



دانشگاه آزاد اسلامی

واحد تهران شرق

دانشکده فنی مهندسی

گروه برق و مهندسی پزشکی

گرایش بیوالکتریک

عنوان

تشخیص کمپلکس QRS در سیگنال ECG

کاری از: پدram غیاثوند

استاد راهنما:

دکتر احمد رضا اسکندری

تیر 1400



چکیده^۱:

کمپلکس QRS مهمترین جزء الکتروکاردیوگرام است و در صورت عدم حضور و یا وجود حالتی غیر طبیعی منجر به بیماری ها و ناهنجاری های قلبی نظیر نارسایی بطن، بیماری پیشرفته کرونر، فیبریلاسیون دهلیزی و غیره خواهد شد. بنابراین تشخیص قله R و شناسایی و آشکارسازی این کمپلکس، تاثیر شگرفی بر نرخ مرگ و میر جمعیتی خواهد داشت.

هدف ما از این تحقیق، استخراج کمپلکس های QRS از فیلتر Pan-Tompkins است. فیلتر

Pan-Tompkins، یک الگوریتم استخراج قله R است که بزرگترین مزیت آن، به سادگی قابل دسترس بودن این نوع فیلتر است. علاوه بر آن، باید نمونه یا زیر نمونه هایی از تغییر ضربان قلب (سیگنال ECG) در اختیار داشت تا بتوان استخراج درستی از قله R در کمپلکس های QRS دریافت نمود. در این تحقیق از پایگاه داده ی MIT-BIH به عنوان منبع داده استفاده شده است. این الگوریتم به زبان اسمبلی بر اساس شیب، دامنه و پهنای کمپلکس QRS و از سه مرحله پردازش به صورت ذیل آشکارسازی را انجام داده است: 1-فیلترکردن خطی دیجیتال که شامل یک فیلتر میان گذر برای کاهش نویز، یک مبدل و یک پنجره متحرک انتگرال گیر برای تولید سیگنالی شامل اطلاعات در مورد شیب و پهنای کمپلکس است. 2-تبدیل غیرخطی: از این مرحله در مربع سازی دامنه سیگنال به منظور تقویت پاسخ فرکانسی مشتق گیر و در مرحله آخر یعنی مرحله 3-الگوریتم تصمیم گیری، خروجی نهایی مشاهده میشود که موقعیت کمپلکس ها را بعد از استفاده از آستانه های انطباقی/ سازگار را علامت گذاری میکند. آشکارسازی با روش های مبتنی بر موجک بسیار قوی تر از روش های کلاسیک حتی بهترین روش های کلاسیک (Hamilton-Tompkins، Pan-Tompkins و تبدیل هیلبرت)

بود. اما به طور کلی این به آن معنی نیست که میتوان روش های کلاسیک را از اجرا بازداشت و آنها را نپذیرفت.

¹-ABSTRACT

مسأله مهم تر استفاده از این روش‌های کلاسیک به عنوان اساس روش‌های پیچیده تر است که علی رغم نتایج ضعیف، کاربرد فراوانی دارند.

کلمات کلیدی:

فیلتر-فیزیونت-داده‌ها- آستانه -الگوریتم PAN – TOMPKINS -آشکارسازی- کمپلکس QRS

فهرست مطالب

فصل 1: مقدمه و بیان مساله	11
1-1- چکیده	12
1-2- مروری بر تحقیقات گذشته	12
1-3- مقدمه ای بر الکتروکاردیوگرام	13
فصل 2: الکتروکاردیوگرام (ECG)	18
2-1- مقدمه	19
2-2- اهمیت سیگنال ECG	19
2-3- اخذ سیگنال ECG	19
2-4- کاغذ الکتروکاردیوگرام	20
2-5- سیگنال ECG به عنوان یک سیگنال بیومتریك	20
2-6- مروری بر کمپلکس ECG	21
2-7- موج P	21
2-8- فاصله PR	22
2-9- آماده سازی سیگنال ECG	22
2-10- فیلتر کردن سیگنال ECG	23
2-11- نویزهای تأثیر گذار بر ECG	24
2-12- نویز تماس الکتروود	25

26	13-2- تداخل خطوط انتقال
26	14-2- نویز تولید شده به وسیله وسایل الکترونیکی
26	15-2- نویز الکتروسرجری
27	16-2- تغییرات الکتروکاردیوگرام در بیماری های کم خونی عضله قلب
30	فصل 3: کمپلکس QRS
31	1-3- مقدمه
31	2-3- قطعه ST
31	3-3- موج T
32	4-3- شناسایی کمپلکس QRS و محل قله R
34	5-3- شناسایی امواج P و T
34	6-3- شناسایی نقاط ابتدا و انتهای امواج P و T
35	7-3- تعیین صحیح پهنای باند فیلتر میان گذر
36	8-3- بیماری هایی که تشخیص آنها به شناسایی کمپلکس QRS وابسته است
43	فصل 4: طراحی الگوریتم PAN-TOMPKINS
44	1-4- مقدمه
45	2-4- روش پیشنهادی
45	3-4- معرفی
47	4-4- مروری بر الگوریتم

53	4-5- روش ها
53	4-6- فیلتر میان گذر
54	4-7- فیلتر پایین گذر
55	4-8- فیلتر بالا گذر
55	4-9- مبدل
56	4-10- تابع مربع کننده
57	4-11- پنجره انتگرال گیر متحرک
57	4-12- علامت ثابت
58	4-13- تنظیم آستانه ها
61	4-14- تنظیم فاصله متوسط $R-R$ و نرخ حدی (Rate limits)
63	4-15- شناسایی موج T
63	4-16- ارزیابی
65	4-17- جدول 4-1
67	4-18- خلاصه
67	4-19- معیارهای ارزیابی
68	4-18- معرفی معیارهای ارزیابی
70	فصل 5: پیاده سازی
77	پیوست ها

فصل اول

مقدمه و بیان مساله

1-1- چکیده

آشکارسازی کمپلکس QRS با موج R در یک سیگنال ECG بر خلاف عموم مسئله مشکلی است؛ زیرا شکل (مورفولوژی) آن متغیر با زمان است و در معرض تغییرات فیزیولوژیکی بیمار و مغشوش شدن آن با نویز است. از آنجایی که کمپلکس QRS یک مورفولوژی متغیر با زمان دارد. همیشه در سیگنال ECG قوی‌ترین مولفه نیست. امواج P یا T مشخصات مشابه با کمپلکس QRS یا spike های فرکانس بالای ضربان سازها می‌توانند آشکارسازی کمپلکس QRS را پیچیده کنند. به علاوه منابع نویز زیادی در یک محیط بالینی وجود دارند که سیگنال ECG را مغشوش می‌کنند. بیماری‌های مختلفی نیز وجود دارند که کمپلکس QRS را دچار مشکل می‌کنند. به همین علت آشکارسازهایی لازم است که نسبت به نویز پایدار باشند و نسبت به غیر ایستا نبردن سیگنال ECG حساس نباشند.

روش‌های آشکارسازی QRS به دو دسته دیداری (مستقیماً توسط پزشک) و اتوماتیک (براساس دانش پردازش سیگنال و کامپیوتر) تقسیم می‌شوند. امروزه روش‌های اتوماتیک آشکارسازی بسیار مفید و مرسوم می‌باشند. در نتیجه تحقیق در زمینه روشهای آشکارسازی و ارائه روش‌های موثر بسیار مفید و الزامی است.

1-2- مروری بر تحقیقات گذشته

چهار دسته روش آشکارسازی تاکنون در دنیا انجام شده و مورد بررسی قرار گرفته است. دسته اول، روش های آشکارسازی کلاسیک یا ریاضی هستند. در این روش ها عمدتاً ویژگی های ساده زمانی مورد استفاده قرار گرفت. دسته دوم، روش های مبتنی بر تبدیل موجک هستند که در این روش ها از ویژگی های سیگنال در حوزه زمان-مقیاس استفاده شد. در این روش ها از Wavelet Packet، نمای لابیشتر، موجک تطبیقی و ... استفاده شد. دسته سوم، روش های مبتنی بر شبکه های عصبی هستند.

حال آنچه که از بررسی کلی نتایج به دست می آید؛ این است که روش های کلاسیک هرگز قابل قایسه و رقابت با هیچ یک از روش های مبتنی بر موجک نبوده اند. حتی در بهترین رکوردها، ضعیف ترین روش مبتنی بر موجک بهتر از روش های کلاسیک عمل کرده است (غیر از سه روش Hamilton-Tompkins Pan-Tompkins و تبدیل هیلبرت).

سه روش Hamilton-Tompkins ، Pan-Tompkins و تبدیل هیلبرت، بهترین روشهای کلاسیک هستند. در رکورد های مخدوش عملکرد روش های مبتنی بر موجک بسیار قوی تر از روش های کلاسیک حتی بهترین روش های کلاسیک بود. اما نمیتوان به طور کلی روش های کلاسیک را منع کرده و آنها را نپذیرفت. مسأله مهم تر استفاده از این روش ها به عنوان اساس روش های پیچیده تر است که علی رغم نتایج ضعیف، کاربرد فراوانی دارند.

3-1- مقدمه ای بر الکتروکاردیوگرام

اولین بار Dipberger و همکارانش در سال 1957 پروژه آنالیز کامپیوتری "الکتروکاردیوگرام" را شروع کردند که بعدها Caceres با برنامه کامپیوتری آنالیز 12 لید، در سال 1960 این کار را ادامه داد. دقت تفسیر سیگنال در آن سال ها حدود 50 الی 60 درصد بود که در طی سالیان اخیر به حد بالایی رسیده است. در اوایل دهه 60 آنچه سبب پیشرفت سریع این شاخه از تکنولوژی شد، لزوماً مانیتورینگ دائم در بخش مراقبت های ویژه قلب و مانیتورینگ هالتر (holter recording) بود. وضعیت های کلینیکی متعددی وجود دارد که

مانیتورینگ دائمی ECG و کنترل نرخ ضربان قلب و اعلام حوادث نامطلوب قلبی برای مراقبت از بیمار ضروری است. به عنوان مثال میتوان از کنترل دائمی جریان عمومی قلب در روند بیهوشی حین عمل جراحی با بخش مراقبت ویژه قلبی نظیر CCU برای اعلام خطر و واکنش سریع در برابر شرایط تهدیدکننده بیماری نظیر PVC یا VF نام برد. [15]

این کاربرد مهم و حیاتی از سیستم های آنالیز اتوماتیک ECG سبب پیشرفت سریع این شاخه از تکنولوژی از دهه 1960 به بعد شد و توجه بسیاری از پژوهشگران به خود معطوف کرد.

سیگنال ECG به وسیله دستگاه ساده و به صورت غیر تهاجمی ثبت می شود و اطلاعات ارزشمندی را در رابطه با سلامتی و نوع بیماری فرد ارائه می نماید. ضمن آن که ثبت این سیگنال و دستیابی به اطلاعات آن در مقایسه با سایر روش ها بسیار کم هزینه است. در پزشکی نوین ابزارهای دیگری [13] نیز به مدد پزشک آمده است که می تواند به او برای بررسی میزان صدمات بیماری و همچنین انجام دقیق تر جراحی یا کاهش عوارض آن کمک نماید. این لوازم مانند اکوکاردیوگرام و سیستم تصویربرداری هسته ای و آنژیوگرافی با داشتن پیچیدگی بیشتر و قیمت تمام شده بالاتر امکان نمایش تصویر را دارند، در ضمن هزینه استفاده از آنها نیز برای بیمار زیاد است. ذکر این نکته لازم است که این ابزار در مقایسه با ECG کاربرد یکسان در همه بیماری ها را ندارند. به عنوان مثال وقتی پزشک یک بیمار علایمی در ECG مشاهده می کند که نشان دهنده هایپرتروفی است یا آن که با استفاده از علایم بالینی دیگر به این نتیجه می رسد که امکان ایراد دریچه های قلب وجود دارد، آنگاه اقدام به گرفتن تصویر از وضعیت قلب می کند تا بتواند تشخیص بهتر و دقیق تری را صورت دهد یا آن که نتیجه درمان و یا صدمات ناشی از بیماری را ملاحظه نمایند. طبیعی است اگر ECG و برخی علائم بالینی دیگر، نشان هایی از احتمال وجود یک عارضه در فرد را داشته باشد و این امر به دقت از سیگنال استخراج شود، نیاز به رجوع به دیگر لوازم تشخیصی نخواهد بود.

در این مرحله سوالی که به ذهن می رسد آن است که آیا امکان استخراج اطلاعات بیشتر سیگنال وجود دارد؟ در پاسخ به این سوال باید گفت ECG با وجود سادگی و غیر تهاجمی بودن، اطلاعات ارزشمندی را در اختیار پزشکان قرار می دهد، اما تحقیقات نشان می دهد که می توان با تکنیک های پردازش نوینی که امروزه در دسترس است، اطلاعات بیشتر و مهم تری را از این سیگنال استخراج نمود و جهت تشخیص بهتر و دقیق تر بیماری های قلبی به کاربرد. لازم به ذکر است که هنوز نیز ECG بهترین وسیله جهت تشخیص آریتمی های قلبی است. اساساً شناسایی آریتمی های قلبی خصوصاً آریتمی های بطنی به دلایل زیر دارای اهمیت و در عین حال مشکل است .

آمار مرگ و میر ناشی از بیماری های قلبی در نقاط مختلف جهان نشان دهنده مرگبار بودن آریتمی ها در بین گروه های بیماری های قلبی است. به گونه ای که آمار رسمی وزارت بهداشت ایالات متحده آمریکا نشان داده است که بیش از نیمی از مرگ و میر بیماری قلبی در این کشور بر اثر آریتمی ها رخ داده است .

ویژگی هایی که توسط پزشکان از شکل ظاهری موج استخراج می شود؛ نظیر پهنای R-P، پهنای QRS و غیره به صورت حدودی با امکان خطای دید استخراج می شود و این امر موجب خطای احتمالی در تشخیص می شود.

ویژگی هایی که توسط پزشکان برای تشخیص طبقه های مختلف بیماری های قلبی به کار می روند، همانطور که اشاره شد از جنس ویژگی های حوزه زمان هستند که با خطای آشکار سازی نیز همراه می شوند و پزشکان از امکاناتی مانند استخراج ویژگی در دیگر حوزه ها مانند حوزه فرکانس یا زمان-فرکانس استفاده نمی کنند .

در ثبت های طولانی ECG و همچنین Holtering ECG و به خصوص بیماری برای بیماران بستری شده در بخش مراقبت های ویژه امکان بررسی online این سیگنال به واسطه محدودیت های زمانی و همچنین حجم زیاد دیتا وجود ندارد.

تقریباً مقارن با بروز مشکلات در آنالیز ثبت های طولانی مدت از ECG و استخراج برخی تغییرات گذرا و بر اهمیت در این سیگنال و همچنین اهمیت بسیار زیاد تشخیص زود هنگام برخی بیماری ها خصوصاً آریتمی ها در زنده ماندن بیماران، اولین پروژه های تحقیقاتی در دهه 1960 آغاز گشتند که نتیجه آنها سیستم‌هایی نیمه اتوماتیک ابتدایی بوده که توانایی آنها در استخراج نرخ ضربان قلب خلاصه شده بود و اگر این نرخ در رنج خطرناک قرار میگرفت، پزشکان را مطلع می ساخت. پروژه های تحقیقاتی زیادی به دنبال ساخت دستگاهی بودند که بتواند توانایی پزشکان را در تشخیص بیماری مدل کند. بنابراین سیستم های هوشمند تشخیص بیماری نیز بایست با گرفتن علایم و سپس قواعدی مشابه که پزشکان به کار می‌برند، اقدام به طبقه بندی بیماری می‌کردند. در این مرحله و در ابتدا بخش مهندسی به طور متمرکز تلاش کردند ویژگی های شکل ظاهری سیگنال ECG را که پزشکان به کار می‌برند به طور اتوماتیک از سیگنال استخراج نمایند و مقالات بیشماری در این زمینه ارائه شد. با تحقیقات در هر دو بخش پزشکی و مهندسی نشان داد که ویژگی های جدیدی نیز وجود دارند که به گونه بهتری بیانگر علایم برخی بیماری ها هستند. بخش پزشکی با بررسی پیشتر شکل ظاهری موج و همچنین بررسی دقیق‌تر علائم بالینی بیمار به تحقیق در این زمینه پرداخت و بخش مهندسی نیز با بررسی امکان استخراج اتوماتیک آسان تر برخی از علائم حوزه زمانی و دیگر حوزه ها و همچنین امکان یافتن ویژگی‌های دیگری که اساساً در حوزه دیگری غیر از زمان قابل شناسایی هستند، تحقیقات را ادامه دادند.

