این مشکل است. در روند دستیابی به روش فشرده‌سازی مناسب، هدف پیدا کردن بهترین مصالحه بین معیارهای کمی درصد جذر میانگین مربعات تفاضل (PRD) و نسبت فشرده‌سازی (CR) و همچنین کیفیت بازسازی سیگنال برای جلوگیری از هرگونه تخریب سیگنال است که ممکن است منجر به تشخیصی اشتباه شود [۲]. به طور کلی دو نوع فشرده‌سازی، با اتلاف و بی‌اتلاف وجود دارد. فشرده‌سازی با اتلاف که اغلب دارای نسبت فشرده‌سازی مناسبی است، ولی سیگنال مقداری تخریب می‌شود.



شکل ۱: نمودار بلوکی روش پیشنهادی برای فشرده سازی سیگنال SEMG.

جدول ۱ جمع بندی نتایج کمی روش هایی که تا کنون در مقالات منتشر شده است.

مرجع	روش	PRD(%)	CR(%)
[۴]	تبدیل موجک و تبدیل کوسینوسی گسسته	۰/۰۱	۶۱
[۱۳]	فراکتال	۳/۸۹	۷۲
[۱۱]	Jpeg2000	۳/۵	۷۵
[۱۱]	H.264/AVC-intra	۵/۵	۷۵
[۵]	تبدیل موجک بهبود یافته	۲/۲۴	۸۰
[۶]	EZW	۳/۲۴	۷۲
[۱۴]	موجک و کوانتیزه (۵۱۲)	۴/۶۲	۸۲
[۹]	تبدیل موجک	۴-۳	۹۰
[۳]	Jpeg2000	۵/۲۴	۷۲
[۱۲]	Jpeg2000	۲/۲۸	۸۰

۲- روش پیشنهادی

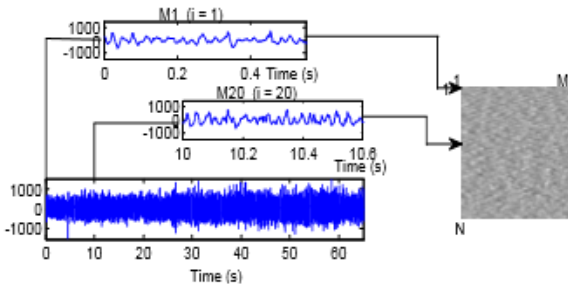
نمودار بلوکی روش پیشنهادی برای فشرده سازی سیگنال SEMG در شکل ۱ نشان داده شده است. همان طور که در این نمودار بلوکی مشاهده می شود، فشرده سازی شامل مراحل دو بعدی کردن سیگنال SEMG، مرتب کردن سیگنال بر مبنای همبستگی، نرمالیزه و کوانتیزه کردن و فشرده سازی با روش TIFF/JPEG است. مراحل بازیابی سیگنال نیز عبارتند از: بازیابی از قالب بندی TIFF/JPEG، بازیابی نرمالیزه کردن، بازیابی چیدمان و یک بعدی کردن سیگنال. همچنین به منظور ارزیابی روش، معیارهای کمی CR و PRD برای سیگنال های اصلی و بازسازی شده محاسبه می گردد. در ادامه به طور مفصل به توضیح هر یک از این مراحل خواهیم پرداخت.

۱-۲ دوبعدی سازی سیگنال

برای دوبعدی سازی سیگنال SEMG ابتدا سیگنال به پنجره های ۱۲۸ / ۶۴ / ۳۲ نمونه ای تقسیم بندی می گردد و دادگان

