



การลดทอนสัญญาณรบกวนบนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทารกในครรภ์ด้วย  
วิธีภายนอกร่างกาย

**Noise Reduction of Transcutaneous Fetal Electrocardiogram**

กมลวรรณ ยุทธาวรรกุล

**Kamonwan Yutthaworakul**

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญา  
วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า  
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

**A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of  
Master of Engineering in Electrical Engineering  
Prince of Songkla University**

2555

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

**ชื่อวิทยานิพนธ์** การลดทอนสัญญาณรบกวนบนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทารกในครรภ์ด้วยวิธี  
ภายนอกร่างกาย  
**ผู้เขียน** นางสาวกมลวรรณ ยุทธาวรรกุล  
**สาขาวิชา** วิศวกรรมไฟฟ้า

---

**อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก**

**คณะกรรมการสอบ**

.....  
(รองศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา)

..... ประธานกรรมการ  
(รองศาสตราจารย์ ดร.มนตรี กาญจนเดชะ)

**อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม**

.....กรรมการ  
(รองศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา)

.....  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรชัย พฤกษ์ภัทรานนท์)

.....กรรมการ  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรชัย พฤกษ์ภัทรานนท์)

.....กรรมการ  
(ดร.ฉัตรชัย สุภพิทักษ์สกุล)

.....กรรมการ  
(ดร.อจลวิษญ์ ฉันทวีโรจน์)

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อนุมัติให้รับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้  
เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา ตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชา  
วิศวกรรมไฟฟ้า

.....  
(ศาสตราจารย์ ดร.อมรรัตน์ พงศ์ดารา)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

**ชื่อวิทยานิพนธ์** การลดทอนสัญญาณรบกวนบนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทารกในครรภ์ด้วยวิธี  
ภายนอกร่างกาย  
**ผู้เขียน** นางสาวกมลวรรณ ยุทธาวรรกุล  
**สาขาวิชา** วิศวกรรมไฟฟ้า  
**ปีการศึกษา** 2555

### บทคัดย่อ

ในปัจจุบันเป็นยุคที่มีเทคโนโลยีทางการแพทย์ที่ทันสมัยแต่อัตราการเสียชีวิตของทารกในครรภ์ยังคงมีจำนวนที่สูง สาเหตุสำคัญที่ทำให้เกิดการเสียชีวิตของทารกมีสาเหตุมาจากภาวะแทรกซ้อนที่พบได้บ่อย ได้แก่ ภาวะคลอดก่อนกำหนด ภาวะทารกเติบโตช้าในครรภ์ ภาวะความดันโลหิตสูงระหว่างตั้งครรภ์และสภาวะน้ำคร่ำน้อย จากสภาวะแทรกซ้อนที่กล่าวมาข้างต้น จึงมีความจำเป็นที่จะต้องมีการตรวจสอบสุขภาพทารกภายในครรภ์เพื่อเพิ่มอัตราการรอดชีวิต โดยในปัจจุบันมีวิธีการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทารกในครรภ์รวมทั้งมารดา เพื่อใช้วิเคราะห์ถึงความพร้อมในการคลอดบุตร แต่เนื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ตรงบริเวณหน้าท้อง ด้วยการติดอิเล็กโทรดนั้นในปัจจุบันยังคงมีสัญญาณรบกวนเข้ามาปะปน อาทิเช่น สัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ สัญญาณรบกวนความถี่ 50 เฮิรตซ์ ที่เกิดจากเครื่องมือวัด เป็นต้น ทำให้ยากในการนำสัญญาณที่ได้ไปใช้งานโดยตรง งานวิจัยชิ้นได้นำเสนอวิธีการสำหรับการแยกแยะสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทารกในครรภ์ออกจากสัญญาณรบกวนต่างๆ ซึ่งจะใช้เทคนิคของตัวกรองสัญญาณรบกวนแบบเอฟไออาร์ เปรียบเทียบประสิทธิภาพการแยกแยะสัญญาณรบกวนออกกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง ร่วมกับเทคนิคการวิเคราะห์องค์ประกอบหลักและการวิเคราะห์องค์ประกอบอิสระ ซึ่งสามารถแบ่งการทดลองออกเป็น 7 การทดลอง พบว่าเมื่อนำตัวกรองสัญญาณรบกวนแบบเอฟไออาร์ใช้งานร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองมีประสิทธิภาพในการแยกแยะสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทารกในครรภ์คือ 41.219 dB แต่เมื่อนำกระบวนการวิเคราะห์องค์ประกอบอิสระมาใช้งานร่วมกันแล้วทำให้ค่าประสิทธิภาพเพิ่มขึ้นเป็น 50.624 dB อย่างไรก็ตามสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทารกในครรภ์ที่ได้จากการแยกแยะสัญญาณรบกวนแล้วนั้นยังคงมีสัญญาณรบกวนปะปนอยู่ ทำให้ต้องมีการพัฒนาในลำดับต่อไป

**คำสำคัญ:** สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทารกในครรภ์มารดา สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของมารดา ตัวกรองสัญญาณรบกวนแบบเอฟไออาร์ ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง

**Thesis Title**            Noise Reduction of Transcutaneous Fetal Electrocardiogram  
**Author**                    Ms.Kamonwan Yutthaworakul  
**Major Program**        Electrical Engineering  
**Academic Year**        2012

## **ABSTRACT**

Nowadays is the era of highly updated medical technology but the mortality rate of intrauterine fetus is still high. The important reasons of the fetal mortality rate are from common complications in pregnant women e.g. prematurity, intrauterine growth retardation, preeclampsia and low amniotic fluid (oligohydramnios). From the mentioned pregnant complications it is essential to check the fetus to improve survival. Nowadays there are some methods to measure the fetal electrocardiogram including the signals from mother for analyzing the readiness of delivery. However, to measure the abdominal electrocardiogram, there are quite interrupting signals coming in such as electromyogram, interrupting 50 Hz signals of the measured algorithm. These interrupting signals make more difficult for direct measure of signals. This research instrument presents the method to differentiate the fetal electrocardiogram from other interrupting signals. The presented method compares signal separation using Finite Impulse Response (FIR) adaptive filter with adaptive filter. Moreover, the analytical technique to examine the principal component analysis (PCA) and independent component analysis (ICA) are examined. These can be presented for 7 experiments. When FIR filter combined with adaptive filter, they would effectively differentiate the interrupting signals from the fetal electrocardiogram with the 41.219 dB. When used together with the Independent component analysis part, the effectiveness will be increased to 50.624 dB. However, the fetal electrocardiogram which was differentiated from the interrupting signals still had some interrupting signals left, thus these needed to be developed further.

**Keyword:** Fetal electrocardiogram The mother's electrocardiogram Finite Impulse Response (FIR) adaptive filter Adaptive filter.

## กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา ประธานกรรมการที่  
ปรึกษางานวิจัย ที่ได้กรุณาให้การสนับสนุนการทำวิจัย กรุณาอุทิศเวลาให้คำปรึกษาแนะนำความรู้  
รวมทั้งแนวความคิดในด้านการทำวิจัย เอกสาร ข้อมูลต่างๆ เป็นอย่างดี ตลอดจนตรวจทาน และ  
แก้ไขวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินลุล่วงไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์สาวิตรี ตันทนุชและผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พร  
ชัย พฤกษ์รัตนานต์ กรรมการที่ปรึกษางานวิจัยที่ได้กรุณาให้คำปรึกษาให้การสนับสนุนการทำ  
วิจัย กรุณาอุทิศเวลาให้คำปรึกษาแนะนำความรู้ในด้านงานวิจัย เอกสาร ข้อมูลต่างๆ เป็นอย่างดี

ขอขอบพระคุณ รศ.ดร.มนตรี กาญจนะเดชะ ดร.ฉัตรชัย สุภพิทักษ์สกุล และ  
ดร.อจลวิษญ์ นันทวีโรจน์กรรมการสอบวิทยานิพนธ์ที่ได้กรุณาให้ปรึกษาคำแนะนำและให้การ  
ช่วยเหลือแก้ไขปัญหาในงานวิจัยรวมถึงเวลาเป็นกรรมการสอบวิทยานิพนธ์และตรวจทาน  
วิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขต  
หาดใหญ่ ที่ได้ให้สถานที่สำหรับการศึกษาหาความรู้

ขอขอบพระคุณ บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขตหาดใหญ่  
ที่ให้การสนับสนุนทุนในการทำวิจัยและความช่วยเหลือด้านการประสานงานต่างๆ

ขอขอบพระคุณ คณาจารย์และบุคลากรในภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าทุกท่านที่ให้ความ  
ช่วยเหลือในด้านต่างๆมาโดยตลอด จนกระทั่งงานสำเร็จลุล่วง

ขอขอบคุณ นายด้าย บัณฑิตศักดิ์ นายทวีพงษ์ แซ่ลี้ว นายโสฬส เองสมบูรณ์  
นายสิทธิศักดิ์ ส่งข่าว นางสาวเจียรระโน พลนุ้ย นางสาวศิริณี ทองปัญญา รวมถึงพี่ๆ และเพื่อนๆ  
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ทุกท่านที่ได้ให้คำแนะนำ คำปรึกษา และกำลังใจที่ดีมาโดยตลอด

สุดท้ายนี้ ข้าพเจ้าน้อมรำลึกถึงพระคุณของบิดามารดา และครอบครัว ทุกคนที่  
ส่งเสริม สนับสนุน ให้คำปรึกษา ให้กำลังใจแก่ข้าพเจ้าในทุกๆ เรื่องตลอดมาจนประสบความสำเร็จ

กมลวรรณ ยุทธาวรรกุล

## สารบัญ

	หน้า
สารบัญ.....	6
รายการตาราง.....	10
รายการภาพประกอบ.....	11
สัญลักษณ์คำย่อและตัวย่อ.....	14
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของการวิจัย.....	1
1.2 การทบทวนวรรณกรรม.....	4
1.3 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	13
1.4 ขอบเขตของการวิจัย.....	13
1.5 วิธีการดำเนินการวิจัย.....	14
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	14
บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการ.....	15
2.1 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram).....	15
2.1.1 ศักยะงานของหัวใจ (Action Potential).....	15
2.1.2 แผนภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	19
2.1.3 ขั้วไฟฟ้าและเวกเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	21
2.2 วิธีการตรวจสอบสภาพทารกในครรภ์มารดา.....	26
2.2.1 Internal Monitoring.....	26
2.2.2 External Monitoring.....	27
2.2.3 ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด.....	28
2.3 ตัวกรองสัญญาณ.....	28

## สารบัญ (ต่อ)

2.3.1	ตัวกรองแบบไอไออาร์ (Infinite Impulse Response filter).....	29
2.3.2	ตัวกรองแบบเอฟไออาร์ (Finite Impulse Response filter) .....	29
2.3.3	ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter).....	30
2.3.4	การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principal Component Analysis) .....	31
2.3.5	การวิเคราะห์องค์ประกอบอิสระ (Independent Component Analysis) .....	33
2.3.5.1	แนวคิดขงการแยกองค์ประกอบของสัญญาณที่รวมกันอยู่.....	33
2.3.5.2	นิยามของไอซีเอ.....	35
2.3.5.3	หลักการประมาณค่าของไอซีเอ.....	35
2.4	ตัววัดประสิทธิภาพ (Performance Indicator).....	36
บทที่ 3	การทดลอง .....	38
3.1	สัญญาณที่นำมาทดลอง .....	38
3.1.1	สมมติฐาน .....	38
3.1.2	วิธีการทดลอง.....	39
3.2	การออกแบบโปรแกรม LabVIEW เพื่อใช้ในการแสดงสัญญาณ AECG, MECG, FECG และค่า SNR.....	44
3.2.1	การนำสัญญาณ AECG มาทำการตัดแยกสัญญาณรบกวน, วัดประสิทธิภาพ (SNR) และการบันทึกค่าสัญญาณ.....	44
3.3	หน้าต่างการแสดงผลของโปรแกรม LabVIEW .....	46
บทที่ 4	ผลการทดลอง.....	50
4.1	ผลการทดสอบประสิทธิภาพการทำงานของอัลกอริทึมทั้ง 7 รูปแบบ.....	50
4.2	ผลการทดลองการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ .....	50
4.3	ผลการทดลองการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง.....	63

## สารบัญ (ต่อ)

4.4 ผลการทดลองการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง .....	64
4.5 ผลการทดลองการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ .....	66
4.6 ผลการทดลองการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองสัญญาณแบบตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง 2 ตัวมาใช้งานร่วมกัน .....	67
4.7 ผลการทดลองการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองและการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก .....	69
4.8 ผลการทดลองการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองและการวิเคราะห์องค์ประกอบอิสระ .....	70
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ .....	77
5.1 สรุปผลการวิจัย.....	77
5.2 การวิเคราะห์ผลการวิจัย.....	80
5.2.1 การวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	80
5.2.2 การวิเคราะห์ตัวกรองสัญญาณรบกวน .....	80
5.3 ปัญหาและข้อเสนอแนะ .....	81
5.3.1 ปัญหา.....	81
5.3.2 ข้อควรเสนอแนะ .....	81
บรรณานุกรม .....	83
ภาคผนวก .....	86
ภาคผนวก ก.....	87



## สารบัญ (ต่อ)

ภาคผนวก ข.....	97
ประวัติผู้เขียน.....	111

## รายการตาราง

	หน้า
ตารางที่ 1.1 จำนวนอัตราการเกิด-การเสียชีวิตของทารกในประเทศไทยตั้งแต่ปี พ.ศ.2534-2549.....	1
ตารางที่ 1.2 จำนวนอัตราการเกิด-การเสียชีวิตของทารกในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์ พ.ศ.2552 .....	2
ตารางที่ 1.3 เทคนิคที่ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณ .....	8
ตารางที่ 1.4 กระบวนการวิเคราะห์ประสิทธิภาพ .....	13
ตารางที่ 2.1 รหัสสีของสายนำสัญญาณของขั้วไฟฟ้าในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	26
ตารางที่ 4.1 ค่าประสิทธิภาพของตัวกรองสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณ FECG .....	75
ตารางที่ 5.1 สรุปผลการวิจัย .....	77

## รายการภาพประกอบ

หน้า

ภาพประกอบ 2-1 ศักยะงานของเซลล์ที่ไม่ใช้ควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจและสภาพะยอมเลือกผ่านไอออนของเยื่อหุ้มเซลล์ .....	16
ภาพประกอบ 2-2 ศักยะงานของเซลล์ที่ใช้ควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจและสภาพะยอมเลือกผ่านไอออนของเยื่อหุ้มเซลล์.....	17
ภาพประกอบ 2-3 การไหลของกระแสไฟฟ้าเนื่องจากศักยะงานของปมเอสเอ .....	17
ภาพประกอบ 2-4 การเปลี่ยนแปลงศักยะงานเนื่องจากกระแสประสาท.....	18
ภาพประกอบ 2-5 ศักยะงานที่เกิดขึ้นในส่วนต่างๆ ของหัวใจ.....	19
ภาพประกอบ 2-6 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Einthovent.....	19
ภาพประกอบ 2-7 แผนภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	20
ภาพประกอบ 2-8 เวกเตอร์ศักย์ไฟฟ้า .....	21
ภาพประกอบ 2-9 การติดตั้งขั้วไฟฟ้าสำหรับการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	22
ภาพประกอบ 2-10 การกำหนดเวกเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	22
ภาพประกอบ 2-11 เวกเตอร์เนื่องจากการกระจายตัวของศักย์ไฟฟ้า.....	23
ภาพประกอบ 2-12 การกำหนดเวกเตอร์การวัดระยะแบบขั้วเดี่ยวและแบบขั้วคู่.....	24
ภาพประกอบ 2-13 การติดตั้งขั้วไฟฟ้าบริเวณหน้าอก .....	25
ภาพประกอบ 2-14 การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจทารกในครรภ์แบบภายในร่างกาย .....	27
ภาพประกอบ 2-15 การวางตำแหน่งอิเล็กโทรด .....	28
ภาพประกอบ 2-16 รูปแบบและส่วนประกอบของตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง .....	30
ภาพประกอบ 2-17 ตัวกำจัดสัญญาณปะปนแบบปรับตัวเอง .....	31
ภาพประกอบ 2-18 Cocktail Party Problem .....	34
ภาพประกอบ 2-19 สัญญาณที่สร้างกลับขึ้นมาจากการประมาณค่า $a_{ij}$ .....	34
ภาพประกอบ 3-1 สัญญาณที่นำมาทดสอบจาก <a href="http://www.physionet.org">www.physionet.org</a> .....	39
ภาพประกอบ 3-2 แผนภูมิการทำงานการลดทอนสัญญาณรบกวนบนสัญญาณ FECG .....	41
ภาพประกอบ 3-3 บล็อกไดอะแกรมการทำงานการลดทอนสัญญาณรบกวนบนสัญญาณ FECG...	43
ภาพประกอบ 3-4 หน้าต่างแสดงสัญญาณ AECG 6 ช่องสัญญาณ.....	47
ภาพประกอบ 3-5 หน้าต่างแสดงสัญญาณ AECG .....	47

## รายการภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบ 3-6 หน้าต่างแสดงสัญญาณ MEGC.....	48
ภาพประกอบ 3-7 หน้าต่างแสดงสัญญาณ FECG หลังจากการลดทอนสัญญาณรบกวนแล้ว.....	48
ภาพประกอบ 3-8 หน้าต่างแสดงผลของสัญญาณ FECG และสัญญาณ MEGC ที่ได้บันทึกค่าไว้...49	
ภาพประกอบ 4-1 สัญญาณ AECG ที่สร้างขึ้นมาจากโปรแกรม LabVIEW .....	50
ภาพประกอบ 4-2 สัญญาณ MEGC ที่สร้างขึ้นมาจากโปรแกรม LabVIEW.....	51
ภาพประกอบ 4-3 ค่า SNR วัดได้ก่อนการลดทอนสัญญาณรบกวน .....	51
ภาพประกอบ 4-4 ค่า SNR วัดได้หลังการลดทอนสัญญาณรบกวน.....	52
ภาพประกอบ 4-5 เปรียบเทียบค่า SNR ก่อนแลหลังการลดทอนสัญญาณรบกวน .....	52
ภาพประกอบ 4-6 ค่า SNR วัดได้ก่อนการลดทอนสัญญาณรบกวน .....	53
ภาพประกอบ 4-7 ค่า SNR วัดได้หลังการลดทอนสัญญาณรบกวน.....	53
ภาพประกอบ 4-8 เปรียบเทียบค่า SNR ก่อนแลหลังการลดทอนสัญญาณรบกวน .....	53
ภาพประกอบ 4-9 ค่า SNR วัดได้ก่อนการลดทอนสัญญาณรบกวน .....	54
ภาพประกอบ 4-10 ค่า SNR วัดได้หลังการลดทอนสัญญาณรบกวน.....	54
ภาพประกอบ 4-11 เปรียบเทียบค่า SNR ก่อนแลหลังการลดทอนสัญญาณรบกวน .....	55
ภาพประกอบ 4-12 ค่า SNR วัดได้ก่อนการลดทอนสัญญาณรบกวน .....	55
ภาพประกอบ 4-13 ค่า SNR วัดได้หลังการลดทอนสัญญาณรบกวน.....	56
ภาพประกอบ 4-14 เปรียบเทียบค่า SNR ก่อนแลหลังการลดทอนสัญญาณรบกวน .....	56
ภาพประกอบ 4-15 ค่า SNR วัดได้ก่อนการลดทอนสัญญาณรบกวน .....	57
ภาพประกอบ 4-16 ค่า SNR วัดได้หลังการลดทอนสัญญาณรบกวน.....	57
ภาพประกอบ 4-17 เปรียบเทียบค่า SNR ก่อนแลหลังการลดทอนสัญญาณรบกวน .....	58
ภาพประกอบ 4-18 ค่า SNR วัดได้ก่อนการลดทอนสัญญาณรบกวน .....	58
ภาพประกอบ 4-19 ค่า SNR วัดได้หลังการลดทอนสัญญาณรบกวน.....	59
ภาพประกอบ 4-20 เปรียบเทียบค่า SNR ก่อนแลหลังการลดทอนสัญญาณรบกวน .....	59
ภาพประกอบ 4-21 ค่า SNR วัดได้ก่อนการลดทอนสัญญาณรบกวน .....	60
ภาพประกอบ 4-22 ค่า SNR วัดได้หลังการลดทอนสัญญาณรบกวน.....	60
ภาพประกอบ 4-23 เปรียบเทียบค่า SNR ก่อนแลหลังการลดทอนสัญญาณรบกวน .....	61
ภาพประกอบ 4-24 สัญญาณ AECG ก่อนผ่านตัวกรองสัญญาณรบกวนแบบต่าง ๆ .....	61

## รายการภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบ 4-25 สัญญาณ MECG แสดงผ่านหน้าต่างของโปรแกรม LabVIEW .....	62
ภาพประกอบ 4-26 สัญญาณ FECG ที่ได้จากการลดทอนสัญญาณรบกวนโดยใช้ตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไออาร์ .....	62
ภาพประกอบ 4-27 สัญญาณ FECG ที่ได้จากการลดทอนสัญญาณรบกวนโดยใช้ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง .....	63
ภาพประกอบ 4-28 สัญญาณ FECG ที่ได้จากการลดทอนสัญญาณรบกวนโดยใช้ FIR filter ร่วมกับ Adaptive filter .....	65
ภาพประกอบ 4-29 สัญญาณ FECG ที่ได้จากการลดทอนสัญญาณรบกวนโดยใช้วิธีการสลับตำแหน่งตรงข้ามกับหัวข้อ 4.5 .....	67
ภาพประกอบ 4-30 สัญญาณ FECG ที่ได้จากการนำ Adaptive filter 2 ตัวมาใช้งานร่วมกัน .....	68
ภาพประกอบ 4-31 สัญญาณ FECG ที่ได้จากการลดทอนสัญญาณรบกวนโดยใช้ FIR filter ร่วมกับ Adaptive filter และ PCA .....	69
ภาพประกอบ 4-32 ผลการทดสอบความเป็นเกาส์เซียนของสัญญาณ .....	71
ภาพประกอบ 4-33 สัญญาณ FECG ที่ได้จากการลดทอนสัญญาณรบกวนโดยใช้ FIR filter ร่วมกับ Adaptive filter และ ICA .....	74
ภาพประกอบ 4-34 สัญญาณ MECG เปรียบเทียบก่อนและหลังการลดทอนสัญญาณรบกวน.....	70
ภาพประกอบ 4-35 แผนภาพแสดงค่าประสิทธิภาพของการลดทอนสัญญาณรบกวนในรูปแบบต่างๆ .....	76

## สัญลักษณ์คำย่อและตัวย่อ

ECG (Electrocardiogram) คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

AECG (Abdominal Electrocardiogram) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้บริเวณหน้าท้อง

FECG (Fetal Electrocardiogram) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทารกในครรภ์มารดา

MECG (Maternal Electrocardiogram) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของมารดา

TECG (Thorax Electrocardiogram) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดบริเวณหน้าอก

ICA (Independent Component Analysis) การวิเคราะห์องค์ประกอบอิสระ

PCA (Principal Component Analysis) การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก

SNR (Signal to Noise ratio) อัตราส่วนระหว่างสัญญาณกับสัญญาณรบกวน

## บทที่ 1

### บทนำ

#### 1.1 ความสำคัญและที่มาของงานวิจัย

ภาวะแทรกซ้อนที่เกี่ยวกับการตั้งครรภ์นั้นถือเป็นปัญหาที่พบได้มากเป็นอันดับต้นๆของการดูแลรักษาผู้ป่วยในทุกโรงพยาบาล ภาวะแทรกซ้อนบางชนิดจะพบได้บ่อยขึ้นโดยเฉพาะกรณีของการตั้งครรภ์ที่มีความเสี่ยงสูง โดยอัตราการเกิด-การเสียชีวิตแสดงไว้ในตารางที่ 1.1

ตารางที่ 1.1 จำนวนอัตราการเกิด – การเสียชีวิตของทารกในประเทศไทยตั้งแต่ปี

พ.ศ. 2534-2549 [1]

ปี	จำนวน				อัตรา				
	เกิดมีชีพ	เสียชีวิต	ทารกเสียชีวิต	มารดาเสียชีวิต	เกิดมีชีพ	เสียชีวิต	ทารกเสียชีวิต	มารดาเสียชีวิต	ดัชนีชีพ
2534	960,556	264,350	7,928	186	17	4.7	8.3	19.36379	363
2535	964,557	275,313	7,256	137	16.8	4.8	7.5	14.20341	350
2536	957,832	285,731	7,048	120	16.5	4.9	7.4	12.52829	335
2537	960,248	305,526	6,828	104	16.3	5.2	7.1	10.83054	314
2538	963,678	324,842	6,920	103	16.2	5.5	7.2	10.68822	297
2539	944,118	342,643	5,164	120	15.8	5.7	5.5	12.7	276
2540	897,604	300,323	3,339	87	14.8	5	3.7	9.7	299
2541	897,201	310,534	4,353	63	14.7	5.1	4.9	7	289
2542	754,685	362,607	5,003	93	12.3	5.9	6.6	12.3	208
2543	773,009	365,741	4,822	102	12.5	5.9	6.2	13.2	211
2544	790,425	369,493	5,105	102	12.7	6	6.5	12.9	214
2545	782,911	380,364	5,105	115	12.5	6.1	6.5	14.7	206
2546	742,183	384,131	5,349	102	11.8	6.1	7.2	13.7	193
2547	813,069	393,592	6,061	108	13	6.3	7.5	13.3	207
2548	809,485	395,374	6,183	99	13	6.4	7.6	12.2	205
2549	793,623	391,126	5,855	93	12.7	6.2	7.4	11.7	203

ตารางที่ 1.1 แสดงจำนวนการเกิดของทารกในประเทศไทยเมื่อปี 2549 จากข้อมูลทางสถิติ โดยสำนักงานสถิติแห่งชาติ พบว่ามีจำนวนการคลอดทั้งหมด 799,478 ราย เกิดมีชีพ 793,623 ราย คิดเป็น 13% ทารกตาย 5,855 ราย คิดเป็น 7% และจำนวนมารดาตาย 93 ราย คิดเป็น 12% แล้วยังได้แสดงอัตราการเกิด-การตายในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์ พ.ศ. 2552 ไว้ในตารางที่ 1.2

ตารางที่ 1.2 จำนวนอัตราการเกิด-การเสียชีวิตของทารกในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์

พ.ศ. 2552[2]

เดือน	ทารกเกิดมีชีพ		ทารกเกิดไร้ชีพ		รวม	เด็กก่อนถึงแก่กรรม		รวม
	ชาย	หญิง	ชาย	หญิง		ชาย	หญิง	
มกราคม	101	102	1	1	205	1	2	3
กุมภาพันธ์	99	85	1	1	186	1	0	1
มีนาคม	106	110	1	2	219	2	0	2
เมษายน	126	102	0	0	228	0	0	0
พฤษภาคม	129	120	1	1	251	1	2	3
มิถุนายน	123	128	1	0	252	1	0	1
กรกฎาคม	144	149	0	1	294	2	1	3
สิงหาคม	147	130	1	1	279	2	2	4
กันยายน	135	146	1	0	282	2	0	2
ตุลาคม	150	145	3	0	298	0	2	2
พฤศจิกายน	147	162	2	2	313	1	2	3
ธันวาคม	151	127	1	2	281	1	3	4
รวม	1,558	1,506	13	11	3,088	14	14	28

ซึ่งจากการศึกษาพบว่าสาเหตุที่ทำให้เกิดการตายนั้นเกิดมาจากภาวะแทรกซ้อนระหว่างการตั้งครรภ์และหลังการคลอดโดยภาวะแทรกซ้อนที่พบบ่อย[3] ได้แก่



**1.1.1 IUGR (Intrauterine Growth Retardation)** คือภาวะที่ทารกมีน้ำหนักน้อยกว่าอายุครรภ์

**1.1.2 Prematurity** คือ ภาวะการคลอดก่อนกำหนด (อายุครรภ์น้อยกว่า 37 สัปดาห์) ซึ่งเป็นสาเหตุสำคัญในการทำให้ทารกเสียชีวิต

**1.1.3 Oligohydramnios** คือ ภาวะน้ำคร่ำน้อยกว่าปกติ

**1.1.4 Multiple pregnancy** คือ ภาวะการมีครรภ์แฝด

**1.1.5 Breech presentation** คือ ภาวะที่ทารกคลอดผิดท่า แต่ภาวะนี้สามารถแก้ไขได้ด้วยการผ่าตัด

ปัจจุบันได้มีการพิจารณาคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเด็กทารกในครรภ์มารดา เพื่อตรวจสอบสุขภาพของทารกโดยวิธี Fetoscope หรือ Pinard, Nonstress test และ Doppler ultrasound[3] เป็นต้น การวิเคราะห์ด้วยวิธีเหล่านี้ทำได้เพียงทราบถึงสุขภาพโดยรวมของทารกในครรภ์เท่านั้น งานวิจัยชิ้นนี้จึงได้เล็งเห็นถึงความสำคัญของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทารกในครรภ์มารดาและยังใช้เพื่อประเมินความพร้อมก่อนการคลอดบุตร โดยใช้การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทารกในครรภ์มารดา (Fetal Electrocardiogram, FECG) ซึ่งสามารถใช้อ่านค่าของคลื่นไฟฟ้าหัวใจทารกในครรภ์และมารดาได้อย่างละเอียด ต่างกับวิธีที่ใช้กันอยู่ในปัจจุบัน ทำได้เพียงฟังเสียงอัตราการเต้นหัวใจของทารกในครรภ์ได้เท่านั้น อีกทั้งไม่สามารถระบุรายละเอียดว่าเกิดความผิดปกติอย่างไร

