



ارائه شده توسط:

سایت ترجمه فا

مرجع جدیدترین مقالات ترجمه شده

از نشریات معتبر

یک روش جدید استخراج ECG جنین جدید با استفاده از مقدار چولگی آن که در دامنه خاص خاص قرار دارد

چکیده :

هر ساله، حدود یک نوزاد از 125 نوزاد با نوعی نارسایی قلبی مادرزادی متولد می شود. از این روی، استخراج الکتروکاردیوگرام جنین (FECG) از اندازه گیری های الکتروود پوست مادر به عنوان یک مسئله برجسته مطرح شده است. به دلیل دوری قلب جنین از سنسور ها، انقباض ماهیچه، سر و صدای (نویز) ابزار و غیره، نویز موجب اختلال قوی در سیگنال های ثبت شده از شکم مادر می شود. از این روی، سیگنال مطلوب (FECG) بایستی به طور خالص استخراج شود. این مسئله را می توان از دیدگاه جداسازی کور منابع (BSS) مدل سازی کرد و تقریباً همه الگوریتم های BSS را می توان برای تفکیک ECG جنین مورد استفاده کرد. چون تفکیک و جدا سازی همه منابع از تعداد زیادی از سیگنال های حسگر ها لازم نیست، روش های استخراج کور منبع (BSE) می تواند یک گزینه بهتر باشد.

در این مقاله، ما یک الگوریتم سبک وزن را پیشنهاد می کنیم که ECG جنین را با دانش و آگاهی قبلی در مورد چولگی آن استخراج می کند. با استفاده از چولگی، ما یک تابع هزینه را تعریف کردیم که از طریق آن یک بردار وزنی را به روز رسانی کرده و به این ترتیب ECG جنین را به صورت یک سیگنال مطلوب استخراج کردیم. نتایج آزمایش نشان داد که روش پیشنهادی موجب بهبود کیفیت سیگنال استخراجی با افزایش SNRsvd و SNRcor می شود. هم چنین هزینه محاسباتی مورد نیاز برای استخراج EFCG کاهش یافت.

لغات کلیدی : استخراج منبع، تحلیل مولفه های مستقل (ICA) تفکیک کور منبع (BSS)، الکتروکاردیوگرام جنین (FECG)

1- مقدمه

مطالعات نشان می دهد که مهم ترین منبع استرس مادر در دوران بارداری سالم بودن جنین است. هر سال حدود هشت نوزاد از بین هر هزار نوزاد با برخی نارسایی های قلبی مادرزادی متولد می شوند. نارسایی می تواند چنان ناچیز

باشد که در عمل و بعد از سالیان زیادی بعد از تولد، نوزاد سالم به نظر برسد یا چنان مهم و حاد باشد که زندگی نوزاد در خطر باشد.

یک راه آگاهی یافتن از سلامت جنین در دوران بارداری این است که سیگنال‌های الکتروکاردیوگرامی ثبت شده توسط روش غیرتهاجمی در نظر گرفته شود. در این روش، الکتروکاردیوگرام‌ها از شکم مادر ثبت می‌شوند. سیگنال ثبت شده ترکیبی از الکتروکاردیوگرام‌های مادر عبوری از سینه تا شکم، الکتروکاردیوگرام جنین و نویز می‌باشد.

بیشتر نارسایی‌های قلبی دارای برخی علائم خود را در سیگنال‌های الکتریکی قلبی نشان می‌دهند که توسط الکتروکاردیوگرامی ثبت شده‌اند و در ارتباط با آنها این اعتقاد وجود دارد که اطلاعات زیادی در مقایسه با روش‌های سونوگرافی متداول داشته باشند. با این وجود، به دلیل SNR کم الکتروکاردیوگرام جنین که از سطح بدن مادران ثبت می‌شود، ما به الگوریتمی نیاز داریم تا الکتروکاردیوگرام را از بین این سیگنال‌های ثبت شده استخراج نماید.

