

## حذف نویز در سیگنال الکترومایوگرافی با روشی مبتنی بر انتخاب مناسب ترین تابع ویولت

علی سرجویی<sup>۱</sup>، همایون مهدوی نسب<sup>۲</sup> و عباس چترائی<sup>۳</sup>

<sup>۱</sup>دانشکده برق، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد نجف آباد، Ali\_serjoei@Sel.iaun.ac.ir  
<sup>۲</sup>دانشکده برق، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد نجف آباد، Mahdavinassab@Iaun.ac.ir  
<sup>۳</sup>دانشکده برق، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد نجف آباد، Abbas.chatraei@gmail.com

چکیده - ویولت یکی از مهمترین روشها برای تجزیه و تحلیل سیگنال الکترومایوگرافی می باشد. هدف از استفاده ویولت در این مقاله بررسی تابع ویولت مناسب به منظور شناسایی و حذف نویز از سیگنال الکترومایوگرافی می باشد. بنابراین سعی شده که مناسب ترین تابع مادر ویولت را با ارزیابی مربع میانگین خطا ازدو معیار حذف نویز و بازسازی سیگنال از روی ضرایب ویولت، انتخاب شود. این روش بر روی ۲ خانواده اصلی ویولت یعنی  $db$  و  $sym$  برای حذف نویز و بازسازی سیگنال، به ازای مقدار نویز اضافه شده به سیگنال  $EMG$  انجام شده است. در نهایت با انتخاب ویولت مادر  $sym5$  و با ۳ سطح تجزیه و آستانه گذاری سخت بهترین نتیجه بدست آمده است و کمترین میزان از دست رفتن اطلاعات را از روی سیگنال اصلی  $EMG$  را خواهیم داشت. کلید واژه - آستانه گذاری، الکترومایوگرافی، حذف نویز، ویولت.

### ۱- مقدمه

باعث دشواری در طبقه بندی این سیگنال شود. بطور کلی سیگنال  $EMG$  در معرض دو دسته نویز اصلی قرار می گیرد، اول نویزهایی که منبع بیولوژیکی دارند مانند آرتیفکتهای حرکتی و دوم نویزهایی که توسط منابع محیطی ایجاد می شود مانند نویز تولیدی از تماس الکتروود با سطح پوست، که می توان آن را با استفاده از انواع فیلتر حذف نمود. اما حذف نویز سفید گوسی ( $WGN$ )<sup>۲</sup> موجود در این سیگنال با استفاده از این روشها دشوار می باشد. بنابراین ساده ترین و ابتدایی ترین روشها در حذف نویز استفاده از فیلترهای خطی می باشد ولی باید توجه داشت که اینگونه از فیلترها باعث تحریف در سیگنال می شوند، بنابراین بطور معمول مورد استفاده قرار نمی گیرند. با پیشرفت هایی که در الگوریتم های حذف نویز با استفاده از تبدیل ویولت صورت گرفته است، حذف نویز سفید نیز امکان پذیر گردیده است [۳].

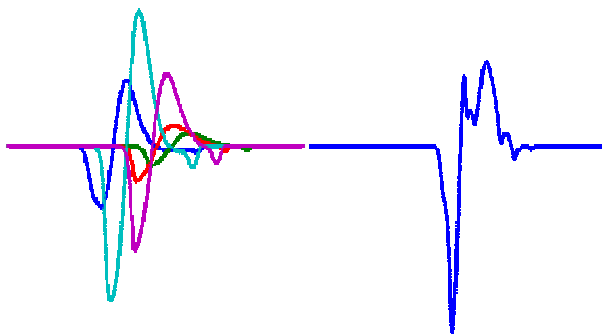
امروزه تبدیل ویولت به یکی از مهمترین ابزارها در زمینه پردازش سیگنال تبدیل شده است. با توجه به خواص تبدیل ویولت، کارایی این تبدیل در حذف نویز نیز به اثبات رسیده

الکترومایوگرافی<sup>۱</sup> ( $EMG$ ) مطالعه عملکرد عضله از طریق تحلیل سیگنال های الکتریکی تولید شده حین انقباضات عضلانی است [۱]. در واقع  $EMG$  اندازه گیری سیگنال الکتریکی همراه با تحریک عضله است. سیگنال الکترومایوگرافی یکی از مهمترین سیگنال های قابل توجه در پزشکی می باشد و بطور گسترده ای در کاربردهای کلینیکی مورد استفاده قرار می گیرد و بر خلاف سایر سیگنال های حیاتی بسیار آسان، سریع و راحت بدست می آید. در سیگنال های  $EMG$  برای گرفتن نتایج بهتر استخراج ویژگی در سه حوزه اصلی: حوزه زمان، حوزه فرکانس و حوزه زمان-فرکانس انجام می پذیرد. بنابراین برای دستیابی به این ویژگی ها و تجزیه و تحلیل سیگنال  $EMG$  برای سایر مراحل نیاز به حذف نویز با کمترین مقدار اطلاعات از دست رفته از سیگنال می باشد [۲]. وجود نویزهای مختلف با دامنه ای بالاتر از سیگنال  $EMG$  می تواند مشکلات زیادی را در آنالیز سیگنال  $EMG$  بوجود آورد و

