

پیاده سازی الگوریتمی نوین در ثبت و پردازش سیگنال الکتروکاردیوگرام مبتنی بر ارتباطات بی سیم تلفن همراه

مینا سادات حسینی^۱، بشیر نجف آبادیان^۲، سید علی نوابی کردآبادی^۳، رضا قدیری^۴، مجید اوحدی^۵، آرش دهقانی^۶، حسین حمیدی پور^۷

^۱دانشگاه آزاد اسلامی واحد اصفهان (خوراسگان)، گروه برق الکترونیک، اصفهان، ایران
Ms.hoseini@khuisf.ac.ir

^۲عضو باشگاه پژوهشگران و نخبگان دانشگاه آزاد اسلامی واحد خمینی شهر، اصفهان، ایران
دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات تهران، گروه مهندسی پزشکی بیوالکترونیک، تهران، ایران
Bashir.najafabadian@iaukhsh.ac.ir

^۳دانشگاه آزاد اسلامی واحد اصفهان (خوراسگان)، گروه برق الکترونیک، اصفهان، ایران
Ali.navabi@khuisf.ac.ir

^۴عضو باشگاه پژوهشگران و نخبگان دانشگاه آزاد اسلامی واحد خمینی شهر، اصفهان، ایران
reza.ghadiri.92@gmail.com

^۵دانشگاه صنعتی مالک اشتر، گروه برق کنترل، تهران، ایران
majid_ohadi@yahoo.com

^۶دانشگاه صدا و سیما جمهوری اسلامی ایران، گروه برق مخابرات، تهران، ایران
arash.dehghan@yahoo.com

^۷مدرس دانشگاه آزاد اسلامی واحد اصفهان (خوراسگان)، گروه برق الکترونیک، اصفهان، ایران
h.hamidipour@khuisf.ac.ir

چکیده - عملکرد نادرست میوکارد قلب یک عامل تهدیدکننده ی سلامتی انسان است و از این جهت که بشر اکثراً تحت تاثیر آریتمی ها و حملات ناگهانی قلبی قرار دارند؛ می توان این آسیب ها را به عنوان یک عامل مهم و جدی در مرگ و میر های سالانه قلمداد کرد. شانس وقوع یک حمله ی قلبی جدی با اولین بلوک قلبی افزایش خواهد یافت، از این رو تشخیص زمان شروع این آریتمی همواره به عنوان یک موضوع چالش برانگیز مطرح بوده است. در این مقاله قصد داریم سیستمی را پیشنهاد کنیم که قادر است با پایش مداوم وضعیت قلب، نارسایی های قلبی را در همان مراحل ابتدایی و اولیه تشخیص داده و هر گونه انحراف از حالت طبیعی را از طریق شبکه ی سراسری تلفن همراه به پزشک و بیمار هشدار دهد. بنابراین وضعیت حیاتی بیمار در اسرع وقت برای حالات غیر طبیعی گزارش شده و این خود می تواند شانس ادامه ی حیات را برای یک بیمار قلبی افزایش دهد.

کلید واژه- الکتروکاردیوگرافی، شبکه ی سراسری تلفن همراه، تله متری، نرم افزار لب ویو و ارتباطات بی سیم

های مغزی و نارسایی های عروقی به روز می کنند [۶]. در

پیش گرفتن مجموعه ای از اقدامات پیش گیرانه برای حفظ حیات قربانیان این بیماری ها، حداقل برای نسل ها ی آینده امری ضروری به نظر می رسد [۱۶]. براساس یک تحقیق صورت گرفته در سال ۲۰۰۷، میزان مرگ و میر های ناشی از بیماری های قلبی عروقی ۲۵۱،۲ در هر ۱۰۰۰۰ فرد تا سال ۲۰۰۷ بوده است [۱۲]. تحقیقات اخیر نشان داده که این

۱- مقدمه

براساس گزارش سازمان جهانی بهداشت عملکرد نادرست میوکارد قلب مهم ترین عامل در مرگ و میر های ناشی از نارسایی های قلبی است [۸]. انجمن های قلب و نهادهای ملی وابسته در سرتاسر جهان به صورت سالانه، آمارهای خود را در مورد تعداد قربانیان بیماری های چون حملات قلبی، سکنه

۲۰۲۱ آبان ماه ۱۳۹۴ - دانشگاه آزاد اسلامی واحد اصفهان (خوراگان)