در دسته ای از مقالات نیز فشرده سازی SEMG با استفاده از دو بعدی سازی سیگنال مورد بحث و بررسی قرار گرفته است. پاسگال و همکارانش [۴] در سال ۲۰۱۴ با بهره گیری از تبدیل موجک گسسته و تبدیل کوسینوسی گسسته به فشرده سازی SEMG پرداخته اند. در این راستا آن ها از دوبعدی سازی سیگنال SEMG و محاسبه ضرایب همبستگی برای پیاده سازی طرح پیشنهادی خود بهره گرفته اند. همچنین آن ها در پژوهش های دیگر [۱۳] با استفاده از فراکتال دوبعدی نیز به فشرده سازی SEMG پرداخته اند. کاستا و همکارانش [۳] در سال ۲۰۰۹ به بررسی روشی برای فشرده سازی دو بعدی از سیگنال SEMG بر اساس مرتب سازی همبستگی پرداختند. ملل و همکارانش [۱۲] در مقاله خود دو روش پردازش را برای فشرده سازی سیگنال های SEMG به عنوان تصویر پیشنهاد داده اند. در جدول ۱، معیارهای کمی PRD و CR به دست آمده از پژوهش های مختلف، جهت مقایسه، در قالب یک جدول گردآوری شده است.

هدف از این مقاله استفاده از روش های فشرده سازی تصاویر JPEG و TIFF برای سیگنال SEMG می باشد. در این مقاله ابتدا به ارائه روند کلی طرح پیشنهادی پرداخته شده است. سپس، بخش های مختلف این روند که شامل تبدیل EMG به سیگنال دوبعدی، مرتب سازی آن به کمک همبستگی، مناسب سازی سیگنال دوبعدی و فشرده سازی با قالب بندی های TIFF و JPEG است به تفصیل مورد بحث قرار گرفته اند. در نهایت به ارائه نتایج حاصل و تحلیل آن پرداخته شده است.

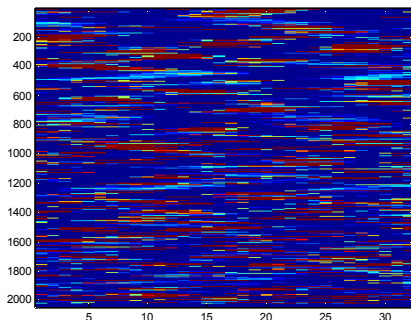


شکل ۴: تبدیل سیگنال EMG به سیگنال ۲ بعدی [۴].

ماتریس همبستگی با رابطه ۴ محاسبه می‌شود. [۳]

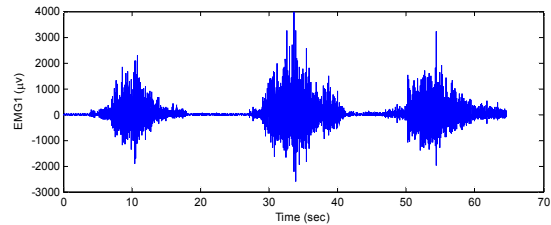
$$R(u, v) = \frac{C(u, v)}{\sqrt{C(u, u) * C(v, v)}} \quad (1)$$

که $C(u, v)$ میزان همبستگی بین سطرهای u و v می‌باشد. تصویر شکل ۵، مرتب شده sEMG تصویر شکل ۳ با استفاده از محاسبه ماتریس همبستگی را نشان می‌دهد.

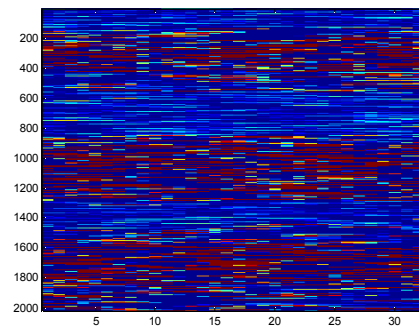


شکل ۵: تصویر از سیگنال sEMG مرتب شده با استفاده از محاسبه همبستگی سطوح.

این پنجره‌ها در کنار هم چیده می‌شود. در صورتی که طول سیگنال مضرب صحیحی از طول پنجره نباشد به انتهای سیگنال به تعداد مورد نیاز صفر افزوده می‌شود (zero-padding). انتخاب برای طول پنجره با آزمون و خطا انجام گردیده است تا بهترین نتیجه حاصل شود. شکل ۲ یک نمونه سیگنال الکترومایوگرام سطحی را نشان می‌دهد، که دوبعدی شده آن در شکل ۳ نشان داده شده است.