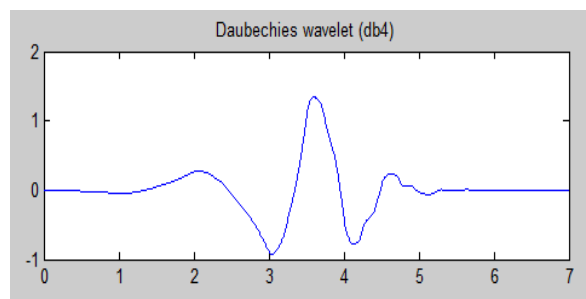
<sup>2</sup> white Gaussian noise

<sup>1</sup>Electromyography

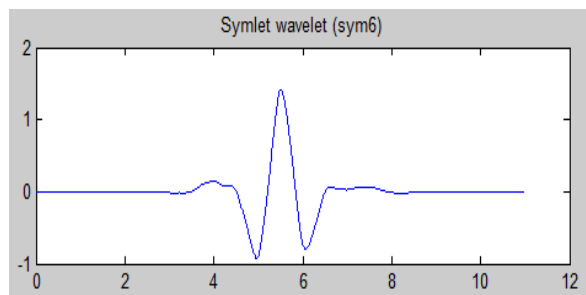
عضله تحریک شده می باشد، دارند. بنابراین سعی بر این است که با بررسی های بعمل آمده ۱۳ دسته ویولت از این دو نوع خانواده ویولت به شرح جدول ۱ با توجه به شباهت زیاد به پتانسیل واحد حرکتی، انتخاب گردند (شکل ۱، ۲ و ۳).



شکل ۱: نمایش یک پتانسیل واحد حرکتی و مجموعی از چند MUAP



شکل ۲: نمایش ویلت دابیچیز و شباهت آن به MUAP



شکل ۳: نمایش ویلت سیملت و شباهت آن به MUAP

بنابراین با انتخاب تابع ویولت مناسب گام مهمی برای دستیابی به عملکرد بهینه در پردازش سیگنال EMG برداشته می شود. بنابراین در این تحقیق به ارزیابی استانداردترین خانواده های ویولت یعنی سیملت<sup>۴</sup>، دابیچیز با مرتبه های مختلف پرداخته شده و یک مطالعه مقایسه ای کامل از تجزیه، حذف نویز و بازسازی با استفاده از ویولت برای حذف WGN از روی سیگنال EMG انجام شده است و در نهایت نیز با انتخاب بهترین

است. ویولت علاوه بر حذف نویز به صورت مناسب، خواص اصلی سیگنال را نیز حفظ می کند. اولین گام های موثر در زمینه ی حذف نویز در حوزه ویولت توسط دونوهو و جانستون [۴] با معرفی مفهوم آستانه گذاری ضرائب موجک برداشته شد، که در این روش ابتدا آستانه های سراسری، که برای تمام ضرائب ویولت در زیرباندهای سیگنال مقداری واحد در نظر گرفته می شود، محاسبه شده سپس بر روی ضرائب ویولت، عمل آستانه گذاری انجام می شود. روش پیشنهادی دونوهو، هر چند سیگنالی بعضاً بیش از حد هموار ایجاد می کند ولی مقدمه ای بر توسعه حذف نویز از سیگنال می باشد [۵ و ۶].

## ۲- ویولت و حذف نویز

محققان زیادی از جمله Guo و همکاران [۷]، ویولت db2 را با ۶ سطح تجزیه پیشنهاد داده اند. در تحقیق دیگری ژینگ و همکاران [۸]، ویولت sym5 با ۴ سطح تجزیه را پیشنهاد داده و در ادامه نیز ویولت sym8 را با ۴ سطح تجزیه را برای حذف نویز از سیگنال EMG حاصل از حرکت دست پیشنهاد داده اند. در [۹] کومار نیز به منظور تعیین خستگی عضلات از ویولتهای (sym4, sym5) با ۸ سطح تجزیه استفاده نموده است. علاوه بر این محبوب ترین خانواده ویولت برای تجزیه و تحلیل سیگنالهای EMG ویولت دابیچیز<sup>۳</sup> می باشد که در مرتبه ها و سطوح مختلف تجزیه مورد استفاده قرار می گیرد مانند db4 با ۳ و ۶ سطح تجزیه، db5 با ۵ سطح تجزیه و db10 که با ۸ سطح تجزیه پیشنهاد و مورد استفاده قرار گرفته اند [۱۰-۱۲].