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของมารดาและทารกในครรภ์จะติดอิเล็กโทรดไว้บริเวณหน้าท้องของมารดา (Abdominal Electrocardiogram, AECG), บริเวณทรวงอกของมารดา (Maternal Electrocardiogram, MECG หรือ Thorax Electrocardiogram, TECG) และบริเวณด้านหลังเพื่อใช้เป็นตำแหน่งอ้างอิง[3] แต่สัญญาณ MECG และ FECG ที่วัดได้นั้นจะมีสัญญาณรบกวนอื่น ๆ เข้ามาปะปนด้วย เช่น สัญญาณรบกวนกล้ามเนื้อของแม่, การบีบตัวของมดลูก, สัญญาณรบกวนจากอิเล็กโทรด และสัญญาณรบกวนของสายไฟฟ้าที่ต่อจากเครื่องมือวัดต่างๆ เป็นต้น จึงทำให้ยากต่อการนำสัญญาณ MECG และ FECG มาใช้งานได้โดยตรงและทำให้การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทารกในครรภ์มารดาจึงไม่ได้นำไปใช้เพื่อการวินิจฉัย

งานวิจัยนี้จะนำเสนอวิธีการแยกแยะสัญญาณ ระหว่างสัญญาณ FECG และ MECG ออกจากสัญญาณ AECG โดยเปรียบเทียบกับเทคนิคที่ใช้งานกันอย่างแพร่หลาย ประกอบด้วย ตัวกรองสัญญาณแบบไออินฟินิตี้ (infinite impulse response adaptive filter, IIR adaptive filter) นอกจากนั้นยังมีตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ (finite impulse response adaptive filter, FIR filter) เป็นต้น จากสถิติพบว่าประเทศที่ใช้สัญญาณ FECG วินิจฉัยอาการเบื้องต้น ทำให้มีอัตราการรอดชีวิตของทารกมีอัตราเพิ่มขึ้นแต่วิธีนี้ยังไม่เป็นที่แพร่หลายในประเทศไทย เนื่องจากเครื่องมือมีราคาแพง[4] การวิเคราะห์สัญญาณ FECG สามารถพัฒนาเป็นเครื่องต้นแบบเพื่อช่วยวินิจฉัยโรค การเฝ้าระวังผู้ป่วยและ

บันทึกสัญญาณเพื่อเป็นฐานข้อมูลได้ นอกจากนั้นผลของงานวิจัยชิ้นนี้จะสามารถพัฒนาในเชิงพาณิชย์ได้

## 1.2 การทบทวนวรรณกรรม

องค์ประกอบสำหรับการดึงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทารกในครรภ์มารดาแบบภายนอกร่างกายนั้นมีงานวิจัยที่เกี่ยวข้องซึ่งได้รับการตีพิมพ์ดังต่อไปนี้

### 1.2.1 กระบวนการที่ใช้ในการลดทอนสัญญาณรบกวน(Denoising)

#### 1.2.1.1 การประยุกต์ใช้โครงข่ายประสาทเพื่อลดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการวัดสัญญาณ Somatosensory Evoked Potentials และสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อลาย [5]

บทความนี้เขียนโดย รักษกฤตว์ ดวงสร้อยทอง โดยงานวิจัยนี้ได้นำเสนอเกี่ยวกับการประยุกต์ใช้โครงข่ายประสาทเทียมเพื่อลดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการวัดสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อลาย (Surface Electromyography, SEMG) และสัญญาณ Somatosensory Evoked Potentials (SEPs) โดยสัญญาณทั้งสองสัญญาณเป็นสัญญาณที่มีความสำคัญในการวิเคราะห์ความผิดปกติของระบบประสาทและกล้ามเนื้อ แต่ในการวัดสัญญาณทั้งสองชนิดพบว่ามักจะมีสัญญาณรบกวนเกิดขึ้นเสมอ กล่าวคือ ในการวัดสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อลายจะพบสัญญาณรบกวนความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ และในการวัดสัญญาณ SEPs จะพบสัญญาณรบกวน Stimulus Artifact (SA) ที่เกิดขึ้นทุกครั้งพร้อม ๆ กับการกระตุ้น จากการศึกษาที่ผ่านมาได้มีการแก้ปัญหาเหล่านี้ โดยในการกำจัดสัญญาณรบกวนความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ จะใช้วิธีการเฉลี่ยสัญญาณและการใช้วงจรกรองความถี่ในการกำจัดสัญญาณรบกวน แต่วิธีการทั้งสองนี้มีข้อเสียคือ วิธีการเฉลี่ยข้อมูลจะต้องใช้ข้อมูลจะต้องใช้ข้อมูลในการเฉลี่ยเป็นจำนวนมากจึงจะสามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้ ส่วนวิธีการใช้วงจรกรองความถี่จะทำให้ข้อมูลที่มีความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ของสัญญาณที่ต้องการ สูญหายไป ส่วนในการกำจัดสัญญาณ SA จากการวัดสัญญาณ SEPs จะใช้วงจรสุ่มและคงค่าแรงดัน (Sample and Hold Circuit) แต่วิธีการนี้มีข้อเสียเช่นเดียวกันคือจะทำให้ข้อมูลบางส่วนของสัญญาณที่ต้องการ สูญหายไป

ในการวิจัยนี้เสนอการกำจัดสัญญาณรบกวนโดยใช้โครงข่ายประสาท 2 ประเภท ได้แก่โครงข่าย ADALINE และโครงข่ายที่มีการเรียนรู้แบบแพร่กลับ (Back Propagation) เพื่อประยุกต์ใช้เป็น Adaptive filter 2 ชนิด คือ Adaptive filter ที่ใช้สัญญาณอ้างอิงจากภายนอกและ Adaptive filter ที่ไม่ใช้สัญญาณอ้างอิงจากภายนอกเพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนโดยไม่ทำให้มีการลดทอนของสัญญาณที่ต้องการ

ผลการทดลองกำจัดสัญญาณรบกวน SA จากการวัดสัญญาณ SEPs พบว่าโครงข่ายทั้งสองประเภทสามารถกำจัดสัญญาณรบกวน SA ได้ 100 เปอร์เซ็นต์

### 1.2.1.2 การลดทอนสัญญาณรบกวนบนคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบปรับตัวได้[6]

บทความนี้เขียนโดย นายชลิต จิตต์สวัสดิ์ไทย โดยงานวิจัยนี้ได้ศึกษาเกี่ยวกับการลดทอนคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยอาศัยโปรแกรมตัวกรองเชิงเลขแบบปรับตัวได้ซึ่งเป็นตัวลดทอนสัญญาณรบกวนแบบปรับตัวเองจะใช้สมการอัลกอริทึม Least Mean Square (LMS) ในการลดทอนจากโครงสร้างแบบ FIR โดยจะลดทอนคลื่นสัญญาณรบกวน 50 เฮิร์ตซ์จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สร้างขึ้น โดยแสดงผ่านบอร์ด TMS3210C3x อาศัยโปรแกรมภาษาซีเป็นตัวประมวลผล โดยข้อดีของงานวิจัยชิ้นนี้คือไม่ได้ใช้คลื่นไฟฟ้าหัวใจจริงมาทดสอบใช้ทดสอบโปรแกรม เพียงแต่ได้จำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาเพื่อทดสอบโปรแกรม

## 1.2.2 กระบวนการในการแยกแยะสัญญาณ (Extraction)

### 1.2.2.1 An Automated Methodology for Fetal Heart Rate Extraction from the Abdominal Electrocardiogram [7]

E.C. Karvounis, M.G. Tsipouras, D. I. Fotiadis ได้นำเสนอทฤษฎีในการดึงอัตราการเต้นของหัวใจทารกในครรภ์มารดาแบบอัตโนมัติโดยดึงอัตราการเต้นสัญญาณหัวใจจากการบันทึกสัญญาณ AECG ซึ่งขั้นต้นจะทำการบันทึกค่าซึ่งจะประกอบด้วยจำนวนของสัญญาณ AECG และแบ่งขั้นตอนการทดลองออกเป็น 3 ขั้นตอนด้วยกันคือ

- ทำการตรวจจับสัญญาณ MECG ในตำแหน่งที่มีความแรงที่สุดทำให้ได้สัญญาณที่มีความแม่นยำมากด้วยเช่นกัน โดยการใช้ Time-Frequency Analysis และความรู้ในด้านสรีรวิทยา ดังนั้นขั้นตอนนี้จึงช่วยลดความซ้ำซ้อนของสัญญาณ MECG ออกไป
- เป็นการกำหนดตำแหน่งจุดการวางอิเล็กโทรดเพื่อหาสัญญาณ FECG ที่แรงที่สุด โดยจะใช้เทคนิคที่มีชื่อว่า Complex Wavelet และ Matching Theory
- เป็นการกำจัดสัญญาณที่ซ้ำซ้อนกันจากขั้นตอนแรกโดยในขั้นตอนที่ 3 นั้นจะกำจัดสัญญาณ FECG ที่ซ้อนทับกับ MECG โดยการใช้ Heuristic Algorithm และ Histogram-Based Technique ตรงตำแหน่งสัญญาณ FECG ที่แรงที่สุดนั้นจะถูกนำไปคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจของทารกในครรภ์มารดาซึ่งทฤษฎีนี้จะ

ถูกต้องได้เมื่อใช้ชุดข้อมูลจำนวน 8 ชุดข้อมูล เป็นการบันทึกโดยใช้เวลาอันสั้นในการบันทึกข้อมูลและ 10 ชุดข้อมูลที่ได้มีการใช้เวลานานกว่าการบันทึกข้อมูลที่มีความเวลาที่นานกว่า 8 ชุดข้อมูล โดยการบันทึกชุดข้อมูลนี้จะอยู่ในช่วงเวลาระหว่างสัปดาห์ที่ 21 ถึงสัปดาห์ที่ 41 ของการตั้งครรภ์ โดยจะมีความแม่นยำของผลการวิเคราะห์คือ 97.47% โดยทฤษฎีที่ถูกนำมาเสนอนี้เป็นข้อดีโดยจะใช้เป็นหลักการพื้นฐานในการวิเคราะห์สัญญาณ AECG ที่มีการวางอิเล็กโทรดเพียงสองหรือสามตำแหน่งเท่านั้น แต่ในกรณีของการนำทฤษฎีมาเปรียบเทียบกับทฤษฎีอื่นๆ แล้วจะพบว่ายังต้องการทฤษฎีที่สามารถวิเคราะห์สัญญาณ AECG ที่มีการวางอิเล็กโทรดที่วางบริเวณหน้าท้องของมารดาจำนวนมากโดยสัญญาณที่ออกมาจะมีขนาดใหญ่อีกด้วย

#### 1.2.2.2 Projective filtering of time-aligned beats for foetal ECG extraction [8]

บทความนี้เขียนโดย M. Kotas โดยในงานวิจัยนี้ได้นำเสนอทฤษฎีในการดึงสัญญาณ FECG ออกจากสัญญาณ MEGG เพียงช่องสัญญาณเดียวโดยปราศจากสัญญาณรบกวน นอกจากนั้นได้นำเสนอวิธีการแก้ปัญหาโดยการนำ Projective Filtering of Time-Aligned ECG Beat มาประยุกต์ใช้งาน ส่งผลในสัญญาณ FECG ที่ได้ออกมานั้นมีสัญญาณรบกวนที่ลดน้อยลง แต่ทฤษฎีนี้จะใช้งานได้มีประสิทธิภาพยิ่งขึ้นก็ต่อเมื่อใช้งานพร้อมกับการเกิดจังหวะการเต้นของหัวใจและใช้งานร่วมกับทฤษฎีที่มีชื่อว่าการวิเคราะห์องค์ประกอบอิสระ (Principal Component Analysis, PCA)

#### 1.2.2.3 Extraction of fetal ECG from Abdominal Signal [9]

บทความนี้เขียนโดย D. V. Prasad and R. Swarnalatha โดยนำเสนอทฤษฎีที่ดักจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทารกในครรภ์ออกจากสัญญาณรบกวนต่าง ๆ หรือสัญญาณจากตรงบริเวณช่องท้องและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของมารดาโดยนำมาประยุกต์ใช้งานคือ Adaptive filter โดยจะทำการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเด็กทารกในครรภ์มารดาภายนอก ร่างกายจำนวน 80 คนทุกคนล้วนแล้วแต่เป็นการตั้งครรภ์เดี่ยวโดยอายุครรภ์อยู่ในช่วงระหว่างสัปดาห์ที่ 21 ถึงสัปดาห์ที่ 40 ซึ่งจะทำการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเด็กทารก 2 ครั้งหรือมากกว่าต่อสัปดาห์

ผลของการทดลองนี้ก็คือสามารถที่จะแยกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทารกในครรภ์มารดาออกมาได้อย่างมีประสิทธิภาพ รวมทั้งยังสามารถแยกและแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทารกในครรภ์, สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของมารดาและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของมารดาพร้อมกับสัญญาณที่ได้จากบริเวณช่องท้อง (MECG + AECG)

#### **1.2.2.4 Detection and Processing Techniques of FECG Signal for Fetal Monitoring[10]**

บทความนี้เขียนโดย M. A. Hasan, M. B. I. Ibrahimy, M. S. Hussain and J. Uddin งานวิจัยนี้ได้จัดทำขึ้นเพื่อแสดงให้เห็นถึงความหลากหลายถึงทฤษฎีต่าง ๆ รวมถึงแนวทางการพัฒนาอัลกอริทึมในเรื่องวิธีการตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทารกในครรภ์, วิธีการกำจัดสัญญาณรบกวนสำหรับการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทารกในครรภ์มารดา เป็นต้น โดยในงานวิจัยชิ้นนี้ได้ทำการเปรียบเทียบความแม่นยำในการใช้ทฤษฎีในการวิเคราะห์สัญญาณในช่วงระยะเวลาก่อนคลอด นอกจากนี้ในงานวิจัยนี้ยังสนใจในเรื่องของตัวเครื่องมือที่ทำการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งภายนอกและภายในร่างกายของมารดา ดังแสดงในตารางที่ 1.3

ตารางที่ 1.3 เทคนิคที่ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณ

Year	Researchers	Conclusions	Advantage/ Disadvantage	Improvement
1985	<b>Windrow and Stearns</b>	<b>Adaptive noise canceling Technique</b> ในรูปแบบของ <b>Llinear Aadaptive filter</b> ทำการวางอิเล็กโทรดบริเวณทรวงอก (MECG) และบริเวณหน้าท้องของแม่ (AECG) โดย AECG นั้นประกอบด้วย FECG รวมกับ MECG และสัญญาณรบกวนที่มาจากส่วนต่างๆ จึงได้นำ Adaptive filter มาใช้ในการกำจัดสัญญาณรบกวนให้เหลือเพียง FECG และ MECG	<u>ข้อเสีย</u> : สัญญาณที่ได้ ออกมานั้นยังมีสัญญาณ รบกวนปะปนอยู่เป็น ส่วนมาก	-
1990	<b>John W. Stoughton</b>	<b>Adaptive Least Mean square Linear Prediction Method</b> ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณเสียงจังหวะหัวใจของทารกในครรภ์และคัดจับสัญญาณรบกวนโดยการฟังเสียง (Acoustic Noise) เพื่อทำการสนับสนุนทฤษฎีของการวัด FHR ได้อย่างต่อเนื่องโดยวัดแบบ Non-Invasive	-	ปรับปรุง FHR ที่ได้ด้วยวิธี Non-Invasive ทำให้ผลที่ได้ ออกมาอย่าง ต่อเนื่องโดยได้ เสนอ Linear Method ในการ ตรวจจับ สัญญาณหัวใจ ของทารกจากวิธี Acoustic FHR Monitoring System

ตารางที่ 1.3 เทคนิคที่ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณ (ต่อ)

Year	Researchers	Conclusions	Advantage/ Disadvantage	Improvement
	<b>Kam and Cohen</b>	<b>IIR adaptive filter</b> ใช้งานร่วมกับ <b>GA (Genetic Algorithm)</b> เนื่องจากการใช้ adaptive filter ในการกำจัดสัญญาณรบกวนทำให้สัญญาณที่ได้ออกมายังมีสัญญาณรบกวนปะปนอยู่มากจึงได้มีการรวมตัวกันระหว่าง IIR Adaptive filter กับ GA โดยข้อดีของ GA นั้นได้เข้ามาช่วย IIR Adaptive filter ให้สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้มีประสิทธิภาพมากกว่าการใช้ IIR Adaptive filter เพียงอย่างเดียว	<b>ข้อดี</b> 1. ช่วยแก้ปัญหาในเรื่องของการตัดสัญญาณรบกวนออกไปแล้วยังแก้ปัญหาในส่วนของการตรวจสอบตรงบริเวณที่อิเล็กทรอนิกส์ไม่สามารถที่จะจับสัญญาณออกมาได้ <b>ข้อเสีย</b> 2. ผลที่ได้ไม่แน่นอนว่าใช้ IIR Adaptive filter เพียงอย่างเดียว	-
	<b>Kuei-Chiang Lai and John J. Shynk</b>	<b>Adaptive algorithm</b> ใช้สำหรับการตรวจจับและการแบ่งกลุ่มระหว่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทารกและมารดา และลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติโดยใช้ QRS Complex ในการแบ่งกลุ่ม ทำให้สามารถประมาณค่า FHR และ MHR ออกมาได้	<b>ข้อเสีย</b> :1.อัลกอริทึมนี้มีความซับซ้อนมากทำให้ประมวลผลออกมาช้า 2. เทคนิคนี้ต้องสอดอิเล็กทรอนิกส์เข้าไปภายใน ทำให้เด็กทารกอาจเกิดแผลที่ศีรษะได้	-
2000	<b>Chris Peter</b>	ทำการพัฒนาอัลกอริทึมต่อเนื่องจาก <b>Kuei-Chiang Lai and John J. Shynk</b> เพื่อทำการพัฒนาเครื่องมือวัดค่าอิเล็กทรอนิกส์ที่คิดไว้ที่บริเวณหน้าท้องมารดาเรียกว่า AECG โดยอยู่บนพื้นฐานของ cross correlation	<b>ข้อเสีย</b> :ยังมีสัญญาณรบกวนที่ปะปนอยู่จำนวนมาก	พัฒนาในส่วนของการกำจัดสัญญาณรบกวนโดยนำเทคนิคการประมวลผลสัญญาณมาใช้แก้ปัญหา

ตารางที่ 1.3 เทคนิคที่ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณ (ต่อ)

Year	Researchers	Conclusions	Advantage/ Disadvantage	Improvement
2001	G. Camp	<b>FIR neural network</b> ใช้ในการดึงสัญญาณ FECG ออกมาจาก AECG จะอยู่บนโครงสร้าง adaptive noise ออกมา กับ FECG โดยจะได้ผลดีกว่าการใช้ Adaptive filter แบบดั้งเดิม	<u>ข้อดี</u> : ค่าที่ได้จะมีความแม่นยำมากกว่าการใช้ adaptive filter แบบดั้งเดิม <u>ข้อเสีย</u> : ใช้การประมวลผลที่ซับซ้อน ทำให้สัญญาณที่ออกมาเป็นไปอย่างไม่ต่อเนื่อง	-
2004	Mamun Bin Ibne Reaz and Lee Sze	<b>The adaptive linear neural network filter</b> โดยในการดึงสัญญาณ FECG ซึ่งใช้หลักของ AECG ลบกับ MECG (ในที่นี้ถือว่าเป็นสัญญาณรบกวน ซึ่งสัญญาณที่ได้ทำการตัดอิเล็คโทรดบริเวณทรวงอก) เพื่อจะได้ค่า FECG ออกมา	<u>ข้อดี</u> : ทำการดึงสัญญาณ FECG และ MECG ออกมาจากสัญญาณรบกวนต่างๆ ได้อย่างชัดเจน <u>ข้อเสีย</u> : ใช้การประมวลผลที่ซับซ้อน ทำให้สัญญาณที่ออกมาเป็นไปอย่างไม่ต่อเนื่อง	-
2005	C. Kezi Selva Vijilal	<b>Adaptive Neuron Fuzzy Logic</b> ดึงสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณ FECG และ MECG ออกมาโดยใช้เทคนิค Adaptive Noise Cancellation โดยทำการตัดอิเล็คโทรดบริเวณหน้าท้องมารดา ซึ่งเรียกว่า AECG	<u>ข้อดี</u> : การใช้ Neurofuzzy logic นั้นสามารถกำหนดสภาพแวดล้อมต่างๆ ในการดึงสัญญาณออกจึงทำให้สามารถควบคุมลักษณะของสัญญาณที่จะออกมาได้ <u>ข้อเสีย</u> : โดยปกติ Neuron Network เป็นระบบที่มี	-



ตารางที่ 1.3 เทคนิคที่ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณ (ต่อ)

Year	Researchers	Conclusions	Advatage/ Disadvantage	Improvement
			ความซับซ้อนรวมถึง ต้อง ใช้ ข้อมูล ที่ เหมาะสมและเพียงพอ สำหรับระบบที่ต้องการ แต่ถ้าหากเพิ่ม Fuzzy Logic เข้าไปอาจทำให้ ระบบมีประสิทธิภาพ เพิ่มขึ้นแต่ต้องแลกกับ ระบบที่มีความซับซ้อน และระยะเวลาของการ ประมวลผลที่เพิ่มขึ้น ด้วย	

### 1.2.3 กระบวนการวิเคราะห์ประสิทธิภาพเทคนิคที่ใช้ในการดึงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ทารกภายในครรภ์มารดา (Performance Indicator)

#### 1.2.3.1 A Wavelet Transform-Based ECG compression Method Guaranteeing Desired Signal Quality [11]

บทความนี้เขียนโดย J. Chen and S. Itoh โดยงานวิจัยชิ้นนี้ได้นำเสนอทฤษฎีใหม่  
เกี่ยวกับการลดขนาดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) โดยอาศัยหลักการพื้นฐานของ  
Orthonormal Wavelet Transform และ Adaptive Quantization Strategy ซึ่งค่าที่ชี้วัดทฤษฎีใหม่นี้  
คือค่า Percentage Root Mean Square Difference (PRD) ที่อยู่ในส่วนของก่อนการประมวลผล  
เพื่อที่จะตรวจสอบว่าข้อมูลเฉลี่ยที่ได้ออกมานั้นเป็นค่าที่น้อยที่สุดที่จะแสดงผลออกมาจากระบบ  
โดยรวม และค่าชี้วัดประสิทธิภาพอีกอันหนึ่งก็คือค่า Compression Ratio (CR) ที่ช่วยยืนยันว่า  
ทฤษฎีตัวนี้มีประสิทธิภาพเมื่อผลโดยรวมของระบบนั้นได้ออกมาเป็นที่เรียบร้อยแล้ว

### 1.2.3.2 An Effective and Efficient Compression Algorithm for ECG Signals With Irregular Periods [12]

บทความนี้เขียนโดย H.H. Chou, Y.J. Chen, Y.C. Shiau and T.S. Kuo โดยได้นำเสนอประสิทธิภาพของอัลกอริทึมสำหรับการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 2 มิติ คือ การอ่านค่าสัญญาณที่วัดได้ด้วยภาพ (JPEG 2000) ซึ่งมีประสิทธิภาพในการแสดงผลได้สูง โดยตัวชี้วัดที่ทำให้ได้ทราบถึงประสิทธิภาพในการวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจนั้น ในงานวิจัยชิ้นนี้ได้ใช้ค่า Percentage Root Mean Square Difference (PRD), Compression Ratio (CR) เป็นค่าที่คำนวณจากจำนวนบิตของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตั้งต้นแบบ 1 มิติต่อจำนวนบิตโดยรวมของข้อมูลที่ถูกลดขนาดของสัญญาณไปแล้ว เพื่อที่จะดูอัตราส่วนของจำนวนบิตระหว่างสัญญาณตั้งต้นกับสัญญาณที่ถูกลดขนาด และ StdErr (Standard Derivation of Error) จากงานวิจัยชิ้นนี้สามารถสรุปผลของการทำงานได้ว่าอัลกอริทึมที่นำมาใช้งานนั้นสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ นอกจากนั้นแล้วในการทดลองยังพบว่าสามารถที่จะเลือกใช้อัลกอริทึมแบบต่าง ๆ ที่มีความคล้ายคลึงกับตัว JPEG2000 เพื่อมาทดแทนได้

### 1.2.3.3 ECG Signal Denoising By Wavelet Transform Thresholding [13]

บทความนี้เขียนโดย M. Alfaouri and K. Daqrouq โดยได้นำเสนอการลดทอนสัญญาณรบกวนจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ซอฟต์แวร์ใน MATLAB เพื่อทำการทดสอบประสิทธิภาพการทำงานของทฤษฎี Donoho ซึ่งเป็น Wavelet Transform ชนิดหนึ่ง ที่ใช้ในการลดทอนสัญญาณรบกวนจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งตัววัดประสิทธิภาพในงานวิจัยครั้งนี้คือค่า PRD และค่า SNR (Signal-to-Noise Ratio) โดยทั้งสองค่านี้จะเป็นค่าที่แปรผกผันซึ่งกันและกัน โดยตัวแปรที่สำคัญอีกค่าหนึ่งก็คือ Threshold จะต้องเลือกค่า Threshold โดยให้เป็นค่าที่น้อยที่สุดเพื่อที่จะทำให้ค่า PRD เป็นค่าที่มีความแม่นยำมากยิ่งขึ้น โดยผลจากการทดลองในงานวิจัยนี้สามารถสรุปได้ว่า ทฤษฎีของ Donoho นั้นสามารถที่จะลดทอนสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้

จากการตรวจสอบเอกสาร บทความและผลงานที่เกี่ยวข้องกับประเด็นวิจัยพบว่า ตัวกรองสัญญาณรบกวนที่นำมาใช้งานวิจัยคือ FIR filter และ Adaptive filter นั้นมีประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณ ECG ซึ่งสามารถตรวจสอบได้จากค่า SNR เนื่องจากค่า SNR เป็นสิ่งที่ใช้วัดประสิทธิภาพของการลดทอนสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณที่ต้องการ โดย SNR ถูกใช้งานอย่างแพร่หลายในงานทางด้านวิศวกรรมชีวการแพทย์

จากหัวข้อ 1.2.3 นั้นสามารถสรุปกระบวนการวิเคราะห์ประสิทธิภาพได้ตามตาราง  
ที่ 1.4

ตารางที่ 1.4 กระบวนการวิเคราะห์ประสิทธิภาพ

Paper Name	Technique
A Wavelet Transform-Based ECG compression Method Guaranteeing Desired Signal Quality	-Percentage Root Mean Square Difference (PRD) and Compression Ratio (CR)
An Effective and Efficient Compression Algorithm for ECG Signals With Irregular Periods	-Percentage Root Mean Square Difference (PRD) and Compression Ratio (CR)
ECG Signal Denoising By Wavelet Transform Thresholding	-Percentage Root Mean Square Difference (PRD) and Signal to Noise Ratio (SNR)

งานวิจัยชิ้นนี้ได้เลือกใช้ Signal to Noise Ratio (SNR) เป็นตัวช่วยวิเคราะห์ประสิทธิภาพของตัวลดทอนสัญญาณรบกวนต่างๆ ออกจากสัญญาณ FECG

### 1.3 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1.3.1 เพื่อศึกษาการดึงสัญญาณระหว่างสัญญาณ FECG และสัญญาณ MECG ออกจากสัญญาณ AECG

1.3.2 เพื่อพัฒนาอัลกอริทึมสำหรับการลดทอนสัญญาณรบกวนบนสัญญาณ FECG

### 1.4 ขอบเขตการวิจัย

1.4.1 ข้อมูลที่นำมาทดลองได้นำมาจากฐานข้อมูล SISTA/DAISY และ Physionet เพื่อทำการดึงสัญญาณ FECG ออกจากสัญญาณ MECG และสัญญาณ AECG

1.4.2 ข้อมูลที่นำมาทำการทดลองเป็นข้อมูลที่ได้จากการตั้งครรภ์แบบเดี่ยวเท่านั้น

1.4.3 สัญญาณ FECG ที่ใช้ในการทดลองได้มาจากการวัดสัญญาณ FECG จากการติดอิเล็กโทรดตรงบริเวณหน้าท้อง

1.4.4 ไม่พิจารณาสัญญาณรบกวนความถี่ 50 เฮิร์ตซ์

## 1.5 วิธีการดำเนินการวิจัย

1.5.1 ศึกษาคุณลักษณะของสัญญาณ FECG, MECG และตำแหน่งการวางอิเล็กโทรดที่สามารถวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้

1.5.2 ศึกษาการใช้ซอฟต์แวร์ LabVIEW ในการวิเคราะห์และเก็บสัญญาณข้อมูลเพื่อความสะดวก โดยจะแสดงผลผ่านทางหน้าจอคอมพิวเตอร์

1.5.3 นำข้อมูลที่ได้จาก SISTA/DAISY และ Phyionet มาทำการทดสอบ

1.5.3.1 ทำการดึงสัญญาณ FECG ออกจากสัญญาณในส่วนของ AECG โดยใช้เทคนิคการแยกแยะสัญญาณที่ได้ศึกษามาผ่านซอฟต์แวร์ LabVIEW

1.5.4 ศึกษาเทคนิคต่าง ๆ ที่ใช้สำหรับการดึงสัญญาณเพิ่มเติม

1.5.5 พัฒนาอัลกอริทึมต้นแบบเพื่อวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทารกในครรภ์มารดา

1.5.6 ตรวจสอบ สรุปผลและเขียนรายงานฉบับสมบูรณ์

## 1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.6.1 ได้อัลกอริทึมสำหรับการลดทอนสัญญาณระหว่าง FECG และ MECG ออกจากสัญญาณ AECG

1.6.2 ช่วยลดอัตราการเสียชีวิตของมารดาและทารกในครรภ์ เนื่องจากอัลกอริทึมสามารถช่วยเหลือแพทย์ให้สามารถวิเคราะห์สุขภาพได้แม่นยำยิ่งขึ้น

## บทที่ 2

### ทฤษฎีและหลักการ

จากการสำรวจงานวิจัยพบว่า ส่วนใหญ่จะเป็นการกล่าวถึงวิธีการคัดแยกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทารกในครรภ์มารดา (FECG) และกระบวนการการลดทอนสัญญาณรบกวนที่ปะปนอยู่กับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจทารกในครรภ์ด้วยตัวกรองชนิดต่าง ๆ ซึ่งผู้วิจัยทำการแบ่งทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยดังต่อไปนี้ 1) คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram, ECG) 2) วิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทารกในครรภ์มารดา 3) ตัวกรองสัญญาณรบกวน 4) ตัววัดประสิทธิภาพ (Performance Indicator)

