



Estimation of Fetal Heart Rate from Single-Channel Abdominal Electrocardiogram based on Non-Negative Matrix Factorization

Asadi, Amirreza¹ / Ghaffari, Aboozar^{2*}

¹ - Ph.D. Student, Biomedical Engineering Department, Electrical Engineering Faculty, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

² - Assistant Professor, Biomedical Engineering Department, Electrical Engineering Faculty, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2023.1998804.1836

Received: 20 March 2023

Revised: 19 June 2023

Accepted: 19 July 2023

KEYWORDS

Maternal Abdominal ECG
Fetal Monitoring
Short-Time Fourier Transform (STFT)
Non-Negative Matrix Factorization (NMF)
Fetal R-Peak
Fetal Heart Rate (FHR)

ABSTRACT

One of the procedures for estimating fetal heart rate (FHR) is the use of an electrocardiogram (ECG). The ECG is a safe, inexpensive, and convenient method that can be used for remote monitoring, so maternal abdominal ECG recording (AECG) is used. The AECG signal, in addition to the fetal ECG (FECG), includes the maternal ECG (MECG), maternal or fetal muscle activity, fetal brain activity, and noise, making it difficult to estimate the fetal heart rate based on the abdominal signal. In this study, the fetal heart rate is estimated from the single-channel AECG signal utilizing non-negative matrix factorization (NMF). In this method, the short-time Fourier transform (STFT) is used to obtain time-frequency information of the abdominal signal. Next, the NMF utilizes the STFT matrix as input. The rows of the non-negative matrix resulting from the NMF contain the content of maternal, fetal, and noise, which are used to detect R-peak and FHR. It performs well when MECG and FECG amplitudes are close together, which is one of the advantages of this method. The robustness and performance of the proposed algorithm have been compared with other state-of-the-art single-channel approaches, including deep learning models, on two databases, ADFECGDB and PCDB. Statistical analysis demonstrates that the proposed method is capable of estimating FHR and R-peak accurately. As a result, the proposed method is suitable for long-term fetal monitoring.

*Corresponding Author

Address	Biomedical Engineering Department, Electrical Engineering Faculty, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran		
Postal Code	16846-13114	Tel	+98-21-73225623
E-Mail	aboozar_ghaffari@iust.ac.ir	Fax	+98-21-73225777





تخمین نرخ ضربان قلب جنین از سیگنال الکتروکاردیوگرام شکمی تک‌کاناله مبتنی بر تجزیه‌ی نامنفی ماتریس

اسدی، امیررضا^۱ / غفاری، ابوذر^{۲*}

^۱ - دانشجوی دکتری، گروه مهندسی پزشکی بیوالکتریک، دانشکده‌ی مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران
^۲ - استادیار، گروه مهندسی پزشکی بیوالکتریک، دانشکده‌ی مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2023.1998804.1836

پذیرش: ۲۸ تیر ۱۴۰۲

بازنگری: ۲۹ خرداد ۱۴۰۲

ثبت در سامانه: ۲۹ اسفند ۱۴۰۱

چکیده

واژه‌های کلیدی

یکی از تکنیک‌های تخمین ضربان قلب جنین (FHR) استفاده از سیگنال الکتروکاردیوگرام (ECG) است. تکنیک ECG رویکردی بسیار ایمن و ارزان بوده و نسبت به روش‌های دیگر، برای مانیتورینگ از راه دور مناسب‌تر است. به این منظور ثبت ECG شکمی مادر (AECG) مورد استفاده قرار می‌گیرد که علاوه بر ECG جنین (FEKG) شامل سیگنال قلبی مادر (MECG)، فعالیت ماهیچه‌های مادر یا جنین، فعالیت‌های مغزی جنین و نویزها نیز است. بنابراین تخمین ضربان قلب جنین از روی سیگنال شکمی چالش‌های فراوانی دارد. در این پژوهش نرخ ضربان قلب جنین از سیگنال AECG تک‌کاناله با استفاده از تجزیه‌ی نامنفی ماتریس (NMF) تخمین زده شده است. در این روش به منظور استفاده از اطلاعات حوزه‌ی زمان-فرکانس سیگنال شکمی، تبدیل فوریه‌ی زمان کوتاه (STFT) روی آن اعمال شده و ماتریس STFT به عنوان ورودی NMF مورد استفاده قرار گرفته است. سطرهای ماتریس نامنفی حاصل از این تجزیه دارای محتوای سیگنال مادر، جنین و نویز بوده که از آن برای تخمین پیک R و نرخ ضربان قلب جنین استفاده می‌شود. مزیت این روش، عمل‌کرد خوب آن در ثبت‌هایی است که دامنه‌ی ECG مادر و جنین نزدیک به هم بوده و تفکیک کمپلکس‌های QRS آن‌ها از یک‌دیگر چالش برانگیز می‌باشد. عمل‌کرد الگوریتم پیشنهادی روی دو پایگاه داده‌ی PCDB و ADFECGDB با روش‌های تک‌کاناله‌ی پیشین از جمله مدل‌های یادگیری عمیق مقایسه شده است. تحلیل نتایج آماری به دست آمده نشان می‌دهد که روش پیشنهادی، تخمین ضربان قلب و پیک R سیگنال جنین را با دقت خوبی انجام داده است. بنابراین روش پیشنهادی برای مانیتورینگ طولانی مدت جنین مناسب است.

الکتروکاردیوگرام شکمی مادر
مانیتورینگ جنین
تبدیل فوریه‌ی زمان کوتاه
تجزیه‌ی نامنفی ماتریس
پیک R جنین
نرخ ضربان قلب جنین

*نویسنده‌ی مسئول

گروه مهندسی پزشکی بیوالکتریک، دانشکده‌ی مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران

نشانی

تلفن ۹۸-۲۱-۷۳۲۲۵۶۲۳

۱۶۸۴۶-۱۳۱۱۴

کد پستی

دورنگار ۹۸-۲۱-۷۳۲۲۵۷۷۷

aboozar_ghaffari@iust.ac.ir

پست الکترونیک



۱- مقدمه

بیماری قلبی شایع‌ترین نقص مادرزادی و علت اصلی مرگ در بین بیماری‌های مادرزادی است [۱]. بر اساس گزارش انجمن قلب آمریکا^۱ هر ساله از هر ۱۲۵ نوزاد یک نوزاد با نقص مادرزادی قلب متولد می‌شود [۲]. این نقایص عمدتاً قبل از تولد قابل تشخیص بوده بنابراین مانیتورینگ قلب جنین در دوران بارداری برای تشخیص بسیاری از عوامل که ممکن است بر سلامت جنین تاثیر منفی بگذارد بسیار مهم می‌باشد. این عوامل علاوه بر سلامت جنین ممکن است برای سلامت مادر نیز مضر باشد. به عنوان مثال برخی از مشکلات مانند زایمان زودرس، هیپوکسی^۲ یا محدودیت رشد داخل رحمی^۳ هم برای جنین و هم برای مادر خطرناک است [۳].

مانیتورینگ جنین شامل روش‌هایی مانند الکتروکاردیوگرافی جنین^۴ (FECG)، فونوکاردیوگرافی جنین^۵ (FPCG)، اکوکاردیوگرافی جنین^۶ (FECHO)، مگنتوکاردیوگرافی جنین^۷ (FMCG) و کاردیوتوگرافی^۸ (CTG) است. تمام تکنیک‌های مانیتورینگ که در حال حاضر از آن‌ها استفاده می‌شود از ضربان

قلب جنین^۹ (FHR) به عنوان پارامتر اصلی برای ارزیابی وضعیت سلامت جنین در طول دوره‌ی بارداری بهره می‌گیرند. رایج‌ترین شکل مانیتورینگ جنین در کاربرد بالینی CTG است. در جدول (۱) مقایسه‌ای بین روش‌های CTG و FECG انجام شده و مزایا و معایب هر یک از این روش‌ها ذکر شده است [۳]. تکنیک CTG بر اساس اندازه‌گیری هم‌زمان FHR و انقباضات رحمی، با استفاده از ترانس‌دیوسر^{۱۰} اولتراسوند مبتنی بر داپلر و سنسور فشار کار می‌کند. این تکنیک به مهارت و تجربه‌ی بالای پزشک در موقعیت‌یابی ترانس‌دیوسرها نیاز دارد. هم‌چنین این روش در برابر حرکت جنین و مادر حساسیت زیادی دارد و هنگام استفاده در بیماران با شاخص توده‌ی بدنی^{۱۱} (BMI) بالا عمل‌کرد خود را از دست می‌دهد [۴]. مقایسه‌ی روش‌های CTG و FECG نشان می‌دهد که FECG یک روش بسیار امیدوار کننده است. این رویکرد بسیار ایمن، ساده و ارزان است و بر اساس برخی مطالعات اخیر، نتایج بهتری نسبت به CTG معمولی دارد. هم‌چنین این روش نتایج بهتری برای بیماران با شاخص توده‌ی بدنی بالا دارد [۳، ۴].