شکل ۲: سیگنال sEMG اصلی با حجم ۱۲۸ کیلوبایت.



شکل ۳: تصویر از سیگنال sEMG دوبعدی شده.

۲-۲ مرتب کردن سیگنال بر مبنای همبستگی

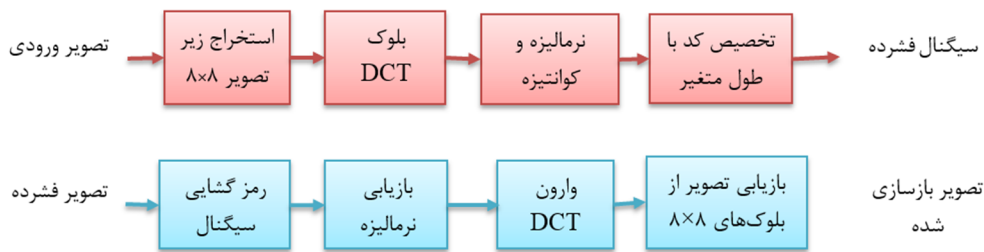
به منظور افزایش کارایی روش‌های فشرده سازی تصویر در مراحل بعد، در این مرحله به مرتب کردن سطرهای ماتریس تصویر سیگنال sEMG پرداخته شده است. سطرها به نحوی مرتب شده‌اند که سطرهای شبیه در کنار هم قرار گیرند. با محاسبه ماتریس همبستگی، سطرهایی از تصویر sEMG که دارای بالاترین میزان همبستگی هستند تعیین می‌گردند. همبستگی هر یک از سطرهای مشخص شده، با سطرهای دیگر نیز سنجیده می‌شود. سطرهایی که با سطرهای دیگر همبستگی کمتری دارند در سطر اول قرار داده شده، و سطر دیگر به عنوان سطر دوم ماتریس قرار می‌گیرد. تمام سطرها با همین روند مرتب می‌گردند. به این ترتیب تصویری مرتب با سطرهایی با همبستگی بالا حاصل می‌شود. در جابجایی سطرها، شماره سطر در تصویر اولیه نیز تعیین و ذخیره می‌گردد.

۳-۲ روش‌های فشرده سازی

پس از تبدیل سیگنال یکبعدی به سیگنال دوبعدی، از روش‌های فشرده سازی تصویر JPEG و TIFF برای فشرده سازی استفاده شده است.

۱-۳-۲ روش فشرده سازی JPEG

این روش بر مبنای استفاده از تبدیل تصویر می‌باشد، در این راستا از تبدیلات خطی نظیر DFT و یا تبدیل کسینوسی گسسته (DCT) برای نگاشت تصویر به مجموعه‌ای از ضرایب تبدیل استفاده می‌شود. سپس عملیات رمزگذاری بر روی تصویر صورت می‌گیرد. این روش برای بسیاری از کاربردهای فشرده سازی مناسب است. همان طور که در نمودار شکل ۶ مشاهده می‌گردد عملیات فشرده سازی در ۴ مرحله متوالی صورت می‌گیرد. این مراحل عبارتند از: استخراج زیر تصویر 8×8 ، محاسبه DCT، کوانتیزه کردن و در نهایت تخصیص کد با طول متغیر.



شکل ۶: نمودار بلوکی رمزنگاری و رمزگشایی به روش JPEG [۱۵].



شکل ۷: نمودار بلوکی قالب‌بندی TIFF [۱۶].

با سرساز پوشه تصویر شروع می‌شود و شامل شرکت سفارش‌دهنده قالب‌بندی TIFF است، که معمولاً با MM یا II مشخص می‌شود. سپس ورژن TIFF است که معمولاً ۴۲ می‌باشد. در بخش بعدی، نقطه شروع پوشه‌ی اطلاعات تصویر را ذخیره می‌کند.