#### 2.1 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram, ECG) [14]

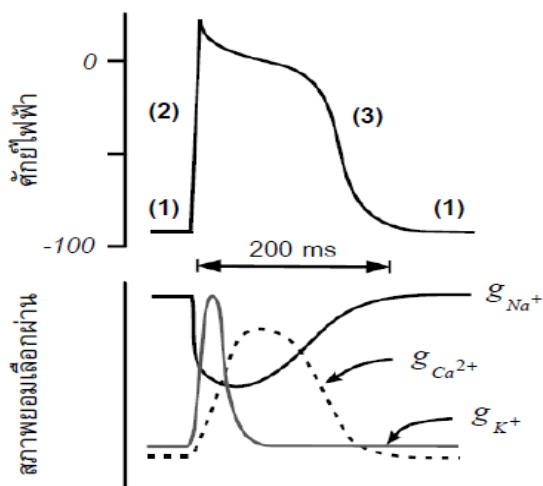
##### 2.1.1 ศักยะงานของหัวใจ (Action Potential)

หัวใจเป็นอวัยวะที่ประกอบด้วยโครงสร้างหลักเป็นกล้ามเนื้อ (Myocardium, Cardiac Myocyte) ซึ่งเป็นเซลล์ชนิดเร้าได้ (Excitable cell) ดังนั้นเมื่อหัวใจทำงานจึงเกิดศักยะงาน (Action Potential) ขึ้น และในทางตรงกันข้ามเมื่อให้ศักย์ไฟฟ้าที่มากเพียงพอกล้ามเนื้อหัวใจก็จะทำงานได้เช่นกัน

ศักยะงานที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อหัวใจมีสองรูปแบบ ได้แก่ ศักยะงานที่ไม่ใช้ควบคุมจังหวะการเต้นหัวใจ (Non-Pacemaker Action Potential) ซึ่งถูกเร้าจากเซลล์ที่อยู่ประชิดรอบข้าง (Adjacent cell) ได้แก่ เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจห้องบนและหัวใจห้องล่าง เซลล์ร่างใยประสาทด้านในหัวใจ (Perkinje fiber) มัดใยประสาท (Bundle of His)

ศักยะงานอีกแบบหนึ่งจะเป็นศักยะงานที่ใช้ควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ (Pacemaker Action Potential) ซึ่งจะเกิดศักยะงานขึ้นเองได้ ได้แก่ ปมเซลล์ที่อยู่ในโพรงของหัวใจห้องบนขวาที่รู้จักกันในชื่อ ปมเอสเอ (Sinus Node, Sinoatrial Node, SA node) ปมเซลล์ที่อยู่ระหว่างหัวใจห้องบนกับหัวใจห้องล่างซ้ายที่รู้จักในชื่อ ปมเอวี (Atrioventricular Node, AV node) ภาพประกอบ 2-1 แสดงความสัมพันธ์ของศักยะงานที่ไม่ใช้ควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจกับสภาพยอมเลือกผ่าน ไอออนต่าง ๆ ของเยื่อหุ้มเซลล์ (Ion Permeability) จะสังเกตได้ว่าแพร่ผ่านของโซเดียมไอออนและโปแตสเซียมไอออน ( $\text{Na}^+$ - $\text{K}^+$  Pump) ยังคงเป็นกลไกหลักในการก่อกำเนิดศักย์ไฟฟ้าขึ้นและพบว่าศักยะงานที่เกิดขึ้นจะมีการตอบสนองอย่างรวดเร็ว (Fast Response) ซึ่งสังเกตได้จากภาวะดีโพลาไร

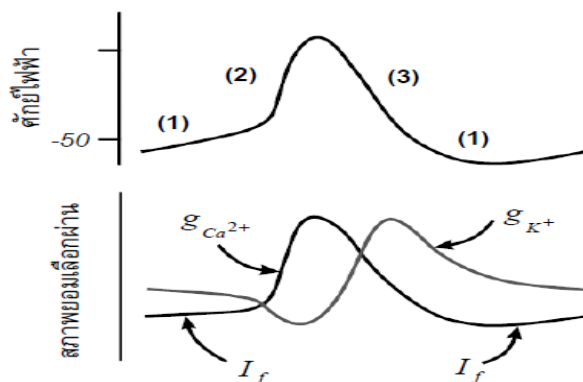
เซชันที่มีการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าจากลบเป็นบวกใช้เวลาสั้นมาก แต่ในทางตรงกันข้าม กลับมีคาบที่ติดต่อการกระตุ้น (Refractory Period) ที่นาน (ประมาณ 200 มิลลิวินาที) เพื่อให้เข้า จังหวะกับการบีบไหลเลือดไปยังส่วนต่าง ๆ ของหัวใจได้อย่างสมบูรณ์



(1) polarization state, (2) depolarization state, (3) repolarization state

ภาพประกอบ 2-1 ศักยะงานของเซลล์ที่ไม่ใช้ควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจและสภาพยอมเลือก ผ่าน ไอออนของเยื่อหุ้มเซลล์[14]

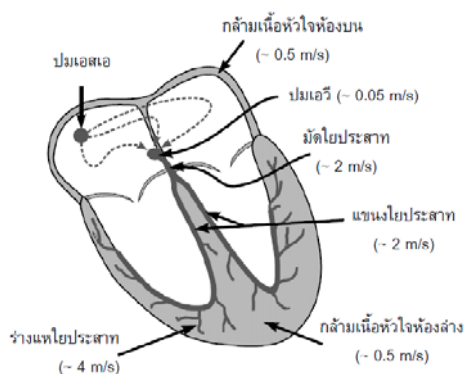
สำหรับศักยะงานที่ใช้ควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจมีความแตกต่างจากเซลล์เร็ว ได้ทั่ว ๆ ไปตรงที่ศักยะพัก (Resting Potential) จะไม่เป็นค่าคงที่ดังแสดงในภาพประกอบ 2-2 เนื่องจากสภาพยอมผ่านของเยื่อหุ้มเซลล์ของแคลเซียมไอออนเพิ่มขึ้นแต่ สภาพยอมผ่านของเยื่อหุ้ม เซลล์ของโซเดียมไอออนกลับลดลง ทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์ที่สูงกว่าศักย์ไฟฟ้าขีดเริ่ม เปลี่ยนแปลง (Threshold Potential) เกิดการกระตุ้นตัวเองให้กลับสู่สภาวะดีโพลาไรเซชันอีกครั้ง อาจกล่าวได้ว่าเซลล์ที่ใช้ควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจจะไม่มีภาวะโพลาไรเซชัน มีแต่ภาวะ ไฮเปอร์โพลาไรเซชัน รีโพลาไรเซชัน และดีโพลาไรเซชันเท่านั้น



(1) polarization state, (2) depolarization state, (3) repolarization state

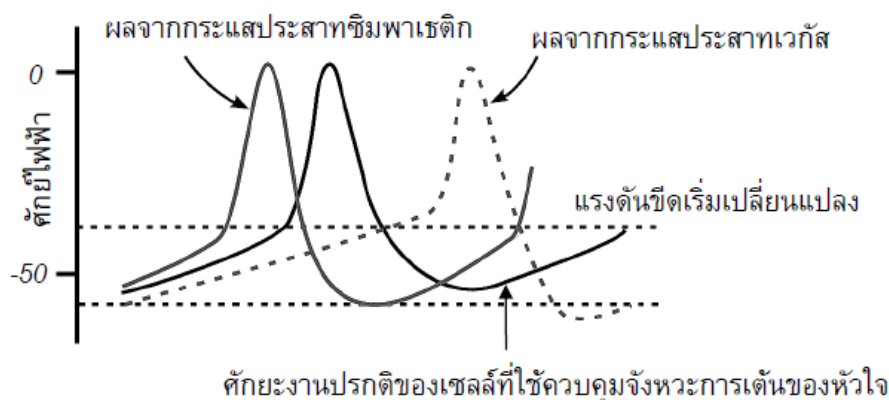
ภาพประกอบ 2-2 ศักยะงานของเซลล์ที่ใช้ควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจและสภาพยอมเลือกผ่านไอออนของเยื่อหุ้มเซลล์[14]

ในช่วงที่เซลล์ที่ใช้ควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจอยู่ในภาวะรีโพลาไรเซชัน จะเกิดกระแสไฟฟ้าขึ้น ( $I_f$ ) กระแสไฟฟ้านี้จะแพร่ผ่านสื่อนำไฟฟ้าภายในหัวใจ (Conduction System) ไปควบคุมกล้ามเนื้อส่วนต่าง ๆ เพื่อกำหนดจังหวะการเต้นของหัวใจต่อไป ภาพประกอบ 2-3 แสดงการกระจายตัวของกระแสไฟฟ้าที่เกิดจากปมเอสเอภายในหัวใจห้องบนขวา โดยจะกระจายไปสามทางผ่านหัวใจห้องบนขวา ห้องบนซ้าย และผนังกันหัวใจห้องบน แล้วไปรวมตัวกันอีกครั้งที่ปมเอวี เพื่อกระจายต่อไปยังหัวใจห้องล่างผ่านปมเอวี เพื่อควบคุมกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างต่อไป ในกรณีที่เกิดความผิดปกติของปมเอสเอ ในการสร้างศักยะงาน ปมเอวีทำงานทดแทนได้เรียกว่าการกระตุ้นนอกตำแหน่ง (Ectopic Foci)



ภาพประกอบ 2-3 การไหลของกระแสไฟฟ้าเนื่องจากศักยะงานของปมเอสเอ[14]

นอกจากนี้ปัจจัยของการเกิดศักยะงานที่ปมเอสเอจะผันแปรตามผลของกระแสประสาทซิมพาเทติก (Sympathetic Nerve) และกระแสประสาทเวกัส (Vagus Nerve) ภาพประกอบ 2-4 แสดงการเปลี่ยนแปลงของศักยะงานเนื่องจากกระแสประสาทซิมพาเทติกและกระแสประสาทเวกัส เมื่อปมเอสเอถูกรบกวนด้วยกระแสประสาทซิมพาเทติกเนื่องจากร่างกายตื่นตัว ภาวะไฮเปอร์โพลาไรเซชันจะมีความชันมากขึ้น ระดับศักย์ไฟฟ้าขีดเริ่มเปลี่ยนแปลงจะมีค่าลดลงทำให้เข้าสู่ภาวะดีโพลาไรเซชันได้เร็วขึ้น ส่งผลให้หัวใจจะเริ่มเต้นเร็วขึ้น (Positive Chronotropy) ในทางตรงกันข้ามเมื่อปมเอสเอถูกรบกวนด้วยกระแสประสาทเวกัสจากร่างกายพักผ่อน ภาวะไฮเปอร์โพลาไรเซชันจะมีความชันลดลงระดับศักย์ไฟฟ้าขีดเริ่มเปลี่ยนแปลงจะมีค่าสูงขึ้นทำให้เข้าสู่ภาวะดีโพลาไรเซชันได้ช้าลงส่งผลให้หัวใจเต้นช้าลง (Negative Chronotropy)

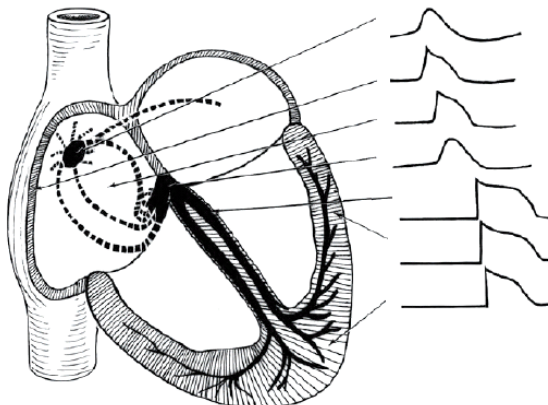


ภาพประกอบ 2-4 การเปลี่ยนแปลงศักยะงานเนื่องจากกระแสประสาท[14]

นอกจากนั้นยังมีปัจจัยจากเลือดออกที่ ฤทธิ์ความเป็นกรด-ด่าง ปริมาณก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ ความดันเลือดที่ไหลผ่านเข้าออกหัวใจ สามารถตรวจจับได้โดยหน่วยรับความรู้สึกที่หัวใจห้องบน (Atrium Receptor) ซึ่งทำให้เกิดศักยะงานที่ปมเอสเอเปลี่ยนแปลงไปได้เช่นกัน

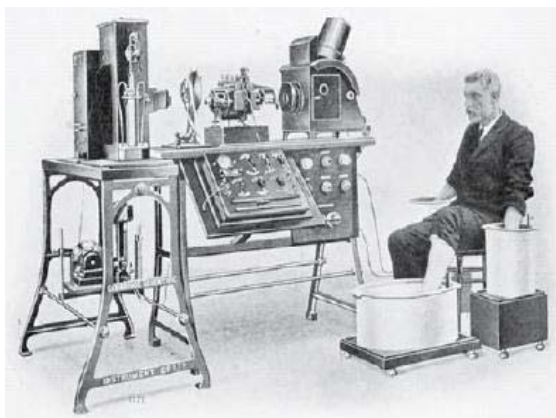


### 2.1.2 แผนภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

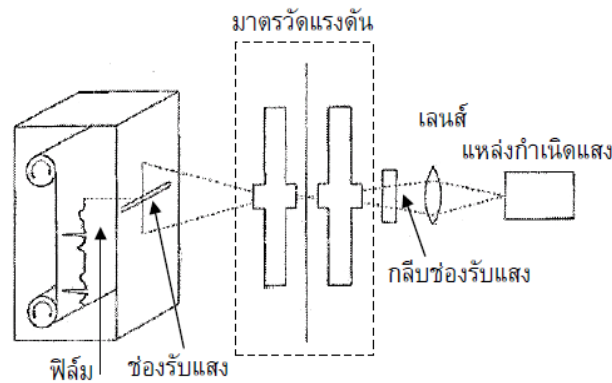


ภาพประกอบ 2-5 ศักยะงานที่เกิดขึ้นในส่วนต่าง ๆ ของหัวใจ[14]

ภาพประกอบ 2-4 แสดงศักยะงานที่เกิดขึ้นในส่วนต่าง ๆ ของหัวใจ โดยในปี ค.ศ. 1905 Einthoven ได้ประสบความสำเร็จในการประดิษฐ์เครื่องมือวัดและบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจดังแสดงในภาพประกอบ 2-5 ซึ่งประกอบด้วยมาตรวัดศักย์ไฟฟ้าที่มีความไวสูง รับสัญญาณจากมือและเท้าที่จุ่มลงไปในถังซึ่งบรรจุด้วยสารละลายอิเล็กโทรไลต์ (สารละลายเกลือแกลง) เงามของเข็มมาตรวัดจะถูกฉายไปบนฟิล์มไวแสงที่หมุนอยู่ต่อเนื่องคล้ายฟิล์มภาพยนตร์ ทำให้เกิดเป็นแผนภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เป็นผลรวมของศักยะงานที่เกิดขึ้นทั้งหมดในหัวใจ สัญญาณที่ได้จะเป็นจังหวะที่มีความสัมพันธ์กับการบีบตัวและคลายตัวของหัวใจ ดังแสดงในภาพประกอบ 2-6

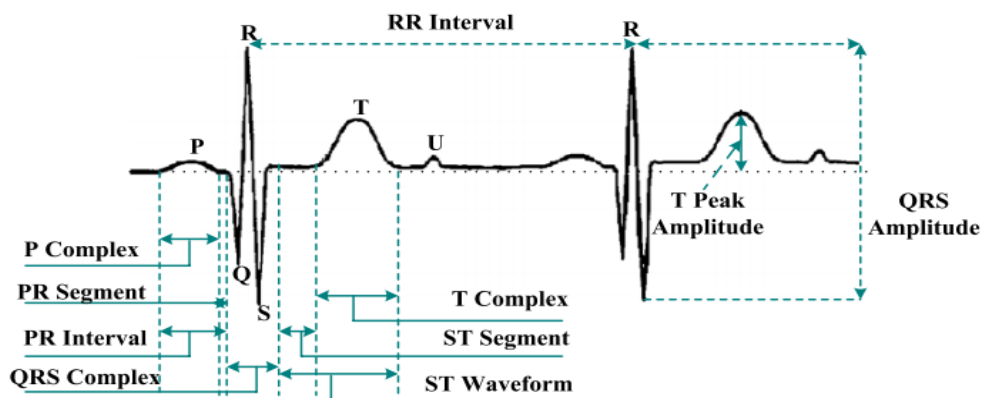


(1) เครื่องมือวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจต้นแบบ



(2) การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ภาพประกอบ 2-6 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของ Einthoven[14]



ภาพประกอบ 2-7 แผนภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจ[15]

แผนภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกกำหนดโดยคลื่นย่อย ๆ เป็น P, Q, R, S และ T การแปรผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาศัยการพิจารณาความลักษณะของสัญญาณที่ปรากฏ ความสูงของแต่ละยอดคลื่น และช่วงเวลาการเกิดคลื่น

ในช่วงคลื่น P จะเกิดจากภาวะดีโพลาไรเซชันของกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนทั้งสองห้อง เนื่องจากผนังกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนไม่หนามาก จึงมีความสูงของยอดสัญญาณไม่มีมากนัก ในหัวใจที่เป็นปกติจะใช้เวลาการเกิดคลื่นนี้ประมาณ 0.08-0.11 วินาที ในกรณีคลื่น P มีความสูงน้อย ๆ อาจบ่งชี้ถึงความผิดปกติของปมเอสเอ

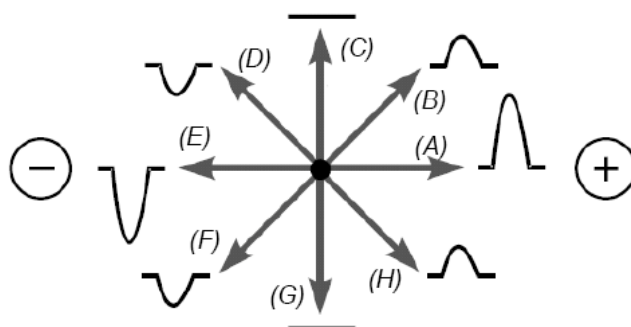
คลื่น QRS เกิดจากภาวะดีโพลาไรเซชันของผนังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง เนื่องจากผนังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างมีความหนา จึงมีความสูงของยอดคลื่นสัญญาณมากกว่าคลื่นอื่น ๆ ใน

กรณีที่ผนังหัวใจห้องล่างหนาากช่วงเวลาก่อนขดคลื่น Q ถึงขดคลื่น R จะใช้เวลามาก สำหรับหัวใจที่ปกติจะใช้เวลาในการเกิดคลื่น QRS ประมาณ 0.06-0.10 วินาที ในกรณีเกิดคลื่น QRS ใช้เวลานานกว่าปกติอาจบ่งชี้ภาวะที่มีการขัดขวางระบบนำสัญญาณของหัวใจ การเกิดสัญญาณในช่วงคลื่น P ถึงคลื่น R (P-R interval) จะใช้เวลาประมาณ 0.12-0.20 วินาที

คลื่น T เกิดจากภาวะรีโพลาไรเซชันของผนังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างขดคลื่นมีความสูงประมาณ  $1/8 - 2/3$  ของขดคลื่น R การเกิดสัญญาณในขดคลื่น Q ถึงขดคลื่น T จะใช้เวลาประมาณ 0.20-0.40 วินาที

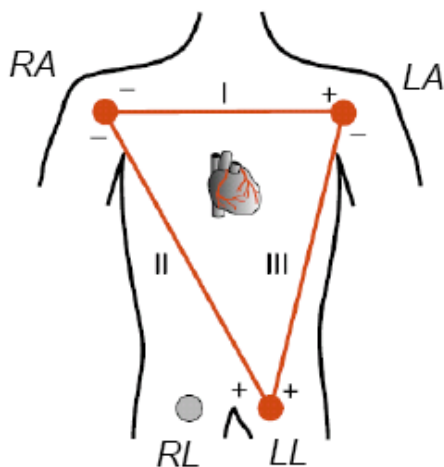
โดยความแตกต่างระหว่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจทารกในครรภ์มารดา กับมารดานั้น คือ อัตราการเต้นของหัวใจทารกในครรภ์มารดา มีความถี่ในการเกิดขึ้นมากกว่าประมาณ 2 เท่า แต่ขนาดความสูงของขดคลื่นสัญญาณนั้นจะมีขนาดเล็กกว่า

### 2.1.3 ขั้วไฟฟ้าและเวกเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [14]

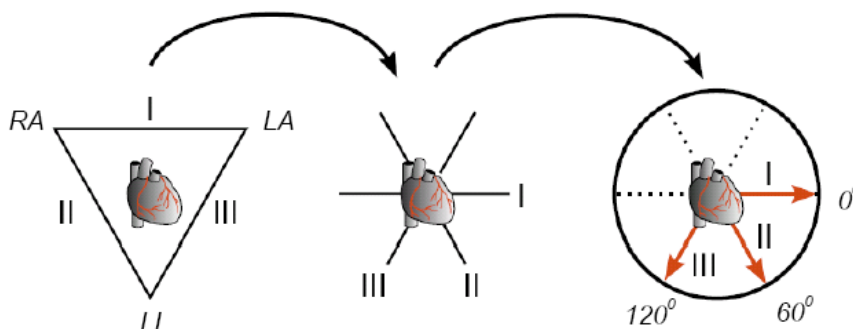


ภาพประกอบ 2-8 เวกเตอร์ศักย์ไฟฟ้า [14]

ภาพประกอบ 2-8 แสดงศักย์ไฟฟ้าสัมผัสที่วัดได้เมื่อสัญญาณก่อนกำเนิดจากศูนย์กลางและเคลื่อนที่ไปยังขั้วบวกตามแนวลูกศร A ดังนั้นเมื่อวัดศักย์ไฟฟ้าตามแนวลูกศร E จะพบว่าศักย์ไฟฟ้าที่อ่านได้จะมีขนาดเท่ากับตามแนวลูกศร A แต่มีมุมวิถีภาคเลื่อนไป 180 องศา และในทำนองเดียวกัน เมื่ออ่านค่าจากตำแหน่งอื่น ๆ จะพบว่าขนาดของสัญญาณจะลดลงตามความสัมพันธ์ของมุมของการวัดทำให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจถูกกำหนดให้เป็นเวกเตอร์

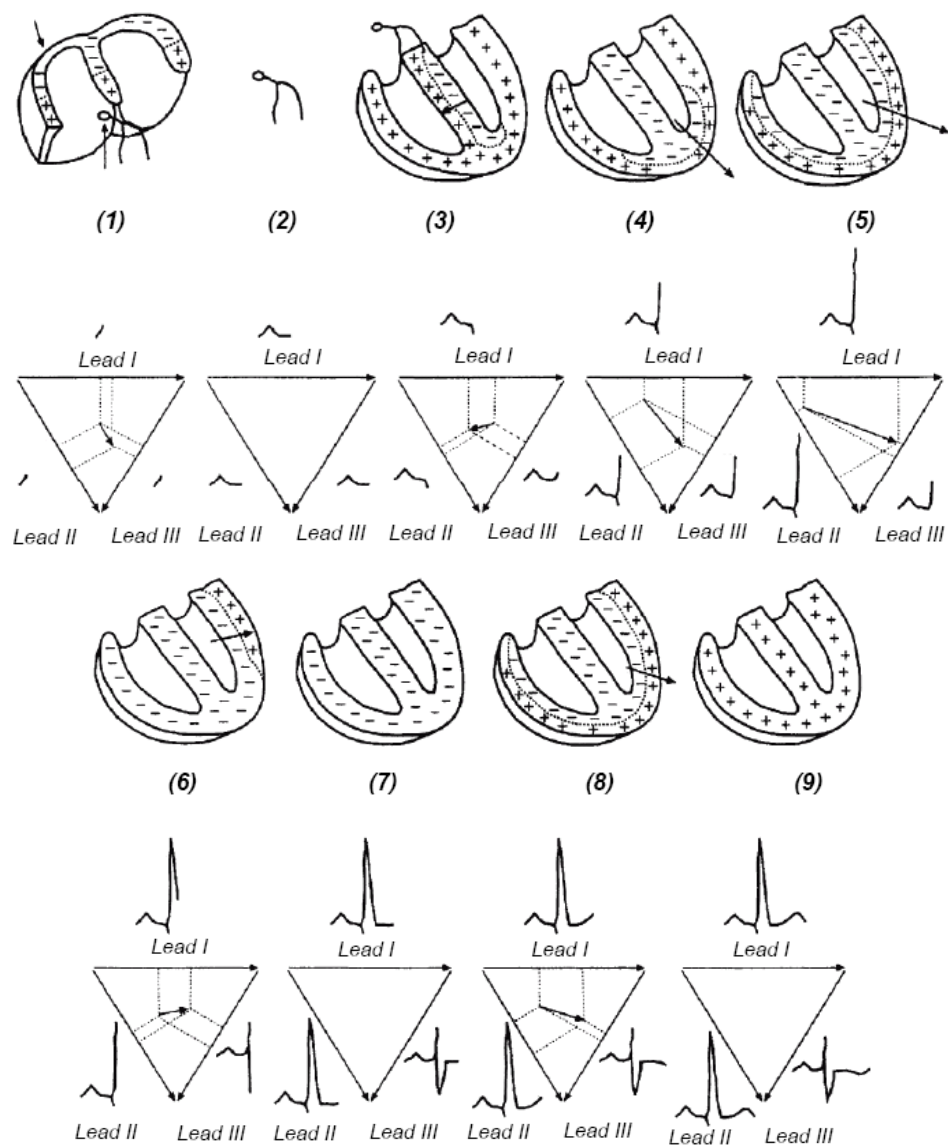


ภาพประกอบ 2-9 การติดขั้วไฟฟ้าสำหรับการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ[14]



ภาพประกอบ 2-10 การกำหนดเวกเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ[14]

ภาพประกอบ 2-9 แสดงการวางตัวของหัวใจและตำแหน่งติดขั้วไฟฟ้าสำหรับวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมี 4 จุดได้แก่แขนซ้าย (Left Arm, LA), แขนขวา (Right Arm, RA) และขาซ้าย (Left Leg, LL) โดยมีจุดอ้างอิงเป็นขาขวา (Right Leg, RL) ดังนั้นถ้ากำหนดให้ขั้วไฟฟ้าที่แขนขวาเป็นลบและขั้วไฟฟ้าที่แขนซ้ายเป็นบวก จะเรียกว่าการวัดแบบ Lead I ซึ่งจะให้เวกเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจอยู่ในมุมศูนย์องศา ดังแสดงในภาพประกอบ 2-10



(1) ภาวะดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องบน (2) ความล่าช้าของการกระจายไปยังปมเอวี  
 (3) ภาวะดีโพลาไรเซชันของผนังหัวใจห้องล่าง (4) ภาวะดีโพลาไรเซชันของปลายหัวใจห้องล่าง  
 (5) ภาวะดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างซ้าย (6) ภาวะรีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างซ้าย (7)  
 ภาวะดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่าง (8) ภาวะดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างซ้าย (9) ภาวะรี  
 โพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่าง

ภาพประกอบ 2-11 เวกเตอร์เนื่องจากการกระจายศักย์ไฟฟ้า[14]

สำหรับการกำหนดขั้วไฟฟ้าที่แขนขวาเป็นลบและขั้วไฟฟ้าที่แขนซ้ายเป็นบวกจะเรียกว่าการวัดแบบ Lead II และการกำหนดขั้วไฟฟ้าที่แขนซ้ายเป็นลบและขั้วไฟฟ้าที่ขาซ้ายเป็นบวก จะเรียกว่าการวัดแบบ Lead III ซึ่งจะทำให้เกิดเวกเตอร์ในมุม 60 องศาและ 120 องศา

ตามลำดับ และเรียกสามเหลี่ยมซึ่งเป็นความสัมพันธ์ของขั้วไฟฟ้าทั้ง 3 จุดว่า “สามเหลี่ยม Einthoven” (Einthoven’ Triangle)

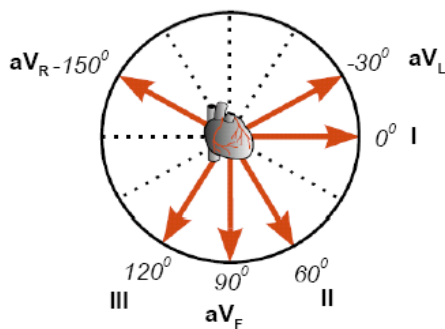
ภาพประกอบ 2-11 แสดงความสัมพันธ์ของแผนภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดขึ้นแต่ขั้วไฟฟ้าในหนึ่งรอบวัฏจักรการทำงานของหัวใจ สัญญาณที่เกิดขึ้นสามารถคำนวณได้จากพีชคณิตแบบเวกเตอร์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่อ่าน Lead I, Lead II และ Lead III ตามความสัมพันธ์

$$v_x(t) = v_I(t) - v_{II}(t) \cos(60^\circ) \quad v_{II}(t) \cos(120^\circ) \tag{2.1}$$

$$v_y(t) = [v_{II}(t) \sin(60^\circ) - V_{II} \sin(120^\circ)] \tag{2.2}$$

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Lead I – III จะเป็นการวัดความต่างศักย์ระหว่างจุด 2 จุด บางครั้งจึงเรียกว่าการวัดขั้วแบบสองขั้ว (Bipolar Limb Lead) สำหรับการวัดอีกแบบหนึ่งเป็นการวัดศักย์ไฟฟ้าที่จุดต่าง ๆ เทียบกับขาขวาเรียกว่าการวัดขั้วแบบขั้วเดียว (unipolar Limb Lead) ซึ่งจะทำให้ขนาดของสัญญาณเพิ่มขึ้น บางครั้งจึงเรียกว่าขั้วเพิ่มขนาด (Augmented Lead) เมื่อรวมกับขั้วแบบสองขั้วจะให้แผนภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็น 6 แผนภาพดังแสดงในภาพประกอบ 2-12 และกำหนดรูปแบบการวัดไว้ดังนี้