جدول (۱) - مقایسه‌ی روش‌های الکتروکاردیوگرافی و کاردیوتوگرافی در مانیتورینگ قلب جنین [۳]

روش	FECG	CTG
تکنیک اندازه‌گیری	الکترودهای استاندارد ECG روی شکم مادر قرار می‌گیرد (تعداد الکترودها متفاوت است)	یک ترانس‌دیوسر برای اندازه‌گیری ضربان قلب جنین و یک ترانس‌دیوسر برای اندازه‌گیری انقباضات رحمی
مزایا	ارزان / نسبتاً دقیق / راحت / مانیتورینگ مداوم FHR	سری‌های زمانی ضربان قلب نرم شده / نسبتاً قوی و قابل اعتماد / پرکاربردترین روش در کاربرد بالینی / نسبتاً ارزان
معایب	نسبت سیگنال به نویز کم / هم‌پوشانی زیاد / سیگنال ناخواسته	امکان ارزیابی وجود ندارد / تغییرپذیری در هر ضربان / تابش اولتراسوند / حساسیت در برابر حرکت مادر و جنین

بزرگ‌تر است که منجر به سخت‌تر شدن مساله می‌شود. چالش دیگر این تکنیک وجود نویزهای سیگنال شکمی مانند فعالیت جنین (فعالیت مغزی) و فعالیت‌های مادر (فعالیت قلبی، انقباض رحم، الکترومایوگرافی^{۱۳} (EMG) و حرکت) بوده و بنابراین تشخیص پیک R و تخمین ضربان قلب جنین از سیگنال ECG شکمی مادر کار سخت و چالش‌برانگیزی است [۴، ۵].

با وجود پیش‌رفت‌های قابل توجه در زمینه‌ی پردازش سیگنال ECG بزرگ‌سالان، تجزیه و تحلیل ECG جنین هنوز در مراحل اولیه قرار دارد. الگوریتم‌های زیادی برای بازیابی ECG جنین از

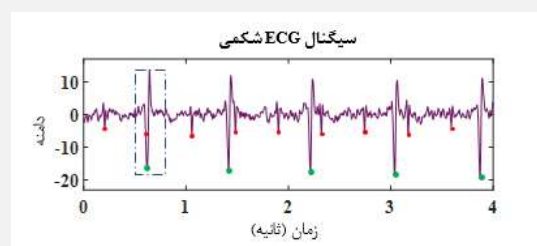
اندازه‌گیری نرخ ضربان قلب با استفاده از سیگنال ECG شکمی مادر چالش‌های فراوانی دارد. مهم‌ترین چالش این تکنیک تداخل و هم‌پوشانی سیگنال‌های قلبی مادر^{۱۲} (MECG) و جنین در هر دو حوزه‌ی زمان و فرکانس است که باعث می‌شود نتوان با استفاده از روش‌های معمول پردازش سیگنال، ضربان قلب جنین را به دست آورد [۴]. در شکل (۱) یک نمونه از سیگنال ECG شکمی نشان داده شده که در آن نقاط قرمز و سبز به ترتیب مربوط به پیک‌های R سیگنال ECG جنین و مادر است. دامنه‌ی سیگنال مادر معمولاً از سیگنال جنین

^۹ Cardiotocography^{۱۰} Fetal Heart Rate^{۱۱} Transducer^{۱۲} Body Mass Index^{۱۳} Maternal Electrocardiogram^{۱۴} Electromyography^۱ American Heart Association^۲ Hypoxia^۳ Intrauterine Retardation^۴ Fetal Electrocardiography^۵ Fetal Phonocardiography^۶ Fetal Echocardiography^۷ Fetal Magnetocardiography

اما روش پیشنهادی مقاله‌ی حاضر تنها با یک کانال ECG شکمی تخمین ضربان قلب را انجام می‌دهد. در پژوهش [۱۸] از ترکیب EMD و NMF برای استخراج سیگنال FECEG از ECG شکمی استفاده شده است. در پژوهش مذکور ابتدا به کمک EMD ماتریس ورودی NMF تولید شده، سپس روی آن تبدیل NMF اعمال شده و استخراج سیگنال انجام شده است. تکنیک تفریق الگو روشی ساده و آسان است که فقط به یک کانال برای ثبت ECG نیاز دارد و به همین دلیل می‌توان از آن در مانیتورینگ از راه دور استفاده کرد. در این روش ابتدا الگوی MECEG ایجاد شده، سپس این الگو از سیگنال ECG شکمی کم می‌شود و در نتیجه سیگنال باقی‌مانده حاوی FECEG و نویز است. ایراد اصلی این روش وابستگی زیاد به تشخیص دقیق محل پیک R سیگنال مادر از روی سیگنال ECG شکمی است. در ثبت‌هایی که دامنه‌ی MECEG و FECEG به یک‌دیگر نزدیک است تشخیص پیک R مادر می‌تواند دشوار باشد. اخیراً از یادگیری عمیق برای استخراج سیگنال جنین و تخمین ضربان قلب جنین استفاده شده است. در این پژوهش‌ها اکثراً از یک کانال سیگنال ECG شکمی استفاده شده است. به عنوان مثال مدل AECG-DecompNet در مقاله‌ی [۲۰] معرفی شده که در آن از شبکه‌ی Unet استفاده شده است. علاوه بر این در مقاله‌های [۲۱] و [۲۲] به ترتیب چارچوب‌های RCED-Net و GAN-Net برای استخراج مستقیم FECEG از AECG ارائه شده است. همچنین در مقاله‌ی [۲۳] از شبکه‌ی کانولوشنال برای تشخیص QRS جنین استفاده شده است. با وجود موفقیت‌آمیز بودن این روش‌ها، ایراد آن‌ها این است که آموزش شبکه‌ی عصبی مصنوعی به داده‌های زیادی نیاز دارد. پژوهش حاضر دارای سه هدف اصلی زیر است.

- ۱- تخمین ضربان قلب جنین از سیگنال تک‌کاناله‌ی ECG شکمی مادر که برای کاربرد مانیتورینگ از راه دور مناسب باشد
- ۲- علاوه بر اطلاعات حوزه‌ی زمان با تبدیل فوری‌ی زمان کوتاه^۷ (STFT) از اطلاعات حوزه‌ی فرکانس نیز استفاده شود
- ۳- استفاده از تجزیه‌ی نامنفی ماتریس برای تجزیه‌ی ماتریس STFT به دو ماتریس نامنفی، سطرهای یکی از ماتریس‌های نامنفی به دست آمده با NMF دارای اطلاعات منحصر به فردی از سیگنال شکمی باشد، برای مثال سطر اول مربوط به محتوای سیگنال مادر و سطر دوم مربوط به محتوای سیگنال جنین باشد که در این سطرها محل پیک‌های R کاملاً مشخص است

ثبت شکمی پیشنهاد شده که بیش‌تر آن‌ها را می‌توان در سه دسته‌ی فیلترهای وفقی^۱ [۶، ۷]، روش‌های تجزیه‌ی ماتریسی [۸-۱۱] و تفریق الگو^۲ (TS) [۱۲-۱۵] تقسیم‌بندی کرد.



شکل (۱) - یک نمونه از سیگنال ECG شکمی، نقاط قرمز مربوط به پیک‌های R سیگنال جنین و نقاط سبز مربوط به پیک‌های R سیگنال مادر است، خط‌چین آبی هم‌پوشانی کمپلکس QRS جنین و مادر را نشان می‌دهد

تکنیک فیلترهای وفقی علاوه بر سیگنال AECG به کانال MECEG قفسه‌ی سینه به عنوان سیگنال مرجع نیاز دارد. این روش با استفاده از یک فیلتر در حال آموزش می‌تواند سیگنال مرجع ECG قفسه‌ی سینه را در ثبت ECG شکمی حذف کند. با این حال یکی از اشکالات روش فیلترهای وفقی این است که ثبت ECG شکمی باید از لحاظ ساختاری (مورفولوژی) مشابه با ECG مرجع (MECEG قفسه‌ی سینه) باشد در نتیجه کیفیت سیگنال مرجع کارایی روش را تحت تاثیر قرار می‌دهد.

تکنیک‌های تجزیه‌ی ماتریسی به طور گسترده با شیوه‌های مختلف برای جداسازی منبع مورد استفاده قرار گرفته است. بسیاری از این تکنیک‌ها بر اساس تحلیل مولفه‌ی مستقل^۳ (ICA)، تحلیل مولفه‌ی اساسی^۴ (PCA) [۱۶]، تحلیل مولفه‌ی متناوب^۵ (π CA) [۱۷] و تجزیه‌ی نامنفی ماتریس^۶ (NMF) [۱۸] در تحلیل سیگنال ECG شکمی مورد استفاده قرار گرفته است. این روش‌ها به دلیل استفاده از تعداد زیاد الکتروود در ثبت، برای کاربردهای مانیتورینگ طولانی مدت مناسب نیستند.

