

## جداسازی خودکار بخش‌های S1، S2 صدای قلب با استفاده از تبدیل موجک

محمدعلی ثقفی<sup>۱</sup>، رسول امیرفتاحی<sup>۲</sup>، مجتبی منصورى<sup>۳</sup>، محسن کاظمی<sup>۴</sup>

۱- کارشناس ارشد، دانشکده برق، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد نجف آباد، m\_alisaghafi@hotmail.com

۲- استادیار، دانشگاه صنعتی اصفهان و دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، fattahi@cc.iut.ac.ir

۳- استادیار، دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، mansouri@med.mui.ac.ir

۴- کارشناس ارشد، دانشکده برق، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد نجف آباد، mohsenkazemi20@gmail.com

### چکیده

در این تحقیق یک روش جدید به منظور جداسازی خودکار بخش‌های S1، S2 با استفاده از تبدیل موجک ارائه شده است. این روش برخلاف بسیاری از الگوریتم‌های ارائه شده قبلی، از سیگنال ECG به عنوان مرجع استفاده نکرده و مستقل از نوع صدای قلب، به لحاظ سالم یا بیمار بودن فرد مورد آزمایش، قادر به جداسازی صداهاى قلب می‌باشد. معیار بکارگرفته شده برای جداسازی، برپایه یکی از ویژگی‌های مهم فیزیولوژیکی قلب یعنی اختلاف فشار اطراف دریچه‌ها در هنگام باز شدن و بسته شدن استوار است که منجر به پیدایش مشخصه‌های فرکانس بالا در سیگنال تولید شده می‌شود. الگوریتم کلی در این تحقیق بر مبنای استخراج ضرایب جزئی و اصلی تبدیل موجک سیگنال قلب و استفاده از انرژی شانون این ضرایب به منظور تشخیص سیکل قلب و پس از آن جداسازی S1 و S2 می‌باشد. نتایج حاصله نشان می‌دهند که دقت جداسازی الگوریتم حاضر برای نمونه‌های S1، ۹٪ و برای نمونه‌های S2، ۸۸/۹٪ می‌باشد.

### واژه‌های کلیدی

فونوکاردیوگرام، تبدیل موجک، تشخیص اتوماتیک سیگنال قلب.

### ۱- مقدمه

به طوری که لوب مربوط به صدای اول قلب (S1) و داب مربوط به صدای دوم (S2) می‌باشد [۱]. در این میان جداسازی و تشخیص درست و دقیق این دو بخش به منظور تشخیص بیماری‌ها از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. سابقه تشخیص بیماری‌های مختلف قلب با استفاده از سیگنال فونوکاردیوگرام (صدای قلب) به حدود سال ۱۹۸۳ برمی‌گردد که آقای پروفیسور سیملو و همکارانش از فونوکاردیوگرافی برای آشکارسازی غیرتهاجمی بیماری انسداد شریان‌های کرنری استفاده کردند [۲].

بسیاری از بیماری‌ها و ناهنجاری‌های قلبی با استفاده از تکنیک‌های شنیداری قابل تشخیص و ارزیابی می‌باشد به طوری که حتی در برخی از بیماری‌های شدید قلبی این تکنیک‌ها همچنان به عنوان روش‌های کارا و قابل اعتماد به حساب می‌آید و امروزه در اکثر کشورهای پیشرفته و نیز کشورهای در حال توسعه محققین درصدد پردازش این صداها و استخراج ویژگی‌های مهم آنها (که بعضاً با گوش قابل تشخیص نیستند) به منظور پی بردن به برخی از بیماری‌ها می‌باشند. صدای قلب یک سیگنال غیرایستامی باشد که از دو بخش عمده با صدای شبیه به لوب و داب تشکیل شده است.

