



فیلترینگ مبتنی بر مدل مجموع گوسی الکتروکاردیوگرام (ECG)

هلیا رهبری*، سامان پروانه

دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی

رایا نامه:

Heliarahbari_bme@yahoo.com*, Saman.parvaneh@gmail.com

چکیده

روشی برای حذف نویز آلاینده‌ی ۵۰ هرتز و هارمونیک‌های آن از سیگنال الکتروکاردیوگرام با به کارگیری مفاهیم نویززدایی مبتنی بر مدل مدل مجموع گوسی ارائه شده است. هر سیگنال الکتروکاردیوگرام با جمع گروهی از گوسی‌ها مدل می‌شود. هر یک از شکل موج‌های P, Q, R, S, T, U توسط سه پارامتر هر گوسی یعنی دامنه، میانگین و انحراف معیار مدل می‌شوند. الگوریتم پس از دریافت شکل موج آلوده به نویز اقدام به تشخیص قله‌های مثبت و منفی اصلی، مکان قله‌های شکل موج‌های سازنده‌ی سیگنال قلبی، می‌نماید. پس از مشخص شدن مکان صحیح هر قله با تعیین انحراف معیار هر یک از گوسی‌ها، در محل هر قله یک تابع گوسی انطباق یافته و توسط یک روش بهینه‌سازی غیرخطی، گوسی تطابق یافته به شکل موج واقعی نزدیک می‌شود. در پایان اجرای الگوریتم، الکتروکاردیوگرام به صورت گروهی از پارامترهای گوسی عاری از نویز ۵۰ هرتز قابل بازیابی است.

واژه‌های کلیدی: "مدلسازی مورفولوژیک، سیگنال الکتروکاردیوگرام، فیلترینگ، فیلترینگ مبتنی بر مدل"

۱- مقدمه

الکتروکاردیوگرام معمولاً با سیگنال‌های ناخواسته و آرتیفکت‌هایی (artifacts) آلوده می‌شود که ممکن است در محدوده‌ی فرکانسی مورد بررسی قرار گیرند و با ریخت‌های مشابه الکتروکاردیوگرام ظاهر شوند. از جمله این آلاینده‌ها، نویز 50 ± 2 Hz برق شهر با دامنه‌ای تا حد ۵۰٪ انحراف تمام مقیاس (دامنه قله تا قله‌ی الکتروکاردیوگرام) است.

مدلسازی الکتروکاردیوگرام با مدل مبتنی بر مدل مجموع گوسی‌ها به دلیل شباهت ظاهری سیگنال الکتروکاردیوگرام به پالس‌های گوسی از موفقیت مطلوبی در مدلسازی این سیگنال حیاتی برخوردار است. به علاوه در روش‌های موجود

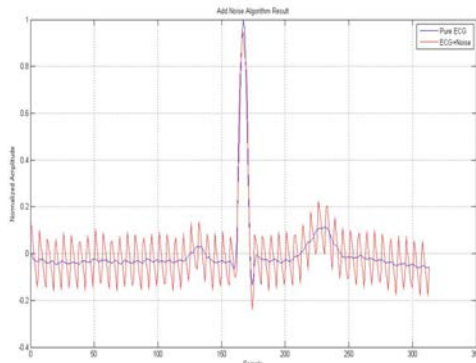
با توجه به کاربرد هر روزه‌ی سیگنال الکتروکاردیوگرام در تشخیص بیماری‌ها و نارسایی‌های قلبی و بررسی وضعیت سلامت فرد، مدلسازی این سیگنال حیاتی به منظور سهولت ارزیابی، فشرده‌سازی، استفاده در پزشکی راه دور و تهیه‌ی ورودی‌های مناسب برای ماشین‌های تشخیصی، منطقی و کارآمد است.

در عمل، کارآیی هر تشخیصی از روی الکتروکاردیوگرام بستگی به کیفیت سیگنال موجود دارد. متأسفانه



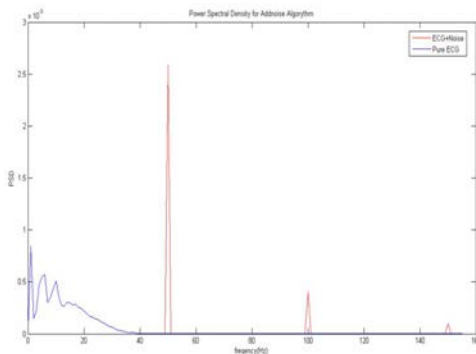
Database6	MIT-BIH Arrhythmia Database(mitdb)
Database8	نمونه الکتروکاردیوگرام ساخته شده توسط دستور ecg() در نرم افزار Matlab

با استفاده از m-file ای به نام addnoise (طراحی شده توسط نگارنده) نویز ۵۰ هرتز و هارمونیک‌های ۱۰۰ هرتز و ۱۵۰ هرتز به سیگنال الکتروکاردیوگرام تمیز افزوده شد.