در مقاله‌ی [۱۹] روشی مبتنی بر فیلتر وفقی و تجزیه‌ی نامنفی ماتریس برای تخمین ضربان قلب جنین ارائه شده است. در الگوریتم آن‌ها از یک الکتروود ECG شکمی و یک الکتروود ECG مادر استفاده شده است. ابتدا سیگنال ECG مادر به کمک فیلتر وفقی در سیگنال ECG شکمی تضعیف شده و سپس تخمین ضربان قلب با روش NMF انجام شده است. ایراد این روش این است که به سیگنال ECG قفسه‌ی سینه‌ی مادر نیز احتیاج دارد

^۵ Periodic Component Analysis

^۶ Non-Negative Matrix Factorization

^۷ Short Time Fourier Transform

^۱ Adaptive Filtering

^۲ Template Subtraction

^۳ Independent Component Analysis

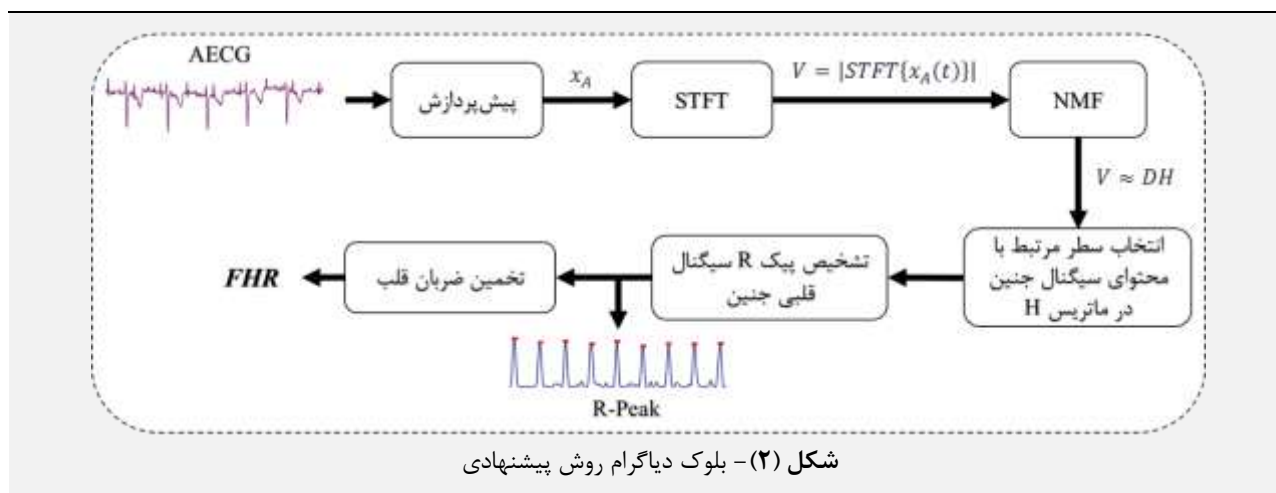
^۴ Principal Component Analysis

و پایین سیگنال شکمی فیلتر شده و سپس تبدیل STFT روی آن اعمال شده است تا بتوان از محتوای زمان-فرکانس به طور هم‌زمان استفاده کرد. ماتریس STFT با تجزیه‌ی NMF به دو ماتریس نامنفی دیگر تجزیه شده که سطرهای یکی از این ماتریس‌ها حاوی اطلاعات متفاوتی از سیگنال AECG است. به منظور تشخیص سطر مرتبط با اطلاعات جنین در این ماتریس از تحلیل طیفی توان استفاده شده، سپس با آستانه‌گذاری روی آن پیک‌های R جنین شناسایی شده و برای محاسبه‌ی ضربان قلب مورد استفاده قرار گرفته است. در بخش‌های بعد جزئیات این روش به صورت کامل توضیح داده شده است.

در ادامه در بخش ۲ روش پیشنهادی تخمین ضربان قلب جنین بیان شده، در بخش ۳ نتایج به دست آمده با نتایج تحقیقات پیشین مقایسه شده و بخش ۴ مربوط به جمع‌بندی روش پیشنهادی و بیان نقاط ضعف و قوت آن است.

۲- روش پیشنهادی

بلوک دیاگرام روش پیشنهادی در شکل (۲) نشان داده شده است. در این مقاله روشی مبتنی بر تبدیل فوریه‌ی زمان کوتاه و تجزیه‌ی نامنفی ماتریس برای تخمین ضربان قلب با ECG شکمی تک‌کاناله پیشنهاد شده است. ابتدا نویزهای فرکانس بالا



و در شکل (۳-ب) نویزهای فرکانس بالا و فرکانس پایین از این سیگنال حذف شده است.

۲-۲- تبدیل فوریه‌ی زمان کوتاه

تکنیک STFT یک روش پردازش سیگنال برای تحلیل زمان فرکانس بوده که از آن برای پردازش سیگنال‌های غیرایستا^۹ مانند ECG و EEG استفاده می‌شود. در این مقاله STFT روی سیگنال AECG اعمال شده است تا بتوان از اطلاعات زمان و فرکانس به صورت هم‌زمان بهره برد. تبدیل STFT به صورت رابطه‌ی (۱) قابل تعریف است.

$$STFT\{x_A(t)\} = \int_{-\infty}^{+\infty} x_A(t)W(\tau - t)e^{-j\omega t} dt \quad (1)$$

در این رابطه x_A سیگنال ECG شکمی و W تابع پنجره است. در این پژوهش پنجره‌ی همینگ^{۱۰} با طول ۳۲ به عنوان تابع

۲-۱- پیش پردازش

در این مرحله به منظور تخمین ضربان قلب به صورت برخط، سیگنال شکمی به پنجره‌های ۱۵ ثانیه‌ای با طول هم‌پوشانی ۱۳ ثانیه تقسیم‌بندی شده و الگوریتم پیشنهادی روی هر پنجره اعمال شده است. سپس سیگنال ECG شکمی با روش z-score نرمالیزه شده و نرخ نمونه‌برداری به ۲۵۰ هرتز کاهش یافته است.^۱ برای حذف نویز سرگردانی خط مبنا^۲ یک فیلتر بالاگذر^۳ با فرکانس قطع^۴ ۳ هرتز روی سیگنال ECG شکمی اعمال شده است. همچنین به منظور کاهش نویزهای فرکانس بالا و اطلاعات الکترومایوگرافی، سیگنال شکمی از فیلتر پایین‌گذر^۵ با فرکانس قطع ۱۰۰ هرتز عبور داده شده است. در صورت لزوم می‌توان از فیلتر میان‌گذر^۶ برای حذف تداخلات برق شهر^۷ استفاده کرد. در این پژوهش برای طراحی این فیلترها از ابزار تولید فیلتر در جعبه‌ابزار OSET^۸ استفاده شده است [۲۴]. در شکل (۳-الف) ۴ ثانیه از سیگنال ECG ثبت شده از شکم مادر نشان داده شده

^۹ Notch Filter

^{۱۰} Power Line Interference

^{۱۱} Open-Source Electro-Physiological Toolbox

^{۱۲} Non-Stationary

^{۱۳} Hamming Window

^۱ Downsample

^۲ Baseline Wander

^۳ High-Pass Filter

^۴ Cut-Off Frequency

^۵ Low-Pass Filter



در این رابطه \mathbf{D} ماتریس ضرایب بوده که نشان می‌دهد منابع \mathbf{H} به صورت خطی با هم ترکیب شده و ماتریس مشاهدات ساخته شده است. برای تجزیه‌ی ماتریس \mathbf{V} با توجه به نوع مساله می‌توان از روش‌های مختلفی مانند PCA, ICA, NMF و π CA استفاده کرد. در روش ICA با این فرض که هر یک از منابع \mathbf{H} از نظر آماری مستقل هستند، تجزیه‌ی ماتریس‌ها انجام می‌شود. هدف روش PCA یافتن مولفه‌های اساسی است که بیش‌ترین واریانس را دارند که این مولفه‌ها به ترتیب اهمیت از بیش‌ترین تا کم‌ترین واریانس مرتب می‌شوند. در روش π CA از شبه‌متناوب بودن سیگنال ECG به عنوان دانش پیشین در جداسازی مولفه‌ها استفاده می‌شود. هدف روش NMF نیز تجزیه‌ی ماتریس نامنفی به دو ماتریس نامنفی دیگر است. هم‌چنین از یادگیری عمیق می‌توان به عنوان یک نگاهت غیرخطی از ماتریس \mathbf{V} به \mathbf{H} استفاده کرد.

در این پژوهش با توجه به تک کاناله بودن سیگنال ECG شکمی نمی‌توان روش‌های تجزیه‌ی ماتریسی را روی آن اعمال کرد لذا از اندازه‌ی ماتریس STFT سیگنال شکمی به عنوان ماتریس مشاهده استفاده شده است. با این کار علاوه بر این که مشکل تعداد کانال برطرف شده از اطلاعات هر دو حوزه‌ی زمان و فرکانس نیز استفاده شده است. با توجه به نامنفی بودن اندازه‌ی ماتریس STFT سیگنال شکمی (ماتریس \mathbf{V}) و تنگ بودن محل پیک‌های R، از تجزیه‌ی نامنفی ماتریس استفاده شده که جزئیات آن در ادامه بیان شده است.

