

مانیتورینگ طولانی مدت انقباضات شکمی مادران باردار

محمد رضا یوسفی نجف آبادی^۱، بهنام باستانی^۱، زهرا یوسفی نژاد^۲،

زهرا عسگری^۳، شهریار غریب زاده^۴

^۱دانشکده برق دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، ^۲دانشکده فنی صدا و سیما،

^۳دانشگاه علوم پزشکی تهران، ^۴دانشگاه صنعتی امیر کبیر

E-mail: yousefi@eetd.kntu.ac.ir

چکیده: ثبت فعالیتهای رحمی در خانه (HUAM) به منظور پیش بینی و جلوگیری از زایمان زودرس در بانوان باردار با ریسک بالا، از ارزش اطلاعاتی بالائی برخوردار است. در این مقاله پس از معرفی روش ثبت فعالیتهای رحمی در خانه، یک دستگاه با قابلیت بسیار بالا به منظور نمایش و ضبط طولانی مدت و غیر تهاجمی تغییرات و فعالیتهای رحمی در بانوان باردار پیشنهاد می شود. این طرح جدید به منظور حس و ضبط قابل انعطاف فعالیتهای رحمی بر پایه یک اسیلاتور سلفی کولپیتز و نوسانات یک هسته فریتری درون یک سلف پایه ریزی شده است. فرکانس خروجی اسیلاتور متناسب با فشارمنتقل شده به سطح شکم تغییر می کند و برای انجام پردازش های بعدی و همچنین ضبط و نمایش انقباضات رحمی، وارد مانیتور قابل حمل می گردد. مانیتور قابل حمل نیز پس از اندازه گیری فرکانس و انجام پردازشهای بعدی، یک پایگاه داده باحجم بسیار بالا را برای بیمار پشتیبانی می کند. دستگاه پیشنهادی دارای وزن خیلی کم، پایداری بالا و قیمت پائین بوده و به راحتی قابل ساخت و بکارگیری برای مانیتورینگ طولانی مدت فعالیت رحمی است. همچنین این دستگاه از قابلیت اتصال به رایانه نیز برخوردار می باشد. از دیگر خصوصیات این دستگاه، کالیبراسیون سنسور آن توسط نرم افزار است.

کلید واژه: اندازه گیری فشار- مانیتورینگ فعالیتهای رحمی- فشار شکمی- ثبت طولانی مدت انقباضات- تشخیص زود هنگام زایمان زودرس.

۱- مقدمه

تولد نوزاد مابین هفته های ۳۷ تا ۴۲ طبیعی می باشد. در خلال ماههای آخر دوران بارداری مادر متحمل یکسری انقباضات می شود که معمولاً دردناک هستند. این انقباضات بطور عادی از هفته شانزدهم بارداری شروع می شوند و هر چه مادر به پایان بارداری نزدیک می شود، شدت انقباضات افزایش و فواصل ما بین انقباضات کوتاه می شود. نتیجه این انقباضات محکم شدن طبیعی رحم است که در واقع تمرینی برای زایمان می باشد [۱].

زایمان زودرس به زایمانی اطلاق می شود که ما بین هفته های ۲۰ تا ۳۷ اتفاق افتد. زایمان زودرس یکی از عوامل مهم بیماریها و مرگ و میر در بین نوزادان است و هزینه های زیادی را برای انجام مراقبتهای پزشکی به جوامع تحمیل می کند. و این در حالیکه درصد وقوع زایمانهای زودرس در جوامع توسعه یافته و در حال توسعه بشدت در حال افزایش است که

نتیجه آن تحمیل هزینه های پزشکی بسیار بالایی به اقتصاد جوامع است [۲]. داده های آماری نشان می دهد که ۸ تا ۱۰ درصد زایمانها در ایالات متحده زودرس بوده و هزینه ای بالغ بر سه بلیون دلار را در هر سال به اقتصاد این کشور تحمیل کرده است [۳]. تاکنون روشهای متنوعی برای تشخیص زود هنگام و جلوگیری از زایمان زودرس ابداع شده که از جمله آنها می توان معاینات سرویکال (معاینات گردنه رحم) و تشخیص انقباضات رحم بوسیله دست را نام برد. ولی این روشها اولاً دارای دقت خوبی نبوده و نتایج خوبی را در تشخیص و پیشگیری نشان نداده اند و ثانیاً این روشها غیر سیستماتیک بوده و نیاز به حضور پزشک دارند [۴]. خطر تولد زودرس بطور قابل ملاحظه ای می تواند با پرستاری، اقدامات فیزیکی تصحیح کننده و داروهای شیمیایی کاهش یابد. اما این منوط به تشخیص بهنگام آن است. تشخیص علائم زایمان زودرس در یک مادر از این رو دشوار است که انقباضات اتفاق افتاده اولاً همگی قابل

