

«یادداشت فنی»

طراحی و ساخت دستگاه مانیتورینگ طولانی مدت انقباضات شکمی مادران باردار

محمد رضا یوسفی نجف آبادی^۱، بهنام باستانی^{۲*}، حمید ابریشمی مقدم^۳،

شهریار غریب زاده^۴، زهرا عسگری^۵

۱- مربی آموزشکده سما- دانشگاه آزاد اسلامی واحد خمینی شهر

۲- استادیار دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی

۳- دانشیار دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی

۴- استادیار دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر

۵- استادیار دانشکده مامایی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

* تهران، صندوق پستی ۱۳۵۵-۱۶۳۱۵

bbastani@gmx.net

(دریافت مقاله: بهمن ۱۳۸۳، پذیرش مقاله: بهمن ۱۳۸۵)

چکیده- ثبت فعالیتهای رحمی در خانه به منظور پیش‌بینی و جلوگیری از زایمان زودرس در بانوان باردار با ریسک بالا، ارزش اطلاعاتی بالایی دارد. در این مقاله دستگاهی با قابلیت بسیار بالا به منظور نمایش و ضبط طولانی مدت و غیر تهاجمی تغییرات و فعالیتهای رحمی در بانوان باردار معرفی می‌شود. این دستگاه جدید به منظور حس و ضبط کردن قابل انعطاف فعالیتهای رحمی بر پایه یک اسیلاتور کولپیتز سلفی و نوسانات یک هسته فریتی درون یک سلف پایه‌ریزی شده است. فرکانس خروجی اسیلاتور متناسب با فشارمنتقل شده به سطح شکم تغییر می‌کند و برای پردازشهای بعدی و همچنین ضبط و نمایش انقباضات رحمی، به مانیتور قابل حمل وارد می‌شود. مانیتور قابل حمل پس از اندازه‌گیری فرکانس و انجام پردازشهای بعدی، یک پایگاه داده باحجم بسیار بالا را برای بیمار پشتیبانی می‌کند. این دستگاه وزن بسیار کم، پایداری بالا و قیمت پایین داشته و به راحتی قابل به کارگیری برای مانیتورینگ طولانی مدت فعالیت رحمی است. این دستگاه همچنین از قابلیت اتصال به رایانه برخوردار است. از دیگر خصوصیات این دستگاه، امکان کالیبره شدن سنسور توسط نرم‌افزار است. پارامترهای سنسور این دستگاه عبارتند از: دقت برابر ۰/۱۳ میلی‌متر جیوه، تکرارپذیری ۰/۹۶٪ و محدوده ورودی ۰ تا ۹۵/۳۲ میلی‌متر جیوه.

کلید واژگان: اندازه‌گیری فشار، مانیتورینگ فعالیتهای رحمی، فشار شکمی، ثبت طولانی مدت انقباضات، تشخیص زودهنگام زایمان زودرس.

۱- مقدمه

انقباضات به‌طور عادی از هفته شانزدهم بارداری شروع می‌شود و هر چه مادر به پایان بارداری نزدیکتر می‌شود، شدت انقباضات افزایش و فواصل بین آنها کمتر می‌شود. نتیجه این انقباضات محکم شدن طبیعی رحم است که در واقع تمرینی برای زایمان محسوب می‌شود [۱].

تولد نوزاد در فاصله هفته‌های ۳۷ تا ۴۲ طبیعی است. در خلال ماههای آخر دوران بارداری، مادر متحمل انقباضاتی می‌شود که معمولاً دردناک هستند. این

در اواسط سال ۱۹۸۰ میلادی، روش جدیدی برای مانیتورینگ فعالیت‌های رحمی^۱ ابداع شد که بر پایه آشکارسازی خودکار انقباضات پایه‌ریزی شده است [۶]. مطالعات کلینیکی زیادی بر روی این روش انجام شده و نتایج مثبتی را در جلوگیری از زایمان زودرس در زنان با ریسک بالا نشان داده است [۶-۹]. اما این سیستمها غالباً گران، غیرقابل انعطاف و با قابلیت اعتماد پایین هستند.

در سیستم حاضر، انقباضات رحمی به وسیله یک سنسور فشار خارجی (معروف به تاکودینامومتر^۲) نصب شده بر روی سطح شکم مادر ثبت می‌شود. انقباضات رحمی ثبت شده، توسط تلفن یا مودم برای انجام مراقبت‌های لازم به پزشک رسانده می‌شود. پزشک با مطالعه دامنه و فرکانس انقباضات رحمی، دستورات لازم را صادر می‌کند. اگر فرکانس انقباضات از حدی فراتر رود، مادر باردار می‌تواند از سیستم، مراقبت‌های پزشکی بیشتری را طلب کند یا فوراً به یک پزشک متخصص مراجعه کند.