ایده استفاده از سیگنال ECG به عنوان یک سیگنال بیومتریک اولین بار در مقاله ای توسط لنابیل و اولاف پترسون مطرح گردید. در این مقاله، نویسندگان با تمرکز بر روی ویژگی‌های استخراج شده از روی شکل موج سیگنال ECG در هر ضربان و همچنین اندازه گیری های مختلف فواصل زمانی بین نقاط مشخصه سیگنال، اقدام به ارائه ایده‌ای کردند که در آن سیگنال ECG به عنوان یک سیگنال بیومتریک مطرح می گردید. پس از آن دیگران نیز با تاسی از آنچه در مقاله بیل و پترسون آمده بود، همچنان از ویژگی های مربوط به فواصل

مختلف زمانی در ضربانات قلبی که معیاری از نحوه عملکرد بخش های مختلف در قلب انسان می باشند، جهت این هم استفاده نمودند و هریک سعی کردند با کاهش تعداد این ویژگی ها و همچنین در نظر گرفتن شرایط مختلف برای اخذ سیگنال، این تحقیق را تحویل تکمیل نمایند. به طور کلی می توان موارد مورد بررسی و توجه در این مقالات را در قالب عناوین زیر مورد توجه قرار داد:

- استخراج ویژگی های مختلف شکلی از ضربان های ECG نظیر شیب و دامنه بخش های مختلف و مقایسه آنها از لحاظ میزان کارایی در فرآیند شناسایی هویت
- استخراج ویژگی های مختلف بر مبنای فواصل زمانی بین نقاط مشخصه بر روی شکل موج هر ضربان و یافتن ویژگی های بهینه از نظر عدم وجود شباهت بین ویژگی ها و کارایی جهت شناسایی هویت
- بررسی میزان اثرگذاری قرارگیری الکتروده ها جهت اخذ سیگنال ECG بر روی نتایج حاصل، جهت شناسایی هویت
- تحلیل بر روی تغییر عوامل و روحی و حالات روانی فرد در میزان طبقه بندی اشخاص توسط سیستم های طبقه بندی کننده
- بررسی میزان کارایی ویژگی های مختلف استخراج شده جهت شناسایی هویت، با اخذ سیگنال در چند نوبت طی گذشت زمان

فصل دوم

الکتروکاردیوگرام (ECG)

1-2- مقدمه

زمانی که یک ایمپالس قلبی از طریق قلب عبور می‌کند، جریان الکتریکی به نسوج اطراف قلب نیز منتشر می‌شود و جزء کوچکی از این امواج به تمام سطوح بدن منتشر می‌شوند. اگر الکترودهایی بر سطح بدن و در طرفین قلب قرار دهیم، پتانسیل های الکتریکی ایجاد شده در اثر این جریان الکتریکی قابل ثبت خواهد بود که این سیگنال را الکتروکاردیوگرام (ECG) می نامند.

2-2- اهمیت سیگنال ECG

سیگنال ECG وسیله ای ارزان و قابل دسترس برای پزشکان است که برای پیش تشخیص بسیاری از بیماری ها (انفاکتوس) و تشخیص قطعی بسیاری از بیماری ها (آریتمی قلبی) کاربرد دارد. با وجود آن که در سال های اخیر ابزارهای دیگری نظیر اکوکاردیوگرافی، SPECT، آنژیوگرافی و ... پدید آمده اند؛ اما هنوز هم ECG به عنوان اولین و کاربردی ترین وسیله تشخیصی به کار میرود.

3-2- اخذ سیگنال ECG

طی فرآیند اخذ سیگنال 30 ، ECG نفر، 24 مرد 22-45 ساله و 6 زن 21-25 ساله مورد آزمایش قرار گرفتند. با توجه به کاربرد مورد نظر در یک سیستم تشخیص هویت و آسان بودن اخذ سیگنال از لید 1 که تنها مستلزم اتصال دست های چپ و راست به سیستم می باشد، این لید جهت اخذ سیگنال انتخاب شد که از هر کدام از افراد در دو نوبت سیگنال اخذ گردید. پروتکل انجام کار به شرح ذیل بوده است: [14]

- 1) شخص مورد آزمایش در حالت نشسته و آرام روی صندلی قرار میگیرد و اتصال لید 1 به وی برآورد می شود.
 - 2) به مدت 4 دقیقه سیگنالی با فرکانس نمونه برداری 300 هرتز از شخص اخذ می گردد.
 - 3) اتصالات از فرد جدا شده و به مدت 5 دقیقه اقدام به انجام فعالیتهای ورزشی شامل نشستن و برخاستن، دویدن و بالا و پایین رفتن از پله می نماید.
 - 4) شخص مجدداً بر روی صندلی می نشیند و اتصال الکترودهای لید 1 برقرار می شود.
 - 5) به مدت چهار دقیقه با فرکانس نمونه برداری 300 هرتز از شخص اخذ می گردد.
- فرآیند فوق بر روی 30 نفر اجرا میشود. همچنین اخذ سیگنال به کمک دستگاه BIOLLAB انجام شده است و طی این فرآیند جهت جلوگیری از تغییر در محتوای داده ها از اعمال هرگونه فیلتر در فرآیند اخذ سیگنال خودداری گردید و این کار طی پردازش های نرم افزاری و به صورت کنترل شده بر روی داده ها اعمال شده است.

4-2- کاغذ الکتروکاردیوگرام

امواج حاصل از جریان الکتریکی قلب بر روی کاغذ مخصوص شطرنجی ECG توسط یک سوزن حرارتی ترسیم می شود. کاغذ شطرنجی دارای یک محور افقی و یک محور عمودی است. یک قطعه از نوار ECG را یک استریپ ECG می نامند. محور افقی استریپ ECG، زمان را نشان می دهد. هر مربع کوچک نماینده 0.04 و 5 مربع کوچک تشکیل یک مربع بزرگ را داده که نماینده 0.20 ثانیه از زمان است. محور عمودی استریپ ECG مربوط به سنجش دامنه یا ولتاژ الکتریکی بر حسب میلی ولت است. هر مربع کوچک نشان دهنده 0.5 میلی ولت است. به منظور تعیین دامنه یک موج، قطعه یا فاصله، تعداد مربع های کوچک از خط پایه تا بالاترین و پایین ترین نقطه موج، قطعه یا فاصله شمارش می گردد.

5-2- سیگنال ECG به عنوان یک سیگنال بیومتریك [20]

امروزه سیگنال الکتروکاردیوگرام به عنوان یک روش بسیار کارا در تشخیص انواع مختلف بیماری های قلبی به کار می رود. حجم گسترده اطلاعاتی که در این سیگنال راجع به عملکرد قلب و سیستم های کنترلی آن وجود دارد، امکان استخراج ویژگی های ارزشمندی را از آن فراهم می سازد. تاکنون فعالیت های زیادی جهت تحلیل این قابلیت ها با هدف شناسایی و درمان امراض گوناگون در قلب انسان انجام گرفته است. اما شاید سوالی که در اینجا مطرح باشد، علت به کارگیری این سیگنال به عنوان یک سیگنال بیومتریک است. برای توضیح این موضوع ابتدا لازم است یک بار دیگر ویژگی های کلی در انتخاب سیگنال های بیومتریک یادآوری گردند. پذیرش یک سیستم بیومتریک از یک سو به ویژگی های عملکردی، تکنیکی و قابلیت تولید و بکارگیری آن و از سوی دیگر به ملاحظات اقتصادی طرح بستگی دارد.

خصوصیت سیستم های مبتنی بر ویژگی های بیومتریک نسبت به دیگر انواع سیستم های به کار رفته جهت شناسایی هویت، وابستگی این ویژگی ها به هر فرد و عدم امکان فراموشی یا گم شدن آنها است. حال آن که فرضا در سیستم های مبتنی بر دریافت کد عبور و ... این قابلیت وجود ندارد. اما با این وجود، هنوز نیز امکان تقلب در این سیستم ها منتفی نیست.

فرضا انواعی از ویژگی های متداول که امروزه در سطح گسترده ای در ساختارهای امنیتی مورد استفاده قرارمیگیرد شامل اثرانگشت، سیستم های مبتنی بر ویژگی های هندسی صورت و یا صدا می باشند. اما متأسفانه می توان اثر انگشت را بالاتکس بازسازی کرد یا با ارائه یک تصویر کارت شناسایی ویژگیهای صورت شخص را امکان پذیر نمود و یا اینکه می توان صدارا تقلید نمود. به وقتی به شرایط دقیق تر بنگریم، در بسیاری از موقعیت ها حتی میتوان از ویژگی های فوق الذکر در مورد یک شخص مرده نیز سوء استفاده نمود. همه این عوامل ما را به سوی انتخاب یک ویژگی که برآمده از سیگنالهای حیاتی شخص باشد، رهنمون می سازد. چرا که این سیگنال ها تنها امکان شناسایی افراد زنده را میسر می سازند .

2-6- مروری بر کمپلکس ECG

یک کمپلکس شامل شش موج رده بندی شده U, S, T, P, Q, R است. سه حرف میانی (RS, Q) مجموعاً یک کمپلکس QRS را تشکیل می‌دهند. باید دقت نمود که ECG تنها هدایت الکتریکی از دهلیزها به طرف بطن‌ها را نشان می‌دهد. در ادامه به شرح تک‌تک امواج قطعات و نواحی سیگنال ECG می‌پردازیم.

7-2- موج P [19]

اولین موج ECG طبیعی، موج P است که نشانه دپلاریزاسیون دهلیزی (هدایت یک ایмпالس الکتریکی در سراسر دهلیزها) می‌باشد. یک موج P طبیعی قبل از کمپلکس QRS قرار داشته، دارای ارتفاع 2 تا 3 میلیمتر، مدت زمان 0.06 تا 0.12 ثانیه است. شکل موج P معمولاً مدور و رو به بالا می‌باشد. اگر شکل و دفלקسیون (انحراف) یک موج P طبیعی باشد و به دنبال هر موج P یک کمپلکس QRS ظاهر شده باشد، میتوان اطمینان داشت که منشأ ایмпالس‌های الکتریکی از گره سینوسی-دهلیزی است.

8-2- فاصله PR [21]

[18] فاصله PR (از ابتدای موج P تا ابتدای موج R) نشان دهنده زمان لازم برای عبور موج تحریک الکتریکی از دهلیزها تا ایف پورکنر است. مدت زمان PR در بالغین به طور طبیعی بین 0.12 تا 0.20 ثانیه می‌باشد. فاصله PR کوتاه نشان می‌دهد که ایмпالس الکتریکی در محلی غیر از گره SA سرچشمه می‌گیرد و فاصله‌های PR طولانی ممکن است نشان دهنده یک هدایت تاخیری در دهلیزی-بطنی به علت مسمومیت با دیژیتال یا بلوک قلبی باشند.

9-2- آماده سازی سیگنال ECG

منابع نویز اثرگذار برای سیگنال الکتروکاردیوگرام را می‌توان به دو دسته کلی تقسیم بندی نمود:

(1) نویز فرکانس بالا

(2) نویز فرکانس پایین

الف) نویز فرکانس بالا:

نویز میتواند به واسطه تقویت کننده های عملیاتی، سیستم اخذ سیگنال، اثرات میدان های مغناطیسی محیطی بر روی کابل ها و امثال اینها تولید شود. همچنین یکی از رایج ترین اشکال در نویز، تداخلات ناشی از جریان برق شهر در 50 هرتز و هارمونیک های آن می باشد که می توان آن را نیز جزء نویزهای فرکانس بالا به حساب آورد.

ب) نویز فرکانس پایین:

آرتیفکت های فرکانس پایین و رانش خط پایه می توانند به واسطه سیگنال های اخذ شده از قفسه سینه در حین جابجایی آن جهت تنفس و یا در اثر تکان خوردن دست یا پا بر روی سیگنال های اخذ شده بروز نمایند. اتصال نامناسب الکترودها نیز می تواند باعث پیدایش این گونه آرتیفکت های فرکانس پایین در شکل موج سیگنال گردد. رانش خط پایه همچنین گاهی اوقات می تواند به واسطه تغییرات در دما و بایاس تقویت کننده ها نیز نماید. این مسئله می تواند آنالیزهای مربوط به هم پتانسیلی بخش ST در سیگنال را مشکل نماید. همچنین رانش زیاد خط پایه، می تواند باعث بردن سطح سیگنال توسط تقویت کننده ها نیز گردد. تقریباً در هر بخش 20 ثانیه ای از داده های ECG، میزان تغییرات پتانسیل الکتریکی خط پایه به میزان 1.5 برابر پررود موج مشاهده می گردد.

10-2- فیلتر کردن سیگنال ECG

از آنجایی که عمدتاً محتوای فرکانسی سیگنال ECG در محدوده بین 1.1 تا 40 هرتز می باشد، لذا با قرار دادن یک فیلتر میان گذر با فرکانس قطعی بین مقادیر گفته شده می توان اثر نویز فرکانس بالا از جمله نویز برق شهر و نیز نویزهای فرکانس پایین مثل آرتیفکت حرکتی و... را خنثی نمود. فیلتر ایده آل فیلتری است که در درجه اول در محدوده باند عبورتا حد امکان دارای مشخصه یکنواختی باشد و ثانیاً مشخصه فاز فیلتر خطی باشد.

به خصوص برای کاربردهایی که شیفتم زمانی سیگنال فیلتر شده مطلوب نیست، باید بتواند شیفتم ایجاد شده بر روی سیگنال را جبران نماید.

در دو مرحله برای سیگنال فیلتر اعمال می‌شود: در مرحله اول فیلتر کردن، هدف اعمال یک فیلتر میان گذر جهت حذف نویز فرکانس بالا و نویزهای فرکانس پایین در محدوده بین 1.1 تا 40 هرتز می‌باشد. در اینجا از یک فیلتر میان گذر که از سری نمودن دو فیلتر پایین گذر و بالا گذر که به روش کمترین مربعات طراحی شده‌اند، استفاده شده است. از آنجایی که کمپلکس QRS دارای محتوای فرکانسی در حدود 10 هرتز می‌باشد، لذا از همین سیگنال جهت شناسایی نقاط مربوط به قله R در کمپلکس QRS استفاده می‌گردد. اما به علت آن که اغلب دامنه موج P و T سیگنال ECG بسیار کم می‌باشد و شناسایی قله این امواج با استفاده از یک لید را مشکل می‌سازد. لذا مرحله دوم فیلتراسیون بر روی سیگنال فیلتر شده انجام می‌شود. در این مرحله ابتدا با اعمال یک فیلتر میان گذر در محدوده بین 3 تا 11 هرتز، با 1 دسیبل ریپل در باند عبور 70 دسیبل تضعیف در نقطه قطع، اولاً رانش خط پایه را به طور کامل حذف نماییم و ثانیاً به علت تغییرات کندتر در امواج P و T این تغییرات به صورت مولفه‌های فرکانس پایین در شکل موج ظاهر می‌شوند، از سوی دیگر کمپلکس QRS که همراه با تغییر سریع در شیب شکل موج می‌باشد به صورت مولفه فرکانس بالا ملاحظه می‌شود. لذا با این فیلتراسیون عملاً مولفه‌های فرکانس پایین مربوط به امواج P و T تقویت و مولفه‌های فرکانس بالای مربوط به کمپلکس QRS تضعیف می‌شوند. بعد از این مرحله، لازم است با دانستن محل وقوع قله R در هر ضربان با اعمال یک پنجره مناسب، کمپلکس QRS حذف گردد و از سوی دیگر با داشتن مختصات همین نقطه R به فاصله معین قبل و بعد از آن به دنبال وقوع ماکزیمم در شکل موج جهت شناسایی امواج P و T جستجو صورت گیرد. [17]

اما با توجه به اعمال فیلتر خطی بر سیگنال مورد نظر، یک شیفتم زمانی در سیگنال نسبت به سیگنال مورد استفاده در بخش شناسایی نقاط قله R حاصل شده است که باید اثر آن حذف گردد. لذا همانطور که اشاره شد

از یک فیلتر FIR با شکل مولفه فاز خطی که دارای مقدار تأخیر گروه ثابتی میباشد، استفاده شده است و اثر این مقدار تأخیر زمانی در شکل یک جابجایی زمانی مناسب بر روی سیگنال فیلتر شده جبران گردیده است.

11-2- نویزهای تأثیرگذار بر ECG

اولین قدم در تفسیر اتوماتیک، از بین بردن یا کم کردن اثر نویزهای ناخواسته در ECG است. منابع نویز در ECG، گاهی ناشی از تجهیزات اندازه گیری هستند؛ نظیر اتصال ضعیف الکتروود با پوست یا تغییر امپدانس محل اتصال نسبت به زمان تداخل الکتریکی سایر دستگاه های موجود در محل و سیستم انتقال برق شهر و گاهی منابع نویزی که منشاء فیزیولوژیک دارند، نظیر EMG که ماهیتی تصادفی و آماری دارند. یا تغییرات موقعیت قلب نسبت به الکتروودها و یا جابجایی خط مبنا بر اثر تنفس. این نویزها از نظر فرکانسی به دو دسته تقسیم میشود:

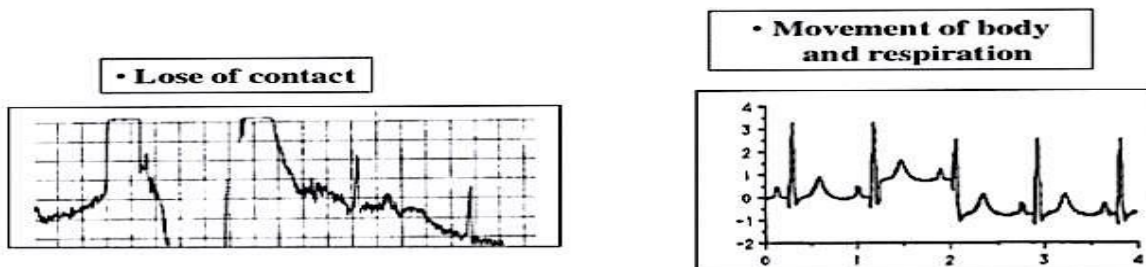
1- اختلالاتی که نسبت به ECG از محتوای فرکانسی بالاتر برخوردار هستند؛ این منابع اختلال به صورت پالس های نامطلوب سیگنال را مخدوش می کنند.