در بخش بعدی که پوشه اطلاعات تصویر نام دارد، به برچسب‌های مختلفی تقسیم شده که در هر برچسب اطلاعاتی از قبیل شماره برچسب (مثلاً ۲۵۹ که نشان‌دهنده فشرده سازی است) را در ۲ بایت اول ذخیره کرده است. در ۲ بایت بعدی نوع داده‌ها، که بیانگر تعداد بایت داده‌ها می‌باشد، را ذخیره می‌کند. در قسمت بعدی که ۴ بایت را اختصاص داده است، تعداد داده‌ها و یا طول داده‌ها را ذخیره می‌کند. قسمت چهارم که ۴ بایت را اختصاص می‌دهد، اطلاعات مربوط به آدرس ذخیره داده‌های مربوط به برچسب مورد نظر را ذخیره می‌نماید. اما اگر اطلاعات مربوط به این برچسب که برای مثال شامل طول تصویر یا روش فشرده سازی و غیره است، حجم کمی را اشغال کند، در همان قسمت چهارم به جای آدرس، خود اطلاعات را وارد می‌کند. در بخش سوم اطلاعات اصلی هر تصویر با برچسب مخصوص خود قرار می‌گیرد. نکته قابل توجه و مهم، که باعث توسعه پذیری TIFF می‌شود این است که TIFF تصویر را به نوارهایی تقسیم می‌کند که توانایی آن ایجاد می‌کند که برای هر نوار از یک روش فشرده سازی متفاوت از دیگر نوارها استفاده شود. شکل ۷ نمایی از نمودار بلوکی این روش را نشان می‌دهد.

۴-۲ نتایج

در ابتدا تصویر کوانتیزه شده، سپس تصویر با قالب‌بندی

اولین گام تقسیم‌بندی تصویر ورودی به بلوک‌های 8×8 غیر هم‌پوشا می‌باشد. پیکسل‌های مربوط به این بلوک‌ها به صورت متوالی از چپ به راست و از بالا به پایین پردازش می‌شوند. با پردازش هر یک از بلوک‌های 8×8 ، سطوح Gray 64 پیکسل مربوط به آن با کسر 2^{m-1} شیفت داده می‌شود که 2^m تعداد سطوح Gray در تصویر می‌باشد. در مرحله بعد DCT دوبعدی آن‌ها محاسبه شده ضرایب صورت همزمان با استفاده از رابطه ۳ نرمال می‌شوند. تبدیل گسسته کسینوسی دوبعدی به صورت زیر تعریف می‌گردد:

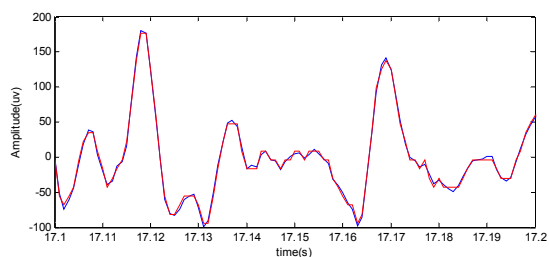
$$T(u, v) = \quad (2)$$

$$\sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) \alpha(u) \alpha(v) \cos\left[\frac{(2x+1)u\pi}{2M}\right] \times \left(\cos\left[\frac{(2y+1)v\pi}{2N}\right]\right)$$

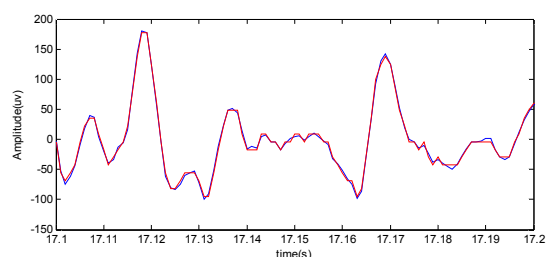
$$\hat{T}(u, v) = \text{round}\left[\frac{T(u, v)}{Z(u, v)}\right] \quad (3)$$