شکل ۱- نتیجه‌ی اجرای addnoise بر سیگنال الکتروکاردیوگرام

تمییز



شکل ۲- تأثیر افزودن نویز ۵۰ هرتز بر چگالی طیف توان سیگنال الکتروکاردیوگرام تمییز. پیک‌های قرمز رنگ ناشی از افزودن نویز ۵۰، ۱۰۰، ۱۵۰ هرتز به سیگنال تمییز هستند

و متداول نویززدایی و بخش بندی سیگنال الکتروکاردیوگرام تنها دانش مبهمی از محدوده‌ی فرکانسی موردنظر در دسترس است و عمل نویززدایی بدون توجه به ریخت شناسی سیگنال الکتروکاردیوگرام انجام می‌شود. [۴]

الگوریتم ارائه شده در این مقاله با استفاده از روش‌های نویززدایی مبتنی بر مدل و روش مدلسازی مبتنی بر مجموع گوسی‌ها، مشخصاً نویز ۵۰ هرتز را در حین مدلسازی از سیگنال حذف می‌کند تا بدین وسیله پارامترهای گوسی حاصل از اجرای پروسه‌ی مدلسازی عاری از نویز باشند و امکان ارزیابی، تشخیص، فشرده‌سازی و... را با اطلاعات صحیح و غیرآلوده فراهم آوردند.

۲- روش‌ها

۲-۱- ایجاد پایگاه داده

برای تست کردن عملکرد الگوریتم از سیگنال‌های الکتروکاردیوگرام عاری از نویز استفاده شد تا بتوان نتیجه‌ی مدلسازی و نویززدایی برنامه را با سیگنال‌های تمییز و غیرآلوده به نویز مقایسه کرد. سیگنال‌های عاری از نویز از مجموعه داده‌های MIT-BIH Arrhythmia Database(mitdb) و همچنین نمونه‌ای از سیگنال الکتروکاردیوگرام سنتز شده توسط نرم‌افزار Matlab انتخاب شده‌اند.

جدول ۱: مشخصات پایگاه داده‌ها

نام سیگنال	منبع
Database3	MIT-BIH Arrhythmia Database(mitdb)
Database4	MIT-BIH Arrhythmia Database(mitdb)
Database5	MIT-BIH Arrhythmia Database(mitdb)

۲-۲-۲- استخراج پارامترهای مدل مجموع گوسی و تشکیل ماتریس پارامترها

۱. سیگنال الکتروکاردیوگرام آلوده به نویز بارگذاری می‌شود. پس از بارگذاری سیگنال ورودی، عملیاتی برای نرمال‌سازی این ورودی به منظور یک‌دست کردن ورودی‌های الگوریتم انجام می‌شود. این عملیات شامل حذف مقدار DC سیگنال و قرار دادن مقدار بزرگ‌ترین پیک مثبت برابر ۱ است (تقسیم تمام درایه‌های بردار ورودی به مقدار ماکزیمم). در همین مرحله یک واحد به تمامی درایه‌های سیگنال ورودی افزوده می‌شود. به صورت تجربی روشن شد که افزودن ۱ واحد به تمامی درایه‌ها در حذف پیک‌های غیر اصلی مؤثر است و کارایی برنامه را افزایش می‌دهد.

۲. مکان و مقدار تمامی ماکزیمم‌ها و مینیمم‌های سیگنال پیدا و در ماتریس جداگانه‌ای ذخیره می‌شود.

۳. ماکزیمم‌های مربوط به تغییرات خط‌زمینه حذف می‌شود. هر یک از قله‌های مشخص شده از نظر مساحت زیرمنحنی در ناحیه‌ی مینیمم قبل و بعد آن قله مورد بررسی قرار می‌گیرند. اگر سطح زیر منحنی در فاصله‌ی دو مینیمم مربوط به آن قله از معیار تعیین شده کم‌تر باشد آن قله به عنوان نویز خط‌زمینه از ماتریس ماکزیمم‌ها حذف می‌شود.

۴. ماکزیمم‌های باقی‌مانده به ترتیب نزولی مرتب می‌شوند و با اعمال معیار فاصله آن تعداد از ماکزیمم‌ها که با توجه به مورفولوژی سیگنال الکتروکاردیوگرام، پیک اصلی بودن آنها بسیار

سیگنال حاصل از این عملیات به عنوان ورودی به الگوریتم نویززدایی مبتنی بر مدل داده شد تا پس از اجرای الگوریتم مقایسه‌ی سه سیگنال تمیز، نویزی و مدل ممکن باشد.