2- دسته دیگر که محتوای فرکانسی پایین تری دارند و سبب تغییرات آرام در سیگنال می شود.

12-2- نویز تماس الکتروود

نویز تماس الکتروود یک نویز گذرا، ایجاد خواهد شد. این نویز میتواند در نتیجه داخل یا خارج شدن الکتروود در اثر حرکت و لرزش باشد. این نویز مانند عمل سوئیچینگ در ورودی سیستم اندازه گیری میتواند تداخل بزرگی را ایجاد کند. نویز تماس الکتروود به صورت یک انتقال تصادفی سریع baseline مدل می شود که به صورت نمایی مقدار خط پایه را تغییر میدهد و یک مولفه 60 هرتز بزرگ دارد. این انتقال می تواند یک بار یا چند بار روی دهد.

Effect of Electrode contact noise

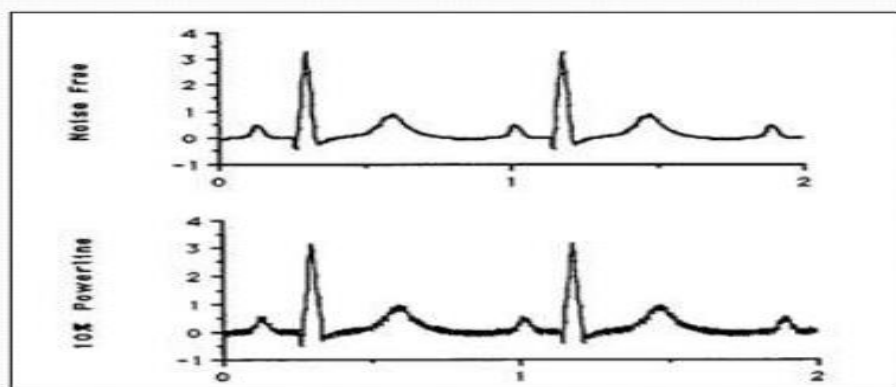


شکل 2-1- سیگنال ECG به همراه نویز تماس الکترود

2-13- تداخل خطوط انتقال

نویز ناشی از تداخل خطوط قدرت، به صورت یک سینوسی 50 یا 60 هرتزی (بسته به فرکانس برق شهر) و هارمونیک های آن است که به صورت یک سینوسی یا ترکیبی از سینوسی ها مدل می شود. شکل زیر ECG به همراه این نویز را نشان میدهد.

Effect of Power line Interface[5]



شکل 2-2- سیگنال ECG به همراه نویز تداخل خطوط انتقال و آرتیفکت های حرکتی

14-2- نويز توليد شده به وسيله وسايل الكترونيكي

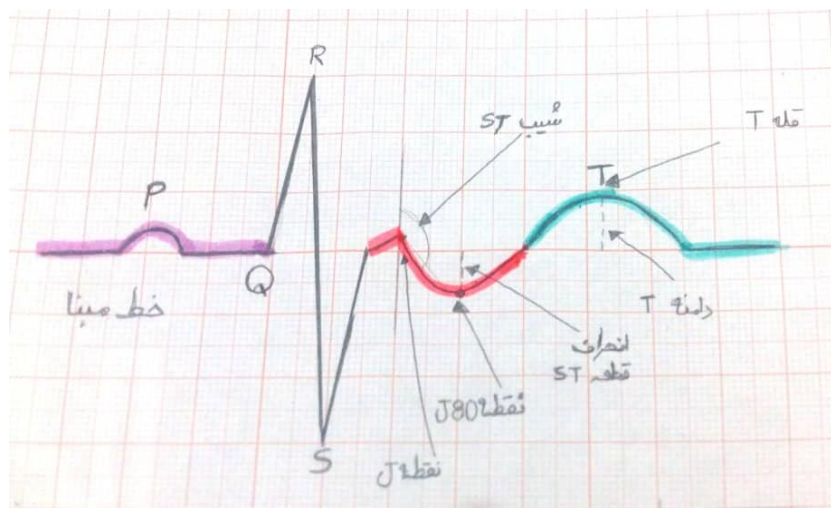
تداخل توليد شده به وسيله وسايل الكترونيكي در سيستم صنعتي در شكل نشان داده شده است. اين خطا نمي تواند توسط الگوريتم ها يا آشكارسازي QRS تصحيح شود. به عنوان نمونه ممكن است تقويت كننده ورودی اشباع شود و در اين صورت هيچ اطلاعاتي به آشكارساز نمي رسد.

15-2- نويز الكتروسر جري

اين نويز مي تواند با يك موج سينوسي با دامنه بالا و رنج فرکانسي 100 KHz تا 1 MHz نشان داده شود. براي حذف و کاهش نويزهاي بيان شده از سيگنال ECG روش هاي گوناگوني پيشنهاد شده است كه ميتوان آنها را به دو دسته كلي 1- فرکانسي 2- تطبيقي تقسيم نمود. در روش فرکانسي با توجه به طيف سيگنال و نويز، فيلتر مناسبی چنان طرح و تنظيم می کنیم كه مولفه هاي فرکانسي نويز حتي الامكان حذف شود. روش فرکانسي بسيار ساده و كم هزینه است. اما استفاده از آن هنگامی كه طيف سيگنال و نويز با هم همپوشانی داشته باشند. (كمپلكس QRS و نويز) موجب از دست رفتن اطلاعات سيگنال می شود.

16-2- تغييرات الكتروكارديوگرام در بيماري هاي كم خوني عضله قلب [19]

هرگز تشخيص بيماري عروقي قلب با الكتروكارديوگرافي كافي نيست و علائم باليني بيمار تكميل كننده تشخيص هستند. بيمارانی هستند كه سكته قلبي می كند، حال آن كه در الكتروكارديوگرام آنها علامتي ديده نمی شود. در واقع اگر علامتي در الكتروكارديوگرام وجود داشته باشد، تأييد تشخيص باليني سكته قلبي است. يكي از تغييرات خيلي واضح در عضله قلبي كه كم خوني آن هنوز به سكته قلبي منجر نشده است، انحراف قطعه ST و معكوس شدن موج T در اشتقاق هايی است كه در زير آنها كم خوني وجود دارد. در شكل زير موقعيت نقاط و قطعات مهم در تشخيص كم خوني قلبي به وسيله سيگنال الكتروكارديوگرام نشان داده شده است.



شکل 3-2- نقاط و قطعات مهم در تشخیص کم خونی قلبی

در شکل 3-2، موقعیت نقاط و قطعات مهم در تشخیص کم خونی قلبی به وسیله سیگنال الکتروکاردیوگرام نشان داده شده است. منظور از نقطه J، محل برخورد انتهای موج S با خط مبنا است. قطعه ST عبارت است از: فاصله‌ای که در بر گیرنده انتهای موج S (نقطه J) و ابتدای موج T است. نقطه J80 عبارت است از دامنه قطعه ST (میزان انحراف قطعه ST) پس از 80 ms از ظاهر شدن نقطه J. به نقطه J80، نقطه ST 80 نیز گفته می شود. شیب ST، شیب خطی است که نقطه J را به نقطه J80 متصل می کند.

Test	No.of features	No.of correct classified
A	360	49(50)
B	180(chest leads)	49(50)
C	180(limb leads)	49(50)
D	30(1 lead)	49(50)
E	21(zeros removed)	49(50)
F	12	49(50)
G	10	50(50)
H	7	45(50)

جدول (1-2)

فصل سوم

کمپلکس QRS

3-1-مقدمه

فاصله PR (از ابتدای موج P تا انتهای موج R) متعاقب موج P ظاهر می‌شود و بیانگر دپلاریزاسیون بطنی یا هدایت ایмпالس الکتریکی است. بلافاصله بعد از دپلاریزاسیون بطن ها، کمپلکس QRS تشکیل شده و بطن ها منقبض می‌شوند. حاصل انقباض، خروج خون از بطن ها و پمپ آن به داخل شریان ها است و نتیجه آن ایجاد نبض است. کمپلکس QRS طبیعی پس از موج P قرار داشته و دارای ارتفاع 5 تا 30 میلی‌متر و مدت زمان 0.06 تا 0.10 ثانیه است. شکل آن شامل موج Q (اولین دفלקسیون منفی یا بالاتر از خطر پایه بعد از موج P)، موج R (اولین دفלקسیون مثبت بعد از موج Q) و موج S (اولین دفלקسیون منفی بعد از موج R) است. عدم ظهور موج به همراه کمپلکس QRS نشانه‌ای از سرچشمه گرفتن ایмпالس ها از بطن ها است و دلالت بر وجود یک آریتمی بطنی دارد. موج های Q عمیق و پهن می‌توانند نشانه انفارکتوس میوکارد باشند. موج R دنداندار ممکن است بلوک شاخه ای دلالت کند. یک QRS پهن (بیشتر از 0.12 ثانیه) می‌تواند نشانه‌ای از تاخیر در هدایت بطنی باشد. فقدان کمپلکس QRS ممکن است دلالت بر بلوک دهلیزی- بطنی داشته باشد.

3-2- قطعه ST

قطعه ST بیانگر مرحله پایانی دپلاریزاسیون یا استراحت بطنی است و انتهای موج S تا ابتدای موج T امتداد دارد. تغییرات قطعه ST ممکن است بر صدمه میوکارد دلالت کند.

3-3- موج T

موج T نشان دهنده مرحله استراحت یا رپلاریزاسیون بطنی است. موج T طبیعی، به دنبال موج S می‌باشد. دامنه آن در لید 1، 0.5، 3، 2 میلی ولت است. شکل نیز معمولاً صاف و مدور می‌باشد. مدت زمان در موج T اندازه گیری نمی‌شود. وجود برآمدگی هایی در موج T می‌تواند نشان دهنده ادغام شدن یک موج P در آن باشد. یک موج بلند و نوک تیز، می‌تواند نشان دهنده آسیب میوکارد یا افزایش پتاسیم باشد. معکوس شدن موج

T در لیدهای 1، 2 یا 3 تا 6 V ممکن است نشان‌دهنده ایسکمی میوکارد باشد و امواج T به شدت نوک تیز یا دندان‌دار در یک فرد بالغ می‌تواند دلالت بر وجود پریکاردیت داشته باشد.

3-4- شناسایی کمپلکس QRS و محل قله R

مهمترین بخش در شکل موج الکتروکاردیوگرام، کمپلکس QRS می‌باشد که معرف فرایند دپلاریزاسیون بطنی است. برای فرآیند شناسایی محل وقوع کمپلکس QRS از الگوریتم Tompkins-Pan استفاده نمودیم. در این الگوریتم مرحله فیلتر کردن خطی شامل یک فیلتر میان‌گذر، یک مشتق‌گیر و یک پنجره متحرک انتگرال‌گیر می‌باشد. تبدیلات غیر خطی شامل مربع کردن دامنه سیگنال می‌باشد. آستانه‌های تطبیقی و تکنیک‌های جداسازی موج T بخش تصمیم‌گیری الگوریتم را تشکیل می‌دهد.

شیب موج ویژگی مهمی است که در اکثر آشکارسازهای QRS، برای پیدا کردن کمپلکس‌های QRS به کار می‌رود. با یک مشتق‌گیر به راحتی می‌توان اطلاعات شیب سیگنال را استخراج کرد؛ اما مشتق‌گیر مولفه‌های نویز فرکانس بالا را نیز تقویت می‌کند که مطلوب نیست. همچنین بسیاری از کمپلکس‌های QRS غیرنرمال با دامنه بزرگ و مدت زمان طولانی و بخاطر شیب نسبتاً کم تشخیص داده نمی‌شوند. در نتیجه شیب موج R به تنهایی برای تشخیص QRS کافی نیست. برای دستیابی الگوریتم‌های کارآمد باید پارامترهای دیگری مانند دامنه، پهنا و انرژی QRS را نیز از سیگنال استخراج کنیم.

در ابتدا به کمک یک معادله تفاضلی به شکل زیر عملکرد مشتق تا فرکانس 30 هرتز تقریب زده می‌شود:

$$y(n)=1/8 [2x(n) + x(n-1)- x(n-3) - 2x(n-4)]$$

این عملکرد مولفه‌های فرکانس پایین مربوط به امواج P و T را تضعیف می‌نماید و در عین حال یک ضریب بهره (gain) بالا برای مولفه فرکانس بالای ناشی از شیب زیاد کمپلکس QRS فراهم می‌نماید. پس از این مرحله، مربع کردن دامنه و انتگرال‌گیری پنجره متحرک انجام می‌شود. اطلاعات شیب سیگنال در مرحله

مشتق‌گیری به دست می‌آید. مرحله مربع کردن دامنه، شیب منحنی و پاسخ فرکانس و مشتق‌گیر را تقویت میکند و به کاهش تشخیص‌های نادرست ناشی از موج‌های T که انرژی‌های طیفی بیشتر از حد معمول دارند، کمک می‌کند. پنجره متحرک انتگرال‌گیر سیگنالی را تولید می‌کند که اطلاعاتی راجع به شیب و همچنین پهنای کمپلکس QRS به دست می‌دهد. در مرحله بعد خروجی فرایند انتگرال‌گیر با هموارسازی پیک‌های ایجاد شده در مرحله مشتق‌گیر، آنها را در اختیار قرار داده و با آستانه داده شده که به صورت تطبیقی تنظیم می‌گردد، مقایسه شده و پیک‌های R شناسایی می‌گردد.

الگوریتم مربوط به آستانه‌گیری تطبیقی شامل سه بخش کلی می‌باشد:

فاز یادگیری 1، فاز یادگیری 2، تشخیص و آشکار سازی

فاز یادگیری 1 حدود دو ثانیه برای مقدار دهی اولیه به آستانه‌ای تشخیص، بر اساس پیک‌های سیگنال و نویزی که در طی فرایند یادگیری آشکار شده‌اند، نیاز دارد. فاز یادگیری 2 نیاز به دو ضربان قلب برای مقداردهی اولیه به میانگین فواصل RR و مقادیر محدود کننده این فواصل دارد. فاز بعدی، فرایند تشخیص پیک‌ها را انجام می‌دهد و یک پالس به ازای هر کمپلکس QRS تولید می‌کند.

آستانه‌ها و دیگر پارامترهای الگوریتم برای تطبیق با خواص متغیر سیگنال متناوباً تنظیم می‌شوند. پیش‌پردازش سیگنال ECG با فیلتر دیجیتال میان‌گذر نسبت سیگنال به نویز را بهبود می‌بخشد و به کارگیری آستانه‌های با مقدار کمتر را امکان‌پذیر می‌نماید. این امر حساسیت تشخیص را بالا می‌برد و تشخیص‌های نادرست ناشی از نویزهایی را که خواصی شبیه QRS ارائه می‌کنند، کاهش می‌دهد.

همچنین در اینجا از یک تکنیک دو آستانه‌ای برای پیدا کردن ضربان‌های از قلم افتاده، استفاده شده است و به وسیله آن false negative ها را کاهش می‌دهد. دو سطح آستانه در نظر گرفته می‌شود که یکی نصف دیگری است. این آستانه‌ها به طور مداوم با خصوصیات سیگنال تطبیق داده می‌شوند. اگر الگوریتم، هیچ موج QRS را در فاصله زمانی 166 درصدی میانگین فواصل RR جاری تشخیص ندهد، ماکزیمم پیکی که در آن فاصله زمانی بین این دو آستانه تشخیص داده شده به عنوان کمپلکس QRS احتمالی در نظر گرفته می‌شود و

آستانه کوچک‌تر اعمال می‌شود. در این الگوریتم هر آستانه به طور احتمالی در نظر گرفته می‌شود و آستانه کوچک‌تر اعمال می‌شود. در این الگوریتم هر آستانه به طور خودکار پریودیک بر اساس مقادیر پیک سیگنال و نویز تطبیق داده می‌شود. در تکنیک دو آستانه‌ای، میانگین فواصل RR در نظر گرفته می‌شود. یکی میانگین هشت فاصله RR اخیر را محاسبه می‌کند و دیگری میانگین هشت فاصله RR اخیر را که 92-116 درصد میانگین فاصله RR جاری قرار دارند، محاسبه می‌کند. بدون میانگین اولی، این روش تنها برای تغییرات کند و آهسته ضربانات منظم قلبی مناسب است. زمانی که ضربان قلب به طور ناگهانی تغییر می‌کند، میانگین اولی با دومی جایگزین می‌شود و الگوریتم به سرعت و با تغییرات سیگنال تطابق می‌یابد. پس از اینکه موقعیت نقاط R در شکل موج داده شده محاسبه شد، با تعقیب شیب سیگنال در دو جهت منفی و مثبت، اقدام به یافتن مینیمم شکل موج و یا محلی که در آنجا شیب سیگنال تغییر کند، می‌گردد تا بدین وسیله موقعیت نقاط ابتدا و انتهای کمپلکس QRS (نقاط Q و S) مشخص گردد.

3-5- شناسایی امواج P و T

معمولاً به علت دامنه کم، شناسایی امواج P و T کاری مشکل می‌باشد و روش‌های مختلفی برای این کار پیشنهاد شده است. عمدتاً برای شناسایی محل وقوع این امواج نیاز به وجود داده‌های الکتروکاردیوگرام از حداقل 3 لید مختلف می‌باشد.

