تشخیص الگوی ضربان پایه قلب جنین با استفاده از تکنولوژی هوش مصنوعی

کریم فائز[۱]، سمیرا حسنی[۲]

[۱] استاد،، دانشکده مهندسی برق و الکترونیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران kfaez@aut.ac.ir

[۲] دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشکده کامپیوتر و فناوری اطلاعات، دانشگاه آزاد قزوین، قزوین، ایران
samira65hassani@gmail.com

چکیده: کاردیوتوکوگرافی (CTG) یک ابزار استاندارد برای کمک به بررسی سلامت جنین در دوران بارداری و زایمان می‌باشد. هدف اصلی این مقاله تشخیص و تفسیر خط پایه جهت تشخیص تاکیکاردی، برادیکاردی و نرمال بودن ضربان قلب جنین به‌صورت هوشمند بر اساس استاندارد (FIGO) می‌باشد. در این مقاله در نرم‌افزار متلب پس از شناسایی انواع نویز، شبکه عصبی MLP برای درون‌یابی فاصله‌های کمتر یا مساوی با ۱۵ ثانیه و نقاط سیگنال سوزنی با فیلتر پایین گذر اصلاح شدند. و با اعمال فیلتر گوسین بیس لاین به‌صورت منحنی در هر بازه‌ی زمانی تعیین و ازنظر تشخیصی طبقه‌بندی شد.

و به مقایسه‌ی روش پیشنهادی با روش‌های دیگر و همچنین تفسیر کامپیوتری چند نمونه سیگنال با تفسیر بصری توسط پزشک متخصص زنان و زایمان نیز انجام شد. در سنجش و ارزیابی مدل هرمیت با مدل شبکه‌ی عصبی، با استفاده از روش اندازه‌گیری خطا بر اساس معیار RMSE در درون‌یابی فاصله‌ها، خطای شبکه‌ی عصبی و هرمیت به ترتیب برای نمونه داده آموزشی [1.8038,4.1859]، داده‌ی تست [1.5694,6.1753] به نسبت میانگین(۴ به یک)، نتایج حاصله از به‌کارگیری فیلتر پایین گذر در اصلاح نقاط سیگنال سوزنی به نسبت ۵ به ۱ در مقایسه با روش‌های پیشین دارای عملکرد بالاتری بوده و دقت و عملکرد فیلتر گوسین در تعیین منحنی خط پایه در هر نقطه‌ی زمانی برای هر نمونه در بعضی موارد با اختلاف +- ۵ بیانگر خطای کمتر و دقت بالایی در تقابل با نظر متخصص زنان و زایمان و سایر روش‌هاست.

کلیدواژه‌ها: *مانیتورینگ الکترونیکی ضربان قلب جنین، ضربان پایه قلب جنین، شبکه عصبی MLP، فیلتر گوسین*

مقدمه

ثبت الکتریکی ضربان قلب جنین (FHR)[۱] نزدیک سه دهه است که به‌عنوان روش تشخیصی قابل قبولی پذیرفته‌شده است. هدف از مانیتورینگ جنین تشخیص هیپوکسی جنین و اقدام به‌موقع و پیشگیری از آسیفیکسی، مرگ جنین حین زایمان و صدمات نورولوژیک و مرگ‌ومیر نوزادی است. در این موارد پیش‌آگهی طولانی‌مدت به‌وضوح به ماهیت و شدت مشکل زمینه‌ای بستگی دارد اما با تشخیص به‌موقع، معالجات مناسب مامایی و نوزادی می‌توان خطر نتایج ناگوار را کاهش داد. [۱و۲]. علت اصلی انجام مانیتورینگ FHR توانایی تشخیص آسیفیکسی در مراحل اولیه و دادن اجازه مداخله به متخصص مامایی برای پیشگیری از عوارض نورولوژیک و مرگ جنین است.[۳و۴] استفاده بالینی از تست‌هایی قبل از زایمان با کاهش مورتالیتی(مرگ‌ومیر)و موربیدیتی(شیوع مرض، ناخوشی) همراه است. EFM[۲] به دلیل آسان بودن و نداشتن کنتراندیکاسیون (منع مصرف) در بسیاری از مراکز مامایی جهان روش استاندارد ارزیابی قبل از زایمان است[۵و۶]. یکی از شاخص‌های مهم بهداشت هر کشوری مرگ‌ومیر مادران باردار و نوزادان می‌باشد. سیاست‌های موجود در سیستم بهداشت کشورها در تلاش‌اند تا این آمار را تا حد

[۱] Fetal heart rate

[۲] Electronic fetal monitoring

امکان پایین بیاورند. متأسفانه در کشور ما همچنان مرگ‌ومیر نوزادان و آمار مرده زایی بسیار بالاست [۷] آمار مرگ‌ومیر نوزادان ایرانی، یک درصد است که ۴۵ درصد مرگ‌ومیر نوزادان در روز اول و ۷۸ درصد در هفته اول رخ می‌دهد. شایع‌ترین علت آن پس از نارسایی‌ها، ناهنجاری‌های نوزادان، اختلالات دوران نوزادی و آنسفالوپاتی ناشی از آسفیکسی گزارش شده است [۸].

