

อุปกรณ์และหลักการตัดสัญญาณรบกวนในการตรวจอัตราการเต้นหัวใจทารกในครรภ์

นนทวัฒน์ ศรีประดิษฐ์

นักศึกษาปริญญาโทสาขาเทคโนโลยีสารสนเทศ

ภาควิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น 40002

nontawats@kkumail.com

บทคัดย่อ -- การตั้งครรภ์มีอัตราการเสียชีวิตของทารกสูงถึงหนึ่งในสามของการตายของทารกในครรภ์ทั้งหมด ดังนั้น การเฝ้าระวังในหญิงตั้งครรภ์ ระยะคลอดอย่างมีประสิทธิภาพเพื่อลดอัตราการเสียชีวิตของทารกในครรภ์ได้อย่างมาก ในปัจจุบันนี้ปัญหาหลักทางด้านสูตินรีเวช คือ การขาดข้อมูลที่บอกถึงสถานะของทารกในครรภ์ จึงใช้การวัดอัตราการเต้นหัวใจทารกในครรภ์เป็นสัญญาณที่บ่งบอกว่าทารกยังมีชีวิตอยู่ ซึ่งสามารถวัดโดยไม่มีผลกระทบต่อทารกและมีการนำมาใช้กันอย่างแพร่หลายในทางคลินิก ในบทความนี้จะกล่าวถึงอุปกรณ์ที่ใช้ในการตรวจอัตราการเต้นหัวใจของทารกในครรภ์และทฤษฎีที่ใช้ในการตัดสัญญาณรบกวน เพื่อนำมาเปรียบเทียบหาข้อแตกต่างกัน

คำสำคัญ : อัตราการเต้นหัวใจทารกในครรภ์ , intermittent auscultation (IA) , Continuous cardiotocography , stethoscope , hand-held Doppler ultrasound , External (indirect) monitoring , Internal (direct) monitoring GAUSSIAN NOISE , autocorrelation function , Low pass filter , spectrum analysis , Signal-To-Noise Ratio , Cross-correlation

1. บทนำ

การตรวจสุขภาพของทารกในครรภ์มีวัตถุประสงค์หลัก คือ ค้นหาทารกในครรภ์ที่มีความเสี่ยงต่อการเกิด, การบาดเจ็บต่อระบบประสาทในครรภ์ และการเสี่ยงต่อการเสียชีวิต ซึ่งถ้าเป็นภาวะที่สามารถป้องกันได้ จะได้เฝ้าระวังมิให้เกิดขึ้น ในการตั้งครรภ์ที่มีความเสี่ยงสูงทารกจะมีการปรับตัวเพื่อตอบสนองต่อภาวะขาดก๊าซออกซิเจนและภาวะเลือดเป็นกรด ซึ่งเป็น Physiologic change ที่สามารถตรวจพบได้ การประเมินสุขภาพของทารกในครรภ์ในระยะคลอดเป็นงานที่ทำหาย ซึ่งสาเหตุที่จำเป็นจะต้องมีการติดเครื่องมอนิเตอร์การเต้นของหัวใจทารกในครรภ์ (FHR) คือ ลักษณะการเต้นของหัวใจเป็นเครื่องมือหนึ่งที่บอกถึง การทำงานของหัวใจและการทำงานของสมองส่วน medulla ที่ตอบสนองต่อการเปลี่ยนแปลงปริมาณเลือดที่ไปเลี้ยงร่างกายของทารก, ภาวะเลือดเป็นกรด และการขาดก๊าซออกซิเจน ซึ่งปริมาณก๊าซออกซิเจนที่ไปเลี้ยงทารกขึ้นกับปริมาณก๊าซออกซิเจนที่มารดาได้รับ ปริมาณเลือดที่ไหลเวียนไปยังตัวมดลูกและทารก ตลอดจนการกระจายของเลือดที่มีก๊าซออกซิเจนสูงไปยังเนื้อเยื่อของทารกในครรภ์ ดังนั้น การที่ทารกในครรภ์ได้รับปริมาณก๊าซออกซิเจนลดลง อาจเกิดจาก

มารดาที่มีโรคแทรกซ้อนบางอย่างที่ทำให้ปริมาณก๊าซออกซิเจนในตัวลดลง เช่น โรคที่เกี่ยวข้องกับระบบทางเดินหายใจหรืออาจจะเกิดจากความผิดปกติของตัวรก, ภาวะการขาดเลือดของรกหรือความผิดปกติที่ตัวมดลูกเองและอาจเกิดจากความผิดปกติของตัวทารกในครรภ์ [20]

ภาวะการขาดก๊าซออกซิเจนเล็กน้อยชั่วคราวจะกระตุ้นศูนย์ chemoreceptor ที่บริเวณหลอดเลือดแดง carotid โดยที่ receptor นี้จะส่งสัญญาณไปยังก้านสมอง ให้ถ่ายเลือดไปยังอวัยวะที่สำคัญ เช่น สมอง หัวใจ ต่อมหมวกไตและรก นอกจากนี้ก้านสมองยังตอบสนองต่อการกระตุ้นของ alpha-sympathetic ให้มีการหดตัวของหลอดเลือดแดงบริเวณปลายทาง ซึ่งจะเพิ่มความดันโลหิตสูงขึ้น ส่วน baroreceptor ก็จะสนองต่อภาวะการขาดก๊าซออกซิเจนโดยส่งสัญญาณไปยังก้านสมอง ทำให้มีการกระตุ้นระบบประสาทเวกัสที่หัวใจของทารกในครรภ์ ทำให้หัวใจเต้นช้าลง ซึ่งจะทำให้เกิดความผิดปกติในอัตราการเต้นของหัวใจแบบ late หรือ variable decelerations โดยขึ้นกับสาเหตุของภาวะขาดก๊าซออกซิเจน ว่าเกิดจากระบบการไหลเวียนเลือดที่รบกวนผิดปกติ หรือเกิดจากการกดสายสะดือของทารกในครรภ์ ส่วนการขาดก๊าซออกซิเจนที่เกิดขึ้นรุนแรงและนานจะทำให้เกิดภาวะ persistent bradycardia หรือเกิดภาวะ late deceleration ต่อเนื่องซ้ำ ๆ กัน ซึ่งสัมพันธ์กับการกดทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจ นอกจากนี้ยังเกิดภาวะ loss of variability ด้วย ท้ายที่สุดก็จะเกิดการเปลี่ยนแปลงของระบบทางชีวฟิสิกส์ของทารกในครรภ์ เช่น การหายใจการเคลื่อนไหว และความตึงตัวของกล้ามเนื้อของทารกในครรภ์ที่ผิดปกติ