3-6- شناسایی نقاط ابتدا و انتهای امواج P و T

در انجام پردازش‌های مختلف، مشخص شدن نقاط ابتدا و انتهای امواج P و T نیز از اهمیت برخوردار است. از لحاظ فیزیولوژیک عرض این امواج می‌تواند موید طول مدت دیلاریزاسیون دهلیزی و ریپلاریزاسیون بطنی باشد. با توجه به اینکه باید معیار معین و قابل اطمینان جهت مشخص کردن نقاط ابتدا و انتهای امواج P و T وجود داشته باشد، با دنبال نمودن شکل موج سیگنال از محله موج در نقاط P و T و محاسبه شعاع انحنای سیگنال، می‌توان نقاطی را که در آنها شعاع انحنای مینیمم هستند را به عنوان نقاط پایه شکل موج انتخاب

نمود. استفاده از معیار مینیمم شعاع انحنا نتایج بسیار پایدارتری نسبت به روشهای مشتق گیری از سیگنال در مقابل مقابل نویز حاصل می نماید.

برای اجرای این ایده با توجه به شکل کافی است با ثابت در نظر گرفتن فاصله زمانی بین سه نقطه بر روی شکل موج سیگنال، مقدار دلتا ماکزیمم گردد. مقدار دلتا از حاصل ضرب خارجی بردار واصل نقاط اول و سوم (بردار a) و بردار واصل نقاط اول و دوم (بردار c)، همانطور که در شکل مشخص شده است، تقسیم بر اندازه بردار a به دست می آید.

3-7- تعیین صحیح پهنای باند فیلتر میان گذر

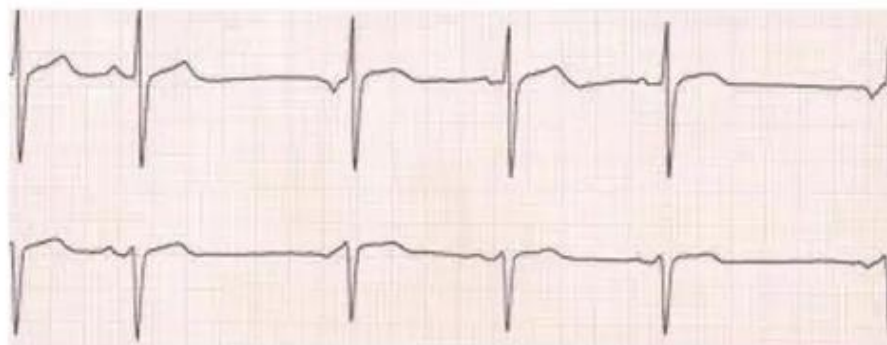
اغلب آشکارسازهای کمپلکس های QRS موجود دو مرحله دارند: قسمت اول پیش پردازنده که برای تقویت کمپلکس QRS به کار می رود و در قسمت دوم تصمیم دیگری براساس یک آستانه است.

قسمت پیش پردازش شامل یک فیلتر میان گذر است. عبور از فیلتر میان گذر برای کاهش نویز به همراه ECG الزامی است. انتخاب پهنای باند میان گذر بسیار مهم است؛ زیرا طیف فرکانسی نویز و کمپلکس QRS تا حدی با هم همپوشانی دارد. بنابراین پهنای باند فیلتر میان گذر باید طوری انتخاب شود که مصالح های بین کاهش نویز و فقدان اجزای فرکانس بالا برقرار شود. اگر پهنای باند خیلی زیاد باشد، کاهش نویز به خوبی انجام نمی شود و اگر خیلی باریک باشد، مشخصات فرکانس بالای QRS از دست می رود. با وجود رعایت این موارد باز هم به طور کامل نمیتواند نویز را از سیگنال ECG حذف کرد. زیرا با حذف کامل نویز آشکارسازی QRS محقق نخواهد شد.

3-8- بیماری‌هایی که تشخیص آنها به شناسایی کمپلکس QRS وابسته است: [20]

3-8-1- ضربان ساز نامنظم

Wander Pacemaker یا ضربان ساز نامنظم، ریتم بی قاعده ای است که به علت تحریکات ضربانسازی در کانون های مختلف دهلیزی ایجاد می‌شود. در این بیماری امواج P مخصوصی ساخته می‌شود که شکل‌هایی شبیه QRS دارند. در شکل زیر مشاهده می‌شود که در بعضی مراحل دامنه موج P بیش از QRS خواهد بود. در تشخیص این بیماری شناسایی کمپلکس QRS مهم است.



شکل (3-1) شکل موج ضربان‌ساز نامنظم

3-8-2- تکیکاردی دهلیزی چند کانونی (MAT)

تکیکاردی دهلیزی چند کانونی MAT ریتمی است که در بیماران انسدادی مزمن ریه دیده می‌شود. در این بیماران سرعت قلب بیش از 100 ضربه در دقیقه است. در این بیماری شناسایی کمپلکس QRS مهم است.

Multifocal Atrial Tachycardia (MAT)



شکل (2-3) موج تکیکاردی دهلیزی چند کانونی

3-8-3- فیبریلاسیون دهلیزی

فیبریلاسیون دهلیزی توسط فعالیت چند کانون اتوماسیته دهلیزی ایجاد می‌شود. هیچ ایمپالسی به تنهایی قادر به دپولاریزاسیون کامل دهلیزی نیست و تنها گاهگاهی دپولاریزاسیون دهلیزی از گره دهلیزی بطنی می‌گذرد و بطن ها را تحریک میکند و ریتم نامنظم بطنی QRS ایجاد میکند.

شناسایی کمپلکس QRS در تعیین ریتم قلبی در تشخیص این بیماری نقش اساسی دارد.



شکل 3-3- شکل موج فیبریلاسیون دهلیزی

4-8-3- ضربان از دست رفته پیوندگاهی:

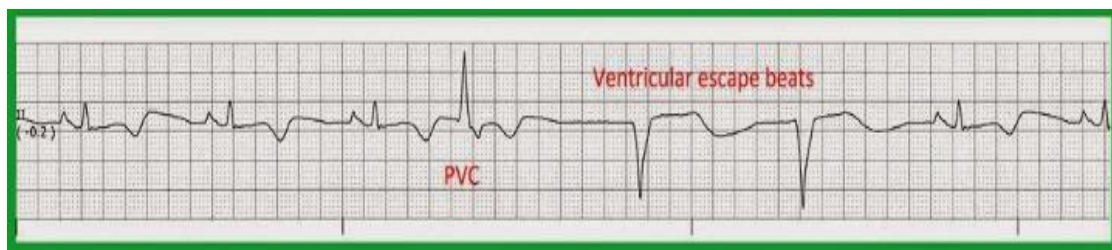
یک گره سینوسی دهلیزی بیماری که دچار بلوک موقت سینوسی است از زدن یک ضربه باز می‌ماند. این توقف می‌تواند یک کانون اتوماسیته پیوند گاهی را تحریک کنند تا از مکانیسم سرکوب توسط ضربان سریع بگریزد. اساساً کمپلکس QRS و تعیین ریتم قلبی و مشخص شدن ضربان ازدست رفته در تشخیص این بیماری نقش بسزایی دارد.



شکل 3-4- ضربان از دست رفته پیوندگاهی

3-8-5- فرار/ رهایی ضربان دهلیزی

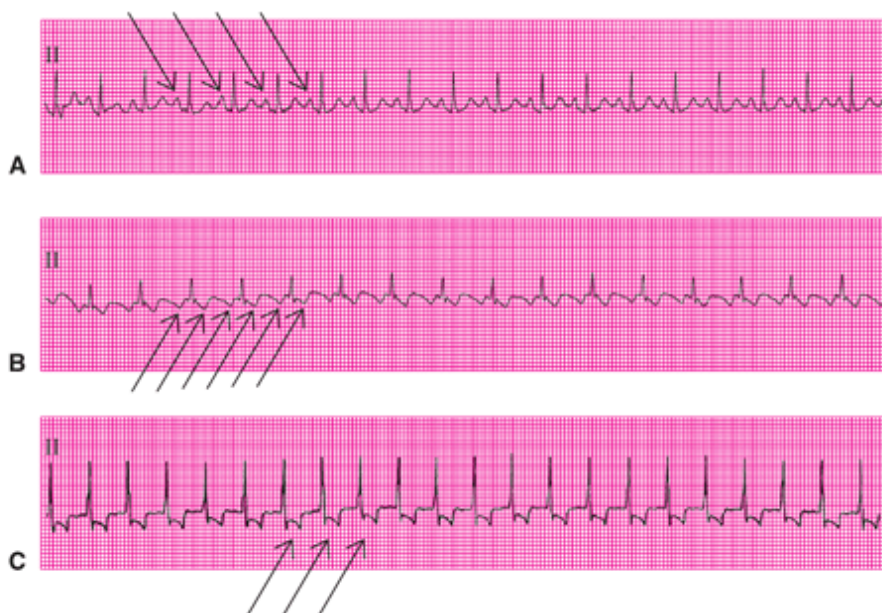
عصب پاراسمپاتیک گره سینوسی دهلیزی و کانون های دهلیزی پیوندگاهی را تحت تأثیر قرار می‌دهند. ولی بر کانون‌های بدنی بی اثر است. لذا تحریک شدید فعالیت پاراسمپاتیک بر گره سینوسی دهلیزی اثر گذاشته و توقفی ایجاد می‌کند و مکان های دهلیزی و پیوندگاهی را نیز سرکوب مینماید. در این حالت، کانون‌های بطنی قادر هستند که به توقف و ایجاد ضربان پاسخ دهند. لذا یک کانون اتوماسیته از سرکوب آن توسط ضربان سریع می‌گریزد و تحریکات الکتریکی این کانون باعث دیپولاریزاسیون بطن ها میشود و کمپلکس QRS بزرگی ایجاد می‌کند. شناسایی کمپلکس QRS و تعیین ریتم قلبی در این بیماری بسیار مهم بوده و اطلاعات مهمی در اختیار پزشک قرار می‌دهد.



شکل 3-5- فرار/ رهایی ضربان دهلیزی

3-6-8 خود تنظیمی کانون پیوندگاهی که ممکن است دپلاریزاسیون بطنی ایجاد کند

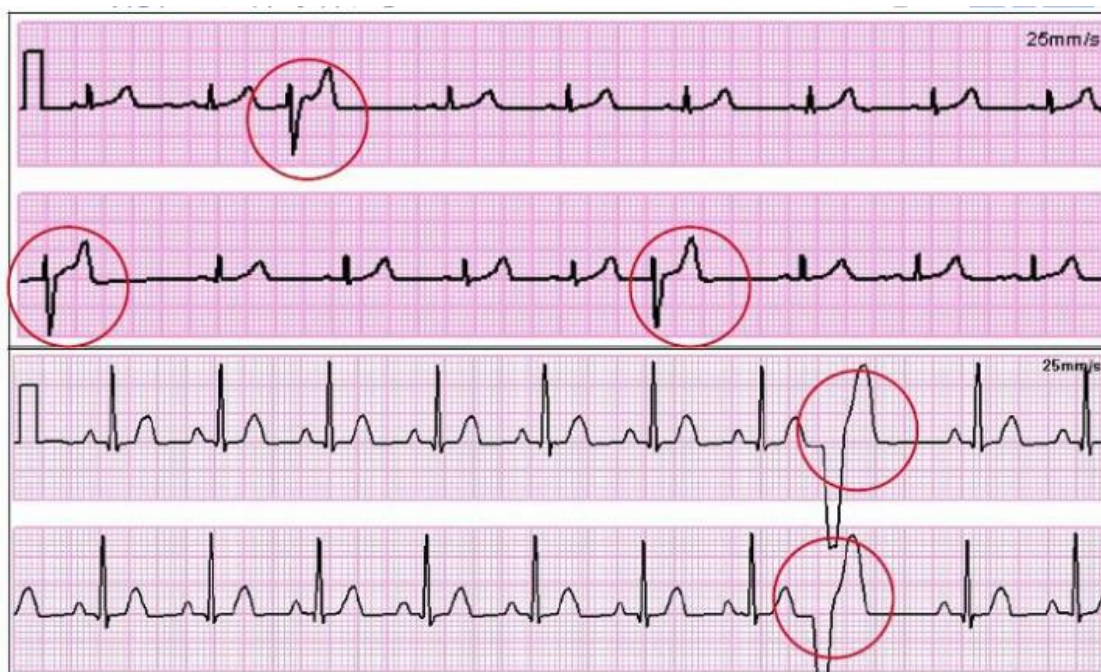
یک ضربه نارس پیوندگاهی در یک کانون تحریک پذیر پیوندگاهی در داخل گره دهلیزی بطنی منشا میگیرد. انتظار داریم که این تحریک نارس به بطن ها منتقل شود ولی ممکن است به صورت عقب گرد دهلیزها را تحریک نماید و باعث ثبت یک موج اضافی روی ECG شود. دراین صورت یک موج P در داخل کمپلکس QRS قرار میگیرد و سبب میشود که عرض کمپلکس پهن شود. دراین بیماری سیر شناسایی کمپلکس QRS و تعیین عرض آن بسیار مهم است.



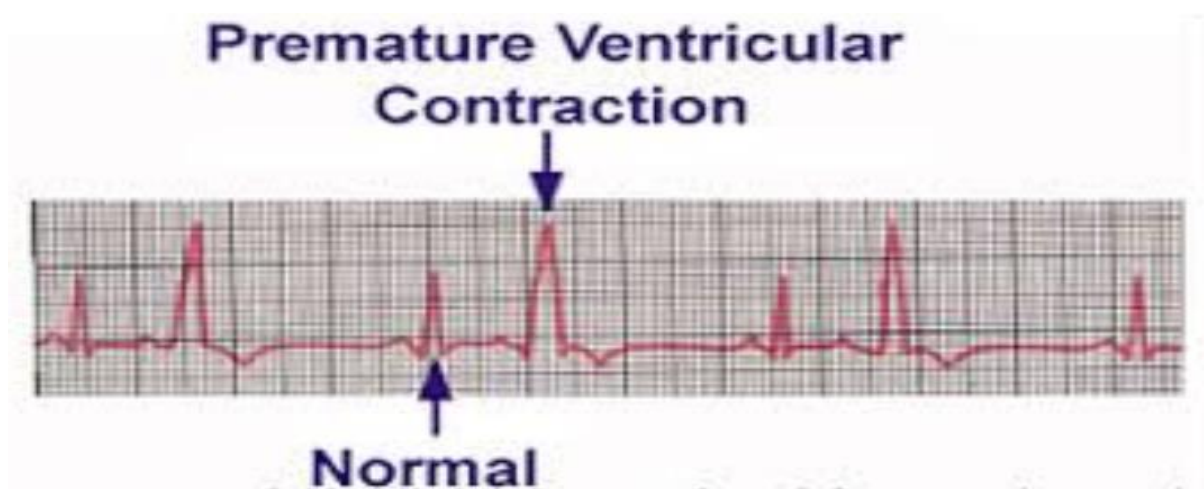
شکل 3-6- موج P در داخل کمپلکس QRS یا جلوتر از کمپلکس QRS

3-8-7 ضربان نارس بطنی (PVC)

ضربان نارس بطنی که به نام انقباض بطنی نارس (PVC) نیز خوانده میشود و به طور ناگهانی از یک کانون نابجای بطنی منشا می گیرد و یک کمپلکس بطنی بزرگ را ایجاد میکند. تشخیص اولیه این بیماری با شناسایی کمپلکس QRS آغاز میشود.



شکل 3-7 ضربان نارس بطنی



شکل 3-8 ضربان نارس بطنی

9-3- پدیده R روی T

اگر یک PVC روی یک موج T قرار بگیرد، به ویژه در حالتی که هیپوکسی یا کمبود پتاسیم وجود دارد؛ طی یک دوره آسیب پذیری این اتفاق می افتد (پدیده R روی T) و ممکن است آریتمی های خطرناکی روی دهد. در این حالت نیز بهترین راه تشخیص آشکارسازی QRS است.



شکل 9-3- کمپلکس QRS در موج T

فصل چہارم

طراحی الگوریتم PAN-

TOMPKINS

1-4-مقدمه

کمپلکس QRS مهم ترین موج الکتروکاردیوگرام است. [16] از آنجایی که این کمپلکس فعالیت الکتریکی قلب را در طی انقباض بطنی منعکس میکنند، شکل موج و زمان و وقوع آن اطلاعات زیادی درباره ی وضعیت قلب به دست میدهد. به خاطر شکل خاص آن، این موج برای تشخیص اتوماتیک ضربان قلب، به عنوان نقطه ی شروع جهت دسته بندی سیکل های قلبی به کار میرود و همچنین در الگوریتم های آنالیز اتوماتیک ECG، تشخیص کمپلکس QRS است.

