

SID



سرویس های ویژه



سرویس ترجمه تخصصی



کارگاه های آموزشی



بلاگ مرکز اطلاعات علمی



عضویت در خبرنامه



فیلم های آموزشی

کارگاه های آموزشی مرکز اطلاعات علمی جهاد دانشگاهی



کارگاه آنلاین آشنایی با پایگاه های اطلاعات علمی بین المللی و ترند های جستجو



مباحث پیشرفته یادگیری عمیق؛ شبکه های توجه گرافی (Graph Attention Networks)



کارگاه آنلاین مقاله نویسی IEEE و ISI ویژه فنی و مهندسی



شبیه‌سازی ساختار وینر-ویولت جهت کاهش نویز الکترو میگو گرام (EMG) از سیگنال الکتروکاردیوگرام (ECG)

زهرا انصاری

دانشجوی کارشناسی ارشد دانشگاه آزاد سپیدان

Zahra.ansari1@gmail.com

دکتر عباس کمالی

عضو هیات علمی دانشگاه آزاد فسا

abbas_kamaly@yahoo.com

چکیده

سیگنال الکتروکاردیوگرام (ECG) اکثراً برای تشخیص بیماری‌های قلبی استفاده می‌شود و معمولاً سیگنال ECG ترکیبی است از یک سیگنال و یک تداخل که ممکن است تفسیر کامپیوتری را پیچیده سازد، این تداخل‌ها که اکثراً ناشی از حرکات بدن و چشم می‌باشد باعث ایجاد خطا در ثبت سیگنال و همچنین تحلیل آن می‌شود و می‌تواند کاربرد سیگنال ECG را تا حد زیادی محدود کند. روش‌های حذف نویز مبتنی بر تبدیل ویولت عموماً بر اساس آستانه گذاری استوار هستند که این امر نیز ریشه در فرض تمرکز انرژی در تعداد کمی از ضرایب تبدیل ویولت گسسته دارد. عیب عمده روش‌های آستانه‌گذاری در سیگنال ECG ایجاد اعوجاج در سیگنال بهبودیافته است به همین دلیل در سال‌های اخیر از انواع فیلترها به خصوص فیلتر وینر برای اصلاح ضرایب تبدیل ویولت استفاده می‌شود. در این مقاله یک ساختار جدید برای حذف نویز از سیگنال ECG به کمک استفاده از فیلتر وینر و آستانه‌گذاری بر روی ضرایب ویولت ارائه شده است که در این روش به جای آستانه‌گذاری، ضرایب ویولت با عبور از یک فیلتر وینر بهبود پیدا می‌کنند که این باعث می‌شود سیگنال تخمین زده شده تا حد زیادی به سیگنال اصلی نزدیک می‌شود و خطای تخمین کاهش می‌یابد.

واژگان کلیدی: تبدیل ویولت، حذف نویز، آستانه‌گذاری، فیلتر وینر، فیلترهای خطی و غیرخطی

1- مقدمه

ثبت فعالیت الکتریکی قلب به عنوان سیگنال الکتروکاردیوگرام^۱ (ECG) شناخته می‌شود و به عنوان ابزاری ارزشمند در تشخیص بیماری‌های قلبی مورد استفاده قرار می‌گیرد. سیگنال ECG با دریافت و تقویت تغییرات الکتریکی کوچکی که بر روی پوست در هر عمل دپلاریزاسیون ماهیچه قلبی ایجاد می‌شود، کار می‌کند. اختلاف پتانسیل ثبت شده بین دو الکتروود که روی سطح پوست قرار داده شده اند، به الکتروکاردیوگرام سطحی معروف است. پلاریزاسیون^۲، ری-پلاریزاسیون^۳ های دهلیزی و بطنی متوالی که در هر دوره قلبی اتفاق می‌افتد، قله و دره‌هایی در یک سیکل منفرد ECG طبیعی ایجاد می‌کند؛ این قله‌ها و دره‌ها با حروف P، Q، R، S و T نام‌گذاری می‌شوند (Bruce, 2001).

