

## حذف نویز افقی از سیگنال های قلب بر مبنای یک معیار آنتروپیک

جابر پرچمی<sup>۱</sup>، غزاله سربیشه ای<sup>۲</sup> و کاظم وحیدی منش<sup>۳</sup>

<sup>۱</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد دانشگاه صنعتی سجاد، j\_b\_parchami@yahoo

<sup>۲</sup> استادیار دانشگاه صنعتی سجاد، gh\_sarbishei@yahoo

<sup>۳</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران غرب، kazemvahidimanesh@yahoo

چکیده - ثبت فعالیت الکتریکی قلب (ECG) توأم با آرتیفکت هایی از جمله *Muscle Artifact* و *Power Line Interference* می باشد. تاکنون روش های زیادی برای حذف نویز از سیگنال های ECG ارائه شده است. در این مقاله متد جدید و کارآمد *MEE* بر اساس فیلترهای افقی به منظور حذف نویز از سیگنال های ECG ارائه شده است. مینیمم شدن آنتروپی خطا برابر با مینیمم شدن تمامی ممان های خطا می باشد. در نتیجه استفاده از متد *MEE* در مقابل روش های مبتنی بر مینیمم شدن ممان دوم خطا (*MMSE*) منجر به کارایی بهتری می شود. این تحقق برای کاربردهایی مانند بیو تلمتری که احتیاج به *SNR* های بالایی دارند بسیار مناسب است. در این کار روش *MEE* با الگوریتم متعارف *LMS* مقایسه شده است. نتایج شبیه سازی نشان می دهند که تحقق پیشنهاد شده عملکرد بسیار بهتری نسبت به الگوریتم *LMS* در *SNR* *Improvement* و سرعت همگرایی دارد.

کلید واژه- حذف نویز، سیگنال ECG، فیلتر افقی، معیار آنتروپی خطا

### ۱- مقدمه

سیگنال های ECG کار دشواری می باشد. در نتیجه استفاده از تکنیک های افقی مزیت هایی نسبت به تکنیک های غیر افقی دارد که از این جمله می توان به توانایی ردیابی مولفه های پویای سیگنال توسط تکنیک های مبتنی بر فیلترهای افقی اشاره کرد. در واقع فیلترهای تطبیقی به وسیله الگوریتم هایی که بر پایه گرادینان کار می کنند (مانند *LMS*) ساخته شده اند. این الگوریتم ها معمولاً بر اساس معیار *MSE* (Mean Square Error) کار می کنند؛ یعنی این الگوریتم ها به گونه ای کار می کنند که ضرایب فیلتر افقی به منظور مینیمم شدن امید مربع سیگنال خطا تطبیق پیدا می کنند. تکنیک های خاص دیگری نیز با استفاده از همین الگوریتم ها به منظور بهبود عملکرد ارائه شده اند [۹-۱۱]. اما معیار *MSE* معایبی دارد که باعث می شود این الگوریتم ها کاربری لازم را نداشته باشند. که در زیر به چند مورد از این معایب اشاره می کنیم [۱۲]:

۱- معیار *MSE* فقط برای نویزهای گوسی به شکل مناسب جواب می دهد و اگر نویز سیستم غیر گوسی باشد کیفیت معیار *MSE* افت می کند.

۲- معیار *MSE* فقط ممان دوم خطا را محاسبه می کند و در نتیجه کاربردهای آن در تخمین سیگنال خطا محدود و ناقص است.