امروزه تکنولوژی دستگاه‌های مانیتورینگ موجود این قابلیت را دارد که چندین تغییر جنینی (ریتم قلبی، اشباع اکسیژن، حرکات آشکار بدن جنین) و مادری (ریتم قلبی، الکتروکاردیوگرام، اشباع اکسیژن و فشارخون) را یکجا نشان می‌دهد. دستگاه مانیتورینگ الکترونیکی قلب جنین، EFM از دو بخش تشکیل شده است. یک بخش آن ضربان قلب جنین را شناسایی و پردازش می‌کند و بخش دیگر شناسایی انقباضات رحمی را به عهده دارد. در حال حاضر EFM پرکاربردترین روش غربالگری سلامت جنین است و روشی ساده، غیرتهاجمی و ازنظر زمان و هزینه مقرون‌به‌صرفه می‌باشد. در بسیاری از موارد که احتمال دیسترس جنین وجود داشته باشد EFM انجام می‌شود و بر اساس نتایج به‌دست‌آمده در مورد ادامه یا ختم حاملگی تصمیم‌گیری می‌شود [۹]

در این تست الگوی ضربان قلب جنین با استفاده از دستگاه مانیتورینگ الکترونیکی خارجی روی نوار ثبت می‌شود. تعاریف متعددی برای الگوی طبیعی در نظر گرفته شده است. آخرین تقسیم‌بندی عنوان شده توسط انستیتو ملی کودک و توسعه سلامت انسانی، کالج آمریکایی زنان و مامایی و انجمن طب مادر و جنین به این صورت می‌باشد که ارزیابی نوار قلب جنین به‌صورت سیستماتیک انجام می‌شود. یعنی جنبه‌های اساسی زیر به ترتیب مورد ارزیابی قرار می‌گیرد. انقباضات رحمی، ضربان پایه قلب جنین، تغییرپذیری ضربان پایه قلب جنین، وجود افزایش دوره‌ای ضربان قلب جنین، وجود کاهش دوره‌ای ضربان قلب جنین، تغییرات در ضربان پایه قلب جنین در طول زمان [۱۰].

فعالیت پایه قلب جنین، به ویژگی‌های پایه‌ای گفته می‌شود که در صورت عدم وجود تسریع‌ها یا افت‌های دوره‌ای مرتبط با انقباضات رحم، حالت غالب دارند. ضربان پایه قلب جنین، معادل میانگین تقریبی ضربان است که در یک نوار ۱۰ دقیقه‌ای، به افزایش‌های ۵ ضربان در دقیقه"گرد"می‌شود. در هر فاصله ۱۰ دقیقه‌ای، حداقل مدت پایه قابل تفسیر باید ۲ دقیقه باشد [۱۰].مقدار طبیعی ضربان پایه قلب جنین ۱۶۰-۱۱۰ ضربه در دقیقه است. البته به علت عدم بلوغ سیستم عصبی مرکزیCNS[۳] و غالب بودن سیستم سمپاتیک در یک جنین نارس ۲۰ هفته، ضربان قلب بین ۱۷۰-۱۵۰ ضربه در دقیقه (bpm)[۴] می‌باشد. این در حالی است که در سن بیشتر از ۴۰ هفته ممکن است ۱۲۰-۱۱۰ ضربه در دقیقه باشد. این تعداد نشان‌دهنده کنترل غالب سیستم پارا سمپاتیک است [۱۰].

برادیکاردی به پایین بودن غیرطبیعی میزان پایه ضربان قلب جنین (FHR)(کمتر یا مساوی ۱۱۰ ضربان در دقیقه) به مدت ۱۰ دقیقه یا بیشتر گفته می‌شود، و باید از تغییرات دوره‌ای FHR مثل انواع افت، افتراق داده شود. [۱۱] نکته مهم اینکه، هرگونه کاهش ناگهانی FHR به کمتر از ۱۱۰ ضربان در دقیقه را باید پاتولوژیک تلقی کرد مگر آنکه غیرازآن ثابت شود. ر تاکیکاردی به افزایش ضربان قلب جنین بیش از ۱۶۰ ضربان در دقیقه را می‌گویند. با توجه به سیستم خون‌رسانی جنین و ارتباط مستقیم وضعیت جفت و ضربان قلب جنین در سیستم گردش خون رحمی جفتی هر یک از الگوهای فوق ممکن است به دلایل متفاوتی به وجود آیند ولی بررسی نوار قلب جنین می‌تواند نوع خطر و یا میزان آن را تا حدود زیادی تشخیص داده و اقدام به‌موقع گروه درمان را تسریع کند[۱۲].

باوجود این تکنولوژی پیشرفته هنوز آمار فلج مغزی یا مرگ‌ومیر پره ناتال تغییر نکرده است. یکی از علت‌های مهم در این رابطه را می‌توان عدم تشخیص صحیح و اقدام به‌موقع پزشک یا مامای مسئول اعلام کرد، عدم دسترسی به متخصصین زنان در مناطق محروم، عدم به‌روزرسانی آموزش‌های کادر درمان بیمارستان‌ها ازجمله متخصصین زنان، ماماها و بهورزها، عدم وجود الگوریتم ثابت برای تشخیص اختلالات الگوی ضربان قلب جنین می‌تواند مراحل تشخیص را کند یا غیرقابل‌دسترس نماید [۱۳]. اختلاف تشخیص بین افراد متفاوت و همین‌طور خود فرد در موقعیت‌های متفاوت از علل خطای تشخیص این

[۳] Central nerveousv system

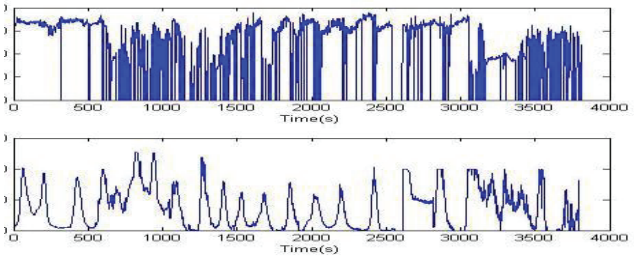
[۴] Beat per minitus

روش کم‌هزینه و در دسترس غربالگری گزارش شده است [۱۴و۴].