انواع نویزها، رفتاری مشابه سیگنال اصلی خواهند داشت؛ بنابراین به اجزای اصلی سیگنال ECG کاملاً متصل شده و فیلترینگ آن را با مشکل مواجه خواهد کرد. بیشترین منبع نویز هنگام ثبت سیگنال ECG، سیگنال الکترومیوگرام^۴ (EMG) می‌باشد که حذف آن توسط روش‌های رایج فیلترینگ مشکل می‌باشد. برخلاف تداخل باند باریک، فیلتر کردن خطی برای EMG مناسب نمی‌باشد؛ زیرا باعث تغییر در چیدمان پیکهای QRS می‌شود. همچنین این مورد سبب اعوجاج در ابتدا و انتهای مجموعه ی QRS نیز می‌شود که سبب پهن‌تر شدن این مجموعه می‌گردد. طیف پتانسیل درونی عمدتاً در فرکانسهای بالاست و بطور قابل توجهی با سیگنال ECG و در درجه اول با مجموعه ی QRS هم پوشانی دارد. از این رو تفسیر خودکار این ساختار با دقت بالا برای شناسایی مشخصات ECG و اندازه‌گیری پارامترهای سیگنال و موج‌ها سخت‌تر می‌شود. نویز EMG توسط فعالیت ماهیچه‌ها بوجود می‌آید. سطح تداخل در سیگنال‌های ECG اغلب پایین می‌باشد اما در سطوح رزولوشن بالا برای افراد کودک و نوجوان این مقدار زیاد می‌باشد. در سال 2005 آقای چملکا، فیلتر وینر-ویولت را برای کاهش نویز سیگنال ECG پیشنهاد داد. در این مقاله نشان داده شده است که برای نویز گوسی فیلتر وینر-ویولت دارای جواب بهینه می‌باشد (Chmelka, et al, 2005). در سال 2008 آقای پورناچاندر را روشی برای حذف نویز از سیگنال ECG بر اساس تبدیل ویولت ارائه داد. در این مقاله اثر سطح تجزیه بر کاهش نویز بررسی شده است و نتایج بدست آمده نشان می‌دهد

¹ Electrocardiogram

² Depolarization

³ Repolarization

⁴ Electromyogram

که برای کاهش نویز گوسی مدل شده برای سیگنال ECG سطح تجزیه برابر 4 بهترین جواب را دارد (Poornachandra, et al, 2008).

در سال 2009 آقای فینیومارک روشی برای کاهش نویز EMG بر اساس تبدیل ویولت با آستانه گذاری وفقی ارائه داد. در این مقاله با توجه به ماهیت غیر ایستای سیگنال نویز EMG مقدار آستانه با توجه به سطح تبدیل ویولت به صورت وفقی محاسبه می‌شود (Phinyomark, et al, 2009). در سال 2010 آقای گری و همکارش یک روش پیشنهادی به کمک تبدیل ویولت پکت برای کاهش نویز گوسی در سیگنال ECG ارائه دادند که در این ساختار از تمام ضرایب جزئیات و تقریب برای کاهش نویز استفاده می‌شود و نشان دادند که تبدیل ویولت پکت جواب بهینه‌تری نسبت به تبدیل ویولت معمولی دارد (Gary, et al, 2010). در سال 2011 آقای دهشان روش جدیدی را برای کاهش نویز از سیگنال ECG به کمک ترکیب الگوریتم ژنتیک با تبدیل ویولت ارائه داد، در این مقاله نشان داده شده است برای کاهش نویز های غیر گوسی و رنگی روش پیشنهادی نسبت به روش‌های پیشین بهترین جواب را دارد (Dahshan, 2011). در سال 2014 آقای چودهاری و همکارانش روش‌های مختلف حذف نویز از سیگنال ECG را برای نویزهای مختلف با هم مقایسه کردند و نشان دادند که روش‌های مبتنی بر ویولت که با آستانه گذاری غیر خطی دارای جواب بهتری نسبت سایر روش‌ها دارد (Chaudhary, et al, 2014). در سال 2015 آقای عباس‌پور و همکارانش روش جدیدی را برای پیشنهاد بهبود عملکرد حذف نویز از سیگنال ECG را پیشنهاد دادند که در این روش از ترکیب تبدیل ICA⁵ و تبدیل ویولت استفاده شده است و نشان دادند که تبدیل ICA عملکرد بهینه‌ای در جداسازی بعضی از نویزها دارد (Abbaspour, et al, 2015).