۲-۲-۲- حذف نویز ۵۰ هرتز در حین مدلسازی

۱-۲-۲- تابع گوسی و مدلسازی الکتروکاردیوگرام

تابع گوسی تک بعدی با فرمول زیر تعریف می‌شود:

$$f_{(\mu, \sigma)}(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}} \quad (1)$$

در این فرمول پارامترهای میانه (μ) و انحراف معیار (σ) تعیین کننده‌ی شکل تابع گوسی هستند.

فاصله‌ی یک انحراف معیار از طرفین میانگین ($\mu + \sigma$ تا $\mu - \sigma$) داده‌ها، فاصله‌ی دو انحراف معیار از طرفین میانگین ($\mu + 2\sigma$ تا $\mu - 2\sigma$) داده‌ها و فاصله‌ی سه انحراف معیار از طرفین میانگین ۹۹.۷٪ داده‌های توزیع را در بر می‌گیرد. این خاصیت در تعیین پارامترهای گوسی مدل در مقاله حاضر بر خلاف دیگر مراجع به کار گرفته شده است.

مدل مجموع گوسی با فرمول زیر قابل تعریف است:

$$M = \sum_{k=1}^p A_k f_{(\mu_k, \sigma_k)}(x) \quad (2)$$

در این فرمول p برابر با تعداد گوسی‌های تشکیل دهنده‌ی مدل است که در الگوریتم ارائه شده در این مقاله ابتدا برابر مقدار پیش فرض قرار می‌گیرد و در مرحله اصلاح مدل توسط کاربر ممکن است تغییر کند. A_k نیز ضریب وزنی هر گوسی است که با توجه به دامنه‌ی قله‌های موجود در سیگنال تحت پردازش برای هر گوسی در نظر گرفته می‌شود.

تطبیق گوسی‌ها مشخص شود. (تشکیل پایگاه مینیمم‌ها)

نامحتمل است از ماتریس ماکزیمم‌ها حذف می‌شوند.

۶. با توجه به این نکته که نویز ۵۰ HZ نواخت کلی سیگنال الکتروکاردیوگرام را تغییر نمی‌دهد در هر یک از محدوده‌های تطبیق گوسی، ماکزیمم مطلق به دست می‌آید و مکان و مقدار میانه‌ی گوسی با این مقدار جدید جایگزین می‌شود. (مکان هر ماکزیمم معادل میانه‌ی هر گوسی و دامنه‌ی ماکزیمم برابر ضریبی از دامنه‌ی هر گوسی است.)

تعداد ماکزیمم گوسی‌های قابل تطبیق برای تشکیل مدل مجموع گوسی در الگوریتم حاضر به صورت پیش فرض ۱۴ فرض شده است. پارامتر تعداد گوسی‌ها در واقع همان پارامتری است که در مرحله‌ی پرسش از کاربر با توجه به پاسخ کاربر تغییر کرده (زیاد یا کم می‌شود) و مدل را اصلاح می‌کند. تعداد ۱۴ گوسی، بین پیک‌های مثبت و منفی به طور مساوی تقسیم می‌شود. یعنی ماکزیمم تعداد گوسی‌های مثبتی که بر سیگنال ورودی تطبیق می‌یابد ۷ عدد است. (حالت مشابه گوسی‌های منفی). طول سیگنال ورودی بر عدد ۷ تقسیم می‌شود و معیاری به نام Range به دست می‌آید. پس از به دست آمدن این معیار بزرگترین مقدار ماکزیمم‌ها پیدا و مکان آن روی سیگنال ورودی مشخص می‌شود. مکان ماکزیمم دوم (دوم از نظر بزرگی) مشخص می‌شود و فاصله‌ی آن تا ماکزیمم اول سنجیده می‌شود. اگر این مقدار از معیار Range کوچکتر باشد ماکزیمم دوم از قله‌های اصلی برای مدلسازی سیگنال نیست و از ماتریس ماکزیمم‌های اصلی برای مدلسازی حذف می‌شود. به تعداد اعضاء ماتریسی که نویز خط پایه از آن حذف شده است این حلقه تکرار می‌شود و در نهایت ماتریسی تشکیل می‌شود که تمام اعضاء آن قله‌های مثبت اصلی سیگنال الکتروکاردیوگرام است.

۷. مینیمم‌های مربوط به تغییرات خط‌زمینه از مجموعه‌ی مینیمم‌های به دست آمده در مرحله‌ی ۵ حذف می‌شوند تا گوسی‌های منفی تنها روی پیک‌های منفی اصلی سیگنال تطبیق یابند. (عملیاتی مشابه مرحله‌ی ۳ بدین صورت که مساحت سطح زیر منحنی برای هر قله‌ی منفی در محدوده‌ی دو قله‌ی مثبت قبل و بعد آن با معیار در نظر گرفته شده مقایسه و غربال کردن مینیمم‌های اصلی انجام می‌شود.)