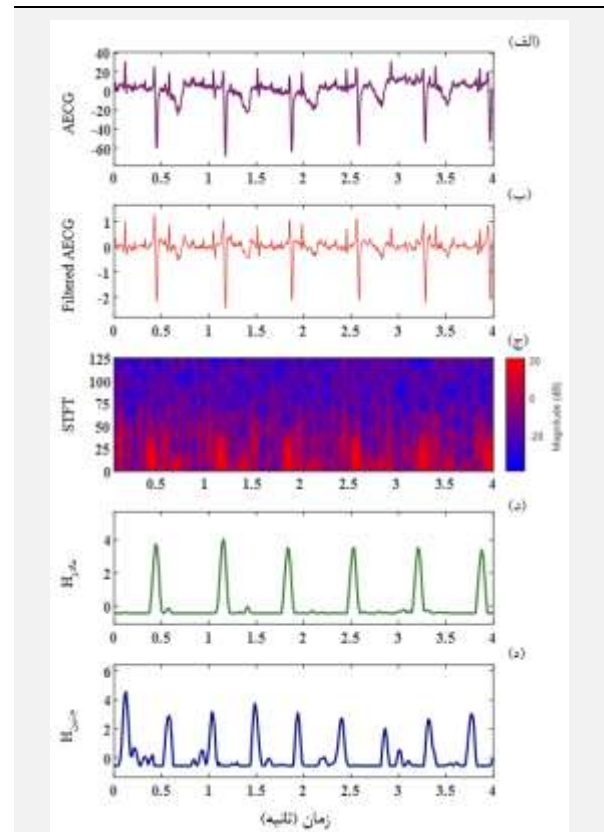
تجزیه‌ی نامنفی ماتریس، مجموعه‌ای از الگوریتم‌ها برای تجزیه‌ی یک ماتریس نامنفی به دو ماتریس نامنفی دیگر است. به عنوان مثال ماتریس نامنفی $\mathbf{V} \in \mathbb{R}^{M \times N}$ مطابق رابطه‌ی (۳) به دو ماتریس $\mathbf{D} \in \mathbb{R}^{M \times p}$ و $\mathbf{H} \in \mathbb{R}^{p \times N}$ تجزیه شده که هر دو ماتریس نامنفی بوده و نام آن‌ها به ترتیب ماتریس‌های پایه و فعال‌سازی است. در مرحله‌ی قبل به منظور اعمال تجزیه‌ی NMF روی سیگنال AECG این سیگنال با استفاده از تبدیل STFT به یک ماتریس $M \times N$ تبدیل شده و سپس از محتوای طیفی ماتریس STFT سیگنال شکمی برای به دست آوردن ماتریس‌های \mathbf{D} و \mathbf{H} استفاده شده است. با فرض این که \mathbf{V} یک ماتریس $M \times N$ باشد، ابعاد ماتریس‌های پایه و فعال‌سازی به ترتیب $M \times p$ و $p \times N$ است.

در حالت ایده‌آل فرض می‌شود که سیگنال شکمی فقط حاوی پیک‌های R سیگنال ECG مادر و جنین بوده و هیچ‌گونه نویزی در سیگنال وجود نداشته باشد در این صورت نمایش تبدیل STFT سیگنال شکمی به صورت ماتریس \mathbf{V} در شکل (۴) است. مشاهده می‌شود که شکل ظاهری پیک‌های R جنین و مادر با

پنجره در نظر گرفته شده و طول هم‌پوشانی و تعداد نقاط DFT به ترتیب برابر با ۲۸ و ۶۴ است. تبدیل STFT سیگنال شکمی فیلتر شده در شکل (۳-ج) نشان داده شده است. سپس اندازه‌ی STFT به منظور آماده‌سازی ماتریس نامنفی ورودی NMF به صورت رابطه‌ی (۲) محاسبه شده است.

$$\mathbf{V} = |\text{STFT}\{x_A(t)\}| \quad (2)$$

در این جا ماتریس \mathbf{V} با ابعاد 64×3743 برای پنجره‌ی ۱۵ ثانیه‌ای به دست آمده است.



شکل (۳) - مراحل اعمال الگوریتم NMF روی سیگنال ECG شکمی، (الف) سیگنال ECG ثبت شده از شکم مادر، (ب) سیگنال ECG شکمی فیلتر شده، (ج) تبدیل STFT سیگنال ECG شکمی فیلتر شده، (د) سطر مربوط به محتوای سیگنال MEKG، (ه) سطر مربوط به محتوای سیگنال FECG

۲-۳- تجزیه‌ی نامنفی ماتریس

در حالت کلی فرض کنید $\mathbf{V} \in \mathbb{R}^{M \times N}$ ماتریس مشاهدات (سیگنال ECG شکمی) باشد که توسط M سنسور اندازه‌گیری شده است. این ماتریس مشاهدات را می‌توان به عنوان یک ترکیب خطی از p منبع اصلی شامل سیگنال‌های ECG مادر، جنین و نویزهای مختلف به صورت زیر مدل‌سازی کرد.

$$\mathbf{V}_{M \times N} \approx \mathbf{D}_{M \times p} \mathbf{H}_{p \times N} \quad (3)$$

این مساله‌ی بهینه‌سازی به دست آمده که پیاده‌سازی آن در جعبه‌ابزار NMFLibrary انجام شده است [۲۸].

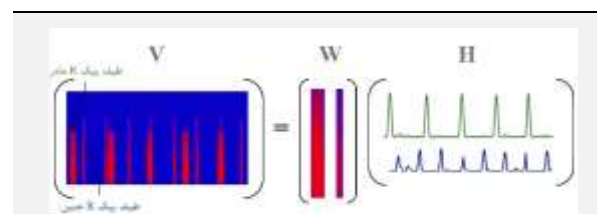
۲-۴- انتخاب سطر مرتبط با محتوای سیگنال جنین در ماتریس H

پس از تجزیه‌ی ماتریس V ، از ماتریس فعال‌سازی H برای تخمین محل پیک R سیگنال جنین و مادر استفاده شده چرا که هر یک از سطرهای این ماتریس حاوی اطلاعات مجزایی از سیگنال مادر و جنین است. یکی از سطرهای ماتریس H مربوط به محتوای موجود در سیگنال قلبی جنین و سایر سطرهای آن نیز مربوط به سیگنال مادر و دیگر نویزها است. برای سیگنال شکمی شکل (۳-الف) سطر مربوط به سیگنال مادر در شکل (۳-د) و سطر مربوط به جنین در شکل (۳-ه) نشان داده شده است. مشاهده می‌شود که این تجزیه به خوبی توانسته است کمپلکس‌های QRS مادر و جنین را از هم تفکیک کند.

برای تشخیص خودکار سطر مرتبط با سیگنال جنین، از تحلیل طیفی توان استفاده شده است. فلوچارت تشخیص سطر مرتبط با جنین در شکل (۵) نشان داده شده است. با توجه به این که نرخ ضربان قلب جنین معمولاً بالاتر از نرخ ضربان قلب مادر است با استفاده از چگالی طیفی توان^۱ (PSD) می‌توان سطر مربوط به سیگنال جنین را تشخیص داد. به این منظور هر سطر از ماتریس فعال‌سازی با روش z-score نرمالیزه شده، چگالی طیفی توان هر سطر با روش ولج^۲ محاسبه شده و سپس مقدار بیشینه‌ی توان در بازه‌ی فرکانسی ۰/۷۵ تا ۳ هرتز به دست آمده است. در این جا بازه‌ی فرکانسی ۱/۹ تا ۳ هرتز به عنوان بازه‌ی فرکانسی مرتبط با محتوای سیگنال جنین (f_f) تعریف شده است زیرا در سطر مربوط به جنین در این بازه‌ی فرکانسی پیک وجود دارد. اگر فرکانس بیشینه‌ی توان در بازه‌ی f_f باشد این سطر به عنوان کاندیدای سطر مرتبط با جنین در نظر گرفته شده و سپس از بین سطرهای کاندید شده سطری که بیش‌ترین مقدار انرژی را در بازه‌ی f_f دارد به عنوان سطر مربوط به مولفه‌ی جنین انتخاب شده است.

در این الگوریتم اگر نرخ ضربان قلب جنین بیش‌تر از ۱۱۴ باشد انتخاب سطر جنین درست بوده اما اگر نرخ ضربان قلب کم‌تر از ۱۱۴ باشد سطر مرتبط با جنین به درستی انتخاب نشده و احتمالاً سطر مربوط به نویز به عنوان سطر جنین در نظر گرفته شده است. برای مقابله با این مشکل، سطر انتخابی با شمارش تعداد پیک‌های بزرگ‌تر از سطح آستانه‌ی ۰/۲ مورد ارزیابی قرار گرفته است. با توجه به این که پیک‌های سطرهای نویزی مقدار

یک‌دیگر متفاوت است. در این حالت مقدار p برابر با ۲ در نظر گرفته شده زیرا ماتریس مشاهدات فقط حاوی پیک‌های R جنین و مادر است و دارای نویز نمی‌باشد. با اعمال تبدیل NMF روی این ماتریس، جداسازی اطلاعات سیگنال‌های مادر و جنین انجام شده و ماتریس‌های D و H مطابق شکل (۴) به دست آمده است. در واقع سطرهای اول و دوم ماتریس H به ترتیب نشان دهنده‌ی اطلاعات سیگنال مادر و جنین بوده که محل پیک‌های R سیگنال‌های ECG مادر و جنین کاملاً مشخص است. ستون اول ماتریس D طیف پیک R مادر و ستون دوم آن نیز طیف پیک R جنین است.