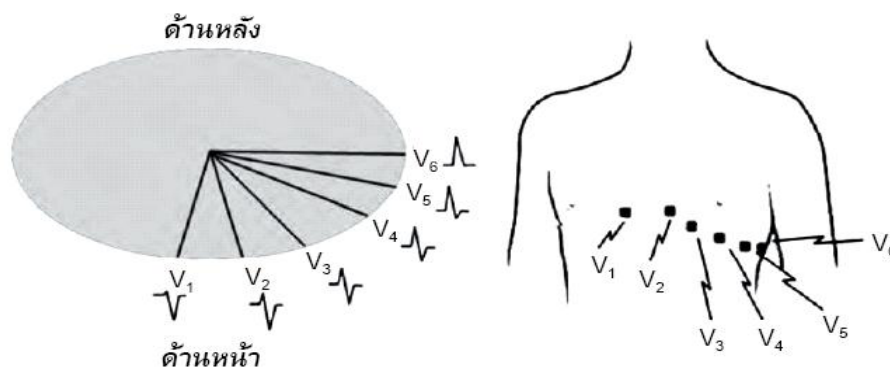
- ขั้วไฟฟ้าอยู่แขนขวาจะเรียกว่า aV<sub>R</sub>
- ขั้วไฟฟ้าอยู่แขนซ้ายจะเรียกว่า aV<sub>L</sub>
- ขั้วไฟฟ้าอยู่ขาขวาจะเรียกว่า aV<sub>F</sub>



ภาพประกอบ 2-12 การกำหนดเวกเตอร์การวัดขั้วแบบขั้วเดียวและขั้วคู่[14]

แผนภาพของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการวัดขั้วแบบขั้วเดียวและขั้วคู่จะแสดงรายละเอียดเฉพาะการกระจายศักย์ไฟฟ้าในแนวตั้งเท่านั้น จึงได้มีการเสนอให้ติดตั้งขั้วไฟฟ้าบริเวณหน้าอกเพิ่มอีก 6 ตำแหน่งโดยวัดเทียบกับขาวาดังแสดงในภาพประกอบ 2-13 ทั้งนี้เพื่อให้สามารถประเมินคลื่นไฟฟ้าหัวใจในแนวระนาบได้ เรียกการวัดแบบนี้ว่า การวัดหน้าหัวใจแบบขั้วเดียว (Unipolar Precordial Lead) และกำหนดรูปแบบการวัดไว้ดังนี้

- $V_1$  ติดตั้งระหว่างกระดูกซี่โครงที่ 4 และ 5 ซิดกระดูกสันนอกด้านขวา
- $V_2$  ติดตั้งระหว่างกระดูกซี่โครงที่ 4 และ 5 ซิดกระดูกสันนอกด้านซ้าย
- $V_3$  ติดตั้งระหว่าง  $V_2$  และ  $V_4$
- $V_4$  ติดตั้งระหว่างกระดูกซี่โครงที่ 5 และ 6 ตามแนวเส้นกลางกระดูกไหปลาร้า (Midclavicular Line)
- $V_5$  ติดตั้งระดับเดียวกับ  $V_4$  ตามแนวเส้นด้านหน้ารักแร้ (Anterior Axillary Line)
- $V_6$  ติดตั้งระดับเดียวกับ  $V_5$  ตามแนวเส้นกลางรักแร้ (Midaxillary Line)



ภาพประกอบ 2-13 การติดตั้งขั้วไฟฟ้าบริเวณหน้าอก[14]

ดังนั้นการติดตั้งขั้วไฟฟ้ารวม 9 ตำแหน่งสำหรับการวัดสัญญาณและอีก 1 ตำแหน่งที่ขาขวาสำหรับเป็นขั้วอ้างอิง ทำให้เกิดแผนภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 12 ภาพ โดยปกติจะกำหนดรหัสสีไว้ที่สายนำสัญญาณไว้ ดังแสดงในตารางที่ 2.1[14]

ตารางที่ 2.1 รหัสสีของสายนำสัญญาณของขั้วไฟฟ้าในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ตำแหน่งที่ติดตั้ง	รหัสสี	
	มาตรฐานยุโรป	มาตรฐานอเมริกัน
แขนขวา(RA)	แดง	ขาว
แขนซ้าย(LA)	เหลือง	ดำ
ขาขวา(RL)	ดำ	เขียว
ขาซ้าย(LL)	เขียว	แดง
หน้าอก V <sub>1</sub>	ขาว-แดง	ขาว-แดง
หน้าอก V <sub>2</sub>	ขาว-เหลือง	ขาว-เหลือง
หน้าอก V <sub>3</sub>	ขาว-เขียว	ขาว-เขียว
หน้าอก V <sub>4</sub>	ขาว-น้ำตาล	ขาว-น้ำเงิน
หน้าอก V <sub>5</sub>	ขาว-ดำ	ขาว-ส้ม
หน้าอก V <sub>6</sub>	ขาว-ม่วง, ขาว-ชมพู	ขาว-ม่วง

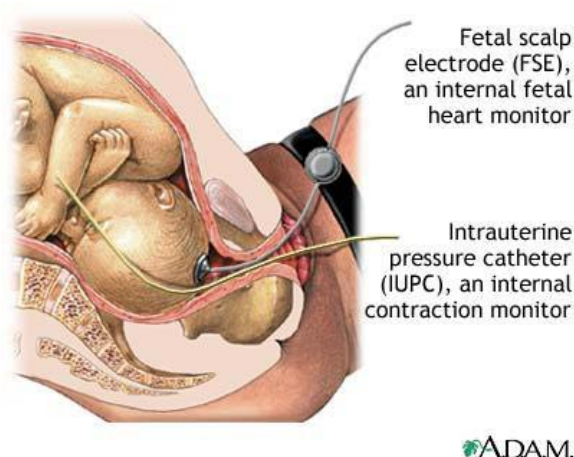
สำหรับการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทารกภายในครรภ์มารดา (FECG) นั้น พบว่าสัญญาณที่วัดออกมาได้นั้นจะมีขนาดแอมพลิจูดเล็กกว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมารดา (MECG) และสัญญาณ FECG ที่เกิดขึ้นจะเกิดบ่อยกว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) ของคนทั่วไป ซึ่งทารกในครรภ์นั้นจะมีอัตราการเต้นของหัวใจอยู่ที่ประมาณ 140-160 ครั้งต่อนาที และจะลดลงตามลำดับหลังจากระยะของการคลอด ตามอัตราการเจริญเติบโตตามวัย ความสมบูรณ์ของหัวใจ และความแข็งแรงของสุขภาพทารก

## 2.2 วิธีการตรวจสอบสุขภาพทารกในครรภ์มารดา[16]

### 2.2.1 Internal Monitoring

Internal Monitoring เป็นการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจทารกในครรภ์แบบภายในร่างกาย (Invasive Fetal Electrocardiogram) คือการสอดสายที่มีตัวอิเล็กโทรดติด (Fetal Scalp Electrode) ไปทางช่องคลอดเพื่อไปติดบริเวณศีรษะของเด็กทารกในครรภ์มารดา ซึ่งจะสร้างความเจ็บปวดให้กับหญิงตั้งครรภ์เป็นอย่างมาก แต่อย่างไรก็ตามอุปกรณ์เหล่านี้เสี่ยงต่อการติดเชื้อที่มาจากอุปกรณ์ที่สอดเข้าไปภายในช่องคลอด รวมทั้งยังส่งผลให้ที่ศีรษะของเด็กทารกเป็นแผลเป็นอีกด้วย ดังภาพประกอบ 2-14





ภาพประกอบ 2-14 การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจทารกในครรภ์แบบภายในร่างกาย  
(Invasive Fetal Electrocardiogram) [17]

### 2.2.2 External Monitoring

External Monitoring เป็นการตรวจสภาพทารกในครรภ์มารดาโดยใช้อุปกรณ์ที่อยู่ภายนอกร่างกายตรวจตรงบริเวณหน้าท้อง (Non-Invasive Fetal Electrocardiogram) เช่น

- *Fetoscope* หรือ *Pinard* [14] เป็นการตรวจโดยใช้เครื่องมือชนิดหนึ่งที่มีหูฟังเป็นรูปคล้ายกับเครื่องดนตรีทรัมเป็ต ซึ่งใช้ในการตรวจฟังเสียงหัวใจทารกในครรภ์มารดาตรงบริเวณหน้าท้อง
- *Nonstress Test* [18] เป็นอีกวิธีการที่ใช้ในการตรวจการทำงานของหัวใจทารก โดยหลักการตรวจคือเมื่อทารกมีการขยับหรือการเคลื่อนไหวตัว หรือมีการกระตุ้นให้ทารกนั้นมีการเคลื่อนไหวจะสามารถบ่งบอกถึงสุขภาพของทารกที่อยู่ภายในครรภ์มารดา วิธี Nonstress Test มักนิยมทำการตรวจเมื่อมีอายุครรภ์ได้ 32-36 สัปดาห์
- *Doppler Ultrasound* [19] เป็นวิธีการประเมินสุขภาพทารกในครรภ์ในสตรีที่มีสถานะการตั้งครรภ์ที่มีความเสี่ยงสูง โดยเฉพาะการแยกทารกที่มีการเจริญเติบโตช้า (Intrauterine Growth Restriction, IUGR) ออกจากทารกที่มีขนาดตัวเล็ก (Small for Gestation Age, SGA) ได้ เป็นต้น

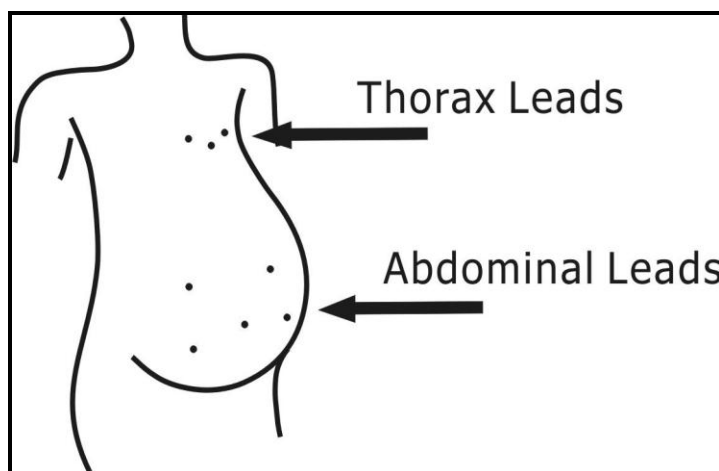
โดยข้อดีของการตรวจแบบภายนอกร่างกายนั้นจะไม่ได้สร้างความเจ็บปวดให้กับหญิงตั้งครรภ์เท่ากับวิธี Internal Monitoring และสามารถตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้อย่างรวดเร็ว

แต่ข้อเสียคือวิธีการตรวจที่กล่าวมาข้างต้นทำให้ผลที่ได้ออกมาไม่แม่นยำ เนื่องจากจากการตรวจด้วยวิธีการเหล่านี้สามารถทำได้เพียงการฟังเสียงจังหวะการเต้นของหัวใจเพื่อนำมาประเมินเป็นอัตราการเต้นของหัวใจได้เพียงเท่านั้น แต่ไม่สามารถบ่งชี้ความผิดปกติเพื่อการวินิจฉัยต่อเนื่องได้

**2.2.3 ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด[19]** จากการศึกษาพบว่าการวางอิเล็กโทรดแบ่งออกเป็น 2 จุดด้วยกัน ได้แก่

- บริเวณทรวงอกอกของหญิงตั้งครรภ์เพื่อวัดสัญญาณ MEGG
- บริเวณหน้าท้องของหญิงตั้งครรภ์เพื่อวัดสัญญาณ AECG ดังภาพประกอบ

2-15



ภาพประกอบ 2-15 การวางตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด [21]

### 2.3 ตัวกรองสัญญาณ

ตัวกรองสัญญาณจะทำหน้าที่เป็นตัวกรองระหว่างสัญญาณ FECG และสัญญาณ MEGG รวมทั้งสัญญาณรบกวนหรือองค์ประกอบต่าง ๆ ออกจากสัญญาณ AECG โดยวิธีการลดทอนสัญญาณรบกวนที่ทำกันอย่างแพร่หลาย

### 2.3.1 ตัวกรองแบบไอโออาร์ (Infinite Impulse Response Adaptive filter, IIR Adaptive filter)[22]

ตัวกรองแบบไอโออาร์เป็นการตอบสนองสัญญาณอิมพัลส์ถึงอนันต์ทั้งนี้เนื่องจากตัวกรองสัญญาณดิจิทัลประเภทนี้มีคุณสมบัติประจำตัวที่สำคัญ คือหากทำการป้อนสัญญาณอิมพัลส์ให้แก่วงจรนี้แล้วสัญญาณตอบสนองไม่สิ้นสุดแต่จะมีไปจนถึงอนันต์ ซึ่งจะต่างกับตัวกรองสัญญาณดิจิทัลอีกประเภทหนึ่งที่เรียกว่า ตัวกรองแบบเอฟไออาร์ (Finite Impulse Response Adaptive filter, FIR filter) ก็คือเมื่อป้อนสัญญาณอิมพัลส์ให้แก่ตัวกรองประเภทนี้แล้ว สัญญาณตอบสนองที่ได้รับจะสิ้นสุดหรือนั่นก็คือมีไม่ถึงอนันต์ นอกจากนั้นแล้วตัวกรองแบบไอโออาร์ยังให้ผลตอบสนองทางความถี่ได้คม (Sharp-Cutoff Frequency) ซึ่งดีกว่าตัวกรองแบบเอฟไออาร์ เนื่องจากสมการฟังก์ชันถ่ายโอนเป็นแบบฟังก์ชันตรรกยะ (Rational Function) มีทั้งโพลและซีโรสามารถปรับเลือกค่าได้ในการออกแบบจึงไม่ต้องใช้ออเดอร์สูง แต่จะมีเสถียรภาพไม่ดี การออกแบบทำได้ยาก ฟังก์ชันถ่ายโอน (transfer Function) ของตัวกรองแบบไอโออาร์ โดยการออกแบบตัวกรองดิจิทัลแบบไอโออาร์สามารถกระทำได้ 4 วิธีดังนี้

- แบบวางโพล-ซีโร (Pole-Zero Placement)
- แบบประมาณค่าเบี่ยงเบน (Approximation of Derivatives)
- แบบอิมพัลส์อินวาเร้นซ์ (Impulse Invariance)
- แบบตัวกรองเชิงเส้นคู่ (Bilinear Transform)

### 2.3.2 ตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ (Finite Impulse Response Adaptive filter, FIR filter)[22]

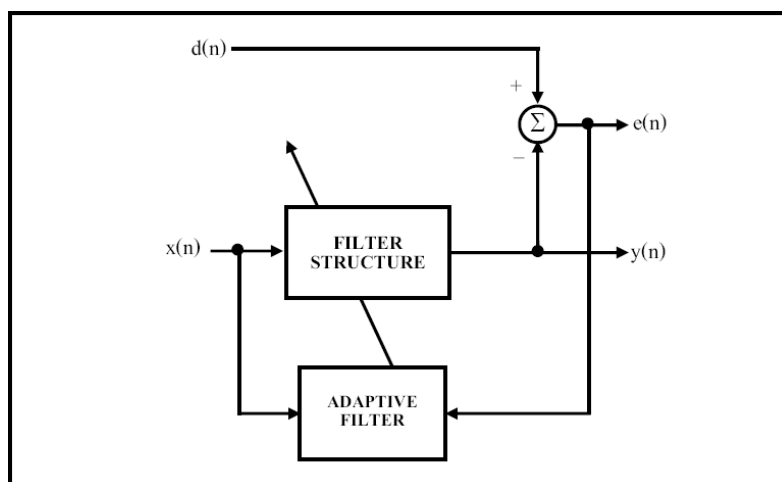
ตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์จัดเป็นตัวกรองสัญญาณแบบไม่เวียนบังเกิด (Non Recursive) ที่นิยมใช้กันอย่างกว้างขวาง เนื่องจากไม่มีการป้อนกลับจากทางด้านอินพุท และนอกจากนี้ตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์มีข้อได้เปรียบตัวกรองแบบไอโออาร์อยู่ 2 ประการด้วยกันคือ ประการแรกสามารถออกแบบให้มีการตอบสนองความถี่ของเฟสมีความเป็นเชิงเส้นได้อย่างแท้จริง และประการที่สองตัวกรองสัญญาณดิจิทัลประเภทเอฟไออาร์จะเสถียรเสมอ เนื่องจากโครงสร้างปราศจากส่วนป้อนกลับ (Feedback Path) ขณะที่ตัวกรองสัญญาณดิจิทัลประเภทไอโออาร์จะได้เปรียบตรงข้อกำหนดเดียวกันจะใช้ลำดับต่ำกว่าตัวกรองแบบเอฟไออาร์มาก ซึ่งจะหมายถึงการทำงานของตัวกรองสัญญาณดิจิทัลประเภทไอโออาร์จะเร็วกว่าและใช้หน่วยความจำที่น้อยกว่ามาก ทำให้ประหยัดค่าใช้จ่าย

### 2.3.3 ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter)[23]

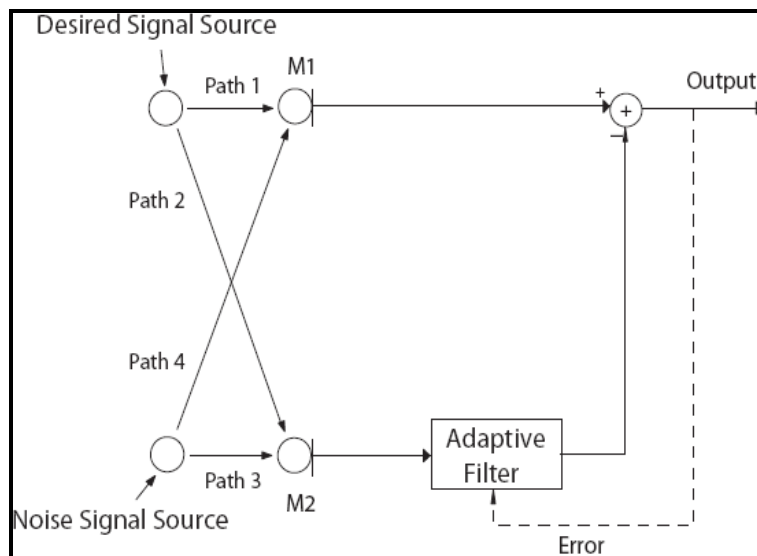
เป็นตัวกรองสัญญาณรบกวนที่สามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพในสภาพแวดล้อมที่ไม่อาจคาดเดาได้ และการติดตามสัญญาณอินพุตที่มีคุณลักษณะที่แปรเปลี่ยนตามเวลาได้ โดยระบบต่าง ๆ ที่ใช้ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองจะประสบความสำเร็จดีในการประยุกต์ใช้งาน เช่น เรดาร์ (Radar), โซนาร์ (Sonar), ระบบควบคุมและการประมวลผลภาพ เป็นต้น โดยรูปทั่วไปของตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองแสดงไว้ในภาพประกอบ 2-15

#### 2.3.3.1 การกำจัดสัญญาณปะปนแบบปรับตัวเอง (Adaptive Noise Cancellation)

การกำจัดสัญญาณปะปนแบบปรับตัวเป็นรูปแบบของตัวกรองสัญญาณปะปนแบบปรับตัวเองดังแสดงในภาพประกอบ 2-16 ประกอบด้วยสัญญาณอินพุต (Desired Signal Source), สัญญาณอินพุตที่รวมกับสัญญาณที่ปะปน (Noise Signal Source), ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง จะประเมินสัญญาณปะปนในอินพุตหลักจะได้สัญญาณเอาต์พุตซึ่งกำจัดสัญญาณปะปนออกแล้ว โดยในงานส่วนนี้เป็นส่วนของสัญญาณอินพุตหลักเปรียบเสมือนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดจากบริเวณหน้าท้อง (AECG) แล้วให้ส่วนของสัญญาณอินพุตที่รวมกับสัญญาณที่ปะปนเป็นสัญญาณที่ได้มาจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของมารดา (MECG) โดยเมื่อผ่านตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง จะทำให้สัญญาณเอาต์พุตที่ได้ออกมาคือสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทารกในครรภ์ (FECG) โดยปราศจากสัญญาณรบกวน



ภาพประกอบ 2-16 รูปแบบและส่วนประกอบของตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง[24]



ภาพประกอบ 2-17 ตัวกำจัดสัญญาณปะปนแบบปรับตัวเอง[24]

#### 2.3.4 การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principal Component Analysis, PCA)[25]

การวิเคราะห์องค์ประกอบหลักเป็นวิธีการทางสถิติที่ใช้ในการสร้างเมทริกซ์ความแปรปรวน (Covariance Matrix) จากข้อมูลภาพที่ถูกนำไปใช้ในการบีบอัดข้อมูลและการสร้างภาพใบหน้าไอเกน (Eigen Face) ซึ่งจะนำการวิเคราะห์องค์ประกอบหลักมาใช้ในการลดขนาดข้อมูล ข้อมูลของแพคเกจนั้นอยู่ในรูปของเวกเตอร์ขนาด 1 มิติอยู่แล้ว นำเวกเตอร์ของชุดข้อมูลมาจัดให้อยู่ในรูปของเมทริกซ์ โดยเวกเตอร์ของชุดข้อมูลที่ 1 จะเป็นแถวที่ 1 ของเมทริกซ์ เวกเตอร์ของชุดข้อมูลที่ 2 ของเมทริกซ์จนถึงเวกเตอร์ของชุดข้อมูลที่  $n$  จะเป็นแถวที่  $n$  ของเมทริกซ์ ดังนั้นจะได้เมทริกซ์  $A$  ที่มีมิติ  $n$  เป็น  $i$  และ  $j$  โดยที่  $i$  หมายถึงลำดับของชุดข้อมูล และ  $j$  หมายถึงลำดับของมิติ ดังสมการที่ 2.3

$$\begin{matrix}
 A_{11} & A_{12} & A_{13} & \cdots & A_{1m} \\
 A_{21} & A_{22} & A_{23} & \cdots & A_{2m} \\
 A_{31} & A_{32} & A_{33} & \cdots & A_{3m} \\
 \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\
 A_{n1} & A_{n2} & A_{n3} & \cdots & A_{nm}
 \end{matrix}
 \quad m \quad w \quad h \quad (2.3)$$

เมื่อ  $n$  = จำนวนรูปแบบ

หลังจากเตรียมข้อมูลเป็นที่เรียบร้อยแล้ว สามารถคำนวณได้ตามขั้นตอนต่อไปนี้  
คำนวณค่าเฉลี่ยของภาพในแต่ละหลัก

$$M_j = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n A_{ij} \quad 1 \leq j \leq m \quad (2.4)$$

คำนวณค่าเบี่ยงเบนของภาพใบหน้า

$$C_{ij} = A_{ij} - M_j \quad 1 \leq i \leq n \quad 1 \leq j \leq m \quad (2.5)$$

สร้างเมทริกซ์ของความแปรปรวน

$$S = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n C_i C_i^T \quad (2.6)$$

คำนวณค่าไอเกน

$$\lambda = SS^T \quad (2.7)$$

คำนวณเวกเตอร์ไอเกน

$$e = \frac{CS}{\sqrt{\lambda}} \quad (2.8)$$

เมื่อ  $C = [C_{ij}]$

ผลลัพธ์จะได้ค่าไอเกนและเวกเตอร์ไอเกน ข้อมูลทั้ง 2 มีความสัมพันธ์กัน (Correspondence) ซึ่งกันและกัน เวกเตอร์ไอเกนเป็นข้อมูลที่เปลี่ยนรูปแล้ว ไม่สามารถเห็นเป็นเวกเตอร์แพกเก็ตแบบเดิมได้ การนำข้อมูลเดิมกลับมาต้องนำเวกเตอร์ไอเกนมาคำนวณอีกครั้งดังสมการที่ 2.9

$$F_k = e_k^T (A - M) \quad (2.9)$$

เมื่อ  $A$   $A_{ij}$ ,  $M$   $M_{ij}$

ไอเกนแพกเก็ตแรก(1<sup>st</sup> Eigen Package) คือการเลือกเวกเตอร์ไอเกนแรกของทุกเวกเตอร์ข้อมูลมาคำนวณใส่ไอเกนแพกเก็ตอื่น ๆ ก็สามารทำได้ในรูปแบบเดียวกัน

### 2.3.5 การวิเคราะห์องค์ประกอบอิสระ (Independent Component analysis,ICA)[26]

โดยปกติสัญญาณ FECG ที่ใช้ในการทดลอง จะประกอบด้วยสัญญาณรบกวนชนิดต่าง ๆ รวมกันเช่น สัญญาณรบกวนที่เกิดจากบีบตัวของมดลูก, สัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อของมารดา เนื่องจากในช่วงเวลาของการวัดมารดาได้มีการเคลื่อนไหว ทำให้มีสัญญาณรบกวนจากกล้ามเนื้อเกิดขึ้น เป็นต้น นอกจากนี้ยังมีสัญญาณรบกวนจากแหล่งกำเนิดไฟฟ้าของอุปกรณ์ตรวจวัดปนอยู่ด้วย ซึ่งสัญญาณต่างๆ เหล่านี้ถือเป็นสิ่งรบกวนที่จะทำให้ผลการวิเคราะห์สัญญาณ FECG เกิดความผิดพลาดได้ทั้งสิ้น การที่จะขจัดหรือแยกสิ่งรบกวนเหล่านี้ออกไปจะต้องใช้การวิเคราะห์องค์ประกอบอิสระที่เรียกว่าอินิเพนเดนทคอมโพเนนท์อนาลิซิส (Independent Component Analysis,ICA) โดยเทคนิคนี้ใช้ในลดทอนสัญญาณรบกวนต่างๆ ออกจากสัญญาณ FECG ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์ เพื่อแยกสัญญาณเหล่านี้ออกมาเป็น หลาย ๆ องค์ประกอบ (Component) โดยแต่ละองค์ประกอบที่แยกได้จะเป็นสัญญาณที่มีความเป็นอิสระต่อกัน (Independent) ตามทฤษฎีทางคณิตศาสตร์ (Hyvarinen and Oja, 2000, Bartlett, et am,1995)

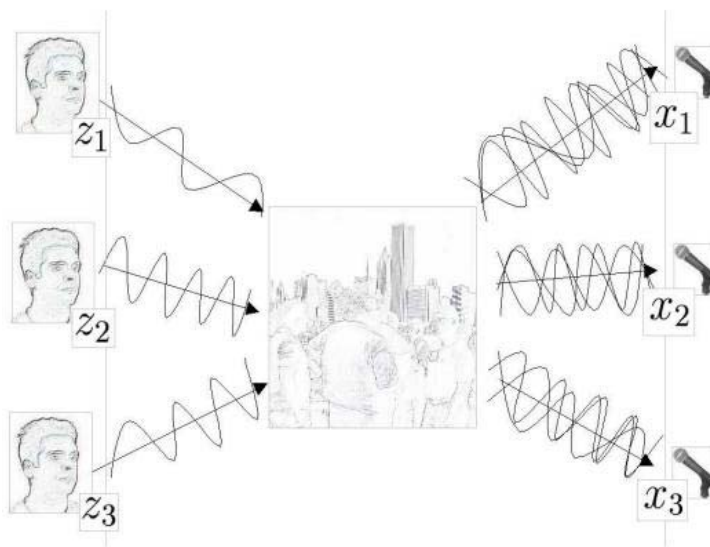
#### 2.3.5.1 แนวคิดของการแยกองค์ประกอบของสัญญาณที่รวมกันอยู่

สมมติให้ในห้อง ๆ หนึ่งมีคนสองคนพูดพร้อม ๆ กัน และมีไมโครโฟนสองตัวที่ตั้งอยู่คนละที่กัน และไมโครโฟนทั้งคู่จะผลิตสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดจากสัญญาณเสียงของผู้พูดทั้งสองคน ถ้าแทนสัญญาณที่ไมโครโฟนตัวแรกผลิตขึ้นมาด้วย  $X_1(t)$  และแทนสัญญาณที่ไมโครโฟนตัวที่สองด้วย  $X_2(t)$  โดยที่  $X_1$  และ  $X_2$  คือขนาดของแอมพลิจูดหรือแรงดันไฟฟ้า และ  $t$  คือเวลาและแทนสัญญาณเสียงของผู้พูดทั้งสองคน ณ ตำแหน่งที่ผู้พูดแต่ละคนยืนอยู่ด้วย  $S_1(t)$  และ  $S_2(t)$  แล้วสามารถแสดงความสัมพันธ์ของสัญญาณเสียงและสัญญาณไฟฟ้าจากไมโครโฟนได้ด้วยสมการดังต่อไปนี้

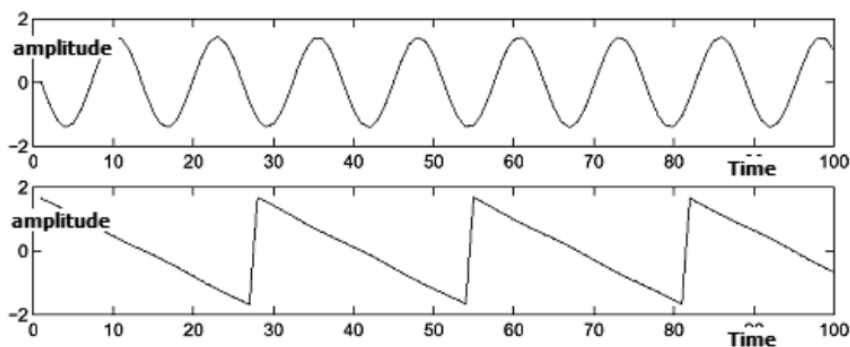
$$X_1(t) = a_{11}S_1 + a_{12}S_2 \quad (2.10)$$

$$X_2(t) = a_{21}S_1 + a_{22}S_2 \quad (2.11)$$

โดยที่  $a_{11}$ ,  $a_{12}$ ,  $a_{21}$  และ  $a_{22}$  คือพารามิเตอร์ที่มีค่าขึ้นอยู่กับระยะห่างระหว่างไมโครโฟนและผู้พูด จะเป็นประโยชน์อย่างมากถ้าหากสามารถสร้าง (Reconstruction) สัญญาณเสียงของผู้พูดทั้งสอง ( $S_1$  และ  $S_2$ ) กลับคืนมาจากสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากไมโครโฟนทั้งสองตัว ( $X_1$  และ  $X_2$ ) แต่ปัญหาคือสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากไมโครโฟนเกิดจากการผสมกันของสัญญาณเสียงสองแหล่งที่มีระยะห่างระหว่างต้นกำเนิดและจุดรับต่างกัน ซึ่งปัญหาแบบนี้ถูกเรียกว่า Cocktail Party Problem