استفاده از یک کاتتر، می توان فشار داخل رحم را بسادگی اندازه گیری کرد. این روشها معمولاً در مانیتورینگ کلینیکی مورد استفاده قرار می گیرند. اما استفاده از کاتتر در اندازه گیری غیرتهاجمی فشار و یا به صورت سیار ممکن نیست. در روشهای غیر تهاجمی یا غیر مستقیم، انقباضات رحمی با استفاده از تاکودینامومترها ثبت می گردند. تاکودینامومترها در واقع برای حس کردن فشار رحمی، مورد استفاده قرار می گیرند. یکی از این روشها، استفاده از یک ابزار حساسه در مقابل شکم است. این وسیله که در واقع برای گرفتن EMG رحم استفاده می شود، به ثبت سیگنالهای تولید شده توسط عضلات می پردازد. اما مقادیر اندازه گیری شده دارای یک محدودیت جدی هستند و آن از آنجا ناشی میشود که فشار پایه شکم دائماً با تنفس و حرکت بدن در حال تغییر بوده و فشار پایه دائماً در حال تغییر است. به همین دلیل برای استخراج انقباضات از سیگنالهای ثبتی باید به ابزارهای ریاضی متوسل شد. برای مثال چندین روش آنالیز زمان - فرکانس برای اینکار پیشنهاد گشته است که انقباضات را از روی تغییرات فرکانس سیگنال EMG مشخص می کنند [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 کرده است. در روشهای دیگر از تاکودینامومترهای ویژه ای برای حس کردن تغییرات فشار رحم استفاده می شود. این سنسورها می توانند توسط استرین گیج ها، ترانسفورمرهای تفاضلی با تغییرات خطی (LVDT) یا مواد پیزوالکتریک اینکار را انجام دهند [۱۲].

مشکل عمده این سنسورها گران بودن، پیچیده بودن، پایداری کم و نیازمندی به کالیبراسیون است. در روش پیشنهادی، ابتدا یک سنسور فشار ساده که می تواند فشار ناشی از انقباضات رحمی را به تغییرات فرکانس توسط یک هسته فرریتی و یک مدار اسیلاتور سلفی تبدیل کند، معرفی میگردد و سپس نحوه استفاده از این داده ها برای مانیتورینگ طولانی مدت انقباضات رحمی و تشخیص زود هنگام زایمان زودرس، شرح داده خواهد شد. طرح دستگاه فوق دارای مزیت های زیادی از جمله سادگی، پایداری، قابلیت اعتماد بالا، تلفات پائین، توان مصرفی کم و هزینه ساخت کم است. این دستگاه جدید برای مانیتورینگ طولانی مدت فشار شکمی و کاربردهای مشابه بسیار مناسب می باشد [۱۳].

ثبت نیستند و ثانیاً مادر به طور دقیق قادر به ثبت آنها نیست و این در حالی است که اگر این انقباضات به طور موثر و دقیق ثبت شوند می توانند کمک زیادی به پزشک برای تشخیص به هنگام علائم زایمان زودرس بنمایند. محققین نشان داده اند که فقط ۱۷٪ انقباضات رحمی می تواند به طور دقیق توسط افراد گزارش گردد [۵]. انقباضات مربوط به زایمان زودرس ممکن است هر ۱۵ دقیقه و یا با فواصل کوتاه تر، اتفاق بیفتند. هر کدام از این انقباضها معمولاً بین ۴۰ تا ۱۲۰ ثانیه بطول می انجامند. به کمک ثبت طولانی مدت و مانیتورینگ این انقباضات و مطالعه بروی آنها، میتوان بطور موثری وقوع زایمان زودرس را پیشگویی و در جهت به تعویق انداختن آن اقدام نمود. در این مقاله پس از معرفی روش ثبت فعالیتهای رحمی در خانه، به ارائه یک طرح جدید و کارآمد برای این منظور پرداخته خواهد شد.

۲- ثبت فعالیتهای رحمی در خانه

در اواسط سال ۱۹۸۰ میلادی، یک روش جدید برای مانیتورینگ فعالیتهای رحمی (HUAM) ابداع شد که بر پایه آشکار سازی خودکار انقباضات پایه ریزی 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 دادند [۶-۹]. اما این سیستمها غالباً گران، غیرقابل انعطاف و با قابلیت اعتماد پایین هستند.