لذا این مطالعه در جهت بررسی دقت روش‌های هوش مصنوعی برای تشخیص اختلالات ضربان پایه قلب جنینی انجام شده است.

مواد و روش‌ها

شکل (۱) نمونه‌ای از نوار قلب جنین ضبط‌شده توسط دستگاه الکتروکاردیوگرافی (EFM) است. و شامل دو نمودار ضربان قلب جنین و انقباضات رحمی می‌باشد که نمودار بالایی همان ضربان قلب جنین (FHR) را نشان می‌دهد و نمودار پایینی انقباضات رحمی است. در نمودار بالایی محور افقی نمایانگر زمان برحسب ثانیه و محور عمودی نمایانگر مقدار ضربان قلب جنین برحسب ضربان در دقیقه است. همچنین در نمودار پایینی محور افقی بیانگر زمان برحسب ثانیه و محور عمودی بیانگر مقدار انقباض رحمی برحسب ضربان در دقیقه می‌باشد.



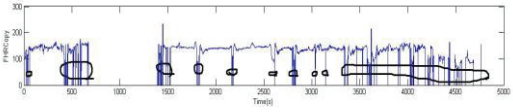
شکل (۱) نمونه‌ای از نوار قلب جنین ضبط‌شده توسط دستگاه الکتروکاردیوگرافی (EFM) است.

نکته‌ی قابل‌توجه آن است که تعیین خط پایه بر روی نمودار FHR صورت خواهد گرفت. در سیگنال خوانده شده محدوده‌ی محور عمودی نمودار FHR به‌صورت بازه‌ی ۲۰۰-۴۰ مشخص شده است زیرا در تفسیر پزشکی محدوده‌ی ضربان قلب طبیعی بین ۱۱۰ تا ۱۶۰bpm می‌باشد چنانچه FHR بیشتر از ۲۰۰ و کمتر از ۴۰ شود جزء خطای دستگاه تلقی می‌شود و سیگنال در خارج از این بازه ارزش تشخیص گذاری را نداشته و از سیگنال حذف می‌شوند.[۱۹] سیگنال خوانده‌شده دارای انواع نویزها می‌باشد. در این مقاله پس از شناسایی انواع نویزها [۲۰]، طبقه‌بندی آن‌ها به‌صورت نقاط fall، نقاط سیگنال سوزنی و نقاط ازدست‌رفته (مقادیر نامعلوم) انجام گرفته است و برای اصلاح هرکدام از آن‌ها راهکار یا الگوریتمی پیشنهاد شده است.

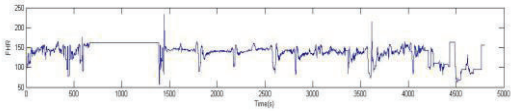
نقاط fall: به نقاطی که مقدار آن‌ها در سیگنال FHR در یک نمونه صفر بوده و در نمونه‌ی قبل و بعدازآن دارای مقدار غیر صفر باشد نقاط fall می‌گویند. جهت رفع نویز نقاط fall الگوریتمی پیشنهاد شد.

در الگوریتم پیشنهادی جهت شناسایی و رفع نقاط fallابتدا انواع نویزهای موجود در سیگنال شامل (نویز نقاط سیگنال سوزنی، نویز نقاط ازدست‌رفته و نویز نقاط fall) طبق تعاریف ارائه شده در تعریف نویزها، شناسایی و تفکیک می‌شوند. سپس در سیگنال دارای نویز نقاط fall، از ابتدای سیگنال شروع کرده و مقدار اولین نمونه از سیگنال با هر مقدار صفر یا غیر صفر که ا ست باقی ما نده از نمونه‌ی دوم به بعد تا آخرین نمونه اگر مقدار نمونه‌ای از سیگنال برابر با صفر بود مقدار (عدد FHR) آن نمونه با عدد یا مقدار FHR نمونه‌ی ماقبل آن جایگزین می‌شود. این روند تا آخرین نمونه‌ی سیگنال تکرار شده است. شکل(۳) الف : نمودار ضربان قلب جنین (FHR) را نشان می‌دهد که محور افقی آن بیانگر زمان برحسب ثانیه و محور عمودی آن بیانگر مقدار ضربان قلب جنین برحسب ضربان در دقیقه می‌باشد. که نقاط fall به صورت ا شکال هند سی سیاه‌رنگ م شخص شده‌اند. ب: نمودار ضربان قلب جنین (FHR)، پس از رفع نویز نقاط fall موجود در نمودار الف می‌باشد. در این نمودار نیز محور افقی بیانگر زمان برحسب ثانیه و محور عمودی بیانگر مقدار ضربان قلب جنین برحسب ضربان در دقیقه است.

الف:

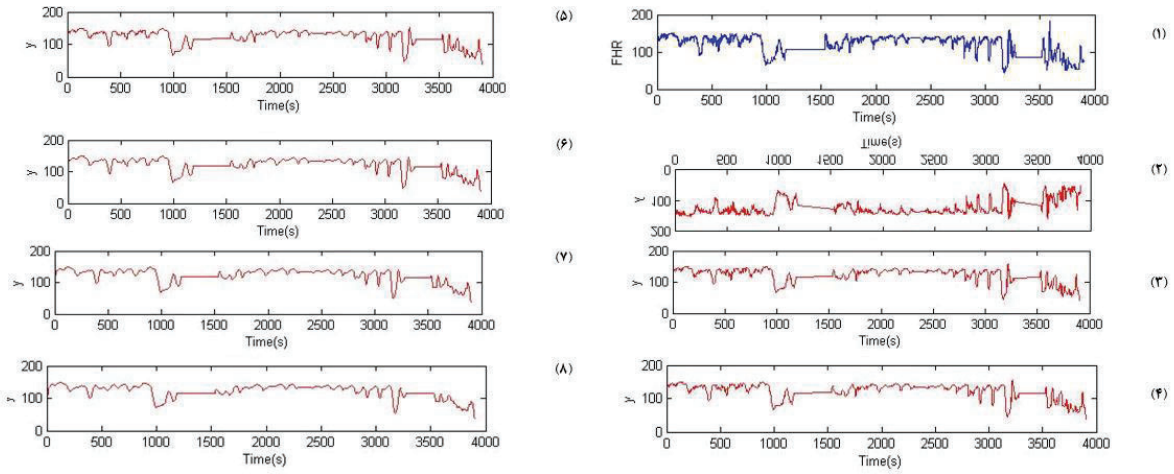


ب:



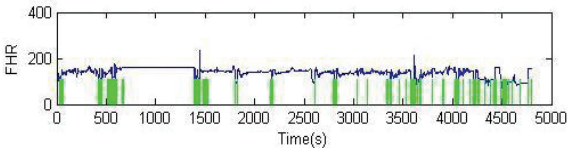
شکل (۲) الف) نمودار ضربان قلب جنین، ب) اصلاح نقاط fall موجود در قسمت الف

نقاط سیگنال سوزنی: در اصطلاح پزشکی خطوط تیز و بلندی در سیگنال هستند که فاصله‌ی بین پایین و بالای (دو انتهای) آن خطوط بیش از ۲۵ بوده یعنی اختلاف مقادیر نمونه‌ها در این خطوط بیشتر یا مساوی با ۲۵ نمونه (عدد ۲۵) می‌باشد.در تفسیر پزشکی، سیگنال سوزنی نویز هستند و باید اصلاح شوند زیرا در تشخیص ضربان پایه‌ی قلب جنین تأثیر نامطلوبی را به‌جا می‌گذارند .[۱۹] در این مقاله جهت اصلاح نقاط سیگنال سوزنی از فیلتر گوسین استفاده شد. در شکل(۳)، مراحل اعمال فیلتر گوسین با اندازه‌ی پنجره های متفاوت w=1 تا اندازه‌ی پنجره‌ی w=30، پهنای باند ۱/۴و نرخ فرکانسی۴ هرتز نشان داده شده است. که با روش آزمون سعی و خطا و فیلتر اندازه‌ی پنجره‌ی w=7 سیگنال دارای نقاط (spike) اصلاح شده است.



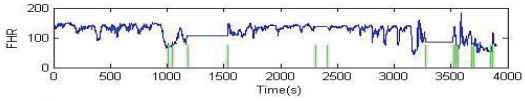
شکل (۳) (۱) نمودار ضربان قلب جنین (FHR) با نویز سیگنال سوزنی می‌باشد، (۲) نویزگیری نمودار با w=1، (۳) w=5، (۴) w=7، (۵) w=10، (۶) w=15، (۷)w=20 ، (۸) w=30 است. در تمامی نمودارها محور افقی بیانگر زمان برحسب ثانیه و محور عمودی بیانگر مقدار ضربان قلب جنین برحسب ضربان در دقیقه است.

نقاط ازدست‌رفته‌ی سیگنال: مقادیر نامعلوم نمونه‌ها و یا نقاط گمشده در سیگنال‌ها می‌باشند که منجر به گسستگی سیگنال می‌گردد و به دو دسته فاصله‌های کمتر یا مساوی با ۱۵ ثانیه و بیشتر از ۱۵ ثانیه تقسیم می‌شوند. در تفسیر پزشکی فواصل باید درون‌یابی و اصلاح شوند. بنابراین در این کار ابتدا با الگوریتم پیشنهادی به شناسایی کل فواصل (فاصله‌های کمتر یا مساوی با ۱۵ ثانیه و بیشتر از ۱۵ ثانیه) پرداخته شده است و سپس برای اصلاح هر کدام از فاصله‌های مذکور روشی پیشنهاد شده است. در شکل (۴) کل فاصله‌ها در نمونه‌ای از سیگنال FHR بر طبق الگوریتم پیشنهادی شناسایی و به‌صورت خطوط عمودی سبزرنگ در زیر سیگنال مشخص شده است.



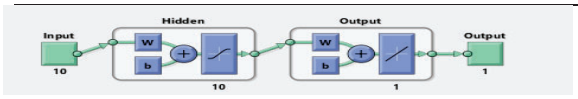
شکل (۴) شناسایی کل فواصل موجود در سیگنال ضربان قلب جنین

پس از شناسایی کل فواصل، حال برای اصلاح هر کدام از فاصله‌های بیشتر از ۱۵ ثانیه همچنین فاصله‌های کمتر یا مساوی با ۱۵ ثانیه نیاز به تفکیک و جداسازی فاصله‌ها از هم می‌باشد که برای تقسیم‌بندی و جداسازی فاصله‌های کمتر یا مساوی با ۱۵ ثانیه از فاصله‌های بیشتر از ۱۵ ثانیه الگوریتم پیشنهادی دیگری ارائه گردید. در شکل (۵) فاصله‌های بیشتر از ۱۵ ثانیه بر طبق الگوریتم پیشنهادی در نمونه‌ای از سیگنال FHR شناسایی و به‌صورت خطوط عمودی سبزرنگ در زیر سیگنال مشخص شده است.