۵. بین هر دو ماکزیمم یک مینیمم مطلق پیدا می‌شود تا از روی این مینیمم‌ها محدوده‌های

۸. پس از تعیین مینیمم‌های اصلی، محدوده‌ی تطبیق گوسی‌های منفی از ماتریس ماکزیمم‌های حاصل از مرحله‌ی ۶ استخراج می‌شود.

۹. انحراف معیار گوسی مربوط به هر یک از قله‌های مثبت و منفی اصلی از روی ناحیه‌ی تطبیق مشخص شده برای هر یک و با توجه به خاصیت تابع گوسی ارائه شده در بخش ۲-۲-۱ و با جایگذاری در رابطه‌ی (۳) استخراج می‌شود.

$$\sigma = \frac{\max((t-lb), (ub-t))}{3} \quad (3)$$

پارامترهای گوسی برای مدل کردن هر یک از الگوهای سیگنال الکتروکاردیوگرام به دست آید.

(ب) بلوک بهینه‌سازی گوسی‌های تطبیق یافته در این بلوک اختلاف گوسی تطبیق یافته در ناحیه lb:ub و سیگنال ورودی در همان ناحیه با استفاده از یک روش بهینه‌سازی مبتنی بر شباهت کاهش می‌یابد تا نزدیک‌ترین گوسی به شکل الکتروکاردیوگرام نهفته در سیگنال ورودی حاصل شود.

دستور به کار رفته در این بلوک به منظور بهینه‌سازی، دستور lsqnonlin از دستوره‌های پیش‌نویس نرم‌افزار Matlab است که از روش غیرخطی حداقل مربعات برای بهینه‌سازی استفاده می‌کند. (رابطه‌ی (۶) و (۷) و (۸))

$$x = \text{lsqnonlin}(\text{fun}, x0) \quad (۶)$$

$$F(x) = \begin{bmatrix} f_1(x) \\ f_2(x) \\ f_3(x) \end{bmatrix} \quad (۷)$$

$$\min_x \frac{1}{2} \|F(x)\|_2^2 = \frac{1}{2} \sum_i f_i(x)^2 \quad (۸)$$

در رابطه‌ی (۶) پارامتری است که در طول عملیات بهینه‌سازی و به منظور مینیمم ساختن بردار خروجی تابع fun بهینه می‌شود. x0 مقدار اولیه‌ای برای x است.

در الگوریتم نویززدایی مبتنی بر مدل این دستور با فرمت زیر به کار رفته است:

$$\sigma = \text{lsqnonlin}(\text{gaussfit}, \sigma0) \quad (۹)$$

و خروجی gaussfit که در واقع همان بردار به دست آمده از رابطه‌ی (۵) است با تغییر مقدار σ (انحراف معیار هر گوسی) مینیمم می‌شود.

در این رابطه t مکان میانه‌ی گوسی، lb حد سمت راست ناحیه‌ی تطبیق و ub حد سمت چپ ناحیه‌ی تطبیق هر گوسی است.

۱۰. تمامی پارامترهای گوسی استخراج شده برای گوسی‌های مثبت و منفی در ماتریسی به نام Total ذخیره می‌شوند. در این ماتریس درایه‌ای به نام sign در نظر گرفته شده است که مثبت یا منفی بودن دامنه‌ی هر گوسی را در هنگام تطبیق آن و تشکیل مدل نهایی مشخص می‌کند.

۳-۲-۲ - تطبیق اولیه‌ی مدل مجموع گوسی و بهبود

پارامترهای مدل

این بخش از الگوریتم از دو بلوک اصلی تشکیل می‌شود:

الف) بلوک تطبیق گوسی‌ها

در این مرحله با استفاده از پارامترهای حاصل از مراحل قبل گوسی‌های سازنده‌ی مدل تشکیل می‌شوند. تطبیق هر گوسی با دادن پارامترهای گوسی به عنوان ورودی به دستور gaussmf که از دستورات پیش‌نویس نرم‌افزار Matlab است انجام می‌شود. (رابطه‌ی (۴))

$$\text{Model} = \text{gaussmf}(t, [\sigma, \mu]) \quad (۴)$$

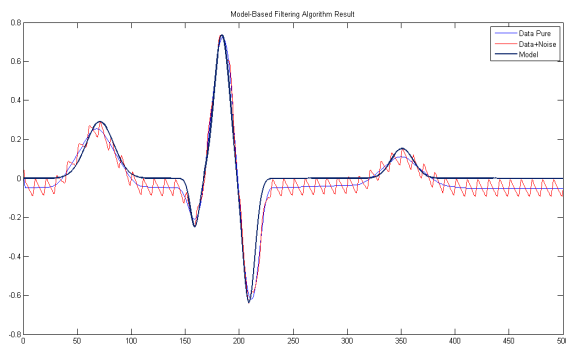
در رابطه‌ی (۴)، t برابر ناحیه‌ی تطبیق مشخص شده برای هر گوسی است. در این بلوک، تطبیق هر گوسی در ناحیه‌ی lb:ub که برای هر گوسی یکتا است انجام می‌شود و اختلاف مدل تطبیق یافته و سیگنال ورودی در ناحیه‌ی lb:ub، ذخیره می‌شود. (رابطه‌ی (۵))