شکل (۴) - شماتیک تجزیه‌ی اندازه‌ی ماتریس STFT به کمک NMF، طیف پیک‌های R جنین و مادر در ماتریس V مشخص شده است، رنگ سبز در ماتریس H بیان‌گر اطلاعات سیگنال مادر و رنگ قرمز بیان‌گر اطلاعات جنین است

در حالت واقعی، سیگنال ECG شکمی حاوی سیگنال‌های ECG مادر و جنین و نویزهای گوناگون است بنابراین تعداد منابعی (مقدار p) که ماتریس مشاهدات از آن ساخته شده بیش‌تر از ۲ می‌باشد. در این جا مقدار p برابر ۵ در نظر گرفته شده است چرا که این مقدار بهترین عمل‌کرد را در تشخیص پیک R سیگنال جنین دارد. روش‌های زیادی برای تجزیه‌ی ماتریس V به حاصل ضرب دو ماتریس نامنفی D و H ارائه شده است که با توجه به شرایط و نوع مساله می‌توان از آن‌ها استفاده کرد. در این مقاله با توجه به تنگ‌بودن نسبی سیگنال ECG از نگاه پیک‌های R از معیار فاصله‌ی KL با محدودیت تنگ بودن ماتریس فعال‌سازی (H) استفاده شده [۲۷-۲۵] که تابع هزینه‌ی آن به صورت زیر است.

$$G(D, H) = \sum_{i=1}^N \left(V_i \log \frac{V_i}{\sum_{j=1}^p H_i^j D_j} - V_i + \sum_{j=1}^p H_i^j D_j \right) + \lambda \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^p g(H_i^j) \quad (4)$$

در این رابطه V_i ستون i -ام ماتریس V ، D_j ستون j -ام ماتریس D ، H_i^j درایه‌ی سطر j -ام و ستون i -ام ماتریس H و g و λ تابع و پارامتر تنگ بودن است. ماتریس‌های پایه و فعال‌سازی با حل

^۱ Welch

^۲ Power Spectral Density



۵-۲- تشخیص پیک R سیگنال جنین

در این مرحله با آستانه‌گذاری روی سطر مرتبط با محتوای ECG جنین در ماتریس فعال‌سازی نرمالیزه شده، محل پیک‌های R جنین به دست آمده است. مقدار آستانه باید به گونه‌ای انتخاب شود که در شناسایی پیک کم‌ترین خطا را داشته باشد. به صورت تجربی مقدار آستانه برای تشخیص محل پیک R جنین برابر با 0.25 در نظر گرفته شده است. به عبارت دیگر پیک‌هایی که مقدار آن‌ها بیش‌تر از 0.25 باشد به عنوان پیک R سیگنال جنین انتخاب شده است. برای کاهش خطا در تشخیص پیک R، اگر بیش از یک پیک در مدت 300 ms وجود داشته باشد پیک با مقدار دامنه‌ی کم‌تر به عنوان مثبت کاذب در نظر گرفته شده است. اکنون از فواصل پیک‌های R به دست آمده می‌توان برای محاسبه‌ی نرخ ضربان قلب جنین استفاده کرد. به منظور کاهش خطا، فواصل RR خارج از بازه‌ی $\mu_{RR}/\sqrt{2}$ تا $\mu_{RR} \times \sqrt{2}$ در محاسبه‌ی ضربان قلب حذف شده است. مقدار μ_{RR} میانگین فواصل RR در پنجره‌ی زمانی مورد نظر است.

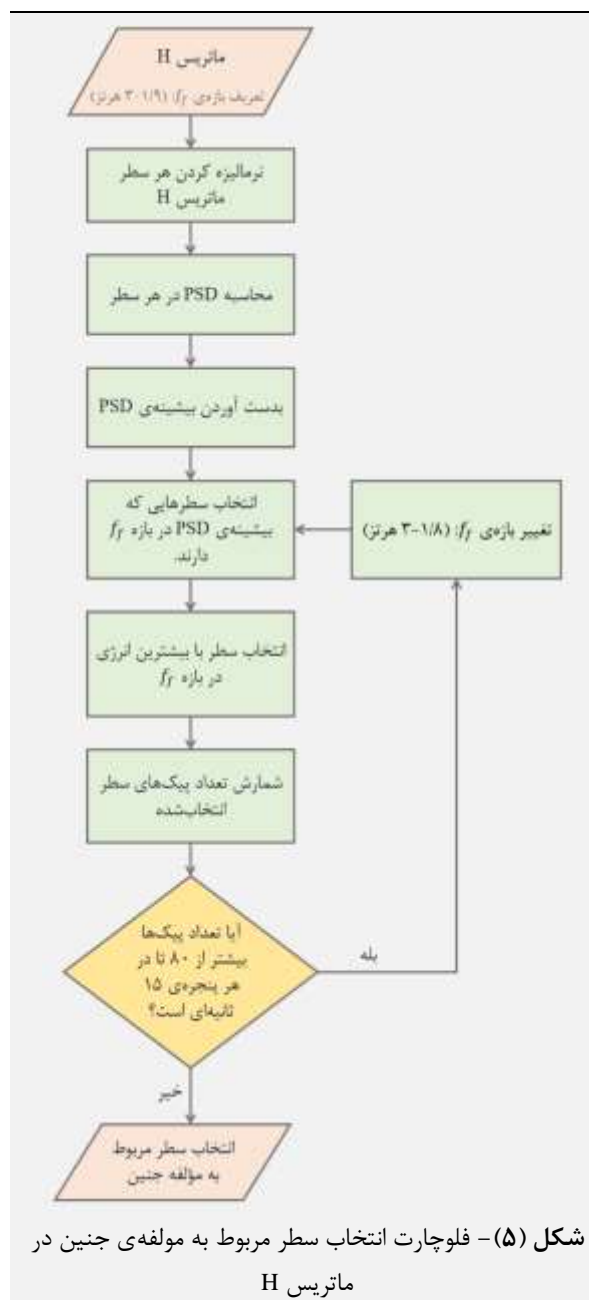
۳- یافته‌ها و بحث

۳-۱- پایگاه داده

در این مقاله از دو پایگاه داده‌ی ECG شکمی واقعی برای آزمایش عمل‌کرد روش پیشنهادی استفاده شده است. اولین پایگاه داده‌ی مورد استفاده پایگاه داده‌ی الکتروکاردیوگرام شکمی و مستقیم جنین^۱ (ADFECGDB) بوده [۲۹] که شامل ۵ ثبت از ۵ زن بین هفته‌های ۳۸ تا ۴۱ بارداری است. هر ثبت شامل چهار کانال AECG و یک کانال FECG تهاجمی از پوست سر جنین است که از آن به عنوان مرجع پیک R استفاده می‌شود. مدت زمان هر سیگنال ۵ دقیقه است که در مجموع ۲۵ دقیقه سیگنال با فرکانس نمونه‌برداری ۱ کیلوهرتز وجود دارد. به دلیل نویز فراوان در ثبت‌های r04 (کانال یک)، r07 (کانال یک) و r10 (کانال سه) این ثبت‌ها از پایگاه داده‌ی ADFECGDB حذف شده است [۲۱].

دومین پایگاه داده‌ی مورد استفاده برای ارزیابی الگوریتم پیشنهادی پایگاه داده‌ی PCDB^۲ بوده که بزرگ‌ترین پایگاه داده‌ی در دسترس عموم تا به امروز است [۳۰]. این پایگاه داده شامل ۷۵ ثبت بوده که هر ثبت آن دارای ۴ کانال ECG شکمی است. مدت زمان هر سیگنال ۱ دقیقه و نرخ نمونه‌برداری ۱ کیلوهرتز است. در این جا به منظور مقایسه‌ی عمل‌کرد روش پیشنهادی با روش‌های تک‌کاناله‌ی اخیر از داده‌هایی استفاده

کوچکی دارند مقدار آستانه برابر با 0.2 انتخاب شده است. اگر تعداد پیک‌ها (پیک‌های بالای سطح آستانه) از ۸۰ پیک در پنجره‌ی ۱۵ ثانیه‌ای کم‌تر باشد این سطر درست انتخاب شده اما اگر تعداد پیک‌ها بیش‌تر از ۸۰ باشد این سطر مربوط به نویز بوده و تشخیص سطر اشتباه است. با توجه به این که در ۱۵ ثانیه از سیگنال FECG حداکثر حدود ۵۰ تا ۶۰ پیک R وجود دارد در این مساله تعداد پیک‌ها ۸۰ انتخاب شده است. برای اصلاح این اشتباه، پس از محاسبه‌ی PSD، بازه‌ی فرکانسی f_f به بازه‌ی $1/8$ تا ۳ هرتز تغییر داده شده و الگوریتم بالا دوباره تکرار شده است. در این صورت حداقل نرخ ضربان جنین برابر با ۱۰۸ در نظر گرفته شده که کم‌ترین مقدار آن است.



