



Research Article

เครื่องฟังเสียงหัวใจแบบพกพา ที่สามารถแสดงผลผ่านแอปพลิเคชันไลน์

Displayable Portable Doppler Device Via the Line Application

ศิริวรรณ โชคดี^a สุขเกษม วัชรชัยสกุล^a ธนศักดิ์ ทรงบัณฑิตย์^a รัชชานนท์ อาทิตย์^a กัลยาณี ศรีนาเมือง^aเศรษฐวิทย์ ภูฉายา^b จันทกานต์ กาญจนเวทัง^c และ กมลวรรณ ทิพย์ประเสริฐ^{d*}Siriwan Chokkha^a, Sukasem Watcharamaisakul^a, Thanasak Songbandhit^a, Ratchanon Arthit^aKunlayanee Srinamueang^a, Settawit Poochaya^b, Jantakan Kanjanawetang^c and Kamonwan Thipprasert^{d*}^a สาขาวิศวกรรมเซรามิก สำนักวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อำเภอเมือง จังหวัดนครราชสีมา 30000^a School of Ceramic Engineering, Institute of Engineering, Suranaree University of Technology, Muang, Nakhon Ratchasima 30000, Thailand.^b สาขาวิศวกรรมโทรคมนาคม สำนักวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อำเภอเมือง จังหวัดนครราชสีมา 30000^b School of Telecommunication Engineering, Institute of Engineering, Suranaree University of Technology, Muang, Nakhon Ratchasima 30000, Thailand.^c วิชาการพยาบาลครอบครัวและการผดุงครรภ์ สำนักพยาบาลศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อำเภอเมือง จังหวัดนครราชสีมา 30000^c School of Family Health and Midwifery Nursing, Institute of Nursing, Suranaree University of Technology, Muang, Nakhon Ratchasima 30000, Thailand.^d สาขานวัตกรรม วิศวกรรมแพทย์ สำนักวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อำเภอเมือง จังหวัดนครราชสีมา 30000^d Biomedical Innovation Engineering, Institute of Engineering, Suranaree University of Technology, Muang, Nakhon Ratchasima 30000, Thailand.

ABSTRACT

Article history:

Received: 2023-12-31

Revised: 2024-04-25

Accepted: 2024-05-02

Keywords:

heart rate (HR);

mortality rate;

microphone sensor;

Arduino

The innovation in crafting home fetal heart rate monitors is driven by the crucial role of heart rate measurement in assessing initial health. The KY 037 sensor, known for its proficiency in collecting heart sound data, is meticulously chosen for reliable data acquisition. Following collection, the data undergoes thorough pre-processing before being transmitted to the Arduino Uno R3 (NodeMCU ESP8266 v2) microcontroller. A sophisticated algorithm enables seamless data transmission, resulting in a coherent signal readout on a computer, real-time display on an LCD screen, and simultaneous representation on the Line application. The developed prototype, calibrated using the standard LifeDop-250 model commonly used in hospitals, showed a notable 1.62% reduction in measurement error after thorough calibration and the implementation of a newly replicated setting. This achievement surpasses the typical 3-5% errors range observed in medical devices, showcasing prototype 's precision in heart rate measurement. The prototype's efficiency is highlighted by its 96% lower cost compared to standard instruments, making it not only economically viable but also a cost-effective alternative for broader accessibility. Preliminary tests indicate the potential for the prototype to evolve into a home fetal heart rate monitor, offering a promising contribution to reducing fetal mortality rates and advancing local healthcare technology.

* Corresponding author.

E-mail address: Kanomwann30@gmail.com

Cite this article as:

Chokkha, S., Watcharamaisakul, S., Songbandhit, T., Arthit, R., Srinamueang, K., Poochaya, S., Kanjanawetang, J. and Thipprasert, K. 2025. Displayable Portable Doppler Device Through The Line Application. *Recent Science and Technology* 17(2): 261691.

บทคัดย่อ

การวัดอัตราการเต้นของหัวใจมีบทบาทสำคัญในการประเมินสุขภาพเบื้องต้นและเป็นจุดเริ่มต้นในการนำไปสร้างนวัตกรรมเครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจของทารกในครรภ์ที่ใช้ในบ้าน เช่น เซอร์ KY 037 ถูกนำมาใช้ในการนำมาเก็บผลสัญญาณชีพ หลังจากนั้นข้อมูลจะได้รับการประมวลผลอย่างละเอียดก่อนจะถูกส่งไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Uno R3 (NodeMCU ESP8266 v2) นอกจากนี้อัลกอริทึมที่ซับซ้อนที่เขียนขึ้นจะสามารถรับส่งข้อมูลได้ถูกต้องก่อนจะส่งสัญญาณที่สอดคล้องไปที่ระบบคอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก ค่าอัตราการเต้นของหัวใจจะถูกแสดงผลแบบเรียลไทม์บนหน้าจอ LCD พร้อมกับการส่งข้อมูลไปที่ไลน์แอปพลิเคชัน เครื่องต้นแบบที่พัฒนาขึ้นจะทำการเปรียบเทียบโดยเครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบมาตรฐานทางการแพทย์ รุ่น LifeDop-250 ซึ่งเป็นเครื่องมาตรฐานที่ใช้กันทั่วไปในโรงพยาบาล พบว่าข้อผิดพลาดของเครื่องต้นแบบมีค่าต่ำอย่างเห็นได้ชัดเท่าซึ่งมีค่าความผิดพลาดเพียง 1.62% แสดงถึงความผิดพลาดของเครื่องต้นแบบมีค่าต่ำกว่าช่วงความผิดพลาดของอุปกรณ์การแพทย์ทั่วไปที่มีค่ากำหนดไว้เท่ากับ 3-5% บ่งบอกถึงความแม่นยำของต้นแบบที่สร้างขึ้นประสิทธิภาพและความคุ้มค่าของต้นแบบถูกยืนยันด้วยต้นทุนที่มีราคาต่ำกว่าเครื่องมือมาตรฐานทางการแพทย์ถึง 96% สิ่งเหล่านี้ไม่เพียงแต่มีความคุ้มค่าในเชิงเศรษฐกิจ แต่ยังเป็นทางเลือกที่คุ้มค่าสำหรับการเข้าถึงซึ่งการใช้งานเครื่องมือทางการแพทย์อีกด้วย การทดสอบเบื้องต้นดังกล่าวเป็นตัวบ่งชี้ถึงศักยภาพของเครื่องต้นแบบ ซึ่งมีแนวโน้มในการนำไปเป็นจุดเริ่มต้นแห่งการพัฒนาเป็นเครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจทารกในครรภ์แบบพกพา ซึ่งจะช่วยลดอัตราการเสียชีวิตของทารกในครรภ์และเป็นการพัฒนาเทคโนโลยีการดูแลสุขภาพในท้องถิ่นให้ก้าวหน้าได้

คำสำคัญ: อัตราการเต้นของหัวใจ, อัตราการเสียชีวิต, ไมโครโฟนเซ็นเซอร์, อาดูโน

1. บทนำ

การตั้งครรภ์ถือเป็นภาวะวิกฤติในวงจรชีวิตของสตรี (Life cycle) ซึ่งหญิงทุกคนที่มาฝากครรภ์จะได้รับการประเมินว่าอยู่ในภาวะอันตรายของการตั้งครรภ์ที่เสี่ยงสูงหรือเสี่ยงต่ำ แต่ไม่ว่าจะจัดอยู่ในกลุ่มเสี่ยงสูงหรือเสี่ยงต่ำ สตรีที่ตั้งครรภ์ทุกคนก็มีโอกาสที่จะเกิดเหตุการณ์ที่มีผลกระทบต่อสภาวะจิตใจที่รุนแรง นั่นคือ ทารกในครรภ์เสียชีวิตก่อนที่จะถึงกำหนดคลอดหรือเป็นที่รู้จักกันดีเรียกว่า สภาวะแท้งลูก (Abortion) ซึ่งเกิดได้จากสาเหตุที่หลากหลาย เช่น ความผิดปกติของทารกในครรภ์ ความผิดปกติของฮอร์โมน ภาวะแทรกซ้อนในขณะตั้งครรภ์ หรือแม้กระทั่งการเคลื่อนไหวของทารกที่ผิดปกติทางจนทำให้สายสะดือพันคอทารก เป็นต้น ซึ่งไม่ว่าจะเกิดจากสาเหตุใดแล้วแต่นำไปสู่ผลกระทบต่อจิตใจของผู้เป็นแม่ทั้งนั้น ดังนั้นเพื่อลดปัญหาดังกล่าวและตรวจสอบการมีชีวิตอยู่ของทารกเบื้องต้น สูตินารีแพทย์มักแนะนำให้ทำการประเมินภาวะสุขภาพของทารกในครรภ์ซึ่งมารดาสามารถทำได้ด้วยตนเอง นั่นก็คือ การนับลูกดิ้นหรือการตรวจนับความเคลื่อนไหวของทารกในครรภ์ (Fetal movement count) ซึ่งการดิ้นของทารกในครรภ์นั้นเป็นการแสดงให้มารดาทราบว่าทารกยังมีชีวิตอยู่ การเคลื่อนไหวของทารกในครรภ์ถือเป็นสัญญาณชีพที่สำคัญที่สามารถบ่งบอกได้ว่าทารกกำลังเจริญเติบโตอย่างแข็งแรงและยังคงหายใจระบบในร่างกายจะค่อย ๆ พัฒนาขึ้นตามอายุครรภ์ โดยเฉพาะระบบหัวใจจัดเป็นอวัยวะที่พัฒนาขึ้นเร็วที่สุดของทารก การพัฒนาของระบบหัวใจในทารกจะมีผลในการ