$$Y(lb : ub) = \text{ECG}(lb : ub) - \text{Model}(lb : ub) \quad (۵)$$

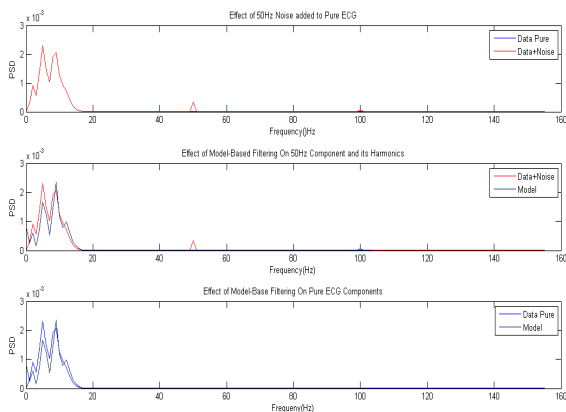
باید توجه داشت که در این بلوک مدل به صورت یک‌جا ساخته نمی‌شود بلکه حلقه‌ای با رفت‌وآمد مکرر بین بلوک‌های الف و ب تشکیل می‌شود تا بهترین و کم‌خطاترین

۳- بحث و نتیجه گیری

۳-۱- نتایج نهایی اجرای الگوریتم نویززدایی مبتنی بر مدل مجموع گوسی (نمودارهای حوزه زمان و فرکانس) نمایش عملکرد الگوریتم در حذف نویز ۵۰ هرتز))



شکل ۳- نتیجه اجرای الگوریتم نویززدایی مبتنی بر مدل مجموع گوسی بر الکتروکاردیوگرام سنتز شده توسط Matlab که به نویز ۵۰ هرتز آلوده شده است.



شکل ۴- نتایج حوزه فرکانسی (چگالی طیف توان سیگنال عاری از نویز، سیگنال آلوده شده به نویز ۵۰ هرتز و مدل به دست آمده از اجرای الگوریتم نویززدایی مبتنی بر مدل مجموع

۲-۲-۴- تشکیل مدل عاری از نویز و برقراری ارتباط با کاربر

مدل مجموع گوسی ها طبق رابطه (۲) تشکیل و به همراه الکتروکاردیوگرام آلوده به نویز برای کاربر نمایش داده می شود و از کاربر پرسش می شود که آیا مدل از دقت کافی برخوردار است یا خیر.

اگر گزینه Yes انتخاب شود پروسه مدل سازی و نویززدایی خاتمه می یابد و در صورتی که کاربر گزینه No را انتخاب کند از او پرسیده می شود که آیا مدل دچار بیش تخمینی است یا کم تخمینی.

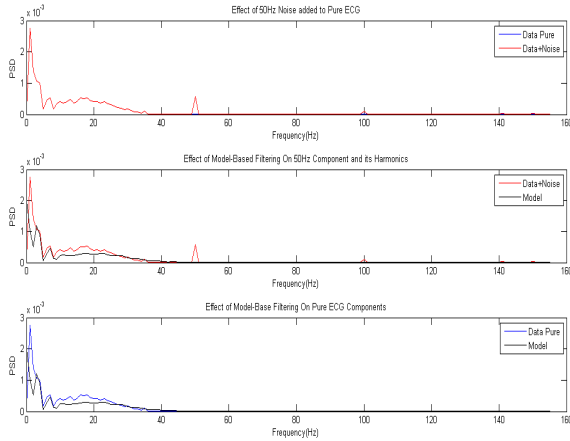
بیش تخمینی به معنای آن است که شکل موج هایی علاوه بر شکل موج های اصلی و لازم سیگنال الکتروکاردیوگرام مدل شده اند و مدل طبق رابطه (۱۰) باید اصلاح شود.

$$ECG_{new} = ECG_{old} - \text{Unwanted Gaussian/Gaussians} \quad (10)$$

کم تخمینی به معنای آن است برخی از پیک های اصلی و لازم سیگنال الکتروکاردیوگرام مدل نشده اند مدل طبق رابطه (۱۱) باید اصلاح شود.