۲- سیستم های موجود

برای طراحی و ساخت سیستم شبکه ی مبتنی بر حسگرهای بی سیم که بتواند به صورت مداوم وضعیت بیمار را پایش و مانیتور کند و نارسایی ها را تشخیص دهد و سیگنال قلبی بیمار را به تلفن همراه پزشک معالج و بیمار بفرستد [۱] ، [22] استفاده از فن آوری های گسترده و فراگیر امکان جمع آوری علائم حیاتی کاربر و تشخیص به موقع حملات و نارسایی های قلبی را با آنالیز و پردازش سیگنال قلبی فراهم می سازند [۵] . سه مدل برای نارسایی های پاتولوژیکی پیشنهاد می شود : مدل سلول ، مدل قلب و مدل سینه [۸] . این سه مدل تاکنون به شکل تام ، تکامل نیافته اند چرا که مستلزم داشتن پارامترهای مجهول فراوانی هستند . همچنین مانیتورینگ بیمار در محیط کلینیکی عملی نیست . بنابراین نیازمند یک تشخیص سریع ضروری به نظر می رسد . در این مقاله هولتر مانیتوری پیشنهاد شده است که قادر به تشخیص نارسایی و عملکرد نادرست میوکارد قلب است [۱۰] ، [18] ، [19] ، [20] . با ضمیمه کردن شبکه ی سراسری تلفن همراه به یک سیستم هولتر می توان امکان تشخیص ایسکمی های میوکارد قلب را فراهم ساخت و از طرف دیگر می توان روش های درمانی پیشنهادی را تعیین نمود که عمدتاً خود بر پایه ی ارتباط قطعه ی ST در سیگنال قلبی با نرخ ضربان است [۱۴] . به عبارت دیگر در این مقاله مدلی از یک سیستم الکتروکاردیوگرافی و تحلیل نوار قلبی مبتنی بر ارتباطات بی سیم پیشنهاد می شود .

۳- ارزیابی سیستم های موجود

براساس آن چه در قسمت قبلی پیرامون سیستم های پیشنهادی مورد ارزیابی قرار گرفت می توان محدودیت های پیش رو را به شکل زیر دسته بندی نمود :

۱- در روش های سنتی و قدیمی در پزشکی قابلیت تحرک بیمار و پزشک محدود می شود .

میزان به اندازه ی ۲۷.۸ درصد از گزارش منتشر شده در سال ۲۰۰۷ پیشی گرفته است . بررسی های به دست آمده از تحقیق اخیر بیان می دارد که به طور متوسط ، ۲۲۰۰ نفر در هر شبانه روز بر اثر نارسایی های قلبی عروقی جان خود را از دست می دهند و این بدان معناست که در هر ۳۹ ثانیه یک نفر قربانی این نارسایی ها می شود [۱۱] . یک بررسی در سال ۲۰۱۱ نشان داده است که علت عمده ی این حملات ناشی از فقدان رژیم غذایی مناسب و چاقی است [۹] . در این میان سالمندان بیشترین گروه متاثر از این مشکلات هستند . از سوی دیگر باید در نظر داشت که در میان کودکان و جوانان بین ۲ تا ۱۹ سال ۳۱.۹ درصد از آن ها مبتلا به چربی خون و چاقی هستند و همچنین این میزان برای طیف وسیعی از افراد در سنین ۲۰ و بالاتر از آن به ۶۷.۳۷ درصد افزایش یافته است که این مسئله سبب افزایش روز افزون مرگ و میرهای ناشی از نارسایی های قلبی عروقی را برای این دسته از افراد نیز افزایش داده است [۴] .

هدف اساسی در این مقاله ، پیشنهاد و طراحی سیستمی است که امکان تشخیص اختلالات و نارسایی های قلبی در همان مراحل اولیه را فراهم سازد . مدل طراحی پیشنهاد شده ، نشان داده است که می تواند کارآیی موثری در پایش وضعیت ضربان های متفاوت قلب سالمندان و تشخیص زود هنگام در لحظات اولیه را فراهم سازد و از این جهت می تواند به عنوان یک ابزار کارا برای افزایش و بهبود شانس بقای حیات افراد تلقی شود . این سیستم در ابتدا سیگنال الکتروکاردیوگرام را به عنوان یک داده ی خام ثبت می کند . در دو مرحله این داده ها پردازش می شود . داده های پردازش شده به عنوان ورودی به سیستم بازیابی نرخ ضربان وارد می شود و پس از آن نرخ ضربان به یک میکروکنترلر PIC فرستاده می شود . بررسی هر گونه اختلال در میکروکنترلر به کار رفته بررسی می شود و به محض تشخیص اختلال یک پیام کوتاه به تلفن همراه پزشک معالج و همچنین تلفن همراه خود بیمار فرستاده می شود و به این ترتیب ، نارسایی و وضعیت حیاتی بحرانی بیمار را گزارش می کند .

سنسور دمای مد جریان و همچنین بایاس بهره ثابت برای طبقات دوقطبی بهره برد .

۲-۴- فیلتر تطبیقی

توجه داشته باشید که حتی اگر سیگنال قلبی با استفاده از بهترین سنسور های کار آمد ثبت شود ، امکان ندارد که سیگنال ثبت شده عاری از نویز باشد . اما ذکر این نکته هم ضروری است که اگر سطح نویز سیگنال بیش از حد مورد نظر باشد سبب ایجاد نتایج و تخمین های نادرست در مورد وضعیت حیاتی فرد می شود .

بنابراین مجموع آن چه گفته شد ، مستلزم یک روش پردازشی با توان بالا و مدت زمان متناسب است . از این رو بحث فیلترینگ سیگنال خام یک بخش اساسی در مقوله ی پردازش سیگنال است . در بر شمردن برخی از این نویز ها می توان به نویزهای مربوط به قطعه ی T و P سیگنال قلبی ، تداخل خطوط انتقال توان و تداخل سیگنال ماهیچه ای با سیگنال قلبی و عوامل و اغتشاشات ناشی از محیط اشاره نمود . برای برآورده ساختن اهداف فوق و حذف نویزها و تداخلات ذکر شده معمولاً استفاده از یک فیلتر میان گذر پیشنهاد می شود . اما این فیلتر برای مواردی که ثبت سیگنال قلبی برای گروه سالمندان مورد استفاده قرار می گیرد ، مناسب نخواهد بود . از این رو در سیستم پیشنهادی در این مقاله از یک فیلتر تطبیقی برای برآورده کردن اهداف بهره برده ایم . حسن استفاده از فیلتر تطبیقی آن است که این فیلتر با ماهیت سیگنال ورودی سازگار است و در عین حال نیاز به هیچ اطلاعات قلبی در مورد ماهیت و طبیعت سیگنال و نویز ندارد .