۲-۳-۲ روش فشرده‌سازی TIFF

روش فشرده‌سازی TIFF در حقیقت نوعی قالب‌بندی نشانه‌دار برای ذخیره‌سازی تصویر و اطلاعات مربوط به آن به صورت یک فایل می‌باشد. این نوع قالب‌بندی قابلیت توسعه‌پذیری زیادی دارد. TIFF امکان ذخیره چند تصویر را در یک فایل برای ما فراهم می‌کند. نمودار بلوکی قالب‌بندی TIFF در شکل ۶ نشان داده شده است. همان‌طور که در نمودار بلوکی مشاهده می‌شود، TIFF دارای سه قسمت مجزا برای هر تصویر است که لزوماً این سه قسمت را به ترتیب ذخیره نمی‌کند، به همین علت در انتهای هر قسمت آدرس شروع قسمت بعدی ذکر می‌شود. بخش اول که



شکل ۸: تصویری از دوسیگنال اصلی به رنگ آبی و سیگنال EMG بازسازی شده از فرمت TIFF با فشردگی Default اندازه نوار ۱۲۸ به رنگ قرمز و با کوانتیزاسیون ۵۱۲.



شکل ۹: تصویری از دوسیگنال اصلی به رنگ آبی و سیگنال EMG بازسازی شده از فشردگی JPEG به رنگ قرمز.

جدول ۲: CR و PRD محاسبه شده از فشردگی JPEG و TIFF.

روش	انواع TIFF	تعداد سطوح کوانتیزه اندازه نوارها	CR (%)			
			۲۵۶	۵۱۲	۱۰۲۴	۱۲۸
TIFF	LZW	۳۲	۶۶/۱۲	۵۰/۶۶	۴۰/۹۲	۶۷/۵۹
		۶۴	۶۲/۹۸	۵۳/۷۳	۴۴/۵۵	۷۰/۶۵
		۱۲۸	۶۵/۵۳	۵۶	۴۶/۷۵	۷۳/۱۷
	default	۳۲	۶۴/۱۵	۵۴/۳۱	۴۵/۱۸	۷۱/۸۹
		۶۴	۶۶/۰۳	۵۶/۵۵	۴۷/۵۷	۷۳/۶۷
		۱۲۸	۶۷/۵۳	۵۸/۱۸	۴۹/۳۶	۷۴/۹۳
JPEG		۷۶/۶۵	۷۱/۳۷	۶۵/۱۵	۸۲/۱	
PRD (%)		۲/۹۰	۱/۴۵	۰/۷۲	۶/۰۷	

۳ نتیجه‌گیری و تحلیل نتایج

در این مقاله، روشی پیشنهادی برای فشردگی سیگنال الکترومایوگرام سطحی مطرح گردید که مبتنی بر دو بعدی سازی سیگنال و استفاده از روش‌های فشردگی تصویر است. در اولین مرحله از کار به دلیل بهره‌گیری از روش‌های فشردگی تصویر JPEG و TIFF، سیگنال دوبعدی شده است. سپس به منظور آماده‌سازی سیگنال برای استفاده از روش JPEG و TIFF ماتریس نرمالیزه و کوانتیزه می‌شود، یعنی بازه دینامیکی سیگنال SEMG به بازه‌ای از اعداد که شامل اعداد اعشاری و منفی نباشد، نگاشت داده می‌شود. این عمل حجم محاسبات را پایین می‌آورد. با توجه به اینکه سیگنال چندبیتی، نمونه‌برداری شده است،

TIFF فشردگی سازی شده است. می‌دانیم که TIFF تصویر را به نوارهایی با اندازه ۱۲۸/۶۴/۳۲/۱۶ تقسیم می‌کند و با توجه به نوع فشردگی سازی (lzw/jpeg/default) تعیین شده، هر نوار را به‌طور جداگانه فشرده می‌سازد.

TIFF می‌تواند به چند روش فشردگی سازی را انجام دهد. باید در نظر داشت، اگر برای نوع فشردگی سازی None compression تعیین گردد، تصویر بدون فشردگی سازی تحت قالب بندی TIFF ذخیره می‌گردد. این روش یک نوع فشردگی سازی بدون اتلاف محسوب می‌شود. درصد فشردگی سازی در این روش ناچیز می‌باشد. در ادامه با استفاده از روش فشردگی سازی JPEG تصویر فشرده شده است. در نهایت نتایج حاصل از هر دو روش TIFF و JPEG با یکدیگر مقایسه شده است. به منظور مقایسه این دو روش، معیارهای کمی PRD و CR در سیگنال بازسازی شده محاسبه گردیده است. نتایج در جدول ۲ ارائه شده است.

