

طراحی فیلترهای تطبیقی جهت حذف نویز و آنالیز سیگنال ECG قلب با Matlab

نویسنده: رها اشتیاقی

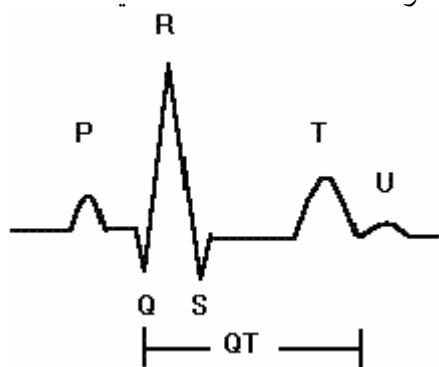
آدرس محل کار:-

E-mail: reshtiaghi@yahoo.com

چکیده - در این مقاله بخشی از سیگنالهای حاصل از قلب انسان مورد آنالیز قرار گرفته است. این سیگنالها ماهیت تصادفی داشته و آنالیز آنها مستلزم استفاده از فیلترهایی است که نیاز به ورودی ثابت اولیه نداشته باشند. لذا از ساختار فیلترهای تطبیقی که الگوریتم بازگشتی مناسبی داشته باشند بهره گرفته ایم. براساس برنامه های کامپیوتری نوشته شده در این مقاله و نتایج حاصل از آنها به وضوح دیده میشود که این نوع فیلترینگ جهت حذف انواع نویزهای محیطی و بیولوژیکی و آنالیز سیگنال قلب جهت تشخیص انواع آریتمیهای قلبی موثر واقع شده است. لازم به ذکر است که نویزهای موجود در این سیگنالها شباهت بسیار زیادی با آریتمیهای قلب داشته و فیلترینگ تطبیقی راهی موثر در تمییز دادن این دو مورد و تشخیص بهتر بیماریهای قلبی ارائه میدهد.

کلید واژه- آریتم قلبی، آنالیز، فیلترینگ، نویز، ECG

نهایت، تحلیل برخی از آریتمیهای قلبی، از فیلترهای مناسب بهره گرفتگیه ایسم.



شکل 1- موج ضربانات قلبی [3]

زمانی که میخواهیم فیلتری طراحی کنیم که در سیستم آماری و یا در حالت کلی سیستم تصادفی مورد استفاده قرار بگیرد، باید خصوصیات آماری سیستم مورد نظر را داشته باشیم در این صورت ما سیستمی داریم که ورودی آن دیتای مورد نظر

1- مقدمه

امروزه تحلیل مهندسی سیگنالهای بیولوژیکی از اهمیت ویژه ای برخوردار شده است که سیگنال ECG قلب از جمله آنهاست. یکی از ابزارهای بررسی این سیگنال دستگاه HOLTER MONITORING است که در مدت 48 ساعت حجم بالایی از دیتای قلبی بیمار را در اختیار ما قرار می دهد. این دیتا خالص نبوده و حاوی انواع نویزهای محیطی و بیولوژیکی میباشد. در شکل (1) بخشهای تشکیل دهنده سیگنال ECG رامیبینیم که در حالت طبیعی درهر ضربان قلب از یک موج P، یک کمپلکس QRS و یک موج T تشکیل شده است. نویزهای وارده و انواع تغییرات غیر نرمال قلبی بر این امواج سوار میشوند. لذا در این مقاله جهت حذف نویزهای وارده به این دیتا و در

2-2 - الگوریتم LMS (Least Mean Squares)

این الگوریتم یک تکنیک تکرار شونده برای مینیمم سازی MSE بین ورودیهای اولیه و رفرنس است و تا بدست آمدن نتیجه مورد نظر این الگوریتم بصورت بازگشتی تکرار میشود و تعداد این تکرارها بستگی به میزان دقت مورد نظر نویسنده آن دارد.