در نتیجه به منظور رفع کاستی های معیار *MSE* و بهبود کیفیت

الکتروکاردیوگرام یک ابزار مهم در پزشکی به منظور تشخیص اختلالات قلبی می باشد، از این رو کیفیت بالا در سیگنال های ECG مولفه بسیار مهمی در تشخیص درست و دقیق بیماری های قلبی می باشد. در محیط های پزشکی مصنوعات (*Artifact*) بسیاری وجود دارد که در طول ضبط سیگنال ECG بر کیفیت آن تاثیر نامطلوب می گذارند. حذف این مصنوعات از سیگنال ECG یک مساله بسیار مهم به منظور بهبود کیفیت سیگنال ECG می باشد. بخشی از این مصنوعات حاصل منابع محیطی و بخشی دیگر حاصل منابع بیولوژیکی می باشند. از جمله مهمترین مصنوعات که اثر بسیار مخربی بر روی سیگنال ECG دارند، *Muscle Artifact* و *Power line interference (PLI)* می باشند. *Muscle Artifact* یک سیگنال الکتریکی ناشی از عضلات غیر قلب اطراف الکترودها می باشد و *PLI* نویز ۶۰ هرتز برق شهر می باشد که بصورت یک نویز فرکانس بالا مدل می شود. به منظور حذف این مصنوعات از سیگنال ECG رویکردهای مختلفی تا کنون ارائه شده است که این رویکردها را می توان بطور کلی به دو دسته رویکردهای افقی و روش های غیر افقی طبقه بندی کرد [۸-۱۱]. اما از آنجا که رفتار انسان وابسته به زمان و تصادفی می باشد، اعمال فیلترهای با ضرایب ثابت به منظور حذف نویز از

حال اگر از معیار متداول MSE به منظور حذف نویز سیگنال ECG استفاده شود، فیلتر وقتی مینیمم می‌کند MSE را بین ورودی اولیه که سیگنال ECG آلوده به نویز می‌باشد و ورودی مرجع که یک نویز همبسته با نویز ورودی اولیه است. MSE بصورت زیر نشان داده می‌شود:

$$E[\varepsilon^2(n)] = E[s_1(n)^2] + E[(p_1(n) - y(n))^2] + 2E[s_1(n) \cdot (p_1(n) - y(n))] \quad (3)$$

حال به منظور مینیمم کردن MSE از الگوریتم متعارف LMS استفاده می‌شود.

رابطه آپدیت ضرایب فیلتر برای الگوریتم LMS به صورت زیر می‌باشد:

$$W(n+1) = W(n) + \mu X(n) \varepsilon(n) \quad (4)$$

$\mu$  پارامتر طول گام می باشد.

معیار جدید ERROR ENTROPY (EE) به منظور بهبود کیفیت سیگنال بازسازی شده ارائه شده است، ما در این معیار با مینیمم شدن آنتروپی خط با توجه به ضرایب بهینه فیلتر بدست می‌آیند. آنتروپی رنی برای نمونه‌های خط با درجه  $\alpha$  به صورت زیر تعریف شده است:

$$H_\alpha(\varepsilon) = \frac{1}{1-\alpha} \log \int f^\alpha(\varepsilon) d\varepsilon \quad (5)$$

که در آن  $\alpha$  درجه آنتروپی و  $f(\varepsilon)$  تابع چگالی احتمال متغیر تصادفی خطا می‌باشد. معمولاً از آنتروپی درجه ۲ استفاده می‌شود، در نتیجه آنتروپی درجه دوم رنی برای متغیر تصادفی خطا به شکل زیر می‌باشد:

$$H_2(\varepsilon) = -\log \int f^2(\varepsilon) d\varepsilon \quad (6)$$

همان‌طور که در روابط (۵) و (۶) مشاهده می‌شود برای محاسبه آنتروپی یک متغیر تصادفی، تابع چگالی احتمال آن متغیر تصادفی لازم می‌باشد. در نتیجه به منظور بدست آوردن تخمینی از تابع چگالی احتمال متغیر تصادفی خطا از روش کرنل استفاده می‌شود. در نتیجه تخمین آنتروپی درجه دوم رنی برای نمونه های گسسته خطا به صورت زیر نمایش داده می‌شود:

$$H_2(\varepsilon) = -\log\left(\frac{1}{N^2} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N G_{\sigma\sqrt{2}}(\varepsilon(j) - \varepsilon(i))\right) \quad (7)$$

که در آن  $G_\sigma(0)$  تابع کرنل با هسته گوسی است.

سیگنال و افزایش سرعت همگرایی از معیار Error Entropy (EE) استفاده شده است [۱۳-۱۵].

در سال‌های اخیر با توجه به مسایلی مانند ضرورت استفاده از سیستم‌های بیو تلمتری، کیفیت بسیار بالا در دستگاه‌های ضبط ECG مورد توجه قرار گرفته است. به همین منظور برای حذف نویز وقتی از سیگنال‌های ECG می‌توان از معیار Error Entropy استفاده کرد. اساس کار این معیار بدین گونه است که آنتروپی خطا را بین ورودی مرجع و ورودی اولیه مینیمم می‌کند. این الگوریتم به Minimum Error Entropy (MEE) معروف می‌باشد. نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهند که الگوریتم MEE کارایی بسیار بهتری در مقایسه با الگوریتم LMS دارد.