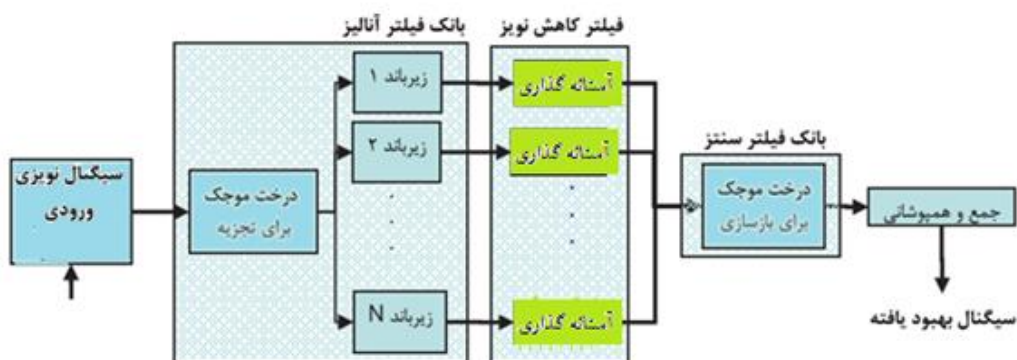
در این مقاله یک ساختار جدید برای حذف نویز از سیگنال ECG به کمک استفاده از فیلتر وینر و آستانه‌گذاری بر روی ضرایب ویولت ارائه شده است که در این روش به جای آستانه‌گذاری، ضرایب ویولت با عبور از یک فیلتر وینر بهبود پیدا می‌کنند که این باعث می‌شود سیگنال تخمین زده شده تا حد زیادی به سیگنال اصلی نزدیک می‌شود و خطای تخمین کاهش می‌یابد.

2- روش پیشنهادی برای حذف نویز از سیگنال ECG

حذف نویز از سیگنال ECG به کمک تبدیل ویولت

روشهای حذف نویز در حوزه موجک را می‌توان به دو دسته تقسیم نمود، روشهای بر مبنای آستانه گذاری و روشهای فیلترینگ (Ghael, et al, 2000).. در اغلب سیگنال ها قسمت عمده انرژی در تعداد کمی از ضرایب تبدیل موج کم تمرکز است. این ضرایب نسبت به ضرایب سیگنال نویز که انرژی آن بر روی تعداد زیادی از ضرایب گسترش می‌یابند، بزرگتر هستند؛ بنابراین میتوان با حذف ضرایب کوچکتر و مقایسه آنها با یک حد آستانه، علاوه بر حفظ اطلاعات مهم سیگنال اصلی، نویز را نیز محدود کرد. با توجه به شکل 1 خلاصه الگوریتم حذف نویز به کمک تبدیل ویولت به صورت زیر می باشد.

⁵ Independet Component Analysis



شکل 1. الگوریتم حذف نویز به کمک تبدیل ویولت

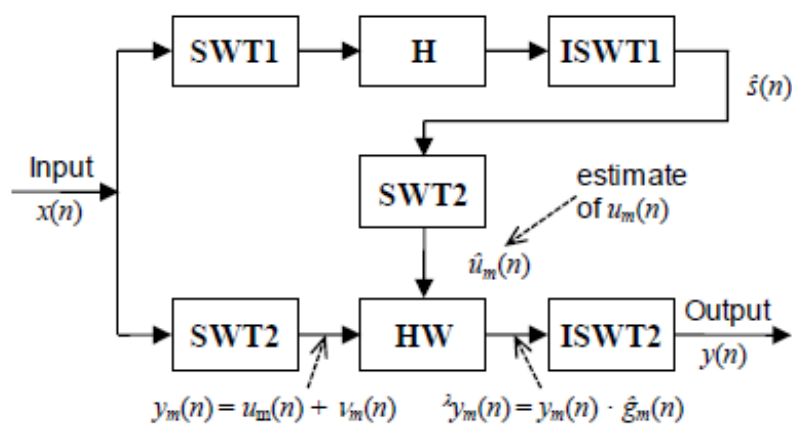
انتخاب ویولت و تعداد سطوح مورد نظر برای تجزیه و بدست آوردن تبدیل ویولت سیگنال نویزی. محاسبه مقدار آستانه.

انتخاب روش shrinkage و آستانه گذاری روی ضرایب ویولت.

استفاده از عکس تبدیل ویولت به کمک ضرایب اصلاح شده و بازسازی سیگنال

3- ساختار وینر-ویولت برای حذف نویز سیگنال ECG

با توجه به اینکه فیلتر وینر یک فیلتر بهینه برای حذف نویز ایستا از سیگنال می باشد؛ برای بهبود دقت روش حذف نویز به کمک تبدیل ویولت، به جای استفاده از آستانه گذاری بر روی ضرایب از ساختار وینر-ویولت پیشنهاد می شود که در شکل 2 این ساختار نشان داده شده است (Ghael, et al, 2000).