اخیراً، محققین دریافتند که این مسئله می‌تواند به صورت جداسازی منبع کور (BSS) مدلسازی شود. جداسازی منبع کور (یا تحلیل مولفه مستقل، ICA) تمام سیگنال‌های منبع را از تعداد زیادی سیگنال سنسوری مشاهده شده که می‌توانست زمان زیادی طول بکشد، استخراج می‌نماید و تنها تعداد خیلی کمی از سیگنال‌های منبع مورد نظر هستند. برای این کاربرد، تکنیک دیگر به نام استخراج سیگنال کور (BSE) کاندید قدرتمندی است، زیرا الگوریتم یادگیری BSE می‌تواند یک سیگنال منبع تکی را از یک ترکیب خطی سیگنال‌های منبع استخراج نماید. بنابراین ما در جست‌وجوی دستیابی به سه هدف زیر هستیم:

- استخراج تنها مولفه سیگنال مورد نظر (FECG) به عنوان یک خروجی،
- بهبود کیفیت سیگنال استخراج شده با افزایش SNR_{svd} و SNR_{cor} .
- کاهش زمان محاسباتی به منظور ایجاد یک الگوریتم آنی و بلادرنگ.

به منظور دستیابی به اهداف ذکر شده فوق، ما یک الگوریتم پیشنهاد می‌کنیم که از گستره مقادیر چولگی سیگنال مورد نظر (FECG) استفاده می‌نماید. اعتبار و درستی روش ما بر روی داده‌های ECG واقعی تست شده است. مابقی مطالب مقاله به صورت زیر سامان‌دهی شده است:

بعد از یک بازبینی مختصر مطالعات پیشین در بخش 2، بخش 3 جزئیات روش پیشنهادی ما را فراهم می‌کند. بخش 4 نتایج تجربی را گزارش می‌کند و در نهایت بخش 5 دربرگیرنده نتایج پایانی خواهد بود.

1- مرور منابع

مطالعات گسترده‌ای در ارتباط با استخراج نوار قلب جنین هدایت شده‌اند. مبحث اینجا قصد ارائه بازبینی جامع و کامل از این موضوع را ندارد، اما برخی از مهم‌ترین مطالعات این زمینه را معرفی می‌نماید. در [1]، تکنیک فیلتر تطبیق‌پذیر برای حذف نوار قلب مادر و دستیابی به نوار قلب جنین استفاده گردید. مولفین دو مجموعه از الکترودها را مورد استفاده قرار داده‌اند، یک مجموعه بر روی شکم مادر (ورودی‌های اولیه) جای داده شد و مجموعه دیگر روی سینه مادر قرار گرفت (ورودی‌های مرجع). با داشتن این سیگنال‌ها به عنوان ورودی به فیلتر تطبیق‌پذیر، سیگنال خطا می‌تواند برای نمایش نوار قلب جنین استخراج شده ایجاد شوند. در [2]، روشی با الگوریتم ژنتیک که دارای ساختار مشابهی با روش فوق بود، پیشنهاد گردید. این روش‌ها به اندازه کافی قدرتمند نبودند تا به منصفه ظهور برسند. زیرا اگر دامنه نویز پس زمینه بزرگ‌تر از ضربان قلب جنین بود، سیگنال خطای منصفه دربرگیرنده نوار قلب جنین نخواهد بود و همچنین در حالتی که نوار قلب مادر و جنین دچار هم‌پوشانی بودند، هر دو روش برای استخراج نوار قلب جنین ناموفق عمل می‌کردند.

در [3]، مفهوم بردارهای انرژی منفرد متعامد برای استخراج FECG از AECG مورد استفاده قرار گرفت. این روش به طور گسترده در محیط‌های کلینیکی استفاده نشد، زیرا سیگنال مورد نظر تنها زمانی می‌توانست به طور موفقیت آمیز استخراج شود که الکترودها در موقعیتی نصب شود که بردارهای انرژی منفرد MECG و FECG نسبت به هم متعامد باشند.

در [4]، باروس و کیچوکی یک الگوریتم جداسازی منبع نیمه-کور برای حل مسئله استخراج نوار قلب جنین پیشنهاد کردند. این الگوریتم به اطلاعات پیشین در رابطه با تابع هم‌بستگی منابع اولیه نیاز دارد تا سیگنال مورد نظر (FECG) استخراج شود. آنها فرض نکردند که منابع به طور آماری مستقل باشد اما فرض کردند که منابع ساختار زمانی دارند و تابع هم‌بستگی مختلفی دارند. مسئله اصلی در این روش این است که اگر نرخ ضربان قلب جنین متغیر باشد، که بیان‌کننده این موضوع است که جنین سالم نیست، تخمین پیشین تابع هم‌بستگی نوار قلب جنین ممکن است مناسب نباشد.