ควบคุมการดิ้นและเคลื่อนไหวของทารกในครรภ์ โดยจะทำให้สามารถตรวจจับการดิ้นและการเคลื่อนไหวได้ในครั้งแรกหลังจากทารกมีอายุครรภ์ครบ 3 สัปดาห์ หรืออายุครรภ์ของมารดาเท่ากับ 3 สัปดาห์ (Sameni and Clifford, 2010; Chen *et al.*, 2011) ดังนั้น การวัดอัตราการเต้นของหัวใจทารกเป็นหนึ่งในวิธีที่ดีที่สุดในการติดตามอัตราการมีชีวิตอัตราการตาย หรือแม้กระทั่งสามารถประเมินความแข็งแรงของทารกในครรภ์ได้ (Chaemsaitong and Raungrommorakot, 2005; Phoodaangau, 2014; Yaisoon, 2015) ซึ่งโดยปกติสูตินารีแพทย์จะแนะนำให้มารดาที่ตั้งครรภ์เริ่มทำการตรวจสอบหรือนับการดิ้นของทารกในครรภ์เมื่อมีอายุครรภ์อยู่ระหว่างสัปดาห์ที่ 28-36 (Tangwiwat, 2022) การนับการดิ้นหรือนับการเคลื่อนไหวของทารกในครรภ์มีหลายวิธี ซึ่งหนึ่งในวิธีที่นิยมใช้มากที่สุดในประเทศไทยและสูตินารีแพทย์มักแนะนำให้ใช้ในการนับการเคลื่อนไหวของทารกในครรภ์ คือ Sadovsky's method โดยต้องทำการนับการเคลื่อนไหวของทารกในครรภ์หลังมื้ออาหาร 3 เวลา ในเวลาเช้า เย็น และเย็น ครั้งละ 1 ชั่วโมง ในกรณีที่ทารกในครรภ์ดิ้นมากกว่า 3 ครั้งต่อเวลา หรือ 9-10 ครั้งต่อวัน จะถือว่าทารกในครรภ์มีการดิ้นและการเคลื่อนไหวปกติ แปลผลได้ว่าทารกในครรภ์ยังคงมีชีวิต แต่หากการดิ้นหรือการเคลื่อนไหวของทารกในครรภ์ที่นับได้น้อยกว่า 10 ครั้งต่อวัน แปลความหมายได้ว่าเกิดความผิดปกติกับทารกในครรภ์ มารดาควรรีบไปพบสูตินารีแพทย์เพื่อทำการตรวจรักษาในทันที (Chatchawet, 2019; Komwilaisak, 2022) อย่างไรก็ตาม การตรวจสอบสัญญาณชีพของทารกด้วยการนับการดิ้นหรือนับการเคลื่อนไหวของทารกในครรภ์ยังมี

ข้อบกพร่องหลายประการ โดยเฉพาะความใส่ใจของมารดาที่ต้องดูแลและสังเกตการณ์เกี่ยวกับครรภ์ของตนเองอย่างใกล้ชิดตลอดเวลา เพราะสิ่งเหล่านี้จะเป็นสิ่งสำคัญที่สุดที่จะสามารถป้องกันการเสียชีวิตของทารกในครรภ์ได้ (Saastad *et al.*, 2011)

วิธีการตรวจจับความเคลื่อนไหวของทารกในครรภ์ด้วยการนับลูกดิ้นด้วยตนเองในปัจจุบันยังมีความผิดพลาดอยู่มาก ซึ่งเกิดจากความคลาดเคลื่อนจากการที่ทารกหลับเป็นเวลานาน และมารดาไม่เข้าใจวิธีการนับที่ถูกต้อง หรือไม่มีเวลาที่จะนับลูกดิ้น เนื่องมาจากสภาพสังคมและเศรษฐกิจในปัจจุบันมีการเปลี่ยนแปลงไปมาก มารดาแม้ว่ากำลังตั้งครรภ์ก็ยังคงต้องทำงานเพื่อหารายได้จุนเจือครอบครัว โดยมารดาในกลุ่มที่ทำงานมักจะไม่ได้นับลูกดิ้น หรือไม่มีเวลานับลูกดิ้น เมื่อตรวจจับความผิดปกติได้ก็มักจะมาโรงพยาบาลเมื่อรู้สึกวาลูกไม่ดิ้นแล้ว นำไปสู่ความล่าช้าในการตรวจรักษาชีวิตของทารกในครรภ์ ซึ่งจบลงด้วยการเสียชีวิตของทารกตั้งแต่อยู่ในครรภ์มารดา จากสถิติของการเสียชีวิตของทารกในครรภ์ พบว่า หญิงตั้งครรภ์โดยเฉพาะในประเทศไทยจำนวนเกือบ 100 เปอร์เซ็นต์ ยังคงใช้ชีวิตและทำงานตามปกติ (Rungaroon and Chandee, 2021) ซึ่งส่งผลให้บางครั้งหลังลืมการตรวจจับการเคลื่อนไหวของทารกในครรภ์ของตนเอง ปัญหาเหล่านี้ส่งผลต่อการเพิ่มขึ้นของอัตราการเสียชีวิตของทารกในครรภ์ นอกจากนี้เครื่องวิเคราะห์อัตราการเต้นของหัวใจของทารกในครรภ์มีความขาดแคลน ซึ่งมีให้ใช้เฉพาะที่โรงพยาบาลเท่านั้น เนื่องจากเป็นเครื่องมือนำเข้าจากต่างประเทศที่มีราคาแพงจนเป็นข้อจำกัดในการเข้าถึง ทำให้ราคาในการตรวจวัดแต่ละครั้งมีราคาสูงถึง 1,000-2,000 บาท ส่งผลทำให้เครื่องมือทางการแพทย์ที่มีมาตรฐานและปลอดภัยสำหรับใช้ในการตรวจจับการเคลื่อนไหวของทารกหรือวัดอัตราการเต้นของหัวใจทารกขาดแคลนอย่างมากในปัจจุบัน (Kamalifard *et al.*, 2013; Ryo *et al.*, 2018) เพื่อช่วยให้ทารกมีชีวิตอย่างปลอดภัยจนกระทั่งถึงกำหนดคลอด ประกอบกับการพัฒนาทางการแพทย์และเทคโนโลยีที่ทันสมัย มีงานวิจัยและอนุสิทธิบัตรหลายฉบับเริ่มให้ความสนใจและพัฒนาเกี่ยวกับการสร้างเครื่องมือทางการแพทย์ที่ตอบสนองต่อการดำรงชีวิตของมนุษย์มากขึ้น (Thomas and Chin, 2014; Shabry *et al.*, 2017; Yuvaraj *et al.*, 2021) ดังเอกสารการจดสิทธิบัตรหลายฉบับดังนี้

อนุสิทธิบัตรประเทศไทย เลขที่คำขอ 1703001486 จดอนุสิทธิบัตรในชื่อเรื่อง “ระบบและวิธีวิเคราะห์อุณหภูมิเพื่อการแจ้งเตือนให้เปลี่ยนผ้าอ้อม” และอุปกรณ์สำหรับดำเนินกระบวนการดังกล่าว ได้รับการจดทะเบียนในปี พ.ศ. 2563 การประดิษฐ์นี้เกี่ยวข้องกับระบบ

วิเคราะห์อุณหภูมิ เพื่อการแจ้งเตือนให้เปลี่ยนผ้าอ้อมที่ประกอบด้วยหน่วยตรวจวัดอุณหภูมิ หน่วยประมวลผลกลางหรือเครื่องเซิร์ฟเวอร์ โดยที่หน่วยตรวจวัดอุณหภูมิที่ประกอบด้วย กลุ่มของเซ็นเซอร์อย่างน้อยสามชุดที่เป็นเซ็นเซอร์ตรวจวัดอุณหภูมิ ในแผ่นซับของผ้าอ้อมเซ็นเซอร์ตรวจวัดอุณหภูมิห้องและเซ็นเซอร์ตรวจวัดอุณหภูมิร่างกาย ซึ่งถูกติดตั้งอยู่บริเวณผ้าอ้อมในแต่ละตำแหน่งที่แตกต่างกัน เพื่อตรวจวัดอุณหภูมิในแผ่นซับของผ้าอ้อมตรวจวัดอุณหภูมิห้องและตรวจวัดอุณหภูมิร่างกายของผู้ใช้งานที่อยู่ในท่านั่งหรือท่านอน โดยจะรวบรวมข้อมูลอุณหภูมิที่ตรวจวัดได้จากกลุ่มของเซ็นเซอร์ผ่านตัวกรองซึ่งทำหน้าที่กรองอุณหภูมิดังกล่าว หากข้อมูลอุณหภูมิที่ได้รับเกินกว่ากำหนดจะทำการส่งข้อมูลไปยังหน่วยประมวลผลกลางหรือเครื่องเซิร์ฟเวอร์ ซึ่งหน่วยประมวลผลกลางจะทำการประมวลผลว่าควรเปลี่ยนผ้าอ้อมหรือไม่ ควบคู่กับการวิเคราะห์ลักษณะท่าทางของผู้ใช้งาน ซึ่งเครื่องมือดังกล่าวจะประกอบด้วยหน่วยตรวจวัดเกณฑ์มาตรฐานซึ่งทำหน้าที่เปรียบเทียบผลของความน่าจะเป็นที่คำนวณได้ดังกล่าว เพื่อให้หน่วยส่งสัญญาณทำการแจ้งเตือนไปยังหน่วยรับสัญญาณของอุปกรณ์เปลี่ยนแผ่นซับเพื่อทำการเปลี่ยนผ้าอ้อมให้กับผู้ใช้งานต่อไป (Kasisopha *et al.*, 2020)