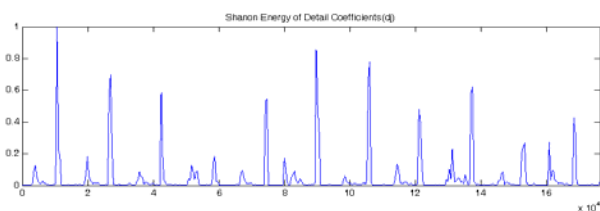
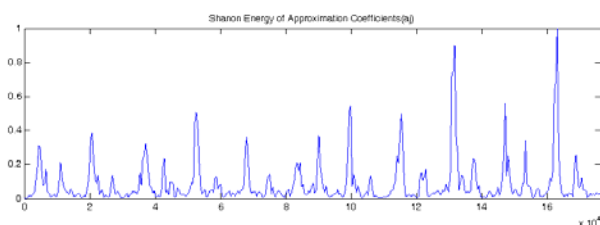
حین ضبط کردن صدا به وجود آمده تقسیم نمود. لذا نیاز به استفاده از فیلتری می‌باشد که علاوه بر حذف این‌گونه از نویزها به مؤلفه‌های اصلی فرکانسی موجود در S1 و S2 لطمه وارد نیاورد. بازه‌ی فرکانسی در صداهای قلب معمولاً بین ۴۰ تا ۴۰۰ هرتز می‌باشد [۸]. برای حفظ این محدوده فرکانسی و حذف سایر نویزها و تضعیف صداهای اضافی از فیلتر میان‌گذر باترورث با مرتبه ۲ با فرکانس قطع پایین ۳۰ هرتز و فرکانس قطع بالای ۴۵۰ هرتز استفاده شد.

## ۲-۲- تشخیص لوب‌های مختلف سیگنال

به منظور تشخیص قطعات معنی‌دار روی سیگنال از سایر قطعات باقی مانده، نیاز به انجام پردازش‌هایی است که در ادامه به آنها اشاره می‌شود.

### ۲-۲-۱- اعمال تبدیل موجک و استخراج ضرایب

هدف از این قسمت مشخص کردن محدوده لوب‌های موجود در سیگنال PCG است برای جلوگیری از تنظیم کردن دستی محدوده‌های فرکانسی در بانک‌های فیلتری از الگوریتم FWT استفاده شد [۱]. با اعمال الگوریتم فوق مؤلفه‌هایی که در اثر صداهای فرکانس بالای ریه همچنان روی سیگنال است حذف می‌شود. در این تحقیق به خاطر قدرت موجک دابشیز در تحلیل سیگنال‌های گذرا و غیرایستادن از موجک db6 استفاده شد و تا ۶ مرحله (که به طور تجربی بدست آمد) روی سیگنال اعمال شد [۹]. از این میان ضرایب Approximation مرحله پنجم و همچنین ضرایب Detail مرتبه‌ی ششم برای پردازش‌های بعدی مورد استفاده قرار گرفت. در شکل (۲) مرحله پنجم اعمال FWT روی سیگنال مشخص شده است.



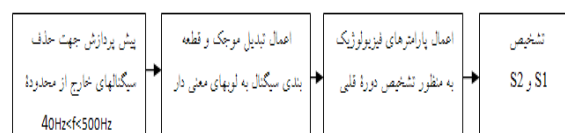
شکل ۲- نمودار انرژی ضرایب مرحله پنجم حاصل از اعمال دابشیز ۶ روی سیگنال PCG

در برخی از روش‌ها برای عمل جداسازی فونوکاردیوگرام از سیگنال الکتروکاردیوگرام کمک گرفته می‌شود [۳]. که به دلیل مشکلاتی که در ضبط هر دو سیگنال به صورت هم‌زمان وجود دارد روش مناسبی نیست. استفاده از شبکه‌های عصبی، مدل‌های آماری، روش‌های مبتنی بر انرژی و تحلیل زمان فرکانس سیگنال از روش‌های متداول برای عمل جداسازی صدای قلب است [۴] و ۵ و ۶]. استفاده از روش‌های مبتنی بر آستانه‌گذاری ثابت به دلیل ماهیت تصادفی صدای قلب و تأثیر پارامترهایی نظیر نویز محیط، سופل‌های موجود روی سیگنال و محل سمع صدا باعث پایین آمدن قدرت جداسازی و تشخیص می‌شود [۷].

در این مقاله با محاسبه انرژی شانون ضرایب Approximation لب‌های معنی‌دار در سیگنال فونوکاردیوگرام آشکارسازی شده و سپس با آستانه‌گذاری وفقی روی ضرایب Detail محل مؤلفه‌های فرکانس بالا در این صداها مشخص شده است. سپس با کمک زمان سیستول محل دقیق صداهای اول و دوم روی سیگنال مشخص شده است. نمونه‌های مورد استفاده در این تحقیق با استتوسکپ دیجیتال Littman 3M ساخت کشور آمریکا به فرمت Wave با دقت ۱۶ بیتی و به صورت مونو زیر نظر پزشک متخصص ضبط شده‌اند.

## ۲- روش کار

روش پیشنهاد شده در این تحقیق برمبنای چهار مرحله اصلی می‌باشد که در بلوک دیاگرام شکل (۱) نشان داده شده است.