شکل 2- ساختار فیلتر وینر-ویولت (WWF) برای حذف نویز

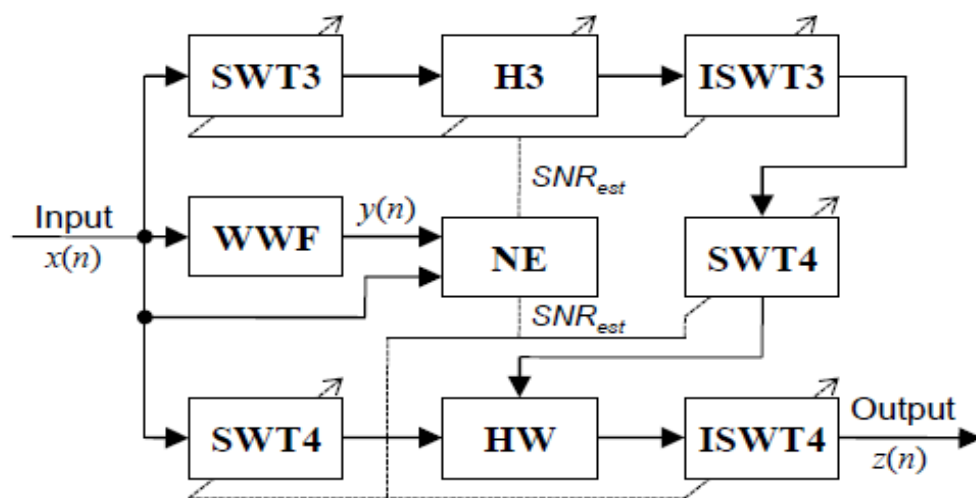
ساختار بالا شامل چهار بلوک است: تبدیل موجک SWT1 که یک تبدیل موجک ایستا است، آستانه گذاری که در بلوک H صورت می پذیرد (H یک ماتریس قطری از ضرایب مختلف است) بلوک بعدی بلوک معکوس SWT است که در آن معکوس تبدیل ویولت اولیه اعمال شده و حاصل بدست آمده تخمینی از سیگنال اصلی می گردد. سپس در بلوک چهارم مجدداً از سیگنال تخمین زده شده تبدیل موجک می گیریم با نام SWT2 که این بلوک در واقع با بلوک اول مسیر پایین که SWT2 است یکسان می باشد. در قسمت بعدی بلوک HW قرار دارد که بلوک تبدیل وینر قرار دارد. لازم به ذکر است که این بلوک در دامنه موجک عمل می کند. در نهایت در بلوک آخر ISWT2 مجدداً از سیگنال تبدیل موجک معکوس می گیریم تا سیگنال حذف نویز شده یعنی سیگنال اصلی حاصل گردد. رابطه ای که طبق آن فیلتر وینر عمل می کند رابطه زیر است:

$$\hat{g}_m(n) = \frac{\hat{u}_m^2(n)}{\hat{u}_m^2(n) + \sigma_{vm}^2(n)} \quad (1)$$

که در آن $\hat{u}_m^2(n)$ مربع ضرایب تبدیل موجک حاصل شده از تخمین سیگنال یعنی $\hat{s}(n)$ می باشد و $\sigma_{vm}^2(n)$ ضرایب واریانس نویز در m امین باند می باشد که از رابطه زیر تقریب زده شده است:

$$\sigma_{vm}(n) = \frac{\text{median}(|y_m|)}{0.6745} \quad (2)$$

که نهایتاً پس از استفاده از معکوس تبدیل موجک به خروجی منتهی می گردد. فیلتر سازی به روش وینر-ویولت پارامتر های زیادی دارد که هر یک می بایست به صورت دستی تنظیم گردند. مهمترین آنها مرتبه تجزیه تبدیل موجک، روش آستانه گذاری در فضای ویولت، ضریب آستانه تعیین شده و بانک فیلتر به کار رفته در SWT1 و SWT2 می باشد. تنظیم مناسب این پارامترها اثر بسیار زیادی بر روی نتایج فیلتر سازی دارد. متأسفانه این مسئله مشخص نیست که چه پارامتر هایی برای حذف نویز سیگنال های الکتروکاردیوگرام باید به کار رود. علاوه بر این برای سطح نویز های مختلف اعمال شده به سیگنال اصلی تنظیمات متفاوتی نیاز است. بنابراین یک الگوریتم مقاوم فیلتر سازی می بایست پارامترهایش را بسته به سطوح نویز مختلف اعمالی تغییر دهد. ما با اضافه کردن یک بلوک تخمین نویز NE به بلوک دیاگرام آن راه نحو زیر تغییر داده ایم:



شکل 3- بلوک دیاگرام پیشنهادی برای حذف نویز از سیگنال ECG

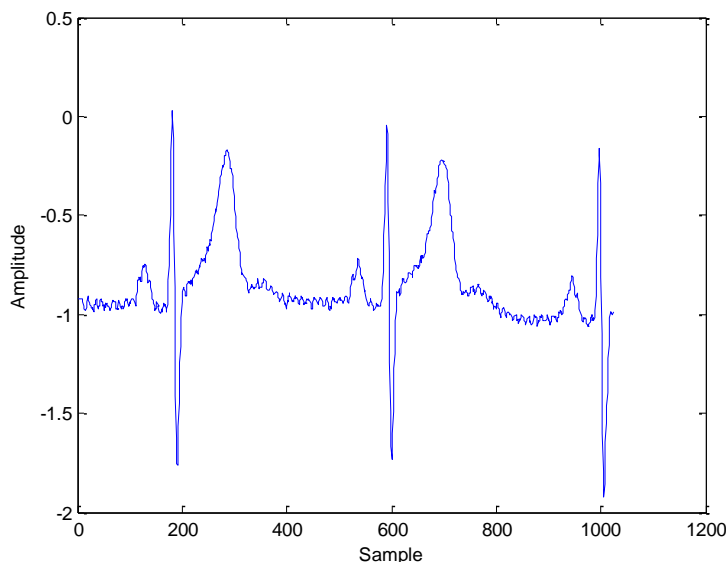
این بلوک اضافه شده دو ورودی دارد: اولی سیگنال نویزی ورودی است و دومی تخمین سیگنال بدون نویز است که توسط یک بلوک WWF با پارامترهایی که پیشتر ذکر شد تولید شده است. در واقع این بلوک WWF همان بلوک دیاگرامی است که پیشتر در بالا پیرامون آن توضیحاتی ارائه کردیم. تفاوت این دو سیگنال در بلوک NE⁶ به ما تقریبی از نویز ورودی را می دهد که ما از طریق آن می توانیم نرخ سیگنال به نویز (SNR^7) را محاسبه کنیم.

4- نتایج شبیه سازی

در این قسمت نتایج شبیه سازی را نشان می دهیم. در شکل 4. سیگنال ECG بدون نویز که در فایل مربوط به دیتا بیس می باشد نشان داده شده است.

⁶ Noise Ratio

⁷ Signal to Noise Ratio



شکل 4- سیگنال ECG بدون نویز

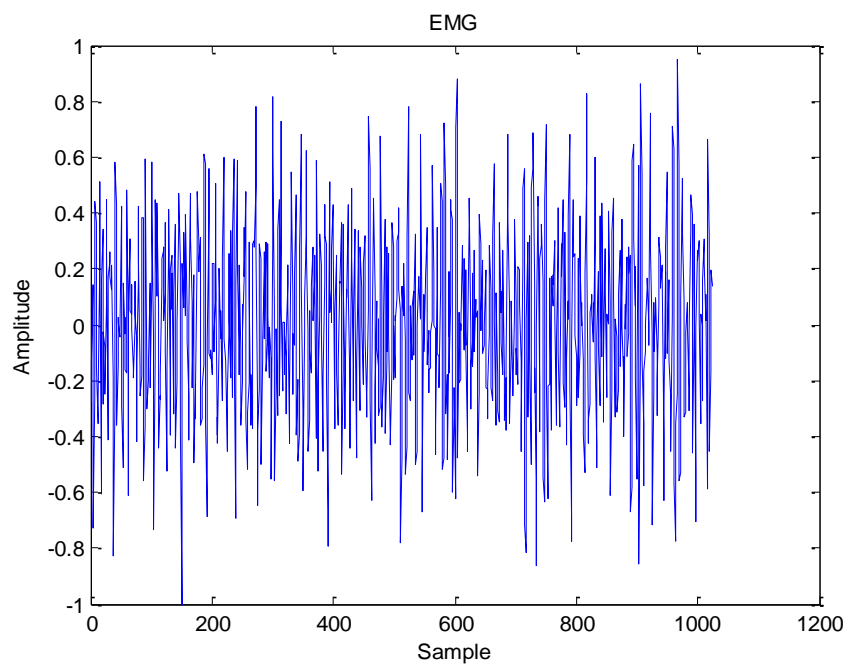
در بسیاری از مقالات از نویز سفید گوسی بعنوان اختلال مصنوعی در شبیه‌سازی‌ها استفاده کرده‌اند. به دلیل اینکه هدف اصلی در این مقاله حذف نویز EMG از سیگنال ECG می‌باشد بنابراین ما سعی کردیم که نویزی ایجاد کنیم که طیف توانی آن با نویز ماهیچه‌ای شباهت داشته باشد. برای شبیه‌سازی نویز EMG نویز سفید گوسی را از یک فیلتر با تابع تبدیل $H(f)$ عبور می‌دهیم (Li, et al, 2009).