อนุสิทธิบัตรประเทศไทย เลขที่คำขอ 1603000137 จดอนุสิทธิบัตรในชื่อเรื่อง “เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายบันทึกในคลาวด์” และอุปกรณ์สำหรับดำเนินกระบวนการดังกล่าว ได้รับการจดทะเบียนในปี พ.ศ. 2561 โดยที่เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายบันทึกในคลาวด์ตามการประดิษฐ์ประกอบด้วย อุปกรณ์วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผิวหนัง ส่งต่อไปยังภาคขยายสัญญาณความถี่เบื้องต้นเพื่อส่งเข้าภาคส่งและรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบสื่อสารไร้สายบลูทูธ และส่งต่อไปยังหน่วยคัดกรองสัญญาณความถี่ขั้นสุดท้าย เพื่อคัดเลือความถี่ที่ต้องการแล้วส่งไปยังหน่วยประมวลผลในคอมพิวเตอร์ เพื่อประมวลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเปรียบเทียบกับค่าสัญญาณอ้างอิงปกติที่บันทึกไว้แล้วแสดงผลบนหน้าจอบนคอมพิวเตอร์ และส่งข้อมูลไปบันทึกลงบนสื่อบันทึกข้อมูลกลางคลาวด์ สามารถเรียกดูผลวิเคราะห์ผ่านสื่อข้อมูลออนไลน์ (Rakphongsiri *et al.*, 2016)

อนุสิทธิบัตรประเทศไทย เลขที่คำขอ 1203001314 จดอนุสิทธิบัตรในชื่อเรื่อง “เครื่องคำนวณและเฝ้าติดตามการตั้งครรภ์อิเล็กทรอนิกส์แบบพกพา” และอุปกรณ์สำหรับดำเนินกระบวนการดังกล่าว ได้รับการจดทะเบียนในปี พ.ศ. 2556 การประดิษฐ์นี้แสดงถึง เครื่องคำนวณและเฝ้าติดตามการตั้งครรภ์อิเล็กทรอนิกส์แบบพกพาที่ประกอบด้วยอุปกรณ์ป้อนข้อมูลสำหรับผลิตสัญญาณที่ตอบสนองกับการที่ผู้ใช้ป้อน

ข้อมูลเข้าสู่อุปกรณ์บันทึกข้อมูลดังกล่าวโดยที่ข้อมูลประกอบด้วย วันแรกของการมีประจำเดือนและวันสุดท้ายของการมีประจำเดือน ความสูงก่อนตั้งครรภ์ น้ำหนักก่อนตั้งครรภ์ และอายุของผู้ใช้ หน่วยประมวลผลที่เชื่อมอยู่กับอุปกรณ์บันทึกข้อมูลสำหรับรับสัญญาณจากอุปกรณ์บันทึกข้อมูลและประมวลสัญญาณเพื่อหาข้อมูลการตั้งครรภ์ของผู้ใช้ หน่วยความจำที่เชื่อมต่อกับหน่วยประมวลผลสำหรับเก็บข้อมูลเกณฑ์น้ำหนักที่ควรจะเป็นระหว่างตั้งครรภ์ของผู้ใช้ ข้อมูลแคลอรีที่ควรได้รับขณะตั้งครรภ์ของผู้ใช้ นาฬิกาที่เชื่อมต่ออยู่ระหว่างหน่วยประมวลผลกับหน่วยความจำสำหรับให้ข้อมูลเวลา ณ ปัจจุบัน และหน้าจอแสดงผลที่เชื่อมต่อกับหน่วยประมวลผลสำหรับแสดงข้อมูลการตั้งครรภ์ที่ประมวลผลมาจากหน่วยประมวลผล โดยที่หน่วยประมวลผลใช้ข้อมูลวันแรกที่มีประจำเดือนครั้งสุดท้ายและเวลา ณ ปัจจุบันเพื่อหาอายุครรภ์และวันกำหนดคลอด และหน่วยประมวลผลใช้ข้อมูลความสูงก่อนตั้งครรภ์ น้ำหนักก่อนตั้งครรภ์ และอายุของผู้ใช้เพื่อหาน้ำหนักที่เหมาะสมของผู้ตั้งครรภ์และปริมาณแคลอรีที่ควรได้รับขณะตั้งครรภ์ในแต่ละสัปดาห์ (Sinthanayothin *et al.*, 2013)

อนุสิทธิบัตรประเทศไทย เลขที่คำขอ 2003000869 จดอนุสิทธิบัตรในเรื่อง “ชุดอุปกรณ์จำลองพัฒนาการทารกในครรภ์” และอุปกรณ์สำหรับดำเนินกระบวนการดังกล่าว ได้รับการจดทะเบียนในปี พ.ศ. 2565 ชุดอุปกรณ์จำลองพัฒนาการทารกในครรภ์ มีลักษณะใกล้เคียงกับพัฒนาการทารกในครรภ์ของหญิงตั้งครรภ์ ประกอบด้วย หุ่นมารดาเป็นยางซิลิโคนที่มีความยืดหยุ่นบริเวณหน้าท้องรองรับการยึดตัวจากการเปลี่ยนอายุครรภ์ของหุ่นทารกได้ทุกขนาด ภายในหุ่นมารดาติดตั้งถุงน้ำหนักรักษาท้องเพื่อเป็นเสมือนน้ำคร่ำของมารดาที่สามารถเพิ่มขึ้นหรือลดลงได้ขึ้นอยู่กับอายุครรภ์ และมีเซ็นเซอร์วัดแรงดันเพื่อวัดแรงดึงของหน้าท้อง (น้ำคร่ำ) ซึ่งมีความแตกต่างกันออกไปในแต่ละอายุครรภ์ หุ่นทารกที่มีขนาดตามอายุครรภ์ 3-9 เดือน มีการติดเสียงการเต้นของหัวใจทารกในครรภ์ เสียงการไหลเวียนของเลือดที่สายสะดือทารก เสียงการไหลเวียนเลือดที่มดลูก เสียงการไหลเวียนเลือดดำ เสียงการไหลเวียนบริเวณรก และเสียงการเคลื่อนตัวของทารกในครรภ์มารดา นอกจากนี้มีการติดเสียงกระตุ้นพัฒนาการทารกในครรภ์ตั้งแต่ 5 เดือน พร้อมทั้งการเคลื่อนไหวของทารกในครรภ์ ส่วนระบบการควบคุมการเคลื่อนตัวของหุ่นทารก มีตำแหน่งการวางตัวของหุ่นทารกในครรภ์ของมารดาทั้งหมด 7 ตำแหน่ง เรียงตามขนาดของอายุครรภ์ จะใช้มอเตอร์เป็นตัวที่หมุนหุ่นทารกไปทิศทางที่ต้องการและใช้โซลีนอยด์ทำหน้าที่ดึงหุ่นทารกเข้ามาที่จุดศูนย์กลางของหน้าท้องหุ่นมารดาและดันหุ่นทารกขึ้น

ไปสู่หน้าท้องของหุ่นมารดาเพื่อให้มีลักษณะเหมือนการตั้งครรภ์ของมารดา ซึ่งการทำงานทั้งหมดจะถูกควบคุมโดยกล่องควบคุมการทำงานที่จะมีปุ่มให้เลือกอายุครรภ์หรือขนาดของทารก และปุ่มเลือกการกลับทิศของหุ่นทารกตามที่ต้องการศึกษา เพื่อพัฒนาเป็นสื่อการเรียนการสอนแก่นักศึกษาพยาบาล นักศึกษาแพทย์ และบุคลากรสาธารณสุขในการให้ความรู้เกี่ยวกับการเปลี่ยนแปลงทางร่างกายของหญิงตั้งครรภ์และพัฒนาการทารกในครรภ์ พร้อมทั้งฝึกทักษะการตรวจครรภ์ ตั้งแต่อายุครรภ์ 1-9 เดือนได้อย่างมีประสิทธิภาพและครบถ้วน (Yimman *et al.*, 2022)

จากงานวิจัยและนวัตกรรมข้างต้นพบว่านักวิจัยส่วนใหญ่ได้ทำการศึกษาทดลอง วิจัย และพัฒนาอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่นำมาทำเป็นเครื่องมือทางการแพทย์เพื่อใช้ในการตอบสนองต่อการดำรงชีวิตของมนุษย์ แต่ไม่พบงานวิจัยเกี่ยวกับการพัฒนาอุปกรณ์เครื่องฟังเสียงหัวใจทารกแบบพกพา (The portable heart sound device) ที่ตรวจจับสัญญาณชีพและสามารถรายงานผลแบบระบบเรียลไทม์ (Real-time system) ไปยังสูติแพทย์โดยตรงผ่านการแจ้งเตือนด้วยแอปพลิเคชันไลน์ (Line application) ข้อดีของงานวิจัยนี้คือ หญิงตั้งครรภ์จะสามารถเข้าถึงซึ่งเครื่องวัดสัญญาณชีพของทารก สามารถใช้อุปกรณ์วัดอัตราการเต้นของหัวใจทารกในครรภ์ได้ในขณะทำงาน ลดการนำเข้าเครื่องมือจากต่างประเทศ ทำให้อุปกรณ์มีขนาดเล็กพกพาสะดวกและมีราคาถูกกว่าท้องตลาด อีกทั้งยังเป็นการช่วยลดอัตราการเสียชีวิตของทารกในครรภ์อีกด้วย