ภาพประกอบ 2-18 Cocktail Party Problem[26]



ภาพประกอบ 2-19 สัญญาณที่สร้างกลับขึ้นจากการประมาณค่า  $a_{ij}$ [26]



เมื่อลองมองภาพว่าสัญญาณเสียงจากไมโครโฟนคือสัญญาณ FECG ที่วัดได้จากบริเวณหน้าท้องของมารดา ก็น่าจะสามารถใช้เทคนิคไอซีเอ (ICA) ในการสร้างหรือแยกองค์ประกอบต่าง ๆ ที่รวมกันอยู่กลับออกได้ และหากรู้ว่าองค์ประกอบไหนเกิดขึ้นมาจากสิ่งรบกวนที่ไม่ต้องการเช่นสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ก็สามารถที่จะกำจัดองค์ประกอบนั้นทิ้งแล้วรวมองค์ประกอบที่เหลือกลับเป็นสัญญาณ FECG ที่ปราศจากองค์ประกอบที่ไม่พึงประสงค์ได้

### 2.3.5.2 นิยามของไอซีเอ (ICA)

เนื่องจากสมการ(2.10) และ (2.11) ถ้าตัดเรื่องของเวลา ( $t$ ) ในสมการออกไป และสมมุติว่ามีจำนวนขององค์ประกอบที่อิสระจากกัน  $n$  องค์ประกอบ และให้  $s_k$  เป็นตัวแปรสุ่ม (Random Variable) จะได้สมการใหม่ดังนี้

$$X_j = a_{j1}S_1 + a_{j2}S_2 + \dots + a_{jn}S_n, \text{ for all } j \quad (2.12)$$

และถ้าเขียนสมการ (2.12) ในรูปแบบของเวกเตอร์เมตริก (Vector-Matrix) จะได้ดังนี้

$$\mathbf{X} = \mathbf{A}\mathbf{S} \quad (2.13)$$

โดยที่  $\mathbf{A}$  เป็นเมตริกของสมาชิก  $a_{ij}$  และ  $\mathbf{X}$  เป็นแรนดอมเวกเตอร์ (Random Vector) ที่มีสมาชิกเป็นสัญญาณผสม  $X_1, \dots, X_n$  และ  $\mathbf{S}$  เป็นเวกเตอร์  $S_1, \dots, S_n$  โดยทั้งหมดจะเป็นคอลัมน์เวกเตอร์ในแนวตั้ง (Column Vector) สมการ (2.13) จะถูกเรียกว่าโมเดลไอซีเอ

ทฤษฎีของไอซีเอคือการสังเกต  $\mathbf{X}$  ภายใต้สมมุติฐานที่เป็นไปได้เพื่อประมาณค่าของ  $\mathbf{A}$  และ  $\mathbf{S}$  โดยสมมุติฐานแรกคือสมมุติว่าแต่ละองค์ประกอบ  $S_j$  มีความเป็นอิสระต่อกันในทางสถิติ (Statistically Independent) ซึ่งจะอธิบายในหัวข้อต่อไปในเรื่องของสมมุติฐานนี้สามารถจะประมาณค่า  $\mathbf{A}$  ได้อย่างไรและถ้าให้ส่วนกลับ (Inverse) ของ  $\mathbf{A}$  เท่ากับ  $\mathbf{W}$  จะได้สมการดังต่อไปนี้

$$\mathbf{S} = \mathbf{W}\mathbf{X} \quad (2.14)$$

### 2.3.5.3 หลักการประมาณค่าของไอซีเอ

ทฤษฎีเซนทรัลลิมิต (Central Limit) ในทางสถิติกล่าวไว้ว่า ผลรวมของตัวแปรอิสระ (Independent Random Variables) จะมีแนวโน้มของการกระจายเป็นแบบเกาส์เซียน

(Gaussian Distribution) ภายใต้งเงื่อนไขที่แน่นอน ดังนั้นโดยปกติทั่วไปผลรวมของตัวแปรอิสระสองตัวจะมีการกระจาย (Distribution) ที่มีคุณสมบัติคล้ายเกาส์เซียน (Gaussian) มากกว่าการกระจายของตัวแปรอิสระแต่ละตัวและถ้ายังมีจำนวนของตัวแปรอิสระมากขึ้นผลรวมของตัวแปรเหล่านี้ก็จะยังมีการกระจายเป็นแบบเกาส์เซียนมากยิ่งขึ้น

จากสมการ (2.13) สมมติว่าทุกองค์ประกอบ  $S$  เป็นอิสระกันและมีการกระจายที่เหมือนกันในการประมาณค่า  $S$  จะต้องพิจารณาจากสมการที่ (2.14) ถ้าแทนสมการนี้ใหม่เป็น  $y = \mathbf{w}^T \mathbf{X}$  จะได้  $y = \sum_i (\mathbf{w}_i X_i)$  โดยที่  $w$  เป็นหนึ่งในแถว (Row) ของ  $\mathbf{W}$  แล้วสมการผลรวม (Linear Combination) นี้ควรจะเท่ากับองค์ประกอบอิสระ  $S$  ตัวใดตัวหนึ่งซึ่งจากสมการก็คือค่า  $y$  และจากหลาย ๆ สมการที่กล่าวข้างต้นสามารถแปลงรูปได้เป็น  $y = \mathbf{w}^T \mathbf{X} = \mathbf{w}^T \mathbf{S}$  เมื่อให้  $\mathbf{z} = \mathbf{A}^T \mathbf{w}$

จากทฤษฎีเซนทรัลลิมิตที่บอกว่าการกระจายของผลรวมของตัวแปรอิสระจะมีความเป็นเกาส์เซียนมากกว่าของตัวแปรอิสระแต่ละตัว ซึ่งก่อนหน้านั้นได้สมมติให้ตัวแปรทุกตัวมีการกระจายที่เหมือนกัน ดังนั้นหากสมการทำให้การกระจายของผลรวมดังกล่าวมีความเป็นเกาส์เซียนน้อยที่สุดแล้ว ก็จะอนุมานได้ว่าผลรวมดังกล่าวนี้มีค่าเท่ากับตัวแปรอิสระตัวใดตัวหนึ่งซึ่งถ้าดูจากสมการ  $y = \mathbf{z}^T \mathbf{S}$  แล้วจะทำให้  $y$  มีค่าเท่ากับ  $S$  ตัวใดตัวหนึ่งนั้น จะต้องทำให้  $y$  มีความเป็นเกาส์เซียนที่น้อยที่สุดซึ่งทำได้โดยหาเวกเตอร์  $\mathbf{w}$  ที่ไม่มีความเป็นเกาส์เซียนมากที่สุดนั่นเอง ซึ่งต่อไปจะเป็นการหาเวกเตอร์  $\mathbf{w}$  ที่ไม่มีความเป็นเกาส์เซียนน้อยที่สุด ซึ่งการจะรู้ความเป็นเกาส์เซียนมากน้อยแค่ไหนจำเป็นต้องมีวิธีการวัดซึ่งมีวิธีการทางสถิติ (Statistic) และทฤษฎีข้อมูล (Theorem Information) โดยมากแล้วการทำให้  $\mathbf{w}$  มีค่าความเป็นเกาส์เซียนอย่างที่ต้องการจะใช้วิธีการปรับค่าเข้าไปเรื่อย ๆ (Adjusting และ Looping) คล้าย ๆ กับการปรับค่าน้ำหนัก (Weight) ของระบบนิเวศน์เน็ตเวิร์ก (Neural Network)

## 2.4 ตัววัดประสิทธิภาพ (Performance Indicator)

**2.4.1 Signal-to-Noise Ratio (SNR)** [27] คือ อัตราส่วนระหว่างสัญญาณจริงต่อสัญญาณรบกวน มีหน่วยเป็นเดซิเบล (dB) ตามสมการดังต่อไปนี้

$$\text{SNR} = \frac{P_{\text{signal}}}{P_{\text{noise}}} = \frac{A_{\text{signal}}^2}{A_{\text{noise}}^2} \quad (2.15)$$

$$SNR_{dB} = 10 \log_{10} \frac{P_{\text{signal}}}{P_{\text{noise}}} = P_{\text{signal},dB} - P_{\text{noise},dB} \quad (2.16)$$

$$SNR_{dB} = 10 \log_{10} \frac{A_{\text{signal}}^2}{A_{\text{noise}}^2} = 20 \log_{10} \frac{A_{\text{signal}}}{A_{\text{noise}}} \quad (2.17)$$

$$SNR_{dB} = 10 \log_{10} \frac{\sum_{i=1}^n |FECG|^2}{|Noise|^2} \quad (2.18)$$

เมื่อ P มีค่าเป็นกำลังไฟฟ้า มีหน่วยเป็นวัตต์ (Watt) และ A คือค่าของแอมพลิจูดของสัญญาณ จึงทำให้ในงานวิจัยชิ้นนี้ได้เลือกค่า SNR ในสมการที่ (2.18) มาเป็นตัวชี้วัดประสิทธิภาพอัลกอริทึมในการกำจัดสัญญาณรบกวนที่เข้ามาปะปนสัญญาณ FECG เนื่องจากได้มีการใช้สมการที่ (2.18) อย่างแพร่หลายในการหาค่า SNR ในการวัดอัตราการเต้นหัวใจของทารก

## บทที่ 3

### การทดลอง

บทนี้จะกล่าวถึงวิธีการดำเนินการในการทำวิทยานิพนธ์ โดยสามารถแบ่งหัวข้อ ออกเป็น 3 หัวข้อดังนี้ 1) สัญญาณที่นำมาทำการทดลอง 2) การออกแบบโปรแกรม LabVIEW เพื่อใช้ในการแสดงสัญญาณ AECG, MECG, FECG และค่า SNR 3) หน้าต่างการแสดงผลของโปรแกรม LabVIEW

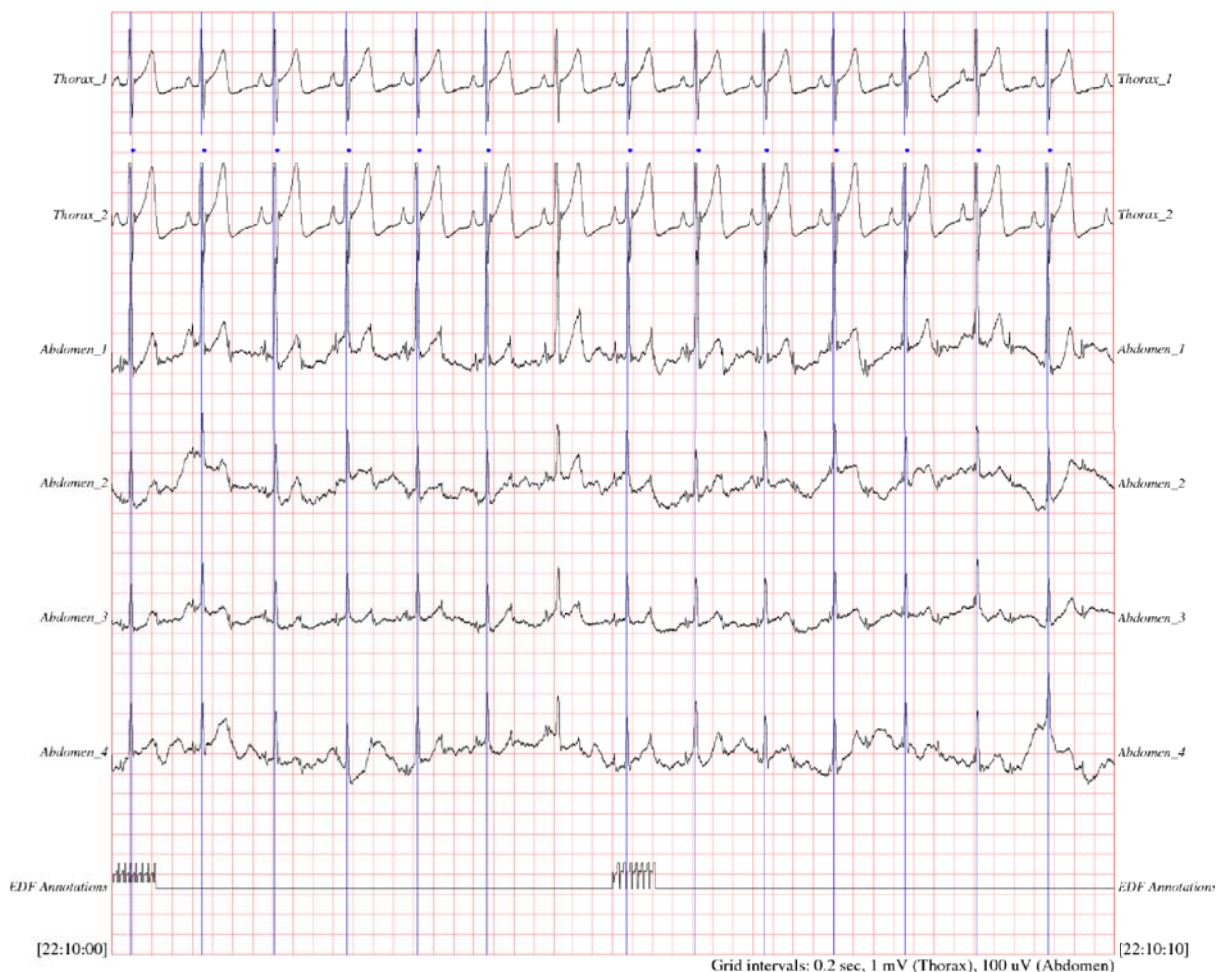
#### 3.1 สัญญาณที่นำมาทำการทดลอง

สัญญาณที่นำมาทำการทดลอง ได้นำมาจาก [www.physionet.org](http://www.physionet.org) ซึ่งเป็นเว็บไซต์ฐานข้อมูลทางด้านสัญญาณเกี่ยวกับสรีรวิทยา เป็นสัญญาณที่มีชื่อว่า Non-Invasive Fetal ECG Database จำนวน 54 ชุดข้อมูลแต่ละชุดข้อมูลประกอบด้วย 6 ช่องสัญญาณด้วยกัน ได้แก่ ช่องสัญญาณที่ 1 และ 2 เป็นสัญญาณที่วัดได้จากการติดอิเล็กโทรดบริเวณหน้าอก ซึ่งก็คือสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของมารดา (Maternal Electrocardiogram, MECG) ช่องสัญญาณที่ 3, 4, 5 และ 6 เป็นสัญญาณที่วัดได้จากบริเวณหน้าท้องของมารดา คือสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบริเวณหน้าท้อง (Abdominal Electrocardiogram, AECG) ดังแสดงในภาพประกอบ 3-1

##### 3.1.1 สมมติฐาน

3.1.1.1 สัญญาณที่วัดได้จากบริเวณหน้าท้องของมารดา (AECG) นั้น เกิดมาจากการรวมตัวกันของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทารกในครรภ์ (FECG) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของมารดา (MECG) สัญญาณรบกวนที่เกิดจากการบีบตัวของมดลูก สัญญาณรบกวนจากกล้ามเนื้อของมารดาขณะมีการวัด, สัญญาณรบกวนจากอิเล็กโทรดรวมถึงสัญญาณรบกวนจากสายไฟฟ้าที่ต่อเข้ากับเครื่องมือวัดชนิดต่าง ๆ เป็นต้น

3.1.1.2 จากสัญญาณที่นำมาทดลองนั้นมีเฉพาะสัญญาณ MECG และสัญญาณ AECG จึงทำให้สัญญาณรบกวนที่นำมาใช้ในการทดลองมีเฉพาะสัญญาณ MECG เท่านั้น



ภาพประกอบ 3-1 สัญญาณที่นำมาทดสอบจาก [www.physionet.org](http://www.physionet.org) [28]

เมื่อสัญญาณ Thorax\_1 และ Thorax\_2 คือ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของมารดา (MECG) และสัญญาณ Abdomen\_1, Abdomen\_2, Abdomen\_3 และ Abdomen\_4 คือสัญญาณที่วัดได้จากบริเวณหน้าท้อง (AECG) ตามลำดับ

### 3.1.2 วิธีการทดลอง

3.1.2.1 นำอัลกอริธึมที่ได้ทำการเขียนขึ้นเพื่อทำการลดทอนสัญญาณรบกวนบนสัญญาณ FECG ทั้ง 7 รูปแบบมาทดสอบประสิทธิภาพก่อนนำไปใช้งานกับสัญญาณจริง

3.1.2.2 นำสัญญาณ AECG มาทำการลดทอนสัญญาณรบกวนให้เหลือเพียงสัญญาณ FECG ด้วยตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไออาร์ (FIR filter)

3.1.2.3 นำสัญญาณ AECG มาทำการลดทอนสัญญาณรบกวนที่เหลือเพียงสัญญาณ FECG ด้วยตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) เป็นแบบ Adaptive Noise Cancellation

3.1.2.4 นำสัญญาณ AECG มาทำการลดทอนสัญญาณรบกวนที่เหลือเพียงสัญญาณ FECG ด้วยการนำตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ (FIR filter) ใช้งานร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter)

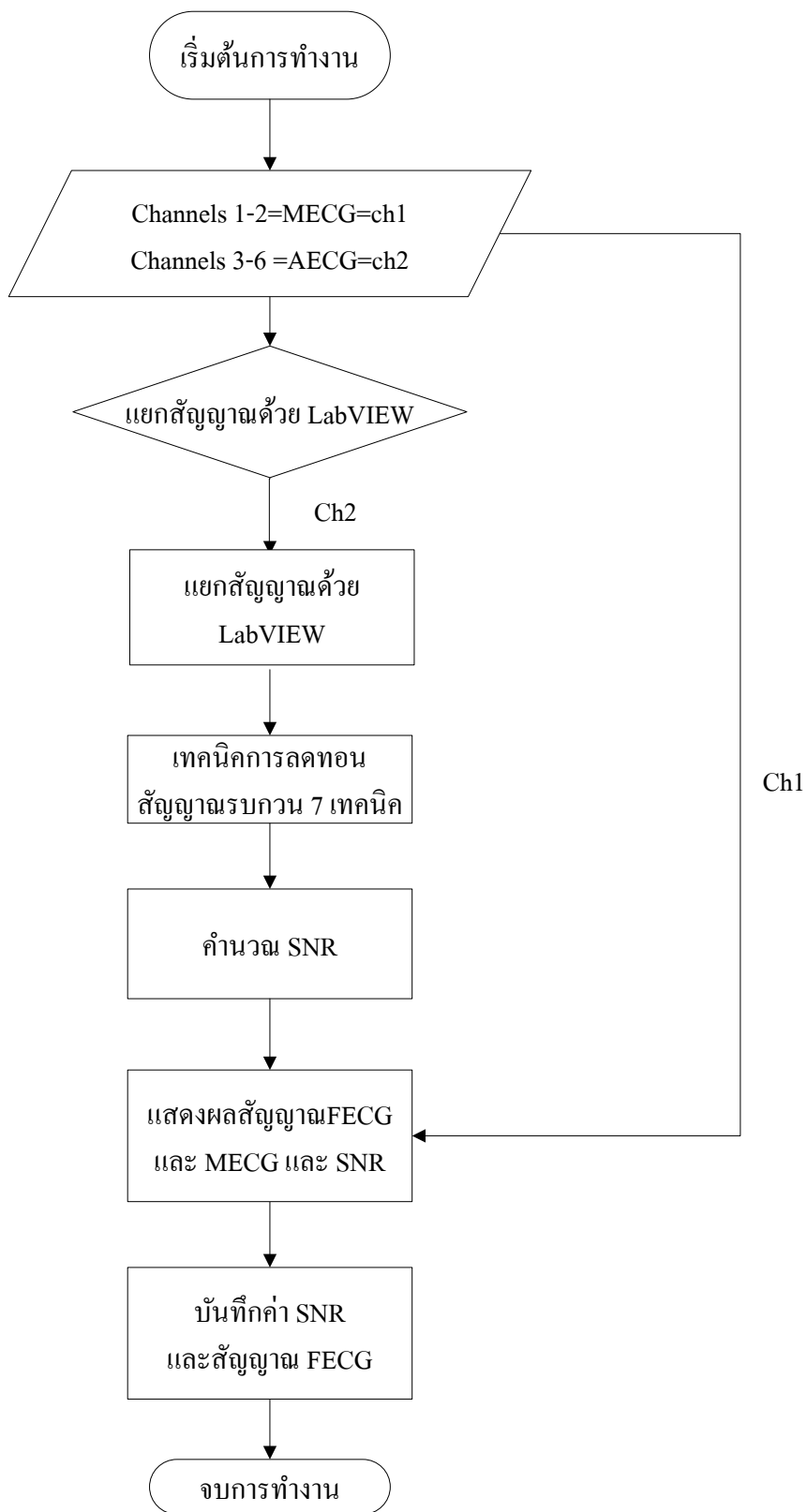
3.1.2.5 นำสัญญาณ AECG มาทำการลดทอนสัญญาณรบกวนที่เหลือเพียงสัญญาณ FECG ด้วยการนำตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ (FIR filter) ใช้งานร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) แต่ทำการสลับตำแหน่งการวางตัวกรองสัญญาณรบกวนให้ตรงข้ามกับข้อ 3.1.2.3

3.1.2.6 สัญญาณ AECG มาทำการลดทอนสัญญาณรบกวนที่เหลือเพียงสัญญาณ FECG ด้วยการนำตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) 2 ตัวมาใช้งานร่วมกัน

3.1.2.7 นำสัญญาณ AECG มาทำการวัดคุณสมบัติความเป็นเกาส์เซียน (Gaussian)

3.1.2.8 นำสัญญาณ AECG มาทำการลดทอนสัญญาณรบกวนที่เหลือเพียงสัญญาณ FECG ด้วยการนำตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ (FIR filter) ใช้งานร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) และการวิเคราะห์ห้่องค์ประกอบหลัก (Principal Component Analysis,PCA)

3.1.2.9 นำสัญญาณ AECG มาทำการลดทอนสัญญาณรบกวนที่เหลือเพียงสัญญาณ FECG ด้วยการนำตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ (FIR filter) ใช้งานร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) และการวิเคราะห์ห้่องค์ประกอบอิสระ (Independent Component Analysis,ICA)

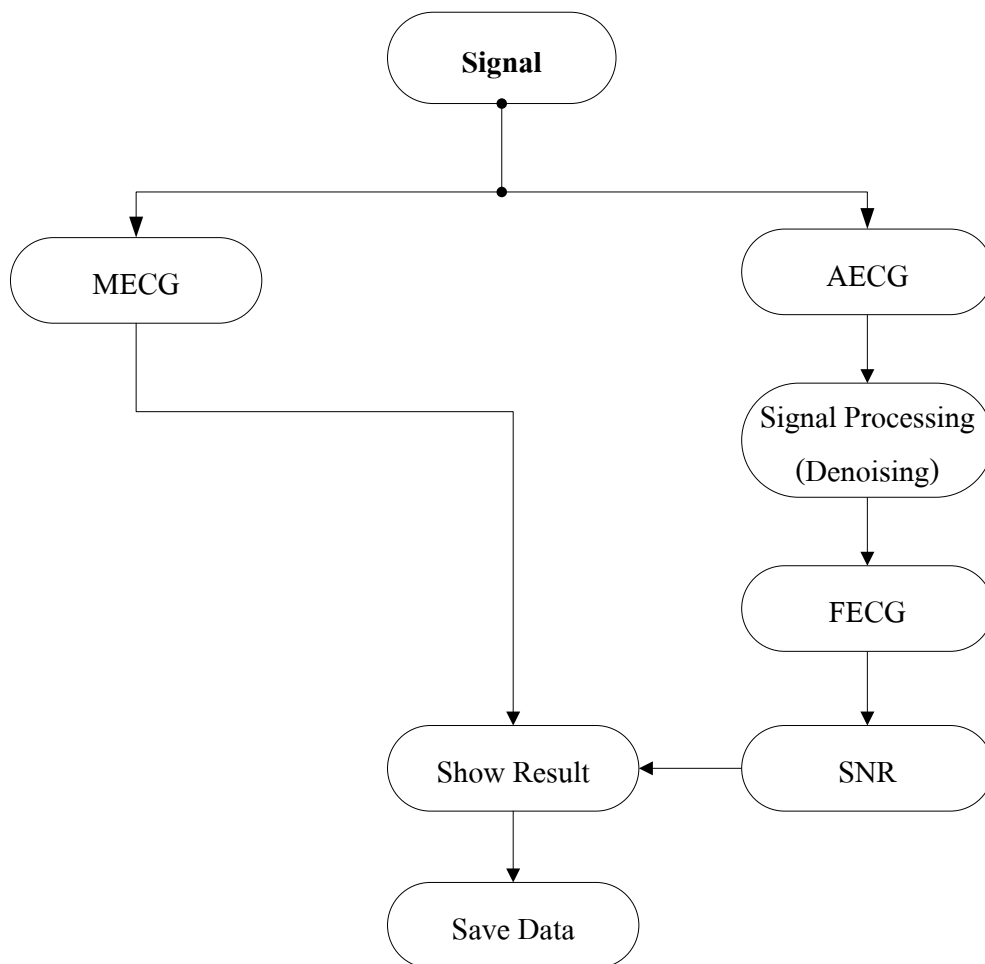


ภาพประกอบ 3-2 แผนภูมิการทำงานการลดทอนสัญญาณรบกวนบนสัญญาณ FCG

โดยเทคนิคการลดทอนสัญญาณรบกวนที่ใช้ในการทดลองมีดังต่อไปนี้

- ตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไฟอาร์ (FIR filter)
- ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter)
- นำตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไฟอาร์และตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองมาใช้งานร่วมกัน
- สลับตำแหน่งระหว่างตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองและตัวกรองแบบเฟอไฟอาร์
- ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง 2 ตัวใช้งานร่วมกัน
- นำตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไฟอาร์ ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองและการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principal Component Analysis) มาใช้งานร่วมกัน
- นำตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไฟอาร์ ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองและการวิเคราะห์องค์ประกอบอิสระ (Independent Component Analysis) มาใช้งานร่วมกัน ตามลำดับ





ภาพประกอบ 3-3 บล็อกไดอะแกรมการทำงานการลดทอนสัญญาณรบกวนบนสัญญาณ FEKG

จากภาพประกอบ 3-3 สามารถอธิบายการทำงานของระบบโดยรวมที่ทำงานบนโปรแกรม LabVIEW ได้ดังต่อไปนี้

- *Signal* หรือสัญญาณที่นำมาทำการลดทอนสัญญาณรบกวน โดยสัญญาณในส่วนนี้มีทั้งหมด 6 ช่องสัญญาณที่ประกอบด้วยสัญญาณ MEKG 2 ช่องสัญญาณและอีก 4 ช่องสัญญาณที่เหลือคือสัญญาณ AECG ที่จะนำมาลดทอนสัญญาณรบกวนเพื่อให้ได้สัญญาณ FEKG
- *MEKG* และ *AECG* ทั้งสองสัญญาณนี้ได้มาจากการแยกสัญญาณ AECG ออกมาแล้วนำสัญญาณ AECG ที่ได้ไปลดทอนสัญญาณรบกวนในลำดับต่อไป

- *Signal Processing (Denoising)* เป็นกระบวนการของการลดทอนสัญญาณรบกวนที่ไม่ต้องการออก โดยในที่นี้ได้นำสัญญาณ AECG มาทำการลดทอนสัญญาณรบกวนออกเพื่อให้ได้สัญญาณ FECG ตามที่ต้องการ
- *SNR* เมื่อได้สัญญาณ FECG ที่ต้องการแล้ว จากนั้นจึงทำการวัดประสิทธิภาพของชุดอัลกอริทึมที่ใช้ในการลดทอนสัญญาณรบกวน โดยจะใช้ค่า SNR ซึ่งเป็นค่ามาตรฐานในการวัดประสิทธิภาพของอัลกอริทึม
- *Show Result และ Save Data* หลังจากได้สัญญาณ FECG ที่ต้องการและทำการคำนวณค่า SNR แล้วจึงทำการแสดงค่าและรูปสัญญาณผ่านหน้าจอกอมพิวเตอร์ จากนั้นจึงทำการบันทึกค่าและรูปแบบของสัญญาณ FECG เพื่อเก็บไว้เป็นฐานข้อมูลและนำไปใช้ในการประเมินคุณภาพของทารกในครรภ์ในลำดับต่อไป

### 3.2 การออกแบบโปรแกรม LabVIEW เพื่อใช้ในการแสดงสัญญาณ AECG, MEGG, FECG และค่า SNR

โปรแกรม LabVIEW ที่ทำการออกแบบจะสามารถแบ่งออกเป็น 2 ส่วนด้วยกันคือ ส่วนแรกเป็นส่วนของการนำสัญญาณ AECG มาทำการลดทอนสัญญาณรบกวนให้เหลือเฉพาะสัญญาณ FECG และการเก็บข้อมูล ส่วนที่สองเป็นส่วนของการคำนวณหาค่า SNR

#### 3.2.1 การนำสัญญาณ AECG มาทำการลดทอนสัญญาณรบกวน, วัดประสิทธิภาพ (SNR) และการบันทึกค่าสัญญาณ

ขั้นตอนนี้จะบอกถึงวิธีการนำสัญญาณ AECG เข้าสู่ระบบการลดทอนสัญญาณรบกวน เพื่อแสดงผลในโปรแกรมที่ออกแบบ ขั้นตอนการทำงานสามารถอธิบายได้ดังต่อไปนี้

