بهبود روش تطبیقی برای کاهش نوفه سیگنال ECG تحت شرایط سخت

احمد آیت‌الهی و سید حجت سبزپوشان

چکیده: با استفاده از روشی که در این مقاله ارائه می‌گردد، امکان حذف و کاهش نوفه از سیگنال ECG در شرایط کاری سخت و پرنوفه فراهم می‌گردد. در این مقاله با استفاده از الگوریتم بهبود یافته LMS[1] بصورت گامهای متغیر (MVSS)[2] نتایج بهتری نسبت به روش تطبیقی معمولی بدست می‌آید.

کلید واژه: **الگوریتم LMS، روش تطبیقی حذف نوفه، سیگنال ECG.**

۱- مقدمه

ابداع روش‌های جدید حذف نوفه از سیگنال ECG هنوز هم موضوعی مورد توجه و زمینه تحقیقاتی بسیاری از پژوهشگران می‌باشد. دقت، سرعت عمل، صرفه‌جوئی در حجم حافظه و توانائی در شرایط سخت و پرنوفه نیازهائی است که تحقیقات امروزی را شکل و جهت می‌دهد. سیستم پایشگر[3] علائم حیاتی (از جمله ECG)، خلبان هواپیمای جنگی مثالی از سیستم‌هائی است که باید در شرایطی سخت و پرنوفه، بادقت و بگونه زمان حقیقی، سیگنال‌های ECG خلبان را پردازش و پایشگری کند، این در حالی است که علاوه بر همه نوفه‌های معمول، نوفه ناشی از جابجائی عضله قلب در محیط بدن در اثر مانورهای هواپیما نیز وجود دارد.

مثال دیگر ثبت و پردازش سیگنال ECG در تست استرس می‌باشد که تقریباً تمام نوفه‌های معمول به سیگنال اصلی اضافه می‌شود. مشکل اصلی که حذف نوفه سیگنال ECG را از موارد مشابه متمایز می‌سازد، آن است که باند فرکانسی نوفه‌ها با باند فرکانسی سیگنال اصلی هم‌پوشانی داشته و استفاده از فیلترهای کلاسیک خطر حذف توام داده‌های مفید و نوفه را در پی دارد [۱] تا [۳].

به منظور رفع مشکل مذکور روش‌های تطبیقی برای حذف نوفه ECG ابداع گردیده است. روش تطبیقی براساس شکل‌شناسی[4] سیگنال عمل می‌کند [۲] و [۳]، و مشکل فیلترهای فرکانسی کلاسیک را ندارد. در عوض در روش‌های تطبیقی معمولاً نیاز به اطلاعات قبلی از ماهیت سیگنال و یا نوفه همراه با آن می‌باشد.

۲- روش تطبیقی بهبود یافته

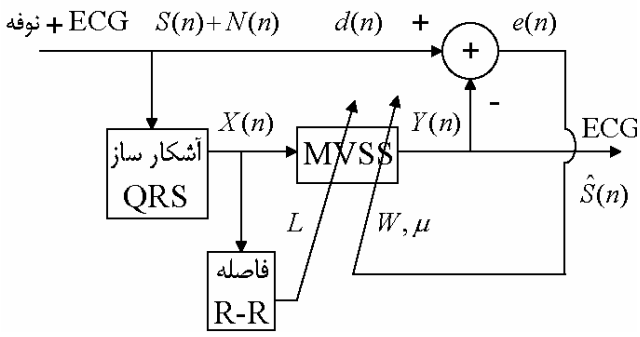
سیگنال ECG ماهیتی تناوبی دارد و همین دانش کمک بزرگی به بکارگیری روش تطبیقی حذف نوفه می‌کند زیرا هر سیگنال تناوبی با

این مقاله در تاریخ ۶ بهمن ماه ۱۳۸۰ دریافت و در تاریخ ۱۱ آبان ماه ۱۳۸۱ بازنگری شد.

احمد آیت الهی، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، نارمک، کد پستی ۱۶۸۴۴.

سید حجت سبزپوشان، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، نارمک، کد پستی ۱۶۸۴۴.

1. Least-mean square
2. Modified variable step size
3. Monitoring
4. Morphology



شکل ۱: نمایش جعبه‌ای روش تطبیقی بهبود یافته حذف نوفه.