۳-۴- تقویت کننده ی زیستی

این تقویت کننده ترکیبی از دو تقویت کننده ی ابزار دقیق و تقویت کننده ی توان است . از آن جایی که تقویت کننده ی ابزار دقیق به تنهایی برای به دست آوردن کمپلکس QRS تقویت شده کافی نیست ؛ از این رو از تقویت کننده ی توان نیز در این طراحی بهره گیری شده است .

۲- تمامی روش های پیشین مبتنی بر اتصال اینترنت و دسترسی به وب بوده است بدین معنی که بدون اینترنت روش های فوق کارآیی نخواهند داشت .

۳- برخی از این سیستم ها به دلیل وجود مجموعه ای از محدودیت های محیطی ، هشدارهای نادرستی را در اختیار پزشک معالج و بیمار قرار می دادند .

۴- بسیاری از این سیستم ها از المان های سخت افزاری گران قیمت و الگوریتم های پیچیده ی نرم افزاری استفاده کرده اند .

۴- بیان مسئله

سیگنال قلبی بیمار در این روش به واسطه ی سنسور مادون قرمز از بدن بیمار اخذ می شود . انتظار می رود سیگنال حاصل تحت تاثیر نویز داخلی و خارجی قرار می گیرد .

به همین دلیل سیگنال می بایست پیش از پردازش فیلتر شود . فیلتر پیشنهادی در این روش یک فیلتر تطبیقی است . از طرفی با توجه به اینکه سیگنال حیاتی حاصل از میوکارد در محدوده ی میلی ولت است ، به هیچ عنوان قادر به پردازش است از یک مبدل آنالوگ به دیجیتال استفاده شود . در نهایت مقایسه ی کمپلکس QRS سیگنال قلب صورت می گیرد و در صورت وجود نارسایی هشدار دهنده فعال می شود . خلاصه ی مطالب پیش گفته در دیاگرام بلوکی شکل ۱ دیده می شود .

۱-۴- تقویت کننده ی LM ۲۳۴

یک تقویت کننده ی با سه پایانه است که جریان کاری آن به سطوح ۱ میکرو آمپر تا ۱۰ میلی آمپر متغیر است . ولتاژ عملیاتی این تقویت کننده بین ۰.۸ تا ۳۰ ولت است و رگولاسیون ولتاژ در حدود ۰.۰۲ ولت است . این تقویت کننده هیچ جریان معکوسی عبور نمی دهد به همین دلیل می توان از آن به عنوان یک سنسور خطی دما استفاده کرد . از دیگر کاربردهای این تقویت کننده می توان به کاربرد آن به عنوان محدود کننده ی جریان ، بافر سلول های حساس به نور ،

به یک ضریب است. البته طراحی فیلتر میان گذر دیجیتال به طور مستقیم دشوار است. بنابراین، ما یک ارتباط سری از فیلتر پایین گذر و بالاگذر طراحی کرده ایم. از خصوصیات این طراحی کاهش فرکانس پایین امواج P و T، انحراف خط مبنا و کاهش ویژگی های فرکانس بالا از قبیل تداخلات خط توان و نویزهای الکتروکاردیوگرام می باشد.

5-1-1- فیلتر پایین گذر

تابع تبدیل فیلتر مرتبه دوم:

$$H(z) = \frac{(1-z^{-6})}{(1-z^{-1})^2} \quad (1)$$

و معادله تفاضلی به صورت زیر است:

$$p(nT) = x(nT - 16T) - \sum_{i=1}^2 y(nT - iT) + X(nT) - X(nT - 2T) \quad (2)$$

پاسخ فازی این فیلتر کاملاً خطی است. از ویژگی های دیگر کاهش بسیار شدید خط توان، تضعیف تمامی فرکانس ها بیش از ۲۵۰dB، کاهش ۵۰Hz نویز و تداخلات عضله است.

5-1-2- فیلتر بالاگذر

فیلتر بالاگذر از طریق تفاضل فیلتر پایین گذر از تمامی گذر فیلترها با تأخیر زمانی اجرا می شود. فیلتر پایین گذر ضریب صحیح با تابع تبدیل زیر می باشد:

$$H_{lp}(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{1-z^{-22}}{1-z^{-1}} \quad (3)$$

و معادله تفاضلی به شکل زیر بدست می آید:

$$P(nT) = X(nT - 16T) - \sum_{i=1}^{22} Y(nT - iT) + X(nT) + X(nT - 2T) \quad (4)$$

و تابع تبدیل فیلتر بالاگذر به صورت زیر محاسبه می شود

$$H_{hp}(z) = \frac{P(z)}{X(z)} = z^{-16} - \frac{H_{lp}(z)}{z^{22}} \quad (5)$$

تقویت کننده ی توان برای تامین ایزولاسیون در تقویت کنندگی بهره گیری شده است و به تنهایی قادر به تقویت کمپلکس QRS خواهد بود.