در کل انقباضات رحمی می‌توانند به دو روش مستقیم و غیرمستقیم مانیتور شوند. انقباضات باعث افزایش فشار مایع آمنیوتیک^۳ در داخل رحم باردار می‌شود. به این ترتیب، با استفاده از یک کاتتر، فشار داخل رحم را به سادگی می‌توان اندازه‌گیری کرد. این روشها معمولاً در مانیتورینگ کلینیکی مورد استفاده قرار می‌گیرند. اما استفاده از کاتتر در اندازه‌گیری غیرتهاجمی فشار یا به صورت سیار ممکن نیست. در روشهای غیرتهاجمی یا غیرمستقیم، انقباضات رحمی با استفاده از تاکودینامومترها ثبت می‌شود. تاکودینامومترها در واقع برای حس کردن فشار رحمی استفاده می‌شوند. یکی از این روشها، استفاده از ابزار حساسه در مقابل شکم است. این وسیله که در واقع برای گرفتن EMG رحم استفاده

زایمان زودرس به زایمانی اطلاق می‌شود که در فاصله هفته‌های ۲۰ تا ۳۷ روی دهد. زایمان زودرس یکی از عوامل مهم بیماریها و مرگ و میر نوزادان است و هزینه‌های زیادی را برای مراقبت‌های پزشکی به جوامع تحمیل می‌کند. این در حالی است که درصد وقوع زایمانهای زودرس در جوامع توسعه یافته و در حال توسعه به شدت در حال افزایش است که نتیجه آن تحمیل هزینه‌های پزشکی بسیار بالایی به اقتصاد جوامع است [۲]. داده‌های آماری نشان می‌دهد که ۸ تا ۱۰ درصد از زایمانها در ایالات متحد زودرس بوده و هزینه‌ای بالغ بر سه بیلیون دلار را در هر سال به اقتصاد این کشور تحمیل می‌کند [۳]. تاکنون روشهای متنوعی برای تشخیص زود هنگام و جلوگیری از زایمان زودرس ابداع شده که در میان آنها می‌توان معاینات سرویکال (معاینات گردنه رحم) و تشخیص انقباضات رحم به وسیله دست را نام برد. اما این روشها اولاً دارای دقت خوبی نبوده و نتایج خوبی در تشخیص و پیشگیری نشان نداده‌اند و ثانیاً این روشها غیر سیستماتیک بوده و نیاز به حضور پزشک دارند [۴]. خطر تولد زودرس به‌طور قابل ملاحظه‌ای می‌تواند با پرستاری و اقدامات فیزیکی تصحیح کننده و داروهای شیمیایی کاهش یابد؛ اما این منوط به تشخیص به موقع است. تشخیص علائم زایمان زودرس در مادر از این رو دشوار است که انقباضات اتفاق افتاده اولاً همگی قابل ثبت نیستند و ثانیاً مادر به طور دقیق قادر به ثبت آنها نیست. اگر این انقباضات به طور مؤثر و دقیق ثبت شوند می‌توانند به پزشک در تشخیص به موقع علائم زایمان زودرس کمک کنند. محققان نشان داده‌اند که فقط ۱۷٪ از انقباضات رحمی می‌تواند به طور دقیق توسط افراد گزارش داده شود [۵]. انقباضات مربوط به زایمان زودرس ممکن است هر ۱۵ دقیقه یا با فواصل کوتاه‌تر، روی دهد. هر یک از این انقباضها معمولاً بین ۴۰ تا ۱۲۰ ثانیه به طول می‌انجامند.

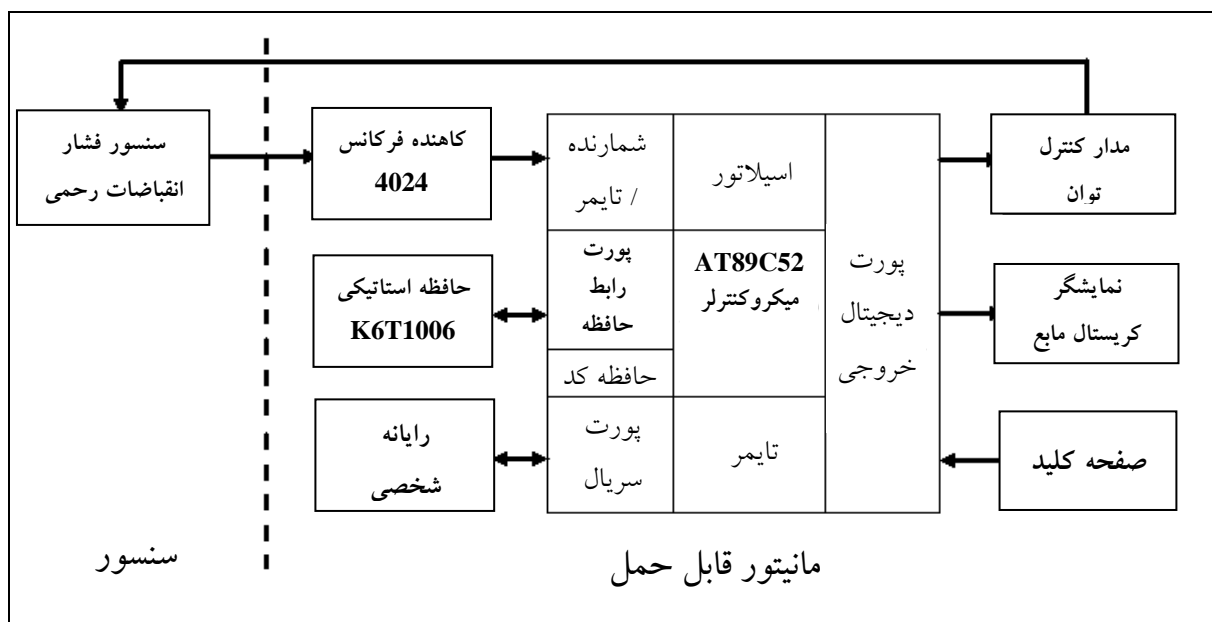
1. HUAM
2. Tocodynamometer
3. Amniotic fluid