2. วิธีดำเนินการวิจัย

เครื่องฟังเสียงหัวใจแบบพกพาที่รายงานผลแบบระบบเรียลไทม์ (Real-time system) แสดงผลผ่านแอปพลิเคชันไลน์ (Line application) จะประกอบด้วยระบบปฏิบัติการที่สำคัญ 4 ส่วน ได้แก่ อุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณกายภาพหรือสัญญาณชีพ แผนภาพวงจรควบคุมการทำงานและวงจรประมวลผลเริ่มต้น ไมโครคอนโทรลเลอร์และการเขียนโค้ดคำสั่งที่แสดงผลผ่านหน้าจอแบบเรียลไทม์ คำสั่งการและแสดงผลผ่านแอปพลิเคชันไลน์ ขั้นตอนการทำงานของเครื่องฟังเสียงหัวใจและรายละเอียดการทำงานในแต่ละส่วนอธิบายไว้ดังต่อไปนี้

ส่วนที่ 1 อุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณกายภาพหรือสัญญาณชีพ

ระบบปฏิบัติการส่วนแรกประกอบด้วยอุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณชีพชนิดไมโครโฟนคอนเดนเซอร์ (KY-037 microphone condenser) ซึ่งจะทำการตรวจจับ ขยาย

สัญญาณ ก่อนส่งผ่านไปส่วนที่สองคือวงจรควบคุมการทำงาน ไมโครโฟนคอนเดนเซอร์ชนิด KY-037 ไมโครโฟนคอนเดนเซอร์ (KY-037 microphone condenser) ใช้ sampling rate การเก็บข้อมูลเท่าไร คิดคำนวณ ค่า sampling rate เพียงพอต่อการวัดอัตราการเต้นหัวใจ ดังนี้ Maximum Heart Rate คืออัตราการเต้นหัวใจสูงสุดของบุคคลนั้น ๆ ที่เราต้องการวัดในหน่วย Hz Maximum Heart Rate ของทารก สามารถหาได้จาก $MHR=220-Age=220-0=220$ bpm สามารถหา Sampling Rate ได้จาก $\text{Sampling rate} = 2 \times \text{Maximum Heart Rate} = 2 \times 220 = 440$ Hz หรือประมาณ 500Hz

ไมโครโฟนคอนเดนเซอร์ชนิด KY-037 เป็นอุปกรณ์ระบบดิจิทัลที่ประกอบด้วยส่วนหลักสามส่วน แสดงดังภาพที่ 1 ส่วนแรกคือเซ็นเซอร์ที่ถูกติดตั้งด้านหน้าของโมดูล ทำหน้าที่วัดและตรวจจับการเปลี่ยนแปลงลักษณะทางกายภาพ สัญญาณที่เซ็นเซอร์ตรวจจับได้ในช่วงแรกจะเป็นสัญญาณอนาล็อก (Analog Signal) ซึ่งเป็นสัญญาณที่มีลักษณะเป็นคลื่นไซน์ (Sine wave) แสดงข้อมูลแบบต่อเนื่อง (Continuous Data) มีขนาดของสัญญาณไม่คงที่ มีการเปลี่ยนแปลงขนาดของสัญญาณตลอดเวลาแบบค่อยเป็นค่อยไป หลังจากเซ็นเซอร์ตรวจจับสัญญาณอนาล็อกเข้ามาที่ตัววัดแล้วก็จะทำการส่งผ่านสัญญาณ

อนาล็อกเข้าไปในส่วนที่สอง ส่วนที่สองของอุปกรณ์ ไมโครโฟนคอนเดนเซอร์ชนิด KY-037 จะเป็นส่วนที่ทำหน้าที่ขยายเสียงสัญญาณที่ได้จากการรับค่าในส่วนแรกผ่านเซ็นเซอร์ตรวจจับ ซึ่งจะขยายสัญญาณตามค่าความต้านทานของโพเทนซีโอเมเตอร์ (Resistance value of the potentiometer) และส่งสัญญาณไปยังอุปกรณ์แสดงผลพีซี ในส่วนที่สาม สัญญาณที่ผ่านการขยายตามค่าความต้านทานจะถูกส่งเข้ามาที่ส่วนที่สามซึ่งเป็นส่วนสุดท้ายของระบบไมโครโฟนคอนเดนเซอร์ชนิด KY-037 ซึ่งในส่วนนี้จะทำหน้าที่แปลงสัญญาณอนาล็อกให้เป็นสัญญาณดิจิทัลเพื่อความสะดวกและเหมาะสมในการแสดงผลสำหรับหน้าจอดิจิทัล (LCD digital display) แต่หากเซ็นเซอร์รับสัญญาณที่มีค่าความถี่ต่ำก็จะสามารถปรับหมุนโพเทนซีโอเมเตอร์ให้ได้ค่าที่เหมาะสมกับวงจรและเหมาะสมในการเขียนโค้ดคำสั่งสำหรับ Arduino board ดังนั้นจะเห็นได้ว่าสัญญาณที่เกิดจากการเคลื่อนไหวหรือการเต้นของหัวใจเป็นเสียงที่เบามาก ซึ่งมนุษย์ไม่สามารถได้ยินหรือมีความยากต่อการได้ยิน ดังนั้น ไมโครโฟนคอนเดนเซอร์ชนิด KY-037 จึงถือเป็นอุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณทางกายภาพที่สำคัญนอกจากจะมีความปลอดภัยแล้วยังสามารถทำการวินิจฉัยความผิดปกติได้อย่างแม่นยำมากขึ้น

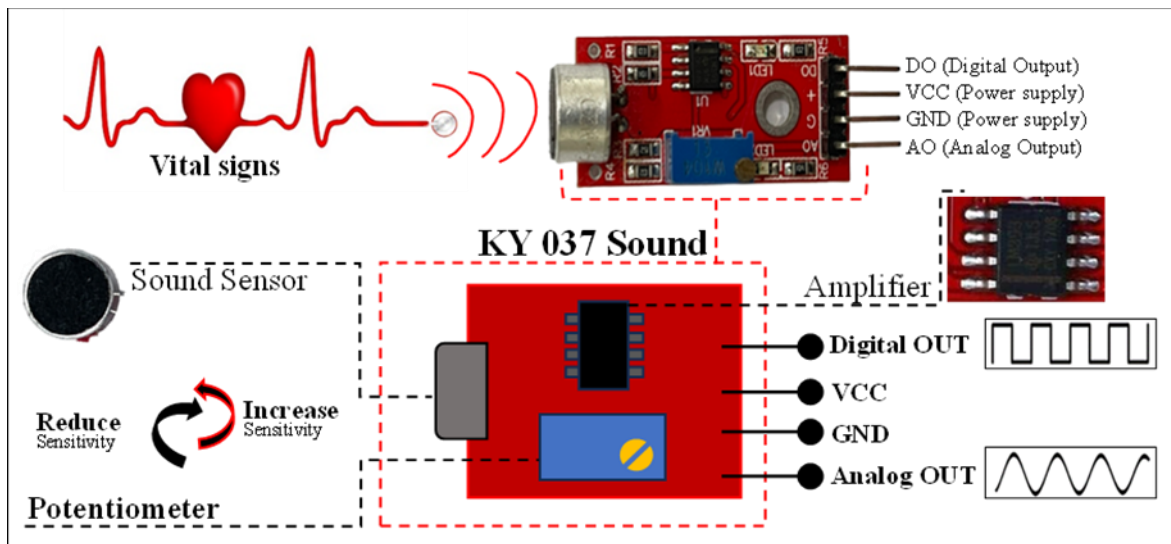


Figure 1 Detecting device for vital signs

ส่วนที่ 2 แผนภาพวงจรควบคุมการทำงานและวงจรประมวลผลเริ่มต้น

แผนภาพวงจรควบคุมการทำงานประกอบด้วยวงจรไฟฟ้าสองส่วนที่สำคัญ คือ วงจรพรีแอมพลิไฟเออร์ (Pre-amplifier) และวงจรกรองบัตเตอร์เวิร์ท (Butterworth filter) ดังแสดงในภาพที่ 2 ได้รับการพัฒนาและออกแบบให้ทำงานร่วมกัน สำหรับวงจรพรีแอมพลิไฟเออร์เป็นวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่เปลี่ยนแปลงสัญญาณกายภาพที่มีความถี่ต่ำยากต่อการได้ยินซึ่งมีความเข้มของสัญญาณต่ำที่ได้รับจากไมโครโฟนคอนเดนเซอร์ชนิด KY-037 ให้เป็นสัญญาณที่แข็งแกร่งหรือมีความถี่สูงขึ้น ในวงจรนี้ใช้ไอซีออปแอมป์ (IC op-amp) ชนิด NE5532

ใช้อัตราขยายประมาณ 100 เท่า (หรือ 40 dB) ในสภาวะการทำงานปกติ นั้นหมายความว่าหากคุณใส่สัญญาณขาเข้า 1 mV (millivolt) เข้าไปที่อุปกรณ์ NE5532 จะได้สัญญาณเอาต์พุตประมาณ 100 mV (millivolt) โดยมีการขยายความสัมพันธ์ในช่วงความถี่ต่อเนื่องที่กว้าง ซึ่งอัตราการขยายสามารถเปลี่ยนแปลงได้ตามโหลดและเงื่อนไขการทำงานของวงจร