$$H(f) = \frac{f_h^4 f^2}{(f^2 + f_l^2)(f^2 + f_h^2)^2} \quad (3)$$

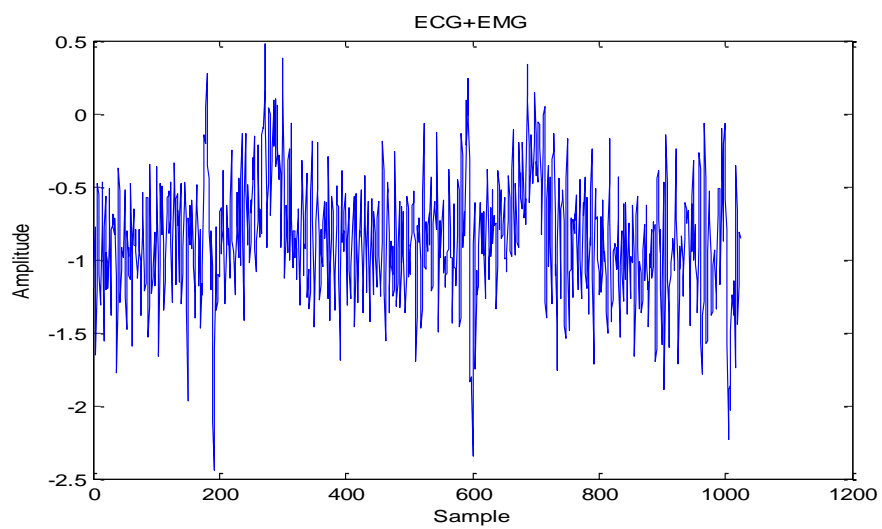
که پارامترهای f_l و f_h شکل تابع طیف را تغییر می‌دهند و مقادیر این فرکانس‌ها به ترتیب 60 و 120 HZ انتخاب شده است. این ضروری است که توان نویز را صحیح تنظیم کنیم تا به SNR مورد نیاز برای یک سیگنال خاص، دست بیابیم. ما نویز $w(n)$ را با یک ثابت A ضرب کردیم به طوری که سیگنال ورودی $x(n) = s(n) + Aw(n)$ گردد که مقدار A از رابطه زیر و با توجه به مقدار SNR مشخص می‌شود.

$$A = \sqrt{\frac{\sum_{n=0}^{N-1} [s(n)]^2}{10^{\left(\frac{SNR}{10}\right)} \sum_{n=0}^{N-1} [w(n)]^2}} \quad (4)$$

که در شکل (5) و شکل (6) به ترتیب سیگنال نویز EMG شبیه‌سازی شده و سیگنال ECG همراه با EMG نشان داده شده است.