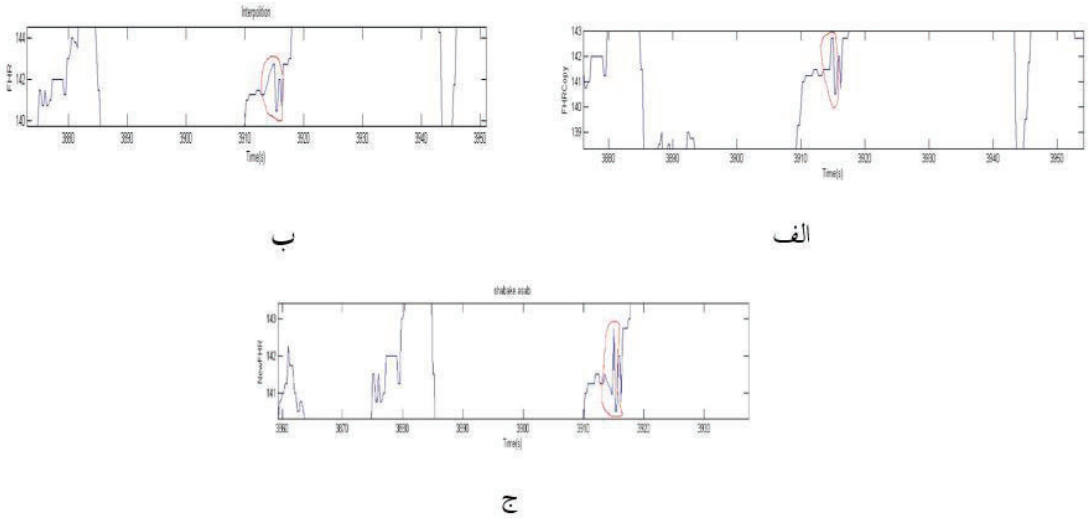
شکل (۵) فاصله‌های بیشتر از ۱۵ ثانیه در سیگنال ضربان قلب جنین

همچنین در این مقاله برای اصلاح فاصله‌های کمتر یا مساوی با ۱۵ ثانیه از شبکه عصبی پیشنهادی استفاده شد و روش قبلی درون‌یابی هرمیت[نیز جهت مقایسه با روش پیشنهادی پیاده‌سازی و از فاصله‌های بیشتر از ۱۵ ثانیه چشم‌پوشی شده است. شکل (۶) نشان‌دهنده‌ی شبکه‌ی عصبیMLP به همراه تعداد لایه‌های آن می‌باشد. همان‌طور که دیده می‌شود شبکه‌ی پیشنهادی متشکل از سه لایه می‌باشد: یک بردار ورودی، یک لایه‌ی پنهان و یک لایه‌ی خروجی. نودهای بردار ورودی ۱۰، لایه‌ی پنهان ۱۰و لایه‌ی خروجی ۱ است. تابع فعالیت در لایه‌ی پنهان تابع زیگموئید و تابع فعالیت لایه‌ی خروجی تابع خطی بوده همچنین الگوریتم یادگیری آن BP و نوع یادگیری شبکه، یادگیری با ناظر است.



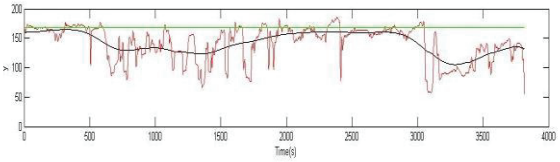
شکل (۶) شبکه عصبی پیشنهادی

شکل (۷)، (الف) نمونه‌ای از فاصله کمتر یا مساوی با ۱۵ ثانیه بدون اصلاح به‌صورت منحنی بسته قرمزرنگ در سیگنال مشخص شده است و در (ب) و (ج) به ترتیب اصلاح فاصله‌ی مذکور در قسمت (الف) با استفاده از روش درون‌یابی هرمیت و شبکه‌ی عصبی به‌صورت منحنی بسته قرمزرنگ در شکل نشان داده شده است.



شکل (۷) الف)نمونه‌ای از فاصله کمتر یا مساوی با ۱۵ ثانیه در سیگنال ضربان قلب جنین، ب)اصلاح فاصله‌ی موجود در قسمت الف به روش درون‌یابی هرمیت، ج) اصلاح فاصله‌ی موجود در قسمت الف با استفاده از شبکه عصبی پیشنهادی

سپس برای تعیین منحنی بیس لاین از فیلتر گوسین با مشخصات: پهنای باند:۱/۴، باند فرکانس ۴ هرتز۵ و اندازه‌ی پنجره‌ی فیلتر ۴۰۰-۵۰ استفاده شد. که با استفاده از این فیلتر، منحنی بیس لاین از روی سیگنال FHR، و همچنین پارامترهای تابع (نویزها و فاصله‌ها و ...) که به‌صورت میانگین وزنی می‌باشد و یک رابطه‌ی غیرخطی است تخمین زده شد و برای تعیین عدد بیس لاین با میانگین‌گیری از منحنی به‌دست‌آمده در هر ده دقیقه استفاده شد. شکل (۸) منحنی بیس لاین به‌صورت منحنی سیاه‌رنگ و خط بیس لاین به‌صورت یک خط سبزرنگ بر روی سیگنال FHR مشخص شده است.