در سیستم HUAM، انقباضات رحمی بوسیله یک سنسور فشار خارجی (معروف به تاکودینامومتر^۱) نصب شده روی سطح شکم مادر ثبت می شود. انقباضات رحمی ثبت شده توسط تلفن یا مودم برای انجام مراقبتهای لازم به پزشک رسانده می شود. پزشک با مطالعه بر روی دامنه و فرکانس انقباضات رحمی دستورات لازم را صادر می کند. اگر فرکانس انقباضات از یک حدی فراتر رود مادر باردار می تواند از HUAM مراقبت های پزشکی بیشتری را طلب نماید و یا فوراً به یک پزشک متخصص مراجعه کند.

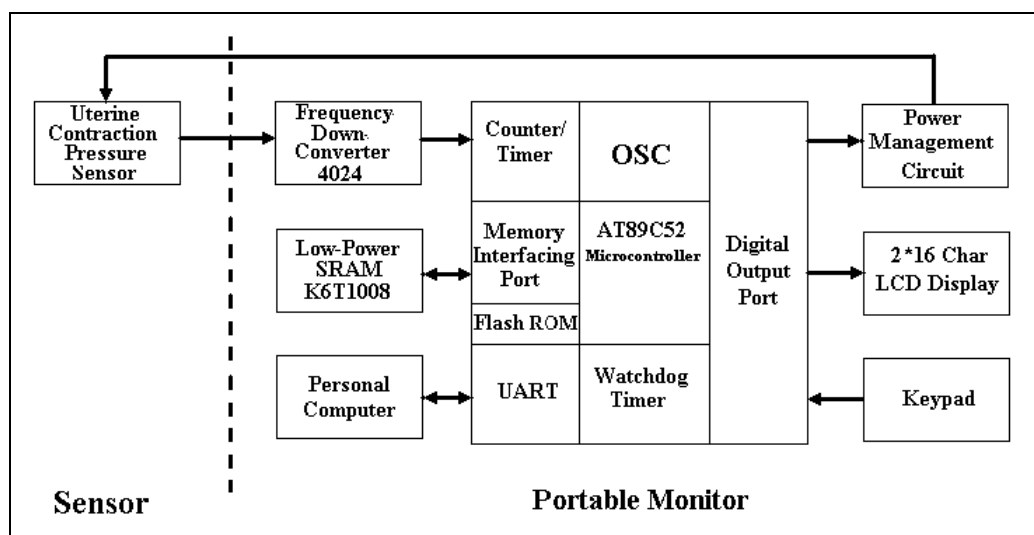
در کل انقباضات رحمی می توانند به دو روش مستقیم و غیر مستقیم، مانیتور گردند. انقباضات باعث افزایش فشار مایع آمنیوتیک^۲ داخل رحم باردار می شوند. به این ترتیب، با

¹ Tocodynamometer

² Amniotic fluid

۳- بلوک دیاگرام سیستم پیشنهادی

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



شکل ۱- بلوک دیاگرام سیستم پیشنهادی .

مقدار فشار آستانه و کالیبراسیون سنسور پس از هر بار نصب مورد استفاده قرار می‌گیرد. همچنین این سیستم در هر لحظه مشغول چک کردن شرایط مادر باردار بوده و هر زمانی که احتمال خطر زایمان زودرس را برای بیمار تشخیص دهد، توسط نمایشگر کریستال مایع (LCD) تعبیه شده بروی دستگاه مادر را مطلع خواهد کرد. از امکانات دیگر این سیستم، امکان انتقال هوشمند اطلاعات موجود در پایگاه داده دستگاه به پایگاه داده شخصی بیمار بروی کامپیوتر شخصی می‌باشد. این ارتباط از طریق پورت فرستنده و گیرنده غیر سنکرون عمومی (UART) امکان پذیر گردیده است. همچنین نمایشگر کریستال مایع (LCD) تعبیه شده روی دستگاه، فشار را در هر لحظه، بصورت لحظه ای^۳ نمایش می‌دهد و علاوه بر این یک ارتباط بسیار مناسب را در وضعیتهای مختلف سیستم، با مادر باردار پشتیبانی می‌کند. مدار کنترل توان پیش‌بینی شده نیز علاوه بر تبدیل ولتاژ باتری به ولتاژ ۵+ و 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

است که در اینجا از میکروکنترلر AT89C52 بخاطر قابلیت عملیاتی بالا و خبرگی آن استفاده شده است. یک مدار مجتمع شمارنده CMOS که یک شمارنده موج گونه باینری می‌باشد وظیفه پایین آوردن فرکانس خروجی سنسور و تحویل آن به میکروکنترلر را بر عهده دارد. میکروکنترلر نیز پس از یک نگاشت فرکانس و خطی سازی منحنی کالیبراسیون سنسور، تغییرات فرکانسی خروجی شمارنده (۱۲۷ تا ۲۱۶ کیلوهرتز) را به سطوح ۰ تا ۱۰۰ کوانتیزه می‌کند.