##### 3.2.1.1 นำสัญญาณ AECG มาแสดงผลทางหน้าจอของโปรแกรม LabVIEW

3.2.1.2 สัญญาณที่โปรแกรม LabVIEW อ่านนั้นมีทั้งหมด 2 ชนิดสัญญาณด้วยกันคือสัญญาณ AECG และสัญญาณ MEGG จากนั้นจึงนำสัญญาณทั้ง 2 ชนิด มาทำการกรองและแยกองค์ประกอบของสัญญาณให้เหลือเพียงสัญญาณ FECG ที่แฝงอยู่ในสัญญาณ AECG เพียงสัญญาณเดียว ซึ่งจะทำให้การทดสอบประสิทธิภาพตัวกรองสัญญาณรบกวนชนิดต่าง ๆ

3.2.1.3 นำสัญญาณ AECG มาทดสอบประสิทธิภาพการกรองด้วยการวัดค่าและแยกองค์ประกอบต่าง ๆ ด้วยตัวกรองแบบเฟอไออาร์ (FIR filter) ในขั้นตอนนี้ได้กำหนดค่าพารามิเตอร์ไว้ดังนี้ FIR filter เป็นชนิด lowpass filter ที่มีค่าความถี่ขอบเขตช่วงต่ำ (Low Cutoff Frequency) เท่ากับ 0.01 เฮิรตซ์, ความถี่ขอบเขตช่วงสูง (High Cutoff Frequency) เท่ากับ 100 เฮิรตซ์, ความถี่ในการชักตัวอย่าง (Sampling Frequency) เท่ากับ 1,000 เฮิรตซ์ และค่า Taps = 1024

3.2.1.4 นำสัญญาณ AECG มาทดสอบประสิทธิภาพการกรองและแยกองค์ประกอบต่าง ๆ ด้วยตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) ซึ่งเป็นประเภทการกำจัดสัญญาณปะปนแบบปรับตัวเอง (Adaptive Noise Cancellation) ในขั้นตอนนี้ได้กำหนดค่าพารามิเตอร์ไว้ดังนี้ค่า Filter Length =  $2^{16} = 65,536$  และ Step Size = 0.1

3.2.1.5 นำสัญญาณ AECG ทดสอบประสิทธิภาพการกรองและแยกองค์ประกอบต่าง ๆ โดยนำตัวกรองแบบเฟอไออาร์ (FIR filter) มาใช้งานร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) เป็นชนิดของการกำจัดสัญญาณปะปนแบบปรับตัวเอง (Adaptive Noise Cancellation)

3.2.1.6 จากข้อ 3.2.1.5 ทำการสลับตำแหน่งระหว่างตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไออาร์ (FIR filter) และตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) เป็นชนิดของการกำจัดสัญญาณปะปนแบบปรับตัวเอง (Adaptive Noise Cancellation)

3.2.1.7 สัญญาณ AECG ทดสอบประสิทธิภาพการกรองและแยกองค์ประกอบต่าง ๆ โดยนำตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) เป็นชนิดของการกำจัดสัญญาณปะปนแบบปรับตัวเอง (Adaptive Noise Cancellation) 2 ตัวมาใช้งานร่วมกัน

3.2.1.8 นำสัญญาณ AECG ทดสอบประสิทธิภาพการกรองและแยกองค์ประกอบต่าง ๆ ด้วยตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) โดยนำตัวกรองแบบเฟอไออาร์ (FIR filter) มาใช้งานร่วมกับการกำจัดสัญญาณปะปนแบบปรับตัวเอง (Adaptive Noise Cancellation) และการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principal Component Analysis, PCA)

3.2.1.9 นำสัญญาณ AECG ทดสอบประสิทธิภาพการกรองและแยกองค์ประกอบต่าง ๆ ด้วยตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) โดยนำตัวกรองแบบเฟอไออาร์

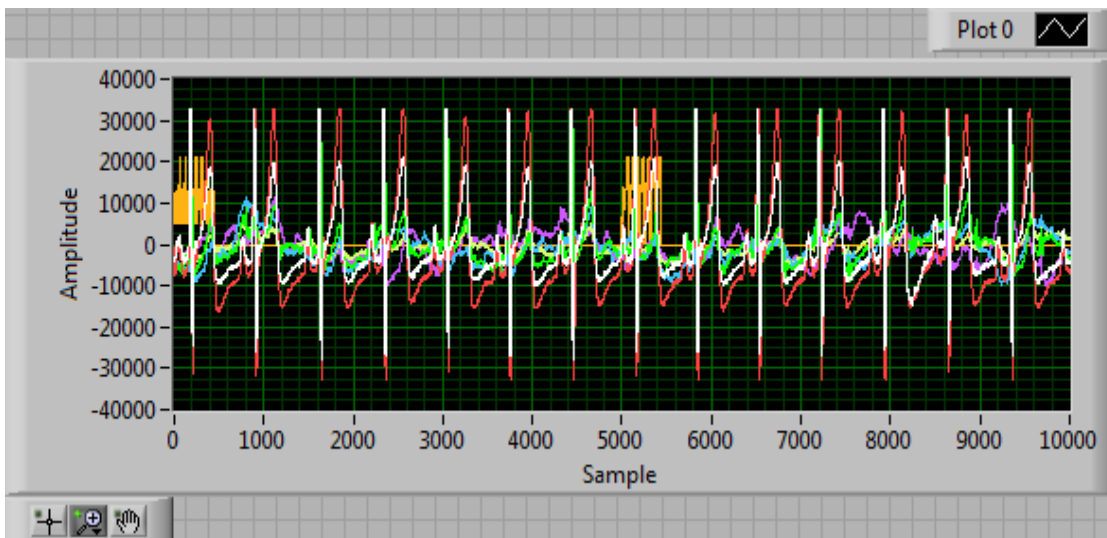
(FIR filter) มาใช้งานร่วมกับการกำจัดสัญญาณปะปนแบบปรับตัวเอง (Adaptive Noise Cancellation) และการวิเคราะห์องค์ประกอบอิสระ (Independent Component Analysis, ICA)

3.2.1.10 เมื่อได้สัญญาณในหัวข้อที่ 3.2.1.3, 3.2.1.4, 3.2.1.5, 3.2.1.6, 3.2.1.7, 3.2.1.8 และ 3.2.1.9 นำสัญญาณที่ได้ไปวัดประสิทธิภาพของตัวกรองสัญญาณแต่ละประเภทด้วยการวัดจากค่า SNR และทำการบันทึกสัญญาณ FECG ที่ได้ทำการลดทอนสัญญาณรบกวนแล้ว

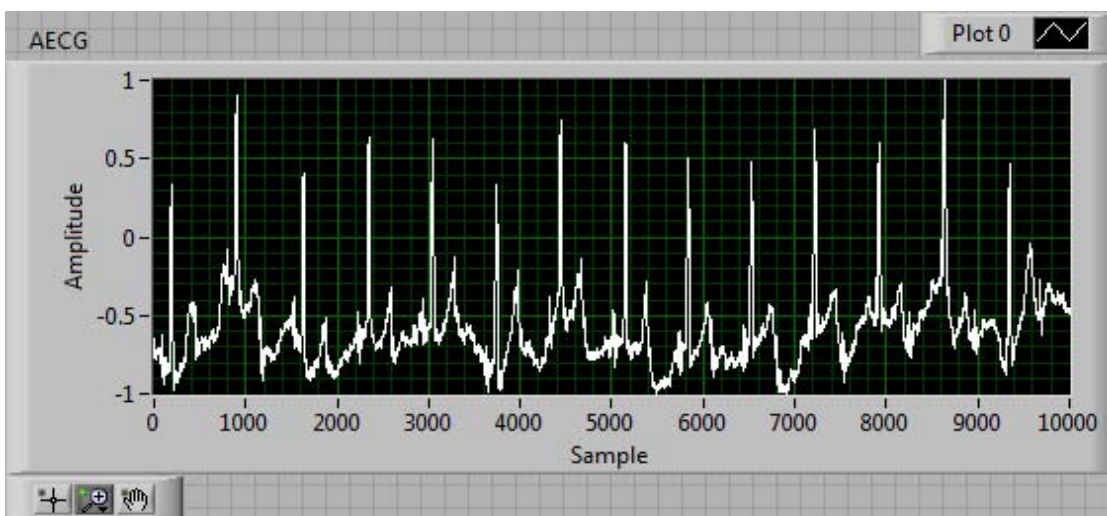
### 3.3 หน้าต่างการแสดงผลของโปรแกรม LabVIEW

หน้าต่างการแสดงผลของโปรแกรม LabVIEW แบ่งออกเป็น 6 หน้าต่างดังต่อไปนี้

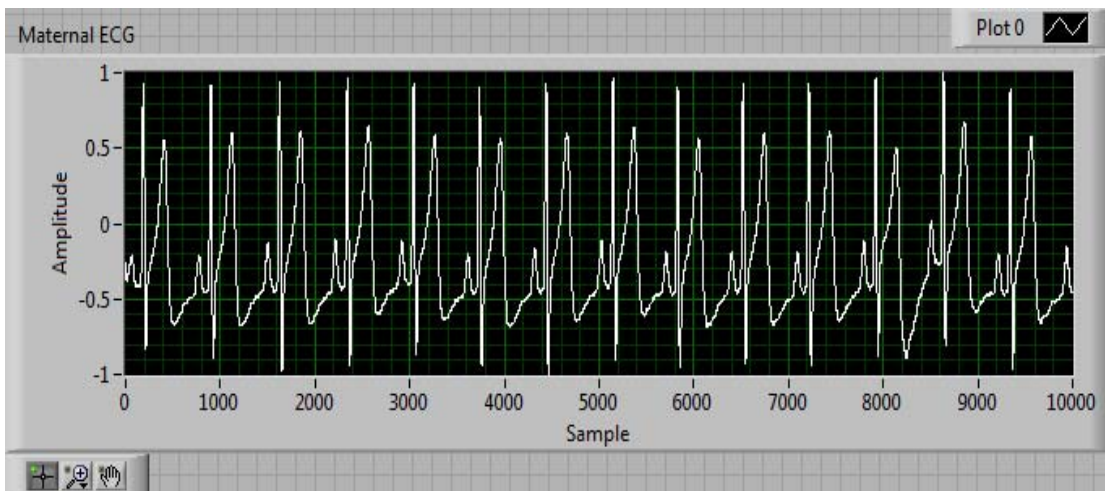
- หน้าต่างที่ 1 เป็นการแสดงสัญญาณ ECG รวมทั้ง 6 ช่องสัญญาณด้วยกัน ได้แก่ สัญญาณช่องที่ 1 และสัญญาณช่องที่ 2 เป็นสัญญาณ MECG และสัญญาณช่องที่ 3 ถึงสัญญาณช่องที่ 6 เป็นสัญญาณ AECG ดังภาพประกอบ 3-4
- หน้าต่างที่ 2 เป็นการแสดงสัญญาณ AECG ดังภาพประกอบ 3-5
- หน้าต่างที่ 3 เป็นการแสดงสัญญาณ MECG ดังภาพประกอบ 3-6
- หน้าต่างที่ 4 เป็นการแสดงผลของสัญญาณ FECG จากสัญญาณที่ได้จาก
- สัญญาณของหน้าต่างที่ 4 และผ่าน ICA ดังภาพประกอบ 3-7
- หน้าต่างที่ 6 เป็นการเรียกสัญญาณ FECG ที่ได้ทำการบันทึกสัญญาณมาแสดงผลในหน้าต่างที่ 6 ดังภาพประกอบ 3-8



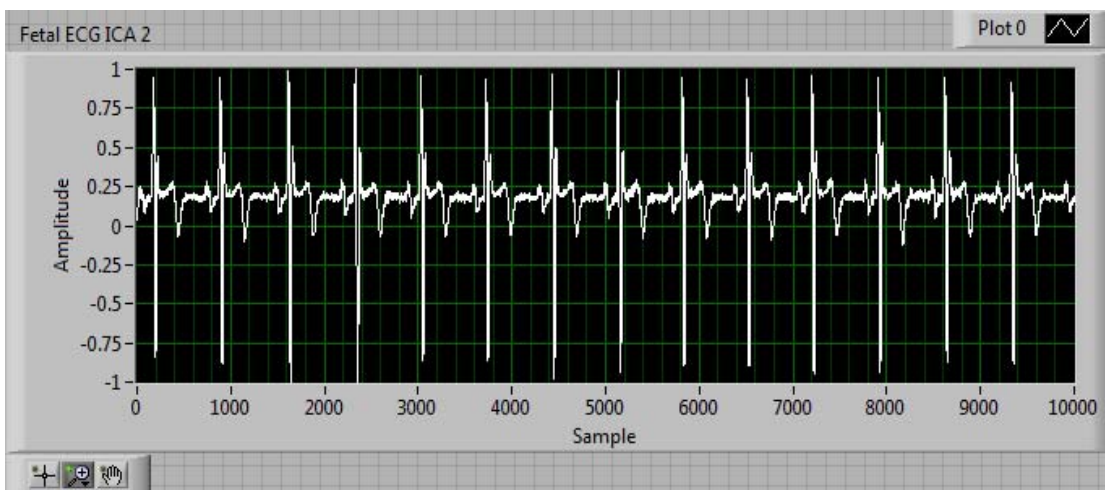
ภาพประกอบ 3-4 หน้าต่างแสดงสัญญาณ AECG 6 ช่องสัญญาณ



ภาพประกอบ 3-5 หน้าต่างแสดงสัญญาณ AECG



ภาพประกอบ 3-6 หน้าต่างแสดงสัญญาณ MECG



ภาพประกอบ 3-7 หน้าต่างแสดงสัญญาณ FECG หลังจากการลดทอนสัญญาณรบกวนแล้ว



ภาพประกอบ 3-8 หน้าต่างแสดงผลของสัญญาณ FECG และสัญญาณ MECG ที่ได้บันทึกค่าไว้

## บทที่ 4

### ผลการทดลอง

#### 4.1 ผลการทดสอบประสิทธิภาพการทำงานของอัลกอริทึมทั้ง 7 รูปแบบ

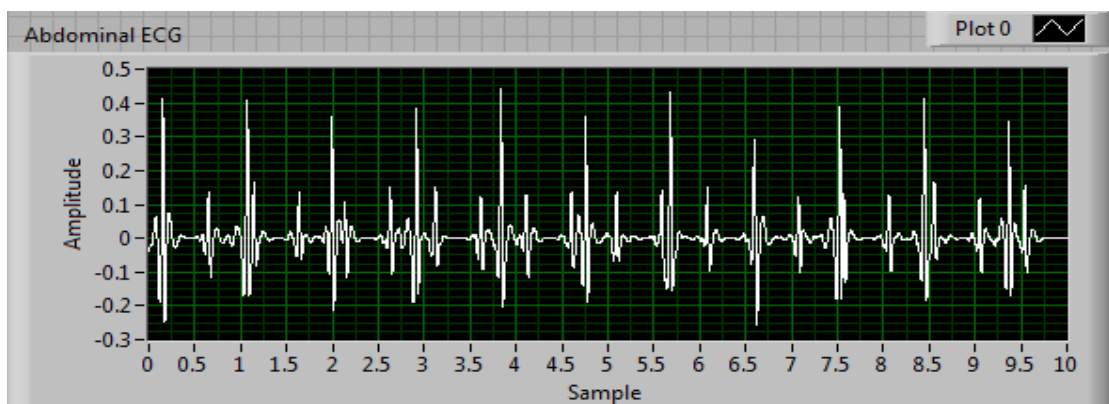
การทดลองในหัวข้อนี้ทำขึ้นเพื่อทดสอบประสิทธิภาพการทำงานของอัลกอริทึมทั้งหมด 7 รูปแบบก่อนจะนำไปใช้งานในทดสอบการลดทอนสัญญาณรบกวนจริงบนสัญญาณ FECG โดยจะใช้ค่า SNR ซึ่งเป็นค่ามาตรฐานและที่กำหนดอยู่ในรูปของพลังงานตามสมการที่ 4.1 เป็นตัวทดสอบประสิทธิภาพของอัลกอริทึมเหล่านี้ และสัญญาณที่นำมาทดสอบได้แก่สัญญาณ AECG และสัญญาณ MECG ที่ถูกสร้างขึ้นจากโปรแกรม LabVIEW

$$SNR_{dB} = 10 \log_{10} \frac{|FECG|^2}{|Noise|^2} \quad (4.1)$$

โดยที่  $SNR_{dB}$  = อัตราส่วนระหว่างสัญญาณจริงต่อสัญญาณรบกวน มีหน่วยเป็นเดซิเบล (dB)

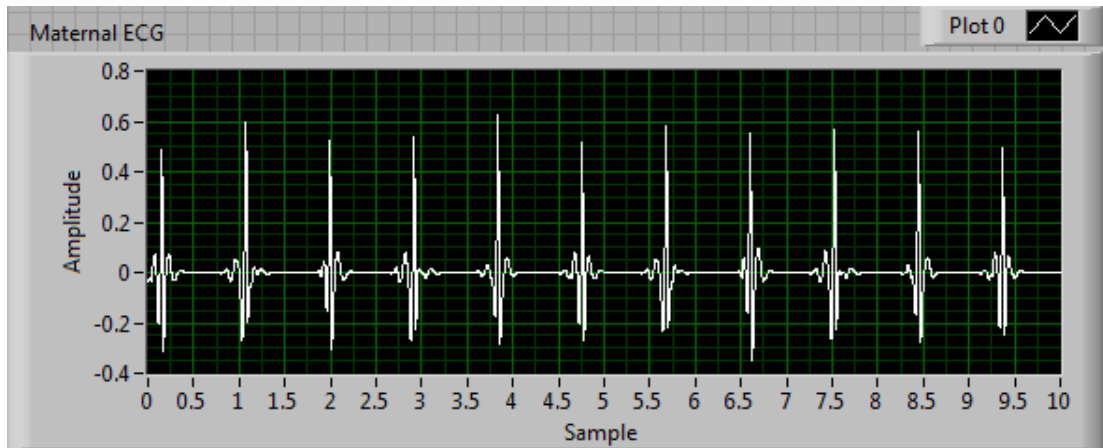
FECG = สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทารกในครรภ์

Noise = สัญญาณรบกวนต่าง ๆ ในขณะวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทารกในครรภ์ตรงบริเวณหน้าท้อง



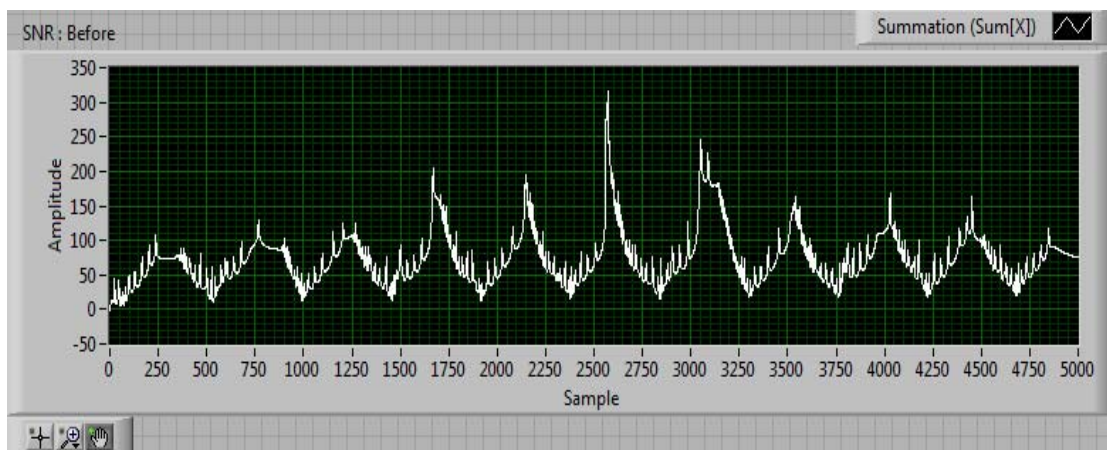
ภาพประกอบ 4-1 สัญญาณ AECG ที่สร้างขึ้นมาจากโปรแกรม LabVIEW



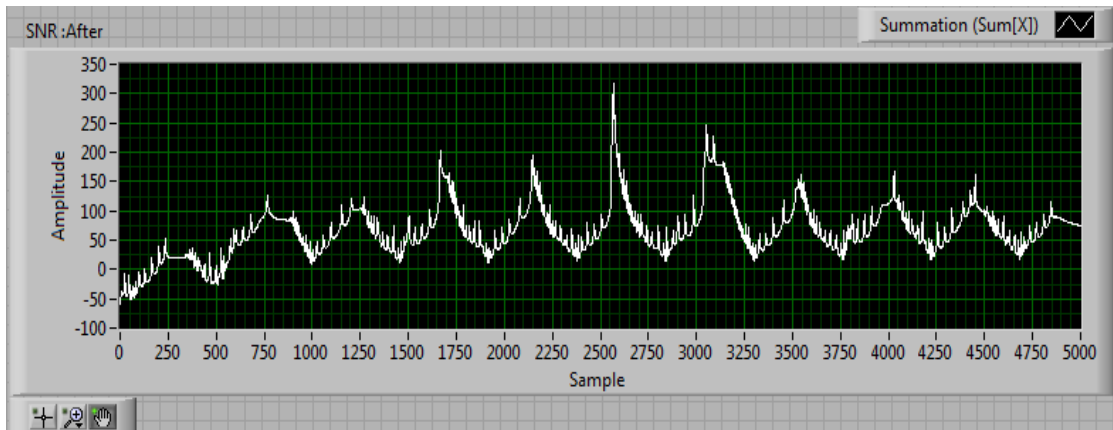


ภาพประกอบ 4-2 สัญญาณ MEEG ที่สร้างขึ้นจาก โปรแกรม LabVIEW

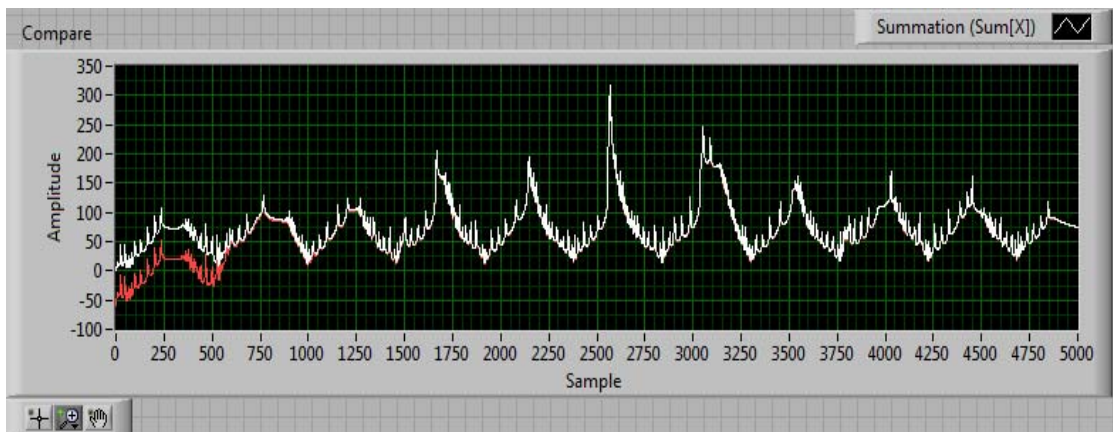
#### 4.1.1 ผลการทดสอบอัลกอริทึมชนิดตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ (FIR filter)



ภาพประกอบ 4-3 ค่า SNR วัดได้ก่อนการลดทอนสัญญาณรบกวน



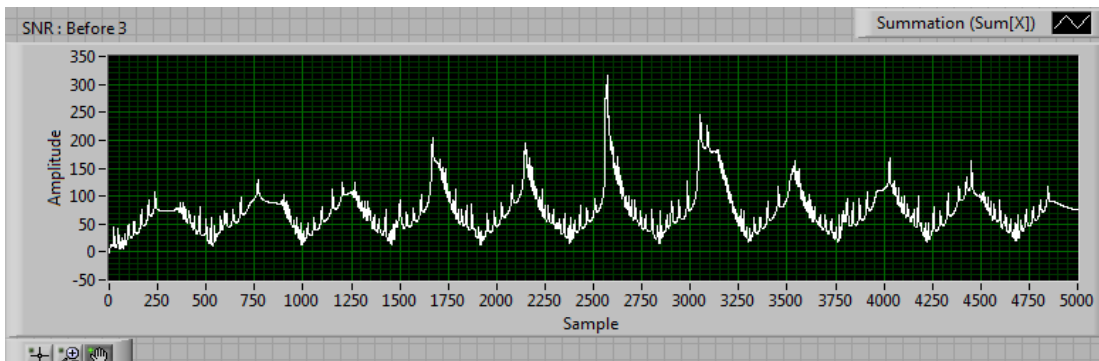
ภาพประกอบ 4-4 ค่า SNR วัดได้หลังการผ่านการลดทอนสัญญาณรบกวนแล้ว



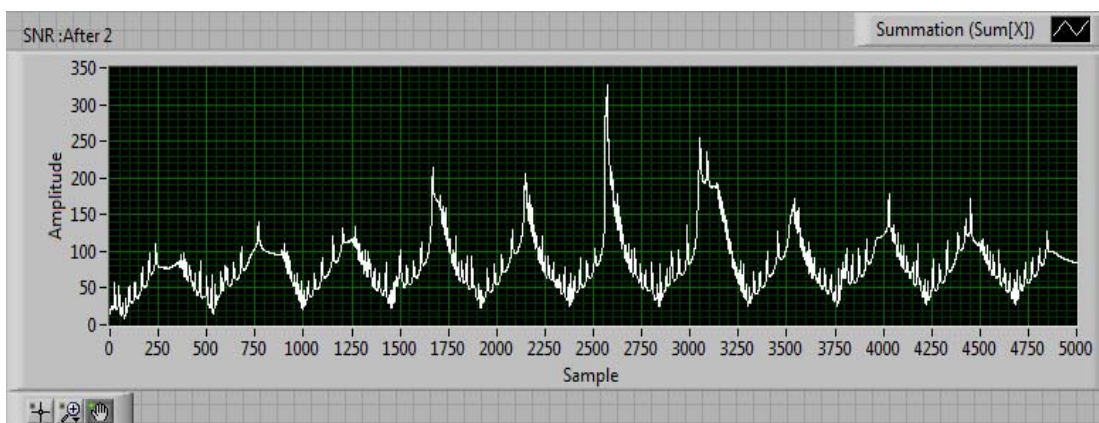
ภาพประกอบ 4-5 เปรียบเทียบค่า SNR ก่อนและหลังการลดทอนสัญญาณรบกวน

จากการทดลองอัลกอริทึมในชุดของตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไออาร์พบว่าสามารถนำอัลกอริทึมชุดนี้ไปใช้งานในการลดทอนสัญญาณรบกวนได้เนื่องจากเมื่อมองภาพประกอบ 4-5 ซึ่งได้นำกราฟค่า SNR ก่อนและหลังการลดทอนสัญญาณมาเปรียบเทียบกันพบว่าสัญญาณ SNR ทั้งก่อนและหลังนั้นมีการซ้อนทับกันเกือบแนบสนิทยกเว้นในช่วงแรกของกราฟ SNR เท่านั้นที่สังเกตเห็นได้ว่ากราฟ SNR ที่ได้จากการลดทอนสัญญาณรบกวนมีที่องคลื่นต่ำกว่ากราฟ SNR ก่อนการลดทอนสัญญาณรบกวนเพียงเล็กน้อย ซึ่งอาจจะส่งผลให้เมื่อนำอัลกอริทึมชุดนี้ไปใช้ลดทอนสัญญาณรบกวนบนสัญญาณ FECG ทำให้มีประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนได้ไม่ดีเท่าที่ควร

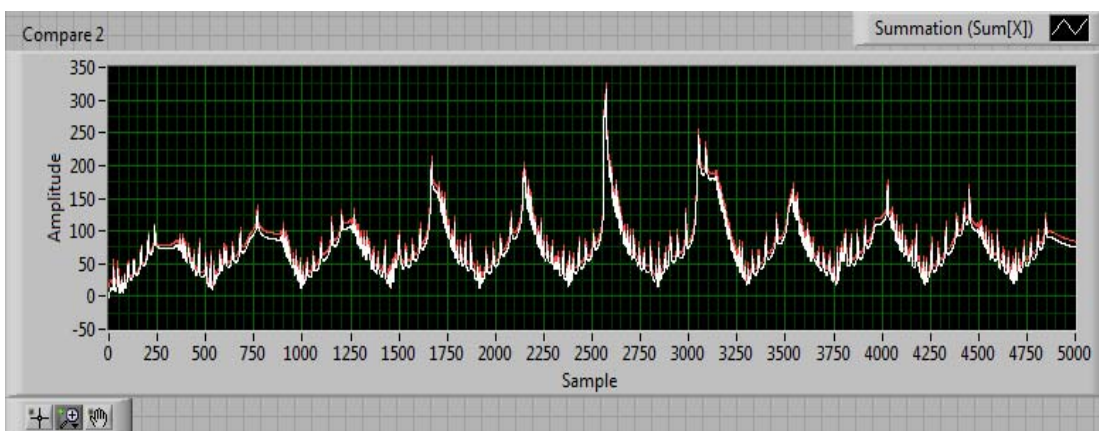
#### 4.1.2 ผลการทดสอบอัลกอริธึมชนิดตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter)