หลักการตรวจสุขภาพทารกในครรภ์ ณ ปัจจุบันมีหลายวิธี มีวัตถุประสงค์เพื่อยืนยันสุขภาพของทารกในครรภ์ เนื่องจากภาวะสุขภาพของทารก

ในครรภ์เป็นตัวชี้วัดที่สำคัญในการตัดสินใจเลือกแนวทางในการรักษามารดาและทารกในครรภ์ ดังนั้นการตรวจร่างกายที่สำคัญ สิ่งแรก คือ ตรวจว่าทารกในครรภ์ยังมีชีวิตอยู่หรือไม่ โดยการฟังเสียงหัวใจทารก ต้องแยกชีพจรของแม่ในกรณี que ฟังเสียงหัวใจทารกในครรภ์ไม่ได้หรือไม่แน่ใจ ควรตรวจด้วยคลื่นเสียงความถี่สูงทันที ซึ่งวิธีการตรวจสุขภาพทารกในครรภ์ที่ดีควรมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้

- 1.1 สามารถตรวจวินิจฉัยว่าทารกในครรภ์รายใดมีภาวะเครียด (fetal stress) หรือ มีภาวะคับขัน (Fetal distress) ได้อย่างรวดเร็ว และถูกต้อง ทำให้สามารถเลือกแนวทางการดูแลรักษาได้อย่างเหมาะสม
- 1.2 เมื่อผลการตรวจเป็นปกติ (reassuring test) สามารถที่จะยืนยันได้ว่าทารกในครรภ์มีสุขภาพดีในช่วงระยะเวลาหนึ่ง
- 1.3 การตรวจนั้น สามารถอธิบายสภาพที่ผิดปกติของการตั้งครรภ์ได้ทั้งหมด
- 1.4 สามารถลดอัตราการเสียชีวิตและพิการของทารกแรกเกิด ซึ่งเป็นผลมาจากภาวะขาดออกซิเจนในระหว่างคลอดลงได้ รวมทั้งลดการการใช้ทักษะทางมือที่ไม่จำเป็น ได้แก่ การผ่าตัด ทำคลอดทางหน้าท้อง เป็นต้น

ในการประเมินการเจริญเติบโตของทารกในครรภ์ เพื่อดูว่ามีทารกเติบโตช้าในครรภ์หรือไม่นั้นสามารถทำได้โดยการตรวจหน้าท้อง, วัดความสูงของมดลูกจากขอบบนของกระดูกหัวหน่าวถึงยอดมดลูก ในกรณีที่การประเมินด้วยการตรวจร่างกายทำได้ยาก และมีความไม่แม่นยำ เช่น สตรีตั้งครรภ์ที่อ้วน ควร

พิจารณาการประเมินการเจริญเติบโตของทารกในครรภ์โดยการตรวจคลื่นเสียงความถี่สูง

2. ความรู้พื้นฐานอุปกรณ์ในการตรวจ [21]

(intermittent auscultation หรือ IA)

ในการฟังเสียงหัวใจทารกเป็นระยะ (intermittent auscultation หรือ IA) เป็นการตรวจสุขภาพของทารกในครรภ์ในระยะคลอดที่ง่ายและสะดวก การฟังหัวใจทารกเป็นระยะๆ จะมีประสิทธิภาพสูงในการเฝ้าระวังสุขภาพทารก ทั้งนี้ต้องอาศัยการฟังอย่างถูกต้อง เทคนิค เครื่องมือและขีดจำกัดของการฟังอย่างแท้จริง ในการตรวจนั้น วิธีที่นิยมทำในครรภ์ที่มีความเสี่ยงต่ำ

stethoscope

ซึ่งเป็นเครื่องมือที่แพทย์ใช้ฟังเสียงต่าง ๆ ภายในร่างกายของคนไข้ โดยเฉพาะเสียงหัวใจและปอด ชื่อเรียกนี้มาจากรากคำในภาษากรีก stethos แปลว่า ทรวงอก กับ skopos แปลว่า ผู้เฝ้าดู ซึ่งคนไทยนิยมเรียกเครื่องมือชิ้นนี้ว่า หูฟัง หรือทับศัพท์สั้น ๆ ว่า สเต็ท ในการฟังเสียงการเต้นของหัวใจทารกโดยใช้ stethoscope นั้นต้องอาศัยการฝึกฝนเป็นอย่างมาก นอกจากนี้ยังฟังได้ยากในสตรีตั้งครรภ์ที่มีน้ำหนักตัวมาก ดังนั้น ผู้ใช้จึงจำเป็นต้องมีความชำนาญ เพื่อที่จะแปลผลที่ได้อย่างถูกต้องและแม่นยำ



รูปที่ 1 การตรวจโดยใช้ stethoscope

hand-held Doppler ultrasound

เป็นการตรวจวิเคราะห์โดยใช้คลื่นเสียงความถี่สูง โดยมีหลักการ คือ การส่งคลื่นเสียงความถี่สูงออกจากเครื่องอัลตราซาวด์ ผ่านผนังหน้าท้องเข้าไปภายในช่องท้อง เมื่อคลื่นเสียงไปกระทบอวัยวะที่ทึบหรือมีความหนาแน่นแตกต่างกัน ก็จะสะท้อนกลับมาที่เครื่องอัลตราซาวด์ และแปลงเป็นสัญญาณภาพปรากฏบนจอมอนิเตอร์ ซึ่งสามารถถ่ายเป็นภาพบนแผ่นเอ็กซเรย์เก็บไว้ได้



รูปที่ 2 การตรวจโดยใช้ Doppler ultrasound

(Continuous cardiotocography หรือ CTG)