شکل ۱- بلوک دیاگرام الگوریتم بکار گرفته شده در تحقیق

در بخش‌هایی که در پی می‌آید روند کلی کار با جزئیات مربوط بیان خواهد شد.

### ۲-۱- پیش‌پردازش

قبل از انجام هرگونه پردازش بر روی این سیگنال‌ها نیاز به فیلترکردن اولیه می‌باشد. چراکه صداهای ضبط شده غالباً صداهای تمیزی نبوده و همراه با نویز می‌باشد. نویزهای موجود را می‌توان به دو دسته نویزهای فرکانس پایین مانند صداهای محیطی و نویزهای فرکانس بالا مانند صدایی که از مالش گوشی روی قفسه صدی بیمار تولید شده و یا بعضاً صداهایی که در اثر تنفس عمیق بیمار

### ۲-۲-۲- محاسبه انرژی شانون ضرایب

در این مرحله برای آشکارسازی پوش سیگنال مورد بررسی از انرژی شانون ضرایب Approximation مرتبه‌ی پنجم (که انتخاب مرتبه‌ی ضرایب به صورت تجربی حاصل شد) استفاده شد.

$$E(x[n]) = \frac{-1}{N} \sum_{n=1}^N (x[n])^2 \log(x[n])^2 \quad (1)$$

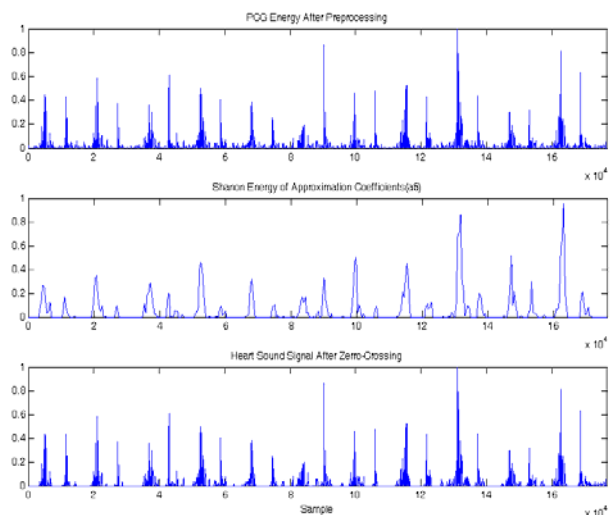
که در آن  $x \in \{a_1, d_1, a_2, d_2, \dots\}$  ها و  $d_j$  ها ضرایب فرکانس پایین و فرکانس بالای مرتبه‌ی  $j$ ام تبدیل موجک سیگنال می‌باشند.  $N$  نیز تعداد نمونه‌های داخل فریم است.

### ۲-۲-۳- اعمال الگوریتم گذر از صفر روی سیگنال بر مبنای انرژی ضرایب

پس از محاسبه انرژی شانون ضرایب ابتدا مقدار dc ضرایب از کل انرژی سیگنال طبق رابطه‌ی زیر کم شد.

$$E(a_s) = E(a_s) - \langle E(a_s) \rangle \quad (2)$$

که علامت  $\langle \rangle$  نشان دهنده‌ی مقدار متوسط تابع انرژی می‌باشد. به منظور جداسازی لوب‌ها روی سیگنال اصلی نیاز به اعمال آنالیز گذر از صفر بود بدین صورت که نمونه‌هایی که روی نمودار انرژی ضرایب فرکانس پایین، بالای صفر بودند از روی سیگنال اصلی انتخاب شده و بقیه نمونه‌های سیگنال حذف شدند. در شکل (۳) نمونه‌ای از این جداسازی مشاهده می‌شود.



شکل ۳- آنالیز گذر از صفر: نمودار بالا انرژی سیگنال اصلی و نمودار پایین لوب‌های جدا شده بر مبنای انرژی ضرایب Appr.

### ۲-۳- اعمال پارامترهای فیزیولوژیک روی لوب‌های جدا شده

در سیگنالی که تا این مرحله روی آن پردازش انجام گرفته با وجود اعمال فیلتر روی سیگنال همچنان صداهای غیرمرتبط با صداهای اصلی که دارای طول زیادی هم روی سیگنال هستند، مشاهده می‌شود. برای حذف این صداها از سه معیار فیزیولوژیک قلب استفاده شد. معیارها عبارتند از:

$$(1) \text{ طول هر لوب } (dt_i)$$

$$(2) \text{ فاصله هر لوب با لوب دیگر } (T_i^{\text{int}})$$

$$(3) \text{ بلندی هر لوب } (RMS_i)$$

معیارهای ذکر شده در اکثر قلب‌های سالم و همین‌طور قلب‌هایی که مشکلات متفاوتی دارند صادق می‌باشد. این معیارها بنا به رابطه‌های زیر محاسبه شدند.