فرکانسی مساوی با فرکانس ECG (مثلاً قطاری از ضربه‌ها) می‌تواند دارای همبستگی با سیگنال ECG باشد و بنابراین بعنوان سیگنال مبنا مورد استفاده قرار گیرد [۴]. طرح بهبود یافته روش تطبیقی مطابق شکل ۱ می‌باشد. در این طرح ورودی به فیلتر، سیگنال ECG $S(n)$، بعلاوه نوفه $N(n)$ می‌باشد. با استفاده از یک مدار آشکارساز QRS [۵] سیگنال $X(n)$ را که بصورت ضربه‌هائی در زمان وقوع کمپلکس QRS است تولید می‌نمائیم. بنابراین $X(n)$ دارای همبستگی با سیگنال اصلی (ECG) است و می‌تواند بعنوان سیگنال مبنا مورد استفاده قرار گیرد [۲]، توسط مدار دیگری فاصله زمانی بین دو QRS متوالی اندازه‌گیری می‌گردد، از این دانش برای تعیین تعداد وزنهای L فیلتر متقاطع[5] استفاده می‌کنیم [۱] بعلاوه در صورت تغییر ضربان قلب فیلتر قادر به تطابق با شرایط جدید می‌شود. تنظیم وزنها بر اساس الگوریتم LMS [۹] بصورت زیر انجام می‌گردد:

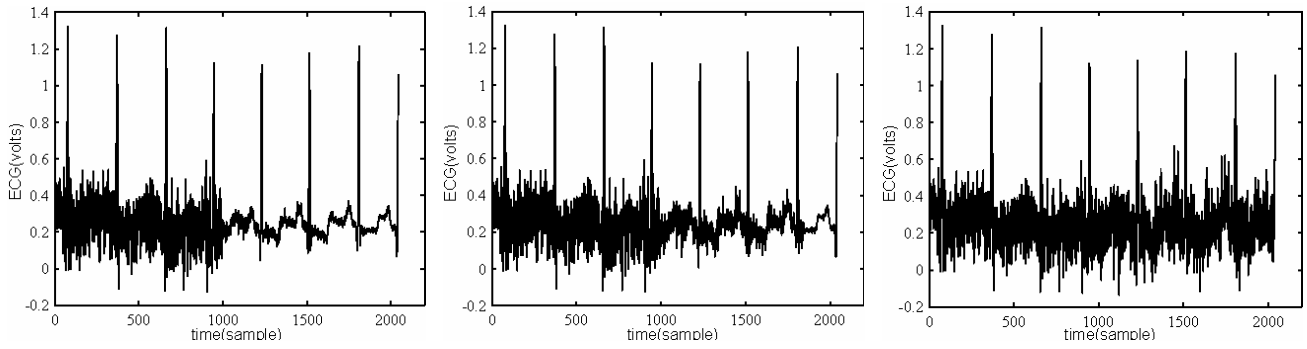
$$W_i(n+1) = W_i(n) + 2\mu e(n)\cdot X(n) \quad i = 1,2,...,L \qquad (1)$$

در رابطه (۱) منظور از $W_i(n+1)$ وزن iام فیلتر متقاطع در زمان $(n+1)$ است که با توجه به مقدار آن در لحظه قبل $W_i(n)$، مقدار خطا $e(n)$ و سیگنال مبنا $X(n)$، تنظیم می‌گردد. μ ضریب ثابتی است که سرعت همگرائی و پایداری الگوریتم را تعیین می‌کند و اندازه گام[6] نام دارد. الگوریتم LMS، میانگین مربع خطا(MSE)[7] را کمینه می‌کند که در این مسئله خاص برابر است با :

$$MSE = E\left[e(n)^2\right] = E\left[(s(n)-y(n))^2\right] + E\left[N^2(n)\right] \qquad (2)$$

