



فیلتر داده‌های الکتروکاردیوگرام با بهره‌گیری از سیستم کاهش نویز وفقی بدون بایاس و نرمال‌سازی

محمدرضا یوسفی^۱، حیدر قصی حسین الزغبی^۲

^۱ دانشکده مهندسی برق، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، ایران

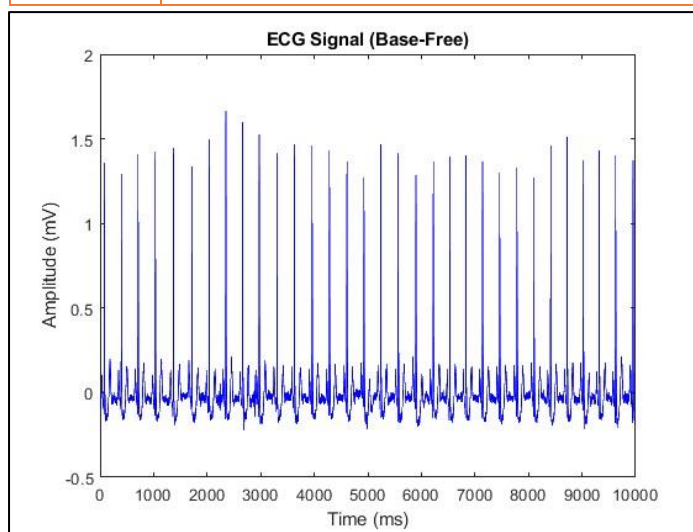
^۲ دانشکده مهندسی برق، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، ایران

چکیده: سیستم کاهش نویز وفقی بدون بایاس و نرمال‌سازی شده (UNANR) برای حذف نویزهای تصادفی با فرکانس بالا در ثبت الکتروکاردیوگرام (ECG) سرپایی تدوین گردیده است. ECG به عنوان یکی از ابزارهای اساسی در تشخیص بیماری‌های قلبی و عروقی بسیار ارزشمند است. اما به دلیل تداخل با نویزهای مختلف، از جمله انحراف خط زمینه، تداخلات برق شهر، سیگنال‌های فیزیولوژیکی دیگر اعضای بدن و نویزهای تصادفی با فرکانس بالا، نیازمند روش‌های بهینه برای پردازش و تصفیه می‌شود. UNANR به‌طور خاص برای بهبود وضوح سیگنال ECG و جداسازی اجزاء معتبر سیگنال از نویزهای غیرمطلوب طراحی شده است. این سیستم از اصول پایه‌ای فیلتر وفقی بهره‌مند شده و با نرمال‌سازی مناسب، به‌طور کارآمد نویزهای تصادفی فرکانس بالا را از سیگنال ECG حذف می‌نماید. این ابتکار نقش مؤثری در بهبود تفسیر دقیق و آسان ECG ایفا کرده و قابل استفاده در محیط‌های بالینی و پزشکی را ارائه می‌دهد.

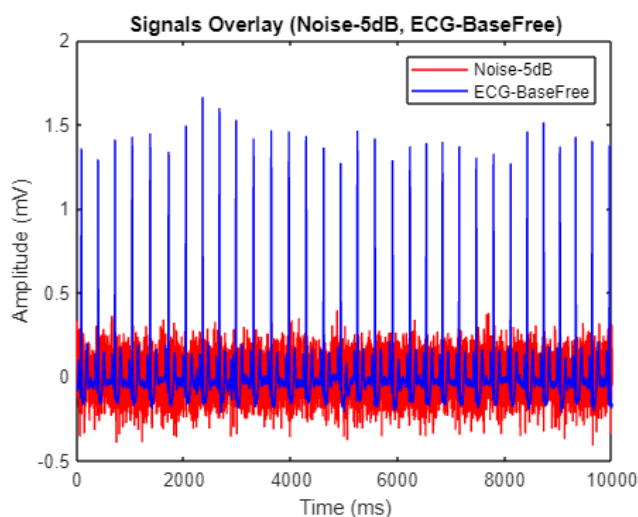
واژگان کلیدی: الکتروکاردیوگرام (ECG)، حذف نویز، فیلتر وفقی، نویز تصادفی، مدل UNANR