همچنین در [5] ژانگ و ژانگ بی یک الگوریتم استخراج منبع کور (BSE) برای استخراج یک سیگنال منبعی از سیگنال‌های مشاهده شده پیشنهاد کردند. الگوریتم آنها به یک آگاهی آماری قبلی از سیگنال مورد نظر نیاز داشت.

این بدین معنی است که با دانستن رنجی که مقدار اوج نمودار سیگنال در آن دارا بود، روش قادر بود تا سیگنال مورد نظر را استخراج نماید.

در [13]، مینگ و یو-لین یک الگوریتم را پیشنهاد کردند که ترکیبی از تناوب‌پذیری و مقدار اوج نموداری بود که به ترتیب توسط باروس [4]، و ژانگ [5] پیشنهاد شده بودند. همان طور که در بالا ذکر شد، در این حالت زمانی که جنین سالم نیست، تخمین پیشین تابع هم بستگی نوار قلب جنین ممکن است مناسب نباشد. در این مقاله، ما مقدار کشیدگی نمودار را با مقدار چولگی جایگزین کرده‌ایم که ما را متقاعد می‌سازد تا بهبودهای دیگری نسبت به روش آنها اعمال نمائیم. این بهبودها در بخش‌های بعدی توضیح داده خواهد شد. با این جایگزینی، ما کیفیت سیگنال مورد نظر را بهبود بخشیدیم و مقدار SNR_{svd} و SNR_{cor} افزایش یافت. همچنین بارمحاسباتی الگوریتم پیشنهادی کاهش یافته است.

2- الگوریتم پیشنهادی

چولگی درجه نامتقارنی داده‌ها را اندازه‌گیری می‌نماید. از آنجا که ضربان قلب جنین سریع‌تر از ضربان قلب مادر است و دامنه کمتری دارد، بنابراین مقدار مطلق چولگی آن خیلی کمتر از مقدار مادر است و مقدار منفی می‌باشد. با در نظر گرفتن این حقیقت و انجام آزمایشات جامع و کامل روی داده‌های سراسری واقعی و مصنوعی، ما رنجی را برای مقدار چولگی جنین تعریف کردیم. از طرف دیگر، مقدار چولگی FECG به طور کلی در رنج مشخصی قرار می‌گیرد در حالی که مقدار سایر سیگنال‌های منبع و نویزها متعلق به این رنج نیستند. در روش ما، به وسیله این رنج ما قادر هستیم FECG را از سایر سیگنال‌های منبع (MECG و نویزها) جداسازی نمائیم و آن را به طور خالص استخراج نمائیم. دقت رنج ما برای چولگی جنین با رنج مقدار اوج نمودار FECG چک شده است. در ادامه جزئیات هر مرحله از الگوریتم پیشنهادی بحث می‌شود.

الف) پیش نیازها

فرض کنید یک مجموعه M سنسوری که یک پدیده را با سیگنال‌های $x(n)=[x_1(n), x_2(n), \dots, x_m(n)]^T$ مانیتور می‌کنند وجود دارد. اجازه بدهید فرض کنیم که N منبع به فرم $s(n)=[s_1(n), s_2(n), \dots, s_N(n)]^T$ وجود دارند که پدیده مشاهده شده توسط سنسورها را تحریک می‌کنند.

ما فرض خواهیم کرد که سهم مشارکت هر عامل با تاخیر ناچیزی نسبت به سنسورهای مشاهده کننده منتقل می-شود، یعنی این عمل به صورت فوری و بلادرنگ انجام می‌شود. به علاوه تخریب ممکن توسط نویز جمع شونده به صورت ناچیز در نظر گرفته می‌شود. مدل زیر سیگنال‌های مشاهده شده را با سیگنال‌های منبع و ترکیب آنی متصل می‌نماید.