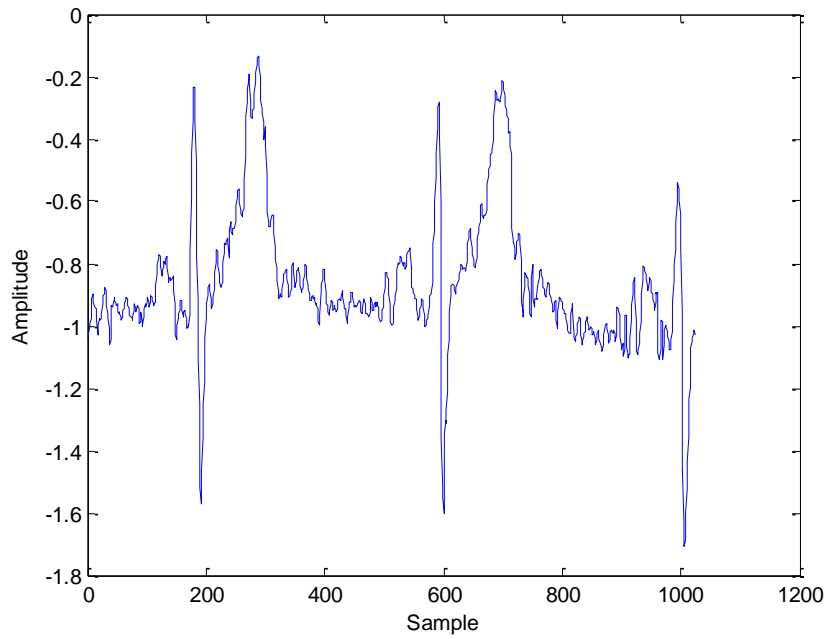


شکل 5- سیگنال نویز EMG



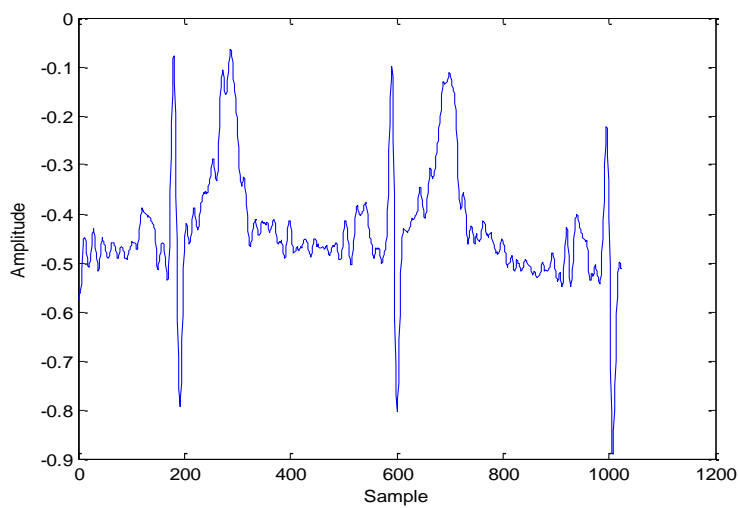
شکل 6- سیگنال ECG همراه با نویز EMG

در شکل 7 سیگنال خروجی حذف نویز به کمک آستانه گذاری نرم بر روی ضرایب تبدیل ویولت با انتخاب موج مادر db1 و مرتبه ویولت 3 نشان داده شده است.



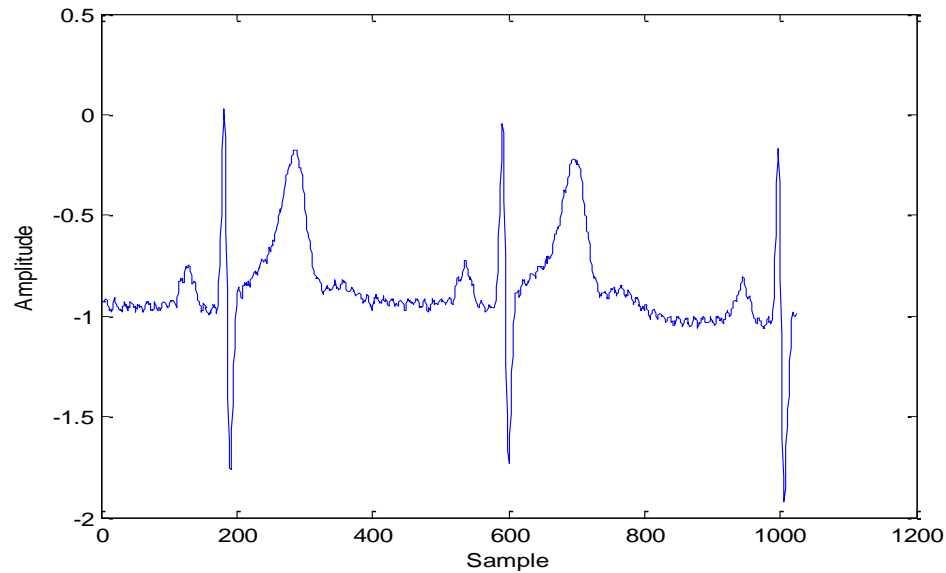
شکل 7- سیگنال بهبود یافته توسط آستانه گذاری نرم بر روی ضرایب تبدیل ویولت

در شکل 8 سیگنال خروجی ساختار وینر-ویولت معرفی شده در شکل 1. با انتخاب موج مادر db1 و مرتبه ویولت 3 نشان داده شده است.



شکل 8- سیگنال بهبود یافته توسط ساختار وینر-ویولت

در شکل 9 سیگنال خروجی ساختار پیشنهادی نشان داده شده است.