4-4- میکروکنترلر PIC

میکروکنترلر PIC به عنوان بخش اساسی این طراحی به شمار می آید. این میکروکنترلر قادر است داده های آنالوگ را از طریق یک مبدل داخلی به داده های دیجیتال تبدیل کند. این میکروکنترلر حاوی مجموعه ای از رجیسترهاست که می توانند به عنوان یک حافظه ی رم همه منظوره مورد استفاده قرار گیرند. رجیسترهای کنترلی خاص منابع سخت افزاری، به منظور فضای

5- الگوریتم پیشنهادی برای کاربردهای تله متری

در این قسمت الگوریتم های مختلف برای کاربردهای تله متری مورد بحث قرار می گیرد. برخی از این الگوریتم ها در زیر آمده است:

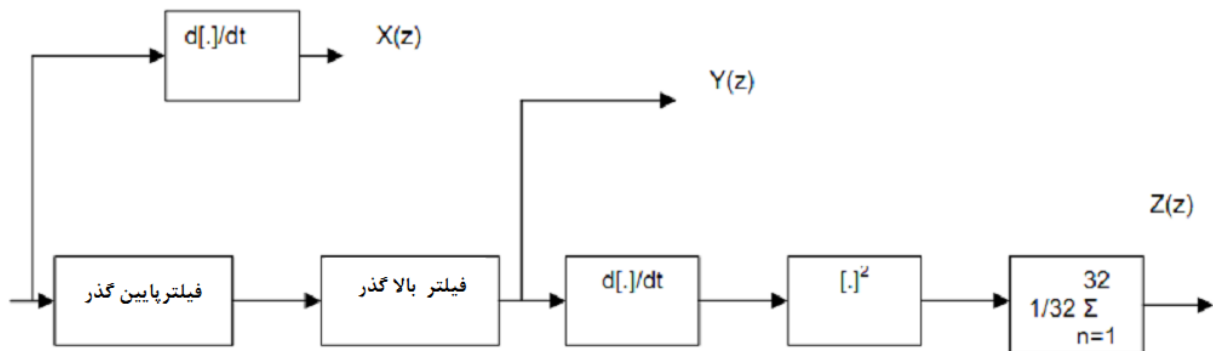
- الگوریتم نقطه ی عطف
- الگوریتم آرتک
- الگوریتم تشخیص QRS

الگوریتم نقطه ی عطف اگرچه ساده و سریع است ولی در مورد تشخیص عرض کمپلکس QRS کارایی ندارد و علاوه بر این سبب ایجاد اعوجاج زمانی می گردد. الگوریتم آرتک اگرچه قادر به اندازه گیری عرض کمپلکس QRS است اما در تولید نرخ کاهش ثابت ناتوان است. الگوریتم تشخیص کمپلکس QRS بر هر دو الگوریتم پیشین تفوق دارد؛ چراکه هم در اندازه گیری عرض کمپلکس QRS به کار می رود و هم نرخ ثابت کاهش را تولید می کند. از این رو می توان از آن برای کاربردهای بالینی بهره برد خلاصه ی این الگوریتم در شکل ۲ آمده است.

5-1- الگوریتم تشخیص QRS

برای تشخیص این الگوریتم ما یک فیلتر میان گذر طراحی کرده ایم که طبقه خاصی از فیلترهای دیجیتال می باشد و تنها نیاز

۲۰۲۱ آبان ماه ۱۳۹۴ - دانشگاه آزاد اسلامی واحد اصفهان (خوراسگان)



شکل (۲) گام های پیاده سازی یک الگوریتم تشخیص کمپلکس QRS را برای کاربردهای تله متری نشان می دهد .

۳-۱-۵ - مشتقات

بعد از فرایند فیلتر کردن ، از سیگنال برای بدست آوردن اطلاعات دقیق درباره ی شیب کمپلکس QRS ، مشتق گرفته می شود. مشتق پنج نقطه دارای تابع انتقالی به صورت زیر است:

$$H(z) = 0.1(2 + z^{-1} - z^{-3} - 2z^{-4}) \quad (6)$$

معادله تفاضلی به صورت زیر داده شده است :