[۵] Hertz

شکل (۸) بیس لاین اولیه به رنگ خط سبز و بیس لاین ثانویه به شکل منحنی سیاه‌رنگ بر روی سیگنال ضربان قلب جنین

پس از مراحل فوق و تعیین عدد بیس لاین، کلاسه‌بندی آن به ترتیب زیر انجام گرفت:

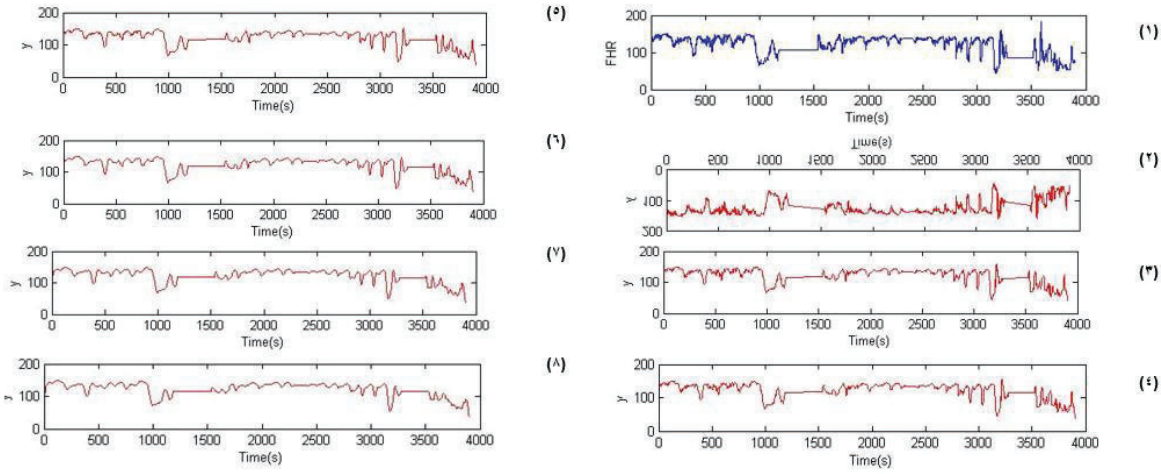
۱- ضربان پایه قلب جنین (بیس لاین) بین ۱۱۰ تا ۱۶۰ ضربه در دقیقه = ضربان نرمال قلب جنین

۲- ضربان پایه قلب جنین (بیس لاین) بیشتر یا مساوی از ۱۶۰ ضربه در دقیقه = تاکیکاردی قلب جنین

۳- ضربان پایه قلب جنین (بیس لاین) کمتر یا مساوی از ۱۱۰ ضربه در دقیقه = برادیکاردی قلب جنین [۲۰]

یافته‌ها

در این مقاله برای به دست آوردن بانک اطلاعاتی (Data Base) از پایگاه داده‌ی CTU-UHBCTG استفاده شد که این نمونه‌ها مابین سال‌های ۲۰۰۹ و ۲۰۱۲ از دانشگاه ward بیمارستان در Brno گرفته شده است. [۲۱]. و شامل اطلاعات میانگین سن مادر(۲۹/۸)، سن بارداری(۴۳-۳۷) و پیامدهای جنینی بود .[۲۲] نرخ نمونه‌برداری این دستگاه hz۴ بوده یعنی در هر ۰,۲۵ ثانیه یک نمونه‌برداری انجام شده است. مجموعه‌ای از ۴۰۰ نوار قلب جنین به‌صورت تصادفی از بین ۹۱۶۴ نمونه انتخاب شد. [۲۲] پیاده‌سازی روش‌های پیشنهادی بر روی نرم‌افزار MATLAB 2014 و سیستم‌عامل ویندوز ۱۰ انجام شد. در آزمایش اول هدف ارزیابی میزان تسریع و دقت خطای روش پیشنهادی و روش پیشین برای اصلاح نویز نقاط سوزنی spike در سیگنال است. در این آزمایش، با ارائه‌ی الگوریتم پیشنهادی در ابتدا جهت رفع نقاط نویزfall و سپس فیلترگذاری با پنجره‌های مختلف به روش آزمون سعی و خطا، مشخص گردید روش پیشنهادی با اندازه‌ی پنجره w=7 سریع‌تر نسبت به روش پیشین با اندازه‌ی پنجره‌ی w=30 به جواب یکسان در اصلاح نویزspike می‌پردازد. شکل۹ نتایج حاصل از این آزمایش را در یک نمونه سیگنال ارائه نموده است. که این میزان بهبود عملکرد و کارایی و دقت روش پیشنهادی را مشخص می‌کند.



شکل (۹) (۱) نمودار ضربان قلب جنین (FHR) با نویز سیگنال سوزنی می‌باشد، (۲) نویزگیری نمودار با w=1، (۳) w=5، (۴) w=7، (۵) w=10، (۶) w=15، (۷)w=20 ، (۸) w=30 است. در تمامی نمودارها محور افقی بیانگر زمان برحسب ثانیه و محور عمودی بیانگر مقدار ضربان قلب جنین برحسب ضربان در دقیقه است

آزمایش دوم

هدف این آزمایش ارزیابی خطا با استفاده از معیار RMSE در روش شبکه عصبی پیشنهادی و هرمیت برای درون‌یابی نقاط با مقادیر نامعلوم در سیگنال است. در این آزمایش،۷۰ درصد از داده‌ها به داده‌های آموزشی تعلق گرفته است و کارایی روش پیشنهادی در پیدا کردن مقادیر نامعلوم سیگنال برای فاصله‌های کمتر از ۱۵ ثانیه در چند نمونه سیگنال تصادفی ارزیابی‌شده است.

همچنین، نتایج این آزمایش با نتایج حاصل از روش هرمیت مقایسه شده است.