در این مقاله، ابتدا سنسور فشار ساده‌ای که می‌تواند فشار ناشی از انقباضات رحمی را به تغییرات فرکانس توسط یک هسته فریتی و یک مدار اسیلاتور سلفی تبدیل کند، معرفی و سپس نحوه استفاده از این داده‌ها برای مانیتورینگ طولانی مدت انقباضات رحمی و تشخیص زود هنگام زایمان زودرس، شرح داده می‌شود. این دستگاه مزیت‌های زیادی از جمله سادگی، پایداری، قابلیت اعتماد بالا، تلفات پایین، توان مصرفی کم و هزینه ساخت کم دارد. این دستگاه جدید برای مانیتورینگ طولانی مدت فشار شکمی و کاربردهای مشابه بسیار مناسب است [۱۳].

۲- بلوک دیاگرام سیستم پیشنهادی

سیستم پیشنهادی برای مانیتورینگ طولانی مدت انقباضات رحمی از سنسور فشار و مانیتور قابل حمل تشکیل شده که بلوک دیاگرام آن در شکل ۱ آورده شده است.

می‌شود، به ثبت سیگنال‌های تولید شده توسط عضلات می‌پردازد. اما مقادیر اندازه‌گیری شده دارای یک محدودیت جدی هستند که از آنجا ناشی می‌شود که فشار پایه شکم، دائماً با تنفس و حرکت بدن در حال تغییر است. به همین دلیل برای استخراج انقباضات از سیگنال‌های ثبتی باید به ابزارهای ریاضی متوسل شد. برای مثال چندین روش تحلیل زمان-فرکانس برای این کار پیشنهاد شده است که انقباضات را از روی تغییرات فرکانس سیگنال EMG مشخص می‌کنند [۱۰-۱۱]. اما الگوریتم‌های تشخیص نیازمند صرف توان تحقیقاتی، محاسباتی و مصرفی بالایی هستند و همین امر استفاده از آنها را برای روش‌های مانیتورینگ سیار، مشکل ساخته است. در روش‌های دیگر از تاکودینامومترهای ویژه‌ای برای حس کردن تغییرات فشار رحم استفاده می‌شود. این سنسورها را توسط استرین گیج‌ها، ترانسفورمرهای تفاضقی با تغییرات خطی (LVDT) یا مواد پیزوالکتریک می‌توان ساخت [۱۲]. مشکل عمده این سنسورها گران بودن، پیچیده بودن، پایداری کم و نیازمندی به کالیبراسیون است.