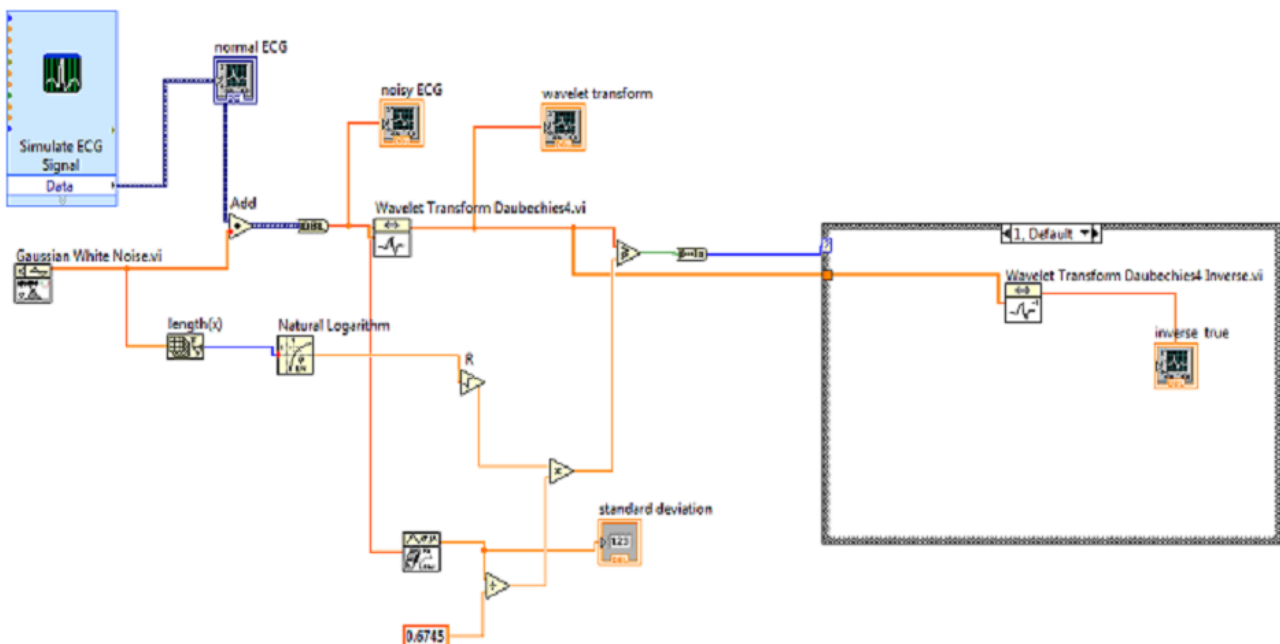
$$Y(nT) = \frac{2X(nT) + X(nT - T) - X(nT - 3T) - 2X(nT - 4T)}{8} \quad (7)$$

۸

۴-۱-۵ - تابع مجذور

تابع مجذور یک تابع غیر خطی است که تابع آن به صورت زیر می باشد :

$$Y(nT) = [x(nT)]^2 \quad (8)$$



شکل (۳) طراحی سیستم را در نرم افزار لب ویو برای تحلیل نویز نشان می دهد .

اغتشاش به وسیله ی فیلتر تطبیقی قابل اثبات است. پس همین روش برای کاهش دیگر انواع اغتشاش دنبال شده است. ولی در اینجا، چون این اغتشاش در یک الکتروکاردیوگرام واقعی است، لذا یک نویز ۵۰ هرتز دقیق اضافه و تست شده است و همان فیلتر تطبیقی برای بازیابی سیگنال به کار گرفته شده است.

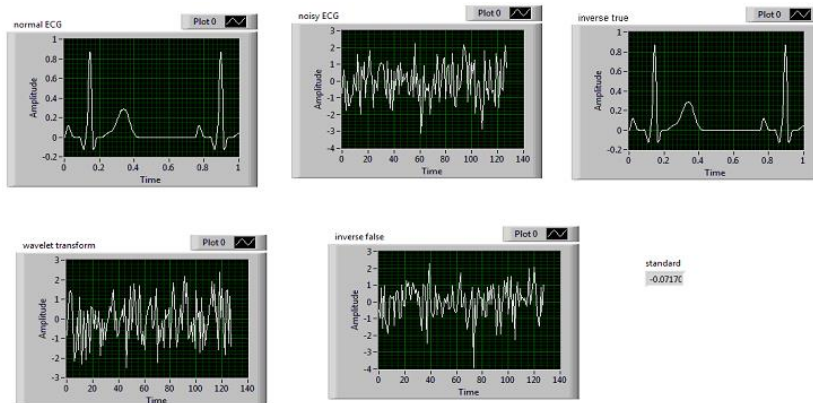
شکل ۵ اجرای واقعی یک فیلتر تطبیقی را نشان می دهد که بر اساس آن ما از سیگنال های استاندارد که در شکل ۶ و ۷ نشان داده شده استفاده می کنیم. به این ترتیب که یک سیگنال استاندارد را دریافت کرده و چند نوع اغتشاش را یک به یک به آن اضافه کرده ایم و تلاش کردیم که با این فرایند آن را بازسازی کنیم. سیگنال استاندارد و اغتشاش را باهم جمع کرده و سپس از فیلتر تطبیقی عبور داده شده اند. بعد از پردازش، سیگنال اصلی به صورت شکل ۷ درآمد.

این عملگر تمام نقاط داده در سیگنال پردازشی را مثبت می کند و همچنین خروجی غیر خطی که مشتق گرفته شده تقویت می شود. این عمل باعث می شود که خروجی در این مرحله شدیداً محدود شود به سطح معینی برسد که خود بر اساس تعداد بیت های استفاده شده برای نشان دادن نوع داده های سیگنال تعیین می شود.

وارد به سیگنال است که در شکل ۳ و ۴ نشان داده شده است. این اغتشاشات و نویزها انواع مختلفی دارند: نوسانات خط پایه، آرتیفکت ۵۰ هرتز، دامنه ی آرتیفکت ۵۰ هرتز، آفست، جریان مستقیم، مقادیر تصادفی.