تشخیص کمپلکس QRS مشکل است، نه فقط به دلیل تغییرات فیزیولوژیک کمپلکس ها، بلکه بخاطر انواع مختلف نویز که میتواند در سیگنال ECG تداخل ایجاد کنند. منابع نویز شامل نویز ناشی از لرزش ماهیچه ها، آرتیفکت های ناشی از حرکت الکتروود، تداخل برق شهر، اعوجاج خط زمینه و موج های T با خواص فرکانس بالا مشابه موج های QRS است. در دهه گذشته روش های جدیدی برای تشخیص کمپلکس QRS پیشنهاد شده است؛ برای مثال، الگوریتم هائی بر پایه ی شبکه های عصبی مصنوعی، الگوریتم های ژنتیک، تبدیلات موجک، فیلتر بانک ها و نیز روش های سلسله مراتبی بر پایه تبدیلات غیر خطی. پیشرفت سریع میکرو کامپیوترهای قدرتمند، کاربرد گسترده الگوریتم های تشخیص QRS در دستگاه های قلبی و عروقی را امکان پذیر ساخته است. این الگوریتم ها را میتوان به دو بخش پیش پردازش یا استخراج ویژگی شامل فیلترهای خطی و غیر خطی و یک مرحله تصمیم گیری شامل تشخیص پیک و منطق تصمیم گیری تقسیم بندی کرد. یکی از مهم ترین و قابل اعتمادترین آشکارسازهای کمپلکس QRS، الگوریتم PAN & TOMPKINS است که بر مبنای اطلاعات شیب، دامنه و پهنای موج QRS و به صورت تطبیقی، آشکارسازی را انجام می دهد. این الگوریتم روی پایگاه داده (MIT-BIH arrhythmia database) مورد ارزیابی قرار گرفته و در تشخیص 116137 پیک R که از 48 بیمار مختلف گرفته شد، تنها 0.675 درصد تشخیص اشتباه داشته است.

4-2- روش پیشنهادی

4-3- معرفی

کاربردهای زیادی برای یک الگوریتم معتبر تشخیص کمپلکس QRS وجود دارد. تفسیر 12 لیدی ECG تکنیک محبوبی است. واحد مراقبت کرونری در حال حاضر از مانیتورینگ آریتمی ها که به طور گسترده از ثبت نوار هالتر که نیازمند دستگاه اسکن هالتر است؛ استفاده میکند. دستگاه اسکن هالتر متشکل از آشکارساز کمپلکس QRS است که به منظور آنالیز نوارها سریع تر از زمان خود در دستگاه تعبیه شده است. در حال حاضر در حال توسعه مانیتورینگ آریتمی های سیار برای بیمارانی که از سیگنال ECG به صورت زمان حقیقی استفاده میکنند، هستیم. [1]-[3]

زمانی که یک آریتمی پدیدار می شود یک مانیتور باید قابل برنامه ریزی باشد تا بتواند سریعاً یک بازه غیر عادی از سیگنال ECG را برای انتقال آن به مرکز اصلی برای تفسیر پزشک ارسال کند. بدین ترتیب چنین دستگاهی نیازمند قابلیت بسیار دقیقی برای آشکارسازی کمپلکس QRS است. هر آشکارسازی نادرستی ناشی از انتقالات غیر ضروری داده ها به مرکز اصلی بوده و نیازمند حافظه بسیار بالا به منظور ذخیره هر بخش/ قسمت سیگنال ECG است که به طور غیر الزامی گرفته شده است. بدین وسیله، یک آشکارساز دقیق کمپلکس QRS بخشی بسیار مهم در تمام تجهیزات الکتروکاردیوگرام است. آشکارسازی کمپلکس QRS سخت است؛ نه فقط به دلیل تغییر پذیری فیزیولوژی کمپلکس، اما به دلایل انواع مختلف نویز که می توانند در سیگنال ECG پدیدار شوند. منابع نویز شامل نویز های ماهیچه ای، آرتیفکت ها به خاطر حرکت الکتروود، تداخل خط قدرت، انحراف خط پایه (baseline wander) و موجهای T با فرکانس بالای مشابه با فرکانس های کمپلکس QRS. در دیدگاه ما، فیلتر های دیجیتالی تاثیر این منابع نویز را کم میکنند و نتیجتاً نرخ سیگنال به نویز را بهبود می بخشد. از بیشتر آشکارسازهای ارائه شده از این دست، فقط تعداد کمی از آنها به مبحث

کاهش نویز اهمیت می دهند. اغلب آشکارسازهای نرم افزاری استخراج QRS شامل سه یا بیشتر از سه نوع مراحل پردازش می شود: 1- فیلتر کردن خطی دیجیتال 2- تبدیل غیر خطی 3- الگوریتم تصمیم گیری. [4] ما از هر سه روش در این مقاله استفاده میکنیم. پردازش خطی شامل یک فیلتر میان گذر، یک مبدل و یک پنجره در حال حرکت انتگرال گیر است. از تبدیل غیر خطی (مورد 2) در مربع سازی دامنه سیگنال استفاده میکنیم.

آستانه های انطباقی و تکنیک افتراقی موج T قسمتی از الگوریتم تصمیم گیری است.

شیب موج R یک خصیصه محبوب سیگنال است که برای مکان یابی کمپلکس QRS استفاده میشود. [5] یک مدار آنالوگ یا یک الگوریتم مبدل زمان حقیقی اطلاعات شیب را مستقیماً برای اجرا تهیه می کند. هرچند یک مبدل به دلیل طبیعت متنوع خود، فرکانسهای بالاتر و نامطلوب نویز را تقویت میکند. علاوه بر آن بیشتر کمپلکس های QRS غیرعادی با دامنه های بزرگ و زمان رخداد بلند مدت در یک مبدل به علت شیب نسبتاً کم موج R گم می شوند و این به آن معنی است که شیب موج R به تنهایی نمی تواند عاملی برای استخراج معتبر کمپلکس باشد.

برای دستیابی به عملکرد بهتر باید حتماً پارامترهای دیگری همچون دامنه، عرض و انرژی کمپلکس QRS را استخراج کنیم. [6]، [7]

این خیلی مهم است که الگوریتم آشکار سازی QRS را با استفاده از یک پایگاه اطلاعاتی استاندارد آریتمی ارزیابی کنیم. برخی از پایگاه های اطلاعاتی استاندارد در دسترس به صورت زیر هستند: [8] MIT/BIH و AHA (انجمن قلب آمریکا). [9] عملکرد یک الگوریتم در روی یک پایگاه داده جواب نهایی نیست. همانطور که این آشکار ساز در یک محیط بالینی استفاده نمی شود و غیر مفید است، اما وسیله ای استاندارد شده برای مقایسه عملکرد پایه یک الگوریتم با دیگری تهیه میکند.

4-4-مروری بر الگوریتم:

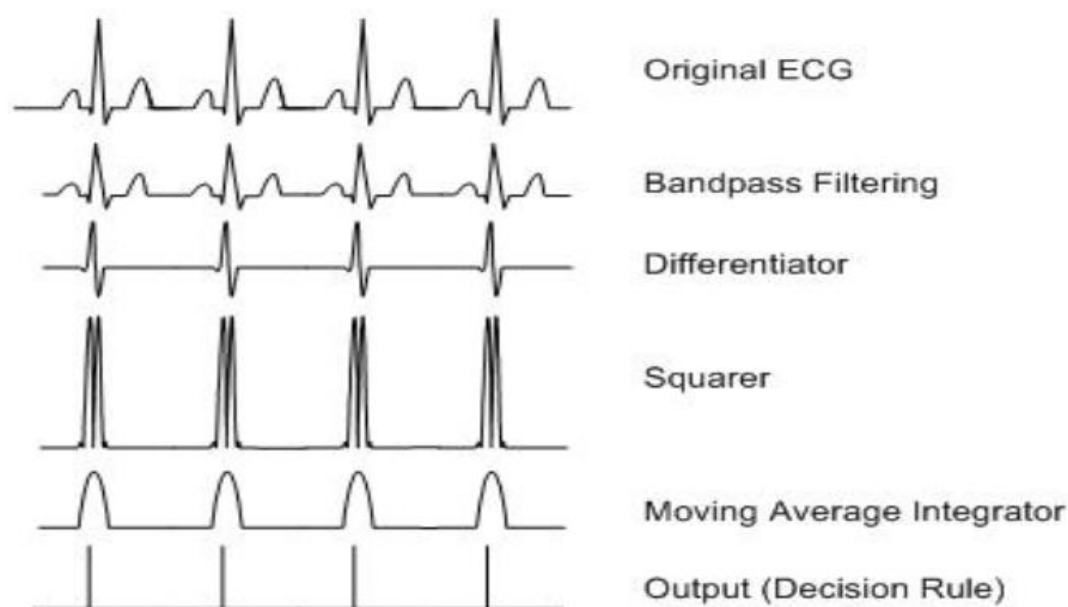
ما الگوریتم استخراج کمپلکس QRS را به زبان اسمبلی اجرا کردیم. این اقدام بر روی یک ریزپردازنده Z80 zilog ((یا یک NSC800 (نیمه رسانای ملی) انجام شد. [تمام پردازش ها با اعداد صحیح حسابی انجام شدند تا ما بدون نیاز به قدرت محاسبه مفرط، عملیات استخراج را به صورت زمان حقیقی انجام دهیم. این پایگاه داده ای دو کانال ECG همزمان را به وجود می آورد. به علت وضعیت قرارگیری الکترودها به صورت قائم در ثبت هالتر (Holter recording)، یک سیگنال با کیفیت بالا بر روی یکی از کانال ها به طور طبیعی موجب به وجود آمدن یک سیگنال ECG با دامنه کم با نسبت سیگنال به نویز ضعیف در کانال دوم شد. تنها روشی که در آن الگوریتم های دو کاناله موجب بهبود عملکرد برای اغلب بیماران میشوند، اتخاذ روشی جدید برای وضع قرار گیری الکترودها است که موجب ایجاد سیگنال های مفید برای هر دو کانال میشود.

شکل 1-4-سیگنال ها را در مراحل مختلف پردازش دیجیتال سیگنال را نشان میدهد.

به منظور کاهش نویز، سیگنال از فیلتر میان گذاری که متشکل از فیلترهای بالاگذر و پایین گذر cascade است، عبور میکند [شکل 1-4 (b) خروجی این فیلتر را نمایش میدهد]. عمل پردازش بعدی بعد از فیلتر کردن، مشتق گیری است [شکل 1-4 (c) را ببینید]. بعد از آن عمل مربع کردن سیگنال است [شکل 1-4 (d) را ببینید]. و سپس پنجره انتگرال گیر متحرک (moving window integration) رخ میدهد [شکل 1-4. (e)]

اطلاعات در مورد شیب منحنی QRS در مرحله مشتق گیری به دست می آید. با توجه به شکل، روند به توان 2 رساندن شیب منحنی، پاسخ فرکانسی مشتق گیر را تقویت کرده و کمک به محدود کردن

false positive هایی که ناشی از موج های T به همراه طیف های انرژی بالاتر از حد معمول میکند. پنجره انتگرال گیر متحرک (Integrator)، سیگنالی را تولید میکند که شامل اطلاعاتی در مورد هر دو شیب منحنی و پهنا/ عرض کمپلکس QRS است. شکل 4-1(f) مشابه شکل سیگنال اصلی ECG در شکل 4-1(a) است؛ البته به جز تاخیری که در کل زمان پردازش استخراج الگوریتم پیش آمده است. شکل 4-1(g) ، خروجی نهایی جریان امواجی را نشان میدهد که موقعیت کمپلکس های QRS را بعد از استفاده از آستانه های انطباقی/ سازگار را علامت گذاری میکند.

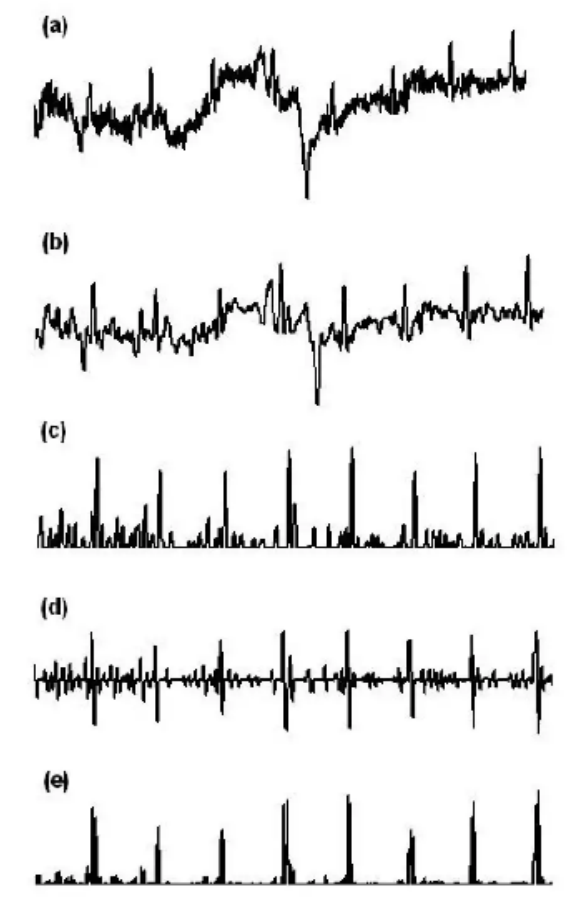


شکل 4-1 - مراحل پردازش الگوریتم استخراج کمپلکس QRS برای یک سیگنال نرمال ECG از پایگاه داده ای MIT/BIH به ترتیب:

(a) سیگنال اصلی. (b) خروجی فیلتر میان گذر. (c) خروجی مشتق گیر. (d) خروجی پردازش به توان 2 رساندن (squaring). (e) نتایج پنجره در حال حرکت انتگرال گیر. (f) سیگنال اصلی ECG تاخیر یافته در کل زمان پردازش. (g) خروجی جریان امواج (pulse stream)

شکل 2-4- یک سری از سیگنال هایی شبیه به شکل 1-4 را به نمایش میگذارد. (برای سیگنال های آلوده به نویز ECG که در پایگاه داده وجود دارند.) این الگوریتم قابلیت استخراج درست کمپلکس های QRS را با وجود نویزهای شدید معمول در محیط سیار ECG را دارد. هر تفسیر بر اساس موقعیت و مورفولوژی هر ضربان توسط رای بین دو کاردیولوژیست معین شده است که مقرر داشته اند همه ضربان ها در داده های ECG باید در پایگاه داده ثبت و قرار گرفته شوند.

این الگوریتم به سه مرحله پردازش تقسیم شده است : فاز اول یادگیری ، فاز دوم یادگیری و فاز سوم آشکارسازی. فاز اول یادگیری، نیازمند مقدار اولیه دادن به آستانه های آشکارسازی براساس سیگنال و پیک های نویز کشف شده درحین یادگیری این مرحله از پردازش است. فاز دوم یادگیری، نیازمند دو ضربان قلب به منظور تنظیم یا مقدار اولیه دادن فاصله R-R و مقادیر محدود وقتی فاصله آستانه فاصله استراحت آشکارسازی پسین عمل شناسایی پردازش و فرآیند تولید یک پالس برای هر کمپلکس QRS را ایجاد میکند. آستانه ها و دیگر پارامترهای الگوریتم به منظور وفق دادن به ویژگی های سیگنال به صورت دوره ای تنظیم می شوند.



شکل 2-4- مراحل پردازش الگوریتم استخراج کمپلکس QRS برای یک سیگنال آلوده به نویز از پایگاه داده ای MIT/BIH. (a) سیگنال اصلی (b) خروجی فیلتر میان گذر. (c) خروجی مشتق گیر. (d) خروجی پردازش به توان 2 رساندن (squaring). (e) نتایج پنجره در حال حرکت انتگرال گیر. (f) سیگنال اصلی ECG تاخیر یافته در کل زمان پردازش. (g) خروجی جریان امواج

پیش پردازنده، عمل فیلتر کردن خطی و غیرخطی و همچنین آشکارسازی پیک را انجام میدهد و پیش پردازش سیگنال ECG با حضور این فیلتر میان گذر دیجیتال کمک به بهبود نسبت سیگنال به نویز نموده و اجازه می دهد که از آستانه های پایین تر از مقادیر ممکن سیگنال ECG فیلتر نشده استفاده کنیم. این عمل منجر به افزایش حساسیت کلی عمل آشکارسازی میشود. آستانه ها یا آشکارسازی در سراسر نویز پراکنده شده و

به وسیله الگوریتم احساس می‌شود. این رویکرد منجر به کاهش تعداد FP ها (false positives) ایجاد شده با انواعی از نویزها است که ویژگی‌های کمپلکس QRS را تقلید می‌کند. این الگوریتم از تکنیک

Dual-Threshold ضربان‌های از دست رفته را پیدا میکند و بدین وسیله تعداد false negative ها کاهش می‌یابد. در هر یک از دو مجموعه آستانه، دو سطح آستانه جدا دیگر وجود دارد که هر سطح آن نصف آن یکی مجموعه است.

آستانه‌ها به دلیل اینکه براساس تازه‌ترین قله‌های سیگنال و نویز کشف شده در سیگنال‌های پردازش شده در حال پیشرفت شناسایی شده‌اند، به طور مستمر با مشخصات سیگنال وفق داده می‌شوند.

اگر برنامه مورد نظر کمپلکس QRS ی را در فاصله زمانی متناظر با 166 درصد از فاصله میانی جاری R-R پیدا نکند، بیشینه مقدار (peak) شناسایی شده در فاصله زمانی که بین این دو آستانه قرار می‌گیرد؛ به عنوان کمپلکس QRS ممکن در نظر گرفته می‌شود که در آن، سطح پایین تر آستانه به آن‌ها اعمال می‌شود. در این صورت ما از نیازمندی به یک بافر حافظه طولانی برای ذخیره سازی تاریخچه قبلی سیگنال ECG اجتناب می‌کنیم و در نتیجه نیاز به کمینه (کم‌ترین) زمان محاسبه برای انجام روند جستجوی دوباره کمپلکس QRS گمشته داریم.