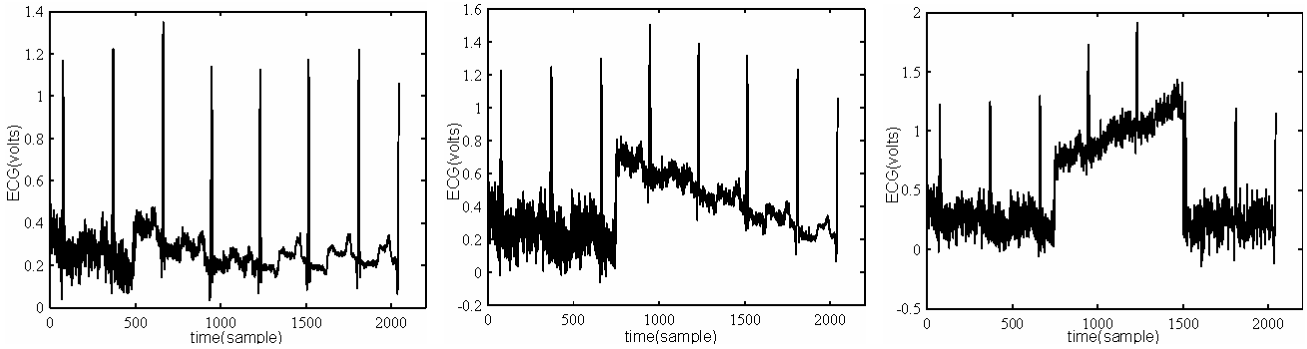
رابطه (۲) نشان می‌دهد که برای کم کردن MSE، باید خروجی فیلتر متقاطع $Y(n)$، حتی‌الامکان سیگنال مطلوب یعنی $S(n)$ یا همان ECG را تخمین بزند [۹]. افزایش اندازه گام، سرعت الگوریتم و همچنین خطر ناپایداری را افزایش می‌دهد. در مقابل کاهش اندازه گام، موجب پایداری بیشتر الگوریتم می‌گردد اما علاوه بر کند کردن آن، خطر توقف در

5. Transversal filter
6. Step size
7. Mean square error



(ج) (ب) (الف)

شکل ۲: (الف) سیگنال ECG نوفه ای واقعی در یک تست استرس، (ب) حذف نوفه به روش تطبیقی معمولی (قدم ثابت)، (ج) حذف نوفه به روش بهبود یافته (قدم متغیر).



(ج) (ب) (الف)

شکل ۳: (الف) سیگنالECG نوفه ای به همراه نوفه ناشی ازجابجائی عضله قلب، (ب) عملکرد فیلتر تطبیقی معمولی در حذف نوفه در شرایط سخت، (ج) عملکرد فیلتر تطبیقی بهبود یافته در حذف نوفه در شرایط سخت.

کمینه‌های محلی را نیز افزایش می‌دهد [۹]. در [۷] روشی برای الگوریتم LMS با اندازه گام متغیر ارائه گردیده که الگوریتم LMS بهبود یافته با اندازه گام متغیر (MVSS) نامیده می‌شود، در این تحقیق از الگوریتم مذکور استفاده کرده‌ایم. به این ترتیب که با مشاهده مقادیر MSE بزرگ، اندازه گام افزایش می‌یابد تا الگوریتم با سرعت بیشتری به سمت وزنهای بهینه حرکت کند، در صورت مشاهده MSE کوچک اندازه گام کاهش می‌یابد تا دقت الگوریتم برای همگرا شدن به وزنهای بهینه افزایش یابد. رابطه‌ای که برای تغییر اندازه گام بکار برده شده بصورت زیر است :

$$\mu(n+1)=\alpha\,\mu(n)+\beta\,e^{2}(n)\quad 0<\alpha<1,\ \beta>0 \qquad (۳)$$

α را ضریب فراموشی و β را ضریب جریمه وجود خطا می‌نامیم. اکنون کل الگوریتم پیشنهادی را بصورت زیر خلاصه می‌کنیم:

$$\begin{aligned}
&y(n)=W^{T}(n)x(n)\\
&e(n)=d(n)-y(n)\\
&W_i(n+1)=w_i(n)+2\mu_i(n).e(n).x(n),\\
&\qquad i=1,2,.....,L\\
&\mu_i(n+1)=\alpha_i\mu_i(n)+\beta e^{2}(n),\\
&\qquad i=1,2,.....,L \qquad 0<\alpha<1,\beta>0\\
&\text{اگر } \mu_i(n+1)>\mu_{\max} \text{ آنگاه } \mu_i(n+1)=\mu_{\max}\\
&\text{اگر } \mu_i(n+1)<\mu_{\min} \text{ آنگاه } \mu_i(n+1)=\mu_{\min}
\end{aligned} \qquad (۴)$$