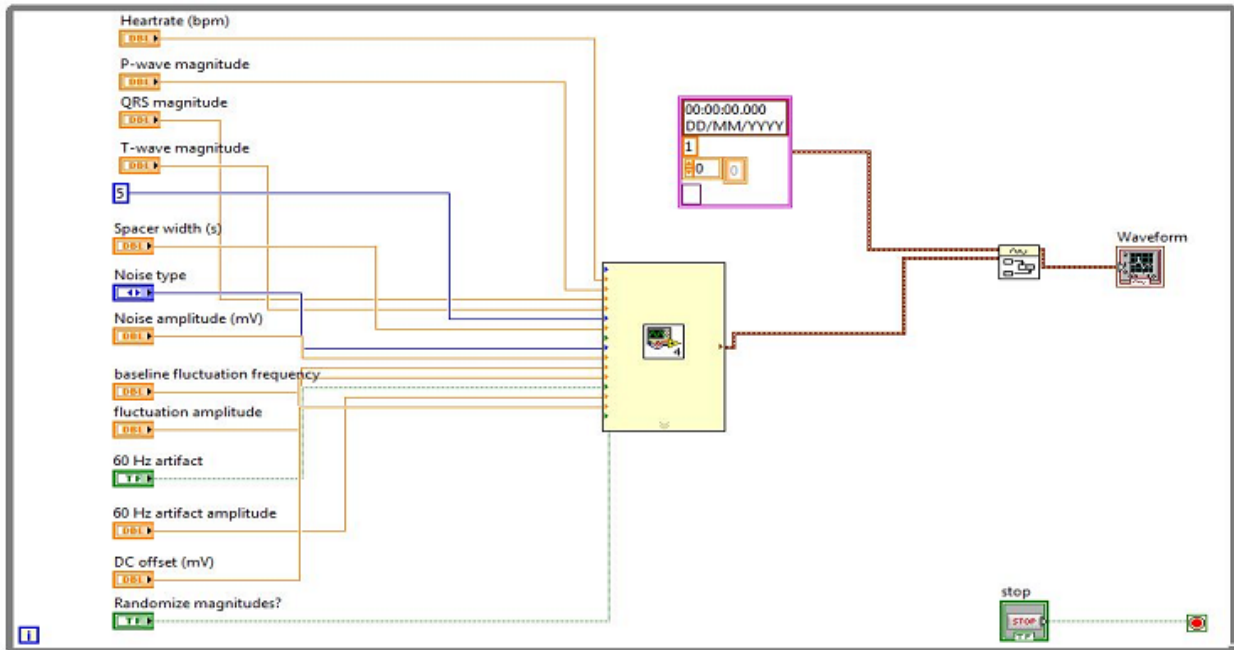
برای واحد حذف اغتشاش از فیلتر تطبیقی را برده ایم که فرایند فیلتر کردن در زیر توضیح داده شده است. یک نمونه از سیگنال ECG از سیمولاتور سیگنال الکتروکاردیوگرام گرفته شده است که سپس یک نمونه از نویزهایی که به آن در بالا اشاره شد، به آن اضافه شده است. در ادامه تبدیل تطبیقی برای سیگنال به صورتی که در شکل ۴ نمایش داده شده است را پیاده سازی می کنیم

معکوس تبدیل تطبیقی به عنوان مثال برای بازسازی سیگنال اصلی گرفته شده است. امکان بازسازی سیگنال اولیه از

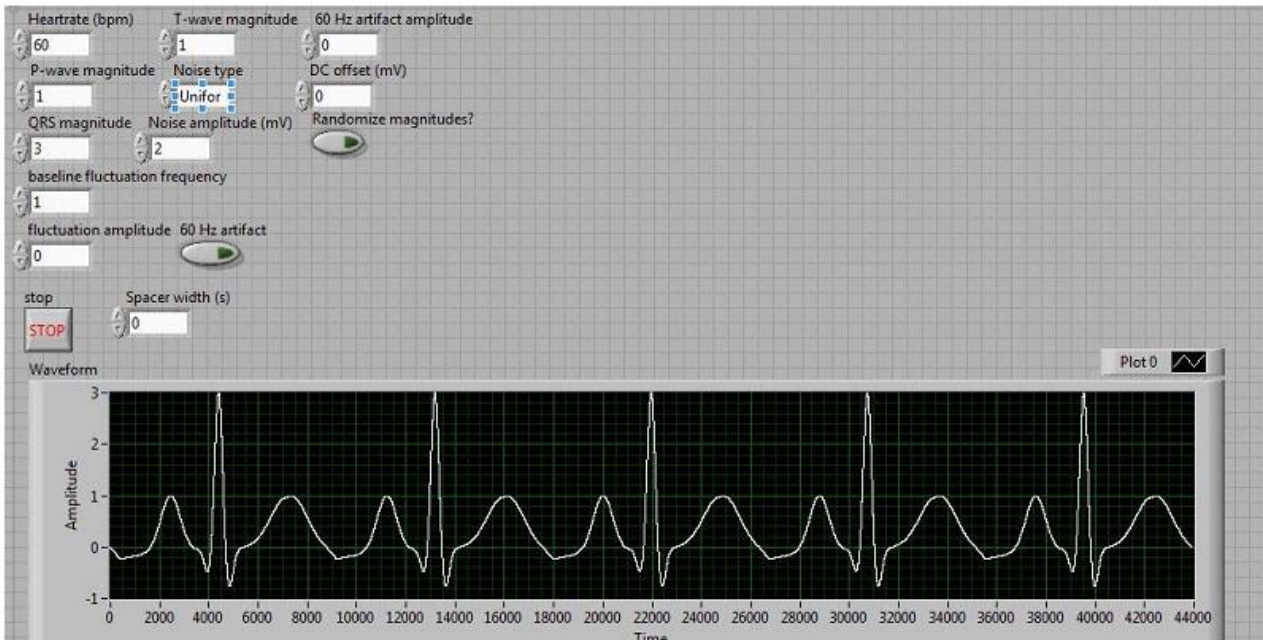


شکل (۴) نتایج حاصل از حذف نویز را نشان می دهد.