۱- مقدمه

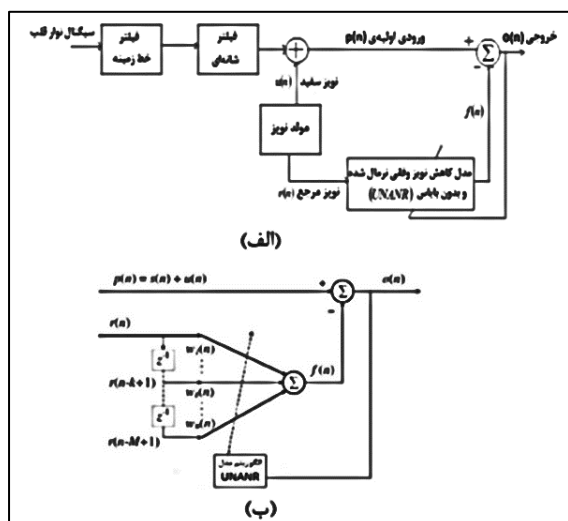
بیماری‌های قلب و عروق به عنوان یکی از بیماری‌های شایع در جهان و یکی از سه عامل اصلی مرگ و میر شناخته می‌شوند. اما به طور کلی، بیماران قلبی قبل از هر چیزی به یک دست الکتروکاردیوگرام (ECG) نیاز دارند. این ECG، نمایش الکتریکی از فعالیت قلب را ارائه می‌دهد. تحلیل کامپیوتری ECG به عنوان یک روش قابل اعتماد برای تشخیص بیماری‌های قلبی و عروقی مورد استفاده قرار می‌گیرد و سیگنال ECG به عنوان پرکاربردترین سیگنال پزشکی در اعمال بالینی محسوب می‌شود. شکل ۱، نشان‌دهنده سیگنال اولیه ECG بدون وجود نویز خط زمینه است. اما با توجه به اینکه ثبت ECG سرپایی با الکتروود قرار گرفته بر روی سینه انجام می‌شود، سیگنال معمولاً توسط انواع نویزها آلوده می‌شود. این نویزها شامل نویز انحراف خط زمینه، تداخلات خط برق شهری، سیگنال‌های فیزیولوژیکی تولید شده توسط دیگر اندام‌های بدن و یا ناشی از انقباضات عضلانی مرتبط با تنفس و نویز تصادفی فرکانس بالا می‌شوند. شکل ۲، سیگنال اولیه ECG آلوده به نویز را نشان می‌دهد. استخراج سیگنال ECG با وضوح بالا از ECG آلوده به نویز پس‌زمینه یک چالش اساسی در تحقیقات می‌باشد. هدف اصلی این است که سیگنال ECG را از اجزاء معتبر سیگنال و نویزهای ناخواسته جدا کرده و تفسیر آسان و دقیق‌تری از ECG



شکل ۱. سیگنال اصلی ECG بدون وجود نویز



شکل ۲. سیگنال اصلی ECG آلوده به نویز



شکل ۳. (الف): مدل UNANR پیشنهادی (ب): جزئیات ساختار مدل UNANR

فراهم کند. در این راستا، فیلتر وقتی به عنوان یکی از روش‌های مؤثر در پردازش و تجزیه و تحلیل سیگنال‌های حیاتی مطرح شده است. اصول پایه‌ای فیلتر وقتی برای حذف نویز به وسیله Widrow و همکارانش توضیح داده شده و برای سیگنال‌های ایستا، فیلتر وینر به عنوان یک روش فیلترینگ خطی مورد توجه قرار گرفته است. با این حال، این فیلتر نتایج مطلوبی در فیلترینگ سیگنال نویزی ECG ارائه نمی‌دهد. در این مقاله، یک سیستم کاهش نویز وقتی نرمال شده و بدون بایاس (UNANR) به منظور حذف کارآمد نویز تصادفی فرکانس بالا در ثبت ECG سرپایی