$$dt_i = T_s (n_i^{\text{stop}} - n_i^{\text{start}}) \quad (3)$$

$$T_i^{\text{int}} = T_s (n_{i+1}^{\text{start}} - n_i^{\text{stop}}) \quad (4)$$

$$RMS_i = \sqrt{\frac{\sum_{j=n_i^{\text{start}}}^{n_i^{\text{stop}}} S(j)^2}{n_i^{\text{stop}} - n_i^{\text{start}}}} \quad \text{و } j=1, 2, \dots \quad (5)$$

در این روابط  $T_s$  نمایانگر پریود نمونه برداری و  $S$  سیگنال اصلی است.  $n_i^{\text{start}}$  نمونه‌ی شروع هر لوب است و  $n_i^{\text{stop}}$  نمونه‌ی پایانی هر لوب می‌باشد.  $S(j)$  به معنی نمونه‌ی  $j$ ام از سیگنال اصلی است. تمام معیارهای فوق به صورتی که در پی می‌آید روی تمام لوب‌های سیگنال اعمال شد [۹].

طول بازه زمانی صداهای S1 و S2 از ۵۰ میلی ثانیه کمتر نیست و از ۲۵۰ میلی ثانیه نیز بیشتر نیست (این اعداد متناسب با فرکانس ضربان قلب در دقیقه می‌باشند) در تمام نمونه‌های قلبی، چه نمونه‌های سالم و چه نمونه‌های مریض این معیار صادق بوده و می‌توان صداهایی که خارج از این بازه زمانی بوده است را برای پردازش‌های بعدی از سیگنال اصلی حذف نمود و کنار گذاشت [۱۰].

صداهای S2 معمولاً حاصل دولوب می‌باشند که یکی از آنها در اثر بسته شدن دریچه آئورتی و دیگری در اثر بسته شدن دریچه پالمتری ایجاد می‌شوند معمولاً صدای اول را به A2 و صدای دوم را

## ۲-۴-۱- اعمال ضرایب detail روی سیگنال

قسمت عمده‌ی محتویات صداهای S1 و S2 حاصل لرزش دریچه‌های میترال (برای S1) و آئورت (برای S2) در اثر باز و بسته شدن آنها می‌باشد. به دلیل ماهیت این دریچه‌ها و فرکانسی که تولید می‌کنند معمولاً صداهای S2 حاوی مؤلفه‌های با فرکانس بالاتر نسبت به صدای S1 می‌باشد. حال این‌که با وجود این فرض در بعضی از قلب‌ها که دارای مشکل می‌باشند این قضیه برعکس می‌شود و محتویات فرکانس بالای S1 بیشتر از مؤلفه‌های مربوط به S2 می‌شوند. اما در تمام این نمونه‌ها یکی از صداها دارای مؤلفه‌ی فرکانس بالای قوی‌تری نسبت به صدای دیگر است در این قسمت برای مشخص کردن محل‌های وجود مؤلفه‌های فرکانس بالا روی سیگنال از انرژی شانون ضرایب detail استفاده شد. که با توجه به محدوده این فرکانس‌ها، استفاده از ضرایب مرتبه ششم تبدیل بهترین نتایج را در استخراج فرکانس‌های بالایی سیگنال در برداشت. در واقع از انرژی مؤلفه‌های فرکانس بالا به‌عنوان یک نشانگر فرکانس بالا روی سیگنال استفاده شد.

## ۲-۴-۲ محاسبه دوره قلبی با استفاده از الگوریتم وفقی

با استفاده از ضرایب فرکانس بالا یک آستانه‌ی وفقی به‌صورت زیر تعریف شد:

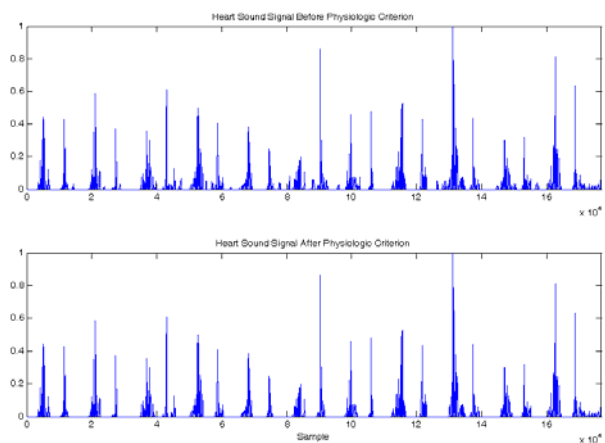
$$th = E(d6) - \lambda \langle E(d6) \rangle \quad (6)$$