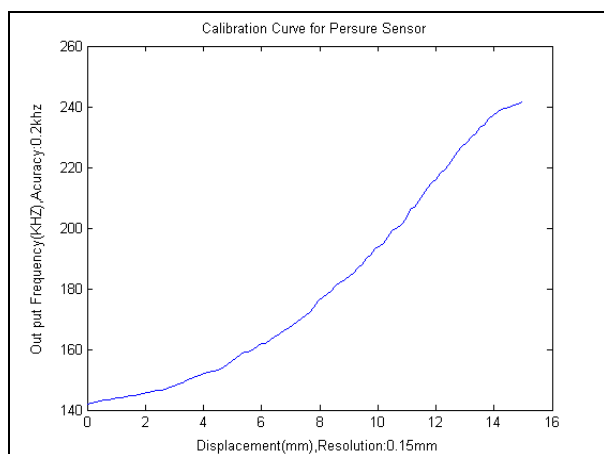
در این میکروکنترلر از سه تایمر، یکی برای تولید وقفه‌های یک ثانیه‌ای، دیگری به عنوان شمارنده ۱۶ بیتی فرکانس و سومی برای تولید وقفه‌های ۱۰ میلی ثانیه‌ای استفاده گردیده است. شمارنده ۱۶ بیتی در زمانی که تایمر یک ثانیه‌ای وقفه می‌دهد آغاز به کار کرده و از فرکانس نمونه برداری میکند. یک حافظه استاتیکی با قابلیت دسترسی تصادفی (SRAM) نیز یک پایگاه داده را برای مدت زمانی طولانی (چندین ماه) برای سیستم پشتیبانی می‌کند. فضای قابل دسترسی در این حافظه استاتیکی ۱۲۸ کیلو بایت می‌باشد و توسط یک الگوریتم فشرده سازی بسیار قوی، امکان این مانیتورینگ طولانی مدت را ایجاد می‌کند. کلید نصب شده بروی دستگاه برای تنظیم دستی

³ Real time

یک مدار کنترل توان نیز برای کاهش مصرف توان سنسور در مواقعی که نمونه برداری انجام نمی شود، در نظر گرفته شده است.

۵- نرم افزار سیستم

در قسمت نرم افزار سیستم پیشنهادی مقدار فرکانس هر یک ثانیه یکبار نمونه برداری می شود. پس از آن توسط میکروکنترلر فرکانس اندازه گیری می شود. با توجه به اینکه تغییرات فرکانس خروجی نسبت به جابجایی غیر خطی است، میکروکنترلر فرکانس حاصل از مرحله قبلی را وارد یک جدول نگاشت فرکانس نموده و فرکانس جدید را بدست می آورد. بدین ترتیب منحنی کالیبراسیون سنسور کاملاً خطی سازی می شود. پس از آن این فرکانس جدید را برای انجام پردازش های بعدی به سطوح ۰ تا ۱۰۰ چندی سازی (کوانتیزه) می کند. سیگنال فشار انقباضات رحمی بدست آمده از سنسور دارای یک مشکل عمده است و آن ناشی از سوار شدن سیگنال تنفسی از طریق دیوار شکم بر روی موج ثبتي انقباضات است. طیف فرکانس سیگنال تنفسی در رنج ۰/۰۶ تا ۰/۳ هرتز می باشد. برای حذف این سیگنال ناخواسته تنفسی از یک فیلتر پایین گذر FIR با فرکانس قطع ۰/۰۵ هرتز استفاده شده است.