$$ECG_{new} = ECG_{old} + \text{Neglected Gaussian/Gaussians} \quad (11)$$

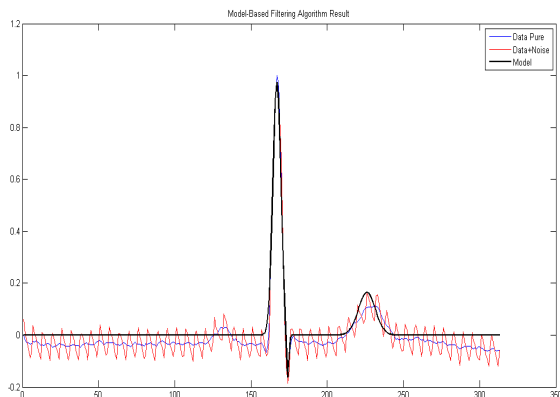
با توجه به پاسخ کاربر معیار فاصله در گام ۴ بخش ۲-۲-۲ تغییر می کند و ماتریس ماکزیمم های اصلی مجدداً تشکیل می شود. سپس اجرای الگوریتم از گام ۵ از سر گرفته می شود. در الگوریتم حاضر کاربر تا ۱۰ بار قادر به درخواست برای اصلاح مدل است. در هر بار اصلاح مدل، الگوریتم معیاری به نام range را با توجه به پاسخ کاربر تغییر می دهد و عملیات مدل سازی و نویززدایی را با معیار جدید تکرار می کند. اصلاح مدل تا زمانی که کاربر از مدل حاصل اعلام رضایت کند و یا شمارشگر حلقه پرسش از کاربر به ۱۰ برسد ادامه می یابد.



شکل ۶- نتایج حوزه‌ی فرکانسی (چگالی طیف توان سیگنال عاری از نویز، سیگنال آلوده شده به نویز ۵۰ هرتز و مدل به دست آمده از اجرای الگوریتم نویززدایی مبتنی بر مدل مجموع گوسی گوسی بر نمونه‌ای از داده‌های MIT-BIH Arrhythmia Database (mitdb) که به نویز ۵۰ هرتز آلوده شده است.

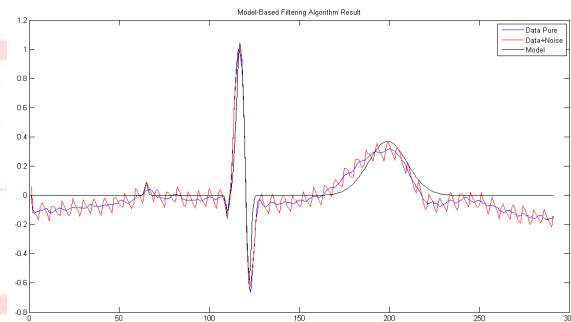
در شکل ۶ اختلاف چشمگیر نمودارهای چگالی طیف توان، ناشی از تفاوت شکل موج P در ودل و سیگنال تمیز است.

۳-۲- بررسی تأثیر درخواست کاربر برای اصلاح مدل، بر مدل نهایی



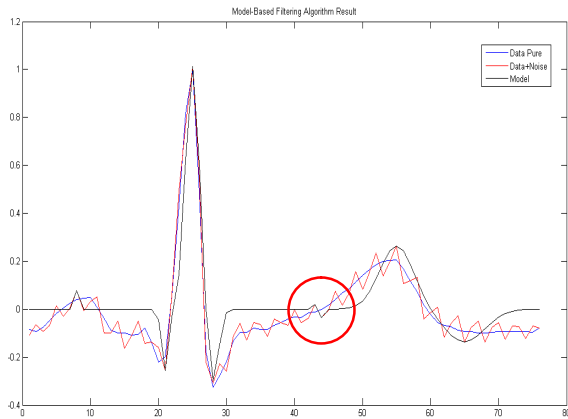
گوسی بر روی الکتروکاردیوگرام سنتز شده توسط Matlab که به نویز ۵۰ هرتز آلوده شده است.

شکل ۴ عملکرد الگوریتم در حذف نویز ۵۰ هرتز را نمایش می‌دهد. اختلاف اندک موجود در چگالی طیف توان مدل و سیگنال آلوده به نویز و سیگنال تمیز در فرکانس‌های پایین به آن دلیل است که مدل تخمینی از سیگنال عاری از نویز است که با اجرای الگوریتم بر روی داده‌ی آلوده به نویز ساخته می‌شود و به همین دلیل تمام گوسی‌های فرکانس پایین مدل نمی‌شوند بلکه تنها الگوهای اصلی الکتروکاردیوگرام مدل می‌شوند.