پس از این‌که ضرایب مرتبه ششم (d6) و انرژی آنها محاسبه شد این مقادیر در رابطه‌ی بالا جایگذاری شد. در ابتدا  $\lambda$  روی عدد ۴ قرار داده شد (این مقدار به‌طور تجربی با امتحان مقادیر مختلف بدست آمد) در شکل (۵) نحوه اعمال این آستانه روی سیگنال اصلی نشان داده شده است. همان‌طور که در شکل مشاهده می‌شود انرژی ضرایب detail به‌صورت نمایشگر قرمز رنگ رسم شده است و قسمت‌هایی از سیگنال که دارای مؤلفه‌های فرکانس بالا بوده‌اند انرژی ضرایب d6 آنها بیشتر شده و در تصویر با کلمه HFS مشخص شده است. با توجه به این‌که می‌دانیم یک دوره قلبی فاصله بین یک S2 (S1) تا S2 (S1) دیگر می‌باشد پس به‌طور نرمال باید بتوانیم با توجه به مکان HFS یعنی فاصله بین دو HFS دوره قلبی را پیدا نماییم چرا که انتظار داریم همواره یکی از صداهای قلب یعنی S2 (یا S1 در بعضی از موارد) دارای مؤلفه HFS باشد برای یافتن دوره قلبی از رابطه زیر استفاده شد [۱۲].

$$T_{cycle}^K = \frac{dt_K}{2} + T_S(n_{K+1}^{start} - n_K^{stop}) + \frac{dt_{K+1}}{2} \quad (7)$$

به P2 می‌شناسد. همین‌طور این صداها با یک تأخیر نسبت به یکدیگر ایجاد می‌شوند اما این فاصله همواره کمتر از ۵۰ میلی ثانیه خواهد بود یعنی لوب‌هایی که کمتر از ۵۰ میلی ثانیه با یکدیگر فاصله دارند معمولاً متعلق به یک صدا می‌باشند [۹].

در مورد لوب‌هایی که فاصله آنها کمتر از ۵۰ میلی‌ثانیه باشد باید بدانیم که کدام لوب را باید حذف کنیم معمولاً صدایی که در اثر بسته شدن دریچه آئورتی A2 به‌وجود می‌آید حاوی اطلاعات فرکانسی مهمتری نسبت به صدای P2 است. در قلب‌های سالم A2 همواره پیش از P2 رخ می‌دهد اما در بعضی از قلب‌ها با مشکلات دریچه‌ای جای این دو لوب ممکن است با یکدیگر عوض شود بنابراین در اینجا از معیار سوم استفاده کردیم با توجه به اینکه می‌دانیم مقدار RMS برای صداهای A2 همیشه در همه قلب‌ها بیشتر از صداهای P2 می‌باشد پس اگر به لوب‌هایی برخورد شد که فاصله آنها کمتر از ۵۰ میلی‌ثانیه بود صدایی انتخاب شده که RMS بیشتری نسبت به دیگری داشته و به این ترتیب سایر لوب‌ها از سیگنال حذف شده است [۱۱]. شکل (۴) یک نمونه را قبل و بعد از اعمال پارامترهای فیزیولوژیک نشان می‌دهد.



شکل ۴- اعمال پارامترهای فیزیولوژیک و حذف لوب‌های غیرمرتبط: نمودار بالا سیگنال قبل از اعمال پارامترها و نمودار پایین پس از اعمال پارامترها روی انرژی سیگنال PCG

## ۲-۴-۲ تشخیص S1 و S2

سیگنالی که تا این لحظه در اختیار داریم سیگنالی است که به‌طور کامل از نویزهای موجود تمیز شده و قسمت‌های معنی‌دار آن (یعنی S1 و S2) باقی مانده‌اند. حال برای مشخص کردن این‌که کدام بخش‌ها مربوط به صدای S1 و کدام بخش‌ها مربوط به صدای S2 می‌باشند مراحل پایانی زیر روی سیگنال اعمال شد.

قطعاً مؤلفه HFS دومی باید حذف گردد چرا که مؤلفه HFS اولی در محاسبه دوره قلبی قبلی، مورد استفاده قرار گرفته و مشکلی نداشته است پس HFS اضافی قطعاً HFS دومی خواهد بود.