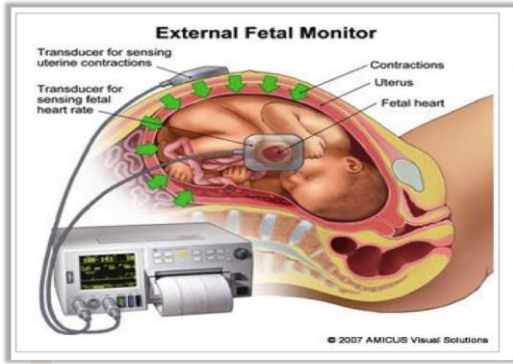
เป็นการตรวจสอบสภาพของทารกในครรภ์โดยใช้เครื่องมืออิเล็กทรอนิกส์ตรวจจับการเต้นของหัวใจทารกในครรภ์อย่างต่อเนื่อง และวัดการหดตัวของมดลูกไปพร้อมกัน เพื่อดูความสัมพันธ์ระหว่าง FHR กับการหดตัวของมดลูก เมื่อประเมินแล้วพบว่าทารกในครรภ์ยังมีชีวิตอยู่และทารกในครรภ์ด้นน้อยลงจริง ในกรณีที่อายุครรภ์ 28 สัปดาห์หรือมากกว่าควรตรวจ CTG เพื่อดูว่าไม่มีภาวะ fetal compromise ถ้าสงสัยภาวะทารกเติบโตช้าในครรภ์ ควรประเมินโดยใช้คลื่นเสียงความถี่สูง การทำ CTG เพื่อติดตามอัตราการเต้นของหัวใจทารกในครรภ์ควรทำอย่างน้อย 20 นาที สามารถตรวจหาภาวะ fetal compromise ได้ดี ถ้ามีรูปแบบการเต้นของหัวใจทารกในครรภ์ปกติ เช่น มีการเพิ่มขึ้น (acceleration) ของอัตราการเต้นของหัวใจทารก เมื่อมีการตื่นของทารก เป็นสิ่งที่แสดงว่าทารกในครรภ์มีสุขภาพดีและระบบประสาทอัตโนมัติทำงานปกติ พบว่า อัตราการเต้นของหัวใจทารกเพิ่มขึ้นร้อยละ 92-97 เมื่อมารดาสูดถึงการเคลื่อนไหวของทารกทั้งตัว (gross body movement) จากการศึกษาพบว่า ถ้าไม่มีการเพิ่มขึ้นของอัตราการเต้นของหัวใจทารก ในทารกที่อายุครรภ์ครบกำหนดเป็นเวลาานมากกว่า 80 นาที มักมี fetal compromise เกิดขึ้น และพบว่าสตรีตั้งครรภ์ที่มีทารกในครรภ์ด้นน้อยลง พบ nonreactive NST หรือ nonreassuring pattern อื่นร้อยละ 4 ในส่วนการแสดงผลจะเป็นลักษณะกราฟ ในกระดาษ หรือผ่านจอภาพอิเล็กทรอนิกส์ สามารถแบ่งตามลักษณะของเครื่องได้ 2 ชนิด คือ

External (indirect) monitoring

เป็นการวัดอัตราการเต้นของหัวใจทารกในครรภ์ โดยการใช้หัวตรวจคลื่นเสียงความถี่สูงวางบริเวณตำแหน่งของหัวใจทารกที่หน้าท้องสตรีตั้งครรภ์ เครื่องมือจะแปลสัญญาณ Doppler เป็นความถี่ของการเคลื่อนไหวของลิ้นหัวใจทารกในครรภ์ ในขณะที่มีการบีบรัดตัวของ atrium และ ventricle เครื่องจะคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจทารกในครรภ์ โดยใช้ค่าเฉลี่ยเพื่อให้เกิดความผิดพลาดน้อยที่สุด วิธีคำนวณเช่นนี้เรียกว่า autocorrelation โดยวิธีนี้จะทำให้เกิดรูปแบบการเต้นของหัวใจทารกใกล้เคียงกับการตรวจด้วย fetal electrocardiogram (ECG)

ข้อดีของวิธีนี้ คือ ใช้น้ำคร่ำไม่จำเป็นต้องแตก และไม่เพิ่มความเสี่ยงต่อการติดเชื้อ วิธีใช้หัวตรวจแบบ Doppler เพื่อตรวจ FHR การเคลื่อนไหวอื่นๆของมารดาและทารก จึงมีผลกระทบต่อค่าความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจทารก

ข้อเสียของวิธีนี้ คือ การหดตัวของมดลูกเป็นการวัดความตึงตัวของผนังมดลูกผ่านทางหน้าท้อง ไม่ได้วัดที่ความดันภายในโพรงมดลูกอย่างแท้จริง ทำให้มีความคลาดเคลื่อนได้สูงรวมทั้งสัญญาณอาจขาดหายได้เมื่อมีการขยับตัวของมารดาและทารก



รูปที่ 3 การตรวจแบบ External (indirect) monitoring

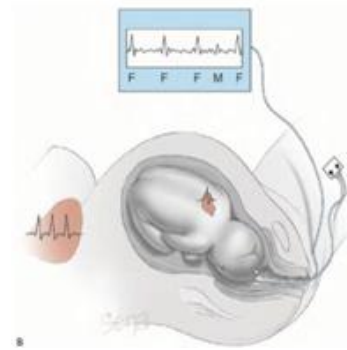
Internal (direct) monitoring

เป็นการตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจทารกในครรภ์ โดยการใช้ bipolar spiral electrode สอดผ่านช่องคลอดเข้าไปทางปากมดลูก และแท่งบริเวณศีรษะทารก ในขณะเดียวกันก็ใช้ electrode อีกตัวหนึ่งวางบนหน้าขาของสตรีตั้งครรภ์เพื่อกำจัดคลื่นไฟฟ้าที่อาจมารบกวนได้ electrode ที่อยู่ภายในจะเป็นตัววัดคลื่นหัวใจของทารกในครรภ์และคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจทารกในครรภ์โดยใช้ระยะห่างระหว่าง R-wave สัญญาณที่ได้จะชัดเจนมากและให้ความแม่นยำในการวัด baseline และ beat-to-beat variability สูง สัญญาณที่มารบกวนจะน้อยมากและต้องการ autocorrelation น้อยมาก ในการใช้เครื่องมือติดตามหัวใจทารกเพื่อวัด FHR จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) และวัดการหดตัวของมดลูก โดยสอดเครื่องมือผ่านเข้าไปในโพรงมดลูก เพื่อวัดการเปลี่ยนแปลงความดันในโพรงมดลูกโดยตรง

ข้อดีของวิธีนี้ คือ สามารถวัดความแปรปรวนของอัตราการเต้นของหัวใจทารกและ

ความดันภายในโพรงมดลูกได้อย่างแม่นยำ รวมทั้งสัญญาณไม่ขาดหายไป เมื่อมีการขยับตัวของมารดา

ข้อเสียของวิธีนี้ คือ เพิ่มความเสี่ยงต่อการติดเชื้อในน้ำคร่ำ และไม่เหมาะสมในรายที่มารดาเป็นพาหะของ group B streptococcus และมารดาติดเชื้อ HIV



รูปที่ 4 การตรวจแบบ Internal (direct) monitoring

แนวทางในการปฏิบัติ:

ควรจับชีพจรมารดาเพื่อยืนยันว่ากำลังฟังเสียงหัวใจทารกในครรภ์ และคลำที่ยอดมดลูก เพื่อสังเกตการหดตัวของมดลูกไปพร้อมกัน ฟังเสียงหัวใจทารกระหว่างการหดตัวของมดลูกเพื่อหา baseline ของอัตราการเต้นของหัวใจทารกในครรภ์ (baseline fetal heart rate หรือ baseline FHR) และฟังต่อเนื่องออกไปอีก 30 วินาที หลังจากเริ่มมีการคลายตัวของมดลูก เพื่อสังเกตว่ามี การลดลงของอัตราการเต้นของหัวใจทารกในครรภ์ (fetal heart rate deceleration) หรือไม่ วิทยาลัยสูตินรีแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา (American College of Obstetricians and Gynecologist หรือ ACOG) ได้แนะนำความถี่ในการฟังเสียงหัวใจของทารกในครรภ์ (fetal heart rate หรือ FHR) นอกจากนั้นยังต้องฟัง FHR เพิ่มเติม ทุกครั้งที่มีการเร่งการเจ็บครรภ์โดยการเจาะถุงน้ำ มารดามีการเปลี่ยนท่าทางการให้ยา

บางชนิด ได้แก่ ยาในกลุ่ม sedative drugs เมื่อตรวจพบว่ามีการหดตัวของมดลูกมากกว่าปกติ (hypertonus tetanic uterine contraction) การตรวจภายใน และการสวนปัสสาวะ เป็นต้น

การแปลผล:

จะแปลผลว่าปกติ (reassuring fetal heart rate pattern) เมื่อ FHR อยู่ระหว่าง 110-160 ครั้งต่อนาที

และไม่พบการลดลงของ FHR หลังจากมีการหดตัวของมดลูก และจะแปลผลว่าผิดปกติ (nonreassuring fetal heart rate pattern) เมื่อ FHR น้อยกว่า 100 ครั้งต่อนาที (bradycardia) หรือมี FHR มากกว่า 160 ครั้งต่อนาที (tachycardia) หรือมีการลดต่ำลงของ FHR จากมีการหดตัวของมดลูก เมื่อพบภาวะข้างต้นต้องใช้ในการตรวจวิธีอื่นเพื่อยืนยันสุขภาพของทารกต่อไป

การศึกษาจำนวนมากพบว่า IA มีประสิทธิภาพไม่แตกต่างกับ CTG โดยสามารถลดอัตราการตายได้ไม่แตกต่างกัน นอกจากนี้ยังมีอัตราการทำหัตถการในระยะคลอดและอัตราการ

ผ่าตัดทำคลอดทางหน้าท้องน้อยกว่าทั้งนี้ต้องทำอย่างถูกวิธี และมีอัตราของผู้ดูแลต่อสตรีตั้งครรภ์เป็นอัตราส่วน 1:1 แต่อย่างไรก็ตาม IA เป็นวิธีที่เหมาะสมในการตรวจสอบสุขภาพของทารกในครรภ์ในระยะคลอดโดยเฉพาะในรายที่มีความเสี่ยงต่ำ ซึ่งผู้ที่ดูแลควรได้รับการฝึกฝนให้สามารถฟังเสียงของหัวใจทารกได้อย่างถูกวิธี และเน้นย้ำให้เห็นถึงความสำคัญของการประเมินสุขภาพของทารก ในทางปฏิบัติ มีห้องคลอดในประเทศไทยน้อยแห่งที่สามารถทำได้ตามคำแนะนำของ ACOG เนื่องจากการขาดแคลนทั้งอุปกรณ์และบุคลากรโดยเฉพาะพยาบาล ในห้องคลอดที่มีความชำนาญ อีกทั้งการใช้ stethoscope ฟังเสียงของหัวใจทารกในครรภ์ ต้องอาศัยการฝึกฝนและฟังได้ยากในสตรีตั้งครรภ์ที่มีน้ำหนักตัวมาก ส่วน CTG ยังมีราคาสูงจนทำให้ห้องคลอดหลายแห่งไม่สามารถจัดหาได้ ทางเลือกที่เหมาะสมน่าจะเป็นการใช้อุปกรณ์ hand-held Doppler ultrasound เนื่องจากมีราคาไม่สูงนัก และสามารถฝึกหัดให้ฟังอย่างถูกวิธีได้ไม่ยากเท่าการใช้ stethoscope

	intermittent auscultation (IA)		Continuous cardiocography (CTG)	
	stethoscope	hand-held Doppler ultrasound	External (indirect) monitoring	Internal (direct) monitoring
ทักษะที่ใช้ในการตรวจ	สูง	ปานกลาง	ปานกลาง	สูง
ความแม่นยำในการตรวจ	ปานกลาง	ปานกลาง	ปานกลาง	สูง
ความปลอดภัย	สูง	ปานกลาง	ปานกลาง	ต่ำ
ขนาด	เล็ก	เล็ก	ปานกลาง	ปานกลาง
การใช้งาน	ทุกที่	ทุกที่	ในโรงพยาบาล	ในโรงพยาบาล
ข้อจำกัด	ฟังได้ยากในสตรีตั้งครรภ์ที่มีน้ำหนักตัวมาก	มีสัญญาณรบกวน	มีสัญญาณรบกวน	ไม่เหมาะในรายที่มารดาเป็นพาหะ
พลังงาน	ไม่ใช่	ใช่	ใช่	ใช่
ราคา	ปานกลาง	ปานกลาง	แพง	แพง

ตาราง 1 : เปรียบเทียบระหว่าง intermittent auscultation และ Continuous cardiocography

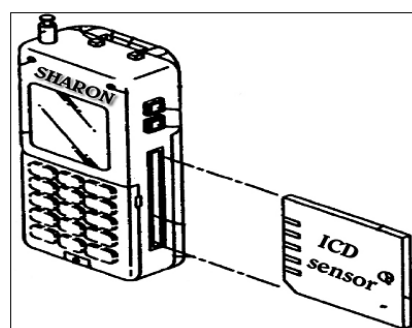
3. บทความวิจัยที่เกี่ยวข้อง

บทความเกี่ยวกับอุปกรณ์

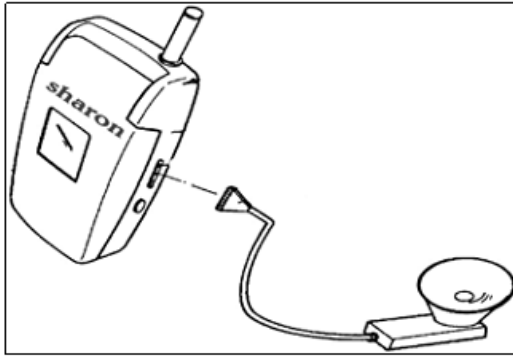
Sharon: Tension Free Mobile Incorporated with Health Care System using Christina Heart Card [11]

เป็นการนำ Stethoscope มาเชื่อมต่อกับอุปกรณ์เคลื่อนที่ โดยใช้ ICD Sensor เป็นการบันทึกระบบผู้ใช้งานและสามารถส่ง SMS เพื่อแจ้งเตือน