## ۲- الگوریتم MEE برای ساختار فیلتر وقتی

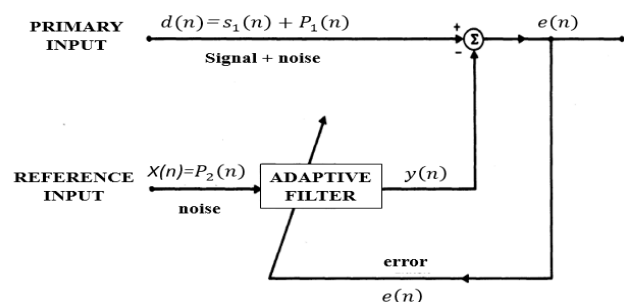
فیلتر وقتی با طول  $L$  را که در شکل (۱) نشان داده شده است در نظر بگیرید، دنباله  $x(n)$  ورودی مرجع و  $d(n)$  ورودی مطلوب می‌باشد. به منظور حذف نویز از سیگنال ECG، سیگنال ECG تمیز یعنی  $s_1(n)$  که آغشته به نویز  $P_1(n)$  شده است را به عنوان ورودی مطلوب  $d(n)$  به فیلتر تطبیق اعمال می‌کنیم، سپس نویز  $P_2(n)$  که توسط یک نویز ژنراتور تولید شده است و از طرفی با نویز  $P_1(n)$  همبسته می‌باشد را به عنوان ورودی مرجع  $x(n)$  به فیلتر تطبیق اعمال می‌کنیم. حال خطای فیلتر بصورت زیر نمایش داده می‌شود:

$$\varepsilon(n) = [s_1(n) + P_1(n)] - y(n) \quad (1)$$

که  $y(n)$  خروجی فیلتر می‌باشد و به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$y(n) = W^T(n) X(n) \quad (2)$$

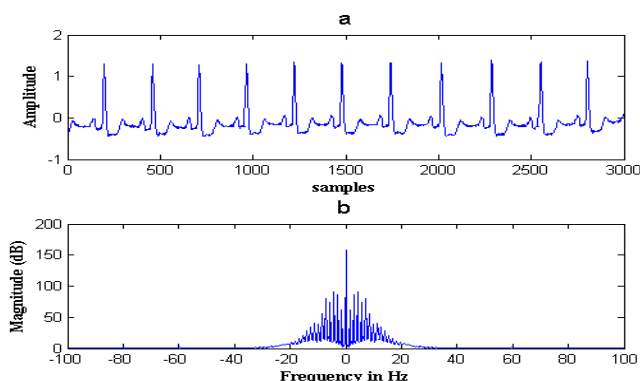
که در رابطه بالا،  $W(n) = [w_0(n) w_1(n) \dots w_{L-1}(n)]$  بردار وزن ضرایب فیلتر در شاخص  $n$  ام می‌باشد و همچنین سیگنال و نویز ناهمبسته می‌باشند.