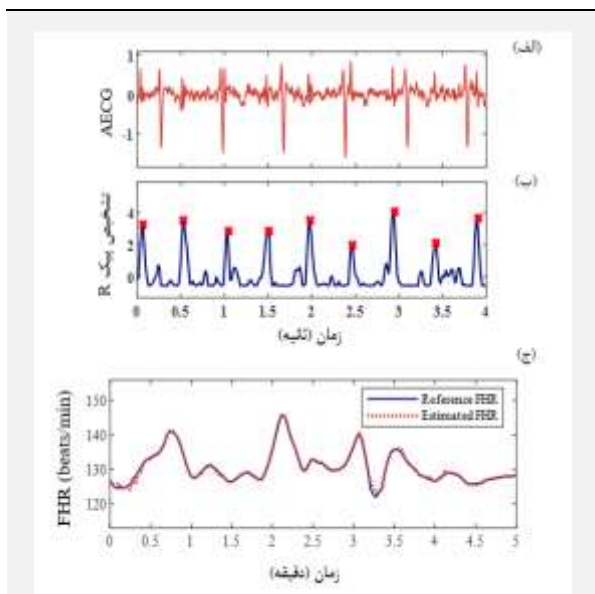
شکل (۵) - فلوچارت انتخاب سطر مربوط به مولفه‌ی جنین در

ماتریس H

^۱ Set-A of 2013 Physionet/Computing in Cardiology Challenge Database

^۲ Abdominal and Direct Fetal Electrocardiogram Database

نشان داده شده است. قسمت‌های (الف) و (ب) در این شکل به ترتیب مربوط به ۴ ثانیه سیگنال و تشخیص پیک R جنین در آن بوده و مکان پیک‌های R با ضربدر قرمز مشخص شده است. نتیجه‌ی تشخیص پیک نشان می‌دهد که این روش حتی با وجود نویز و روی هم افتادن QRS-های جنین و مادر به خوبی عمل کرده است. شکل (۶-ج) نیز مربوط به تخمین ضربان قلب جنین در ۵ دقیقه از سیگنال بوده که در آن خط چین قرمز و خط آبی به ترتیب مربوط به ضربان قلب تخمینی و مرجع است. در این جا با وجود تغییرات زیاد نرخ ضربان قلب در طول زمان، تخمین FHR با خطای کمی انجام شده است.



شکل (۶) - تشخیص پیک R و ضربان قلب جنین در ثبت r08 (کانال یک) از پایگاه داده‌ی ADFECGDB، (الف) ۴ ثانیه سیگنال AECG فیلتر شده، (ب) تشخیص پیک R سیگنال ECG جنین (پیک‌های R با رنگ قرمز مشخص شده است)، (ج) تخمین ضربان قلب جنین در ۵ دقیقه ثبت (نمودار قرمز و آبی به ترتیب مربوط به ضربان قلب تخمینی و مرجع است)

نتایج تخمین پیک R و نرخ ضربان قلب جنین با استفاده از روش پیشنهادی روی تمام کانال‌های پایگاه داده‌ی ADFECGDB در جدول (۲) ارائه شده است. معیارهای SE، PPV و F_1 برای ارزیابی تشخیص پیک R و معیارهای RMSE و MAE برای تخمین FHR محاسبه شده است. نتایج نشان می‌دهد که با وجود استفاده از یک کانال سیگنال شکمی، این الگوریتم در تمام کانال‌ها تخمین پیک و ضربان قلب را با خطای کمی انجام داده است. میانگین معیار PPV این پایگاه داده

شده که در مدل‌های AECG-DecompNet، RCED-Net و GAN مورد استفاده قرار گرفته است [۲۰-۲۲].

۲-۳- معیارهای ارزیابی

برای ارزیابی عمل‌کرد روش پیشنهادی در تشخیص پیک R جنین و مقایسه با روش‌های دیگر از معیارهای حساسیت^۱ (SE)، ارزش اخباری مثبت^۲ (PPV) و میانگین هارمونیک^۳ F_1 استفاده شده است که به صورت زیر تعریف می‌شوند.

$$SE = \frac{T_P}{T_P + F_N} \quad (۵)$$

$$PPV = \frac{T_P}{T_P + F_P} \quad (۶)$$

$$F_1 = 2 \cdot \frac{PPV \cdot Se}{PPV + Se} = 2 \cdot \frac{T_P}{2 \cdot T_P + F_P + F_N} \quad (۷)$$

در این روابط T_P تعداد پیک‌های R که به درستی تشخیص داده شده، F_P تعداد پیک‌های R که به اشتباه شناسایی شده و F_N تعداد پیک‌های R که شناسایی نشده می‌باشد. مطابق پژوهش [۳۱] اگر پیک R شناسایی شده در فاصله‌ی ۵۰ میلی‌ثانیه از پیک R مرجع باشد به عنوان یک T_P در نظر گرفته شده و در غیر این صورت این پیک F_P است. در تمام مقالاتی که روش پیشنهادی با آن‌ها مقایسه شده نیز فاصله‌ی ۵۰ میلی‌ثانیه در نظر گرفته شده است. دقت ضربان قلب تخمینی نیز مطابق روابط زیر با معیارهای خطای جذر میانگین مربعات^۴ (RMSE) و خطای میانگین قدر مطلق^۵ (MAE) آزمایش شده است.

$$RMSE = \sqrt{\sum_{n=1}^N \frac{(FHR_{tar}(n) - FHR_{pre}(n))^2}{N}} \quad (۸)$$

$$MAE = \sum_{n=1}^N \frac{|FHR_{tar}(n) - FHR_{pre}(n)|}{N} \quad (۹)$$

در این روابط $FHR_{pre}(n)$ نرخ ضربان قلب تخمینی در پنجره‌ی n -ام و $FHR_{tar}(n)$ نرخ ضربان قلب مرجع در پنجره‌ی n -ام و N تعداد پنجره‌های زمانی است.

۳-۳- ارزیابی روش پیشنهادی

کارایی الگوریتم پیشنهادی روی دو پایگاه داده با استفاده از معیارهای ارزیابی شرح داده شده مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج تشخیص پیک R جنین و تخمین ضربان قلب در ثبت r08 (کانال یک) از پایگاه داده‌ی ADFECGDB در شکل (۶)

^۱ Root Mean-Squared-Error

^۵ Mean Absolute Error

^۱ Sensitivity

^۲ Positive Predictive Value

^۳ Harmonic Mean F1

دارد بنابراین دقیقاً از همان داده‌هایی استفاده شده که در روش پیشنهادی به کار رفته و نحوه‌ی ارزیابی کاملاً مشابه است. مقایسه‌ی نتایج حاکی از بالاتر بودن معیارهای MAE و RMSE در روش پیشنهادی نسبت به روش‌های پیشین است. روش‌های تفریق الگو هنگامی که دامنه‌ی سیگنال FECG و MEGC نزدیک به هم باشد، عمل کرد خوبی ندارند اما نقطه‌ی قوت روش NMF پیشنهادی کارایی موثر آن در این گونه ثبت‌ها است لذا نتایج روش این مقاله نسبت به روش‌های TS برتری دارد.

۹۸/۰۱ درصد به دست آمده و در کانال‌های سوم و چهارم ثبت‌های r01 و r08 این معیار برابر با ۱۰۰ درصد بوده که نشان دهنده‌ی موثر بودن روش تک‌کاناله‌ی مبتنی بر NMF در تفکیک پیک‌های R جنین و مادر است. در جدول (۳) روش پیشنهادی برای تخمین ضربان قلب جنین با روش‌های متداول تفریق الگو مانند EKF [۱۲]، TS-C [۱۳]، TS-S [۱۵] و TS-PCA [۱۴] مقایسه شده است. مجموعه‌ی کدهای پیاده‌سازی روش‌های تفریق الگو در دسترس عموم قرار

جدول (۲) - نتایج تخمین پیک R و نرخ ضربان قلب جنین روی تمام کانال‌های پایگاه داده‌ی ADFECGDB

ثبت	کانال	SE	PPV	F ₁	MAE	RMSE
r01	۱	۹۷/۵۲	۹۹/۳۷	۹۸/۴۳	۰/۲۴	۰/۴۳
	۲	۹۹/۰۷	۹۹/۶۹	۹۹/۳۸	۰/۱۸	۰/۳۱
	۳	۹۹/۶۹	۱۰۰	۹۹/۸۴	۰/۱۵	۰/۲۶
	۴	۹۹/۶۹	۱۰۰	۹۹/۸۴	۰/۱۰	۰/۱۴
r04	۲	۹۳/۶۷	۹۸/۳۴	۹۵/۹۵	۰/۵۹	۱/۰۷
	۳	۹۰/۸۲	۹۵/۵۱	۹۳/۱۱	۱/۳۸	۲/۷۶
	۴	۹۲/۵۶	۹۸/۱۵	۹۵/۲۸	۰/۹۳	۲/۲۳
r07	۲	۹۴/۷۴	۹۹/۰۰	۹۶/۸۲	۰/۲۵	۰/۴۶
	۳	۹۵/۵۳	۹۸/۶۸	۹۷/۰۸	۰/۲۸	۰/۴۹
	۴	۹۶/۱۷	۹۹/۸۳	۹۷/۹۷	۰/۲۱	۰/۳۵
r08	۱	۹۸/۰۰	۹۹/۳۸	۹۸/۶۹	۰/۲۵	۰/۴۸
	۲	۹۸/۷۷	۹۹/۵۴	۹۹/۱۵	۰/۲۹	۱/۱۰
	۳	۹۹/۲۳	۱۰۰	۹۹/۶۱	۰/۱۹	۰/۳۷
	۴	۹۹/۸۵	۱۰۰	۹۹/۹۲	۰/۱۳	۰/۳۲
r10	۱	۹۶/۲۳	۹۵/۷۵	۹۶/۰۱	۰/۶۹	۱/۴۶
	۲	۹۱/۵۲	۹۲/۵۴	۹۲/۰۳	۰/۹۶	۱/۹۰
	۴	۸۷/۲۸	۹۰/۴۱	۸۸/۸۲	۱/۲۹	۲/۳۰
میانگین		۹۵/۹۰	۹۸/۰۱	۹۶/۹۴	۰/۴۸	۰/۹۷