جدول ۱ نتایج حاصل از این آزمایش را ارائه نموده است. نتایج این آزمایش نشان داد خطای حاصل از روش پیشنهادی در نمونه‌ی تصادفی سیگنال اول برای داده‌ی آموزشی، ۱,۸۰۳۸ و خطای حاصل در روش هرمیت به مقدار ۴,۱۸۵۹ است که این میزان خطا به نسبت ۱ به ۳ است، همچنین در داده‌ی تست خطا ۱ به ۵ و در داده کلی ۱ به ۳ است. سه سیگنال تصادفی دیگر نیز میزان خطاها به ترتیب داده‌ی آموزشی، تست و داده کلی برای هر دو روش محاسبه شده است. واضح است در هر چهار نمونه سیگنال تصادفی میزان خطای روش پیشنهادی به‌مراتب خیلی کمتر از روش هرمیت می‌باشد که این میزان کارایی و دقت روش پیشنهادی را مشخص می‌کند.

جدول (۱) نتایج حاصل از اندازه‌گیری خطا برای اصلاح فاصله‌ها- در دو روش درون‌یابی هرمیت[28,30] و روش پیشنهادی شبکه‌ی عصبی در چند نمونه سیگنال تصادفی بر اساس معیار RMSE

شماره‌ی سیگنال	داده‌ی آموزشی		داده‌ی تست		داده‌ی کلی	
	شبکه‌ی عصبی صفحه ۵۰	درون‌یابی هرمیت	شبکه‌ی عصبی صفحه ۵۰	درون‌یابی هرمیت	شبکه‌ی عصبی صفحه ۵۰	درون‌یابی هرمیت
۱	۱,۸۰۳۸	۴,۱۸۵۹	۱,۵۶۹۴	۶,۱۷۵۳	۱,۷۳۶۸	۴,۸۶۸۸
۲	۱,۵۰۸۵	۴,۹۱۰۵	۱,۷۰۸۰	۲,۴۵۹۹	۱,۵۷۱۰	۴,۳۲۳۷
۳	۱,۱۶۳۲	۶,۸۰۸۸	۱,۵۸۶۷	۷,۳۲۶۹	۱,۳۰۴۸	۶,۹۶۸۲
۴	۲,۱۵۲۴	۴,۷۸۹۵	۱,۴۴۴۱	۲,۱۸۰۴	۲,۱۶۰۸	۴,۰۸۴۵

در جدول ۲ نتایج تعیین بیس لاین مربوط به ۱۰ سیگنال با استفاده از روش پیشنهادی و مقایسه با روش پیشین و نظر پزشک متخصص آورده شده است.

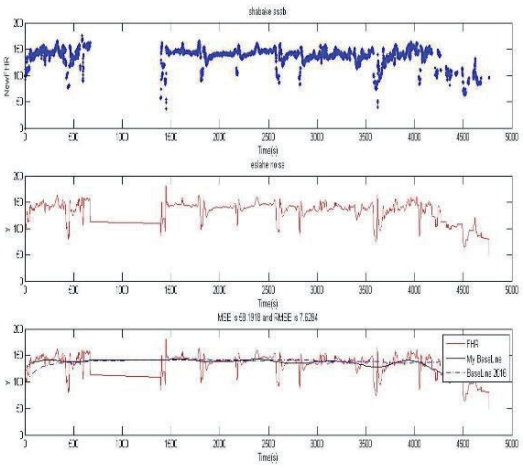
جدول (۲) نتایج مقایسه‌ی روش پیشنهادی و روش پیشین با نظر متخصص زنان و زایمان

Record Number	Doctor	BL 2016	My BL
1001	140	142	**139**
1002	150	153	**152**
1010	130-140	**133**	**130**
1012	130	**127**	125
1014	130-150	**136**	**134**
1015	145	**140**	139
1016	140	133	**136**
1018	160	156	**158**
1020	150	152	**151**
1024	140	**131**	**138**

بحث

هدف این آزمایش ارزیابی روش پیشنهادی در تعیین عدد بیس لاین ازنظر دقت می‌باشد. جدول۲ نتایج حاصل از این آزمایش را ارائه نموده است. نتایج این آزمایش نیز نشان داد روش پیشنهادی در تعیین عدد بیس لاین خیلی نزدیک‌تر به نظر پزشک متخصص زنان و زایمان نسبت به روش پیشین (مقاله‌ی ۲۰۱۶) شده است.

شکل ۹ مقایسه‌ی روش پیشین در تعیین بیس لاین به‌صورت یک خط [۲۳] با روش پیشنهادی در یک نمونه از سیگنال FHR را نشان می‌دهد.



جدول (۲) نتایج مقایسه‌ی روش پیشنهادی و روش پیشین با نظر متخصص زنان و زایمان

کارایی روش پیشنهادی ازنظر معیارهای دقت تشخیص و سرعت در زمان مورد آزمایش قرار گرفت و نتایج حاصل با نتایج روش‌های پیشین و نظر پزشک متخصص زنان و زایمان مقایسه شد که نتایج مقایسه‌ها نشان داد روش پیشنهادی قادر است سریع‌تر از روش مورد مقایسه، نویزهای spike را اصلاح نماید و همچنین روش پیشنهادی شبکه عصبی نسبت به روش پیشین با دقت بالاتر و خطای کمتری، فاصله های کمتر از ۱۵ ثانیه را درون یابی می‌نماید.و در پایان روش فیلترگذاری پیشنهادی نسبت به روش پیشین در تعیین عدد بیس لاین با دقت بالایی به نظر پزشک متخصص زنان و زایمان نزدیک بوده و طبق ایمیل های موجود برای تأیید یه گرفتن روش مذکور سازمان فدراسیون بین‌المللی زنان و زایمان(FIGO) مشخص گردید روش پیشنهادی مورد تائید جهانی بوده و نسبت به روش‌های پیشین دقت بالا و خطای کمتری دارد.