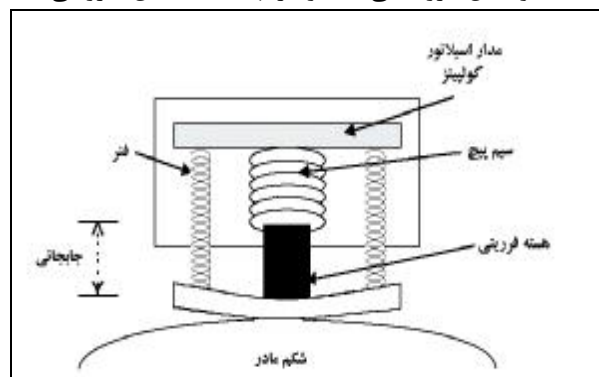
شکل ۳- تغییرات فرکانس خروجی بر حسب جابجایی.

تعیین مقدار فشار پایه نیز توسط کلید تعبیه شده روی دستگاه، به طور دستی و در مواقع تغییر وضعیت امکان پذیر است. همچنین این کلید کار کالیبراسیون سنسور را نیز بر عهده دارد. سیگنال بدست آمده پس از این مرحله، بعد از مقایسه با فشار پایه توسط میکروکنترلر، داخل حافظه استاتیکی خارجی (SRAM) ذخیره سازی می شود. ویژگی بسیار مهم دیگری که

طریق دریافت سیگنال کنترلی از میکروکنترلر، در مواقعی که نمونه برداری انجام نمی شود را بر عهده دارد.

۴- ساختمان سنسور

ساختمان سنسور پیشنهادی در شکل (۲) مشاهده می گردد. انقباضات رحمی به جابجایی طولی هسته فریتی توسط چهار فنر بر طبق قانون هوک تبدیل می شوند و یک اسیلاتور سلفی کولپیتز جابجایی را به تغییرات فرکانسی تبدیل می کند. جابه جایی هسته فریتی مقدار اندوکتانس سلف را تغییر داده و متعاقب آن باعث تغییر فرکانس اسیلاتور می گردد. مدار بافر طراحی شده نیز، اسیلاتور کولپیتز را از خازنهای ناخواسته اتصالات و کابل ایزوله می کند و در نهایت سیگنال خروجی



شکل ۲- ساختمان سنسور

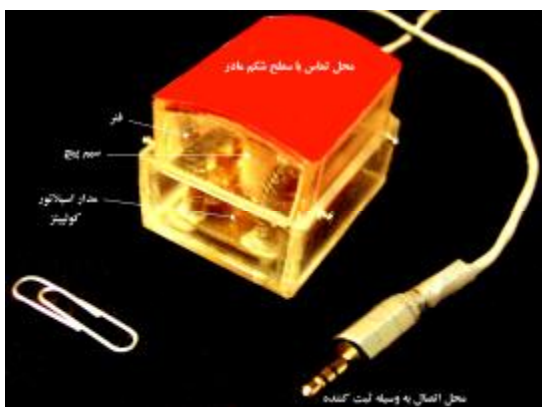
اسیلاتور به دستگاه مانیتور قابل حمل وارد می شود. در قسمت مانیتور توسط یک مدار بافر دیگر خروجی سنسور مطابق سطوح ولتاژ TTL شکل دهی می شود. پس از این مرحله برای ساده شدن اندازه گیری تغییرات فرکانسی، توسط یک شمارنده موج گونه باینری^۴ کار کاهش فرکانس انجام می شود. در تحقیق انجام گرفته از خروجی مدار مجتمع شمارنده ۴۰۲۴ برای این منظور استفاده شده است. فرکانس خروجی توسط میکروکنترلر موجود در مانیتور قابل حمل، اندازه گیری می شود. همچنین میکروکنترلر این تغییرات فرکانس را به سطوح صفر تا صد کوانتیزه کند و در پردازش های بعدی مورد استفاده قرار می دهد. به دلیل غیر خطی بودن رابطه فرکانس بر حسب تغییرات اندوکتانس سلف، مشاهده میشود که سیستم رفتاری غیر خطی دارد. در شکل (۳) تغییرات فرکانس خروجی بر حسب جابجایی قابل مشاهده است. اما میکروکنترلر با یک تابع نگاشت فرکانسی، خروجی سیستم را کاملاً خطی کند.

⁴ Binary Ripple Counters

گرفته و در شکل (۴)، نمونه ساخته شده آن آورده شده است. همچنین در شکل (۵) تصویر سیستم پیشنهادی با تمامی اجزا قابل مشاهده است.

جدول ۱- مشخصات فنی سنسور اندازه گیری 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 غیر خطی بودن	۱/۰۲۲٪ بدون اصلاح نرم افزاری
	۰/۱٪ با اصلاح نرم افزاری
محدوده فشار قابل اندازه گیری	۰ تا ۹۵/۳۲ میلیمتر جیوه



شکل ۴- تصویر نمونه ساخته شده سنسور.