شکل ۱- ساختار حذف نویز تطبیقی

### ۳- نتایج شبیه سازی

به منظور بررسی کارایی الگوریتم ارایه شده نویزهای MA و PLI را از سیگنال ECG حذف نموده ایم. نویز MA جزء نویزهای بیولوژیکی و نویز PLI در دسته نویزهای محیطی می باشد. ما برای اعتبار بخشیدن به نتایج، الگوریتم ها را برای چندین سیگنال ECG مختلف اجرا کرده ایم که تمامی این سیگنال ها از پایگاه MIT-BIH arrhythmia database گرفته شده است. همچنین به منظور ارزیابی توانایی فیلترینگ در محیط های غیرایستاد تمامی آزمایش ها در این مقاله با استفاده از نویزهای واقعی گرفته شده از MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database (NSTDB) انجام شده است؛ که این نویزها به عنوان سیگنال مرجع  $x(n)$  نشان داده شده در شکل (۱) در نظر گرفته شده است. همچنین سیگنال ECG آلوده شده به این نویزها به عنوان ورودی اولیه به فیلتر وفقی اعمال می شوند. در این کار تمامی شبیه سازی ها برای ۱۰۰۰۰ نمونه اول سیگنال ها انجام شده است، و نرخ SNR در ورودی فیلتر 1.25db در نظر گرفته شده است. معیار مورد استفاده به منظور ارزیابی عملکرد این الگوریتم ها SNR Improvement در نظر گرفته شده است. نتایج شبیه سازی ها نشان می دهد که الگوریتم MEE در حذف نویز از سیگنال های ECG نسبت به الگوریتم LMS بسیار موثرتر است. در جدول (۱) مقایسه ای از الگوریتم های MEE و LMS تحت عنوان SNR Improvement ارایه شده است. همچنین شکل (۲) سیگنال ECG تمیز را به همراه طیف فرکانسی اش نشان می دهد. تمامی شکل ها در این کار برای ۳۰۰۰ نمونه اول داده ۱۰۵ گرفته شده از MIT-BIH arrhythmia database رسم شده اند.



شکل ۲- سیگنال ECG و طیف فرکانسی اش (گرفته شده از مرکز اطلاعات MIT-BIH)

ما در ادامه نشان می دهیم که با توجه به ساختار فیلتر وفقی نشان داده شده در شکل (۱)، مینیمم شدن آنتروپی خطا یعنی  $H_2(e)$  منجر به بهترین تخمین از سیگنال  $s_1(n)$  می شود. آنتروپی خطا را می توان به شکل زیر نشان داد:

$$H[e] = H[s_1 + p_1 - y] \quad (8)$$

در حالت کلی هیچ رابطه ای برای آنتروپی جمع دو متغیر تصادفی وجود ندارد، اما اگر دو متغیر تصادفی مستقل باشند می توان رابطه زیر را برای آنها در نظر گرفت:

$$\max\{H(X), H(Y)\} \leq H(X + Y) \leq H(x) + H(y) \quad (9)$$

در نتیجه با فرض استقلال بین سیگنال ورودی و نویز داریم:

$$H(s_1) \leq H(e) \leq H(s_1) + H(p_1 - y) \quad (10)$$

تطبیق ضرایب فیلتر به منظور مینیمم شدن آنتروپی خطا هیچ تاثیری روی  $s_1(n)$  ندارد در نتیجه:

$$H(s_1) \leq \min\{H(e)\} \leq H(s_1) + \min\{H(p_1 - y)\} \quad (11)$$

در رابطه (۱۱) اگر  $\min\{H(p_1 - y)\}$  به صفر میل کند آنگاه:

$$\min\{H(e)\} \approx H(s) \quad (12)$$

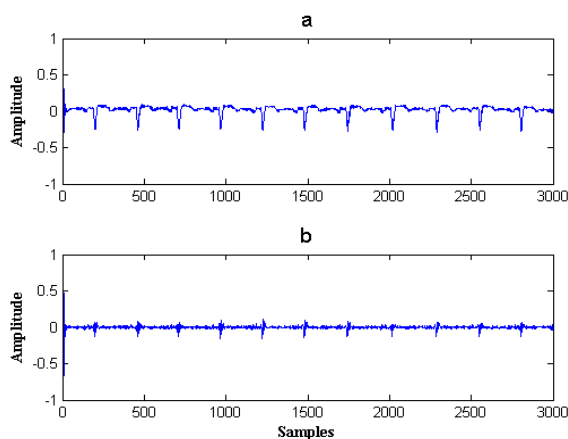
یعنی مینیمم شدن آنتروپی خطا در خروجی فیلتر منجر به بهترین تخمین مینیمم آنتروپی سیگنال  $s_1(n)$  می شود.

حال به منظور مینیمم کردن آنتروپی خطا (EE) از الگوریتم MEE استفاده می کنیم، که رابطه آپدیت ضرایب فیلتر برای MEE به صورت زیر تعیین می شود.