جدول ۱: تعداد ۲۴ نوع تابع ویولت مورد استفاده

Wavelet family	Wavelet function with order
Daubechies	db2, db4, db5, db6, db7, db8, db9, db10
Symlets	sym3, sym4, sym5, sym6, sym8

البته با بررسی های بعمل آمده ویولتی که بطور معمول برای حذف نویز از سیگنالهای الکترومایوگرام مورد استفاده قرار می گیرد از نوع ویولت های خانواده دابیچیز و ویولت سیملت می باشد، زیرا شباهت زیادی به پتانسیل واحد حرکتی (MUAP) عضله که مجموعی از آنها تشکیل دهنده یک سیگنال الکترومایوگرافی

<sup>4</sup>Symlets

<sup>3</sup>Daubechies

صورت  $e(n)$  و بازیابی سیگنال مورد نظر  $f(n)$  می باشد. این مدل به فرم کلی به شکل رابطه زیر می باشد:

$$s(n) = f(n) + e(n) \quad (1)$$

بطور کلی روشهای مبتنی بر ویولت برای حذف نویز از سه مرحله تشکیل شده است:

گام اول: تجزیه<sup>۵</sup>. انتخاب تابع ویولت و تجزیه به  $J$  سطح. محاسبه تجزیه ویولت سیگنال EMG در  $J$  سطح.

گام دوم: حذف نویز<sup>۶</sup> در ضرایب فرکانس بالای ویولت. به این صورت که برای هر سطح تجزیه، سطح آستانه انتخاب شده و ضرایب فرکانس بالا اعمال می شود.

گام سوم: بازسازی<sup>۷</sup>. محاسبه بازسازی بر اساس ضرایب تقریبی اصلی از  $J$  سطح با تغییر ضرایب فرکانس بالا از ۱ تا  $J$  سطح.

برای رسیدن به بهترین پاسخ از روش فوق، چهار نکته باید مورد بررسی قرار گیرند، یعنی انتخاب مناسب تابع ویولت و سطح تجزیه، برآورد و تخمین سطح آستانه [۸، ۷، ۱۰].

### ۳-۱- تجزیه

در گام اول از روند حذف نویز تابع ویولت انتخاب می شود. انتخاب تابع ویولت درست، منجر به بازسازی کامل و آنالیز بهتر می شود. در مجموع از ۱۳ تابع ویولت شامل ۸ ویولت دابچیز و ۵ ویولت سیملت در ارزیابی عملکرد نویز مورد استفاده قرار گرفته است [۱۳ و ۱۴]، که همه در جدول ۱ نشان داده شده اند.

گام بعدی انتخاب تعداد سطوح تجزیه سیگنال می باشد. ویولت DWT<sup>۸</sup> از فیلتر بالاگذر برای بدست آوردن ضرایب فرکانس بالا یا در اصطلاح جزئیات<sup>۹</sup> (D) و از فیلتر پائین گذر برای بدست آوردن ضرایب فرکانس پائین و یا در اصطلاح تقریبها<sup>۱۰</sup> (A) استفاده می کند. روش کاهش نویز اصولاً بر پایه کاهش نویز در مولفه های فرکانس بالای سیگنال استوار است. در این تحقیق سطوح تجزیه بر طبق رابطه زیر از ۱ تا ۸ متغیر می باشد.

$$J = \log_2^N \quad (2)$$

<sup>5</sup>Decomposition

<sup>6</sup>Denoising

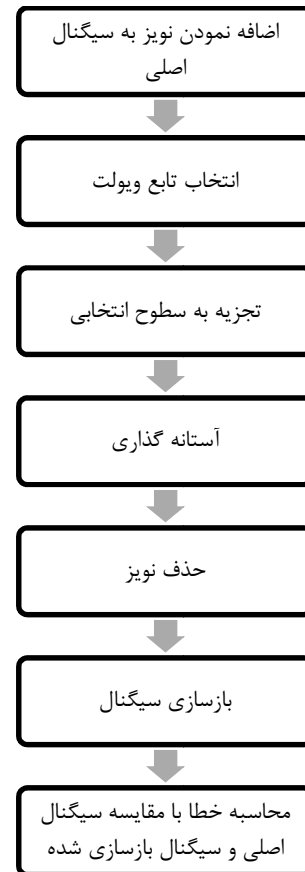
<sup>7</sup>Reconstruction

<sup>8</sup> Discreate Wavelet Transform

<sup>9</sup>details

<sup>10</sup>approximations

تابع ویولت، سطح تجزیه آن را در روش حذف نویز مورد استفاده قرار داده شده است. مراحل انجام روش کار به شرح بلوک دیاگرام شکل ۴ می باشد:



شکل ۴: بلوک دیاگرام مراحل حذف نویز WGN از روی سیگنال EMG

### ۳-۲ روش کار

حذف نویز مبتنی بر ویولت براساس خواص اولیه ای این تبدیل استوار است. یکی از این خواص، خاصیت فشرده سازی انرژی سیگنال است. خاصیت فشرده سازی بیان می کند که عمده انرژی سیگنال تنها در چند ضرایب از ضرایب ویولت متمرکز بوده و بقیه ضرایب عمدتاً دارای مقدار ناچیزی هستند. این در حالی است که انرژی نویز بین تمام ضرایب در حوزه ویولت گسترده می شود. لذا با انتخاب آستانه ای مناسب می توان مقدار زیادی از نویز را حذف کرد، در حالی که ویژگی های مهم سیگنال باقی بماند.