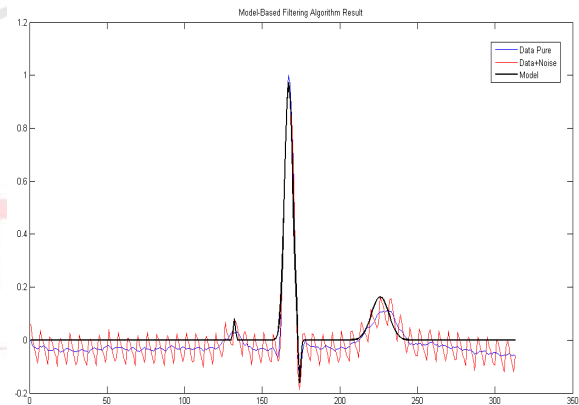


شکل ۵- نتیجه‌ی اجرای الگوریتم نویززدایی مبتنی بر مدل مجموع گوسی بر نمونه‌ای از داده‌های MIT-BIH Arrhythmia Database (mitdb) که به نویز ۵۰ هرتز آلوده شده است. شکل موج p چندان مطلوب نیست. این عدم مطلوبیت ناشی از عملکرد بهبود Lsqnonlin است که بر اساس شباهت بین مدل و سیگنال ورودی (الکتروکاردیوگرام آلوده به نویز) مدل را بهبود می‌دهد.

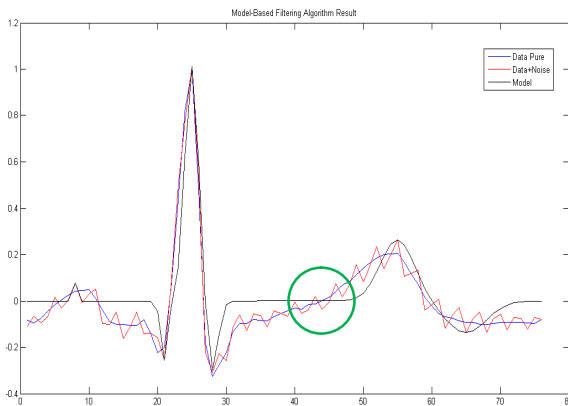
شکل ۷- نتیجهی اجرای الگوریتم نویززدایی مبتنی بر مدل مجموع گوسی بر نمونه‌های از داده‌های MIT-BIH Arrhythmia Database (mitdb) که به نویز ۵۰ هرتز آلوده شده است. مشاهده می‌شود که شکل موج P مدل نشده است. در صورتی که کاربر اعلام کند که از مدل راضی نیست و گزینهی Under Estimation را انتخاب کند مدل به صورت شکل ۸ اصلاح می‌شود.



شکل ۹- نتیجهی اجرای الگوریتم نویززدایی مبتنی بر مدل مجموع گوسی بر نمونه‌های از داده‌های MIT-BIH Arrhythmia Database (mitdb) که به نویز ۵۰ هرتز آلوده شده است. دو شکل موج مشخص شده با دایره‌ی قرمز رنگ به اشتباه مدل شده‌اند و با اعلام بیش تخمینی از سوی کاربر مدل به صورت شکل ۱۰ اصلاح می‌شود.



شکل ۸- با اعلام کم تخمینی از سوی کاربر، الگوریتم اقدام به اصلاح مدل کرده است. موج p غایب در شکل ۷ پس از اصلاح در این شکل نمایان شده است.



شکل ۱۰- گوسی‌های اضافی مدل شده در شکل ۹ پس از درخواست کاربر برای اصلاح مدل در شکل ۹ حذف شده‌اند. به ناحیه‌ی مشخص شده با دایره‌ی سبز توجه شود.

CCMN: میزان شباهت مدل مجموع گوسی و داده‌ی آلوده به نویز
 PRDMD: میزان خطا بین مدل مجموع گوسی و داده‌ی تمیز
 PRDMN: میزان خطا بین مدل مجموع گوسی و داده‌ی آلوده به نویز

مقادیر محاسبه شده‌ی این مقادیر برای داده‌های معرفی شده در جدول ۱، در جداول ۲ و ۳ آمده است.

جدول ۲: مقایسه‌ی میزان شباهت مدل نهایی حاصل از اجرای الگوریتم به سیگنال الکتروکاردیوگرام تمییز اولیه و سیگنال الکتروکاردیوگرام آلوده شده به نویز ۵۰ هرتز

DATABASE	CCMD مدل نهایی	CCMN مدل نهایی	رابطه‌ی و CCMD مدل CCMN نهایی
Database3	0.9453	0.9259	CCMD>CCMN
Database4	0.9856	0.9448	CCMD>CCMN
Database5	0.9286	0.9192	CCMD>CCMN
Database6	0.9260	0.9116	CCMD>CCMN
Database8	0.9736	0.9614	CCMD>CCMN

جدول ۳: مقایسه‌ی میزان درصد فاصله از انحراف معیار مدل نهایی حاصل از اجرای الگوریتم از سیگنال الکتروکاردیوگرام تمییز اولیه و سیگنال الکتروکاردیوگرام آلوده شده به نویز ۵۰ هرتز

۳-۳- پارامترهای ارزیابی عملکرد الگوریتم

از دو پارامتر درصد فاصله از انحراف معیار (PRD) و میزان شباهت (ضریب همبستگی) (CC) به منظور ارزیابی عملکرد الگوریتم در حذف نویز ۵۰ هرتز و ساختن مدلی عاری از نویز استفاده شده است.