ระบบที่นำเสนอเป็นแพลตฟอร์มนำเดินการใน VB.net กับ SQL เป็นกระบวนการแบ็กเอนด์



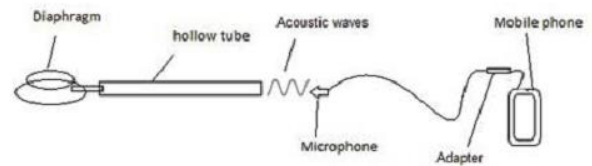
รูปที่ เป็นการต่อ Heart Card เข้ากับอุปกรณ์มือถือ



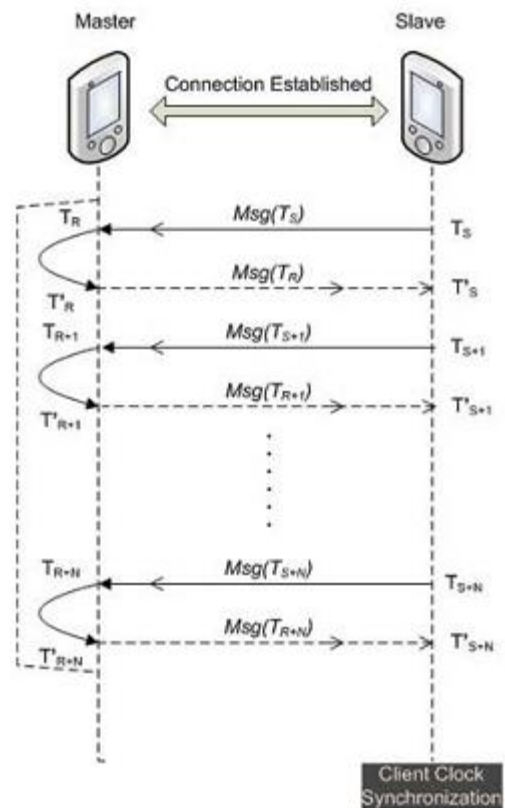
รูปที่ เป็นการต่ออุปกรณ์ Stethoscope มาเชื่อมต่อกับอุปกรณ์มือถือ

Cuff-less Differential Blood Pressure Estimation using Smart Phones [2]

การทำงานในบทความนี้จะอธิบายการต่อ Stethoscope และจากอุปกรณ์จะส่งค่าที่เรียกว่าคลื่นอะคูสติกผ่านไปยังไมโครโฟนและจา ไมโครโฟนก็จะส่งไปยังอุปกรณ์มือถือ เทคนิคการประมาณความดันโดยใช้ โทรศัพท์มือถือสองเครื่องเพื่อช่วยในการประมวลผล การทำงาน : $T_S +$ เป็นเวลาที่สิ้นสุดในอุปกรณ์ slave T_{S+1} จะได้รับ IME ในอุปกรณ์ slave T_{R+1} เป็นเวลาที่ได้รับในอุปกรณ์ Master T_{R+1} จะส่งในเวลาอุปกรณ์ Master N คือจำนวนสูงสุดของรอบกระบวนการสามารถดำเนินการต่อ ค่าที่ได้จึงมีความเร็วพอสมควร แสดงความเป็นไปได้ ของความดันโลหิตวัดโดยใช้เพียงหนึ่งในโทรศัพท์สมาร์ต เป็น การต่อ Stethoscope เข้ากับไมโครโฟนโดยตรงโดยได้รับความถูกต้องระหว่าง 95 - 100%



รูปที่ เป็นการต่อ Stethoscope เข้ากับมือถือ



รูปที่ เป็นการทำงานของอุปกรณ์ มือถือสองเครื่อง

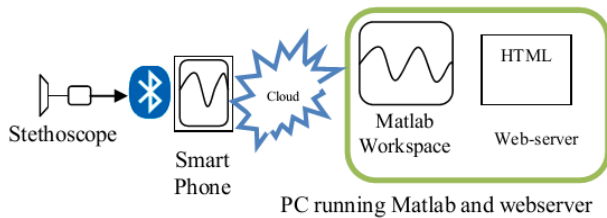
A Cloud Based Web Analysis and Reporting of Vital Signs [1]

จำแนกการเข้าถึงข้อมูลของผู้ป่วยจาก โทรศัพท์สมาร์ตโฟน หรือ pc กับโครงสร้างพื้นฐานใหม่หรือการตั้งค่า วิธีการแก้ปัญหาที่ต้องใช้เวลา ประโยชน์จากการเชื่อมต่อข้อมูลด้วย cloud ผ่าน DropBox ผู้ใช้สามารถอัปโหลดสัญญาณที่ต้องการ ประเมินผลทางการแพทย์ได้โดยตรง การนำ

stethoscope แบบ digital มาฟังสัญญาณบลูทูธ และไมโครโฟนใน stethoscope จะช่วยให้มาร์ทโฟนบันทึกและจัดเก็บสัญญาณเสียงด้วย Matlab



รูปที่ อุปกรณ์ที่นำมาใช้จริง



รูปที่ เป็นโครงสร้างโดยรวมของระบบ

Performing Discrete Fourier Transform of the Heart Sounds on the Pocket Computer [6]

วิธีการประมวลผล การวิเคราะห์ ความถี่ที่ได้รับการดำเนินการกราฟิกเสียง และคลื่นความถี่ที่ได้รับการแสดงบนเครื่องคอมพิวเตอร์พกพา ดังนั้น การตรวจสอบคลื่นความถี่ของปกติและผิดปกติ เสียงหัวใจ มันเป็นความคิดที่แตกต่าง บนแกนความถี่ของเสียงปกติ และผิดปกติ อาจจะเป็นประโยชน์ในการวินิจฉัยโรค เสียงที่นำมาจากผู้ป่วยที่มีความผิดปกติ รวมถึงองค์ประกอบความถี่สูง เป็นระบบที่พัฒนาขึ้น

สามารถดำเนินการในทางที่มีมือถือนั้นเป็นที่เหมาะสม สำหรับการแพทย์ที่จะใช้ในทางคลินิก



รูปที่ ขั้นตอนการทำงานของระบบ



รูปที่ หน้าตาโปรแกรมที่อยู่บนมือถือ

จากการนำเสนอบทความที่เกี่ยวกับการเชื่อมต่อ stethoscope เข้ากับอุปกรณ์มือถือในแบบต่างๆ นานา ทำให้ทราบว่า การเชื่อมต่ออุปกรณ์มีด้วยกันหลายวิธี และแต่ละวิธีก็แตกต่างกันออกไป เราจะมาทำการเปรียบเทียบ ข้อแตกต่างของบทความ และการทำงานของแต่ละแบบข้อดีได้ ข้อเสียในการประมวลผลการเต้นของหัวใจ