معرفی شده است. بخش ۲ به شرح سیستم کاهش نویز وقتی و الگوریتم UNANR می‌پردازد، بخش ۳ نتایج آزمایش‌ها را بیان می‌کند، بخش ۴ تجزیه و تحلیل همگرایی پارامتر نرخ یادگیری UNANR را ارائه می‌دهد، و بخش ۵ نتیجه‌گیری و پیشنهادات برنامه‌های کاربردی با سیستم UNANR را ارائه می‌نماید. این تحقیق از دیتابیس آریتمی MIT-BIH با شماره ثبت ۱۰۱ به عنوان مجموعه داده اصلی برای ارزیابی عملکرد سیستم استفاده کرده است.

۲- سیستم کاهش نویز وقتی نرمال شده و بدون بایاس

شکل ۳ نمای کلی از سیستم UNANR را نشان می‌دهد.

این سیستم شامل دو مرحله اصلی است:

۲-۱- حذف انحراف خط زمینه با فیلتر متحرک میانگین

در این مرحله، از یک فیلتر متحرک میانگین دو مرحله‌ای

برای حذف انحراف خط زمینه استفاده می‌شود. طول پنجره

میانگین مرحله اول و دوم به ترتیب به صورت $1/3$ و $2/3$ از

طول سیگنال ورودی تنظیم می‌شود. این فیلتر برای تشخیص و

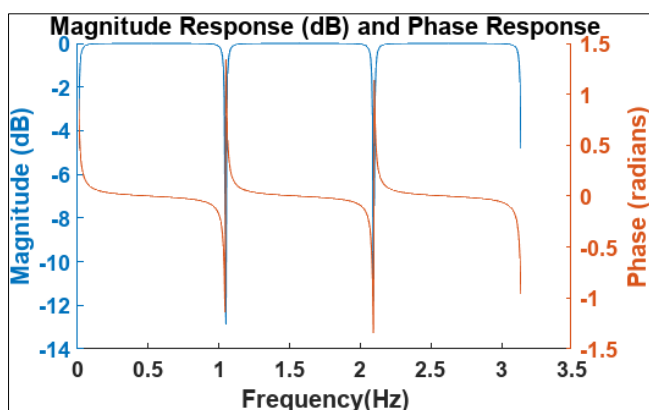
جا دادن سیگنال خروجی بر روی خط ایزوالکتریک ثبت

ECG به کار می‌رود.

۲-۲- فیلترینگ شانه‌ای با فیلتر شانه IIR

از یک فیلتر شانه‌ای پاسخ ضربه‌ای نامحدود (IIR) برای حذف تداخل خط برق استفاده می‌شود. تابع انتقالی این فیلتر با ضرایب مشخص به صورت معادله‌ی زیر است:

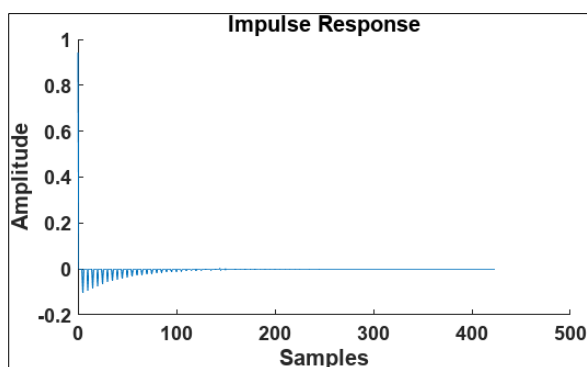
$$H(z) = 0.9502 \frac{1 - z^{-6}}{1 + z^{-1} - 0.9004z^{-6}} \quad (1)$$



شکل ۴. پاسخ فرکانسی فیلتر شانه‌ای مرتبه ۶ با فاکتور کیفیت ۳۰
(چپ) پاسخ دامنه، (راست): پاسخ فاز