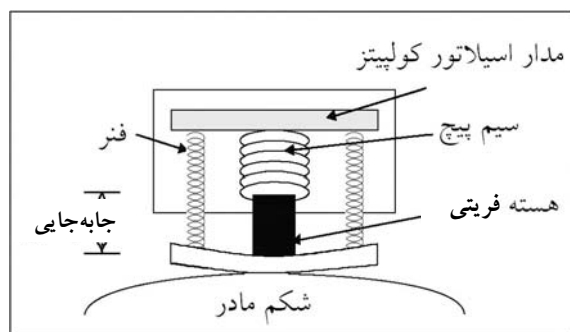


شکل ۱ بلوک دیاگرام سیستم پیشنهادی

داده به پایگاه داده شخصی بیمار بر روی کامپیوتر شخصی است. این ارتباط از طریق پورت UART امکان‌پذیر شده است. همچنین نمایشگر کریستال مایع (LCD) تعبیه شده بر روی دستگاه، فشار را در هر لحظه به صورت لحظه‌ای^۲ نمایش می‌دهد و علاوه بر این، ارتباط بسیار مناسبی را در وضعیت‌های مختلف سیستم، با مادر بردار پشتیبانی می‌کند. مدار کنترل توان پیش‌بینی شده، علاوه بر تبدیل ولتاژ باتری به ولتاژ +۵ ولت تثبیت شده و پایدار، وظیفه تأمین توان حافظه خارجی در مواقع خاموش بودن دستگاه را نیز بر عهده دارد. این مدار همچنین وظیفه کاهش توان مصرفی سنسور را توسط مدار اداره کننده توان و از طریق دریافت سیگنال کنترلی از میکروکنترلر، در مواقعی که نمونه‌برداری انجام نمی‌شود، بر عهده دارد.

۳- ساختمان سنسور

ساختمان سنسور پیشنهادی در شکل ۲ مشاهده می‌شود.



شکل ۲ ساختمان سنسور

انقباضات رحمی به جابه‌جایی طولی هسته فریتی توسط چهار فنر بر طبق قانون هوک تبدیل می‌شوند و یک اسیلاتور سلفی کولپیتز جابه‌جایی را به تغییرات فرکانسی تبدیل می‌کند. همانطور که در طرحواره شکل ۳ نشان داده شده، فرکانس اسیلاتور توسط ترانزیستور Q_1 ، خازنهای C_1 و C_2 و سیم‌پیچ L_1 به وسیله رابطه (۱) تعیین می‌شود:

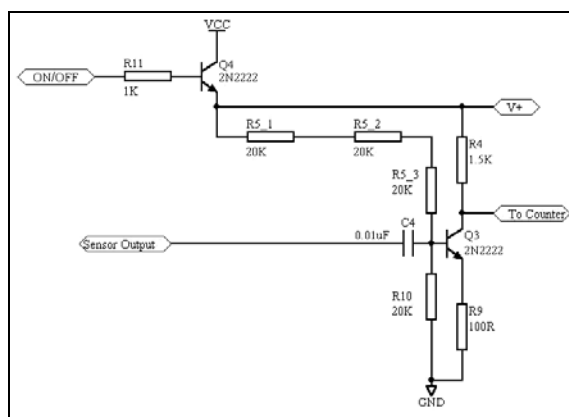
سنسور، وظیفه تبدیل فشار سطح شکم به سیگنال الکتریکی را بر عهده دارد. این سنسور، فشار ناشی از فعالیت رحمی را به تغییرات فرکانسی در رنج ۱ تا ۲ مگاهرتز تبدیل می‌کند. مانیتور قابل حمل بر پایه میکروکنترلر پایه‌ریزی شده که در اینجا از AT89C52 به خاطر قابلیت عملیاتی بالای آن استفاده شده است. مدار مجتمع شمارنده CMOS که شمارنده موج گونه باینری است، وظیفه پایین آوردن فرکانس خروجی سنسور و تحویل آن به میکروکنترلر را بر عهده دارد. میکروکنترلر پس از نگاشت فرکانس و خطی سازی منحنی کالیبراسیون سنسور، تغییرات فرکانسی خروجی شمارنده (۱۲۷ تا ۲۱۶ کیلوهرتز) را به سطوح ۰ تا ۱۰۰ جندی سازی می‌کند.

در این میکروکنترلر از سه تایمر، یکی برای تولید وقفه‌های یک ثانیه‌ای، دیگری به عنوان شمارنده ۱۶ بیتی فرکانس و سومی برای تولید وقفه‌های ۱۰ میلی‌ثانیه‌ای استفاده شده است. شمارنده ۱۶ بیتی در زمانی که تایمر ۱ ثانیه‌ای وقفه می‌دهد، آغاز به کار کرده و از فرکانس نمونه‌برداری می‌کند. حافظه استاتیکی با قابلیت دسترسی تصادفی^۱، پایگاه داده را برای مدت زمانی طولانی (چندین ماه) برای سیستم نگهداری می‌کند. فضای قابل دسترسی در این حافظه استاتیکی ۱۲۸ کیلو بایت بوده و با استفاده از نوعی الگوریتم فشرده سازی بسیار قوی، امکان این مانیتورینگ طولانی مدت را فراهم می‌سازد. کلید نصب شده بر روی دستگاه برای تنظیم دستی مقدار فشار آستانه و کالیبره کردن سنسور پس از هر بار نصب، استفاده می‌شود. این سیستم همچنین در هر لحظه مشغول بررسی شرایط مادر بوده و هر زمانی که احتمال خطر زایمان زودرس را برای بیمار تشخیص دهد، توسط نمایشگر کریستال مایع (LCD) تعبیه شده بر روی دستگاه مادر را مطلع خواهد کرد. از امکانات دیگر این سیستم، امکان انتقال هوشمند اطلاعات موجود در پایگاه