	[11]	[2]	[1]	[6]
ความปลอดภัย	ปลอดภัย	ปลอดภัย	ปลอดภัย	ปลอดภัย
ความซับซ้อนของระบบ	ปานกลาง	สูง	สูง	ปานกลาง
ความเร็วในการประมวลผล	ปานกลาง	สูง	สูง	ปานกลาง
การเชื่อมต่อแบบไร้สาย	ไม่มี	มี	มี	ไม่มี
การใช้งาน	ง่าย	ปานกลาง	ง่าย	ง่าย

ตารางที่ เปรียบเทียบบทความเกี่ยวกับอุปกรณ์

บทความเกี่ยวกับทฤษฎี

Multiscale Probability Density Function Analysis: Non-Gaussian and Scale-Invariant Fluctuations of Healthy Human Heart Rate [9]

บทความนี้ใช้ทฤษฎี GAUSSIAN NOISE การกระจายตัวของสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียน Gaussian Noise สัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียน เป็นรูปแบบของสัญญาณรบกวนที่ถูกนำไปใช้ในทางปฏิบัติจริงบ่อยครั้ง เนื่องจากในทางคณิตศาสตร์ ค่าฟังก์ชันการกระจายของความน่าจะเป็นอยู่ในรูปของการกระจายตัวแบบปกติ (Normal Distribution) ซึ่งมีรูปแบบเดียวกันทั้งในโดเมนตำแหน่งและโดเมนความถี่ ด้วยข้อเด่นนี้แบบจำลองเกาส์เซียน (Gaussian Model) มักถูกอ้างอิงและนำไปประยุกต์ใช้ในงานต่างๆ ที่มีแนวโน้มว่าจะใช้

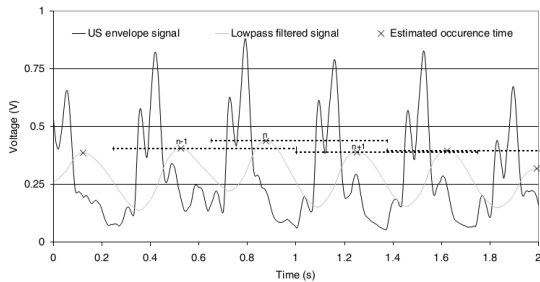
แบบจำลองเกาส์เซียนนี้ได้ดีที่สุด ฟังก์ชันการกระจายตัวของความน่าจะเป็นของตัวแปรสุ่มเกาส์เซียน (Gaussian Random Variable,) แสดงดังต่อไปนี้

$$p(z) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} e^{-(z-\mu)^2/2\sigma^2}$$

โดยที่ค่า แทนระดับความเข้มแสงสีเทาเป็นค่าเฉลี่ยของค่า และ เป็นค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน ซึ่งค่ากำลังสองของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานเรียกว่า “ค่าความแปรปรวนของค่า (Variance of)”

Beat-to-beat detection of fetal heart rate: Doppler ultrasound cardiocography compared to direct ECG cardiocography in time and frequency domain [4]

บทความนี้ใช้ทฤษฎี Low pass filter วงจรที่ใช้กรองความถี่ที่ให้อ่านได้เฉพาะความถี่ต่ำเท่านั้น เนื่องจากความถี่ของการรับ-ส่ง Doppler ultrasound จะมีความถี่เท่ากับ 1.024 MHz ดังนั้นเครื่องรับ-ส่ง Doppler ultrasound หากมีฮาร์โมนิกที่สองแค่เพียงมิลิวต์ตต์เดียวก็สามารถที่จะสัญญาณได้อย่างมากมายดังนั้นวงจร LOW PASS FILTER ความถี่ที่ใช้คำนวณ 27.2 MHz หากท่านต้องการใช้ความถี่อื่นๆ ก็ให้ท่านนำความถี่นั้นๆ มาแทนค่า ท่านก็จะได้ค่า C และ ค่า L ตามที่ท่านต้องการ) แต่ในทางปฏิบัติค่า C138.23 pf และ C245.36 pf สามารถแทนด้วย C 68pf x 2 และ C120 pf x 2 ตามลำดับค่าที่ได้มาจะแตกต่างกันเล็กน้อยถือว่าใช้ได้ดังรูปที่ 2



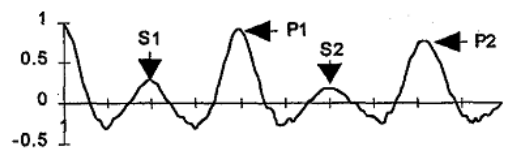
รูปที่ 5 ตัวอย่างการคำนวณหาค่าแบบ Low pass filter

FAST FETAL HEART RATE ESTIMATION FOR MULTI-CHANNEL FHR MEASUREMENT [18]

บทความนี้ใช้ทฤษฎี autocorrelation function ปัญหาที่เกิดจากสัญญาณรบกวน (disturbance term) ในแต่ละช่วงเวลามีความสัมพันธ์ซึ่งกันและกัน ความสัมพันธ์ดังกล่าวนี้อาจจะเป็นไปในทิศทางบวกหรือลบก็ได้ ถ้าเป็นกรณี

แรกเรียกว่า “positive autocorrelation” ถ้าเป็นกรณีหลังเรียกว่า “negative autocorrelation” สามารถหาค่าเฉลี่ยของผลลัพธ์ในแต่ละช่วง time shift ได้โดยการหารผลรวมนั้นด้วยจำนวนค่าของผลคูณ ถ้าเรานำค่าเฉลี่ยของผลลัพธ์มาพล็อตในฟังก์ชันของ time shift โดยแกนนอนแสดงเวลา time shift และแกนตั้งแสดงค่าเฉลี่ยของผลรวมในการพิจารณานี้จะพิจารณาหาผลรวมของผลคูณจากรูปคลื่นของสัญญาณเดียวกัน ในเวลาหนึ่งกับในอีกเวลาหนึ่งที่มีเวลาต่างกัน (time shift) เราก็จะได้เส้นกราฟที่มีค่าสูง(ยกกำลังสอง)เมื่อ time shift เป็นศูนย์ และมีค่าน้อยเข้าใกล้ศูนย์เมื่อ time shift เพิ่มขึ้น เส้นกราฟที่ได้เราจะเรียกว่า autocorrelation function ของรูปคลื่น เป็นกราฟที่แสดงความเหมือน หรือ correlation ระหว่างรูปคลื่นรูปคลื่นเดียวกันที่กำหนด time shift ต่างๆกัน กล่าวคือนำผลรวมของผลคูณระหว่างรูปคลื่นเดียวกันแต่ต่างเวลากันมาพล็อตในฟังก์ชันของ time shift ที่ต่างกันจะหาได้จากสูตร

$$ACF(r) = \frac{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_k x_{k-r} - \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_k \cdot \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_{k-r}}{\sqrt{\left[\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_k^2 - \left(\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_k \right)^2 \right] \cdot \left[\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_{k-r}^2 - \left(\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_{k-r} \right)^2 \right]}}$$