$\mu_{\max}$ و $\mu_{\min}$ به ترتیب حدود بالا و پائین μ می‌باشد . بدیهی است که $0<\mu_{\min}<\mu_{\max}$، مقدار اولیه μ یعنی $\mu(0)$ را مساوی $\mu_{\max}$ اختیار می‌کنیم. LMS اساساً الگوریتمی مبتنی بر گرادیان اتفاقی است، بنابراین $\mu_{\max}$ باید بگونه‌ای انتخاب شود که میانگین مربع خطا (MSE) محدود بماند که شرط کافی برای اینکار بدست می‌آید [۹]:

$$\mu_{\max}\le\frac{2}{3tr(R)} \qquad (۵)$$

در رابطه (۵)، R ماتریس همبستگی داده‌های ورودی است. اندازه $\mu_{\min}$ نیز بگونه‌ای انتخاب می‌گردد که حداقل توانائی تطبیق برای فیلتر تأمین گردد. نتیجه تجربی بدست آمده در این کار بهترین مقدار برای $\mu_{\min}$ را عددی نزدیک به مقدار μ مربوط به الگوریتم LMS معمولی می‌دهد.

در رابطه (۳)، α ضریب فراموشی است و بدیهی است که عددی در فاصله (۱و۰) باشد، ضریب α معمولاً عددی حدود ۰/۹۵ در نظر گرفته می‌شود. β عددی کوچک در حوالی 10^{-3} پیشنهاد شده است [۷].

۳- نتایج عملی

سیگنال ECG واقعی ناشی از یک تست استرس [۸] در شکل ۲-الف نشان داده شده است :

این سیگنال را به ورودی فیلتر شکل ۱ اعمال می‌کنیم، ابتدا عمل کاهش نوفه را به روش تطبیقی معمولی یعنی با μ ثابت انجام می‌دهیم. با توجه به تجارب قبلی در زمینه حذف نویز از سیگنال ECG به روش تطبیقی و آشنائی با ویژگی‌های آماری سیگنال ECG و نویزهای همراه آن، حدس اولیه مناسبی از مقدار μ داشتیم که بعد از چندین بار سعی و خطا و آزمایش بهترین تنظیم حاصل شد. برای بهترین تنظیمات نتیجه حاصل در شکل ۲-ب آمده است ملاحظه می‌گردد که در حوالی نمونه دو هزارم عمل تطبیق حاصل می‌گردد، این نتیجه با مقدار $\mu=0/001$ بدست آمده است، بررسی‌های بعمل آمده نشان می‌دهد که فیلتر قادر به افزایش SNR تا حدود db ۵۰+ نسبت به SNR ورودی است. سپس همین کار را

به روش پیشنهادی و با همان مخلوط سیگنال و نوفه و با تنظیم اندازه گام مطابق رابطه (۴) انجام می‌دهیم. برای بهترین تنظیم، با همان تعداد قبلی مراحل تکرار، نتیجه مطابق شکل ۲–ج می‌باشد. این نتیجه با $\mu_{\min}=۰/۰۰۳$ و $\mu_{\max}=۰/۰۱۵$، $\alpha=۰/۹۲$ و $\beta=۰/۰۰۰۷$ حاصل گردیده است. ملاحظه می‌گردد که سرعت تطبیق با الگوریتم پیشنهادی بسیار بیشتر از حالت قبل است. مقدار بهبود SNR در خروجی فیلتر در این حالت تقریباً برابر حالت قبلی است.

اکنون شرایطی سخت‌تر برای فیلتر فراهم می‌کنیم. بدین ترتیب که نوفه ناشی از حرکت قلب در قفسه سینه را نیز به سیگنال شکل ۲–الف اضافه می‌کنیم [۶]. حاصل کار در شکل ۳–الف آمده است. اکنون کار حذف نوفه را یکبار با فیلتر تطبیقی معمولی و بار دیگر با فیلتر بهبود یافته تکرار می‌کنیم. نتایج حاصل به ترتیب در شکل‌های ۳–ب و ۳–ج آمده است. ملاحظه می‌گردد عملکرد الگوریتم پیشنهادی به وضوح سریعتر و بهتر از الگوریتم معمولی می‌باشد و در حالی که در شکل ۳–ب حتی در حوالی نمونه دوهزارم هنوز تطبیق حاصل نگردیده اما در شکل ۳–ج در حوالی نمونه هزاروپانصدم شاهد تطبیق می‌باشیم و این در حالی است که در لحظات قبل از آن نیز فیلتر بهبود یافته، در حذف نوفه موفق‌تر بوده است. در این قسمت نیز بهترین تنظیم پارامترها تقریباً مانند حالت قبل است. نکته جالب آنکه در آزمایش‌های مختلف، بهترین مقدار $\mu_{\min}$ برای الگوریتم پیشنهادی تقریباً برابر مقدار μ در الگوریتم LMS معمولی بدست می‌آید.