جدول (۳) - مقایسه‌ی عمل کرد روش پیشنهادی با روش‌های تفریق الگو در تخمین FHR

روش	ADFECDGB		PCDB	
	MAE	RMSE	MAE	RMSE
EKF	۹/۴۵ (۱۰/۹۵)	۳/۱۲ (۲/۷۵)	۸/۶۰ (۱۳/۰۷)	۲/۵۶ (۳/۴۰)
TS-C	۴/۱۷ (۵/۴۹)	۱/۹۱ (۱/۸۶)	۸/۰۴ (۱۳/۵۸)	۲/۴۹ (۳/۵۹)
TS-S	۴/۳۳ (۵/۸۳)	۶/۱۰ (۱۲/۱۵)	۸/۳۴ (۱۴/۱۲)	۲/۶۵ (۳/۹۴)
TS-PCA	۳/۷۷ (۴/۴۰)	۳/۵۹ (۴/۵۷)	۴/۰۰ (۶/۶۶)	۱/۶۸ (۱/۶۷)
روش پیشنهادی	۰/۹۷ (۰/۸۵)	۰/۴۸ (۰/۴۲)	۱/۸۴ (۳/۷۷)	۰/۵۲ (۱/۰۱)

روش‌ها از داده‌های یکسانی استفاده شده و نحوه‌ی ارزیابی کاملاً مشابه است. در تمام این روش‌ها از سیگنال تک‌کاناله‌ی AECG استفاده شده است. مشاهده می‌شود که معیارهای SE، PPV و F_1 در روش پیشنهادی بالاتر از روش‌های دیگر است.

مقایسه‌ی روش پیشنهادی در تشخیص پیک R جنین با روش‌های متداول تفریق الگو و روش‌های جدید یادگیری عمیق مانند GAN-Net [۲۲]، RCED-Net [۲۱] و AECG-DecompNet [۲۰] در جدول (۴) ارائه شده است. در تمام این

جدول (۴) - مقایسه‌ی عمل‌کرد روش پیشنهادی با روش‌های پیشین در تشخیص پیک R جنین

ADFECGDB			PCDB			سال	روش
F_1	PPV	SE	F_1	PPV	SE		
۸۳/۹۰ (۱۲/۰۱)	۸۳/۹۷ (۱۲/۰۳)	۸۳/۸۳ (۱۲/۰۱)	۸۵/۷۰ (۱۵/۴۰)	۸۷/۰۸ (۱۴/۵۳)	۸۴/۵۰ (۱۶/۲۲)	۲۰۱۴	EKF
۹۱/۰۶ (۷/۳۰)	۹۱/۳۱ (۶/۸۹)	۹۰/۸۳ (۷/۷۸)	۸۶/۶۰ (۱۶/۷۳)	۸۸/۹۱ (۱۴/۲۴)	۸۴/۸۰ (۱۸/۳۷)	۱۹۸۶	TS-C
۹۰/۷۶ (۷/۲۰)	۹۱/۱۸ (۶/۷۰)	۹۰/۳۷ (۷/۷۷)	۸۶/۳۹ (۱۶/۵۴)	۸۸/۳۶ (۱۴/۷۶)	۸۴/۷۶ (۱۷/۹۵)	۲۰۰۷	TS-S
۹۱/۴۵ (۷/۷۸)	۹۱/۸۶ (۷/۲۹)	۹۱/۰۹ (۸/۳۹)	۹۰/۱۰ (۹/۵۹)	۹۱/۷۱ (۸/۶۷)	۸۸/۶۳ (۱۰/۵۷)	۱۹۹۷	TS-PCA
۹۰/۰۵ (۹/۸۱)	۸۹/۷ (۹/۲۶)	۹۰/۳۲ (۱۰/۷)	۹۳/۰۲ (۳/۸۱)	۹۳/۶۹ (۳/۹۶)	۹۲/۳۷ (۳/۷۸)	۲۰۲۱	GAN-Net
۹۴/۱ (۲/۶۵)	۹۲/۲۵ (۲/۷۸)	۹۶/۰۶ (۳/۱۹)	۹۳/۶۲ (۴/۱)	۹۴/۶۸ (۴/۴۶)	۹۲/۶۰ (۳/۹۴)	۲۰۱۹	RCED-Net
—	—	—	۹۵/۲۳ (۴/۶۳)	۹۷/۲۲ (۴/۰۳)	۹۳/۳۱ (۵/۷۵)	۲۰۲۱	AECG-DecompNet
۹۶/۶۶ (۳/۸۰)	۹۸/۴۱ (۳/۱۷)	۹۵/۴۴ (۴/۵۹)	۹۶/۹۴ (۳/۱۶)	۹۷/۳۸ (۲/۸۳)	۹۵/۳۰ (۳/۶۹)	—	روش پیشنهادی

برای ارزیابی و مقایسه‌ی عمل‌کرد روش پیشنهادی با روش‌های پیشین از دو پایگاه داده‌ی ADFECGDB و PCDB استفاده شده است. نتایج به دست آمده نشان می‌دهد که الگوریتم پیشنهادی در تشخیص پیک R و تخمین ضربان قلب جنین عمل‌کرد موفق‌تری داشته است. مطابق جدول (۴) روش NMF در تشخیص پیک R نسبت به روش‌های کلاسیک تفریق الگو کاملاً برتری دارد و حتی در مقایسه با روش‌های جدید یادگیری عمیق نیز عمل‌کرد بهتری داشته است چرا که در این روش از اطلاعات زمان-فرکانس سیگنال شکمی استفاده شده و با استفاده از تجزیه‌ی NMF نویزهای مختلف روی آن اثر ندارد بنابراین الگوریتم پیشنهادی مبتنی بر NMF در تشخیص پیک R عمل‌کرد مطلوبی دارد. عمل‌کرد الگوریتم تخمین ضربان قلب نیز در جدول (۴) با روش‌های تفریق الگو مقایسه شده و نتایج به دست آمده نشان می‌دهد که روش پیشنهادی در تخمین ضربان قلب نیز عمل‌کرد قابل قبولی داشته است. هنگامی که دامنه‌ی QRS سیگنال‌های مادر و جنین نزدیک به هم باشد تفکیک آن‌ها از یک‌دیگر چالش برانگیز بوده و اغلب روش‌های

۴- نتیجه‌گیری

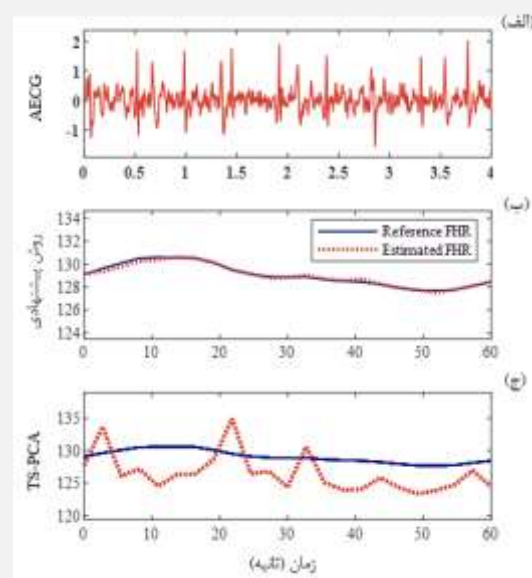
هدف این پژوهش ارائه‌ی روشی مبتنی بر تبدیل فوریه‌ی زمان کوتاه و تجزیه‌ی نامنفی ماتریس برای تخمین ضربان قلب جنین به کمک سیگنال ECG شکمی تک‌کاناله‌ی مادر است. در این رویکرد پیشنهادی با اعمال تبدیل STFT روی سیگنال AECG از اطلاعات زمان و فرکانس به صورت هم‌زمان استفاده شده است. سپس از ضرایب STFT به عنوان ورودی الگوریتم NMF استفاده شده است. با توجه به ویژگی تنک بودن محل پیک‌های R و هدف این پژوهش، برای تجزیه‌ی ضرایب STFT به دو ماتریس نامنفی از معیار فاصله‌ی KL با محدودیت تنک بودن ماتریس فعال‌سازی استفاده شده است. هر سطر ماتریس نامنفی فعال‌سازی به دست آمده حاوی یکی از مولفه‌های سیگنال شکمی مادر است. به منظور تشخیص سطر مرتبط با اطلاعات جنین، الگوریتمی مبتنی بر تحلیل طیفی توان پیشنهاد شده است که با خطای کمی عمل می‌کند. سپس با آستانه‌گذاری روی سطر مورد نظر پیک‌های R جنین شناسایی شده و برای محاسبه‌ی ضربان قلب مورد استفاده قرار گرفته است.