هدف از الگوریتم حذف نویز با استفاده از ویولت، حذف بخشی از نویز سیگنال  $s(n)$  بوسیله کنار گذاشتن نویز WGN به

برای غلبه بر محدودیتهای روش آستانه گذاری مطمئن می باشد. این روش ترکیبی از آستانه گذاری سراسری و مطمئن می باشد که جزئیات کامل این روش در مقاله Donohue و Johnston شرح داده شده است [۱۸].

(د) روش آستانه گذاری مینیمکس<sup>۱۴</sup>: این روش از یک سطح آستانه ثابت استفاده می کند که نتیجه ایده آل، حاصل از عملکرد روش مینیمکس با استفاده از مربع میانگین خطا بدست می آید. این روش توسط دونوهو در [۱۷] ارائه شده و در این روش سطوح تجزیه وابسته به سطح آستانه می باشد، بنابراین آستانه های مختلف برای هر سطح از تجزیه در نظر گرفته می شوند. در این روش thr به گونه ای انتخاب می شود که عبارت زیر مینیمم گردد:

$$A_n^* = \inf_{thr} \sup_{\theta} \left\{ \frac{R_{thr}(\theta)}{n^{-1} + \min(\theta^2, 1)} \right\} \quad (7)$$

$$R_{thr}(\theta) = \text{var}\{\delta_{thr}(X)\} + (E\{\delta_{thr}(X)\} - \theta) \quad (8)$$

که در آن  $X = (\theta, 1)$  می باشد.

پس از آن مقادیر سطح آستانه می تواند توسط آستانه گذاری تابع تبدیلات سخت و نرم تعیین گردد. علاوه بر این ۳ تبدیل اصلاح شده از آستانه گذاری یعنی هذلولی و Garrote و روش پیشنهادی نصری و همکاران نیز در این مطالعه مورد استفاده قرار گرفته اند و بایکدیگر مقایسه شده اند، که عبارتند از:

۱- تابع آستانه گذاری سخت: این تابع را می توان به عنوان اولین آستانه گذار ارائه شده به حساب آورد که می توان به این صورت تعریف نمود که تمامی قدر مطلق ضرایب فرکانس بالا که مقداری کمتر از آستانه THR دارند مقداری برابر صفر می گیرند و سایر ضرایب را حفظ می کند، که به صورت رابطه زیر بیان می گردد [۱۶]:

$$cD_j = \begin{cases} cD_j & \text{if } |cD_j| > THR_j \\ 0 & \text{Otherwise} \end{cases} \quad (9)$$

۲- تابع آستانه گذاری نرم: این تابع توسعه یافته آستانه گذاری سخت می باشد. در ابتدا تمامی ضرایب فرکانس بالا که مقدار قدر مطلق آنها پائین تر آستانه می باشند، مقداری برابر صفر می گیرند و سپس سایر ضرایب در اطراف صفر فشرده می شوند به اینصورت که مقدار آستانه از ضرایب بزرگتر از آن کم

که در آن N طول نمونه سیگنال در حوزه زمان می باشد [۶]. در این تحقیق با توجه به نمایش فرکانسی و سطح انرژی سیگنال (شکل ۷) بهترین سطح تجزیه برای انواع ویولت ها برای حذف نویز سیگنال EMG برابر با ۳ و ۴ انتخاب می شود.

### ۳-۲ حذف نویز

چهار روش در تعیین سطح آستانه در این تحقیق مورد استفاده قرار گرفته که عبارتند از:

(الف) روش آستانه گذاری سراسری: این نوع آستانه گذاری یک نوع آستانه گذاری ثابت استفاده می کند [۱۶] که از رابطه زیر قابل محاسبه است:

$$THR_{UNI} = \sigma \sqrt{2 \log(N)} \quad (3)$$

که در آن  $\sigma$  واریانس نویز است که چون عمدتاً اطلاعی از آن در دسترس نیست، می توان از تخمین نویز استفاده کرد. از جمله مهمترین و پرکاربردترین این تخمین گرها، تخمین گر MAD است که در رابطه ۴ آمده است:

$$\sigma = \frac{\text{median}(|cD_j|)}{0.6745} \quad (4)$$

که در آن  $cD_j$  ضرایب فرکانس بالا ویولت در مقیاس سطح لو ۰/۶۷۴۵ فاکتور نرمالیزاسیون می باشد.