اگر ضرایب فیلتر بردار:

$$w(k) = [w_{1k}, w_{2k}, \dots, w_{jk}, \dots, w_{nk}] \quad (1)$$

وبردار زیر شامل نمونه هایی از سیگنال رفرنس باشد:

$$x(k) = [x_{1k}, x_{2k}, \dots, x_{nk}] \quad (2)$$

طبق الگوریتم LMS داریم:

$$W(k+1) = w(k) + 2\mu * E(k) * x(k) \quad (3)$$

D(k): بردار ورودی اولیه که باید فیلتر شود.

Y(k): بردار خروجی فیلتر.

E(k): بصورت $d(k) - y(k)$ ، تعریف میشود.

پارامتر μ بصورت تجربی انتخاب میشود. به منظور افزایش سرعت همگرایی میتوان این پارامتر را بزرگتر نمود.

2-3 - فیلتر ARF

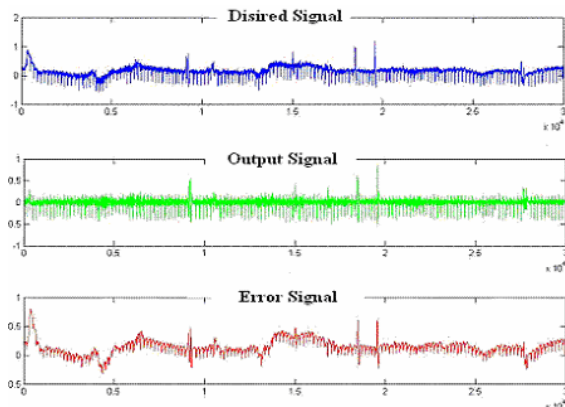
هدف فیلتر ARF تنظیم ضرایب بگونه ای است که پاسخ ضربه سیگنال دخواه بدست آید. یک کمپلکس سیگنال P_QRS_T را به عنوان ورودی اولیه ای که میخواهیم فیلتر شود، در نمونه های $s1, s2, \dots$ داریم و ورودی رفرنس که در این نوع فیلتر سیگنال ضربه با نمونه هایی در $k=0, 1, \dots, L$ است، در نظر میگیریم. بنابراین این فیلتر نیاز به L وزن قابل تغییر دارد. بر اساس معادله (3) و مطابق شکل (2) سیگنال اصلی نویز دار با خروجی فیلتر مقایسه شده و تفاوت آنها که در شکل با E_k نشان داده شده، به ضرایب فیلتر

بهمراه اطلاعات اضافی (در حالت خاص نویز) میباشد. و کاربرد آن مینیمم سازی اثرات نویز در خروجی فیلتر است. به این علت که اطلاعات آماری سیگنالهای ECG ناشناخته بوده و یا دایما در حال تغییر میباشد، از نوع خاصی از فیلترها با نام تطبیقی استفاده میشود که در این مقاله به بررسی نوع خواصی از آنها و الگوریتم اجرایی این فیلترها و در آخر تحلیل ECG به کمک این فیلتر و بررسی نتایج حاصله از شبیه سازی کامپیوتری میپردازیم. [1], [3]