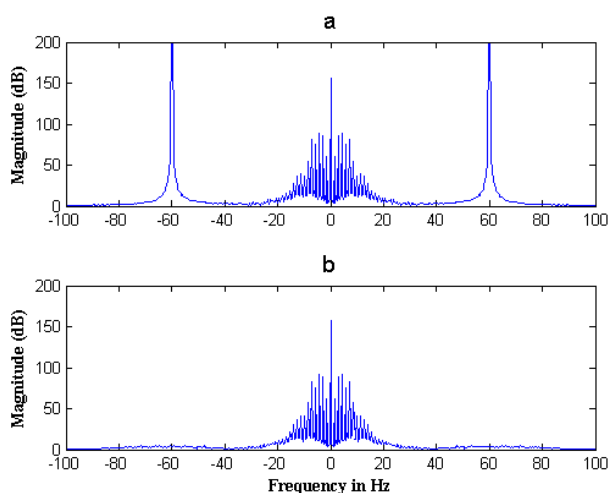
$$W(n+1) = W(n) + \mu \cdot \nabla V(e(n)) \quad (13)$$

که در آن داریم:

$$\begin{aligned} \nabla V(e(n)) = & \frac{1}{2\sigma^2 L} \sum_{i=N-L}^{N-1} G_{\sigma\sqrt{2}}(e(n) - e(i)) \\ & \times \{e(n) - e(i)\} \{X(n) - X(i)\} \end{aligned} \quad (14)$$



شکل ۴- اختلاف سیگنال‌ها بین سیگنال اصلی و سیگنال‌های دوباره بازسازی شده: (a) نتایج حذف PLI برای الگوریتم LMS، (b) نتایج حذف PLI برای الگوریتم MEE



شکل ۵- (a) طیف فرکانسی آلوده شده ECG با PLI، (b) طیف فرکانسی بعد از فیلتر شدن توسط MEE

### ۳-۲- حذف وفقی MA

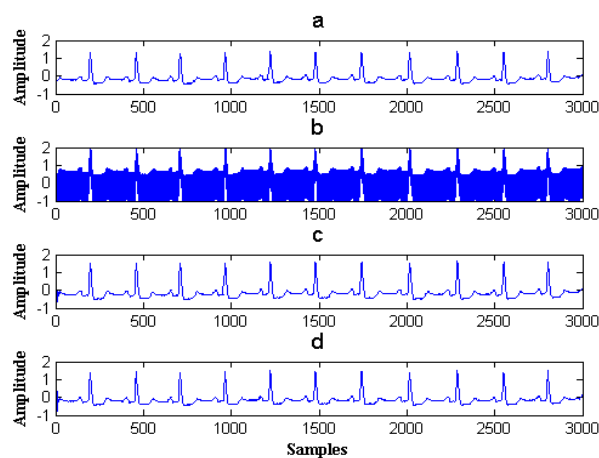
Muscle Artifact حاصل عضلات اطراف قلب است. MA دارای پهنای باند وسیعی می‌باشد که بعضی وقت‌ها با سیگنال ECG همپوشانی دارد. به همین دلیل نمی‌توان برای حذف این نویز از فیلترهای ساده استفاده کرد. شکل (۶) نتایج فیلترینگ را برای الگوریتم‌های LMS و MEE نشان می‌دهد. شکل (۶-۳) کیفیت بسیار پایین سیگنال بازسازی شده توسط الگوریتم LMS را نشان می‌دهد در مقابل شکل (۶-۴) نمایانگر کیفیت بسیار بالای سیگنال بازسازی شده توسط الگوریتم MEE می‌باشد. در نهایت شکل (۷) سیگنال اختلاف را برای الگوریتم‌های LMS و MEE نشان می‌دهد. همان طور که در شکل مشخص است الگوریتم MEE دارای سرعت همگرایی بالا و خطای حالت ماندگار بسیار پایین تری نسبت به الگوریتم LMS می‌باشد. نتایج شبیه سازی

noise	PLI		MA	
	LMS	MEE	LMS	MEE
100	13.86	18.09	9.10	15.59
101	13.76	16.26	9.58	16.97
102	12.91	13.47	9.77	16.72
103	13.83	16.42	11.63	11.91
104	13.45	15.24	10.10	15.87
105	14.42	21.86	12.95	22.27
ave	13.705	16.89	10.51	16.555

جدول ۱- مقایسه الگوریتم LMS و MEE در بهبود SNR (dBs)