ภาพประกอบ 4-6 ค่า SNR วัดได้ก่อนการลดทอนสัญญาณรบกวน



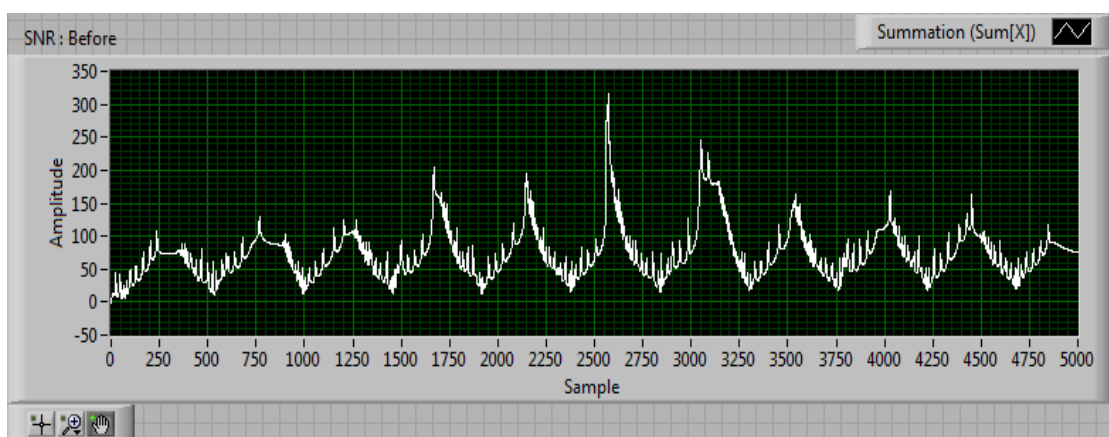
ภาพประกอบ 4-7 ค่า SNR วัดได้หลังการลดทอนสัญญาณรบกวน



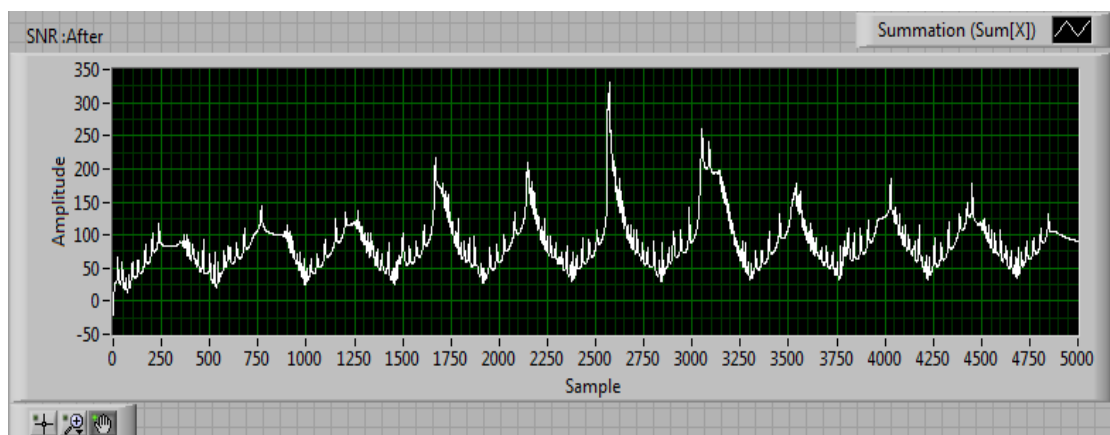
ภาพประกอบ 4-8 เปรียบเทียบค่า SNR ก่อนและหลังลดทอนสัญญาณรบกวน

จากการทดลองอัลกอริทึมในชุดของตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองพบว่าเมื่อเปรียบเทียบกราฟสัญญาณค่า SNR ทั้งก่อนและหลังการลดทอนสัญญาณรบกวนนั้นซ้อนทับกันซึ่งสามารถบ่งชี้ได้ว่าอัลกอริทึมชุดนี้สามารถนำไปใช้งานในส่วนของการลดทอนสัญญาณรบกวนได้จริง

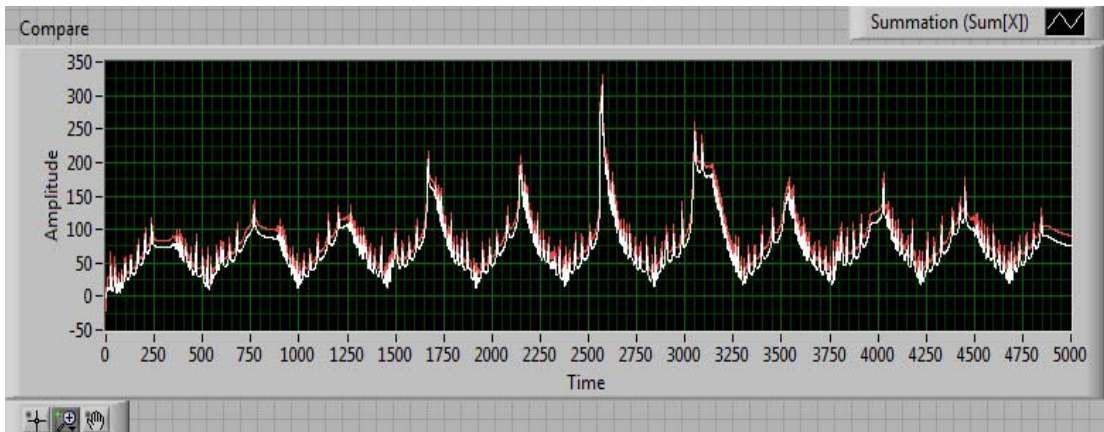
#### 4.1.3 ผลการทดสอบอัลกอริทึมชนิดการนำตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไออาร์และตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองมาใช้งานร่วมกัน



ภาพประกอบ 4-9 ค่า SNR วัดได้ก่อนการลดทอนสัญญาณรบกวน



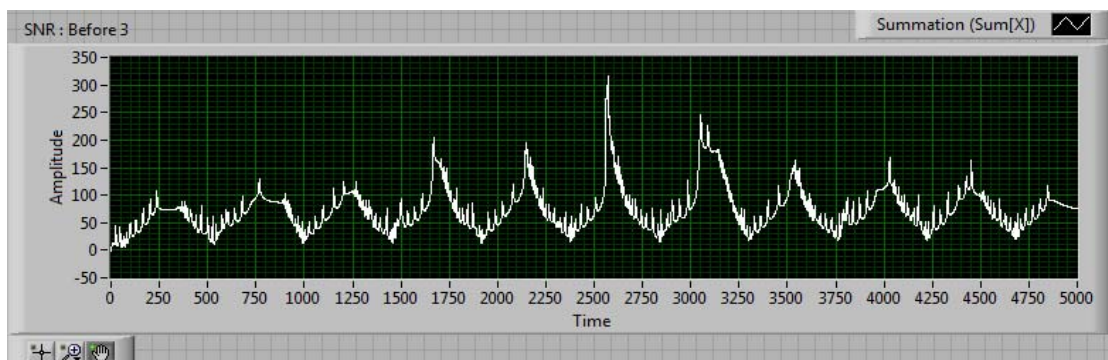
ภาพประกอบ 4-10 ค่า SNR วัดได้หลังการลดทอนสัญญาณรบกวน



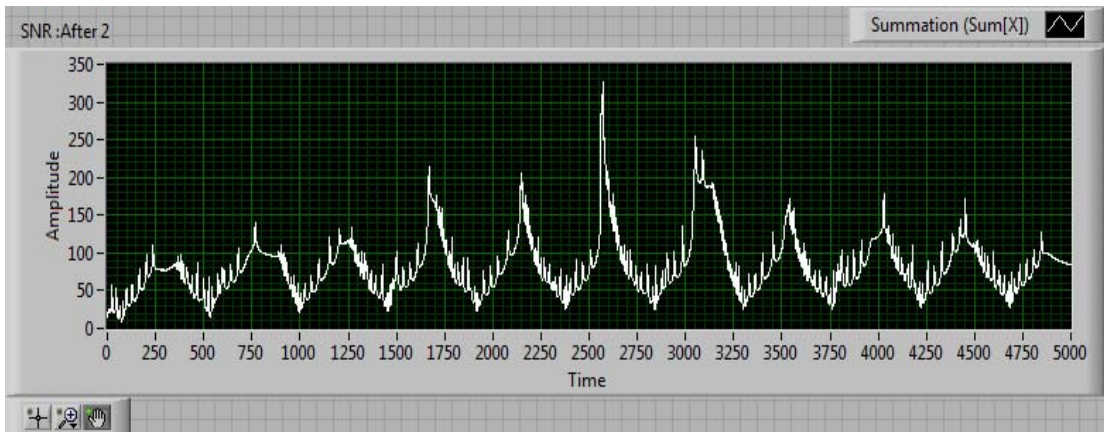
ภาพประกอบ 4-11 เปรียบเทียบค่า SNR ก่อนและหลังการลดทอนสัญญาณรบกวน

จากการทดลองอัลกอริทึมในชุดของการนำตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไออาร์และตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองมาใช้งานร่วมกันพบว่าเมื่อเปรียบเทียบกราฟของค่า SNR ทั้งก่อนและหลังการลดทอนสัญญาณรบกวนมีการซ้อนทับกันของสัญญาณ ซึ่งจะสอดคล้องกับสมมติฐานในเรื่องความสามารถของการลดทอนสัญญาณรบกวนของอัลกอริทึมชุดนี้คือสามารถนำไปใช้ร่วมกับสัญญาณจริงที่จะทำการลดทอนสัญญาณรบกวน

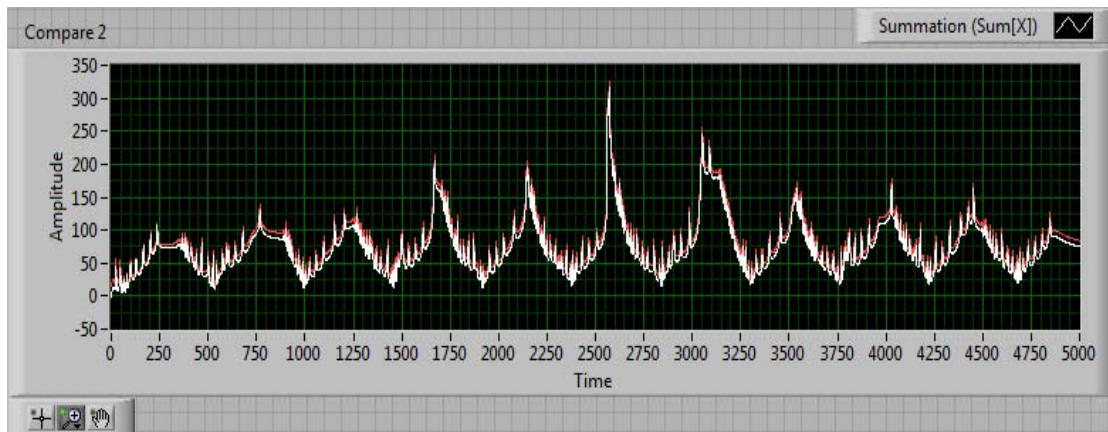
#### 4.1.4 ผลการทดสอบอัลกอริทึมชนิดการนำตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองและตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไออาร์มาใช้งานร่วมกัน



ภาพประกอบ 4-12 ค่า SNR วัดได้ก่อนการลดทอนสัญญาณรบกวน



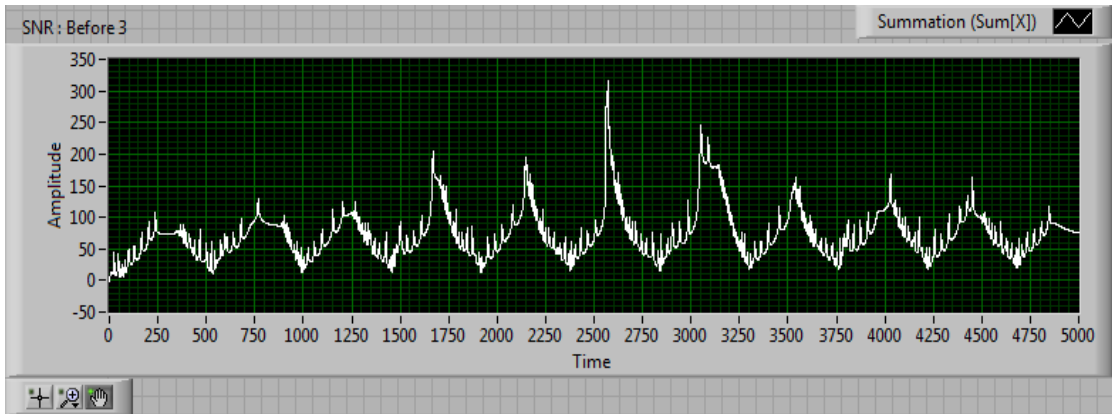
ภาพประกอบ 4-13 ค่า SNR วัดได้หลังการลดทอนสัญญาณรบกวน



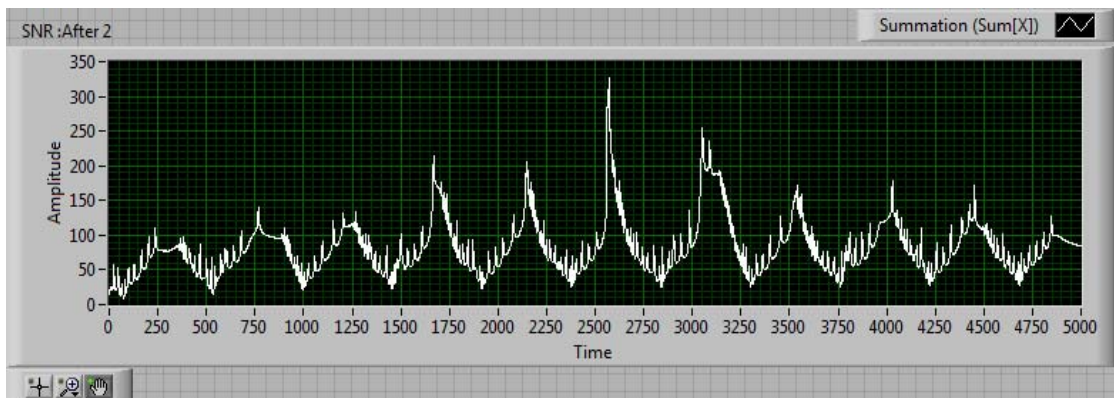
ภาพประกอบ 4-14 เปรียบเทียบค่า SNR ก่อนและหลังการลดทอนสัญญาณรบกวน

ผลการทดลองอัลกอริทึมชุดนี้เป็นการสลับการวางตำแหน่งของตัวลดทอนสัญญาณรบกวนในหัวข้อ 4.1.3 เพื่อหาประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนของอัลกอริทึมชุดนี้ จากการทดลองพบว่าเมื่อดูรูปสัญญาณของค่า SNR ทั้งก่อนและหลังการลดทอนสัญญาณรบกวนนั้น อัลกอริทึมในชุดนี้สามารถที่จะเอาไปใช้งานจริงสำหรับการลดทอนสัญญาณรบกวน

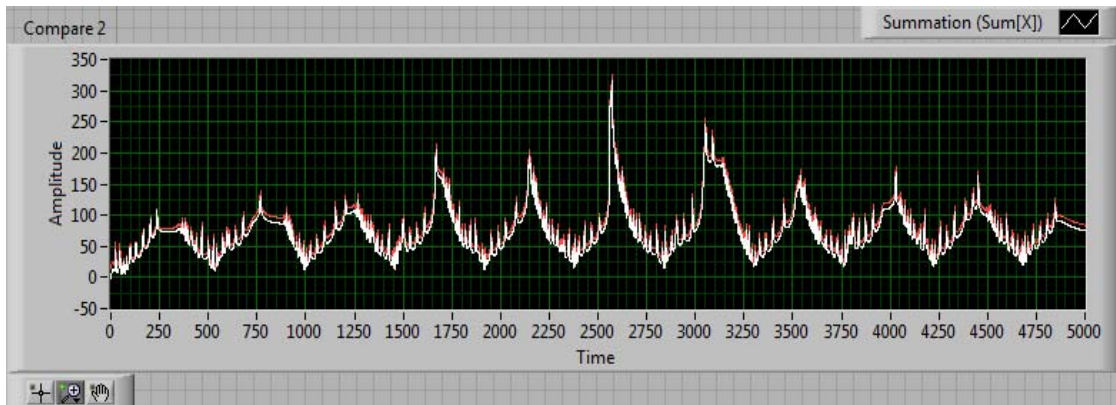
#### 4.1.5 ผลการทดสอบอัลกอริธึมชนิดการนำตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง 2 ตัวมาใช้ งานร่วมกัน



ภาพประกอบ 4-15 ค่า SNR วัดได้ก่อนการลดทอนสัญญาณรบกวน



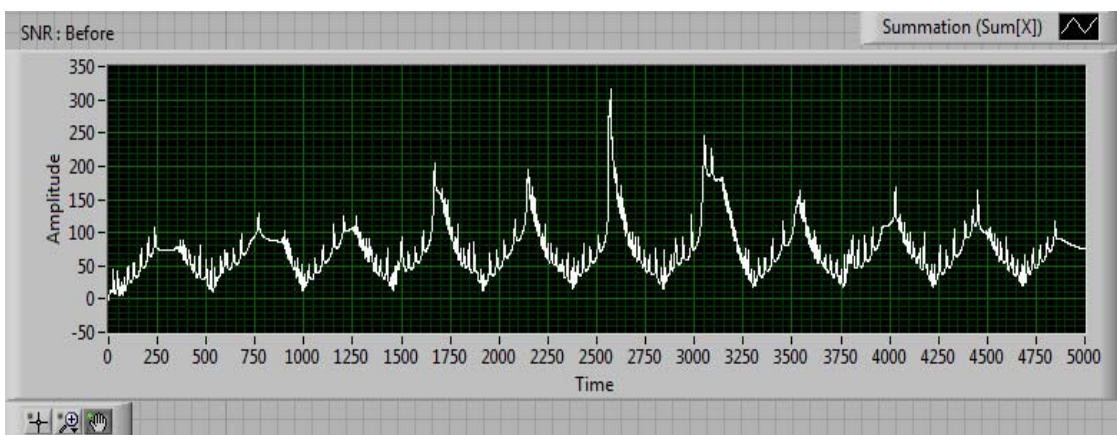
ภาพประกอบ 4-16 ค่า SNR วัดได้หลังการลดทอนสัญญาณรบกวน



ภาพประกอบ 4-17 เปรียบเทียบค่า SNR ก่อนและหลังการลดทอนสัญญาณรบกวน

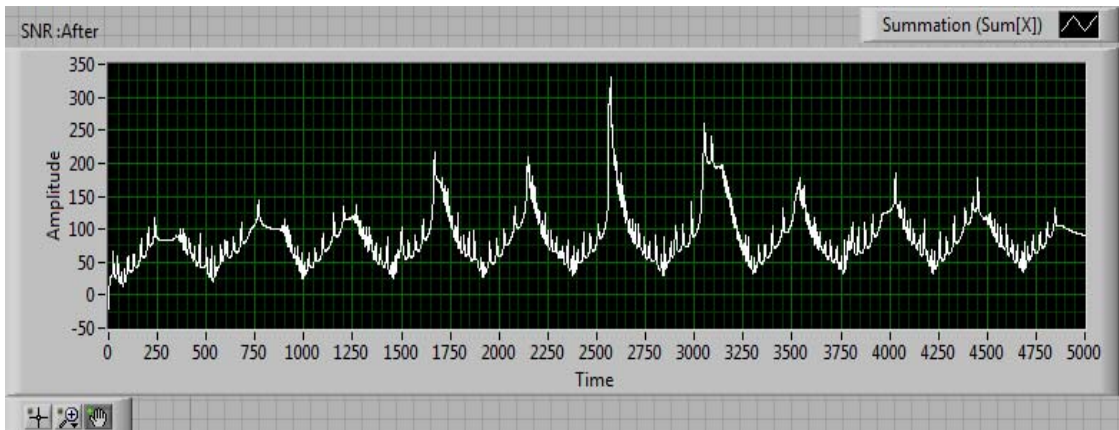
จากการทดลองประสิทธิภาพการลดทอนสัญญาณรบกวนของอัลกอริทึมในชุดนี้ซึ่งสามารถนำอัลกอริทึมชุดนี้ไปใช้งานกับการลดทอนสัญญาณจริงตามที่ต้องการดังภาพประกอบ 4-17 เป็นการนำสัญญาณของค่า SNR ทั้งก่อนและหลังการลดทอนสัญญาณรบกวนมาเปรียบเทียบกันพบว่าสัญญาณทั้งก่อนและหลังการลดทอนสัญญาณรบกวนซ้อนทับกันซึ่งตรงกับสมมติฐานข้างต้น

#### 4.1.6 ผลการทดสอบอัลกอริทึมชนิดการนำตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองและการวิเคราะห์ห้วงค์อระกอบหลักมาใช้งานร่วมกัน

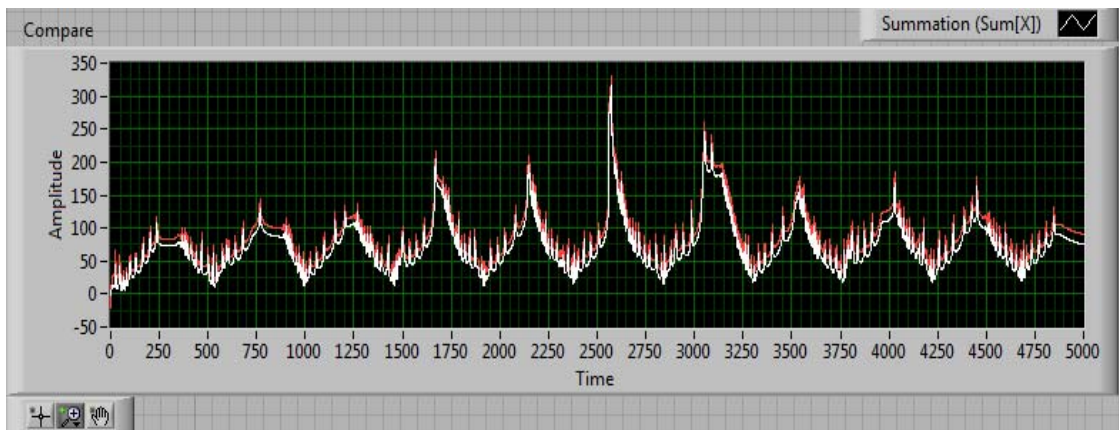


ภาพประกอบ 4-18 ค่า SNR วัดได้ก่อนการลดทอนสัญญาณรบกวน





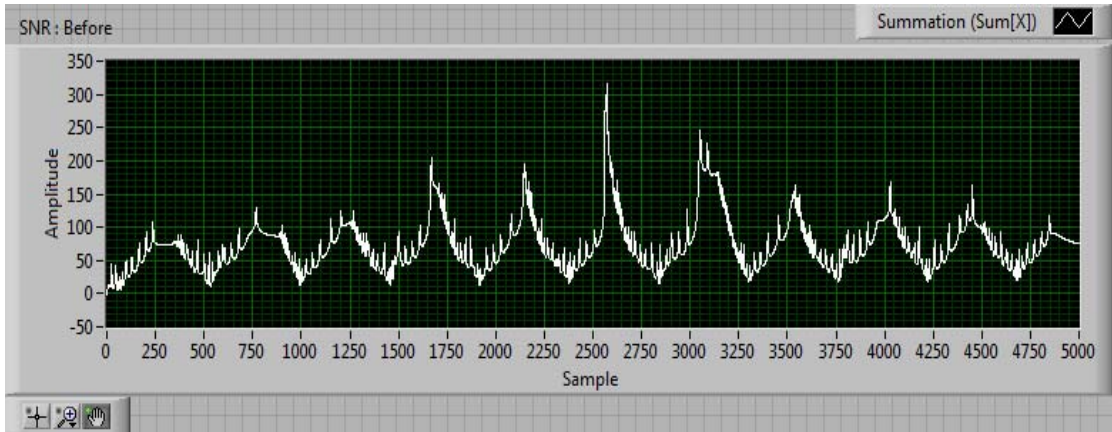
ภาพประกอบ 4-19 ค่า SNR วัดได้หลังการลดทอนสัญญาณรบกวน



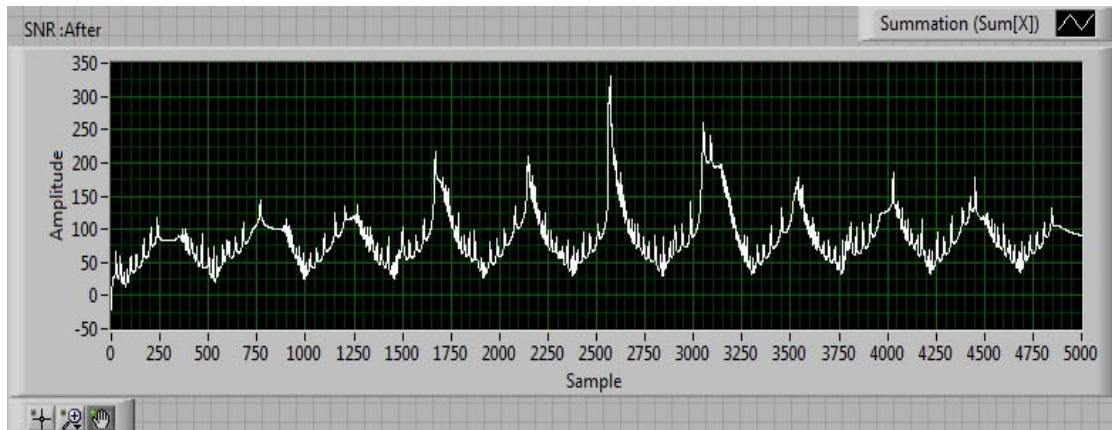
ภาพประกอบ 4-20 เปรียบเทียบค่า SNR ก่อนและหลังการลดทอนสัญญาณรบกวน

จากการทดลองประสิทธิภาพของอัลกอริทึมในชุดนี้พบว่าสามารถนำไปใช้งานได้กับการลดทอนสัญญาณจริงตามที่ต้องการดังภาพประกอบ 4-20 ที่นำค่า SNR ทั้งก่อนและหลังการลดทอนสัญญาณรบกวนมาเปรียบเทียบกันพบว่าทั้งสองสัญญาณซ้อนทับกันจึงเป็นไปตามสมมติฐานข้างต้น

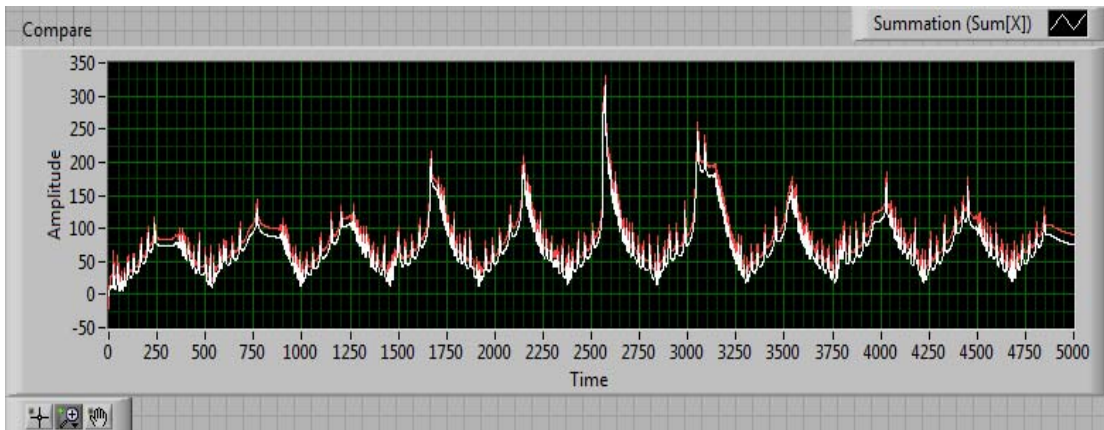
4.1.7 ผลการทดสอบอัลกอริทึมชนิดการนำตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไออาร์ ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองและการวิเคราะห์ห้วงค์ประกอบอิสระมาใช้งานร่วมกัน



ภาพประกอบ 4-21 ค่า SNR วัดได้ก่อนการลดทอนสัญญาณรบกวน



ภาพประกอบ 4-22 ค่า SNR วัดได้หลังการลดทอนสัญญาณรบกวน

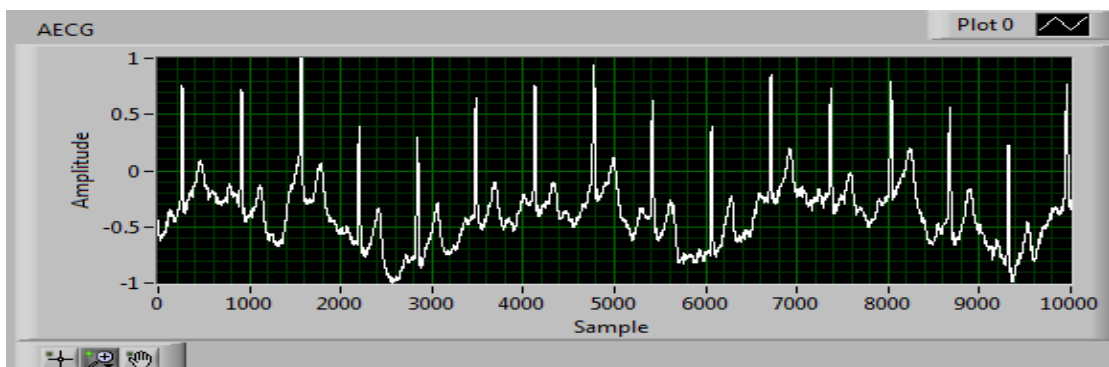


ภาพประกอบ 4-23 เปรียบเทียบค่า SNR ก่อนและหลังการลดทอนสัญญาณรบกวน

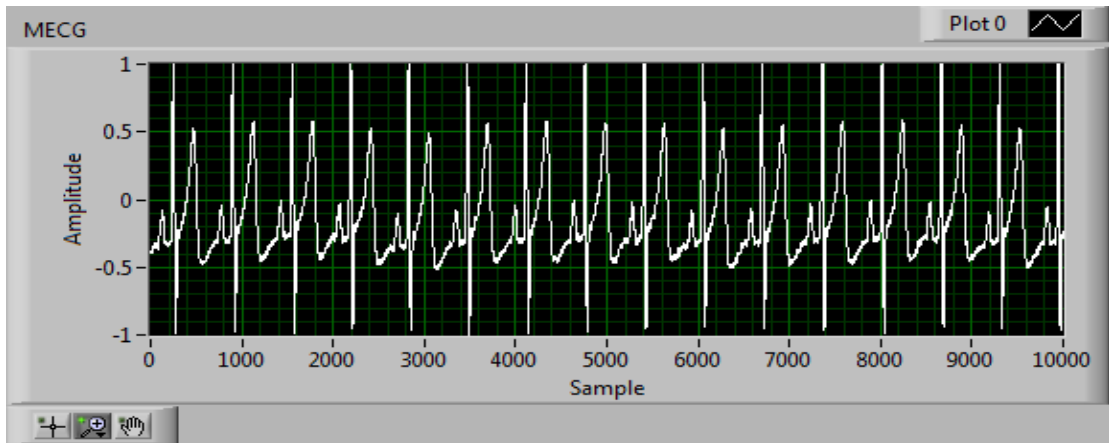
จากการทดลองอัลกอริทึมสำหรับการลดทอนสัญญาณรบกวนนั้นพบว่าสามารถนำอัลกอริทึมชุดนี้ไปใช้งานสำหรับการลดทอนสัญญาณรบกวนตามที่ต้องการได้ดังภาพประกอบ 4-23 ที่นำค่า SNR ทั้งก่อนและหลังการลดทอนสัญญาณรบกวนมาเปรียบเทียบกันพบว่ากราฟทั้งสองกราฟซ้อนทับกันพอดีเป็นไปตามสมมติฐานข้างต้น