منابع

[1] Parer J, Quilligan E, Boehm F, Depp R, Devoe LD, Divon M, et al, "Electronic fetal heart rate monitoring: Research guidelines for interpretation," *American journal of obstetrics and gynecology, 1997;177(6):1385-90.*

[2] Gandhi H, Kean L, " Electronic fetal heart rate monitoring," *British journal of hospital medicine (London, England: 2008;69(7):388-91.*

[3] Graham EM, Petersen SM, Christo DK, Fox HE, "Intrapartum electronic fetal heart rate monitoring and the prevention of perinatal brain injury," Obstetrics & Gynecology, 2006;108(3, Part 1):656-66.

[4] Turan S, Turan O, Berg C, Moyano D, Bhide A, Bower S, et al, " Computerized fetal heart rate analysis, Doppler ultrasound and biophysical profile score in the prediction of acid–base status of growth-restricted fetuses," Ultrasound in Obstetrics & Gynecology. 2007;30(5):750-6.

[5] Signorini MG, Magenes G, Cerutti S, Arduini D, "Linear and nonlinear parameters for the analysisof fetal heart rate signal from cardiotocographic recordings," IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2003;50(3):365-74.

[6] Tucker SM, " Pocket Guide to Fetal Monitoring and Assessment:" Mosby; 2004.

[7] Freeman RK, " Problems with intrapartum fetal heart rate monitoring interpretation and patient management," Obstetrics & Gynecology, 2002;100(4):813-26.

[8] Mendez-Bauer C, Poseiro J, Arellano-Hernandez G, Zambrana M, Caldeyro-Barcia R, "Effects of atropine on the heart rate of the human fetus during labor," *American journal of obstetrics and gynecology*, 1963;85(8):1033-53.

[9] Cunningham F, Leveno K, Bloom S, Hauth J, Rouse D, Spong C. "Labor induction. Williams Obstetrics," *23rd ed New York: McGraw-Hill. 2010:500-10.*

[10] Ayres-de-Campos D, Spong CY, Chandraharan E. "FIGO consensus guidelines on intrapartum fetal monitoring: Cardiotocography". *International Journal of Gynecology & Obstetrics. 2015;131(1):13-24.*

[11] Cunningham F, Leveno K, Bloom S, Hauth J, Rouse D, Spong C. "Williams Obstetrics 23rd Edition McGraw Hill". *New York. 2010:2010.*

[12] Gandhi H, Kean L. Electronic fetal heart rate monitoring. British journal of hospital medicine (London, England: 2005). 2008;69(7):388-91.

[13] Fox HE. Intrapartum electronic fetal heart rate monitoring and the prevention of perinatal brain injury. Obstetrics & Gynecology. 2006;108(3, Part 1):656-66.

[14] Bernardes J, Costa-Pereira A, Ayres-de-Campos D, Van Geijn H, Pereira-Leite L. Evaluation of interobserver agreement of cardiotocograms. International Journal of Gynecology & Obstetrics. 1997;57(1):33-7.

[15] Bertha Guijarro-Berdiñas*, Amparo Alonso-Betanzos, Oscar Fontenla-Romero 1. Laboratory for Research and Development in Artificial Intelligence, Department of Computer Science, Faculty of Informatics, University of A Coruña, Campus de Elviña s/n, *15071, A Coruña, Spain Received 27 July 1999; received in revised form 16 January 2001.*

[16] Noguchi Y, Matsumoto F, Maeda K, Nagasawa T. "Neural network analysis and

evaluation of the fetal heart rate." Algorithms. 2009;2(1):19-30.

[17] Cristian Rotariu1, Alexandru Pasarica1, Gladiola Andruseac1, Hariton Costin1,2."Automatic Analysis of the Fetal Heart Rate Variability and Uterine Contractions". *2014 International Conference and Exposition on Electrical and Power Engineering (EPE 2014), 16-18 October, Iasi, Romania.*

[18] Shahad Alyousif*, MA Mohd, Bilal B, M Sheikh and M Algunaidi." Rule-Based Algorithm for Intrapartum Cardiotocograph Pattern Features Extraction and Classification." 10.06.2015; Accepted: 29.09.2016; Published: 11.10.2016.

[19] George Georgoulas1 , Petros Karvelis2 , Jiří Spilka3 , Václav Chudáček3 ,Chrysostomos D. Stylios2 , Lenka Lhotská. "Investigating pH based evaluation of fetal heart rate (FHR) recordings." Received: 25 October 2016/Accepted: 30 May 2017.

۲۰- بررسی NST و بررسی سلامت جنین (تفسیر مانیتورینگ الکترونیک، ضربان قلب جنین حین زایمان . اصول ارزیابی سلامت جنین) دکتر فاطمه رحیمی شعر باف، دکتر محبوبه شیرازی،۱۳۹۴

[21] Ji˘r´ı Spilka1 George Georgoulas2 Petros Karvelis2 Vangelis P. Oikonomou2 V´aclav Chud´a˘cek1 Chrysostomos Stylios2 Lenka Lhotsk´a1 Petr Jank˚u3. "Automatic evaluation of FHR recordings from CTU-UHB CTG database."

[22] George Georgoulas1 , Petros Karvelis2 , Jiří Spilka3 , Václav Chudáček3 , Chrysostomos D. Stylios2 , Lenka Lhotská. "Investigating pH based evaluation of fetal heart rate (FHR) recordings." Received: 25 October 2016/Accepted: 30 May 2017.

[23] Spilka J, Georgoulas G, Karvelis P, Oikonomou V, Chudáček V, Stylios C, et al. "Automatic evaluation of FHR recordings from CTU-UHB CTG database." In: Information technology in bio-and medical informatics; 2013. p. 47–61.