2- تئوری فیلترینگ تطبیقی

1-2- ساختار کلی

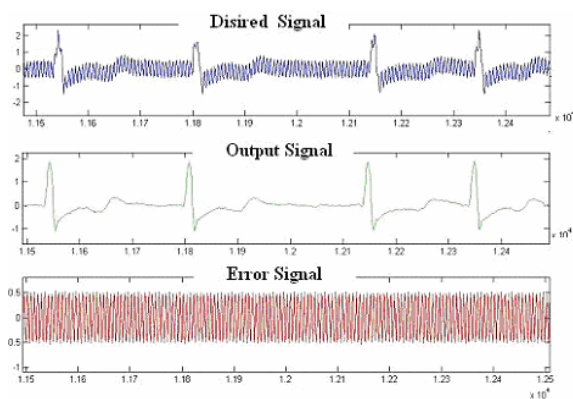
ساختار این فیلترها به گونه ای تنظیم شده که نیاز به دو ورودی دارد. ورودی اولیه که در این کاربرد سیگنال ECG قلبی همراه با نویز است و ورودی رفرنس که در حالت کلی سیگنالی است که به نوعی با سیگنال مورد بررسی یا نویزی که باید فیلتر شود همبستگی دارد اختلاف بین سیگنال ورودی و خروجی فیلتر، خطای فیلتر نامیده میشود. مناسب ترین راه جهت بهینه سازی فیلتر، مینیمم سازی میانگین مربعات سیگنال خطاست. در تمام موارد فیلتر تطبیقی مربع خطای بین ورودی اولیه و ورودی رفرنس را که به نام خطای (MSE) خوانده میشود مینیمم میسازد. در ساختار این فیلترها از الگوریتم بازگشتی LMS که در بخش بعدی توضیح داده خواهد شد، استفاده شده است و پاسخ ضربه یک کمپلکس QRS نرمال از این طریق بدست میآید. با استفاده از این روش: امواج P در آریتمیهای مختلف قلبی، کمپلکس های بطنی زودرس، بلیوک های هدایتی ناخواسته، فیبریلاسیون دهلیزی و paced rhythm ها قابل تشخیص هستند.



شکل 3 - سیگنال اولی سیگنال همراه با نویزی است که باعث انحراف آن از خط اصلی خود شده و سیگنال دوم سیگنال فیلتر شده و سیگنال سوم سیگنال نویز وارده یا همان خطای فیلتر است .

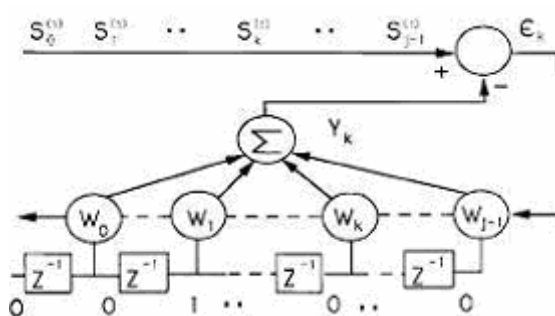
Adaptive 50 Hz cancellation -2-1-3

این نویز نیز محیطی بوده و ناشی از تداخلات برق شهری است. مشکل عمده ی ساخت این فیلتر وجود هارمونیک های فرعی سیگنال سینوسی است و در واقع این نویز 50hz خالص نباشد. برای حل این مشکل فرض میکنیم که نویز وارده به تمام الکترودها یکسان است در این صورت بخش Common mode سیگنال قلب که از الکترودهای پای راست گرفته میشود و با نویز وارده به ECG همبستگی دارد ، به عنوان ورودی رفرنس در نظر میگیریم و طبأً سیگنال ECG نویز دار، ورودی اولیه ما خواهد بود. [2]



شکل 4 - شکل اول مربوط به خود سیگنال و شکل دوم مربوط به سیگنال فیلتر شده و عاری از موج سینوسی است و شکل سوم مربوط به نویز وارده است.

اعمال شده و $W(k+1)$ ساخته میشود تا زمانی که E_k به حد خطای تعیین شده توسط LMS برسد این الگوریتم ادامه خواهد داشت. به این ترتیب پاسخ ضربه سیگنال ECG که در واقع همان ضربانات قلب خالص و عاری از نویز و همبسته با سیگنال ضربه ی ورودی رفرنس است ، حاصل میشود. این سیگنال همان نبض شخص بوده که در بخش های بعدی به عنوان ورودی رفرنس استفاده خواهد شد . [1]