شکل 9- سیگنال بهبود یافته توسط ساختار پیشنهادی

برای مقایسه بهتر الگوریتم پیشنهادی با روش‌های پیشین SNR سیگنال ورودی را تغییر می‌دهیم و SNR خروجی که از رابطه زیر بدست می‌آید را با یکدیگر مقایسه می‌کنیم.

$$SNR_{in} = 10 \log_{10} \left(\frac{\sum_{n=0}^{N-1} [s(n)]^2}{\sum_{n=0}^{N-1} [z(n) - s(n)]^2} \right) [dB] \quad (5)$$

جدول 1- مقایسه SNR خروجی الگوریتم‌های مختلف

SNR _{IN}	-5	-1	5	10
فیلتر پایین گذر	-3.61	-0.12	6.31	10.89
آستانه گذاری	-1.24	2.49	9.65	13.72
ویتر-ویولت	0.14	5.85	12.71	17.07
الگوریتم پیشنهادی	7.41	11.62	16.44	21.91

5- نتیجه گیری

سیگنال ECG معمولاً برای تشخیص بیماری‌های قلبی استفاده می‌شود و مشکل اصلی در ثبت سیگنال قلبی وجود نویز و به خصوص نویز EMG می‌باشد به همین دلیل در سال‌های اخیر مطالعات زیادی بر روی حذف نویز از سیگنال ECG صورت گرفته است. در میان روش‌های مختلفی که ارائه شده است تبدیل موجک یا همان تبدیل ویولت از جمله روش‌های مطرح در این زمینه می‌باشد. روش‌های آستانه‌گذاری در برابر نویزهای غیر ایستا دارای عملکرد ضعیفی می‌باشد برای حل مشکل روش‌های حد آستانه، استفاده از فیلتر مطرح شده است که در آن پارامترهای فیلترهای وابسته به شرایط آماری ضرایب تبدیل ویولت تنظیم می‌گردد.

در این مقاله یک ساختار جدید به کمک استفاده همزمان از آستانه‌گذاری و فیلتر وینر برای حذف نویز پیشنهاد شده است و همانطور که نتایج شبیه سازی نشان می‌دهد روش پیشنهادی SNR سیگنال بهبود یافته را تا حد چشمگیری افزایش می‌دهد.

مراجع

- Abbaspour, S., Gholamhosseini, H. and Linden, M., (2015) "Evaluation of Wavelet Based Methods in Removing Motion Artifact from ECG Signal", 16th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering IFMBE Proceedings Volume 48.
- Chaudhary, M. S., Kapoor R. K., and Sharma, A. K., (2014) "Comparison between Different Wavelet Transforms and Thresholding Techniques for ECG Denoising", IEEE International Conference on Advances in Engineering & Technology Research.
- Chmelka L., and Kozumplik, J., (2005) "Wavelet-based Wiener filter for electrocardiogram signal denoising," Computers in Cardiology, pp. 771-774.
- El-Dahshan, E., (2011) "Genetic algorithm and wavelet hybrid scheme for ECG signal denoising," Telecommunication Systems, vol. 46, no. 3, pp. 209-215.
- Ghael, B., Sayeed, A., and R. Baraniuk, (1997) "Improved wavelet denoising via empirical Wiener filtering", Proceedings of SPIE 3169, San Diego, U.S.A.
- Li, S., and Lin, J., (2009) "The Optimal De-noising Algorithm for ECG Using Stationary Wavelet Transform," WRI World Congress on Computer Science and Information Engineering, no. 6, pp. 469-473.
- Phinyomark, A., Limsakul, C., and Phukpattaranont, P., (2009) "EMG denoising estimation based on adaptive wavelet thresholding for multifunction myoelectric control," Innovative Technologies in Intelligent Systems and Industrial Applications, pp. 171-176.
- Poornachandra, S., (2008) "Wavelet-based denoising using sub band dependent threshold for ECG signals," Digital Signal Processing, vol. 18, no. 1, pp. 49-55.
- Singh, B., and Tiwari, A., (2006) "Optimal selection of wavelet basis function applied to ECG signal denoising," Digital Signal processing, vol. 16, no. 3, pp. 275-287.

SID



سرویس های ویژه



سرویس ترجمه تخصصی



کارگاه های آموزشی



بلاگ مرکز اطلاعات علمی



عضویت در خبرنامه

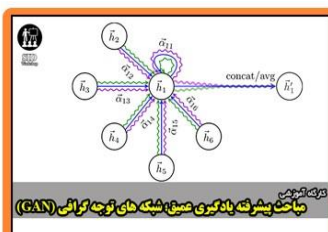


فیلم های آموزشی

کارگاه های آموزشی مرکز اطلاعات علمی جهاد دانشگاهی



کارگاه آنلاین آشنایی با پایگاه های اطلاعات علمی بین المللی و ترند های جستجو



مباحث پیشرفته یادگیری عمیق؛ شبکه های توجه گرافی (Graph Attention Networks)



کارگاه آنلاین مقاله نویسی IEEE و ISI ویژه فنی و مهندسی