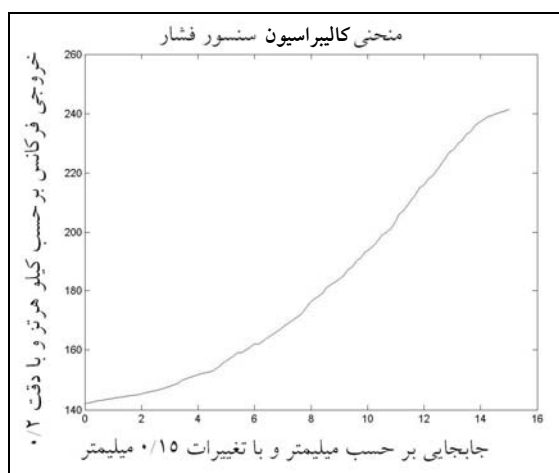
2. Real time

1. SRAM

اما میکروکنترلر با یک نگاهت فرکانسی، خروجی سیستم را کاملاً خطی می‌کند. مدار کنترل توان (Q_2) نیز برای کاهش مصرف توان سنسور در مواقعی که نمونه برداری انجام نمی‌شود، در نظر گرفته شده است.



شکل ۴ طرح شماتیک مدار ماینیتور شامل بافر TTL و مدار کنترل توان



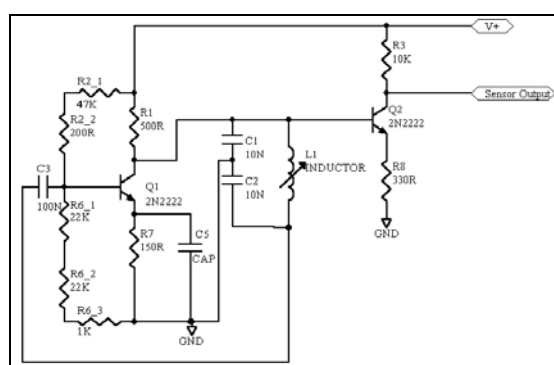
شکل ۵ تغییرات فرکانس خروجی بر حسب جابه‌جایی

۴- نرم‌افزار سیستم

روند نمایی نرم‌افزار سیستم پیشنهادی در شکل ۶ نمایش داده شده است. از فرکانس هر یک ثانیه یک بار نمونه‌برداری و توسط میکروکنترلر فرکانس اندازه‌گیری می‌شود. با توجه به اینکه تغییرات فرکانس خروجی نسبت به جابه‌جایی غیرخطی است، میکروکنترلر فرکانس حاصل از مرحله قبلی را به یک جدول نگاهت فرکانس

$$f = \frac{1}{2\pi \sqrt{L_1 \left(\frac{C_1 C_2}{C_1 + C_2} \right)}} \quad (1)$$

جابه‌جایی هسته فریتی، اندوکتانس سلف را تغییر داده و باعث تغییر فرکانس اسیلاتور می‌شود. مدار بافر (Q_2) طراحی شده، اسیلاتور کولپیتز را از خازنهای ناخواسته اتصالات و کابل ایزوله می‌کند و در نهایت سیگنال خروجی اسیلاتور به دستگاه ماینیتور قابل حمل وارد می‌شود.



شکل ۳ طرح شماتیک مدارهای سنسور شامل مدار اسیلاتور و بافر

در قسمت ماینیتور، توسط مدار بافر دیگری (Q_3) خروجی سنسور مطابق سطوح ولتاژ TTL شکل‌دهی می‌شود (شکل ۴). پس از این مرحله برای ساده شدن اندازه‌گیری تغییرات فرکانسی، توسط یک شمارنده موج گونه‌باینری^۱ کار کاهش فرکانس انجام می‌شود. در تحقیق انجام شده، از خروجی مدار مجتمع شمارنده ۴۰۲۴ برای این منظور استفاده شده است. فرکانس خروجی توسط میکروکنترلر اندازه‌گیری می‌شود. همچنین میکروکنترلر این تغییرات فرکانس را به سطوح صفر تا صد کوانتیزه می‌کند و در پردازشهای بعدی مورد استفاده قرار می‌دهد. از رابطه (۱) مشاهده می‌شود که سیستم رفتاری غیرخطی دارد. در شکل ۵ تغییرات فرکانس خروجی بر حسب جابه‌جایی قابل مشاهده است.

1. Binary Ripple Counter

ویژگی بسیار مهم دیگری که برای این دستگاه در نظر گرفته شده، وجود الگوریتمی برای پیش‌آگاهی دادن به مادر باردار در باره خطر احتمال وقوع زایمان زودرس است. این کار توسط یک الگوریتم تشخیصی و تعیین آستانه مطابق دستورات پزشک متخصص انجام می‌شود. در این الگوریتم برای تشخیص شرایط غیرنرمال، سه شرط زیر پیاده‌سازی شده است.