$$X = AS \quad (1)$$

که در آن A یک ماتریس مخلوط (ترکیبی) ناشناخته (مجهول)، X ماتریس سیگنال شکم و S ماتریس منبع است که دربرگیرنده MECG (نوار قلب مادران)، FECG (نوار قلب جنین) و نویزها می‌باشد. ما فرض خواهیم کرد که ابعاد سیگنال مشاهده شده X بزرگتر (یا مساوی) سیگنال‌های منبع S است. یک الگوریتم استخراج ECG جنین، نوار قلب جنین را از ترکیب خطی X با معرفی یک فرآیند تکراری استخراج می‌نماید تا یک بردار W را بیابد چنان که:

$$y = W^T X = W^T AS \quad (2)$$

به طور کلی، یکی از معایب BSS این است که نمی‌تواند اطمینان حاصل کند که مرتبه منابع در آن برآورده خواهد شد. بنابراین روش BSE یک انتخاب بهتر خواهد بود. زیرا در BSE، ما می‌توانیم تنها سیگنال مورد نظر را استخراج کنیم. در نخستین گام، سیگنال‌های سنسوری اندازه‌گیری شده X تقریباً با یک فیلتر V whitening چنان دنبال شده‌اند که مولفه‌های $x(t) = Vx(t)$ دارای واریانس واحد بوده و هم‌بستگی ندارند. برای راحتی، در ادامه ما فرض می‌کنیم که X سیگنال مشاهده شده قبل از whitening است.

ب) چولگی

در آمار، چولگی یک مقیاسی از نامتقارنی است یا به طور دقیق‌تر، معیاری از عدم تقارن. یک مجموعه داده متقارن خواهد بود اگر آن از دو طرف راست یا چپ از نقطه مرکز مشابه به نظر برسد. چولگی می‌تواند همچنین یک ممان

سوم در نظر گرفته شود. از آنجا که در سیگنال whitened شده، y یک متغیر تصادفی با متوسط صفر است، چولگی می‌تواند به صورت زیر تعریف شود [6]:

$$skew(y) = \frac{E\{y^3\}}{E[y^2]^{3/2}} \quad (3)$$

در منابع نامتقارن چولگی مقدار مثبت یا منفی دارد. در چولگی مثبت مشاهدات بیشتر زیر مقدار متوسط خواهند بود در مقایسه با مقادیر بالای آن، و در چولگی منفی یک تعداد کمتر از مشاهدات کم و یک تعداد زیادی از مشاهدات بالا وجود دارد.

ج) الگوریتم

سیگنال‌های FECCG به طور طبیعی نامتقارن هستند [6]. از آنجا که منابع به طور نامتقارن توزیع شده می‌تواند با به کارگیری چولگی به جای مقدار اوج استخراج شود [7]، روش پیشنهادی براساس چولگی است. از آنجا که مدت و دامنه FECCG در رنج مشخصی تغییر می‌کند، بنابراین مقدار چولگی آن در رنج مشخصی قرار خواهد داشت. بنابراین ما فرض می‌کنیم مقدار چولگی FECCG در رنج $[a, b]$ تغییر کند. به عنوان یک تابع هزینه، ما معادله 4 را به کار می‌گیریم [8]:

$$J(W) = -\beta skew(y) \quad (4)$$

نکته این که $a \leq skew(y) \leq b$ و $\|W\| = 1$ که $y = W^T X$ and $\beta = sign(skew(y))$ با استفاده از روش تابع جریمه [9]، ما تابع هزینه محدود شده (4) را به صورت زیر بازنویسی می‌کنیم:

$$F(W, \sigma) = -\beta skew(y) + \sigma \{ \max\{0, -(skew(y) - a)\}^2 + \max\{0, -(b - skew(y))\}^2 \} \quad (5)$$

که σ ضریب جریمه است. گرادیان $F(W, \sigma)$ با توجه به W می‌تواند به صورت زیر لحاظ شود:

$$\frac{\partial F(W, \sigma)}{\partial W} = \quad (6)$$

$$\begin{cases} -\beta \frac{\partial skew(y)}{\partial W}, & \text{if } a \leq skew(y) \leq b \\ -\beta \frac{\partial skew(y)}{\partial W} - 2\sigma[a - skew(y)] \frac{\partial skew(y)}{\partial W}, & \text{if } skew(y) \leq a \\ -\beta \frac{\partial skew(y)}{\partial W} + 2\sigma[skew(y) - b] \frac{\partial skew(y)}{\partial W}, & \text{if } skew(y) \geq b \end{cases}$$

که $\frac{\partial skew(y)}{\partial W} = \frac{3m_3}{m_2^{5/2}} \left[\frac{m_2}{m_3} E\{y^2 X\} - E\{yX\} \right]$ و m_2 و m_3 ممان مرتبه دوم و سوم متغیر y هستند. بنابراین