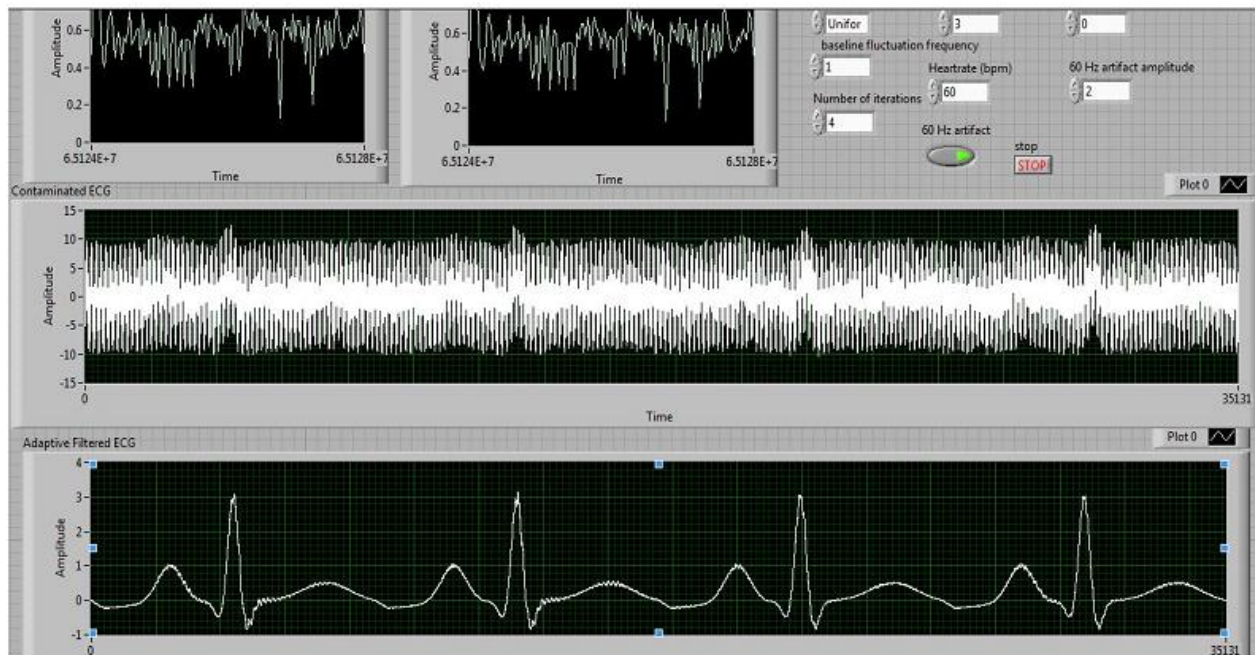
۲۰۲۱ آبان ماه ۱۳۹۴ - دانشگاه آزاد اسلامی واحد صغمان (خراسان)



شکل (۵) فرآیند حذف نویز را به کمک فیلتر تطبیقی نشان می دهد .



شکل (۶) سیگنال الکتروکاردیوگرام را پس از حذف نویز با فیلتر تطبیقی و فرآیند تخمین نرخ ضربان نشان می دهد .



شکل (۷) سیگنال الکتروکاردیوگرام را قبل از اعمال فیلتر و بعد از اعمال فیلتر نشان می دهد

الکتروکاردیوگرام و نرخ ضربان قلب را در بیمارانی که در منطق دور واقع شده اند و یا در سفرند، مشخص می کند. که نه فقط برای گزارش به پزشک بلکه برای درمان فوری، آن هم با یک پیامک هشدار کاربرد دارد.

۷- نتیجه گیری

سیستم پیشنهادی می تواند به عنوان سیستم پیش اخطار (هشدار دهنده) برای نظارت بر مدت زمان فعالیت های عادی یا تمرینات فیزیکی استفاده شود. مهم ترین ارزش آن بهبود نظارت از راه دور قلب است. سیستم نهفته در آن سیگنال

Technology in Biomedicine in vol 14, pages 734-740 May 2010.

- [4] Chun-Hao Chen Rong-Zhang Hwang Long-Sun Huang Shi-Ming Lin Hsiao-Chin Chen Yu-Che Yang Yu-Tso Lin Shih-An Yu Nai-Kuan Chou Shey-Shi Lu, "A Wireless BioMEMS Sensor for C-Reactive Protein Detection Based on Nanomechanics" IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol 56, pages 462-470, feb 2009.
- [5] Lsijdekkers, p, Gay, v "A self-test to detect a heart attack using a mobile phone and wearable sensors", IEEE transaction on computer based medical system, pages 93-98, 2008.
- [6] Gu-Young Jeong, Kee-Ho Yu, "Automated Pediatric Cardiac Auscultation", IEEE Transactions on Biomedical Engineering in vol 26, feb 2007.
- [7] Dell'O, Louis F "An Arrhythmia-Anomalous Beat Monitoring system", IEEE Transactions on Biomedical Engineering on pages 43-50, march 2007.