۱- سیگنال غیر نرمال برای مدت زمان ۲ ساعت به طور متوالی مشاهده شود.

۲- سیگنال غیر نرمال بیش از ۳۰ دقیقه در هر ساعت وجود داشته باشد و این علامت در طی چند ساعت تکرار شود.

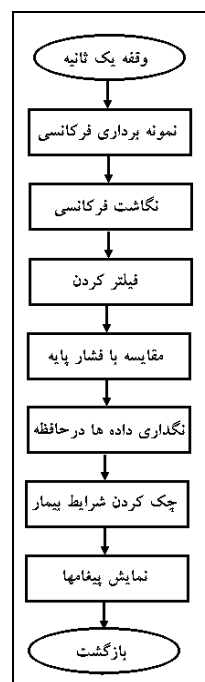
۳- سیگنال غیر نرمال برای چند دقیقه ظاهر شود، اما در طی چند روز این نشانه مکرراً پدیدار شود.

این شروط توسط بسیاری از پزشکان متخصص تأیید شده است. با وجود این، تمامی این شرایط توسط نظر شخصی پزشک متخصص و توسط نرم‌افزار مربوط برنامه‌ریزی شده و قرار گرفته بر روی کامپیوتر شخصی پزشک قابل تغییر است.

۵- نتیجه‌گیری

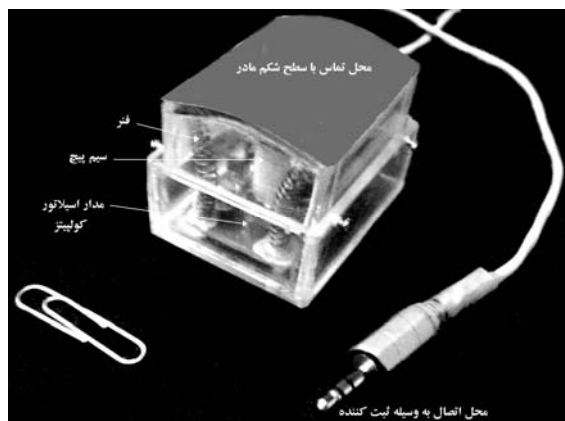
در مقایسه با سیستمهای مشابه موجود، سیستم پیشنهادی که بر پایه سنسور فشار و برای آشکارسازی انقباضات رحمی به کار رفته، کوچکتر و سبکتر بوده و ساختاری متناسب با ساختار شکم دارد. بنابراین بار تحمیلی بر شکم را کاهش داده و موجبات ناراحتی بیمار را فراهم نمی‌کند. این دستگاه همچنین از پایداری بسیار بالایی برخوردار بوده و خروجی قابل اطمینانی را در شرایط مختلف ایجاد می‌کند. کار با این وسیله بسیار ساده بوده و با هزینه بسیار کم قابل عرضه است. علاوه بر این الگوریتم تشخیصی که برای آشکارسازی خودکار علامتهای غیر طبیعی در نظر گرفته شده، امکان هشدار به بیمار را در باره احتمال خطر زایمان زودرس به وجود

وارد کرده و فرکانس جدید را به دست می‌آورد. بدین ترتیب منحنی کالیبراسیون سنسور کاملاً خطی می‌شود. پس از آن این فرکانس جدید برای پردازشهای بعدی به سطوح ۰ تا ۱۰۰ چندی‌سازی (کوانتیزه) می‌شود. سیگنال فشار انقباضات رحمی به دست آمده از سنسور دارای یک مشکل عمده است که ناشی از سوار شدن سیگنال تنفسی از طریق دیوار شکم بر روی موج ثبت شده انقباضات است. طیف فرکانس سیگنال تنفسی در محدوده ۰/۰۶ تا ۰/۳ هرتز است. برای حذف این سیگنال ناخواسته تنفسی از یک فیلتر پایین گذر FIR با فرکانس قطع ۰/۰۵ هرتز استفاده شده است.



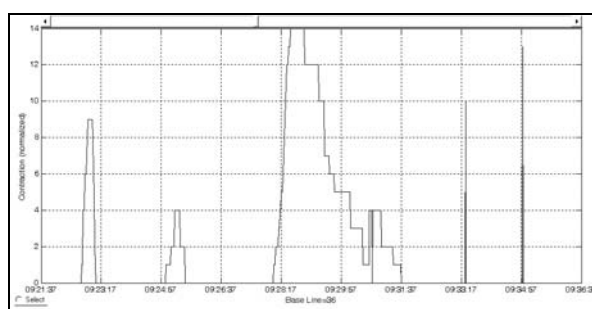
شکل ۶ روند نمای نرم‌افزار

تعیین مقدار فشار پایه نیز توسط کلید تعبیه شده بر روی دستگاه، به طور دستی و در مواقع تغییر وضعیت امکان‌پذیر است. این کلید هم‌چنین کار کالیبراسیون سنسور را بر عهده دارد. سیگنال به دست آمده از این مرحله، پس از مقایسه با فشار پایه توسط میکروکنترلر، در داخل حافظه استاتیکی خارجی (SRAM) ذخیره‌سازی می‌شود.