สมการประกอบสำหรับอัตราการขยายทั้งหมดของ NE5532 ไม่ได้ถูกตั้งไว้เป็นสมการเดียวกัน เนื่องจากมันขึ้นอยู่กับโหลดและเงื่อนไขการทำงานต่าง ๆ อย่างไรก็ตาม สมการประกอบที่ใช้คำนวณอัตราการขยายสามารถแสดงได้ดังนี้:

$$\text{อัตราขยาย} = A_v = \frac{V_{\text{เอาต์พุต}}}{V_{\text{ขาเข้า}}}$$

โดยที่:

A_v คือ อัตราการขยาย (Voltage Gain)

$V_{\text{เอาต์พุต}}$ คือ ค่าโวลต์เอาต์พุต (Output Voltage)

$V_{\text{ขาเข้า}}$ คือ ค่าโวลต์ขาเข้า (Input Voltage)

เพื่อขยายสัญญาณให้มีกำลังที่สูงขึ้นรวมถึงประมวลผลเพิ่มเติมก่อนส่งข้อมูลไปยังวงจรกรองบัตเตอร์เวิร์ทซึ่งจะใช้ไอซีออปแอมป์ชนิด LM741 ทำหน้าที่กรองและลดระดับเสียงรบกวน

LM741 หน้าที่กรองและลดระดับเสียงรบกวนสามารถทำได้โดยการใช้งานวงจรออปแอมป์ในโหมดกรอง (filtering mode) โดยอัตราการกรองและช่วงความถี่ขึ้นอยู่กับวงจรที่ออกแบบขึ้นมาใช้งานร่วมกับ LM741 โดยทั่วไปอัตราการกรองของออปแอมป์แบบนี้สามารถแสดงในรูปแบบของค่าปรับแอตติจูด (attenuation) ที่เปลี่ยนแปลงตามความถี่

สมการที่ใช้ในการคำนวณอัตราการกรองของออปแอมป์นั้นมีหลายรูปแบบ แต่สมการที่ง่ายและได้ผลในการแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการกรองและความถี่คือสมการของโพลีเตอร์ลอจิก (low-pass filter) ซึ่งสามารถแสดงได้เป็นสมการต่อไปนี้:

$$A(f) = \frac{1}{1 + \frac{f}{f_c}}$$

$A(f)$ คืออัตราการกรองที่เป็นฟังก์ชันของความถี่ (f)

f_c คือความถี่ตัด (-3db)หรือช่วงความถี่ที่อนุพันธ์ลดลงไปที่ 70.7%ของสัญญาณ (cutoff frequency)

หลังจากนั้นสัญญาณที่ผ่านการขยายและกรองเพื่อลดระดับเสียงรบกวนแล้วจากการควบคุมของวงจรทั้งสองจะถูกส่งไปยังบอร์ดอาดูโน (Arduino Uno) ทำหน้าที่แปลงสัญญาณเป็นตัวเลขและตัวอักษรก่อนที่จะถูกแสดงบนหน้าจอ LCD และแอปพลิเคชันไลน์ต่อไป

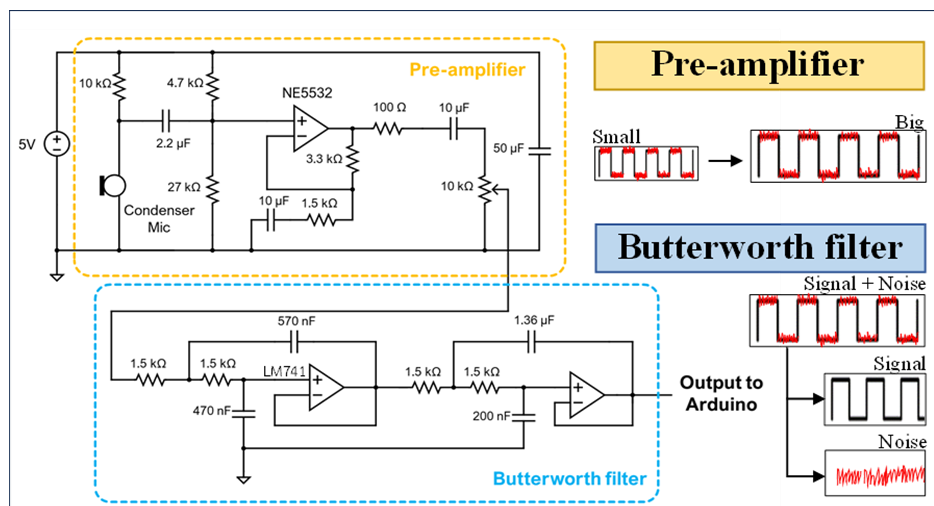


Figure 2 Pre-amplifier and Butterworth filter circuit

ส่วนที่ 3 ไมโครคอนโทรลเลอร์และการเขียนโค้ดคำสั่งที่แสดงผลผ่านหน้าจอแบบเรียลไทม์

บอร์ดอาดูโน เป็นอุปกรณ์ควบคุมขนาดเล็กที่เปรียบเสมือนระบบคอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก ซึ่งมีไมโครคอนโทรลเลอร์ รุ่น NodeMCU ESP8266 v2 อยู่ภายใน ทำหน้าที่ประมวลผลข้อมูลหรือสัญญาณที่ได้รับมาจากวงจรควบคุมการทำงานและวงจรประมวลผลเริ่มต้นสัญญาณที่นำเข้ามาจะถูกส่งเข้าไปในอาดูโน (Arduino Uno R3) เพื่อเริ่มกระบวนการประมวลผล หนึ่งในจุดเด่นของบอร์ดอาดูโน คือความสามารถในการตอบรับสัญญาณได้ทั้งระบบสัญญาณอนาล็อกและระบบสัญญาณดิจิทัล แต่ในขณะที่คอมพิวเตอร์ไม่สามารถอ่านสัญญาณอนาล็อกได้ ดังนั้นหลังจากได้รับสัญญาณอนาล็อกจากขั้นตอนประมวลผลเริ่มต้น อาดูโนไมโครคอนโทรลเลอร์จะสามารถทำหน้าที่เป็นตัวแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลได้ นอกจากนี้ยังสามารถเชื่อมต่อกับซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการเขียนรหัสหรือคำสั่งสำหรับการประมวลผล ซึ่งแผนภาพการทำงานและการควบคุมการแสดงผลของสัญญาณชีพด้วยการเขียนคำสั่งให้อาดูโนไมโครคอนโทรลเลอร์ แสดงดังภาพที่ 3 โดยสัญญาณชีพที่รับเข้าซึ่งผ่านการกรองและใช้อัลกอริทึมในการตรวจจับแล้ว อุปกรณ์และระบบคำสั่งควบคุมจะบันทึกค่าสัญญาณชีพในทุก 30 วินาที (ตรวจจับค่าสัญญาณชีพ 20 ครั้งต่อรอบ) หากตรวจพบว่าอัตราการเต้นของหัวใจอยู่ในช่วง 70-110 ครั้งต่อนาที (Beats per minute; BPM) ซึ่งแปลผลได้เป็นอัตราการเต้นของหัวใจคนปกติ ระบบคำสั่งการจะส่งผลไปที่จอแสดงผล LCD นอกจากจะแสดงผลเป็นตัวเลขของอัตราการเต้นของหัวใจแล้วยังมีข้อความกำกับสถานะว่า “ปกติ (Normal)” อีกด้วย แต่หากตรวจพบว่าสัญญาณชีพอยู่นอกเหนือจากช่วงดังกล่าว การเต้นของหัวใจอาจช้ากว่า 70 ครั้งต่อนาที หรือเร็วกว่า 110 ครั้งต่อนาที คำสั่งการจะทำการตรวจซ้ำจนครบ 20 รอบ หากยังคงแสดงผลน้อยกว่าหรือมากกว่าอัตราการเต้นของหัวใจของคนปกติอยู่ คำสั่งการจะสั่งให้จอ LCD แสดงผลตัวเลขที่ตรวจจับได้และข้อความที่บ่งบอกว่า “ผิดปกติ (Abnormal)” นอกจากนี้ไมโครคอนโทรลเลอร์ยังสามารถส่งสัญญาณบลูทูธเชื่อมต่อไปยังส่วนคำสั่งการและการแสดงผลผ่านแอปพลิเคชันไลน์ได้อีกด้วย