مراجع

- [1] Kappiarukudil k, j, Ramesh m, v, "Real time monitoring and detecting of heart attack using wireless sensors", IEEE transaction on sensors technology and application international conference, pages 632-636, 2010.
- [2] Pantelopoulos, A, Bourbakis, N, G, Prognosis, A "Wearable Health-Monitoring System for People at Risk: Methodology and Modeling", IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, Vol 14, pages 613-621 on may 2010.
- [3] Oresko, J, J, Zhanpeng, Jin Jun, Cheng Shimeng Huang Yuwen Sun Duschl, H, Cheng, A, C, "A Wearable Smartphone-Based Platform for Real-Time Cardiovascular Disease Detection Via Electrocardiogram Processing", IEEE Transactions on Information

- Real-Time ECG signal processing and long term monitoring. International Congress of Recent Advances in Engineering
- [22] Bashir Najafabadian, Hajar Baghoolizadeh, Elham Asadi, Ahmad Najafabadian 2013 ECG amplifier design with high input impedance for long-term monitoring. International Congress of Recent Advances in Engineering
- [23] Bashir Najafabadian, Ahmad Najafabadian, Taherehsadat Abdollahzadeh, Sharare Mojahed Baghbaderani, Fereshte Yazdani 2015 A novel model of high frequency electrical stimulation with transdermal amplitude modulated signal. International Conference in new research of electrical engineering and computer science
- [24] Sánchez-Tato. I., Senciales, J.C., Salinas, J., Fanucci. L., "Health @ Home: A telecare system for patients with chronic heart failure", International Conference on Broadband and Biomedical Communications, pages 1-5, 2010.
- [25] Wen-Bin Lee, Yin-He Chen, Hsin-I Lin, Chao-June Huang, "A microfluidic system integrated with optical detection devices for automatic detection of C-reactive protein", IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems pages 979-982, 2010.
- [8] Nabavi. S, Nateghi. H "The Limits of heart model based computerized ECG diagnosis", IEEE Transaction on engineering in medicine and biology society, vol 3, 2000.
- [9] ZhengFengyuanXu, ruiQin, Tan C.C, Baosheng Wang, Qun Li, "IMDGuard: Securing implantable medical devices with the external wearable guardian", Proceedings on IEEE INFOCOM, pages 1862-1870, on april 2011.
- [10] Rodríguez A.R, Rodríguez G.M, Almeida R, Pina, N, Montes de, "Design and evaluation of an ECG Holter analysis system", Computing in Cardiology, pages 521-523, sept 2010.
- [11] Jones.V, Gay.V, Leijdekkers.P, "Body Sensor Networks for Mobile Health Monitoring: Experience in Europe and Australia", IEEE Fourth International Conference on Digital Society, Page 204-209, on feb 2010.
- [12] Han Lei, Chen Fang, Li Yueqin, "Analysis of a Human Detection System Based on Electrostatic Detection", IEEE International Conference on Intelligent System Design and Engineering Application, 2010.
- [13] Alzate, E.B, Martinez, F.M, "ECG monitoring system based on ARM9 and mobile phone technologies", IEEE ANDESCON, vol 1-6, sept 2010.
- [14] J.M.Guillen, Dr.J.Millet, A.Cebrian, "Design of a prototype for dynamic electrocardiography monitoring using GSM technology GSM-holter", IEEE 17th Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology Society, 2000.
- [15] Wong.s, Azmeida.d, Mors.f, Passariello.g, "Computerised analysis of ST vs HR for assessing myocardial ischemia in the stress ECG" IEEE transaction in medicine and biology society, vol 1, 1995.
- [16] Gu-Young Jeong, Kee-Ho Yu, "Morphological Classification of ST segment using Reference STs Set", IEEE Annual International Conference ON Engineering in Medicine and Biology Society, Pages 639-639, 2007.
- [17] Scalera, S, Pujol. O, Laciari. E, Vitria. J, Pueyo. E, Radeva. P, "Coronary damage classification of patients with the Chagas disease with Error-Correcting Output Codes", International IEEE Conference on intelligent system, vol 2, 2008.
- [18] Bashir Najafabadian, Hajar Baghoolizadeh, Mahtab Dadkhah tehrani, Minasadat Hoseini, Ahmad Najafabadian 2014 A Novel algorithm for automatic FECG signal processing based on adaptive filters. International Congress of Recent Advances in Engineering
- [19] Bashir Najafabadian, Mahtab Dadkhah tehrani, Hajar Baghoolizadeh, Minasadat Hoseini, Ahmad Najafabadian 2014 Intelligent system design for real time ECG monitoring based on wireless communication. International Congress of Recent Advances in Engineering
- [20] Bashir Najafabadian, Hajar Baghoolizadeh, Elham Asadi, Ahmad Najafabadian 2013 A novel method for Automated Real-Time ECG signal processing and long term monitoring. International Congress of Recent Advances in Engineering
- [21] Bashir Najafabadian, Hajar Baghoolizadeh, Elham Asadi, Ahmad Najafabadian 2013 A novel method for Automated