### ۳-۱- حذف وفقی PLI

نویز ۶۰ هرتز ناشی از خطوط برق، بصورت یک نویز فرکانس بالا مدل می‌شود. به منظور حذف این نویز یک PLI مصنوعی با دامنه 1mv را به عنوان سیگنال مرجع در نظر می‌گیریم. همچنین سیگنال ECG آلوده شده به PLI مصنوعی با فرکانس ۶۰ هرتز را به عنوان ورودی اولیه به فیلتر اعمال می‌کنیم. شکل (۳) نتایج حذف نویز را برای الگوریتم‌های LMS و MEE نشان می‌دهد. میانگین SNR Improvement برای الگوریتم MEE برابر 16.89db و برای الگوریتم LMS 13.70db می‌باشد، بعلاوه در شکل (۴) اختلاف سیگنال اصلی و بازسازی شده نشان داده شده است، در واقع در این شکل همگرایی الگوریتم‌های LMS و MEE بررسی شده است. در شکل (۴) مشخص است که نه تنها سرعت همگرایی بلکه خطای حالت ماندگار نیز برای الگوریتم MEE بهبود یافته است. در نهایت شکل (۵) طیف فرکانسی سیگنال ECG را قبل و بعد از حذف نویز با الگوریتم MEE نشان داده شده است.



شکل ۳- نتایج حذف PLI: (a) ECG اصل، (b) ECG نویزی، (c) بازسازی شده توسط الگوریتم LMS، (d) بازسازی شده توسط الگوریتم MEE

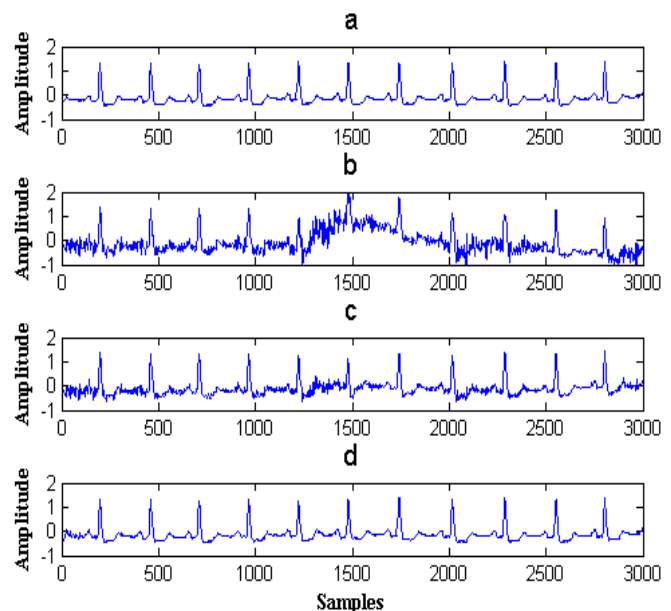
#### ۴- نتیجه‌گیری

در این مقاله حذف نویز سیگنال‌های ECG بر پایه فیلترهای ولفی با استفاده از الگوریتم MEE پیشنهاد شده و بر روی سیگنال‌های حقیقی با آرتیفکت‌های مختلف آزمایش شده است. ما آزمایش کرده ایم عملکرد الگوریتم پیشنهاد شده را با یک متد حذف نویز ولفی بر پایه معیار MSE. طبق نتایج تجربی، متد پیشنهاد شده عملکرد بهتری نسبت الگوریتم بر پایه معیار MSE دارد.