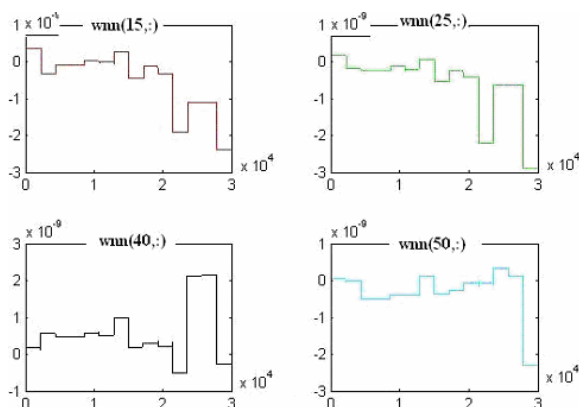
شکل 2 - نمونه ای از یک فیلتر تطبیقی ARF [1]

3- نتایج شبیه سازی کامپیوتری

3-1- حذف نویز از سیگنال ECG

Baseline wander reduction-1-1-3

این نویز محیطی بوده و در واقع مقدار DC به سیگنال بیمار اضافه کرده است . فیلتر تطبیقی جهت حذف این نوع نویز فیلتری با پهنای باند باریک میتواند باشد که فرکانس مرکزی آن حول صفر است و در واقع قسمتهای DC و تغییرات کند وارده به سیگنال را حذف میکند و ورودی رفرنس ما مقدار ثابت یک است. [2] در این فیلتر بخش هایی از سیگنال نویز دار که با ورودی رفرنس 1 همبسته هستند جدا شده و به عنوان error signal در شکل (3) دیده میشود و مابقی output signal یا همان ECG عاری از نویز است.



شکل 5 - تغییرات همگرایی ضرایب فیلتر با افزایش tap ها (طول بردار اولیه) فیلتر در Tap برابر 50 بهترین نتیجه بدست میاید.

تأثیرات مخرب این فیلترینگ روی سیگنال باعث از بین رفتن بعضی از خواص سیگنال شده و برای تشخیص انواع بیماریها تقریباً غیر قابل استفاده خواهد بود ولی حالت خالی از نویز این سیگنال در QRS Detection، مفید خواهد بود.

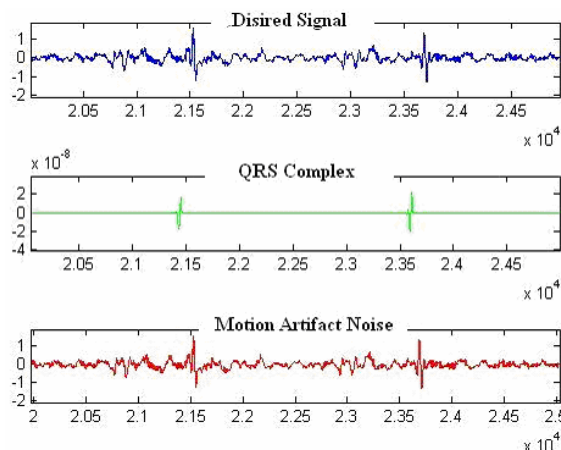
3-2- تشخیص آریتم های قلبی توسط تکنیک فیلترینگ تطبیقی

تکنیک فیلترینگ تطبیقی برای تشخیص آریتمهای مختلف قلبی نیز بکار میرود. کاربرد این نوع فیلترینگ براساس دو واقعیت زیر میباشد.

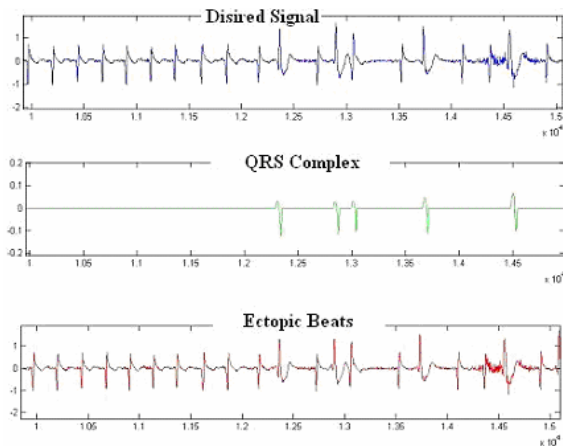
- 1 - سیگنال ECG مورد نظر توسط کمپلکس کامل و بی نقص P-QRS-T مشخص میشود.
 - 2 - این سیگنال با هر ضربان قلب تکرار میشود.
- در شرایط نرمال این ساختار در تمام ضربان های قلب ثابت میماند و هر نوع تغییر در این ساختار نشانگر نوعی آریتم قلبی است با بهم خوردن این ساختار، فیلتر تطبیقی هر جزء ناهمبسته سیگنال را استخراج میکند. [2]