### ۲-۴-۳- جداسازی صداهای S1 و S2

تا این مرحله از کار دوره قلبی سیگنال‌های موجود تشخیص داده شد و سیگنال‌هایی که HFS زیادی روی آن آشکار شده بود یا آن دسته از سیگنال‌ها که احتمالاً یک مؤلفه HFS کم داشت طبق الگوریتم وفقی بکار گرفته شده تصحیح شد. در این قسمت مراحل که برای تشخیص صداهای S1 و S2 انجام گرفت به همراه شکل‌های مربوطه نشان داده خواهد شد.

همان‌طور که بیان شد ما اکنون یک سری مؤلفه روی سیگنال با نشانگرهای HFS داریم که همان پوش انرژی ضرایب فرکانس بالای ما (که البته آستانه‌گذاری شده‌اند) هستند. اکنون می‌دانیم که تمام این قسمت‌های مشخص شده مربوط به یک نوع از صداهای قلب یعنی S2 (یا S1 در بعضی از موارد) می‌باشند حال عملیاتی که باید صورت گیرد این است که مشخص شود در کدام یک از نمونه‌ها قسمت‌های نشان شده توسط مؤلفه‌های HFS، S1 و در کدام نمونه‌ها S2 می‌باشند.

به منظور مشخص کردن این موضوع لازم است که از مدت زمان سیستمولیک (یعنی فاصله بین صدای S1 تا S2) استفاده نماییم. مدت زمان مذکور بدون توجه به اینکه قلب سالم است یا نه در کل دوره قلبی ثابت است و می‌توان آن را با استفاده از رابطه تجربی زیر بدست آورد [۱۰ و ۱۱].

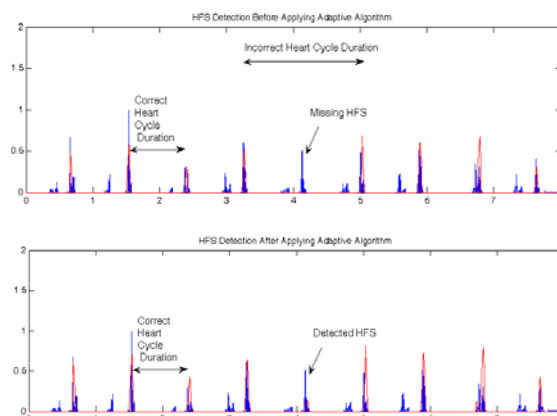
$$T_{sys}^{est.K} = 0.2 T_{cycle}^K + 160 \text{ (ms)} \quad (9)$$

در این رابطه  $T_{cycle}^K$  طول بازه دوره قلبی است که قبلاً به صورت دقیق محاسبه شده است و  $T_{sys}^{est.K}$  دوره‌ی سیستمولیک تخمین زده شده می‌باشد. در یک قلب سالم باید بین هر دو HFS که مربوط به یک نوع از صداهای یک LFS نیز موجود باشد حال برای مشخص کردن اینکه HFSها مربوط به کدام نوع از صداهای می‌باشند طبق شکل زیر دو فاصله T1 و T2 محاسبه شد این دو فاصله با  $T_{sys}^{est.K}$  مقایسه شد اگر HFS-LFS به سیستمولیک نزدیک بود پس مشخص می‌شود که HFSها متعلق به صدای S1 بوده و تمام آنها به‌عنوان S1 تشخیص داده می‌شود و اگر فاصله HFS - LFS به دوره‌ی سیستمولیک نزدیک بود مشخص می‌شود که HFSها مربوط به صدای S2 هستند و تمام آنها به‌عنوان S2 در نظر گرفته می‌شوند. بدیهی است که پس از مشخص شدن نوع صداهای HFS نوع صداهای LFS مشخص خواهد شد.

در این رابطه  $T_{cycle}^K$  فاصله دو HFS از یکدیگر می‌باشد که قاعدتاً بیانگر همان دوره قلبی می‌باشد.  $dt_k$  طول یک HFS می‌باشد.  $n_{k+1}^{start}$  نقطه شروع لوب (k+1) ام و  $n_k^{stop}$  نقطه پایان لوب kام است اما پس از اجرای رابطه فوق مشخص شد که در بعضی از نمونه‌ها پیش می‌آید که طول دوره قلبی با یکدیگر متفاوت می‌شود یعنی HFSها که باید فاصله‌شان در کل طول سیگنال ثابت باشد، ثابت نیست. با بررسی بیشتر روی نمونه‌ها مشخص شد در بعضی از موارد طول دو HFS مجاور بیشتر از طول‌های دیگر می‌شود این بدان معنی است که یکی از HFSها آشکار نشده است و بنابراین نیاز است که آستانه را تغییر داده شود بنابراین  $\lambda$  به صورت زیر تغییر داده شد:

$$\lambda \longrightarrow \lambda - \delta\lambda \quad (8)$$

که  $\delta$  را به صورت تجربی برابر مقدار ۰/۲ در نظر گرفتیم. با این تغییر، سطح نشانگرهای detail روی نمودار بالاتر کشیده می‌شود و احتمالاً HFS گم شده آشکار خواهد شد.