شکل ۸ تصویر سیگنال sEMG بازسازی شده، از روش فشردگی سازی TIFF (به رنگ قرمز) و سیگنال اصلی (به رنگ آبی)، می‌باشد. در این تصویر اندازه هر نوار ۱۲۸ و نوع فشردگی سازی default تعیین گردیده است. تعداد سطوح کوانتیزه ۵۱۲ در نظر گرفته شده است. حجم تصویر حاصل از این روش ۵۴ کیلو بایت شده است. CR و PRD به ترتیب مقادیر ۱/۴۵ و ۵۸ درصد محاسبه گردیده است. با تخصیص تعداد سطوح کوانتیزه کمتر، PRD و CR بالا می‌رود. همچنین با تغییر اندازه هر نوار و نوع فشردگی سازی CR و PRD تغییر کرده اما این تغییر بسیار ناچیز می‌باشد. برای هر مورد CR و PRD به ترتیب با رابطه ۴ و ۵ محاسبه می‌گردد. x_{org} نشان‌دهنده سیگنال اصلی و x_{rec} سیگنال بازسازی شده، می‌باشد.

$$CR = 100 \times \left(1 - \frac{\text{compressed size}}{\text{original size}}\right) \quad (4)$$

$$PRD = \frac{\sqrt{\sum_i (x_{org}(n) - x_{rec}(n))^2}}{\sqrt{\sum_i (x_{org}(n))^2}} \times 100 \quad (5)$$

در ادامه به نتایج فشردگی سازی سیگنال SEMG با روش JPEG می‌پردازیم. تعداد سطوح کوانتیزه بر مبنای تخصیص ۹ بیت است. نتایج در شکل ۹ نشان داده شده است و CR، ۷۱/۳۱ درصد و PRD در حدود ۱/۴۵ درصد محاسبه شده است. در این روش نیز تعداد سطوح کوانتیزه در تعیین PRD و CR تاثیر بسزایی دارد. تمامی نتایج به دست آمده در قالب یک جدول در جدول ۲ آورده شده است تا مقایسه و ارزیابی به سادگی قابل انجام باشد.

- [2] R.S. H. Istepanian, and A. A. Petrosian,, "Optimal zonal wavelet-based ECG data compression for a mobile telecardiology system", IEEE Transactions Information Technol. Biomed, pp. 200-11, 2000
- [3] M. Costa, J. L. A. Carvalho, P. A. Berger, A. F. D. Rocha, F. A. O. Nascimento, "Compression of Surface Electromyographic Signals Using Two-Dimensional Techniques", Recent Advances in Biomedical Engineering Ganesh R Naik (Ed), pp. 17-38, InTech 2009.
- [4] N. E. Pascal, E. Pierre and K. I. Basile, "Compression Approach of EMG Signal Using 2D Discrete Wavelet and Cosine Transform", American Journal of Signal Processing, pp. 10-16, 2013.
- [5] P. A. Berger, F. A. O. Nascimento and A. F. da Rocha, "A new wavelet-based algorithm for compression of Emg signals", 29th annual International Conference of the IEEE, pp. 1554-1557, 2007.
- [6] N. JF, DF. Lovely, "Real-time compression of myoelectric data utilizing adaptive differential pulse code modulation", Medical and Biological Engineering and Computing, pp. 629-635. 1995.
- [7] AP. Guerrero and C. Mailhes, "Electromyogram data compression method. Proceedings", 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Chicago USA, pp. 1558-156, 1997.
- [8] JA. Norris, K. Englehart, D. Lovely, "Steady-state and dynamic myoelectric signal compression using embedded zero-tree wavelets. Proceedings", 23rd Annual International Conference of the IEEE/EMBS Istanbul Turkey, pp. 1879-1882. 2001.
- [9] J. P. L. M. Paiva, C. A. Kelencz, H. M. Paiva, R. K. H Galv'ao and M. Magini I, "Adaptive wavelet EMG compression based on local optimization of filter banks", Physiological Measurement, pp. 843-856, 2008.
- [10] P. A. Berger, F. A. O. Nascimento, J. C. Carmoe and A. F. Da Rocha, "Compression of EMG signals with wavelet transform and artificial neural networks", Physiological Measurement, Vol. 27, pp. 457-465, 2006.
- [11] N. E. Pascal, P. Ele and S. Z. Dieudonné, "Evaluation of EMG signals compression by JPEG 2000 called 1D", International Journal of Engineering and Technology (IJET), Vol. 5, No. 1, pp. 44-51, 2013.
- [12] W. C. Melo, E. B. L. Filho and W. S. S. J'uniior, "Electromyographic signal compression based on preprocessing techniques", 34th Annual International Conference of the IEEE EMBS, pp. 5404-5407, 2012.
- [13] N. E. Pascal, T. M. Lionel, P. ELE and K. I. Basile, "EMG signal compression using 2D fractal", International Journal of Advanced Technology & Engineering Research, Volume 3, Issue 3, pp. 58-68, 2013.
- [14] N. JAIN "Wavelet based vector quantization with tree code vectors for EMG Signal compression", WSEAS International Conference on Signal Prpcessing in Dallas Texas USA, pp. 22-24, 2007.
- [15] R. C. Gonzalez, R. E. Woods, S. L. Eddins, "Digital Image Processing using Matlab", Gatesmark Publishing, 2009. A. Author 1 and B. Author 2, *Title of the Book*. John Wiley & Sons, pp. 100-105, 2009.