۵- مراجع

- [1] F. A. Lage, "Lage, F.A. Extraction and Detection of Fetal electrocardiograms from Abdominal Recordings," Ph.D. Thesis, Technische Universität Dresden, Dresden, Germany, 2017.
- [2] A. H. Association, "Congenital Heart Defects in Children Fact Sheet. 2016", URL <http://www.americanheart.org/children>.
- [3] R. Jaros, R. Martinek, and R. Kahankova, "Non-adaptive methods for fetal ECG signal processing: A review and appraisal," Sensors, vol. 18, no. 11, p. 3648, 2018.
- [4] R. Kahankova et al., "A review of signal processing techniques for non-invasive fetal electrocardiography," IEEE reviews in biomedical engineering, vol. 13, pp. 51-73, 2019.
- [5] B. Hayes-Gill et al., "Accuracy and reliability of uterine contraction identification using abdominal surface electrodes," Clinical Medicine Insights: Women's Health, vol. 5, p. CMWH. S10444, 2012.
- [6] J. D. K. Abel, D. Samiappan, R. Kumar, and S. P. Kumar, "Multiple sub-filter adaptive noise canceller for fetal ECG extraction," Procedia Computer Science, vol. 165, pp. 182-188, 2019.
- [7] R. Sameni, "Extraction of fetal cardiac signals from an array of maternal abdominal recordings," Institut National Polytechnique de Grenoble-INPG; Sharif University of ..., 2008.
- [8] P. Gao, E.-C. Chang, and L. Wyse, "Blind separation of fetal ECG from single mixture using SVD and ICA," in Fourth International Conference on Information, Communications and Signal Processing, 2003 and the Fourth Pacific Rim Conference on Multimedia. Proceedings of the 2003 Joint, 2003, vol. 3: IEEE, pp. 1418-1422.
- [9] A. Jiménez-González and N. Castaneda-Villa, "Blind extraction of fetal and maternal components from the abdominal electrocardiogram: An ICA implementation for low-dimensional recordings," Biomedical Signal Processing and Control, vol. 58, p. 101836, 2020.
- [10] R. Martin-Clemente, J. L. Camargo-Olivares, S. Hornillo-Mellado, M. Elena, and I. Roman, "Fast technique for noninvasive fetal ECG extraction," IEEE transactions on biomedical engineering, vol. 58, no. 2, pp. 227-230, 2010.
- [11] R. Martinek et al., "Comparative effectiveness of ICA and PCA in extraction of fetal ECG from abdominal signals: Toward non-invasive fetal monitoring," Frontiers in physiology, vol. 9, p. 648, 2018.
- [12] J. Behar, J. Oster, and G. D. Clifford, "Combining and benchmarking methods of foetal ECG extraction without maternal or scalp electrode data," Physiological measurement, vol. 35, no. 8, p. 1569, 2014.

تفریق الگو در این گونه ثبت‌ها ضعف دارند اما روش پیشنهادی عمل کرد مطلوبی داشته است. به عنوان مثال در شکل (۷-الف) مشاهده می‌شود که دامنه‌ی کمپلکس‌های QRS جنین و مادر نزدیک به هم است. مطابق شکل (۷-ب) تخمین ضربان قلب با روش پیشنهادی در این ثبت به خوبی انجام شده اما در روش TS-PCA تخمین ضربان قلب با خطای زیادی همراه است (شکل ۷-ج) که نشان می‌دهد روش مبتنی بر NMF در ثبت‌های چالش برانگیز می‌تواند عمل کرد مطلوبی داشته باشد.



شکل (۷) - تخمین ضربان قلب جنین با روش پیشنهادی و روش TS-PCA در ثبت a05 (کانال دو) از پایگاه داده‌ی PCDB. الف) ۴ ثانیه سیگنال AECG فیلتر شده، ب) تخمین ضربان قلب جنین با روش پیشنهادی در ۵ دقیقه ثبت (نمودار قرمز و آبی به ترتیب مربوط به ضربان قلب تخمینی و مرجع است)، ج) تخمین ضربان قلب جنین با روش TS-PCA در ۵ دقیقه ثبت

مزیت روش پیشنهادی بالا بودن معیار PPV در تشخیص پیک R بوده که نشان می‌دهد الگوریتم اشتباه کمی در تشخیص اشتباه پیک R مادر به جای پیک R جنین داشته است. با این حال معیار حساسیت نسبت به PPV حدود ۲ تا ۳ درصد پایین‌تر بوده که نشان می‌دهد روش پیشنهادی تعدادی از پیک‌های R جنین را تشخیص نداده است. برای بهبود این ضعف می‌توان در مرحله‌ی آستانه‌گذاری روی سطر مرتبط با سیگنال جنین از الگوریتم پیچیده‌تری استفاده کرد. هم‌چنین برای کارهای آینده در الگوریتم پیشنهادی به جای مراحل تجزیه‌ی NMF و مراحل پس از آن می‌توان از شبکه‌ی عصبی کانولوشنال برای تشخیص پیک R جنین استفاده کرد تا چالش‌های انتخاب سطر مرتبط با جنین را نداشته باشد.



- [22] W. Zhong and W. Zhao, "Fetal ECG extraction using short time Fourier transform and generative adversarial networks," *Physiological Measurement*, vol. 42, no. 10, p. 105011, 2021.
- [23] W. Zhong, L. Liao, X. Guo, and G. Wang, "A deep learning approach for fetal QRS complex detection," *Physiological measurement*, vol. 39, no. 4, p. 045004, 2018.
- [24] R. Sameni, "The open-source electrophysiological toolbox (OSET), version 3.14," ed, 2018.
- [25] D. Lee and H. S. Seung, "Algorithms for non-negative matrix factorization," *Advances in neural information processing systems*, vol. 13, 2000.
- [26] J. Eggert and E. Korner, "Sparse coding and NMF," in 2004 IEEE International Joint Conference on Neural Networks (IEEE Cat. No. 04CH37541), 2004, vol. 4: IEEE, pp. 2529-2533.
- [27] M. N. Schmidt, J. Larsen, and F.-T. Hsiao, "Wind noise reduction using non-negative sparse coding," in 2007 IEEE workshop on machine learning for signal processing, 2007: IEEE, pp. 431-436.
- [28] H. Kasai, "NMFLibrary: MATLAB library for non-negative matrix factorization (NMF)," <https://github.com/hiroyuki-kasai/NMFLibrary>, 2017.
- [29] A. L. Goldberger et al., "PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals," *circulation*, vol. 101, no. 23, pp. e215-e220, 2000.
- [30] I. Silva et al., "Noninvasive fetal ECG: the PhysioNet/computing in cardiology challenge 2013", in *Computing in cardiology 2013*, 2013: IEEE, pp. 149-152.
- [31] F. Andreotti, J. Behar, S. Zaunseder, J. Oster, and G. D. Clifford, "An open-source framework for stress-testing non-invasive foetal ECG extraction algorithms," *Physiological measurement*, vol. 37, no. 5, p. 627, 2016.
- [13] S. Cerutti et al., "Variability analysis of fetal heart rate signals as obtained from abdominal electrocardiographic recordings," 1986.
- [14] P. P. Kanjilal, S. Palit, and G. Saha, "Fetal ECG extraction from single-channel maternal ECG using singular value decomposition," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 44, no. 1, pp. 51-59, 1997.
- [15] S. M. Martens, C. Rabotti, M. Mischi, and R. J. Sluijter, "A robust fetal ECG detection method for abdominal recordings," *Physiological measurement*, vol. 28, no. 4, p. 373, 2007.
- [16] Y. Zhang and S. Yu, "Single-lead noninvasive fetal ECG extraction by means of combining clustering and principal components analysis," *Medical & biological engineering & computing*, vol. 58, pp. 419-432, 2020.
- [17] R. Sameni, C. Jutten, and M. B. Shamsollahi, "Multichannel electrocardiogram decomposition using periodic component analysis," *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 55, no. 8, pp. 1935-1940, 2008.
- [18] P. He and X. Chen, "A method for extracting fetal ECG based on EMD-NMF single channel blind source separation algorithm," *Technology and Health Care*, vol. 24, no. s1, pp. S17-S26, 2016.
- [19] N. Dia et al., "Fetal heart rate estimation by non-invasive single abdominal electrocardiography in real clinical conditions," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 71, p. 103187, 2022.
- [20] A. Rasti-Meymandi and A. Ghaffari, "AECG-DecompNet: abdominal ECG signal decomposition through deep-learning model," *Physiological Measurement*, vol. 42, no. 4, p. 045002, 2021.
- [21] W. Zhong, L. Liao, X. Guo, and G. Wang, "Fetal electrocardiography extraction with residual convolutional encoder-decoder networks," *Australasian physical & engineering sciences in medicine*, vol. 42, pp. 1081-1089, 2019.