شکل ۷ تصویر نمونه ساخته شده سنسور

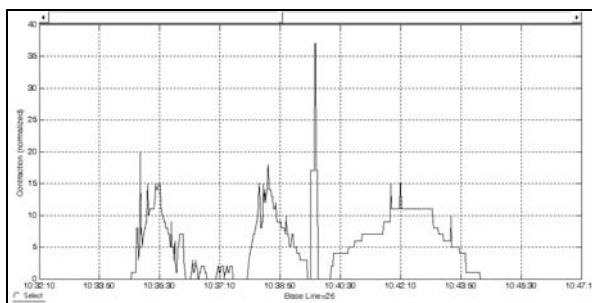
می‌آورد و ایشان نیز می‌تواند برای آزمایشهای پزشکی دقیق‌تر و جزئی‌تر به پزشک متخصص خود مراجعه کرده یا در بیمارستان تحت مراقبت قرار گیرد. این قابلیت همچنین ادامه فعالیت و کار را برای خانمهای باردار، در شرایط عادی امکان‌پذیر کرده و بستری شدن غیر ضروری آنها را لغو می‌کند و به این ترتیب فرد می‌تواند با خیال آسوده برای مدت زمان طولانی به فعالیتهای معمول خود بپردازد. در جدول ۱، مشخصات سنسور مورد استفاده و در شکل ۷، نمونه ساخته شده آورده شده است.



شکل ۸ نمونه ثبت شده سیگنال انقباضات از بیمار اول

جدول ۱ مشخصات فنی سنسور اندازه‌گیری فشار در سطح شکم

ابعاد	۵۲×۴۳×۲۱ میلی‌متر در حالت فشرده ۵۲×۴۳×۴۱ میلی‌متر در حالت آزاد
وزن	۳۸ گرم
توان مصرفی	۸/۲ میلی آمپر در ولتاژ ۵ ولت
زمان تثبیت فرکانس خروجی	کمتر از ۵۰۰ میکرو ثانیه
رنج فرکانس خروجی	۱ تا ۲ مگاهرتز
دقت	۰/۱۳ میلی‌متر جیوه
تکرار پذیری	۹۶٪
درصد غیرخطی بودن	۱۰/۲۲٪ بدون اصلاح نرم افزاری ۰/۱٪ با اصلاح نرم افزاری
محدوده فشار قابل اندازه‌گیری	۰ تا ۹۵/۳۲ میلی‌متر جیوه



شکل ۹ نمونه ثبت شده سیگنال انقباضات از بیمار دوم

شکل ۹ مربوط به مادر دیگری است که به دلیل دکولمان جفت، در بخش لایبر همین بیمارستان تحت نظر بوده است. همانطور که مشاهده می‌شود در هر دو نمونه، شدت انقباضات مقیاس شده از صفر تا صد، بر حسب زمان نمونه‌برداری ترسیم شده است. مقدار فشار پایه نیز در زیر نمودارها ثبت شده است. لازم است ذکر شود که این انقباضات پس از کم کردن فشار پایه از انقباض در هر مرتبه نمونه‌برداری به‌دست آمده است. پیکها مربوط

۶- نمونه‌ها و نتایج ثبت شده

سیگنالهای انقباضات ثبت شده توسط این دستگاه در شکلهای ۸ و ۹ آورده شده است. نمونه شکل ۸ مربوط به یک مادر باردار پس از مراجعه به بخش اورژانس بیمارستان رویین‌تن آرش است. این سیگنال مربوط به چندین ساعت قبل از زایمان وی است.

به شدت انقباضات است. در شکل ۱۰ تصویر نمونه دستی ساخته شده سیستم پیشنهادی مشاهده می شود.

زودرس و ارزشمند تر از آن در مانیتورینگ انقباضات رحمی مثبت ارزیابی می شود.



شکل ۱۰ تصویر نمونه دستی ساخته شده دستگاه

۷- منابع

[1] F. Gary Cunningham; Norman F. Gant; Kenneth J. Leveno; Larry C. Gilstrap; John C. Hauth; Katharine P. Wenstrom; Williams *Obstetrics*; 21 Edition; Mc Graw-Hill Medical Division; 2001.

[2] Mary L. Moore; Margaret C. Freda; "Reducing Preterm and Low Birth: Still a Nursing Challenge"; *American Journal of Maternal Child Nursing*; July 1998; Vol. 23; PP. 200-208.

[3] David G. Weismiler; "Preterm Labor"; *American Family Physician*; 1999; February; PP. 593-604.