شکل ۵- سیگنال PCG قبل و بعد از اجرای الگوریتم وفقی روی آن: در شکل پایین HFS جاافتاده با اعمال الگوریتم آشکار شده.

اما همان‌گونه که انتظار داریم باید بین هر دو HFS یک LFS (مؤلفه فرکانس پایین) هم موجود باشد در محاسبه دوره قلبی پیش می‌آید که یک نویز فرکانس بالا درست حذف نشده باشد و روی آن نویز هم قطعاً نشانگر HFS خواهیم داشت در اینجا  $T_{cycle}^K$  محاسبه شده برخلاف قسمت بالا کوچکتر از  $T_{cycle}^K$ های نرمال است بنابراین در اینجا نیز به منظور حذف مؤلفه HFS اضافی به این صورت عمل شد که اگر  $T_{cycle}^K$  فعلی که محاسبه شده کوچکتر از معدل سه  $T_{cycle}^K$  قبلی محاسبه شده باشد الگوریتم مؤلفه HFS اضافی را حذف می‌نماید اما در این که مؤلفه HFS اول بایستی حذف شود و یا دومی

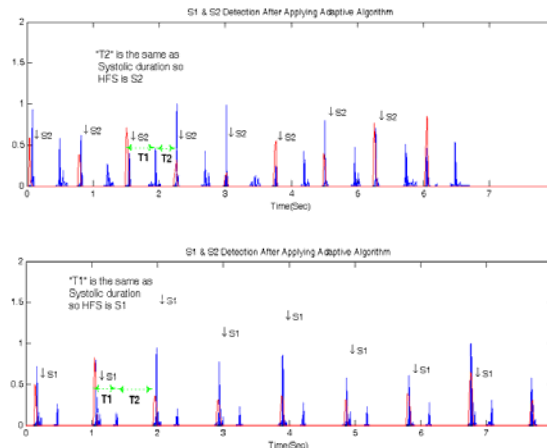
S2ها در نمونه‌ها و همچنین درستی تشخیص آنها توسط الگوریتم نظر پزشک متخصص بوده است. تعداد S1های موجود برابر ۸۲۵ نمونه بوده که از این تعداد ۳۸۶ تای آن متعلق به نمونه‌های سالم بوده، ۱۷۳ تا مربوط به بیماران با مشکل انقباضی و ۲۶۶ تای آن مربوط به بیماران با مشکل دریچه‌ای بوده است. همچنین تعداد S2های موجود برابر ۷۹۴ عدد بوده که از این تعداد ۳۷۵ تای آن متعلق به نمونه‌های سالم، ۱۶۴ تا متعلق به بیماران با مشکل انقباضی و ۲۵۵ تای آن مربوط به بیماران با مشکل دریچه‌ای بوده است. نتایج بدست آمده در جدول زیر نشان داده شده است.

		سالم	مشکل انقباضی	مشکل دریچه‌ای
S1	تعداد کل	۳۸۶	۱۷۳	۲۶۶
	تعداد تشخیص درست	۳۵۲	۱۵۰	۲۳۷
	درصد صحت تشخیص	۹۱٪	۸۶٪	۸۹٪
S2	تعداد کل	۳۷۵	۱۶۴	۲۵۵
	تعداد تشخیص درست	۳۴۹	۱۴۴	۲۱۹
	درصد صحت تشخیص	۹۳٪	۸۷٪	۸۵٪

در این تحقیق با استفاده از شیوهی آستانه‌گذاری و معیارهای مورد استفاده، جداسازی روی دو دسته مهم از بیماران قلبی علاوه بر نمونه‌های سالم با دقت نسبتاً مناسب انجام گرفته است که مزیت این روش نسبت به سایر روش‌های موجود می‌باشد [۲] و [۷].