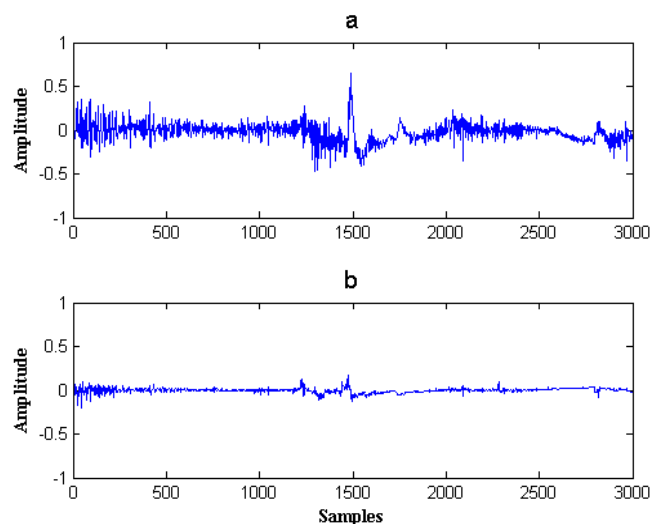
#### مراجع

- [1] Y. Der Lin, Y. Hen Hu, Power-line interference detection and suppression in ECG signal processing, IEEE Transactions on Biomedical Engineering 55 (January) (2008) 354–357.
- [2] N.V. Thakor, Y.S. Zhu, Applications of adaptive filtering to ECG analysis: noise cancellation and arrhythmia detection, IEEE Transactions on Biomedical Engineering 38 (8) (1991) 785–794.
- [3] A.K. Ziarani, A. Konrad, A nonlinear adaptive method of elimination of power line interference in ECG signals, IEEE Transactions on Biomedical Engineering 49 (6) (2002) 540–547.
- [4] J.M. Leski, N. Henzel, ECG baseline wander and power line interference reduction using nonlinear filter bank, Signal Processing 85 (2005) 781–793.
- [5] V. Almenar, A. Albiol, A new adaptives cheme for ECG enhancement, Signal Processing 75 (November) (1999) 253–263.
- [6] C. Meyer, J.F. Gavela, M. Harris, Combining algorithms in automatic detection of QRS complexes in ECG signals, IEEE Transactions on Information Tech in Biomedicine 10 (July) (2006) 468–475.
- [7] F. Ernst, A. Schlaefer, S. Dieterich, A. Schweikard, A Fast Lane Approach to LMS prediction of respiratory motion signals, Biomedical Signal Processing and Control 3 (July) (2008) 291–299.
- [8] G. Mihov, I. Dotsinsky, Power-line interference elimination from ECG in case of non-multiplicity between the sampling rate and the powerline frequency, Biomedical Signal Processing and Control 3 (June) (2008) 334–340.
- [9] D.S. Brito, E. Aguiar, F. Lucena, R.C.S. Freire, Y. Yasuda, A.K. Barros, Influence of low frequency noise in adaptive estimation using the LMS algorithm, Signal Processing 89 (2009) 933–940.
- [10] A.R. Kourandeh, M.R. Asharif, Adaptive step-size NCLMS algorithm for double-talk echo canceling, Signal Processing 89 (February) (2009) 1475–1481.
- [11] M. Z. U. Rahman, S. R. Ahamed and D. V. R. K. Reddy, Efficient sign based normalized adaptive filtering techniques for cancelation of artifacts in ECG signals: Application to wireless biotelemetry, Signal Processing 91 (2011) 225–239.
- [12] J.C. Principe, Information Theoretic Learning: Renyi's Entropy and Kernel Perspectives, Adaptive Information Filtering with Error Entropy and Error Correntropy Criterion, 3 (2010) 103–141.
- [13] P. Shen, C Li, Minimum Total Error Entropy Method for Parameter Estimation, IEEE Transactions on Signal Processing 63 (2015) 4079 – 4090.
- [14] L. Guo, H. Wang, Minimum entropy filtering for multivariate stochastic systems with non-Gaussian noises, IEEE Transactions on Automatic Control 51 (2006) 695 – 700.
- [15] H. Li, Xi-Lin Li, M. Anderson, T. Adal, A class of adaptive algorithms based on entropy estimation achieving CRLB for linear non-gaussian filtering, IEEE Transactions on Signal Processing 60 (April) (2012) 2049 – 2055.

نشان می‌دهند که میانگین SNR Improvement برای الگوریتم‌های MEE و LMS به ترتیب 16.55db و 10.51db می‌باشد. این نتایج توانایی ردیابی الگوریتم MEE را در محیط‌های غیر ایستاد و غیر گوسی نشان می‌دهد.



شکل ۶- نتایج حذف MA: (a) ECG اصلی، (b) ECG نویزی، (c) بهبود یافته توسط الگوریتم MEE، (d) بهبود یافته توسط الگوریتم LMS



شکل ۷- اختلاف سیگنال‌ها بین سیگنال اصلی و بازسازی شده: (a) نتایج حذف MA برای الگوریتم LMS، (b) نتایج حذف MA برای الگوریتم MEE