รูปที่ 6 หลักการคำนวณ autocorrelation function

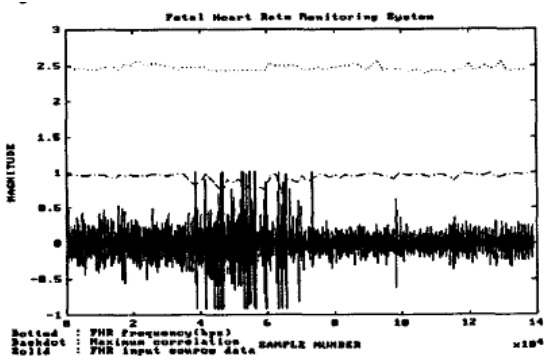
FETAL HEART RATE ESTIMATION USING HIGH RESOLUTION PITCH DETECTION ALGORITHM [8]

บทความนี้ใช้ทฤษฎี Signal-To-Noise Ratio (SNR) เป็นตัวที่ใช้วัดทางวิทยาศาสตร์ และวิศวกรรม ที่ใช้เปรียบเทียบระดับของสัญญาณกับเสียงรบกวน จะถูกกำหนดโดยเป็น อัตราส่วนระหว่างสัญญาณที่ใช้สื่อสารกับสัญญาณรบกวน ถ้าอัตราส่วน 1:1 แสดงว่า สัญญาณที่ใช้สื่อสารกับสัญญาณรบกวนมีความแรงเท่ากัน จะได้ SNR เท่ากับ 1 ถ้าอัตราส่วน 3:1 แสดงว่า สัญญาณที่ใช้ในการสื่อสารมีความแรงกว่าสัญญาณรบกวน 3 เท่า ซึ่งจะได้ SNR เท่ากับ 3 แต่ถ้าอัตราส่วน 1:3 แสดงว่า สัญญาณรบกวนมีความแรงกว่าสัญญาณที่ใช้ในการสื่อสาร 3 เท่า จะได้ SNR เท่ากับ 0.33 นั่นก็หมายความว่า ยิ่งค่า SNR สูงเท่าไร ก็จะยิ่งดีเท่านั้น

$$S[n_1:n_2] = (s_{n_1}, \dots, s_{n_1+k}, \dots, s_{n_2})^T ; k=0,1, \dots, n_2-n_1$$

$$S_i = S(t+t_0) |_{t=(i-1)T} : i=1,2, \dots$$

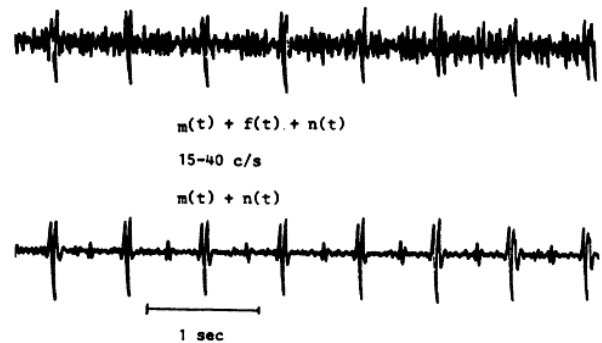
$$X_n(t_0) = S[1:n] , Y_n(t_0) = S[n+1:2n]$$



รูปที่ 7 ตัวอย่างการลบสัญญาณรบกวนแบบ SNR

A Low-Power Correlation Detector Using Analog Data Storage [10]

บทความนี้ใช้ทฤษฎี Cross-correlation การหาค่าสหสัมพันธ์ของเวลาระหว่างผลต่างสัญญาณแรงดันเลือด 2 สัญญาณ เทคนิคการวัดสัญญาณอีกแบบหนึ่งคือ ซึ่งใช้เทคนิคเดียวกับ auto-correlation ซึ่งพิจารณารูปคลื่นรูปคลื่นเดียวซึ่งมี time shift ต่างๆกัน แต่ cross correlation เป็นการพิจารณาหาความเหมือนกันของสองสัญญาณที่มีลักษณะรูปคลื่นแตกต่างกันครับ



รูปที่ 8 ตัวอย่างการใช้ cross-coorelation

ผลจากการศึกษา

จากผลการศึกษาถึงหลักการของการตรวจการวัดอัตราการเต้นของหัวใจทารกในครรภ์และการตัดสัญญาณรบกวนที่มีผลต่อการหาค่าการเต้นของหัวใจทารกในครรภ์ แบบ intermittent auscultation (IA) ทำให้หลักการต่างๆ ที่ได้รวบรวมมาเป็นวิธีการตัดสัญญาณรบกวนที่นิยมใช้กันในการพัฒนาหลักการเข้ากับอุปกรณ์ในการตรวจอัตราการเต้นทารกในครรภ์ในแบบของ intermittent auscultation

	[9]	[4]	[18]	[8]	[10]
จุดเด่น	เพิ่มสัญญาณรบกวนให้มีความสมบูรณ์ของสัญญาณ	ตัดสัญญาณรบกวนที่มีความถี่สูงและให้สัญญาณความถี่ต่ำผ่านได้อย่างเดียว	นำสัญญาณที่มีค่าความถี่ใกล้เคียงกันมาหารเพื่อหาสัญญาณรบกวน	การหาค่าอัตราส่วนของสัญญาณรบกวนกับสัญญาณชีพ	หาค่าสหสัมพันธ์ของเวลาระหว่างผลต่างสัญญาณ
นำไปใช้ Real-time	ไม่ได้	ได้	ได้	ไม่ได้	ได้
ความแม่นยำ	ปานกลาง	ปานกลาง	ปานกลาง	ปานกลาง	ปานกลาง
การนำไปใช้	ทุกอุปกรณ์ที่มีคลื่นสัญญาณ	ทุกอุปกรณ์ที่มีคลื่นสัญญาณ	ทุกอุปกรณ์ที่มีคลื่นสัญญาณ	ทุกอุปกรณ์ที่มีคลื่นสัญญาณ	ทุกอุปกรณ์ที่มีคลื่นสัญญาณ
ความซับซ้อน	สูง	ปานกลาง	สูง	สูง	สูง

ตารางที่ 3 : ตารางเปรียบเทียบทฤษฎีต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับบทความ

4.บทสรุป

วิธีการตรวจที่ได้รับความนิยม คือ การฟังเสียงหัวใจทารกเป็นระยะ (intermittent auscultation หรือ IA) การใช้เครื่องมือติดตามอัตราการเต้นของหัวใจอย่างต่อเนื่อง ทั้ง IA และ Continuous cardiotocography หรือ CTG มีประสิทธิภาพไม่แตกต่างกัน แต่วิธี IA นั้นเป็นวิธีที่ง่ายและสะดวกจึงได้รับความนิยมมากที่สุด ทั้งนี้ยังต้องอาศัยการฟังอย่างถูกต้อง และเข้าใจขีดจำกัดอย่างถ่องแท้ ในขณะที่วิธี CTG นั้นสามารถให้รายละเอียดที่มากกว่า แต่การแปลผล CTG นั้น

ต้องการความคุ้นเคย ทักษะ และประสบการณ์เป็นอย่างมาก ซึ่งส่วนใหญ่มักทำให้มีการแปรผลผิดพลาดได้บ่อย อีกทั้งการเพิ่มอัตราการผ่าตัดทำคลอดทางหน้าท้องก่อนกำหนดโดยไม่จำเป็น ดังนั้นการนำทั้งสองวิธีมาใช้อย่างระมัดระวังจะช่วยลดปัญหาเหล่านี้ได้

และการนำเอาหลักการหรือทฤษฎีที่ใช้ในการวัดค่าการเต้นของหัวใจทารกมาทำการตัดสัญญาณรบกวนและมีความแตกต่างกันจากหลายทฤษฎี แต่ก็สามารถตรวจวัดค่าที่ออกมาใกล้เคียงกัน

5. งานในอนาคต

จากการศึกษาการตรวจวัดอัตราการเต้นหัวใจทารกในครรภ์แสดงให้เห็นว่าอุปกรณ์ที่ใช้ในการตรวจนั้นมีอยู่หลายแบบด้วยกัน และหลักการที่ได้ศึกษาก็มีหลายวิธี จึงคิดจะนำเอาหลักการต่างๆ มาประยุกต์ใช้กับอุปกรณ์ stethoscope ให้เข้ากับมือถือสมาร์ทโฟนได้เพื่อช่วยในการตัดสินใจวินิจฉัยทารกที่อยู่ในตัวอุปกรณ์ และแสดงค่าการตรวจวัดที่ชัดเจนมากขึ้น เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการตรวจวัดอัตราการเต้นหัวใจทารกในครรภ์ด้วยอุปกรณ์ stethoscope

6. เอกสารอ้างอิง

- [1] Alqudah, Y.A., "A cloud based web analysis and reporting of vital signs," in Digital Information Processing and Communications (ICDIPC), 2012 Second International Conference on, 2012, pp. 185-189
- [2] Chandrasekaran, V., "Cuff-less Differential Blood Pressure Estimation using Smart Phones," in Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 2011, vol. 99, pp. 1-10
- [3] Chang Su Lee, "Advances in fetal heart rate monitoring using smart phones," in Communications and Information Technology, 2009. the International Symposium on, 2009, pp. 735 - 740
- [4] Chris H L Peters, "Beat-to-beat detection of fetal heart rate: Doppler ultrasound cardiocography compared to direct ECG cardiocography in time and frequency domain," in INSTITUTE OF PHYSICS PUBLISHING. PHYSIOLOGICAL MEASUREMENT, 2004, pp. 585-593
- [5] Fulcher, B.D., "Highly comparative fetal heart rate analysis," in Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 the International Conference of the IEEE, 2012, pp. 3135 - 3138
- [6] Guraksin, G.E., "Performing discrete fourier transform of the heart sounds on the pocket computer," in Biomedical Engineering Meeting, 2009. BIYOMUT 2009. 14th National, pp. 1-4
- [7] Jiménez-González, "Time-Structure Based Reconstruction of Physiological Independent Sources Extracted From Noisy Abdominal Phonograms," in Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 2010, vol. 57, pp. 2322 - 2330

- [8] Kim, S.I., "Fetal heart rate estimation using high resolution pitch detection algorithm," in Engineering in Medicine and Biology Society, 1993. the International Conference of the IEEE,1993, pp. 783 – 784
- [9] Kozma, R., "A Low-Power Correlation Detector Using Analog Data Storage," in Electrical and Electronics Engineering, 2004. (ICEEE). 1st International Conference on , 2004, pp. 514 – 517
- [10] Kumar, T.S., "Sharon: Tension free mobile incorporated with health care system using Christina heart card," in Advanced Computing (ICoAC), 2011 Third International Conference on, 2011, pp. 46-51
- [11] Lee, J., "Development of a New Non-Invasive System for Fetal Hypoxia Diagnosis," in Computers in Cardiology, 2006, pp. 477 – 480
- [12] Lee, J.H., "Fast cross-correlation method for real time detection of fetal heart rate," in Medicine and Biology Society, 1998. the International Conference on, 1998, vol.1 ,pp. 178 - 181
- [13] Roham, M., "A Mobile Wearable Wireless Fetal Heart Monitoring System," in Medical Information & Communication Technology (ISMICT), 2011 5th International Symposium on, 2011, pp. 135 - 138
- [14] Sun I. Kim, "REAL TIME PROCESSING ALGORITHM FOR HIGH RESOLUTION FETAL HEART RATE ESTIMATION," in Engineering in Medicine and Biology Society,1994, International Conference of the IEEE ,1994, vol.2, pp. 1288 - 1289
- [15] Van Bommel, J. H., "Detection of Weak Foetal Electrocardiograms by Autocorrelation and Crosscorrelation of Envelopes," in Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 1968, pp. 17 – 23
- [16] Xiong Zhou, "An Improved Auto-correlation Algorithm and its Application in Fetal Heart Rate Detection," in Biomedical Engineering and Informatics, 2009. The International Conference on,2009, pp. 1 – 5
- [17] Yang Yongsheng, "Fast fetal heart rate estimation for multi-channel FHR measurement," in Engineering in Medicine and Biology Society, 1995., IEEE 17th Annual Conference.,1995, vol.2, pp. 987 - 988
- [18] Yang Xiaofeng, "De-Noising of the Doppler Fetal Heart Rate Signal with Wavelet Threshold Filtering Based on Spatial Correlation," in Bioinformatics and Biomedical

- Engineering, 2007. The International Conference on, 2007, pp. 928 – 931
- [19] ปยา แชมสายทอง และ เกษม เรืองรองมรกด, “การดูแลสุขภาพทารกในครรภ์ในระยะคลอด,” มหาวิทยาลัยศรี นครินทรวิโรฒ, 2005, vol. 12, pp. 42 - 58
- [20] อนุวัฒน์ สุทัศน์วิบูลย์, “การประเมินการเต้นของหัวใจทารกในครรภ์,” มหาวิทยาลัยมหิดล, 2554, ฉบับที่ 2, pp. 40 – 48