برای ثبت ECG نمونه‌برداری شده، مرتبه فیلتر شانه‌ای را از رابطه $\frac{f_s}{f_c}$ بدست می‌آوریم که در آن فرکانس نمونه‌برداری یعنی f_s برابر ۳۶۰ هرتز و f_c برابر ۶۰ هرتز در نظر گرفته شده است، پس مرتبه فیلتر ۶ و فاکتور Q با مقدار ۳۰، پاسخ فرکانسی نشان داده شده در شکل ۴ را فراهم می‌کنند که یک فیلتر شانه‌ای با باندهای حذف حدود ۶۰، ۱۲۰ و ۱۸۰ هرتز را نشان می‌دهد. پاسخ ضربه‌ی فیلتر شانه IIR مرتبه‌ی ششم در شکل ۵ نشان داده شده است، از این شکل می‌توان نتیجه گرفت که این فیلتر بهره نویز بالایی ندارد.

۲-۳- مولد نویز سفید گوسی



شکل ۵. پاسخ ضربه‌ی فیلتر شانه IIR مرتبه ۶

مولد نویز سفید گوسی، همانگونه که در شکل ۳ (الف) ترسیم شده است، ابتدا توان سیگنال ورودی را اندازه‌گیری کرده و سپس نویز سفید افزودنی را با اختصاص نسبت سیگنال به نویز تولید می‌نماید. در این مقاله، ورودی اولیه‌ی شکل ۱ توسط نویز سفید گوسی آلوده شده است، مولد نویز همچنین یک ورودی مرجع نویز را برای مدل UNANR فراهم می‌کند (شکل ۲).

۲-۴- مدل کاهش نویز تطبیقی نرمال شده و بدون بایاس

(UNANR) سیستم به صورت تابعی از تخمین نویز و فقی عمل می‌کند. این مدل که از مرتبه M ام است (شکل ۳ ب)، مدلی عرضی، خطی و فیلتر پاسخ ضربه‌ای محدود (FIR) است. پاسخ فیلتر $(f(n))$ در هر ثابت زمانی (نمونه) می‌تواند به صورت زیر بیان شود:

$$[F(n) = \sum_{m=1}^M w_m(n)r(n-m+1)] \quad (2)$$



که در آن $(w_m(n))$ نشان دهنده ضرایب UNANR بوده و $(r(n-m+1))$ نویز ورودی مرجع را نشان می‌دهد. به منظور فراهم آوردن بهره واحد در DC، ضرایب UNANR با استفاده از رابطه‌ی (۳) باید نرمال شوند:

$$\left[\sum_{m=1}^M w_m(n) = 1 \right] \quad (3)$$

فرآیند وفقی مدل UNANR، به منظور اصلاح ضرایبی که با ورودی مرجع به منظور تخمین نویز موجود در سیگنال ECG مد نظر پیچیده شده‌اند، طراحی شده است. به منظور فراهم کردن اجزای سیگنال ECG تخمین زده شده $\hat{s}(n)$ ، در ثابت زمانی n ، خروجی سیستم کاهش نویز وفقی پاسخ مدل مذکور یعنی $f(n)$ را از ورودی اولیه $p(n)$ کم می‌کنیم به صورت روابط زیر:

$$\hat{s}(n) = o(n) = p(n) - f(n) \quad (4)$$

که در رابطه (۴)، $o(n)$ خروجی فیلتر می‌باشد. ورودی اولیه، اجزای ECG مورد نظر و نویز سفید افزودنی را در بر می‌گیرد که داریم:

$$[p(n) = s(n) + u(n)] \quad (5)$$

به صورت خطای لحظه‌ای $\epsilon(n)$ بین توان سیگنال تخمین زده شده‌ی $\hat{s}^\vee(n)$ و توان سیگنال مورد نظر $s^\vee(n)$ بوده و به صورت زیر قابل بیان است:

$$\begin{aligned} \epsilon(n) = \hat{s}^\vee(n) - s^\vee(n) = u^\vee(n) + \gamma s(n)u(n) + \\ f^\vee(n) - \gamma[s(n) + u(n)]f(n) \end{aligned} \quad (6)$$