یک الگوریتم یادگیری نزولی گرادیان به فرم زیر بدست خواهد آمد:

$$\begin{aligned} w(k+1) &= w(k) - \mu \frac{\partial F(w(k), \sigma)}{\partial w(k)} = w(k) - \mu f(y(k))X(k) \\ w(k+1) &= w(k+1) / \|w(k+1)\| \end{aligned} \quad (7)$$

که در آن k نشانگر شاخص زمان است و:

$$f(y(k)) = \begin{cases} -\beta g(y(k)), & \text{if } a \leq \hat{skew}(y) \leq b \\ -[\beta + 2\sigma[a - \hat{skew}(y(k))]]g(y(k)), & \text{if } \hat{skew}(y) \leq a \\ -[\beta + 2\sigma[b - \hat{skew}(y(k))]]g(y(k)), & \text{if } \hat{skew}(y) \geq b \end{cases}$$

که $g(y(k))$ در آن به صورت زیر بدست خواهد آمد:

$$g(y(k)) = 3 \frac{m_3(k)}{m_2^{5/2}(k)} \left[\frac{m_2(k)}{m_3(k)} y(k)^2 - y(k) \right] \quad (8)$$

و تقریب بر خط mp ($p=2,3$) و $skew(y)$ به ترتیب به فرم زیر انجام می‌شوند:

$$\begin{aligned} \hat{m}_p(y(k+1)) &= (1 - \eta(k)) \hat{m}_p(k) + \eta(k) y^p(k), \quad (p=2,3) \\ \hat{skew}(y(k+1)) &= \frac{\hat{m}_3(k+1)}{m_2^{3/2}(k+1)} \end{aligned} \quad (9)$$

شبه کد الگوریتم پیشنهادی در شکل 1 ارائه شده است.

```
/*initialization phase*/
Step1. Center the observed signals  $X$  and whiten them.
Step2. Initialize  $W$  and then compute  $y = W^T X$ .
/*this is the phase in which skewness value converged to
range  $[a, b]$ */
Step1. Compute skew(y)
      if (  $a \leq \text{skew}(y(k)) \leq b$  ) Then
           $f(y(k)) = -\beta g(y(k))$ 
      Else
          if (  $\text{skew}(y(k)) \leq a$  ) Then
               $f(y(k)) = -[\beta + 2\sigma[a - \text{skew}(y(k))]]g(y(k))$ 
          Else
              if (  $\text{skew}(y(k)) \geq b$  ) Then
                   $f(y(k)) = -[\beta + 2\sigma[b - \text{skew}(y(k))]]g(y(k))$ 
      Step2. Update  $W$ ,  $\text{skew}(y(k))$  and moments according
              to (7) and (9) respectively.
      Step3. Normalize  $W$  by  $W / \|W\|$ .
      Step4. Compute  $y = W^T X$ 
      Step5. If (  $\text{skew}(y(k)) \leq a \ || \ \text{skew}(y(k)) \geq b$  )
              Go to step 1
          Else
              Plot the extracted FECG
```