متأسفانه تکنیک Dual-Threshold، فقط برای زمانی مفید است که نرخ ضربان قلب در حالت معمولی و عادی باشد در ناهنجاری‌های مثل دو ضربه یا سه ضربه سریع پشت هم بودن ما نمی‌توانیم ضربان قلب گمشته را با روش جستجوی دوباره (search-back) در فاصله زمانی مشابه با فاصله مثل ضربان قلب معمول پیدا کنیم. برای مواردی که ضربان قلب غیر معمول است، هر دو آستانه‌ها به منظور افزایش حساسیت آشکارسازی و اجتناب از گمشدن ضربان قلب‌های معتبر به نصف کاهش می‌یابند. زمانی که کمپلکس QRS معتبر درست شناخته می‌شود، یک زمان عکس العمل 200 میلی ثانیه‌ای قبل از مورد بعدی می‌تواند آشکارسازی شود؛ زیرا

کمپلکس‌های QRS نمیتوانند از نظر فیزیولوژی خیلی نزدیکتر از این مقدار رخ دهند و پدیدار شوند. این زمان عکس‌العمل امکان وجود یک تشخیص کاذب را از تشخیص چندگانه را روی کمپلکس QRS مشابه در این بازه زمانی حذف میکند.

زمانی که یک کمپلکس QRS در انتهای زمان عکس‌العمل ولی در ظرف 360 میلی ثانیه از کمپلکس قبلی رخ میدهد؛ ما باید مشخص کنیم که آیا این یک کمپلکس QRS است یا یک موج T.

در این مورد ما از روی شکل موج تعداد که دارای بزرگترین شیب است، درمی یابیم که این یک کمپلکس QRS است .

برای مطمئن شدن یک الگوریتم آشکارسازی QRS، باید منطبق با هر کدام از پارامترهایش با زمان باشد؛ به طوری که قادر به عملکرد درست برای ECG بیماران مختلف باشند؛ همانطور که به خوبی برای تغییرات مورفولوژی ECG در یک مریض است.

در الگوریتم ما هر آستانه ای به طور اتوماتیک بر اساس مقدارهای اوج نویز و سیگنال، به طور دوره ای منطبق میشود. زمانی که یک کمپلکس QRS با استفاده از دومین آستانه (یا سطح کمتر) پیدا شود، تنظیم مجدد آستانه، دو برابر سریع تر از حالت معمول اتفاق می افتد. در تکنیک Dual-Threshold، فاصله متوسط R-R باید بعد از هر ضربان قلب بروز شود.

دو اندازه گیری جداگانه از میانگین بازه R-R باقی می ماند. 1- فاصله متوسط R-R به معنی تمام هشت فاصله R-R اخیر و 2- فاصله متوسط R-R به معنی هشت ضربان اخیری است که در دامنه (محدوده) 92-116 درصدی فاصله متوسط R-R کنونی افتاده است. بازه دوم برای حالتی که سرعت ضربان قلب به آهستگی تغییر میکند، مناسب است. وقتی که سرعت ضربان قلب به صورت ناگهانی تغییر می کند، اولین میانگین جایگزین دومی میشود و الگوریتم به سرعت با تغییرات سیگنال سازگار میشود. این الگوریتم زمانی که

از ECG یک بیمار به بیمار دیگر تعویض میکنیم، می‌تواند به سرعت منطبق شود، بدون نیاز به یادگیری فاز خاصی.

یک فیلتر آنالوگ پهنای باند سیگنال ECG را در 50 هرتز محدود میکند.

4-5- روش‌ها

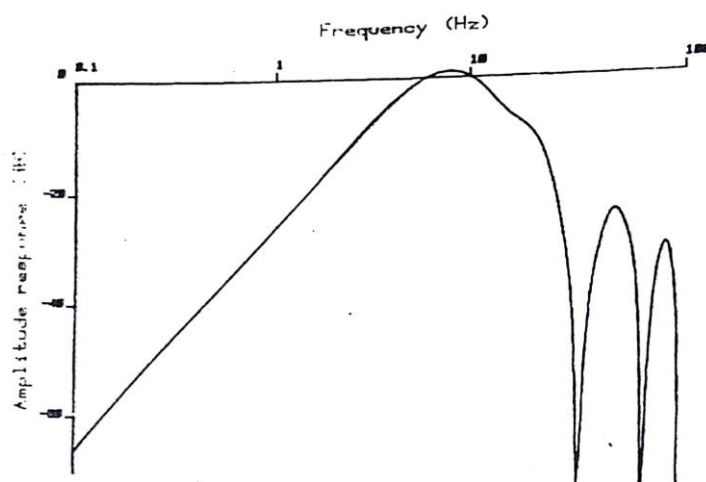
یک تبدیل کننده آنالوگ به دیجیتال (مبدل‌های ADC) در نرخ 200 نمونه بر ثانیه، ECG را نمونه برداری می‌کند. نتیجه سیگنال دیجیتال، به طور پیوسته در مراحل توالی پردازش که شامل 3 فیلتر دیجیتال خطی پیاده سازی شده در نرم افزار است، عبور می‌کند. در ابتدا یک فیلتر میان‌گذر ضریب عدد صحیح است که از یک فیلتر پایین‌گذر و یک فیلتر بالاگذر تشکیل شده است. کاربرد آن دور کردن (عبورندادن) نویز است. بعد از آن یک فیلتر وجود دارد که مشتق حدودی (تخمینی) می‌گیرد. پس از روند مجذور (به توان 2 رساندن) دامنه، سیگنال از درون یک پنجره انتگرال گیر متحرک عبور می‌کند. سپس آستانه‌های تطبیقی بین موقعیت‌ها / مکان‌های کمپلکس‌های QRS تبعیض قائل میشود.

4-6- فیلتر میان‌گذر

این نوع فیلترها تاثیر نویزهای قوی / ماهیچه‌ای، فرکانس تداخلی 60 هرتز، انحراف خط پایه و تداخل موج T را کاهش می‌دهد. باند گذر مطلوب برای حداکثر کردن انرژی QRS تقریباً 5 تا 15 هرتز است. [10]، [11].

فیلتر ما یک فیلتر سریع، بازگشتی و زمان حقیقی است که قطب‌ها طوری واقع شده‌اند که صفرها را روی دایره‌ی واحد صفحه Z دفع کنند. [12]. این رویکرد طراحی یک فیلتر ضریب صحیح را نتیجه می‌دهد. از آنجایی که تنها عدد صحیح ریاضی مهم است، یک فیلتر زمان حقیقی میتواند همراه با یک ریزپردازنده ساده اجرا شود و همچنان قدرت محاسباتی باقی‌داشته باشد تا کار تشخیص QRS را هم انجام دهد.

این نوع فیلترهایی که دارای صفرها و قطبها هستند، تنها در دایره‌ی واحد اجازه‌ی انعطاف پذیری طراحی محدود باندگذر (باند فرکانسی که در آن سیگنال‌ها می‌توانند با استفاده از فیلتر بدون میرایی و تضعیف فرستاده شوند) [passband] را می‌دهند. برای نرخ منتخب نمونه مان، ما نمیتوانیم یک فیلتر باندگذر (فیلتری که سیگنال‌ها در آن تضعیف نشوند) برای باندگذر مطلوب 5 تا 15 هرتز با این روش تخصصی طراحی کرد. از این رو ما فیلترهای پایین گذر و بالا گذر شرح داده شده ذیل را استفاده کنیم تا از 5-15 هرتز به پهنای باند 3dB برسیم که این رقم بسیار به هدف ما نزدیک است. شکل 3-4 پاسخ فرکانس را نشان میدهد.



شکل 3-4- پاسخ دامنه‌ی فیلتر دیجیتال میان‌گذر (باند عبوری) [3dB passband] بین 5 الی 11 هرتز است.

4-7- فیلتر پایین گذر

تابع انتقالی مرتبه دوم فیلتر پایین گذر به صورت زیر است:

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

پاسخ فرکانسی:

$$|H(wT)| = \frac{\sin^2(3\omega T)}{\sin^2(\frac{\omega T}{2})} \quad (2)$$

جایی که T ، دوره تناوب نمونه برداری را نشان میدهد. معادله تفاضلی فیلتر به صورت زیر است:

$$Y(nT) = 2y(nT-T) - y(nT-2T) + x(nT) - 2x(nT-6T) + x(nT-12T) \quad (3)$$

جایی که فرکانس قطع حدود 11 هرتز و بهره (gain)، 36 باشد؛ پردازش فیلتر چیزی در حدود 6 نمونه به عقب می افتد (تاخیر دارد).

4-8- فیلتر بالاگذر

طراحی یک فیلتر بالاگذر بر اساس تفاضل خروجی فیلتر پایین گذر مرتبه اول از فیلتر همه گذر (all-pass filter) [مثل نمونه های موجود در سیگنال واقعی] است. تابع انتقال برای چنین فیلتر بالاگذری به صورت زیر است:

$$H(z) = \frac{(-1 + 32z^{-16} + z^{-32})}{(1 + z^{-1})} \quad (4)$$

پاسخ فرکانسی:

$$|H(wT)| = \frac{[256 + \sin^2(16\omega T)]^{1/2}}{\cos(\frac{\omega T}{2})} \quad (5)$$

معادله تفاضلی:

$$y(nT) = 32x(nT-16T) - [y(nT-T) + x(nT) - x(nT-32T)] \quad (6)$$

فرکانس قطع پایین این نوع فیلتر چیزی حدود 5 هرتز - بهره آن 32 و تاخیر (delay) آن 16 نمونه است.

4-9- مبدل:

بعد از عمل فیلتر کردن، از سیگنال مشتق گرفته میشود تا بتوانیم اطلاعات منحنی کمپلکس QRS را به دست آوریم. [یعنی با عمل مشتق گیری از سیگنال میتوان اطلاعاتی را به دست آورد.] ما از مبدل 5 نقطه ای با تابع انتقالی زیر استفاده میکنیم:

$$H(z) = (1/8T)(-z^{-2} - 2z^{-1} + 2z^1 + z^2) \quad (7)$$

پاسخ دامنه (amplitude response):

$$|H(wT) = (1/4T)[\sin(2\omega T) + 2 \sin(\omega T)] \quad (8)$$

معادله تفضیلی آن عبارت است از:

$$y(nT) = (1/8T)[-x(nT - 2T) - 2x(nT - T) + 2x(nT + T) + x(nT + 2T)] \quad (9)$$

شکل 4-4 نشان می دهد پاسخ فرکانسی این مبدل بین فرکانس های DC و 30 هرتز تقریباً خطی است. (در این فرکانس مثل یک مبدل ایده آل است.) و تاخیر آن در حدود دو نمونه است.

4-10- تابع مربع کننده

بعد از عمل مشتق گیری، سیگنال باید نقطه به نقطه به توان 2 برسد. معادله ی این عملیات به صورت زیر درمی آید:

$$y(nT) = [x(nT)]^2 \quad (10)$$

این عمل منجر به مثبت شدن تک تک نقاط داده (Data) می شود و به طور غیر خطی مبدلی را تقویت میکند که تاکید بر فرکانس های بالاتر (به طور برجسته فرکانس های ECG) دارد.

4-11- پنجره انتگرال گیر متحرک:

هدف از پنجره انتگرال گیر متحرک، به دست آوردن اطلاعاتی درمورد مشخصه شکل موج و شیب منحنی موج R است که این عمل از معادله ی زیر محاسبه می گردد:

$$y(nT) = (1/N)[x(nT - (N-1)T) + x(nT - (N-2)T) + \dots + x(nT)] \quad (11)$$

جایی که در آن N به معنای تعداد نمونه برداری ها در پهنای پنجره مشتق گیر است.

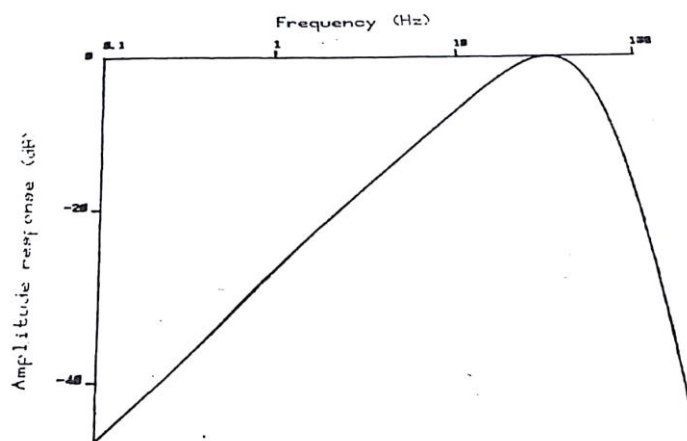
شکل 4-5- نشان دهنده ی ارتباط بین شکل موج پنجره انتگرال گیر متحرک و کمپلکس QRS است. تعداد نمونه های N در پنجره در حال حرکت خیلی مهم است. به طور کلی، پهنای پنجره باید به طور تقریبی مشابه پهنای کمپلکس QRS ممکن باشد. اگر پنجره خیلی عریض یا پهن باشد، شکل موج انتگرال گیر با کمپلکس های QRS و موج های T ادغام میشوند و اگر پنجره خیلی باریک باشد، بعضی کمپلکس های QRS منجر به تولید قله / پیک های مجزای متعدد در شکل موج انتگرال گیری میشود. این عوامل می توانند باعث ایجاد مشکل در پردازش های پسین کمپلکس QRS شوند. باید دقت داشت که پهنای پنجره از روی مشاهده و تجربه به دست می آید. برای نرخ نمونه 200 نمونه در ثانیه، پنجره ای به اندازه 30 نمونه عریض است. (یعنی 150 میلی ثانیه)

4-12- علامت ثابت

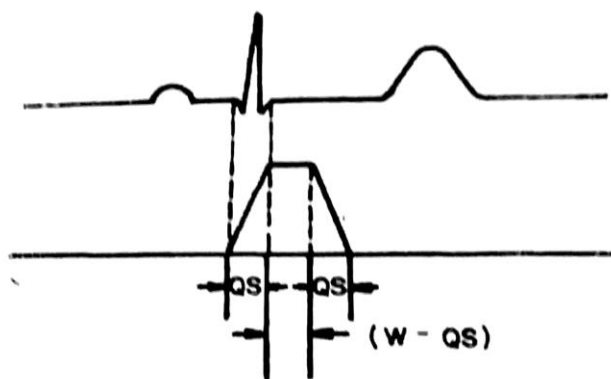
کمپلکس QRS با لبه بالارونده شکل موج انتگرال گیر مرتبط است. مدت زمان لبه بالارونده دقیقاً برابر با عرض کمپلکس QRS است. یک علامت ثابت برای موقعیت زمانی کمپلکس QRS می تواند از طریق این لبه بالارونده بر حسب شکل موج دلخواه تعیین شود که می تواند به عنوان بیشینه شیب منحنی یا قله موج R علامت گذاری شود.

4-13-تنظیم آستانه ها

آستانه ها به طور خودکار تنظیم شده اند تا در نویز شناور باشند. آستانه های با سطح پایین، به دلیل بهبود نرخ سیگنال به نویز ایجاد شده به وسیله فیلتر بالاگذر امکان پذیر هستند.



شکل 4-4- پاسخ دامنه ی فیلتر مشتق گیر دیجیتال



شکل 4-5- ارتباط بین یک کمپلکس QRS را با شکل موج پنجره ی در حال حرکت انتگرال گیر نشان می دهد.

(a) سیگنال ECG. (b) خروجی پنجره ی در حال حرکت انتگرال گیر.

QS: عرض/پهنای کمپلکس QRS. W: عرض/پهنای پنجره انتگرال گیر.

آستانه های بالاتر در هرکدام از دو مجموعه برای آنالیز اولین سیگنال استفاده میشود.

آستانه های پایین تر برای زمانی استفاده می شود که هیچ کمپلکس QRS ی در فاصله زمانی معین استخراج یا شناسایی نشود که در این صورت لازم است با تکنیک جستجوی دوباره در زمان برگردیم تا کمپلکس QRS را پیدا کنیم. مجموعه آستانه ها در ابتدا به شکل موج انتگرال گیر اعمال شدند که بدین شرح است:

$$SPKI = 0.125 PEAKI + 0.875 SPKI \quad (12)$$

PEAKI نقطه اوج سیگنال در نمونه قبلی می باشد.

$$NPKI = 0.125 PEAKI + 0.875 NPKI \quad (13)$$

(اگر PEAKI نقطه اوج نویز باشد)

$$I1 = 0.125 SPKI - NPKI + NPKI \quad (14)$$

$$I2 = 0.5 \times I1 \quad \text{آستانه} \quad (15)$$

جایی که همه متغیرها به شکل موج انتگرال گیر برمیگردد:

PEAKI: نقطه اوج کلی / سرتاسری است

SPKI: برآورد جاری نقطه اوج سیگنال است

NPKI: برآورد جاری از نقطه اوج نویز

آستانه I1: اولین آستانه اعمال شده است (آستانه سیگنال)

آستانه I2: دومین آستانه اعمال شده است (آستانه نویز)

یک قله ماکزیمم مکانی است که با مشاهده تعیین شده است؛ وقتی جهت سیگنال با فاصله زمانی از پیش تعیین شده تغییر میکند. نقطه اوج سیگنال SPKI یک قله یا نقطه اوج است که الگوریتم آن رابه وجود آورده تا به عنوان یک کمپلکس QRS وجود داشته باشد. نقطه اوج نويز NPKI هر نقطه اوجی می باشد که به کمپلکس QRS مرتبط نباشد. (مثلا موج T باشد). آستانه ها بر اساس برآورد جاری از SPKI و NPKI هستند. مقادیر جدید این متغیرها بخشی از مقادیر پیشین شان هستند. زمانی که یک نقطه اوج/ قله شناسایی میشود، اولین بار این قله باید به عنوان نقطه اوج نويز یا نقطه اوج سیگنال طبقه بندی شود. برای اینکه یک نقطه اوج، نقطه اوج سیگنال باشد، باید از آستانه I1 بالاتر رود. همانطور که سیگنال در ابتدا آنالیز شد؛ یا اگر برای روش جستجوی دوباره (search-back) به آستانه I2 نیاز باشد تا کمپلکس QRS را پیدا کنیم.