چنین هدفی می‌تواند توسط بهینه‌سازی ضرایب UNANR مطابق با الگوریتم شدیداً نزولی به دست آید. روند همگرایی در فضای ضریب چند بعدی از یک مسیر جستجوی مشخص تبعیت می‌کند که توسط جهت گرادیان منفی به صورت زیر ایجاد شده است:

$$\begin{aligned} -\Delta_{w_k} \epsilon(n) &= \frac{\partial f^\vee(n)}{\partial w_k} + \gamma \frac{\partial [s(n)+u(n)]f(n)}{\partial w_k} = -\gamma r(n-k+1) \\ &+ \sum_{m=1}^M w_m(n)r(n-m+1) - \gamma p(n)r(n-k+1) \\ &= -\gamma r(n-k+1) \times [\sum_{m=1}^M w_m(n)r(n-m+1) - p(n)] \end{aligned} \quad (7)$$

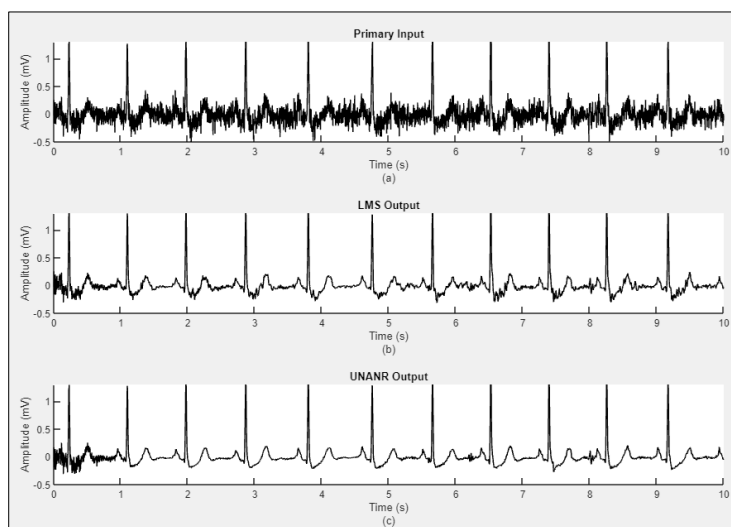
با جایگزینی روابط (۳) و (۷) درون الگوریتم استاندارد شدیداً نزولی، می‌توان قوانین وفقی مدل UNANR را به صورت زیر استخراج نمود:

$$\begin{aligned}
 w_k(n+1) &= w_k(n) - \eta \Delta_{wk} \in (n) \\
 &= w_k(n) - \eta r(n-k+1) \\
 &\times \left[\sum_{m=1}^M w_m(n) r(n-m+1) - p(n) \right] \\
 &= w_k(n) + \eta r(n-k+1) \sum_{m=1}^M w_m(n) [p(n) - r(n-m+1)]
 \end{aligned}
 \tag{8}$$

که در آن $\eta > 0$ ، نرخ یادگیری را نشان می‌دهد که اشاره به شدت جستجو در جهت گرادیان منفی است. قبل از اینکه مدل UNANR، پاسخ خود را با مراجعه به رابطه‌ی (۲) به دست آورد، در هر ثابت زمانی $n+1$ ، ضرایب تخمین زده شده باید نرمالیزه شوند تا ورودی‌های رابطه (۳) آماده شود. فرمول نرمال سازی ضرایب به صورت زیر خواهد بود:

$$\hat{w}_k(n+1) = \frac{w_k(n+1)}{\sum_{k=1}^M w_m(n+1)}
 \tag{9}$$

۳. آزمایش‌ها و نتایج



شکل ۶. اثر سیستم کاهش نویز وقتی، (الف): سیگنال ECG بعد از خط زمینه و فیلتر شانه‌ای آلوده به نویز سفید، (ب): خروجی سیستم کاهش نویز وقتی با الگوریتم LMS، (ج): خروجی سیستم کاهش نویز وقتی با مدل UNANR