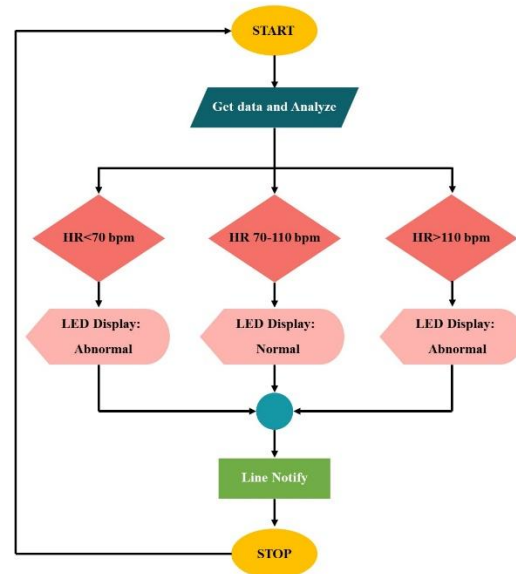


Figure 3 Real-time coding of commands to the LCD screen

ส่วนที่ 4 คำสั่งการและแสดงผลผ่านแอปพลิเคชันไลน์

บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์รุ่น NodeMCU ESP8266 ซึ่งบางครั้งอาจเรียกว่า WiFi Controller คือบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์รุ่นใหม่ที่คล้ายกับบอร์ดอาดูโนรุ่นเดิม เพราะจะมีลักษณะการเขียนโค้ดคำสั่งภาษา C คล้ายกัน และสามารถควบคุมการทำงานด้วยการใช้โปรแกรม Arduino IDE ได้เหมือนกับบอร์ดอาดูโนรุ่นเดิม แต่ตัว NodeMCU (โหนด เอ็มซียู) จะมีความพิเศษกว่าเนื่องจากสามารถเชื่อมต่อ WiFi ได้ เพราะภายในบอร์ดชนิด NodeMCU จะมีไมโครคอนโทรลเลอร์ชนิด ESP8266 อยู่ในตัวบอร์ดและแพลตฟอร์ม ซึ่งไมโครคอนโทรลเลอร์ชนิด ESP8266 จะทำหน้าที่เชื่อมต่อ WiFi หลังจากนั้นทำการเปิด Notify-Bot Line เป็นการเปิดการใช้งานสำหรับผู้พัฒนาระบบใหม่ (Access Token) เพื่อระบุและสร้างกลุ่มในการแจ้งเตือนสัญญาณชีพที่ตรวจวัดได้จากเครื่องมือที่ออกแบบ จากนั้นทำการคัดลอก Token code แล้วนำไปเขียนไว้ที่ Library สำหรับโปรแกรม Arduino IDE เมื่อทำการยืนยันคำสั่งแล้ว สัญญาณชีพและข้อความที่วัดได้จากเครื่องต้นแบบวัดอัตราการเต้นของหัวใจ จะถูกส่งไปที่แอปพลิเคชันไลน์แบบ Real-time ดังภาพที่ 4

แผนภาพการออกแบบวงจรไฟฟ้าเพื่อสร้างเครื่องต้นแบบตรวจจับอัตราการเต้นของหัวใจแสดงในภาพที่ 5 ประกอบด้วย 4 ส่วนสำคัญ ได้แก่ อุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณกายภาพหรือสัญญาณชีพ แผนภาพวงจรควบคุมการทำงานและวงจรประมวลผลเริ่มต้นไมโครคอนโทรลเลอร์และการเขียนโค้ดคำสั่งที่แสดงผลผ่านหน้าจอแบบเรียลไทม์



Figure 4 Coding instructions with LINE application display

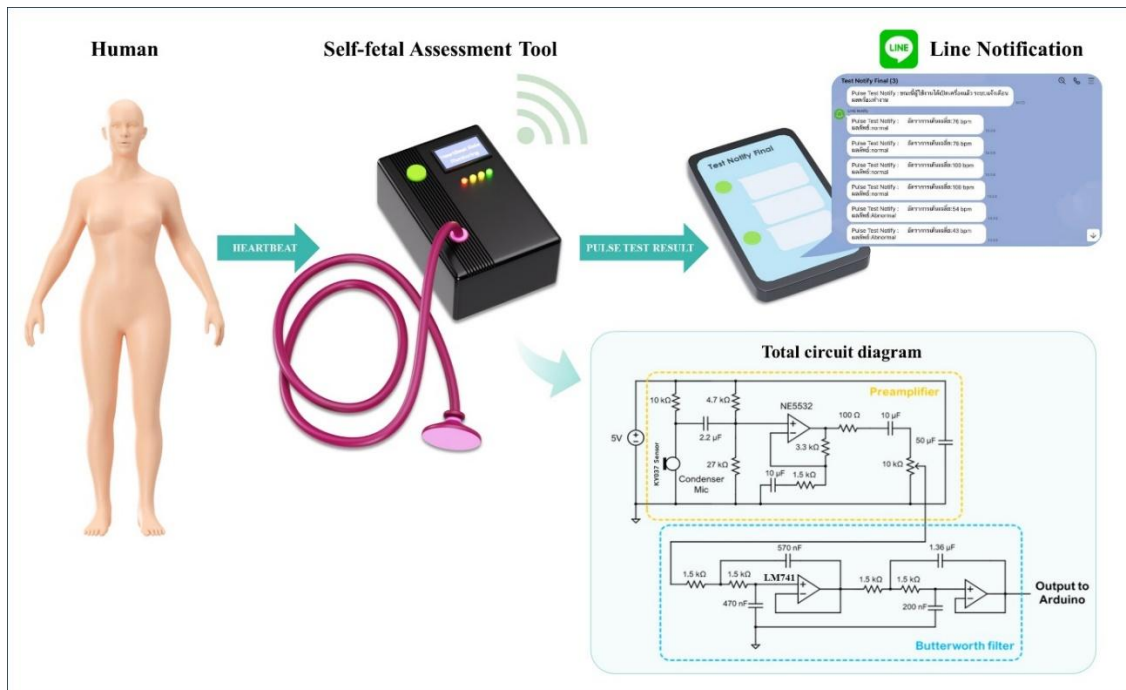


Figure 5 Electrical circuit design of heart rate detected system

3. ผลการวิจัยและวิจารณ์ผล

กลุ่มตัวอย่างที่ใช้สำหรับการทดลองเรื่องนี้ เป็นกลุ่มของประชากรที่อายุอยู่ในช่วง 20-45 ปี เนื่องจากอัตราการเต้นของหัวใจของประชากรกลุ่มตัวอย่างดังกล่าวสามารถตรวจสอบได้ง่ายกว่าทารกในครรภ์เพศหญิงและชาย ในจำนวนที่เท่ากัน โดยทดสอบโดยใช้ condition เดียวกัน ที่ เปรียบเทียบกับเครื่องต้นแบบ โดยการควบคุมในเรื่องความชื้น อุณหภูมิ แสงสว่าง รวมถึงการสัมผัสอื่นด้วย เราใช้กลุ่มตัวอย่างที่ศึกษาจำนวน 20 ราย การทดสอบประสิทธิภาพของเครื่องต้นแบบตรวจจับอัตราการเต้นของหัวใจที่สร้างขึ้นดังกล่าว จะนำมาทำการทดสอบวัดค่าอัตราการเต้นหัวใจเทียบกับเครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจ

ที่นำเข้ามาตามมาตรฐานอุปกรณ์ทางการแพทย์ โดยทำการบันทึกค่าอัตราการเต้นของหัวใจโดยการทำซ้ำทั้งหมด 20 ครั้งต่อรอบ ซึ่งควบคุมและจำกัดเวลาการบันทึกค่าทุก ๆ 30 วินาที หลังจากนั้นสรุปผลการวัดเป็นค่าเฉลี่ยของอัตราการเต้นหัวใจดังแสดงในภาพที่ 6 จากผลการทดสอบจะเห็นว่า อัตราการเต้นของหัวใจที่ได้จากการตรวจจับผ่านเครื่องต้นแบบจะมีค่าสูงกว่าค่าที่ได้จากการตรวจจับผ่านเครื่องมือนำเข้าทางการแพทย์ ซึ่งหลังจากทดสอบเสร็จสิ้นพบว่าค่าเฉลี่ยของอัตราการเต้นของหัวใจมีความแตกต่างกันสูงถึง 19.4 (เทียบจากค่าเฉลี่ยของการเต้นของหัวใจที่ได้จากการตรวจจับผ่านเครื่องมือนำเข้าทางการแพทย์) ซึ่งคิดเป็นค่าความผิดพลาดของการออกแบบสูงถึง 23.63 เปอร์เซ็นต์