(ب) روش آستانه گذاری مطمئن ۱۱: انتخاب این نوع سطح آستانه بر اساس قاعده تخمین ریسک استین<sup>۱۲</sup> می باشد [۱۷]، به اینصورت که تخمینی از ریسک برای مقدار خاصی از سطح آستانه THRSURE با استفاده از قاعده ریسک استین تعریف می شود و با به حداقل رساندن مقدار ریسک در THRSURE مقدار سطح آستانه، مشخص می شود. در این روش thr طوری انتخاب می شود که عبارت زیر مینیمم گردد:

$$SURE(thr; w) = \frac{\sigma^2}{2^j} + \frac{\sigma^2}{n} \sum_{j=1}^J \sum_k S_{thr_j} \left( \frac{d_{j,k}}{\sigma} \right) \quad (5)$$

که در آن  $S_{thr}(x)$  بر اساس  $\sigma_{thr}(X)$  تعریف می شود و باید به صورتی باشد که:

$$E\{S_{thr}(X)\} = R_{thr}(\theta) = E\{\delta_{thr}(X) - \theta\}^2 \quad (6)$$

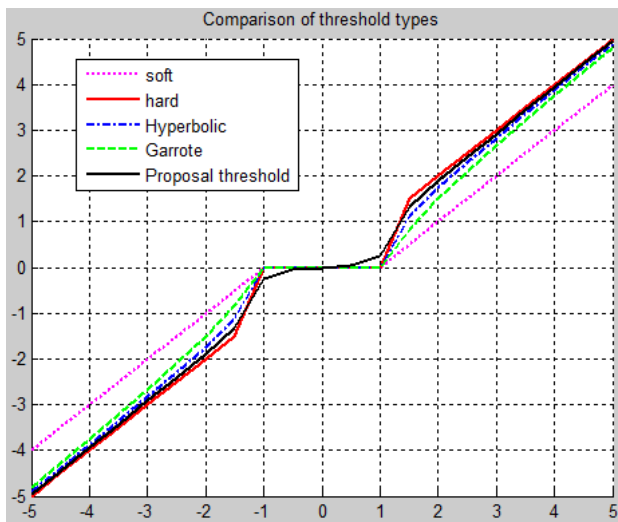
(ج) روش آستانه گذاری ترکیبی<sup>۱۳</sup>: این روش در واقع روشی

<sup>۱۴</sup>Minmax

<sup>۱۱</sup>SURE  
<sup>۱۲</sup>Stein  
<sup>۱۳</sup>Hybrid

پیوسته می باشد. شکل ۶ نمایش و مقایسه این تابع و سایر توابع آستانه گذار را نمایش می دهد [۲۱].

$$cD_j = \begin{cases} \operatorname{sgn}(cD_j)(cD_j - 0.25 \frac{THR_j}{cD_j}) & \text{if } |cD_j| > THR_j \\ \operatorname{sgn}(cD_j)(0.25 \frac{THR_j}{cD_j}) & \text{Otherwise} \end{cases} \quad (13)$$



شکل ۵: نمایش و مقایسه توابع آستانه گذار مختلف

### ۳-۳ بازسازی

پس از مرحله حذف نویز سیگنال بازسازی شده، با استفاده از تبدیل ویولت از ضرایب فرکانس پائین از J سطح و ضرایب فرکانس بالای اصلاح شده از ۱ تا J سطح بازسازی می شود.

### ۴- مقایسه و انتخاب ویولت و آستانه گذاری مناسب بر اساس خطای میانگین مربعات

در این تحقیق معیار قوی خطای میانگین مربعات (MSE) استفاده شده است [۱۱]. در این حالت مقدار MSE برای ضرایب اصلاح شده ویولت سیگنال EMG و سیگنال بازسازی شده محاسبه می شود. خطای میانگین مربعات یک معیار استاندارد آماری است که نتایجی مشابه با SNR و تفاضل میانگین مربعات ریشه ها (RMS) را ارائه می دهد. مقدار MSE را می توان با توجه به رابطه زیر محاسبه نمود:

می شود. که به صورت رابطه زیر بیان می شود [۱۶]:

$$cD_j = \begin{cases} \operatorname{sgn}(cD_j)(cD_j - THR_j) & \text{if } |cD_j| > THR_j \\ 0 & \text{Otherwise} \end{cases} \quad (10)$$

۳- تابع آستانه گذاری هذلولی: این تبدیل مشابه آستانه گذاری نرم می باشد و هدف از ارائه آن غلبه بر محدودیتهای آستانه گذاری نرم می باشد، که بصورت رابطه زیر بیان می شود [۱۹]:

$$cD_j = \begin{cases} \operatorname{sgn}(cD_j) \sqrt{(cD_j)^2 - THR_j^2} & \text{if } |cD_j| > THR_j \\ 0 & \text{Otherwise} \end{cases} \quad (11)$$

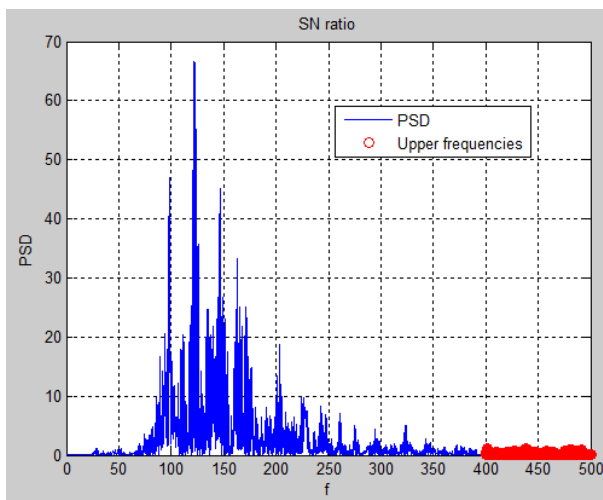
۴- تابع آستانه گذاری غیرمنفی Garrote: این آستانه گذاری از ترکیب آستانه گذاری سخت و نرم حاصل شده است، بدین معنی که چون مانند تابع نرم پیوسته است لذا پایدارتر از تابع سخت است و چون برای ضرایب بالا به آستانه گذار سخت نزدیک می شود دارای بایاس کمتری نسبت به تابع نرم می باشد، بنابراین ترازوی بین آستانه گذاری سخت و نرم فراهم می کند و بصورت رابطه زیر بیان می شود [۲۰]:

$$cD_j = \begin{cases} \operatorname{sgn}(cD_j)(cD_j - \frac{THR_j}{cD_j}) & \text{if } |cD_j| > THR_j \\ 0 & \text{Otherwise} \end{cases} \quad (12)$$

۵- تابع آستانه گذاری ارائه شده توسط نصری و همکاران: هرکدام از آستانه گذارهای بیان شده دارای مزایا و معایبی هستند. به عنوان مثال تخمین های آستانه گذار نرم دارای بایاس بزرگتری است، زیرا این آستانه گذار ضرایب بزرگ را به مقدار آستانه کاهش می دهد. همچنین با توجه به ناپیوستگی، تخمین های آستانه گذار سخت واریانس بزرگتری داشته و می تواند ناپایدار شود، پس نسبت به تغییرات جزئی در داده ها حساس است.

در این تحقیق از دسته منحنی آستانه گذاری که با رابطه ۱۳، بیان می شود، نیز مورد استفاده قرار می گیرد. این دسته منحنی به ازای مقادیر مختلف سیگنال، به آستانه گذار سخت میل می کند. نکته قابل ذکر این است که آستانه گذارهای کلاسیک در این خاصیت مشترکند که ضرایب ویولت کوچکتر از مقدار آستانه را صفر کرده و تنها مقادیر ضرایب ویولت بزرگتر را با قوانین متفاوت تغییر می دهند. اما در این آستانه گذار ضرایب کوچکتر از آستانه صفر نشده بلکه با تابعی چند جمله ای تضعیف می شوند. همچنین تابع ارائه شده برخلاف تابع سخت در آستانه

مورد نظر، شبیه سازی را در  $SNR=10$  (db) انجام شده است.



شکل ۶: نمایش فرکانسی سیگنال EMG و نمایش ۲۰٪ بالای محدوده فرکانسی به عنوان نویز

## ۵- شبیه سازی و نتایج

در این تحقیق شبیه سازی بر روی سیگنال EMG ثبت شده با استفاده از الکتروود سطحی AG-AGCl بر روی عضله فلکسور کاری<sup>۱۵</sup> ساعد دست راست، از داوطلب گرفته و ثبت شده است. یک فیلتر میانگذر با فرکانس قطع ۴۰ تا ۴۵۰ هرتز و یک آمپلی فایر با بهره ۶۰ دسی بل مورد استفاده قرار گرفته است. فرکانس نمونه برداری ۱ کیلوهرتز و تبدیل آنالوگ به دیجیتال با استفاده از یک مبدل ۱۶ بیتی انجام شده است. از فرد موردنظر ۱۰ مورد ثبت سیگنال شده است و محدوده سیگنال های ثبت شده ۶۰۰۰ ثانیه می باشد.

پس از اعمال شبیه سازی های انجام گرفته با استفاده از نرم افزار مطلب با انتخاب سطوح تجزیه ویولت به ازای مقادیری بیشتر از ۲ و ۳ مشاهده گردید که مقدار MSE به شدت بالا می رود، البته انتظار چنین اتفاقی نیز می رفت زیرا با بررسی شکل سیگنال EMG مورد مطالعه (شکل ۶) واضح بود که بیشتر انرژی سیگنال در سطوح تجزیه ۲ و ۳ آشکار می گردد. نتایج به شرح جدول ۲ و ۳ می باشد.

## ۶- نتیجه گیری و بحث

با توجه به نتایج بدست آمده بهترین سطح تجزیه برای انواع

$$MSE = \frac{\sum_{i=1}^N (C_i - C_{ei})^2}{N} \quad (14)$$

که در آن  $C_i$  ضرایب ویولت اصلاح شده سیگنال EMG و  $C_{ei}$  ضرایب اصلاح شده ویولت سیگنال نویزی EMG می باشد. بهینه ترین تابع ویولت زمانی انتخاب می شود که کوچکترین مقدار MSE را داشته باشد. برای تضمین انتخاب بهترین تابع ویولت برای سیگنال EMG مقدار MSE برای سیگنال مورد نظر محاسبه شده است و WGN نیز با SNRهای مختلف به سیگنال افزوده شده است که مقدار SNR را از ۰ تا ۲۰ دسیبل بصورت متغییر طبق رابطه زیر محاسبه می شود:

$$SNR = 10 \log \frac{P_{X_{clean}}}{P_{X_{noise}}} \quad (15)$$

که در آن  $P_{X_{clean}}$  توان سیگنال اصلی EMG می باشد و  $P_{X_{noise}}$  توان سیگنال WGN می باشد.