تعداد سطوح کوانتیزه تعیین می‌گردد. به این ترتیب نمونه‌برداری با نرخ کمتری صورت می‌گیرد، و فرکانس‌های بالا که اغلب نویزها هستند، حذف می‌شوند. کم کردن بیش از حد تعداد سطوح کوانتیزه باعث از بین رفتن داده‌ها و تخریب سیگنال می‌گردد.

تعیین تعداد سطوح کوانتیزه با توجه به کاربرد تعیین می‌گردد. تعیین بهترین شرایط، مستلزم مصالحه بین معیارهای کمی درصد جذر میانگین مربعات تفاضل (PRD) و نسبت فشردگی (CR) و همچنین کیفیت سیگنال بازسازی شده جهت کاربرد تشخیصی است. بر این اساس، با استفاده از روش CR, JPEG بین ۶۵/۱۵ تا ۸۲/۱ درصد و PRD بین ۰/۷۲۸۴ تا ۶/۰۷ درصد حاصل شد در مقایسه، با استفاده از قالب‌بندی CR, TIFF بین ۴۰/۹۲ تا ۷۴/۹۳ درصد و PRD بین ۰/۷۲۸۴ تا ۶/۰۷ درصد به‌دست آمد. با مقایسه CR و PRD در جدول ۲ مشاهده می‌شود که بهترین مصالحه بین CR و PRD حاصل از روش فشردگی سازی JPEG می‌باشد. نتیجه مطلوب به‌دست آمده از این روش، با تعداد سطوح کوانتیزه ۹ بیت بوده است.

از طرفی، در JPEG از ضرایب DCT استفاده می‌شود. هرچه انرژی سیگنال در قسمت خاصی متمرکزتر باشد DCT بهتر عمل خواهد کرد. با کم کردن سطوح کوانتیزه هر عدد با تعداد بیت کمتری نمایش داده می‌شود. این عمل پراکندگی داده‌ها را نیز کم خواهد کرد.

در نهایت با مقایسه نتایج به‌دست آمده از این روش با نتایج حاصل از پژوهش‌های گذشته که در جدول ۱ گردآوری و جهت مقایسه آورده شده است مشاهده می‌شود که روش پیشنهادی در این مقاله به نتایج مطلوبی دست‌یافته است. از این روش می‌توان در نهان‌نگاری داده‌ها نیز استفاده نمود.

مراجع

- [1] P. Konrad, "the ABC of EMG", A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography, Noraxon Inc, 2005.