[4] "Home Uterine Activity Monitoring for Preterm Labor: Review Article"; *Journal of the American Medical Association*; 1993; Vol. 270; PP. 371-376.

[5] C. A. Beckmann; C. R. Beckmann; G. J. Stanziano; N. K. Bergauer; C. B. Martin; "Accuracy of Maternal Perception of Preterm Uterine Activity"; *Amer. J. Obstet. Gynecol.*; Feb. 1996; Vol. 174; PP. 672-675.

[6] M. Katz; P. J. Gill; R. B. Newman; "Detection of Preterm Labor by Ambulatory Monitoring of Uterine Activity: A Preliminary Report"; *Amer. J. Obstet. Gynecol.*; Dec. 1986; Vol. 68; PP. 773-778.

[7] R. J. Wapner; D. B. Cotton; R. Artal; R. J. Librizzi; M. G. Ross; "A Randomized Multi Center Trial Assessing a Home Uterine Activity Monitoring Device Used in the Absence of Daily Nursing Contact"; *Amer. J. Obstet. Gynecol.*; Mar. 1995; Vol. 172; PP. 1026-1034.

[8] T. Colton; H. Kayne; Y. Zhang; T. Heeren; "A Metaanalysis of Home Uterine Activity Monitoring"; *Amer. J. Obstet. Gynecol.*; Nov. 1995; No. 173; PP. 1499-1505.

[9] M. J. Corwin; S. M. Mou; S. G. Sunderji; S. Gall; H. How; V. Patel; M. Gray; "Multicenter Randomized Clinical Trial of Home Uterine Activity Monitoring: pregnancy

در طی این تحقیق، برای جامعه آماری ۲۳ نفره کاندیدای زایمان پیش از موعد در طی ۱۵ روز در بیمارستان و زایشگاه مهرگان اصفهان با آزمایش دستگاه بین ۲۰ دقیقه تا یک ساعت بر روی هر یک از بیماران، این دستگاه خطر زایمان زودرس را در ۱۵ نفر از آنان تأیید کرد. پس از اخذ بازخورد از بیمارستان مشخص شد که ۱۶ نفر از افراد بستری شده در این مرکز درمانی به زایمان پرترم مبتلا گشتند و در مورد آنها تشخیص صحیحی صورت گرفته بود. یک نفر نیز به دکولمان جفت دچار گشت و بقیه افراد زایمان طبیعی داشتند. پس از بررسی نتایج بیمارستان و نتایج استخراج شده از دستگاه مشخص شد که از ۱۵ نفری که دستگاه زایمان زودرس را در آنها تأیید کرده بود، ۱۲ نفر جزو دسته ۱۶ نفره‌ای بودند که نهایتاً دچار وضع حمل پرترم گشتند و ۳ نفر دیگر با زایمان طبیعی وضع حمل کردند. از دسته ۷ نفره‌ای نیز که دستگاه خطر وضع حمل پرترم را در آنها تأیید نکرده بود دو نفر جزو افرادی بودند که وضع حمل طبیعی داشتند. در مجموع دستگاه پیشنهادی در ۶۵٪ موارد تشخیص متخصصان را تأیید کرد، در موارد مثبت وضع حمل پرترم ۷۵٪ تشخیص صحیح داشته و در موارد منفی وضع حمل پرترم ۲۸٪ تشخیص صحیح داشته است. در مجموع عملکرد دستگاه در پیش‌بینی زایمان

[12] P. O. Isaacson; "Tocodynamometer"; U. S. Patent; 1987; No. 4; PP. 640 295.

[13] C. L. Lin; H. C. Wu; T. T. Liu; M. H. Lee; T. S. Kuo; S. T. Young; "A Portable Monitor for Fetal Heart Rate and Uterine Contraction"; *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*; Nov. 1994; PP. 80-84.

[۱۴] م. ر. یوسفی نجف آبادی؛ ب. باستانی، ح. ابریشمی
مقدم؛ "نمایش و ضبط طولانی مدت انقباضات شکمی
مادران باردار"؛ سیزدهمین کنفرانس مهندسی برق ایران؛
دانشگاه زنجان؛ اردیبهشت ماه ۱۳۸۴.

Out comes for All Women Randomized"; *Amer. J. Obstet. Gynecol.*; Nov. 1996; Vol. 175; PP. 1281-1285.

[10] M. Khalil; J. Duchene; C. Marque; H. Lemen; "Detection and Classification in Uterine Electromyography by Multiscale Representation"; *Proc. 19th Annu. Conf. IEEE/ EMBS*, Chicago; IL; 1997; PP. 1609-1608.

[11] J. Duchene; D. Devedeux; S. Mansou; C. Marque; "Analyzing Uterine EMG: Tracking Instantaneous Burst Frequency"; *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*; Mar. 1995.