در پیاده‌سازی زمان واقعی، مدل UNANR می‌تواند پاسخ خود را با تأخیر به دست آورد. بنابراین، مشخصه‌های ضرایب به‌روزرسانی به طور مستقیم با در نظر گرفتن ورودی اولیه و ورودی‌های مرجع نویز تأخیری، مدل را قادر به انجام عملیات سریع‌تر در فرآیند پردازش سیگنال دیجیتال در کاربردهای مانیتورینگ ECG سرپایی نسبت به روش‌های رایج مانند LMS می‌کند. این امکان باعث می‌شود که مدل پیشنهادی در مقایسه با روش‌های سنتی، بهتر و سریع‌تر عمل کند. برای مقایسه عملکرد کاهش نویز وقتی، فیلتر وقتی LMS نیز پیاده‌سازی شده است. مرتبه ضریب و نرخ یادگیری این فیلتر مشابه مدل پیشنهادی تنظیم شده و نتایج در شکل ۶ نمایش داده شده است. ورودی اولیه به سیستم مخلوطی از نویز

سفید با SNR برابر ۵ دسی‌بل و سیگنال ECG بعد از فیلترینگ شانه و خط زمینه می‌باشد. شکل ۶ (الف) نشان‌دهنده

ورودی اولیه به سیستم است که متشکل از مخلوطی از نویز سفید با SNR برابر ۵ دسی بل و سیگنال ECG بعد از فیلترینگ شانه و خط زمینه می‌باشد. فیلتر LMS به خوبی نتوانسته است نویز را حذف کند و خروجی سیستم همچنان حاوی نویز باقی می‌ماند. در شکل ۶ (ب)، موج‌های P و T به وضوح قابل مشاهده نیستند و نتایج به‌طور عملی کاربردی نمی‌باشند. به علاوه، در شکل ۶ (ج) مشاهده می‌شود که مدل UNANR پیشنهادی بهترین عملکرد را از خود نشان داده است و اجزای نویز تصادفی به طور محسوسی کاهش یافته‌اند.

۴- مطالعه همگرایی نرخ یادگیری UNANR

مطابق با رابطه‌ی (۸)، می‌توان استنتاج نمود که روند همگرایی الگوریتم وفقی UNANR تحت تأثیر مقدار اختصاص داده شده پارامتر نرخ یادگیری (η) و ویژگی‌های آماری بردار ورودی مرجع جزء M می‌باشد. الگوریتم وفقی در حوزه مرجع میانگین با شرط زیر همگرا می‌شود:

$$[0 < \eta < \frac{2}{\lambda_{\max}}] \quad (10)$$

که در آن $(\lambda_{\max})$ ، بزرگترین مقدار ویژه ماتریس همبستگی (C_r) از سیگنال ورودی است به صورت زیر:

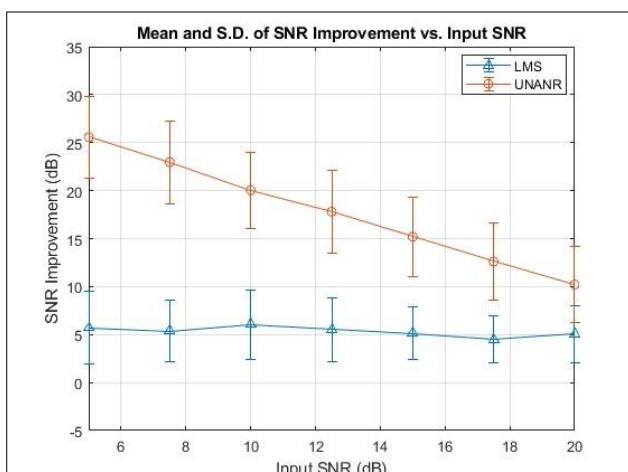
$$[C_r = E(r(n)r^T(n))] \quad (11)$$

در سیگنال ECG غیر ایستا و غیر منسجم، دستیابی به راه حل وینر ضرایب UNANR مشکل است. برای غلبه بر این مشکل مقداری (C_r) می‌تواند به صورت تخمینی از $(\lambda_{\max})$ به دست آید. شرط همگرایی الگوریتم وفقی UNANR

$$[0 < \eta < \frac{2}{M}] \quad (12)$$

می‌تواند به صورت رابطه (۱۲) بیان گردد:

شکل ۷ نمایی از بهبود SNR در سیستم پیشنهادی را با وجود مقادیر مختلفی از نرخ یادگیری (η) نشان می‌دهد.



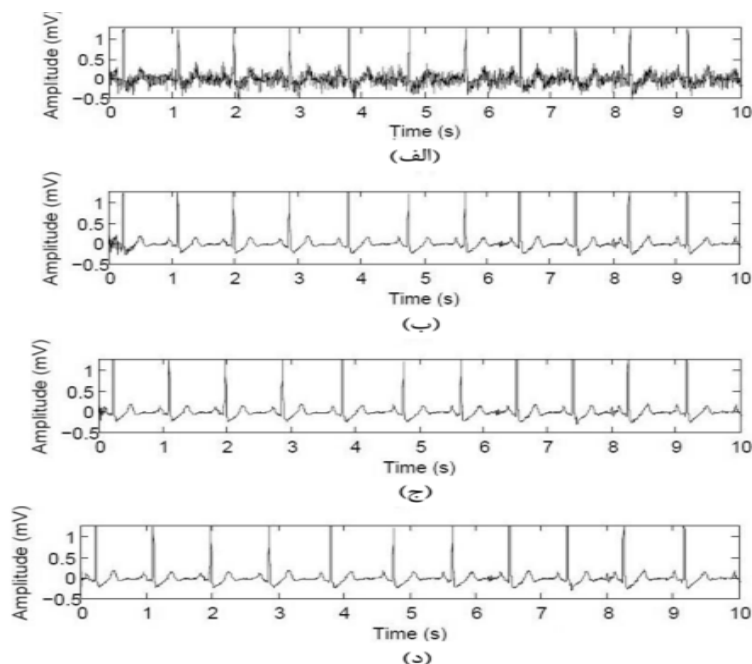
مشاهده می‌شود که شیب منحنی بهبود SNR سیستم پیشنهادی با افزایش SNR ورودی افزایش می‌یابد.

شکل ۸، خروجی سیستم UNANR پیشنهادی را به ازای مقادیر مختلفی از نرخ یادگیری نشان می‌دهد. در شرایط یکسان SNR ورودی، از مقایسه شکل ۸ قسمت (د) با قسمت‌های (ب) و (ج) می‌توان مشاهده کرد که سیستم پیشنهادی با $\eta = 6.0$ به طور مؤثرتری نسبت به سیستم با $(\eta = 1)$ و $(\eta = 3)$ در یک چرخه قلبی واحد، عمل می‌کند.

شکل ۷. بهبود SNR بر حسب نرخ یادگیری مدل UNANR به ازای سطوح مختلفی از SNR ورودی

۵- نتیجه‌گیری

نتایج به دست آمده، مزایای واضح سیستم UNANR پیشنهادی برای کاهش نویز سیگنال ECG را نشان می‌دهند. فیلترینگ نویز توسط مدل UNANR مؤثرتر از نتایج به دست آمده از فیلترینگ LMS رایج بود، به خصوص زمانی که سطح بالایی از نویز در ثبت ECG موجود باشد. بعلاوه، روند وفقی مدل UNANR، بسیار ساده پیاده‌سازی می‌شود و نیازی به شناسایی ویژگی‌های سیگنال ECG، مانند تشخیص کمپلکس QRS ندارد. وقتی که مقدار مناسب پارامتر نرخ یادگیری تعیین شود، سیستم UNANR می‌تواند خروجی سیگنال ECG بدون نویز را به سرعت فراهم کند. در کاربرد بالینی نظارت بلند مدت ECG، تکنیک‌های مرسوم نیاز به یک پیچیدگی بالا برای محاسبه پارامترهای