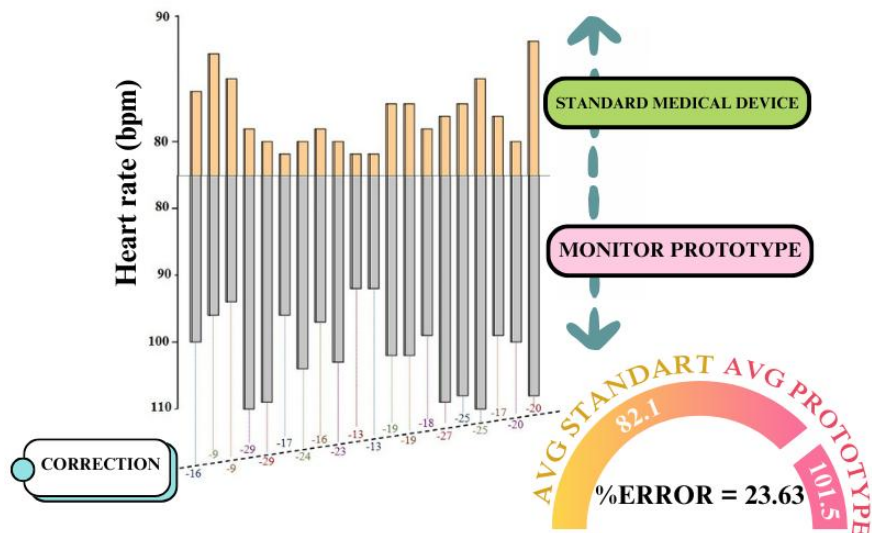


Figure 5 Electrical circuit design of heart rate detected system

ข้อมูลที่ได้จากการตรวจวัดในครั้งแรกบ่งบอกถึงความผิดพลาดในการออกแบบเครื่องมือ เพื่อแก้ไขความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นจึงทำการนำค่าเฉลี่ยของข้อมูลที่เกิดผิดพลาด (จากภาพที่ 6) ที่มีค่าเท่ากับ 19.4 หรือค่าคลาดเคลื่อนเท่ากับ 23.63 เปอร์เซ็นต์ เข้าไปปรับค่าในโค้ดคำสั่งการ หลังจากแก้รหัสและแก้โค้ดคำสั่งการแล้ว ทำการวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจอีกครั้ง ซึ่งทำการวัดซ้ำทั้งหมด 20 ครั้งต่อรอบ และควบคุมการบันทึกค่าทุก ๆ 30 วินาที โดยทำการทดสอบจำนวน 3 รอบ ดังตารางที่ 1 พบว่า ค่าเฉลี่ยของข้อมูลหลังผ่านการแก้ไขและปรับเปลี่ยนโค้ดจะมีค่าลดลง เท่ากับ 1.65, 1.25 และ 1.35 คิดเป็นค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยเท่ากับ 1.42 เปอร์เซ็นต์ หรือมีค่าความแม่นยำอยู่ที่ 98.38 เปอร์เซ็นต์ เมื่อเทียบกับงานวิจัยของ Mooney *et al.* (1995) ที่มีการปรับค่าอัลกอริทึมในบางจุด พบว่า มีค่าความแม่นยำอยู่ที่ 85 เปอร์เซ็นต์ และงานวิจัยของ Azad (2000) ที่ใช้แนวความคิดในการแก้ปัญหาแบบ Fuzzy approach ซึ่งมีหลักการคือการปรับค่าภายใต้การไม่แน่นอน โดยเรียนแบบวิธีความคิดที่ซับซ้อนของมนุษย์ เพื่อให้ลดค่าการคลาดเคลื่อนของงานวิจัย ผลปรากฏว่ามีค่าความแม่นยำอยู่ที่ 89 เปอร์เซ็นต์ อีกทั้งงานวิจัยของ Pieri *et al.* (2001) ที่ใช้ตัวกรอง (Matched filter) เพื่อลดสัญญาณรบกวนที่อาจจะส่งผลกระทบได้ ซึ่งทำให้ค่าความ

แม่นยำมีค่าอยู่ที่ 65 เปอร์เซ็นต์ ตลอดงานวิจัยของ Ibrahimy *et al.* (2003) ที่ใช้การวิเคราะห์ทางสถิติ เพื่อลดค่าการคลาดเคลื่อนของงานวิจัย พบว่า ทำให้มีความแม่นยำอยู่ที่ 89 เปอร์เซ็นต์ จะเห็นได้ว่า งานวิจัยนี้ มีการปรับเปลี่ยนโค้ดคำสั่ง โดยใช้ 2 หลักการร่วมกัน คือการใช้การปรับค่าอัลกอริทึมในบางจุด และใช้ตัวกรองเพื่อลดสัญญาณรบกวน จึงทำให้ประสิทธิภาพของเครื่องต้นแบบที่สร้างขึ้น มีค่าความแม่นยำที่มากกว่าการจัดการโค้ดคำสั่งเพียงเทคนิคเดียว นอกจากนี้ เมื่อเปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนของเครื่องต้นแบบที่สร้างขึ้นกับการสอบเทียบเครื่องมือทางการแพทย์ที่ใช้ในปัจจุบัน โดยค่าความคลาดเคลื่อนของการสอบเทียบเครื่องมือทางการแพทย์ควรมีค่าต่ำกว่า 3-5 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งอ้างอิงจากการสอบเทียบเครื่องมือทางการแพทย์โดยใช้มาตรฐาน ISO/IEC 17025 (DigitalMultimeters, 2015) จึงจะถือเป็นเครื่องมือที่มีประสิทธิภาพและตรงตามมาตรฐานทางการแพทย์ ซึ่งจากผลการทดสอบของเครื่องต้นแบบที่สร้างขึ้น มีค่าความคลาดเคลื่อนเพียง 1.70 เปอร์เซ็นต์ เท่านั้น ผลการทดลองข้างต้น เป็นการยืนยันถึงประสิทธิภาพสูงของเครื่องต้นแบบที่สร้างขึ้น และมีแนวโน้มในการพัฒนาสู่เชิงพาณิชย์ได้

Table 1 Vital signs measured by standard medical device and heart rate monitor prototype (After calibration and adjustment in Arduino)

After calibration and adjustment in Arduino									
30 Sec/time	1st test			2nd test			3rd test		
	Standard device	Prototype	Correction	Standard device	Prototype	Correction	Standard device	Prototype	Correction
1	88	85	3	89	83	6	84	85	-1
2	86	79	7	82	86	-4	82	86	-4
3	84	86	-2	83	84	-1	83	85	-2
4	84	84	0	84	85	-1	84	88	-4
5	83	82	1	85	84	1	85	85	0
6	80	84	-4	84	76	8	85	82	3
7	79	82	-3	82	74	8	88	88	0
8	80	86	-6	81	80	1	90	83	7
9	81	86	-5	82	79	3	87	81	6
10	82	79	3	82	80	2	84	86	-2
11	83	81	2	84	84	0	83	83	0
12	83	89	-6	83	82	1	81	78	3
13	84	84	0	79	77	2	80	81	-1
14	83	82	1	76	88	-12	89	86	3
15	85	89	-4	81	87	-6	80	84	-4
16	86	88	-2	82	88	-6	75	85	-10
17	85	86	-1	81	87	-6	87	85	2
18	85	87	-2	79	90	-11	78	92	-14
19	92	96	-4	80	89	-9	80	88	-8
20	84	95	-11	83	84	-1	85	86	-1
Average	83.85	85.5	-1.65	82.1	83.35	-1.25	83.5	84.85	-1.35
%Error		1.97			1.52			1.62	

ผลการออกแบบ วิวัฒนาการ และการพัฒนาเครื่องต้นแบบ ตรวจจับอัตราการเต้นของหัวใจ ตั้งแต่รุ่นที่ 1 ถึงรุ่นที่ 2 แสดงดังภาพที่ 7 จะเห็นว่าเครื่องต้นแบบที่พัฒนาขึ้นจะมีขนาดเล็กลงจากรุ่นแรก เกือบ 90 เปอร์เซ็นต์ ขนาดของเครื่องต้นแบบรุ่นที่ 2 มีขนาดเล็กใกล้เคียงหรือเทียบเท่ากับเครื่องตรวจจับอัตราการเต้นของหัวใจหรือชีพจรของทารก ตามมาตรฐานของเครื่องมือนำเข้าในโรงพยาบาล การออกแบบเครื่องมือให้มีขนาดเล็กลงดังกล่าว ทำให้ง่ายและสะดวกต่อการพกพา แถมยังเป็นจุดเด่นในการใช้สำหรับพัฒนาต่อในเชิงพาณิชย์

นอกจากนี้เมื่อทำการคำนวณต้นทุนที่ใช้ในการสร้างเครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจที่พัฒนาขึ้น พบว่า มีราคา

ต้นทุนอยู่ที่ 810 บาท ซึ่งต่างจากราคาของเครื่องมาตรฐานทางการแพทย์ที่มีมูลค่าสูงถึง 20,000-25,000 บาท จึงเห็นได้ว่าต้นทุนของระบบที่นำเสนอนี้มีราคาถูกลง 96 เปอร์เซ็นต์ เมื่อเปรียบเทียบกับอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่นำเข้าจากต่างประเทศ แสดงดังภาพที่ 8 จะเห็นว่าเครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจที่พัฒนาขึ้นสามารถนำไปพัฒนาเพื่อเป็นเครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจทารกในครรภ์ สำหรับใช้ในบ้านได้ นอกจากจะเป็นการลดอัตราการเสียชีวิตของทารกในครรภ์แล้ว ยังมีต้นทุนที่ถูกลงกว่าเครื่องมือนำเข้าจากต่างประเทศ ซึ่งทำให้เพิ่มความสะดวกในการใช้งานและเพิ่มความน่าจะเป็นในการขยายนวัตกรรมเครื่องต้นแบบไปสู่การผลิตเพื่อการค้าหรือขยายผลสู่การผลิตเชิงพาณิชย์อีกด้วย

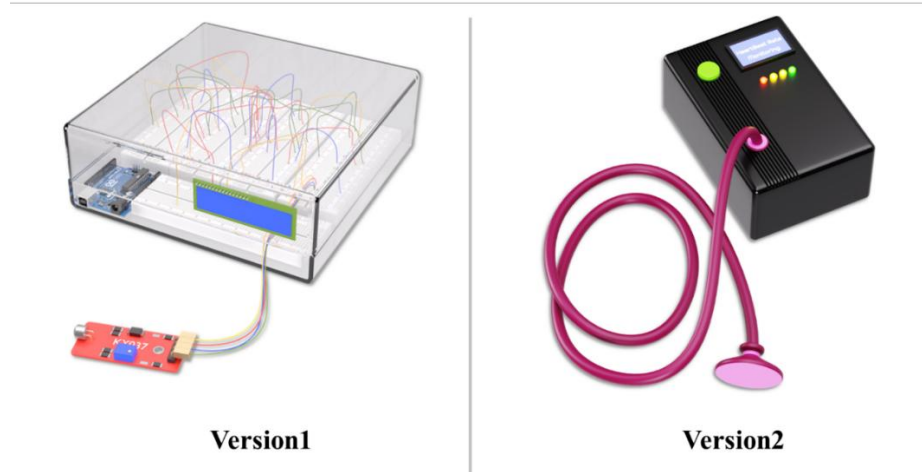


Figure 7 Development of a heart rate prototype detector from 1st generation to 2nd generation