زمانی که یک کمپلکس QRS با استفاده از دومین آستانه پیدا می شود، متغیر SPKI (برآورد جاری از نقطه اوج سیگنال) به شکل زیر تغییر می کند:

$$SPKI = 0.25 \text{ PEAKI} + 0.75 \text{ SPKI} \quad (16)$$

مجموعه ای از آستانه های اعمال شده به سیگنال ECG فیلترشده از فرمول های زیر معین شده اند:

$$SPKF = 0.125 \text{ PEAKF} + 0.875 \text{ SPKF} \quad (17)$$

(اگر PEAKF نقطه اوج سیگنال باشد).

$$NPKF = 0.125 \text{ PEAKF} + 0.875 \text{ NPKF} \quad (18)$$

(اگر PEAKF نقطه اوج نويز باشد)

$$F1 \text{ آستانه} = NPKF + 0.25(SPKF - NPKF) \quad (19)$$

$$F2 \text{ آستانه} = 0.5 \text{ F1 آستانه} \quad (20)$$

جایی که همه متغیرها به سیگنال ECG فیلتر شده برمیگردد:

PEAKF: نقطه اوج کلی/سرتاسری است

SPKF: برآورد جاری از نقطه اوج سیگنال است

NPKF: برآورد جاری از نقطه اوج نویز است

آستانه F1: اولین آستانه اعمال شده است.

آستانه F2: دومین آستانه اعمال شده است.

زمانی که کمپلکس QRS با استفاده از دومین سیگنال (آستانه F2) شناسایی شد، متغیر SPKF به این صورت درمی آید:

$$SPKF = 0.25 \text{ PEAKF} + 0.75 \text{ SPKF} \quad (21)$$

برای ضربان های قلب غیرعادی، اولین آستانه در هر مجموعه به نصف کاهش می یابد تا به این منظور بتوانیم حساسیت آشکارسازی را افزایش داده و ضربان های قلب کمتری را از دست بدهیم:

$$\text{آستانه I1} \longleftarrow 0.5 \text{ آستانه I1} \quad (22)$$

$$\text{آستانه F1} \longleftarrow 0.5 \text{ آستانه F1} \quad (23)$$

برای تشخیص یک کمپلکس QRS، یک کاندیدای R باید در شروط مربوط به شکل موج های انتگرال گیری و هم فیلتر میان گذر صدق کند.

4-14- تنظیم فاصله متوسط R-R و نرخ حدی (Rate limits)

همانطور که بیان شد دو فاصله متوسط R-R نگه‌داشته شده اند. یکی از آن 8 ضربان قلب اخیر، در درجه متعادل‌تری قرار دارد. ولی بقیه ی آنها با حدود معین تری به پایین تنزل کرده اند. دلیل نگه‌داشتن این دو مجموعه مجزا از هم برای وفق دادن به تغییرات سریع تر و یا نرخ ضربان قلب نامنظم است. اولین مقدار متوسط، میانگین 8 ضربان قلب اخیر با فاصله های R-R متوالی صرف نظر از مقادیرشان است.

$$R-R \text{ میانگین اولین} = 0.125(RR_{n-7} + RR_{n-6} + \dots + RR_n) \quad (24)$$

جاییکه RR_n جدیدترین فاصله R-R است. دومین میانگین بر اساس ضربان های قلبی انتخابی است:

$$RR \text{ میانگین دومین} = 0.125(RR'_{n-7} + RR'_{n-6} + \dots + RR'_n) \quad (25)$$

جاییکه RR'_n جدیدترین فاصله R-R است که بین حدود بالا و پایین فاصله R-R تقسیم شده است.

حدود فاصله R-R به شرح زیر است:

$$R-R \text{ میانگین دومین} = 92 \quad (26)$$

$$R-R \text{ میانگین دومین} = 116 \quad (27)$$

$$R-R \text{ میانگین دومین} = 166 \quad (28)$$

اگر کمپلکس QRS ی در حین فاصله مشخص شده یا حد گمشده R-R (MISSED LIMIT) پیدا شود، بیشینه نقطه اوج حاضر بین 2 آستانه محقق شده، می‌تواند به عنوان کمپلکس QRS در نظر گرفته شود.

اگر هر کدام از 8 فاصله جدید و متوالی R-R محاسبه شده در دومین میانگین R-R در حد بالا و پایین RR قرار داشته باشند، ماضربان قلب را برای این 8 ضربان مرتب و منظم تفسیر می‌کنیم و اقرار می‌کنیم که

این مورد برای حالت با ریتم سینوسی اتفاق می‌افتد.

دومین میانگین RR ← اولین میانگین R-R

4-15- شناسایی موج T

زمانی که یک فاصله RR کمتر از 360 میلی ثانیه رخ دهد (که البته باید بزرگتر از تاخیر 200 میلی ثانیه ای باشد)، باید داوری کنیم که آیا این یک کمپلکس QRS جاری است که به درستی تشخیص داده شده است و یا صرفاً یک موج T است. اگر بیشینه شیب رخ داده در طی این شکل موج برابر با کمتر از نصف شکل موج QRS جلوتری آن باشد، این شکل به عنوان یک موج T شناخته میشود. ولی در غیر این صورت، ما آن را کمپلکس QRS می‌نامیم.

4-16- ارزیابی

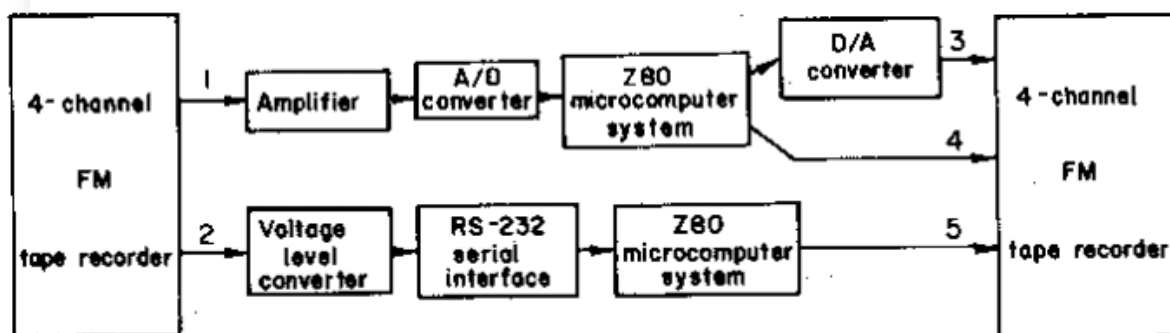
ما از پایگاه داده‌ای MIT/BIH برای ارزیابی الگوریتم استخراج کمپلکس QRS استفاده کردیم. این پایگاه داده شامل 48 ثبت نیم ساعته برای یک داده ECG بیست و چهار ساعته است.

این پایگاه داده روی نوار مغناطیسی FM چهارکاناله قرار دارد. کانال 1 و 2 سیگنال‌های ECG دو کاناله هستند. کانال 3 کانالی برای یادداشت نویسی و تفسیر (حاشیه نویسی) است که به فرمت استاندارد باینری ثبت شده است و کانال 4، آهنگ زمان بندی ضبط شده به صورت باینری است.

شکل 4-6- مدلی آزمایشی برای ارزیابی الگوریتم QRS را نشان میدهد. این شکل / الگوریتم شامل دو نوار ثبت FM چهار کاناله، دو سیستم Z80 میکرو کامپیوتری آزمایشگاهی، یک تقویت کننده DC و یک اسیلوسکوپ مقاوم در برابر از دست دادن رنگ است.

یکی از سیستم‌های میکرو کامپیوتر، پایگاه داده ECG پخش شده از یکی از ضبط کننده های FM را با استفاده از الگوریتم تشخیص QRS نمونه برداری و تحلیل می‌کند. اگر این میکرو کامپیوتر، یک کمپلکس QRS را شناسایی کند، یک پالس را تولید می‌کند. به طور همزمان دومین میکرو کامپیوتر کد رمزدار شده (encoded beat) کانال تفسیر (annotation channel) را بررسی کرده و پالسی منطبق با علامت ثابت یادداشت شده در پایگاه داده را تولید می‌کند.

دومین نوار 4 کاناله نوار FM ضبط کننده (recorder) شکل موج اصلی ECG ای که بر روی یک کانال آنالیز شده و همینطور پالس‌هایی را که در هر کدام از سیستم های میکرو کامپیوتر بر روی دو کانال دیگر قرار دارند، ثبت می‌کند. همه این سیگنال ها بر روی یک صفحه نمایش اسیلوسکوپ مقاوم در برابر از دست دادن رنگ و یا یک چارت برای ارزیابی بصری بیشتر ثبت می‌شوند.



شکل (4-6) - پیکربندی تجربی برای ارزیابی الگوریتم استخراج و شناسایی کمپلکس QRS با استفاده از پایگاه داده MIT/BIH.

1- سیگنال ECG گرفته شده از پایگاه داده MIT/BIH در کانال 1

2- یادداشت باینری (binary annotation) از پایگاه داده MIT/BIH در کانال 3

3- سیگنال ECG نمونه برداری و نوسازی شده

4- پالس تولید شده به وسیله الگوریتم استخراج

5- پالس به دست آمده از annotation track fiducial mark.

جدول 17-4-1-4

Tape (No.)	Total (No. Beats)	FP (Beats)	FN (Beats)	Failed Detection (Beats)	Failed Detection (%)
100	2273	0	0	0	0
101	1865	5	3	8	0.43
102	2187	0	0	0	0
103	2084	0	0	0	0
104	2230	1	0	1	0.04
105	2572	67	22	89	3.46
106	2027	5	2	7	0.05
107	2137	0	2	2	0.09
108	1763	199	22	221	12.54
109	2532	0	1	1	0.04
111	2124	1	0	1	0.05
112	2539	0	1	1	0.04
113	1795	0	0	0	0
114	1879	3	17	20	1.06
115	1953	0	0	0	0
116	2412	3	22	25	1.04
117	1535	1	1	2	0.13
118	2275	1	0	1	0.04
119	1987	1	0	1	0.05
121	1863	4	7	11	0.59
122	2476	1	1	2	0.08
123	1518	0	0	0	0
124	1619	0	0	0	0
200	2601	6	3	9	0.35
201	1963	0	10	10	0.51
202	2136	0	4	4	0.19
203	2982	53	30	83	2.78
205	2656	0	2	2	0.08
207	1862	4	4	8	0.43
208	2956	4	14	18	0.60
209	3004	3	0	3	0.10
210	2647	2	8	10	0.38
212	2748	0	0	0	0
213	3251	1	2	3	0.09
214	2262	2	4	6	0.26
215	3363	0	1	1	0.03
217	2208	4	6	10	0.45
219	2154	0	0	0	0
220	2048	0	0	0	0
221	2427	2	0	0	0.08
222	2484	101	81	182	7.33
223	2605	1	0	1	0.04
228	2053	25	5	30	1.46
230	2256	1	0	1	0.04
231	1886	0	0	0	0
232	1780	6	1	7	0.39
233	3079	0	1	1	0.03
234	2753	0	0	0	0
48 patients	116 137	507	277	784	0.675

جدول 4-1-4- نتایج ارزیابی الگوریتم زمان حقیقی کمپلکس QRS با استفاده از پایگاه داده MIT/BIH

بیشینه دامنه ی سیگنال ECG از یک ضبط کننده FM کمتر از ± 1 ولت است، بنابراین تقویت کننده DC، سیگنال را با بهره ی حدود 2.5 تقویت می کند تا مطمئن شود که سیگنال از حدود کامل مبدل A/D استفاده می کند (حدود ورودی ولتاژ چیزی حدود 2.5 ولت است).

پایگاه داده MIT/BIH 24 ساعته، شامل بیش از 16 هزار ضربان قلب میشود. جدول 1، عملکرد الگوریتم ما را در این پایگاه داده خلاصه میکند. این الگوریتم 570 ضربان قلب FP ها (false positives) در چیزی حدود 0.437 درصد و 277 نوع ضربان قلب FN ها (false negatives) در چیزی حدود 0.239 درصد را برای یک شکست استخراج کلی از 0.675 درصد تولید می کند.

مشکل نوارها مشخص شده است. در حالت عادی با طولانی شدن نویز، جابجایی (baseline shift) و آرتیفکت رخ میدهد.

در جدول 1-4-180، موج های P، نقطه اوج بلند نامعمول در مقایسه با مورفولوژی معمول موج های P دارد. مخصوصاً در ابتدا و آخر این نوار، این موج های P به دلیل شیب های بالای این منحنی، به عنوان کمپلکس های QRS طبقه بندی میشوند. این اقدام ما را به false positive های سطح بالای دیگری در این نوار هدایت می کند. نوار 222 نیز موج های مشابه QRS با مورفولوژی های بالا و غیرمعمول دارد که ما را به false positive های دیگری هدایت می کند.

به طور کلی، استخراج یک false positive برای یکی از این شکل موج های نامأنوس می تواند باعث ایجاد منفی های کاذب (false negatives) کمپلکس های QRS مذکور شوند؛ آن هم به دلیل این که این الگوریتم شامل زمان تاخیر (مدت رکود) از زمان کشف یک کمپلکس QRS تا زمان اجازه استخراج بعدی است.

18-4-خلاصه:

ما یک الگوریتم زمان حقیقی استخراج کمپلکس QRS را توسعه دادیم و آن را روی زبان اسمبلی Z80 اجرا نمودیم.

این الگوریتم به طور معتبری کمپلکس‌های QRS را با استفاده از شیب منحنی، دامنه و اطلاعات عرض / پهنا استخراج می‌کند. یک فیلتر میان‌گذر (bandpass) سیگنال را به منظور کاهش تداخل پردازش می‌کند و اجازه استفاده از آستانه‌های دامنه‌ای پایین به منظور دریافت حساسیت بالای استخراج را به سیگنال می‌دهد. در این الگوریتم، ما از تکنیک Dual-Threshold و تکنیک جستجوی دوباره (search-back) برای یافتن ضربان قلب‌های گمشده استفاده کردیم.

این الگوریتم به طور دوره‌ای هر آستانه و حدود فاصله‌ای RR را به طور خودکار تطبیق می‌دهد. این دیدگاه انطباقی (adaptive)، کاربرد صحیح سیگنال ECG را که دارای سیگنال‌هایی با مشخصه‌های مختلف، مورفولوژی‌های کمپلکس QRS و تغییرات ضربان قلب هستند، میسر می‌سازد. در ارزیابی‌ها ما از پایگاه داده آریتمی MIT/BIH استفاده کردیم. این الگوریتم تنها حدود 0.675 درصد تشخیص اشتباه داشته است.

19-4-معیارهای ارزیابی

برای ارزیابی دقیق و کمی به منظور پیشگیری از قضاوت‌های چشمی و سطحی، نیاز به تعریف پارامترهایی به عنوان معیارهای ارزیابی داریم. قبل از معرفی معیارهای ارزیابی، مروری دوباره بر چند اصطلاح داریم:

TP: آشکارسازی صحیح یک QRS (True-Positive)

FN: عدم آشکارسازی یک QRS (False-Negative)

FP: عدم آشکارسازی یک spike به جای یک QRS (Positive-False)

SN: تعداد کل QRS ها.

4-20- معرفی معیارهای ارزیابی

1- نرخ آشکارسازی: اصلی ترین شاخصه عملکرد یک آشکارساز بوده و مفهوم آن توانایی آشکارسازی موفق بوده و به صورت زیر تعریف میشود:

$$\text{Detection Rate } () = \frac{SN - FP - FN}{SN} \times 100$$

2- نرخ آشکارسازی اشتباه (Detection Error Rate): نسبت QRS های از دست رفته به کل QRS ها می باشد و عدم توانایی آشکارساز را به آشکارسازی spike ها می رساند:

$$\text{Detection Error Rate } () = \frac{FP + FN}{SN} \times 100$$

3- حساسیت (Sensitivity): میزان حساسیت آشکارساز را نشان میدهد و نسبت آشکارسازی صحیح به مجموع آشکارسازی صحیح و عدم آشکارسازی است:

$$\text{Sensitivity} = \frac{TP}{TP + FN} \times 100$$

4- پیشگویی مثبت (Positive Predictivity): نسبت آشکارسازی صحیح به مجموع آشکارسازی صحیح و آشکارسازی اشتباه است.

$$+P = \frac{TP}{TP + FN} \times 100$$

در این کار هدف استفاده از معیارهای فوق بررسی میزان تغییرات پارامترهای ارزیابی یک تا چهار و به عبارتی دیگر تغییرات عملکرد روش ها در رکوردهای مختلف می باشد.