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^L (x_o(i) - x_r(i))^2}{\sum_{i=1}^L x_o^2(i)}} \quad (12)$$

$$CC = \frac{\frac{1}{L} \sum_{i=1}^L (x_o(i) - \mu_o) \cdot (x_r(i) - \mu_r)}{\sqrt{\frac{1}{L} \sum_{i=1}^L (x_o(i) - \mu_o)^2} \sqrt{\frac{1}{L} \sum_{i=1}^L (x_r(i) - \mu_r)^2}} \quad (13)$$

که در این روابط x_o و x_r به ترتیب نشان دهنده‌ی سیگنال اصلی و سیگنال مدل شده و μ_o و μ_r نیز به ترتیب برابر با میانگین سیگنال اصلی و میانگین سیگنال مدل شده هستند. L نشان دهنده‌ی طول سیگنال است.

PRD مقداری بین صفر و یک است و گونه‌ای از خطا می‌باشد که هرچقدر میزان این کمیت بین مدل ساخته شده و سیگنال الکتروکاردیوگرام تمیز کمتر باشد به معنای موفقیت بیشتر الگوریتم در مدلسازی است.

CC نیز مقداری بین صفر و یک است و نزدیکی مقدار آن به یک مطلوب و بیانگر شباهت بیشتر دو سیگنال است.

با توجه به روابط ارائه شده در بالا پارامترهای زیر به منظور ارزیابی عملکرد الگوریتم تعریف و محاسبه شده‌اند.
 CCMD: میزان شباهت مدل مجموع گوسی و داده‌ی تمیز

- [3] Clifford GD., Francisco Azuaje and Patrick E. McSharry, "Advanced methods and tools for ECG Data Analysis", ARTECH HOUSE.
- [4] Clifford GD., Shoeb A., McSharry PE, Janz BA. , "Modelbased filtering, compression and classification of the ECG", International Journal of Bioelectromagnetism, 2005, 7:158-161.
- [5] Clifford GD., "A Novel Framework for Signal Representation and Source Separation: Applications to Filtering and Segmentation of Biosignals", Journal of Biological Systems, 2006, 14:169-183.Ccc
- [6] V.Candy James, "Model-Based Signal Processing", Wiley Interscience, IEEE Press, Hoboken, New Jersey, 2006.

[۷] محسن پاشنا، "مدلسازی سیگنال الکتروکاردیوگرام به روش مدل ترکیب گوسی‌ها (GCM)"، پایان‌نامه کارشناسی مهندسی برق - مهندسی پزشکی (بیوالکترونیک)، دانشگاه آزاد اسلامی - واحد علوم و تحقیقات - دانشکده مهندسی پزشکی، تهران، ۱۳۸۵.

DATABASE	PRDMD مدل نهایی	PRDMN مدل نهایی	رابطه‌ی PRDMD و PRDMN نهایی
Database3	0.3357	0.3851	PRDMD<PRDMN
Database4	0.1884	0.3357	PRDMD<PRDMN
Database5	0.3760	0.3985	PRDMD<PRDMN
Database6	0.3916	0.4247	PRDMD<PRDMN
Database8	0.2346	0.2804	PRDMD<PRDMN

هدف از ارائه‌ی جداول ۲ و ۳ مشخص کردن این نکته است که در نویززدایی و مدلسازی تمامی داده‌های موجود در بانک داده‌ها میزان شباهت مدل نهایی به سیگنال الکتروکاردیوگرام تمیز بیشتر از شباهت مدل نهایی به سیگنال الکتروکاردیوگرام آلوده به نویز است. هم‌چنین خطای محاسبه شده بین مدل نهایی و سیگنال الکتروکاردیوگرام تمیز کمتر از خطای محاسبه شده بین مدل و سیگنال الکتروکاردیوگرام آلوده به نویز است.

از نکات ذکر شده می‌توان نتیجه گرفت که الگوریتم پروژه‌ی حاضر در ساختن مدلی عاری از نویز و شبیه به سیگنال الکتروکاردیوگرام تمیز تا حد زیادی موفق بوده است.

سپاسگزاری

از سرکار خانم مهندس زینب‌السادات طاهری برای همکاری و همدلی‌شان سپاس گزاریم.

مراجع

- [1] S Parvaneh, M Pashna, "Electrocardiogram Synthesis Using a Gaussian Combination Model (GCM)", Computers in Cardiology, 2007, 34:621-624.
- [2] Suppappola S, Sunl Y, Chiaramida SA. , "Gaussian pulse decomposition: An intuitive model of electrocardiogram waveforms", Annals of Biomedical Engineering, 1997; 25:252-260.