Figure 8 Cost of heart rate monitor prototype compared with medical standard device

4. สรุป

การพัฒนาเครื่องต้นแบบสำหรับวัดอัตราการเต้นของหัวใจนำไปสู่การขยายผลเพื่อสร้างเครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจทารกในครรภ์แบบพกพาได้ ซึ่งเพิ่มความสะดวกในการใช้งาน วัตถุประสงค์หลักของการพัฒนานี้ นอกจากจะช่วยให้สามารถตรวจจับสัญญาณชีพของทารกได้อย่างรวดเร็ว ยังเป็นการลดค่าใช้จ่ายในการนำเข้าอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่มีราคาแพง และเพิ่มความสามารถในการเข้าถึงซึ่งการใช้เครื่องมือทางการแพทย์ได้ง่ายขึ้น ผลลัพธ์ที่ได้จากการสอบเทียบเครื่องต้นแบบวัดอัตราการเต้นของหัวใจกับเครื่องตรวจฟังอัตราการเต้นของหัวใจตามมาตรฐานทางการแพทย์ พบความผิดพลาดของอุปกรณ์โดยเฉลี่ยเพียง 1.70% ซึ่งมีค่าน้อยกว่ามาตรฐานในการสอบเทียบเครื่องมือทางการแพทย์ที่ใช้อยู่ ณ ปัจจุบันโดยที่การสอบเทียบเครื่องมือทางการแพทย์ทำได้โดยการเปรียบเทียบค่ากันระหว่างสอง เครื่องมือวัด โดยเครื่องมือที่ต้องการสอบเทียบจะถูกเทียบกับเครื่องมือทางวิศวกรรม

ที่มีความละเอียดแม่นยำสูง ตรวจสอบอุปกรณ์ข้างดวงวัดเหล่านั้นว่ามีความถูกต้องหรือไม่ โดยจำเป็นต้องสามารถสอบกลับไปสู่ค่าอ้างอิงมาตรฐานได้ ดำเนินการสอบเทียบโดยใช้วิธีการทดสอบที่เป็นมาตรฐาน โดยจะมีการวัดการสอบเทียบและบันทึกผลลัพธ์จากเครื่องมือวัดที่เป็นเครื่องมือมาตรฐานสำหรับสอบเทียบโดยเฉพาะ (Calibrator) นำมาเปรียบเทียบกับ (DigitalMultimeters, 2015)

ดังนั้นจึงกล่าวได้ว่าเครื่องต้นแบบวัดอัตราการเต้นของหัวใจที่ออกแบบมีประสิทธิภาพเทียบเท่ากับเครื่องมือแพทย์มาตรฐานที่นำเข้าจากต่างประเทศ นอกจากนี้ต้นทุนการสร้างเครื่องต้นแบบยังมีราคาถูกกว่าเครื่องมือที่นำเข้าจากต่างประเทศถึง 96% จากการออกแบบและทดสอบดังกล่าวจึงมีความเป็นไปได้และสามารถนำมาใช้อย่างมีประสิทธิภาพ สามารถพัฒนาเป็นเครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจทารกในครรภ์แบบพกพาในเชิงพาณิชย์ด้วยการเพิ่มเทคโนโลยีการรายงานผลผ่านแอปพลิเคชันไลน์

5. กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับการสนับสนุนทางการเงินจาก กองทุนวิจัยและพัฒนาเทคโนโลยีมหาวิทยาลัยสุรนารี รวมถึงศูนย์ความเป็นเลิศด้านชีววิทยาศาสตร์ ขอขอบคุณ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารีที่ช่วยอำนวยความสะดวก ในการพัฒนางานวิจัยบางส่วนที่เกิดผลสัมฤทธิ์ในการ ทดลองนี้

6. เอกสารอ้างอิง

Azad, K.A.K. 2000. Fetal QRS complex detection from abdominal ECG: a fuzzy approach, pp. 275-278. *In Proceedings of Institute of Electrical and Electronics Engineers Nordic Signal Processing Symposium*. Kolmarden, Sweden.

Chaemsaitong, P. and Raungrongmorakot, K. 2005. Intrapartum Fetal Monitoring (Intrapartum Fetal Monitoring). *Journal of Medicine and Health Sciences* 12(2): 42-58. (in Thai)

Chatchawet, W. 2019. **Maternal Newborn Nursing and Midwifery 2**. Faculty of Nursing, Prince of Songkla University. (in Thai)

Chen, H.Y., Chauhan, S.P., Ananth, C.V., Vintzileos, A.M. and Abuhamad, A.Z. 2011. Electronic fetal heart rate monitoring and its relationship to neonatal and infant mortality in the United States. *American Journal of Obstetrics and Gynecology* 204(6): 491.e1-e10.

DigitalMultimeters. 2015. **Guidelins on the calibration of Digital Multimeters**. Available Source: <https://www.nimt.or.th/main/>, April 10, 2024.

Ibrahimy, M.I., Ahmed, F., Ali, M.A.M. and Zahedi, E. 2003. Real-time signal processing for fetal heart rate monitoring. *Institute of Electrical and Electronics Engineers Transactions on Biomedical Engineering* 50: 258-261.

Kamalifard, M., Abbasalizadeh, S., Ghofazadeh, M., Ghatreh Samani, F. and Rabiei, L. 2013. Diagnostic value of fetal movement counting by mother and the optimal recording duration. *Journal of Caring Sciences* 2(2): 89-95.

Kasisopha, N., Vorakulpipat, C. and Rattanalerdnusorn, E. 2020. **Thai Patent No. 1703001486**.

Department of Intellectual Property, Ministry of Commerce, Bangkok. (in Thai)

Komwilaisak, R. 2022. Antepartum Fetal Surveillance. Academic conference the royal thai college of obstetricians and gynaecologists Bangkok, pp. 102-111. *In Royal Thai College of Obstetricians and Gynaecologists. CHECK before CHAT in OB-GYN 2018*. Royal Thai College of Obstetricians and Gynaecologists. (in Thai)

Mooney, D.M., Grooome, L.J., Bentz, L.S. 1995. Computer algorithm for adaptive extraction of fetal cardiac electrical signal, pp. 113-117. *In Proceedings of the 1995 ACM Symposium on Applied Computing*. Nashville, Tennessee, USA.

Phoodaangau, B. 2014. Nurse's Role to Enhance Self Care of Pregnant Women to Count and Record Fetal Movement. *Journal of Nursing Science and Health* 37(1): 135-146. (in Thai)

Piéri, J.F., Crowe, J.A., Hayes-Gill, B.R., Spencer, C.J., Bhogal, K. and James, D.K. 2001. Compact long-term recorder for the transabdominal foetal and maternal electrocardiogram. *Medical & Biological Engineering & Computing* 39: 118-125.

Rakphongsiri, K., Rakphongsiri, P. and Photham, J. 2016. **Thai Patent No. 1603000137**. Department of Intellectual Property, Ministry of Commerce, Bangkok. (in Thai)

Rungaroon, P. and Chandee, W. 2021. Importance of fetal movement counting for instructors in the Bachelor of Nursing Science program. *Journal of Nursing Science, College of Nursing, Christian University of Thailand* 8(1): 93-94.

Ryo, E., Kamata, H., Seto, M., Morita, M., Nagaya, Y., Nishihara, K. and Ohki, N. 2018. Reference values for a fetal movement acceleration measurement recorder to count fetal movements. *Pediatric Research* 83(5): 961-968.

Saastad, E., Winje, B.A., Stray Pedersen, B. and Froen, J.F. 2011. Fetal movement counting improved identification of fetal growth restriction and

- perinatal outcomes—a multi-centre, randomized, controlled trial. **PLoS One** 6(12): e28482.
- Sameni, R. and Clifford, G.D. 2010. A Review of Fetal ECG Signal Processing; Issues and Promising Directions. **The Open Pacing, Electrophysiology & Therapy Journal** 3: 4-20.
- Shabry, N.A.N.B.M., Singh, O., Sardana, P., Hisham, R.B. and Balakrishnan, M. 2017. Home based fetal heart rate monitor. **International Journal of Applied Engineering Research** 12(6): 813-817.
- Sinthanayothin, C., Phonlasit, W. and Wongwaen, N. 2013. **Thai Patent No. 1203001314.** Department of Intellectual Property, Ministry of Commerce, Bangkok. (in Thai)
- Tangwiwat, P. 2022. Fetal movement count in: Antenatal care manual for public health personnel, pp. 58. *In* Tangwiwat, P., eds. **Antenatal Care guide for public health personnel.** Department of Health, Ministry of Public Health. (in Thai)
- Thomas, T.K. and Chin, C.S. 2014. Prototype development of a home-based heart rate monitoring system using virtual instrumentation platform, pp. 381-386. *In* **2014 Institute of Electrical and Electronics Engineers Region 10 Symposium.** Kuala Lumpur, Malaysia.
- Yaisoon, S. 2015. The necessity of fetal movement count: nursing roles. **Thai Red Cross Nursing Journal** 8(1): 1-9. (in Thai)
- Yimman, S., Rattanasunthon, R., Detyu, S., Saengpitak, W., Chaengmanee, A. and Saengthong, P. 2022. **Thai Patent No. 2003000869.** Department of Intellectual Property, Ministry of Commerce, Bangkok. (in Thai)
- Yuvaraj, T., Bindushri, Chandana, G.S., Shetty, D. and Sanil, H. 2021. Development of Prototype Heart Pulse Rate Monitoring System. **International Journal of Research in Engineering, Science and Management** 4(7): 172-174.