شکل ۸. خروجی سیستم UNANR با مقادیر مختلف نرخ یادگیری، (الف): سیگنال ECG (بعد از خط زمینه و فیلتر شانه‌ای) آلوده به نویز سفید، (ب): خروجی سیستم UNANR با $\eta = 1$ ، (ج): خروجی سیستم UNANR با $\eta = 3$ ، (د): خروجی سیستم UNANR با $\eta = 6$

سیستم و تلاش زیاد کاربر در مدلسازی سیگنال دارند. سیستم UNANR طراحی شده می‌تواند بر چنین اشکالاتی غلبه کرده و به خوبی برای نظارت ECG در کاربردهای عملی مناسب باشد. با مقایسه‌ی سیگنال اولیه و بدون نویز در شکل (۱) با شکل (۸) که خروجی سیستم پیشنهادی و طراحی شده UNANR با مقادیر مختلف نرخ یادگیری است، می‌توان نتیجه گرفت که حذف نویز به خوبی صورت گرفته و سیگنال تخمین زده شده بعد از فیلترینگ به سیگنال اولیه‌ی بدون تخریب ما شباهت زیادی دارد.



- [۱] Y. Wu, R. M. Rangayyan, Y. Zhou, S.-C. Ng, "Filtering electrocardiographic signals using an unbiased and normalized adaptive noise reduction system," *Medical Engineering & Physics*, vol. ۳۰, no. ۶, pp. ۷۳۹-۷۴۶, Sep. ۲۰۰۸ (doi:۱۰/۱۰۱۶/j.medengphy.۲۰۰۸/۰۳/۰۰۴).
- [۲] V.X. Afonso, W.J. Tompkins, T.Q. Nguyen, S. Luo, "ECG beat detection using filter banks," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. ۴۶, no. ۲, pp. ۱۹۲-۲۰۲, ۱۹۹۹.
- [۳] V.X. Afonso, W.J. Tompkins, T.Q. Nguyen, K. Michler, S. Luo, "Comparing stress ECG enhancement algorithms," *IEEE Eng Med Biol Mag*, vol. ۱۵, no. ۳, pp. ۳۷-۴۴, ۱۹۹۶.
- [۴] M. Blanco-Velasco, B. Weng, K.E. Barner, "A new ECG enhancement algorithm for stress ECG tests," in *Proceedings of the ۲۰۱۶ computers in cardiology conference (CINCC'۱۶)*, ۲۰۱۶, p. ۹۱۷-۲۰.
- [۵] G.D. Clifford, F. Azuaje, P. McSharry, "Advanced methods and tools for ECG data analysis," Norwood, MA: Artech House, ۲۰۱۶.
- [۶] D.J. Hamilton, D.C. Thomson, W.A. Sandham, "ANN compression of morphologically similar ECG complexes," *Med Biol Eng Comput*, vol. ۳۳, no. ۶, pp. ۸۴۱-۳, ۲۰۰۵.
- [۷] P.S. Hamilton, "A comparison of adaptive and nonadaptive filters for reduction of power line interference in the ECG," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. ۴۳, no. ۱, pp. ۱۰۵-۹, ۱۹۹۶.
- [۸] S. Haykin, "Neural networks: a comprehensive foundation," ۲nd ed. Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall PTR, ۲۰۰۸.
- [۹] S. Haykin, "Adaptive filter theory," ۴th ed. Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall PTR, ۲۰۱۲.
- [۱۰] Y.H. Hu, S. Palreddy, W.J. Tompkins, "A patient-adaptable ECG beat classifier using a mixture of experts approach," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. ۴۴, no. ۹, pp. ۸۹۱-۹۰۰, ۲۰۱۷.