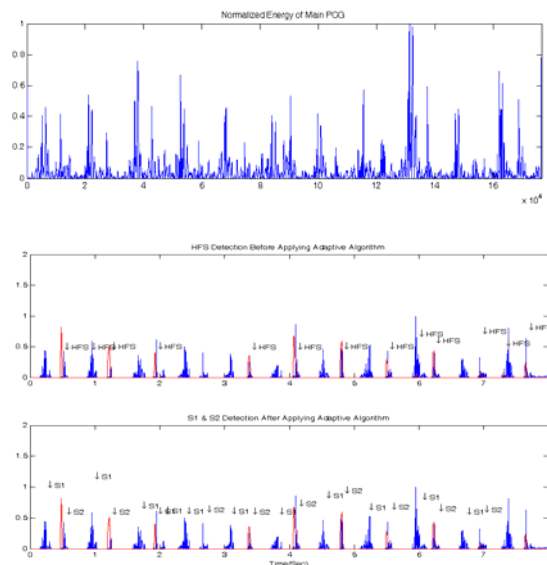
#### ۴- مراجع

- [1] S. Omran, M. Tayel; "A Heart Sound Segmentation and Feature Extraction Algorithm Using Wavelets", 1st International Symposium on Control, Communications and Signal Processing, pp. 235-238, 2004.



شکل ۶- مقایسه T1 فاصله HFS-LFS، T2 فاصله LFS-HFS با دوره سیستولیک و تشخیص S1 و S2 با توجه به این زمان

در پایان در شکل زیر نمونه‌ای که صداهای S1 و S2 روی آن به صورت خودکار جداسازی و تشخیص داده شده نشان داده شده است.



شکل ۷- جداسازی S1 و S2 روی یک نمونه PCG

#### ۳- نتیجه‌گیری

در این تحقیق نمونه‌های فونوکاردیوگرام توسط تیم پزشکی در بیمارستان چمران اصفهان از ۱۰۰ بیمار ضبط شد و در اختیار ما قرار گرفت. لازم به ذکر است آمار براساس تعداد نمونه‌های S1 و S2 موجود در کل داده‌ها و تعداد تشخیص هرکدام به طور مجزا توسط الگوریتم طراحی شده عنوان شده است. معیار ارزیابی تعداد S1ها و

- [2] M. Karimi, R. Amirfattahi, S. Sadri; **“Noninvasive Detection and Classification of Coronary Artery Occlusions Using Wavelet Analysis of Heart Sounds With Neural Networks”**, The 3rd IEEE International Seminar on Medical Applications of signal Processing, pp.117-120, 2005.
- [3] M. B. Malarvili, I. Kamarulafizam; **“Heart Sound Segmentation Algorithm Based on Instantaneous Energy of Electro Cardiogram”** Proc. of the IEEE Conf. on Computers in Cardiology, 327-330, 2003.
- [4] N. Shamsuddin, M. N. Mustafa, S. Husin, M. N. Taib; **“Classification of Heart Sounds Using a Multilayer Feed-Forward Neural Network”**, International Conference on new Techniques in Pharmaceutical and Biomedical Research, pp.88-90, 2005.
- [5] L. G. Gamero, R. Watrous; **“Detection of the First and Second Heart Sound Using Probabilistic Models”**, Proceedings of the 25<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE EMBS, Mexico, pp.2877-2880, 2003.
- [6] P. Wang, Y. Kim, L. H. Ling; **“First Heart Sound Detection for Phonocardiogram Segmentation”** Proc. of the IEEE Engineering in Medicine and biology 27th Annual Conf, pp. 5519 – 5522, 2005.
- [7] S. Goutam, P. Kumar; **“An Efficient Heart Sound Segmentation Algorithm for Cardiac Diseases”**, 1st India Annual Conference, Proc. of the IEEE INDICON, pp.344-348, 2004.
- [8] K. O. Lib, Y. C. Liew, C.H Oh; **“Analysis of Mitral and Aortic Valve Vibrations and Their Role in the Production of the First and Second Heart Sounds”**, in Journal of Physics in Medicine and Biology, pp 727-733, 1980.
- [9] J. Chebil, J. Al -Nabulsi; **“Classification of Heart Sound Signals Using Discrete Wavelet Analysis”**, International Journal of soft Computing, PP.37-41, 2007.
- [10] D. Komar, P. Carvalho, M. Antunes; **“Detection of S1 and S2 Heart Sounds by High Frequency Signatures”**, Engineering in Medicine and Biology Society, IEEE, 1410 – 1416, 2006.
- [11] J. D. Bronzion; **“The Biomedical Engineering Hand Book”**, CRC Press, New York, 1995.
- [12] N. Bruce Eugene; **“Biomedical Signal Processing and Signal Modeling”**, John Wiley & Sons, 2001.