در مقاله ای که توسط سیندربی (Sinderby) و همکاران [۲۲] ارائه گردیده برای محاسبه نسبت سیگنال به نویز سیگنال خام EMG روشی ارائه گردید که در آن نویز را به عنوان یک جزء غیرقابل شناسایی در اجزاء فرکانس بالای سیگنال EMG در نظر گرفته و با توجه به اینکه محدوده فرکانسی سیگنال الکترومایوگرام در محدوده فرکانسی ۵۰۰ هرتز می باشد و اینکه در قسمتهای فرکانس بالای سیگنال دامنه نویز تقریباً به دامنه سیگنال نزدیک می باشد، بنابراین با در نظر گرفتن این فرضیات، فقط از ۲۰٪ بالای محدوده فرکانسی برای محاسبه چگالی توان نویز استفاده می کنیم و چگالی توان موجود در این رنج فرکانسی را تماماً برای نویز در نظر می گیریم (شکل ۶) و طبق رابطه ۱۶ نسبت سیگنال به نویز را برای سیگنال EMG محاسبه می شود.

$$SNR = 10 \log \frac{5 \times \left( \sum_{f=400}^{500} P_f \right)}{\sum_{f=1}^{500} P_f} \quad (16)$$

که در آن P توان نویز و سیگنال می باشد. با بررسی های بعمل آمده از پایگاه داده مورد نظر و اعمال این روش بر روی داده های مختلف این پایگاه داده، مقدار SNR بطور متوسط برای سیگنال های مورد بررسی برابر ۱۰ db بدست می آید. بنابراین در این تحقیق در پیش پردازش حذف نویز با استفاده از ویولت، به دلیل کم کردن از حجم محاسبات و رسیدن سریعتر به جواب

<sup>15</sup>Flexor carpi

برای انتخاب مناسب ترین نوع ویولت توابع ویولت ، db8 ، sym5 برای سطح تجزیه ۳ و ویولت های db10 ، sym5 برای سطح تجزیه ۲ پیشنهاد می شود که بهترین و قابل اعتمادترین ویولت برای حذف نویز از سیگنال EMG مورد مطالعه ما sym5 با سطح تجزیه ۳ می باشد.

در زمینه انتخاب نوع آستانه گذاری و آستانه گذار برای سیگنال EMG مورد مطالعه نمی توان به آستانه گذارهای پیشنهادی تکیه نمود، و همان تابع آستانه گذاری سخت و روش - های آستانه گذاری ترکیبی و SURE پیشنهاد می گردد که دارای کمترین مقدار MSE می باشند.

ویولت ها برای سیگنال EMG مورد مطالعه در این تحقیق ۲ و ۳ می باشد و برای هر سیگنال و کاربرد خاص نیز باید محاسبه و بررسی می گردد و نمی توان در این مورد، از تحقیقات سایر مقالات استفاده نمود. می توان برای نویزهای کم، سطح تجزیه ۲ را انتخاب نمود (نسبت سیگنال به نویز برابر ۱۰ تا ۲۰ دسی بل باشد) و از طرف دیگر سطح تجزیه ۳ بهترین نتیجه را برای سیگنال هایی با نویز بالا دارد (نسبت سیگنال به نویز ۰ تا ۱۰ دسی بل باشد)، از این رو سطح تجزیه ۳ پیشنهاد می شود.

جدول ۲: نمایش جدول مقایسه ای برای سطح تجزیه ۳ ویولت های مورد استفاده براساس کمترین مقدار MSE

## مراجع

- [1] R. Merletti and P. Parker, Electromyography Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications, John Wiley Sons, Inc., New York, 2004.
- [2] I. Moon, "Wearable human interfaces formyoelectric hand prosthesis and intelligentwheelchair," in 22nd Japanese Conference onthe Advancement of Assistive and RehabilitationTechnology, 2007, pp. 2 C 3-5.
- [3] M. Zecca, S. Micera, M. C. Carrozza, andP. Dario, "Control of multifunctional prosthetic hands by processing the electromyographic signal,"Critical ReviewsTM in Biomedical Engineering, vol. 30, no. 4-6, pp. 459-485, 2002.
- [4] R. Boostani and M.H. Moradi, "Evaluation ofthe forearm emg signal features for the control ofa prosthetic hand," Physiological Measurement, vol. 24, pp. 309-319, 2003.
- [5] S. Karlsson, J. Yu, and M. Akay, "Timefrequencyanalysis of myoelectric signals duringdynamic contractions: a comparative study,"IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 47, no. 2, pp. 228-238, 2000.
- [6] K. Englehart, B. Hudgins, and P.A. Parker, "Awavelet-based continuous classification schemefor multifunction myoelectric control," IEEETransactions on Biomedical Engineering, vol. 48, no. 3, pp. 302-310, 2001.
- [7] X. Guo, P. Yang, Y. Li, and W-L. Yan, "Thesemg analysis for the lower limb prosthesis usingwavelet transformation," in 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2004, vol. 1, pp.341-344.
- [8] Z. Qingju and L. Zhizeng, "Wavelet de-noising ofelectromyography," in IEEE International Conferenceon Mechatronics and Automation, 2006, pp. 1553-1558.
- [9] D. K. Kumar, N. D. Pah, and A. Bradley, "Wavelet analysis of surface electromyography todetermine muscle fatigue," IEEE Transactionson Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 11, no. 4, pp.400-406, 2003.
- [10] M. C. E. Rosas-Orea, M. Hernandez-Diaz, V. Alarcon-Aquino, and L. G. Guerrero-Ojeda, "A comparative simulation study of waveletbased denoising algorithms," in 15th IEEE International Conference on Electronics, Communicationsand Computers, 2005, pp. 125-130.
- [11] A. Phinyomark, C. Limsakul, and P. Phukpattaranont, "A comparative study of wavelet denoisingfor multifunction myoelectric control," inInternational Conference on Computer and AutomationEngineering, 2009, pp. 21-25.
- [12] C. F. Jiang and S. L. Kuo, "A comparative studyof wavelet denoising of surface electromyographic signals," in 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2007, pp. 1868-1871.
- [13] H. G. R. Tan, A. C. Tan, P. Y. Khong, and V. H. Mok, "Best wavelet function identification systemfor ecg signal denoise