فصل پنجم

پیاده سازی

ورودی

ecg: بردار سیگنال یک بعدی ECG خام

fs: فرکانس نمونه برداری به طور مثال 200 هرتز و 400 هرتز و غیره

gr: برای رسم نمودار روی عدد یک و برای عدم رسم نمودار روی عدد صفر تنظیم شود)

خروجی

دامنه ی امواج R

مکان امواج R

تاخیر: تعداد نمونه برداری هایی که سیگنال به خاطر فیلترها تاخیر دارد.

روش:

پیش پردازش:

1) سیگنال پیش پردازش است. اگر فرکانس نمونه برداری بالاباشد، پس down sample است

و اگر up sample پایین(کمتر) باشد برای ساختن فرکانس نمونه برداری 200 هرتز

با همان تنظیمات فیلتر کردن معرفی شده در Pan

فیلتر تامپکینز (مخلوطی از فیلتر بالاگذر و پایین‌گذر 5 تا 15 هرتز) برای رهایی از انحراف خط مرکزی و نویزهای قوی

سیگنال فیلتر شده مشتق گرفته شده توسط فیلتر مشتق گیر به مختلط QRS برجسته

3- سیگنال مجذور میشود

4- سیگنال متوسط است همراه با یک پنجره در حال حرکت برای رهایی یافتن از نویز (0.15 طول / مدت سیگنال)

5- بسته به نوع فرکانس نمونه برداری سیگنال شما ؛ امکان فیلتر کردن به بهترین تطبیق مشخصات سیگنال <ECG> شما تغییر می کند.

6- برخلاف پیاده سازی های قبل در این اجرا ؛ قانون تصمیم پن تامپکینز به طور کامل اجرا شده
قانون تصمیم گیری:

در این نقطه در الگوریتم؛ در مرحله های ما قبل تقریباً یک موج به شکل پالس در خروجی mwi تولید کردیم.

تعیین اینکه آیا این پالس مطابق است با یک مجموعه QRS (به عنوان یک موج T یا یک آشکارسازی نویز مخالف) با یک عملیات آستانه ای سازگار و قانون های تصمیم گیری ذکر شده در زیر انجام میشود

علامت ثابت - شکل موج ابتدا پردازش می شود تا مجموعه ای از واحد وزن را تولید کند

نمونه برداری ها در محل ماکزیمم mwi

آستانه؛ زمان تحلیل کردن خروجی دامنه mwi؛ الگوریتم از دو مقدار آستانه استفاده می کند (آستانه - سیگنال و آستانه نویز؛ به طور مناسب در طول دو ثانیه ی فاز تمرین تنظیم شده) که به طور مدام با کیفیت سیگنال ECG تغییر می کند.

اولین گذرنده $y[n]$ از این آستانه ها برای طبقه بندی کردن هر نمونه استفاده می کند.

قله جاری به عنوان سیگنال یا نویز در نظر گرفته می شود.

اگر قله جاری آستانه ECG؛ که مکانش به عنوان یک مجموعه QRS مشخص شده

کاندید شود و سطح سیگنال (SIGNAL LEVEL) بروز میشود.

اگر آستانه نویز > قله جاری > آستانه سیگنال؛ آنگاه آن مکان به عنوان یک ماکسیمم نویز مشخص می شود و سطح نویز (SIGNAL LEVEL) بروز میشود

براساس ارزیابی های جدید سیگنال و مقدار نویز (به ترتیب سطح سیگنال (SIGNAL LEVEL) و سطح نویز (NOISE LEVEL))

این تنظیمات آستانه را در بخش هایی از سیگنال که دارای کیفیت کم تلقی می شود؛ کم میکند.

جستجوی بازگشتی برای مجموعه QRS های گمشده- در آستانه مرحله بالا اگر قله فعلی < آستانه ECG؛ قله از QRS منجر نمی شود

هرچند اگر یک دوره زمانی طولانی غیرمنطقی منقضی شود بدون اوج آستانه ی بالا؛ الگوریتم فرض میکند که یک QRS گم شده و یک جستجوی بازگشتی انجام می دهد

این عمل موجب محدود شدن تعداد اشتباهات منفی می شود. حداقل زمان مورد نیاز برای اعمال جستجوی بازگشتی 1.66 در دوره زمانی قله فعلی R-R است. (که این وقفه R-R نامیده میشود)

این مقدار منشا فیزیولوژیکی دارد- مقدار زمانی میان ضربان قلب نمی تواند سریعتر از این تغییر کند. فرض می شود که مجموعه QRS گم شده در مکان بالاترین قله در وقفه ای که میان آستانه سیگنال و آستانه نویز است، رخ می دهد.

در این الگوریتم ؛ دو تا از وقفه های R-R انباشته شده ؛ اولین وقفه R-R به عنوان متوسط (میانگین) هشت مکان اخیر QRS محاسبه می شود تا با نرخ ضربان قلب منطبق شود و دومین وقفه R-R به معنای معمولی ترین وقفه R-R است.

برای بهبود تشخیص ؛ اگر نرخ ضربان قلب معمولی نباشد، آستانه کم می شود.

از بین بردن تشخیص چندگانه در بازه انکسار:

برای یک مجموعه QRS غیرممکن موثق است که در بازه زمانی 200 میلی ثانیه پس از تشخیص قبلی اتفاق بیفتد. این محدودیت یک محدودیت روانشناختی بر طبق بازه انکسار است که دیپلاریزاسیون بطنی فقط در صورت وجود محرک صورت می برد. در حالی که مجموعه QRS تشکیل می شوند. الگوریتم این اتفاقات غیرممکن را حذف می کند که باعث کاهش False Negative می شود.

تشخیص موج T :

اگر یک کمپلکس QRS ، 200 میلی پس از دوره انکسار و 330 ثانیه قبل از آن اتفاق بیفتد، الگوریتم تصمیم می گیرد

که آیا این یک مجموعه QRS معتبر، ضربان بعدی قلب، یا یک موج T غیر عادی و برجسته است. این تصمیم بر اساس شیب متوسط شکل موج در آن ناحیه تشکیل میشود. یک شیب که کمتر از نصف کمپلکس QRS قبلی است (با عملکرد متغیر آرامتر) یک موج T می باشد، در غیر این صورت یک تشخیص QRS می باشد.

مفهوم اضافی: به غیر از نکات ذکر شده در مقاله این کد همچنین بررسی می کند که پیک دریافت شده که کمتر از 360 میلی ثانیه اتفاق افتاده شده است، مانایی کمتر از 0.5 میانگین فاصله R-R دارد یا خیر. اگر اینچنین باشد بنابراین به عنوان نویز شناسایی می شود.

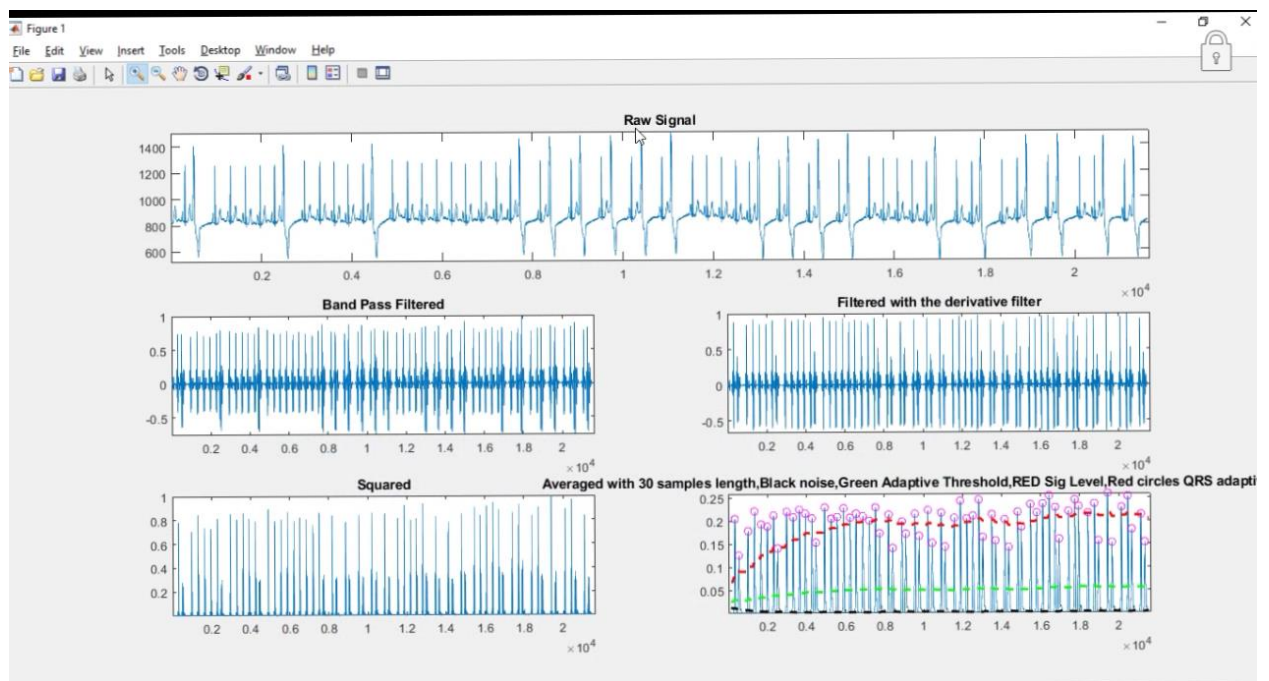
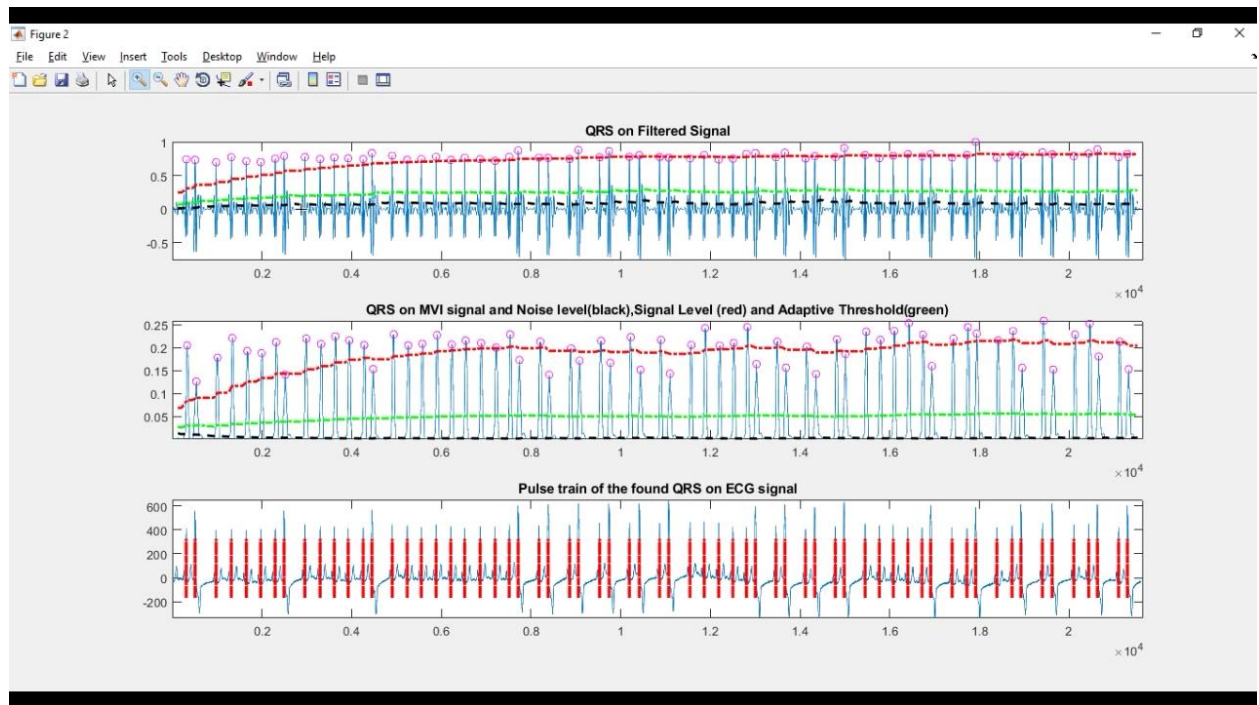
در مرحله نهایی، خروجی امواج R که در سیگنال هموار شناسایی شده است، با کمک خروجی سیگنال bandpass به منظور بهبود تشخیص و پیدا کردن شاخص اصلی و واقعی امواج R در سیگنال های raw ecg دوباره تجزیه و تحلیل می شود.

مقاله مرجع

[1]PAN.J, TOMPKINS. W.J, "A Real-Time QRS Detection Algorithm" IEEE

TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. BME-32, NO. 3, MARCH 1985.

خروجی این الگوریتم به شکل زیر در می آید:



توضیحات: مشکی: نویز - سبز: آستانه های انطباقی - قرمز: سطح سیگنال (signal level) - دایره های قرمز: آستانه های انطباقی کمپلکس QRS

پیوست ها و مراجع

- [1] N. V. Thakor, J. G. Webster, and W. J. Tompkins, "Design, implementation, and evaluation of a microcomputer-based portable arrhythmia monitor," Med. Biol. Eng. Comput., vol. 22, pp. 151-1984, 159.
- [2] R. G. Mark, G. B. Moody, W. H. Olson, S. K. Peterson, P. S. Schuler, and J. B. Walters, Jr., "Real-time ambulatory arrhythmia analysis with a microcomputer," Comput. Cardiol. pp. 57-1979, 62.
- [3] L. Patomaki, J. Forsti, V-M. Nokso-Koivisto, Y. Jokinen, and E. Lansimies, "On line recording and analysis of the ECG in ambulatory patients," Comput. Cardiol., pp. 173-175, 1981.
- [4] O. Pahlm and L. Sornmo, "Software QRS detection in ambulatory monitoring-A review," Med. Biol. Eng. Comput., vol. 22, pp. 1984, 289-297.
- [5] M. L. Ahlstrom and W. J. Tompkins, "Automated high-speed analysis of Holter tapes with microcomputers," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-30, pp. 651-657, Oct. 1983.
- [6] M. Nygard and L. Sornmo, "A QRS delineation algorithm with low sensitivity to noise and morphology changes," Comput. Cardiol., pp. 347-350, 1981.
- [7] A. Ligtenberg and M. Kunt, "A robust-digital QRS-detection algorithm for arrhythmia monitoring," Comput. Biomed. Res., vol. 16, pp. 273-286, 1983.

[8] "MIT/BIH arrhythmia database-Tape directory and format spec- and the second year was at the University of Wisconsin. Madison. whereification." Document BMEC TR00. Mass. Inst. Technol., Cam- he completed the work reported here. bridge, 1980. Database is available from Bioengineering Division KB-26. Beth-Israel Hospital. 330 Brookline Avenue. Boston. MA 02215.

[9] "AHA database." Database is available from Emergency Care Research Institute. 5200 Butler Pike. Plymouth Meeting. PA 19462.

[10] H. G. Goovaerts, H. H. Ros, T. J. vanden Akker, and H. Schneider, "A digital QRS detector based on the principle of contour limiting," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-23, p. 154, 1976.

[11] N. V. Thakor, J. G. Webster, and W. J. Tompkins, "Optimal QRS detector," Med. Biol. Eng. Comput., vol. 21, pp. 343-350, 1983.

[12] P. A. Lynn, "Online digital filter for biological signals: Some fast designs for a small computer," Med. Biol. Eng. Comput., vol. 15, pp. 534-540, 1977.

[13]-تشخیص کمپلکس QRS در الکتروکاردیوگرام- بخش دانشکده مهندسی پزشکی دانشگاه تهران- بارکد 0001-شماره پایان نامه ی MII 008

[14] _استخراج پارامترهای موثر صدای قلب و ایجاد بانک اطلاعاتی- بخش دانشکده مهندسی پزشکی دانشگاه تهران- بارکد 0001- شماره پایان نامه ی M11 016

[15] _طراحی و ساخت دستگاه اکوکاردیوگرافی امپدانس- شماره پایان نامه ی M11 0 31

[16] _حذف سیگنال های مزاحم در تحلیل الکتروکاردیوگرافی قلب(نوار قلب)- بخش دانشکده مهندسی برق دانشگاه تهران-بارکد ETF1228-شماره ثبت 1228- شماره پایان نامه ی B4 1735-

[17]_پردازش تصویر سیستم های تصویربرداری پزشکی با کمک نرم افزار متلب- بخش دانشکده مهندسی انرژی و فیزیک دانشگاه تهران-بارکد BTF1228-شماره ثبت 441- شماره پایان نامه ی B8267-

[18]_کتاب فیزیولوژی پزشکی گایتون هال- جلد دوم

[19]_استخراج ویژگی های مناسب از سیگنال ECG جهت تصدیق هویت با تاکید بر ویژگی های غیر خطی- دانشکده علوم تحقیقات آزاد اسلامی

[20]_پایان نامه ارشد: پیاده سازی و مقایسه روش های مختلف تشخیص موج R و پیک آن در سیگنال ECG (داخلی)- دانشگاه علوم و تحقیقات آزاد اسلامی

[21]_دوبین-دیل، خواندن فوری الکتروکاردیوگرام