شکل 1، شبه کد الگوریتم پیشنهادی

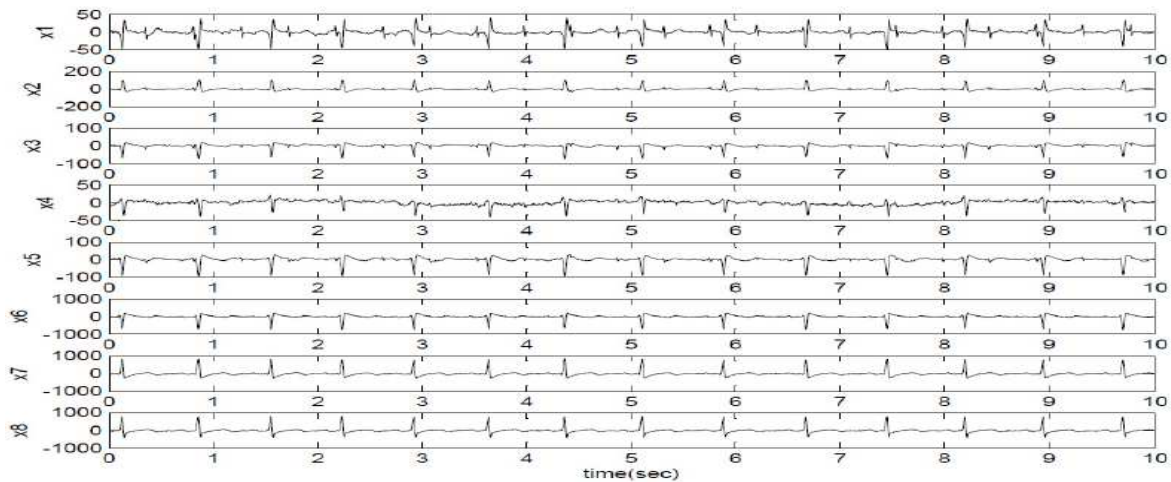
3- شبیه‌سازی و آزمایش داده‌های واقعی

ما آزمایشات مقایسه‌ای برای ارزیابی عملکرد الگوریتم استخراج ECG جنین پیشنهادی انجام دادیم. آزمایشات روی یک کامپیوتر شخصی با گرافیک اینتل 2 گیگا هرتز و پردازنده دو هسته‌ای و حافظه رم 1 گیگا بایتی انجام شد و الگوریتم پیشنهادی در محیط نرم افزار متلب پیاده‌سازی شد. شاخص‌های عملکردی، SNRsvd و SNRcor [10] و زمان اجرای کامپیوتر برای استخراج FECG است. SNRsvd یک وسیله اندازه‌گیری اختلاف بین انرژی سیگنال جنین (مقدار منفرد نخست) و انرژی نویز (مجموع مقادیر منفرد باقیمانده) است. از آنجا که سیگنال استخراج شده تنها شامل مولفه جنین و نویز بدون هم‌بستگی است، هرچه مقدار SNRsvd بیشتر باشد، کیفیت FECG استخراج شده بیشتر خواهد بود. همچنین، SNRcor شباهت بین هر پالس نوار قلب جنین است که معیاری برای اندازه‌گیری متناوب بودن آن است. مالگوریتم پیشنهادی را با سایر روش‌های مشابه ارائه شده در [3]، [4]، [5]، [11] مقایسه کردیم. برای آزمایشات شبیه‌سازی از الکتروکاردیوگرام شناخته شده اندازه‌گیری شده از یک زن باردار و توزیع شده توسط دی مور (1997) استفاده نمودیم [12]. سیگنال‌های اندازه‌گیری شده به

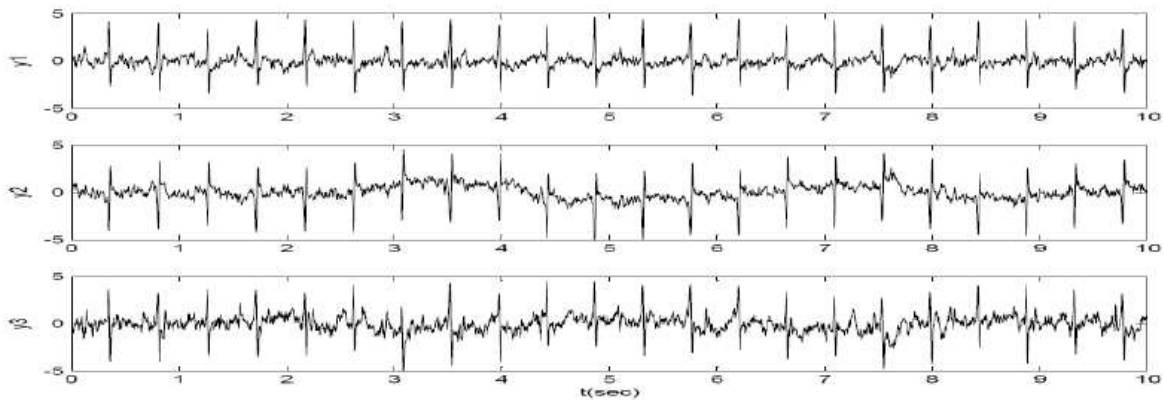
مدت 10 ثانیه هستند، که با نرخ نمونه برداری 250 بر ثانیه ثبت شده اند. پارامترهای روش های پیشنهاد شده به فرم زیر تنظیم شده اند:

$$a = -1, b = -0.4, \sigma = 2, \mu = 0.001, \eta = 0.9$$

داده های ورودی در شکل 2 نشان داده شده اند. پنج سیگنال نخست از الکترودهایی که روی شکم مادر قرار گرفته بودند ثبت شده اند و سه سیگنال بعدی از سینه مادر ثبت شده اند.