۴- نتیجه گیری

الگوریتم پیشنهادی جدید بر روی داده‌های واقعی سیگنال ECG آلوده به نوفه آزمایش گردید و نتیجه کار با الگوریتم معمول که در آن اندازه گام ثابت در نظر گرفته می‌شود مقایسه شد. عملکرد الگوریتم پیشنهادی سریعتر و دقیق تر از الگوریتم معمولی است، بعلاوه مزیت الگوریتم پیشنهادی، هنگامی که سیگنال ECG در شرایطی سخت پردازش می‌شود، مانند حالتی که قلب در قفسه سینه حرکت می‌کند، بسیار مشهودتر است.

مراجع

[1] V. X. Afonoso and J. Tompkins, "ECG beat detection using filter banks," *IEEE Trans. Biomed. Eng*., vol. 46. no. 2, pp. 192-302, Feb. 1999.

[2] J. Tomas and D. M. Etter, "A new adaptive algorithm to reduce weight fluctuations caused by height variance data, "*IEEE Trans. Signal Proc.*, vol. 40, no. 9, pp. 2324-2327, Sep. 1992.

[3] N. V. Thakor and Yi-Sheng, "Applications of adaptive filtering to ECG analysis: noise cancellation and arrhythmia detection," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 38, no. 8, pp. 785-794, Aug. 1991.

[4] A. Aiatollahi, S. H. Sabzpoushan, "An adaptive filter for ECG noise cancellation with the use of periodic nature of ECG," in *Proc. ICEE 2002.*

[5] A. Ruha and S. Sallinen, "A real-time microprocessor QRS detector system with a 1-ms timing accuracy for the measurement of ambulatory HRV," *IEEE Trans. Biomed. Eng.* vol. 44, no. 3, pp. 159-167, Mar. 1997.

[6] S. Haykin, *Adaptive Filter Theory*, Prentice-Hall, p. 231, 2002.

[7] R. H. Kwong and E. W. Johnston, "A variable step size LMS algorithm," *IEEE Trans. on Signal. Proc.*, vol. 40, no. 7, pp. 1633-1642, 1992.

[8] *MIT-BIH Database*, Massachusetts Inst., 2002.

[9] R. S. Maclead and Q. Ni, "Effects of heart position on the body–surface ECG," in *Proc. Int. Society for Computerized Electrocardiography Conf.*, Yosemite, Canada, 2000.

احمد آیت اللهی در سال ۱۳۵۵ مدرک کارشناسی خود را در رشته مهندسی الکترونیک از دانشگاه علم و صنعت ایران و مدرک کارشناسی ارشد و دکترای خود را به ترتیب در سال ۱۳۶۴ و ۱۳۶۸ از دانشگاه یومیست انگلستان دریافت نمود. زمینه‌های مورد علاقه ایشان مهندسی پزشکی مخصوصا اولتراسوند در پزشکی و طراحی مدارهای الکترونیک می‌باشد.

سید حجت سبزپوشان تحصیلات خود را در مقاطع کارشناسی و کارشناسی ارشد الکترونیک به ترتیب در سالهای ۱۳۶۵ و ۱۳۶۹ در دانشگاه‌های امیرکبیر و علم و صنعت به پایان رسانید. وی در سال ۱۳۷۸ موفق به اخذ درجه دانشوری گردید. ایشان از سال ۱۳۷۰ عضو هیأت علمی دانشکده برق دانشگاه علم و صنعت ایران بوده است و هم‌اکنون عضو گروه مهندسی پزشکی می‌باشد. زمینه‌های تحقیقاتی مورد علاقه وی پردازش و شناسایی سیگنالهای و سیستم‌های زیستی و همچنین خودکاری سیستم‌های صنعتی می‌باشد.