3-1- Motion Artifact Cancelation

Motion Artifact یا تغییرات ناگهانی مثلاً حرکت ناگهانی دست بیمار، نویزی است که به سختی اسیگنال مورد نظر جدا میشود. دلیل این حالت همپوشانی طیف این سیگنال با سیگنال ECG قلب است. و ساختار بیولوژیکی این سیگنال شباهت زیادی با ساختار P_QRS_T دارد. درحالیکه فیلترهای خطی معمولی از تشخیص این نویز عاجز هستند، ساختار فیلتر تطبیقی در این زمینه مفید خواهد بود. ورودی اولیه این فیلتر سیگنال ECG همراه نویز Motion Artifact بوده و ورودی رفرنس آن قطار ضربه که در همبستگی آماری کامل با سیگنال ECG است. [2] جزئیات کامل در متن برنامه کامپیوتری مشخص است. با کاستن این سیگنال از سیگنال ECG مورد نظر، این بار پاسخ دخواه ما که بخش های همبسته با قطار ضربه ی ورودی رفرنس است، در بخش Ek قرار دارد که در شکل (5) با عنوان qrs Complex مشخص شده است.



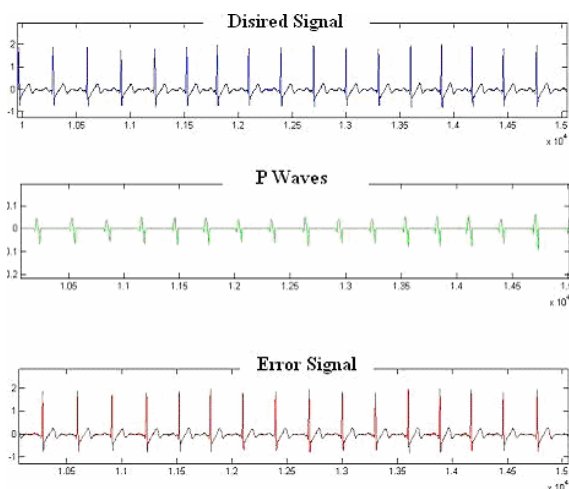
شکل 4 - اولی سیگنال اصلی ما و دومین شکل مربوط به موج p-qrs وسومی نویزهای motion artifact یا حرکات ناگهانی مثلاً دست بیمار است. و شکل (5) همگرایی ضرایب فیلتر را نشان میدهد که تاییدی بر صحت کار است.



شکل 6- اولی سیگنال اصلی ما و دومین شکل مربوط به موج p-qrs و سومی ectopic beat ها هستند.

3-2-2- تشخیص موج P در بلوک های هدایتی ناخواسته-

دامنه موج p کوتاه بوده و بسیاری از آریتمهای قلبی مثل بلوک های هدایتی ناخواسته یا فیبریلاسیون دهلیزی اثر خود را در این موج ظاهر می کنند لذا استخراج این موج دامنه کوتاه از اهمیت زیادی برخوردار است. الگوریتم برنامه استخراج موج P شباهت زیادی با برنامه Ectopic Beat داشته و تنها تفاوت آن تغییر محل قطار پالس اعمالی به نزدیک محل موج P میباشد تا خروجی فیلتر تخمینی از موج P باشد. نتایج حاصل از شبیه سازی را در شکل (7) میبینیم:



شکل 7- شکل دوم پاسخ مورد نظر ما یا همان موج P استخراج شده است.