MSE	نوع آستانه	روش آستانه-گذاری	نوع ویولت	ردیف
۰/۰۰۳۳	hard	heursure	db8	۱
۰/۰۰۳۴	hard	rigrsure	sym5	۲
۰/۰۰۳۶	hard	heursure	db5	۳
۰/۰۰۳۶	hard	heursure	sym8	۴
۰/۰۰۴۶	hard	rigrsure	db4	۵
۰/۰۰۴۶	Hyperbolic	heursure	db10	۶
۰/۰۰۴۸	hard	heursure	db7	۷
۰/۰۰۴۸	hard	heursure	sym5	۸
۰/۰۰۴۹	hard	rigrsure	db7	۹
۰/۰۰۵۱	Proposal threshold	rigrsure	db8	۱۰

جدول ۳: نمایش جدول مقایسه ای برای سطح تجزیه ۲ ویولت های مورد استفاده براساس کمترین مقدار MSE

MSE	نوع آستانه	روش آستانه-گذاری	نوع ویولت	ردیف
۰/۰۰۰۶۴۹	Proposal threshold	rigrsure	sym5	۱
۰/۰۰۰۶۹۱	hard	heursure	db10	۲
۰/۰۰۰۷۰۸	hard	rigrsure	sym5	۳
۰/۰۰۰۷۷۷	Proposal threshold	rigrsure	db9	۴
۰/۰۰۰۷۸۰	hard	rigrsure	db10	۵
۰/۰۰۰۸۱۲	hard	rigrsure	db7	۶
۰/۰۰۰۸۹۷	hard	heursure	sym5	۷
۰/۰۰۰۹۳۲	hard	heursure	sym8	۸
۰/۰۰۰۹۳۷	hard	rigrsure	db4	۹
۰/۰۰۱	Hyperbolic	heursure	db7	۱۰

- [19] B. Vidakovic, *Statistical Modeling by Wavelets*, John Wiley Sons, Inc., Toronto, ON, Canada, 1999.
- [20] H-Y. Gao, "Wavelet shrinkage denoising using the non-negative garrote," *Journal of Computational and Graphical Statistics*, vol. 7, no. 4, pp. 469-488, 1998.
- [۲۱] مهدی نصری، حسین نظام آبادی پور، سعید سریزدی، "حذف وقفی نویز از سیگنال در حوزه موجک"، دوازدهمین کنفرانس بین المللی انجمن کامپیوتر ایران، اسفند ۱۳۸۵.
- [22] Sinderby C, Lindstrom L, Grassino AE, "Automatic assessment of electromyogram quality", *Journal of Applied Physiology*, vol. 79, no. 5, pp. 1803-1815, 1995.
- applications," in *International Conference on Intelligent and Advanced Systems*, 2007, pp. 631-634.
- [14] M. Kania, M. Fereniec, and R. Maniewski, "Wavelet denoising for multi-lead high resolution ecg signals," *Measurement Science Review*, vol. 7, no. 4, pp. 30-33, 2007.
- [15] A. Author 1 and B. Author 2, "Title of the conference paper," *Proc. Int. Conf. on Power System Reliability*. Singapore, pp. 100-105, 1999.
- [16] D. Donoho and I.M. Johnstone, "Ideal spatial adaptation by wavelet shrinkage," *Tech. Rep., Department of Statistics, Stanford University*, 1993.
- [17] C. Stein, "Estimation of the mean of a multivariate normal distribution," *Annals of Statistics*, vol. 9, no. 6, pp. 1135-1151, 1981.
- [18] D. Donoho and I. Johnstone, "Adapting to unknown smoothness via wavelet shrinkage," *Tech. Rep., Department of Statistics, Stanford University*, 1992.