شکل 2، داده های ورودی ECG



شکل 3، سیگنال های FECG خروجی استخراج شده از سه روش زیر: y_1 خروجی الگوریتم پیشنهادی است، y_2 توسط مرجع [4] استخراج شده است و y_3 خروجی روش مرجع [5] است.

جدول 1 نتایج مقایسه بین چهار روش دیگر را در ترمهای SNR_{svd} ، SNR_{cor} و زمان اجرا به طور خلاصه نشان می دهد.

| جدول 1، نتایج مقایسه ای خلاصه شده | | | |
|-----------------------------------|-------------|-------------|-----------|
| | SNR_{svd} | SNR_{cor} | زمان اجرا |
| تجزیه مقدار منفرد [3] | 0.3941 | 0.1373 | 8 ثانیه |

| | | | |
|-------------------------------|--------|--------|----------|
| تحلیل مولفه مستقل [11] | 0.4970 | 0.2048 | 12 ثانیه |
| استخراج منبع کور [5] | 0.9709 | 0.2659 | 4 ثانیه |
| جداسازی منبع نیمه- کور [4] | 0.9896 | 0.2780 | 2 ثانیه |
| الگوریتم پیشنهادی | 1.0089 | 0.2780 | 2 ثانیه |

همان طور که در جدول 1 نشان داده شده است، روش پیشنهادی دارای مقدار SNR_{svd} بهتری در بین تمام روش‌های ارائه شده است. همچنین مقدار SNR_{cor} الگوریتم ما بهتر از سایر روش‌ها است به جز روش جداسازی منبع نیمه-کور. همان طور که از جدول 1 دیده می‌شود، زمان اجرای روش پیشنهادی در بین روش‌ها فوق العاده است. شکل 3 نمودار FECCG استخراج شده از روش پیشنهادی و دو الگوریتم دیگر BSE [4] و [5] را نشان می‌دهد. همان طور که در شکل 3 تشریح شده است، موج‌های PQRST سیگنال FECCG استخراج شده توسط روش پیشنهادی واضح‌تر است.

4- نتیجه‌گیری

در این مقاله، ما یک الگوریتم موثر در استخراج سیگنال FECCG پیشنهاد نمودیم. ما مسئله جهش در روش جداسازی کور منبع (BSS) را با استخراج تنها سیگنال منبع مطلوب (FECCG) حل کردیم. این الگوریتم به طور کلی می‌تواند یک الگوریتم استخراج منبع باشد که سیگنال منبع مطلوب را با آگاهی قبلی از رنجی که مقدار چولگی در آن قرار می‌گیرد، استخراج می‌نماید. براساس شبیه‌سازی داده‌های واقعی، ما اثبات کردیم که روش پیشنهادی کیفیت سیگنال مطلوب را بهبود می‌دهد. هم SNR_{svd} و هم SNR_{cor} الگوریتم پیشنهادی بهتر از مقادیر مربوط به روش‌های موجود هستند. از آنجا که برای محاسبه مقدار چولگی، ما به محاسبه ممان سوم سیگنال FECCG داریم، زمان اجرای محاسباتی در الگوریتم ما کاهش یافته است.

آگاهی قبلی مورد نیاز برای روش پیشنهادی با کمک نمایشات آماری بدست می‌آید. اما در روش‌های مشابه مانند [5]، برای دست‌یابی به آگاهی قبلی، یک ثابت تاخیر زمانی باید از سیگنال سنسور تخمین زده شود. اگر چنین سالم نباشد یا سیگنال‌های سنسور ناخالص باشند، دقت تخمین ثابت تاخیر زمانی به طور نامناسبی تاثیر می‌پذیرد و منجر به استخراج سیگنال نامطلوب می‌گردد. برعکس، الگوریتم ما چنین عیبی ندارد.



این مقاله، از سری مقالات ترجمه شده رایگان سایت ترجمه فا میباشد که با فرمت PDF در اختیار شما عزیزان قرار گرفته است. در صورت تمایل میتوانید با کلیک بر روی دکمه های زیر از سایر مقالات نیز استفاده نمایید:

لیست مقالات ترجمه شده ✓

لیست مقالات ترجمه شده رایگان ✓

لیست جدیدترین مقالات انگلیسی ISI ✓

سایت ترجمه فا ؛ مرجع جدیدترین مقالات ترجمه شده از نشریات معتبر خارجی