شکل ۵- تصویر نمونه دستی ساخته شده دستگاه.

برای این دستگاه در نظر گرفته شده است، وجود یک الگوریتم برای پیش آگاهی مادر باردار در مورد خطر احتمال وقوع زایمان زودرس است. این کار توسط یک الگوریتم تشخیصی و تعیین آستانه مطابق دستورات پزشک متخصص انجام می شود. در این الگوریتم برای تشخیص شرایط غیرنرمال، سه شرط زیر پیاده سازی گشته اند.

- ۱- سیگنال غیر نرمال برای مدت زمان ۲ ساعت به طور متوالی مشاهده گردد.
- ۲- سیگنال غیر نرمال بیش از ۳۰ دقیقه در هر ساعت وجود داشته باشد و این علامت در طی چندین ساعت تکرار شود.
- ۳- سیگنال غیر نرمال برای چند دقیقه ظاهر شود اما در طی چند روز این نشانه مکرراً پدیدار گردد.

این شروط توسط بسیاری از پزشکان متخصص تأیید گردیده اند. با این وجود، کلیه این شرایط توسط نظر شخصی پزشک متخصص و توسط نرم افزار مربوطه برنامه ریزی شده و قرار گرفته بروی کامپیوتر شخصی پزشک قابل تغییر هستند.

۶- نتیجه گیری نهایی

در مقایسه با سیستمهای مشابه موجود، سیستم پیشنهادی که بر پایه یک سنسور فشار و برای آشکارسازی انقباضات رحمی بکار گرفته شده، کوچکتر و سبکتر بوده و دارای ساختاری متناسب با ساختار شکم می باشد. بنابراین بار تحمیلی بر شکم شخص را کاهش داده و موجبات ناراحتی بیمار را فراهم نمی کند. همچنین این دستگاه از پایداری بسیار بالایی برخوردار بوده و خروجی قابل اطمینانی را در شرایط مختلف ایجاد می کند. همچنین کار با این وسیله بسیار ساده بوده و با هزینه بسیار کم قابل عرضه است. علاوه بر این موارد، الگوریتم تشخیصی که برای آشکار سازی اتوماتیک علامتهای غیر طبیعی در نظر گرفته شده است، امکان هشدار به بیمار را در مورد وجود احتمال خطر زایمان زودرس، بوجود می آورد و ایشان نیز می تواند برای آزمایشات پزشکی دقیق تر و جزئی تر به پزشک متخصص خود مراجعه کرده و یا در بیمارستان تحت مراقبه قرار گیرد. این قابلیت همچنین امکان ادامه فعالیت و کار را به خانم های باردار، در شرایط عادی می دهد و بستری شدن غیر ضروری آنها را لغو می کند و به این ترتیب فرد می تواند با خیال آسوده برای مدت زمان طولانی به فعالیت های معمول خود بپردازد. در جدول (۱)، مشخصات سنسور مورد استفاده قرار

مراجع:

- [1] F. Gary Cunningham, Norman F. Gant, Kenneth J. Leveno, Larry C. Gilstrap, John C. Hauth and Katharine P. Wenstrom; Williams Obstetrics; 21 Edition, Mc Graw-Hill Medical Division; 2001.
- [2] Mary L. Moore and Margaret C. Freda; Reducing preterm and low birth: still a nursing challenge;



Annu. Conf. IEEE/ EMBS, Chicago, IL, 1997; PP. 1609–1608.

[11]J. Duchene, D. Devedeux, S. Mansour and C. Marque; Analyzing uterine EMG: Tracking instantaneous burst Frequency; IEEE Eng. Med. Biol. Mag., Mar. 1995.

[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 and S. T. Young; A portable monitor for fetal heart rate and uterine contraction; IEEE Eng. Med. Biol. Mag., Nov. 1994; PP. 80–84.

American Journal of Maternal Child Nursing, July 1998; Vol. 23, PP. 200-208.

[3]David G. Weismiller; 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 and 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 and 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 and 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 and 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 and M. Gray; Multicenter randomized clinical trial of home uterine activity monitoring; pregnancy outcomes for all women randomized; Amer. J. Obstet. Gynecol., Nov. 1996; Vol. 175, PP. 1281–1285.

[10]M. Khalil, J. Duchene, C. Marque and H. Lemen; Detection and classification in uterine electromyography by multiscale representation; in Proc. 19th