3-2-1- حذف کمپلکس qrs_t از سیگنال ECG و تشخیص Ectopic Beat ها-

در فصل قبل به قطار ضربه همبسته با سیگنال اشاره شد. نیاز به توضیح است که این قطار ضربه از قرار دادن threshold مناسب در سیگنال خروجی فیلتر ARF، بدست میاید. ساختار Ectopic Beat که تفاوت زیادی با ساختار کمپلکس نرمال دارد و در شرایطی رخ میدهد که عضلات قلبی بصورت غیر نرمال کارکنند. با استفاده از فیلتر تطبیقی که بر اساس مینیمم سازی اختلاف همبستگی مشخصه های آماری سیگنال مورد نظر با مشخصه های ورودی رفرنس کار میکند، میتوان این آریتم را تشخیص داد به این ترتیب که با اعمال ورودی رفرنس که به صورت قطار ضربه حاصل از فیلتر ARF، مطرح شده در بخش 2-2 و همبسته با QRS_T، درست در لحظه شروع این کمپلکس، بیت های غیرنرمال ظاهر میشوند [3] در واقع این تشخیص شامل حذف qrs نرمال از سیگنال میباشد که در این صورت سیگنال خطای فیلتر همان بیت های آنرمال خواهد بود. نتایج در شکل (6) قابل مشاهده است.

در این الگوریتم نیز مشابه حذف مسأله Motion Artifact، تنها کاری که باید انجام دهیم مشخص کردن Threshold مناسب و نیز مقدار شیفتم زمانی کافی جهت ایجاد پالس هایی است که با کمپلکس QRS همبستگی داشته و در ورودی رفرنس فیلتر از آن بتوان استفاده کرد. پس از کم کردن این تخمین از سیگنال اصلی، ectopic beat ها ظاهر میشوند.

سپاس-

با سپاس از استاد راهنما جناب آقای دکتر طینتی.

مراجع-

1. Adaptive Filter Theory

By: Simon Haykin

2. Applications of Adaptive Filtering to ECG Analysis: Noise Cancellation and Arrhythmia Detection

By: Nitish V. Thakor

Yi-Sheng Zhu

1991. IEEE

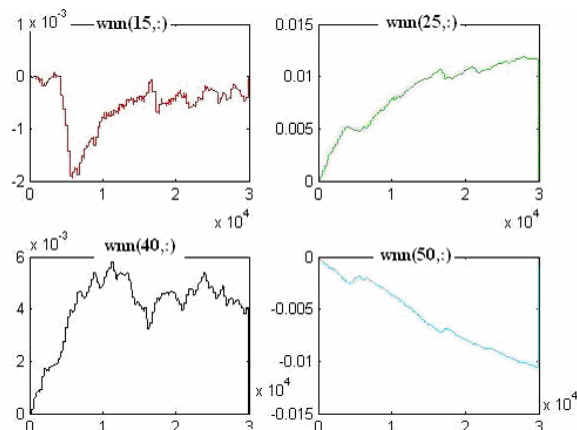
Transactions on biomedical engineering

vol. 38

3. Physiology

By: Guyton

و در شکل (8) همگرای ضرایب فیلتر را مشاهده میکنیم.



شکل 8 - تغییرات همگرایی ضرایب فیلتر با افزایش tap ها (طول بردار اولیه) فیلتر در Tap برابر 15 بهترین نتیجه بدست میاید.

5 - نتیجه گیری

فیلترهای تطبیقی بررسی شده در اینجا قدم بسیار کوچکی در فرایند تشخیص آریتمی های قلبی است این فیلترها در نهایت باید توانایی تشخیص اکثریت این آریتمی ها را داشته باشند و در میکروپروسسورهای مونیتورهای تشخیص آریتمی های قلبی و بررسی کامل سیگنال ECG، پیاده سازی نمود.

توضیحات- بخشهای تئوری این مقاله برگرفته از مراجع ذکر شده در متن و بخش شبیه سازی و تمام شکل های مربوطه برگرفته از شبیه سازی و تحلیل شخصی میباشند.