#### 4.2 ผลการทดลองการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไออาร์ (FIR filter)

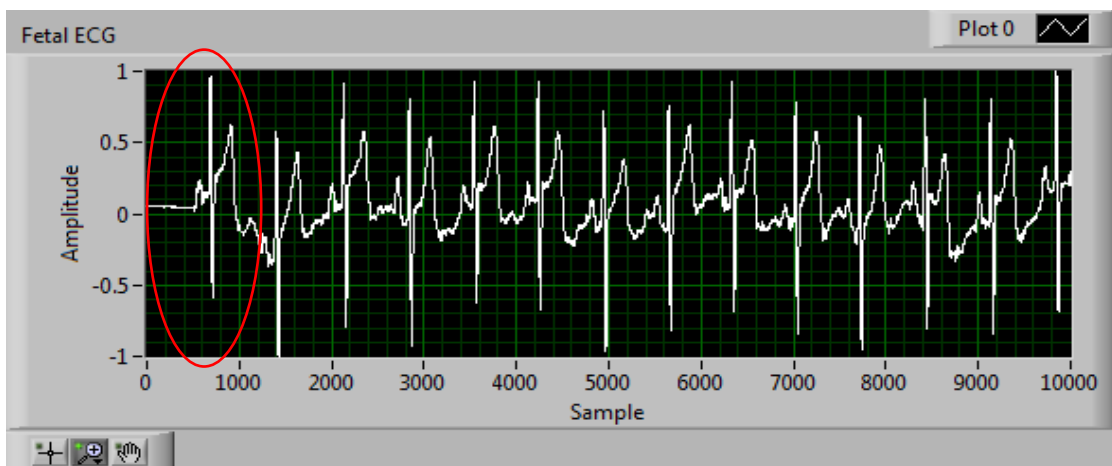
การทดลองนี้ทำขึ้นเพื่อทดสอบประสิทธิภาพการลดทอนสัญญาณรบกวนต่าง ๆ ออกจากสัญญาณ FECG ที่วัดได้จากบริเวณหน้าท้อง (สัญญาณ AECG) โดยใช้ตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไออาร์ (FIR filter) ซึ่งสัญญาณ FECG ที่ผ่านตัวกรองสัญญาณรบกวนแล้วได้แสดงดังภาพประกอบ 4-24



ภาพประกอบ 4-24 สัญญาณ AECG ก่อนจะผ่านตัวกรองสัญญาณรบกวนแบบต่าง ๆ



ภาพประกอบ 4-25 สัญญาณ MECG แสดงผ่านหน้าต่างของโปรแกรม LabVIEW

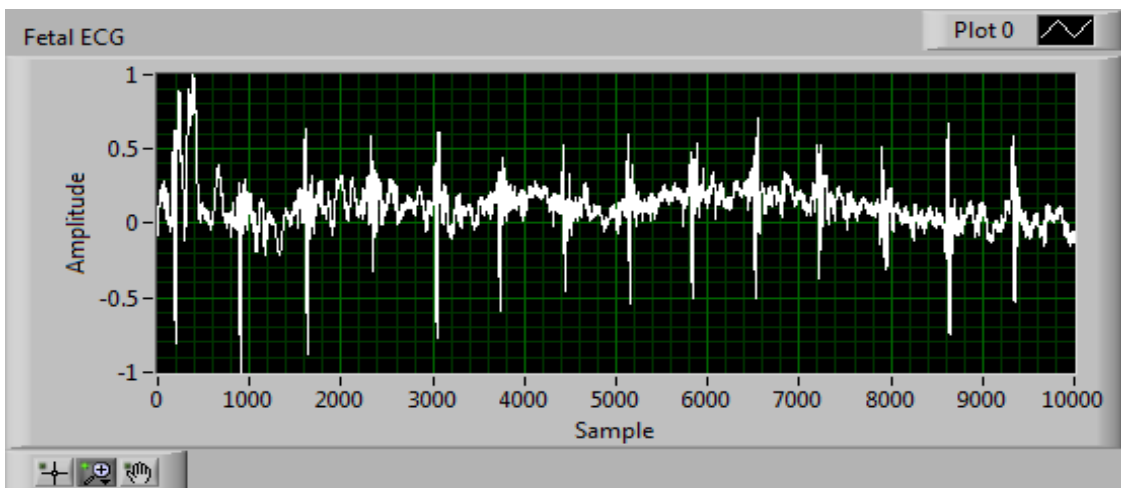


ภาพประกอบ 4-26 สัญญาณ FECG ที่ได้จากการลดทอนสัญญาณรบกวน โดยใช้ตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ (FIR filter)

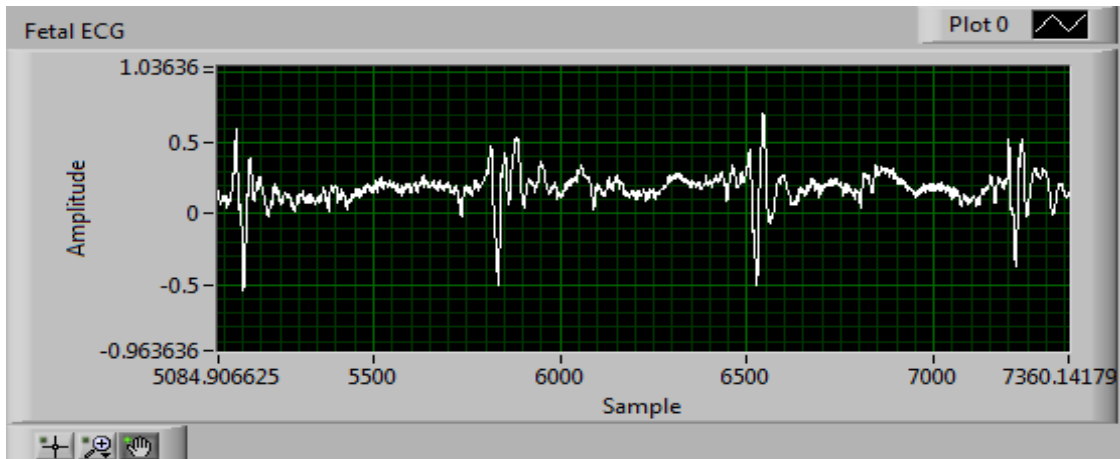
ซึ่งจากผลการทดลองจะพบว่าตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ (FIR filter) สามารถลดทอนสัญญาณรบกวนได้แต่ยังคงมีสัญญาณรบกวนจำนวนมากปะปนกับสัญญาณ FECG ที่ผ่านการลดทอนสัญญาณรบกวนแล้ว นอกจากนั้นยังพบว่าสัญญาณ FECG ที่ผ่านตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์นั้น สัญญาณที่แสดงออกมาทางหน้าจอเกิดการหน่วงเวลา (Delay) ของสัญญาณเกิดขึ้น ดังแสดงในภาพประกอบ 4-26 เมื่อเทียบกับสัญญาณ AECG (ภาพประกอบ 4-24) ก่อนจะผ่านตัวกรองสัญญาณ

#### 4.3 ผลการทดลองการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter)

การทดลองหัวข้อนี้ทำขึ้นเพื่อทดสอบประสิทธิภาพการลดทอนสัญญาณรบกวนต่างๆ ออกจากสัญญาณ FECG ที่วัดได้จากบริเวณหน้าท้อง (สัญญาณ AECG) โดยใช้ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) ชนิดการกำจัดสัญญาณปะปนแบบปรับตัวเอง (Adaptive Noise Cancellation) และนำไปเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนกับการทดลองที่ทำการทดสอบความสามารถในการลดทอนสัญญาณรบกวนในหัวข้อต่างๆ ซึ่งสัญญาณที่กรองได้แสดงดังภาพประกอบ 4-27



(1) สัญญาณ FECG ที่ได้จากการลดทอนสัญญาณรบกวน



(2) ภาพสัญญาณ FECG ที่ถูกขยาย

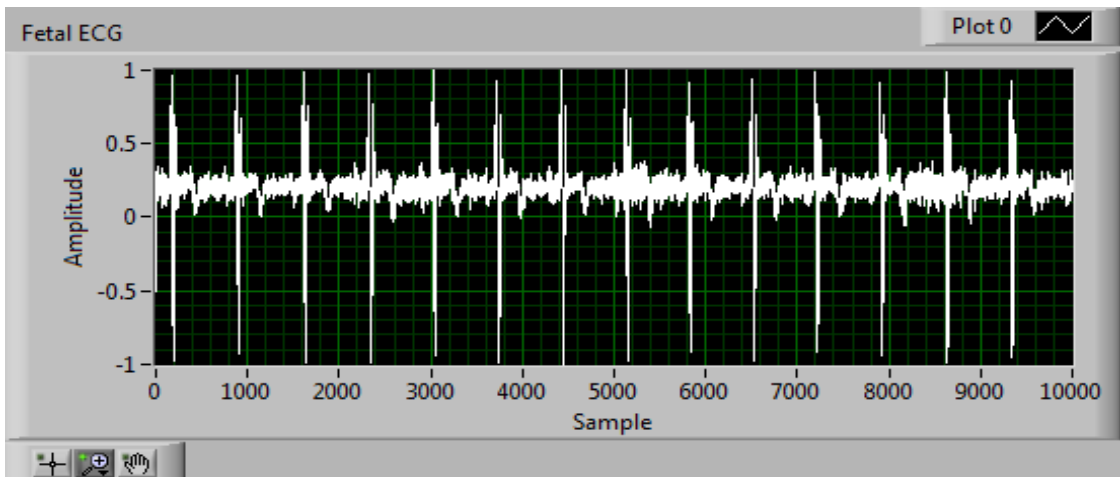
ภาพประกอบ 4-27 สัญญาณ FECG ที่ได้จากการผ่านตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) ชนิดการกำจัดสัญญาณปะปนแบบปรับตัวเอง (Adaptive Noise Cancellation)

ซึ่งจากผลการทดลองพบว่าตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) นี้มีประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนดีกว่าตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไออาร์ (FIR filter) อย่างไรก็ตามตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองยังคงมีสัญญาณรบกวนปะปนกับสัญญาณ FECG ที่ผ่านการลดทอนสัญญาณรบกวนแล้วเป็นจำนวนมากเช่นเดียวกับตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไออาร์ จึงนำไปสู่การทดลองในหัวข้อที่ 4.4 โดยนำเอาตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไออาร์ มาใช้งานร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง เพื่อจะทราบถึงประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนเมื่อเอาตัวกรองสัญญาณทั้ง 2 ชนิดมาใช้งานร่วมกัน เปรียบเทียบกับการใช้งานตัวกรองสัญญาณรบกวนทั้ง 2 ชนิดเพียงชนิดใดชนิดหนึ่งเพียงชนิดเดียว

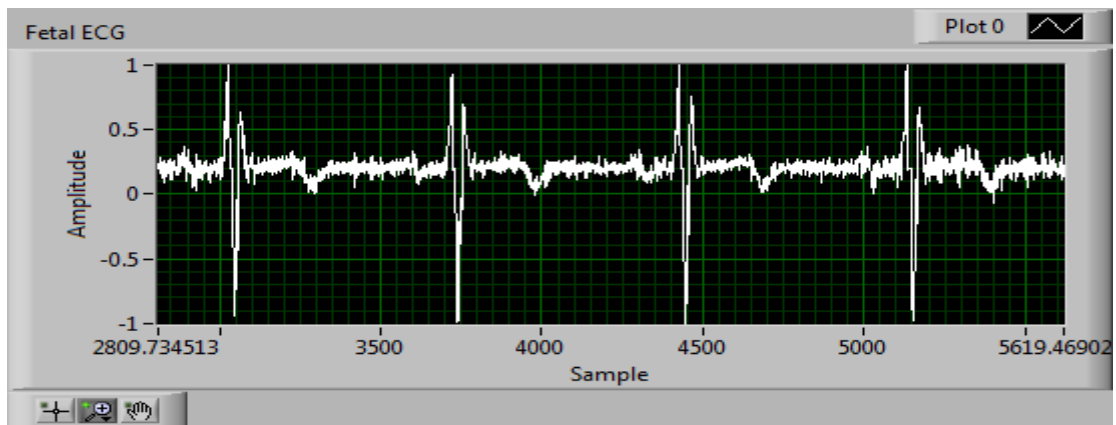
#### 4.4 ผลการทดลองการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไออาร์ (FIR filter) ร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter)

การทดลองในหัวข้อนี้ทำขึ้นเพื่อทดสอบประสิทธิภาพการลดทอนสัญญาณรบกวนต่าง ๆ ออกจากสัญญาณ FECG ที่วัดได้จากบริเวณหน้าท้อง (สัญญาณ AECG) โดยใช้ตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไออาร์ (FIR filter) ร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) สาเหตุที่ทำให้มีการนำตัวกรองสัญญาณรบกวนทั้ง 2 ตัวมาใช้งานร่วมกันนั้น เนื่องจากตัวกรองสัญญาณรบกวนทั้ง 2 ตัวนี้ต่างมีความสามารถในการลดทอนสัญญาณรบกวน จึงเป็นสาเหตุทำให้

เกิดการทดลองในหัวข้อนี้ขึ้นมา โดยภาพประกอบ 4-28 คือสัญญาณ AECG ที่ผ่านตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไออาร์ก่อนที่จะเข้านำสัญญาณตัวนี้ผ่านตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง ซึ่งจะได้สัญญาณ FECG ที่ผ่านการลดทอนสัญญาณรบกวนได้แสดงดังภาพประกอบ 4-28



(1) สัญญาณ FECG ที่ได้จากการลดทอนสัญญาณรบกวน



(2) ภาพสัญญาณ FECG ที่ถูกการขยาย

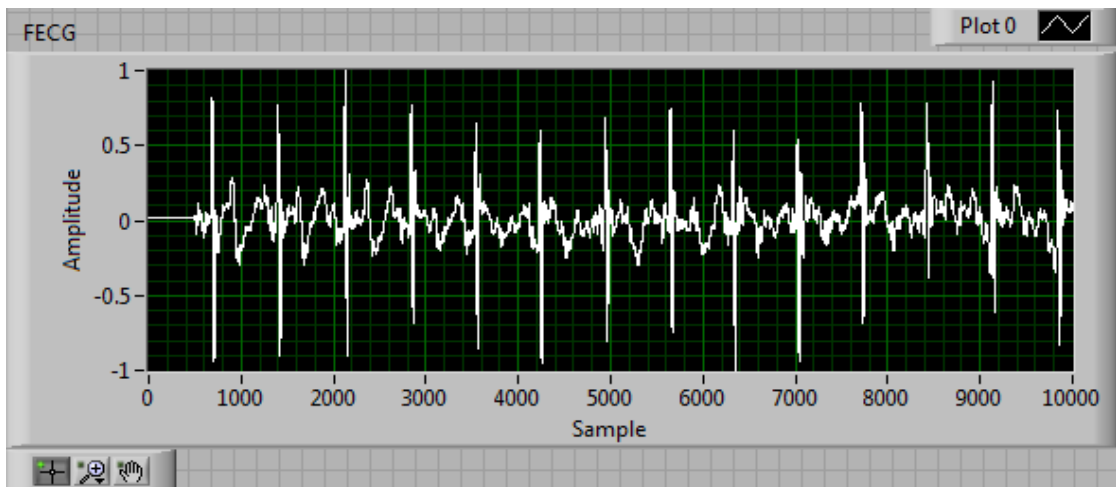
ภาพประกอบ 4-28 สัญญาณ FECG ที่ได้จากการลดทอนสัญญาณรบกวนโดยใช้ FIR filter ร่วมกับ Adaptive filter

ซึ่งจากผลการทดลองจะพบว่าการนำตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไออาร์ (FIR filter) ใช้งานร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) นั้นจะมีประสิทธิภาพในการกรอง

สัญญาณรบกวนที่ปะปนกับสัญญาณ FECG ที่วัดได้จากบริเวณหน้าท้องดีกว่าการใช้ ตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไฟอาร์ (FIR filter) หรือตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไฟอาร์ (FIR filter) ตัวใดตัวหนึ่งเพียงตัวเดียว ถึงอย่างไรก็ตามยังคงมีสัญญาณรบกวนที่เข้ามาปะปนกับสัญญาณ FECG อยู่ ซึ่งดูจากค่า SNR ที่ได้แสดงไว้ในตารางที่ 4.1

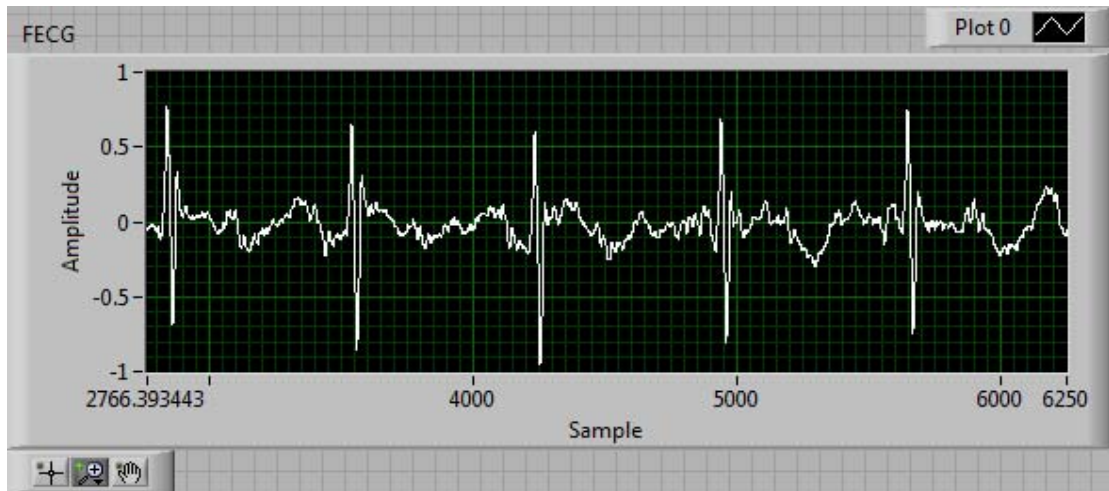
#### 4.5 ผลการทดลองการกรองสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) ร่วมกับ ตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไฟอาร์ (FIR filter)

จากการทดลองในหัวข้อ 4.4 ทำให้ในหัวข้อ 4.5 ได้ทำการสลับตำแหน่งของตัวกรองสัญญาณรบกวนและคุณสมบัติภาพในการกรองเพื่อเปรียบเทียบกับหัวข้อ 4.4 และในหัวข้ออื่น ๆ ด้วย เนื่องจากผลการทดลองในหัวข้อที่ 4.4 นั้นประสิทธิภาพในการการกรองสัญญาณรบกวนเมื่อนำตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไฟอาร์และตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง มาใช้งานร่วมกันพบว่าประสิทธิภาพมากขึ้นในการกรองสัญญาณรบกวน



(1) สัญญาณ FECG ที่ได้จากการกรองสัญญาณรบกวน





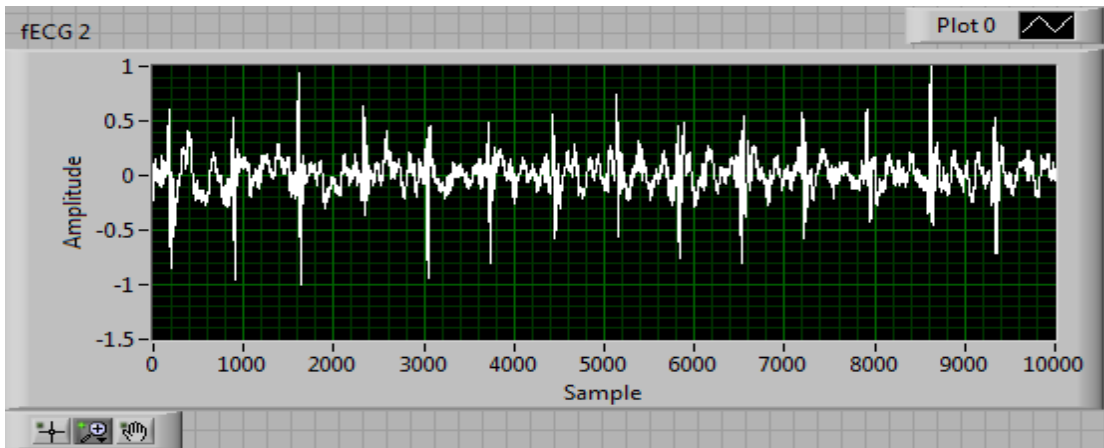
(2) ภาพสัญญาณ FCG ที่ถูกรายขยาย

ภาพประกอบ 4-29 สัญญาณ FCG ที่ได้จากการกรองสัญญาณรบกวนโดยใช้วิธีการสลับตำแหน่งตรงข้ามกับหัวข้อ 4.5

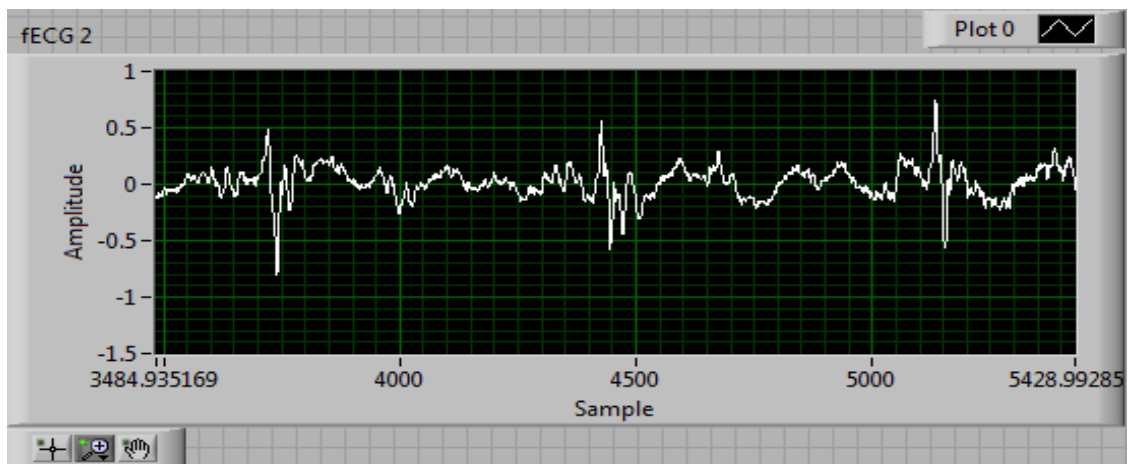
จากการทดลองพบว่าเมื่อทำการสลับตำแหน่งระหว่างตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) กับตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ (FIR filter) นั้น กลับมีประสิทธิภาพในการกรองสัญญาณรบกวนที่ดีกว่าการทดลองในหัวข้อที่ 4.5 แม้กระทั่งการใช้ตัวกรองสัญญาณรบกวนแบบปรับตัวเองและตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ เพียงอย่างเดียวอย่างหนึ่งเพียงอย่างเดียว ซึ่งดูจากค่า SNR ทำให้การทดลองในหัวข้อนี้ยังคงมีประสิทธิภาพที่ต่ำกว่าการทดลองในหัวข้อที่กล่าวมาในขั้นต้น

#### 4.6 ผลการทดลองการกรองสัญญาณรบกวนด้วยการนำตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) 2 ตัวมาใช้งานร่วมกัน

จากการใช้ค่า SNR วัดประสิทธิภาพของตัวกรองสัญญาณแต่ละชนิดพบว่า ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) มีประสิทธิภาพในการกรองสัญญาณรบกวนได้ดีกว่า ตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ (FIR filter) แต่เนื่องจากการใช้ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองเพียงตัวเดียวนั้นยังคงให้ประสิทธิภาพในการกรองสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณ FCG ได้ไม่ดีเท่าที่ควร จึงทำให้มีการทดลองนำตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง 2 ตัว มาต่อเรียงกันเพื่อจะดูประสิทธิภาพของตัวกรองสัญญาณในการกรองสัญญาณรบกวน เมื่อเทียบกับการทำงานของตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองเพียงตัวเดียว



(1) สัญญาณ FECG ที่ได้จากการกรองสัญญาณรบกวน



(2) ภาพสัญญาณ FECG ที่ถูกขยาย

ภาพประกอบ 4-30 สัญญาณ FECG ที่ได้จากการนำ Adaptive filter 2 ตัวมาใช้งานร่วมกัน จากการตั้งสมมติฐานขั้นต้นในการใช้ตัวกรองสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง 2 ตัว เมื่อทำการทดลองจริงพบว่าประสิทธิภาพในการกรองสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณ FECG กลับมีประสิทธิภาพน้อยกว่าเมื่อเทียบกับการใช้ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองเพียงตัวเดียว

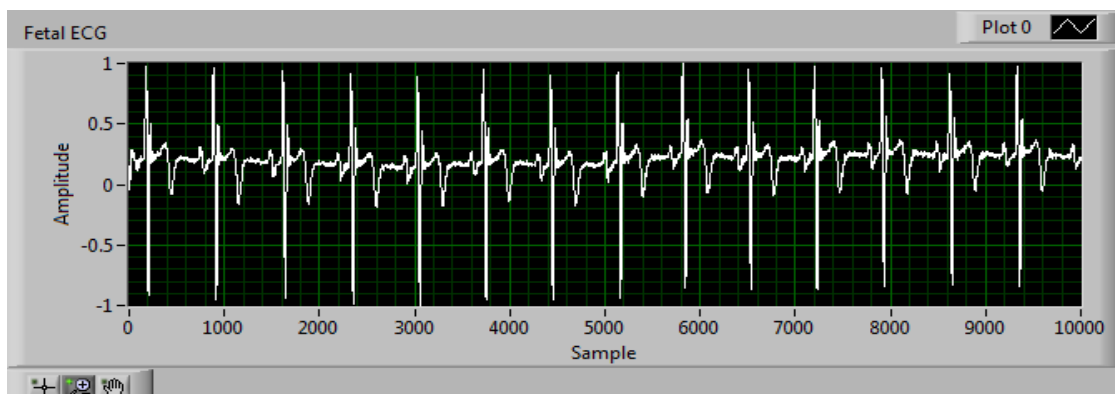
การทดลองทั้ง 5 การทดลองนั้นพบว่าการนำตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ (FIR filter) ที่ใช้งานร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) ชนิดการกำจัดสัญญาณ

ปะปนแบบปรับตัวเอง (Adaptive Noise Cancellation) ในหัวข้อที่ 4.4 นั้นมีประสิทธิภาพ (ค่า SNR) ในการกรองสัญญาณรบกวนได้ดีที่สุด

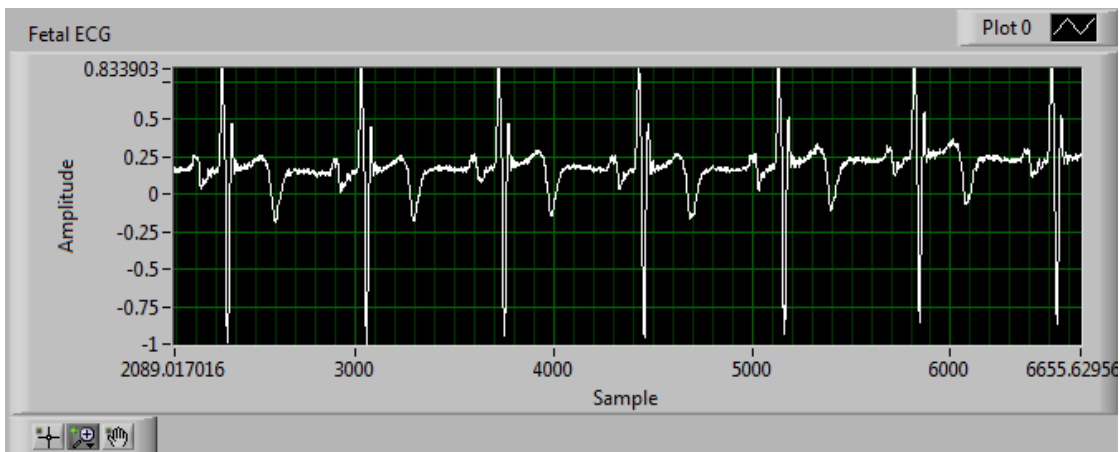
อย่างไรก็ตามถึงแม้การทดลองในหัวข้อที่ 4.4 มีประสิทธิภาพในการกรองสัญญาณรบกวนดีที่สุดในขณะนี้ แต่ยังคงมีสัญญาณรบกวนปะปนกับสัญญาณ FECG ที่ผ่านการกรองสัญญาณรบกวนแล้ว จึงทำให้มีการศึกษาเพิ่มเติม เพื่อที่จะหาสิ่งที่จะเข้ามาช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการกรองสัญญาณรบกวน ในที่นี้ได้เลือกมา 2 ชนิดด้วยกันคือการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principal Component Analysis, PCA) และการวิเคราะห์องค์ประกอบอิสระ (Independent Component Analysis, ICA) เนื่องจากการวิเคราะห์องค์ประกอบทั้ง 2 ชนิดนี้มีคุณสมบัติที่เกี่ยวกับการช่วยจัดการชุดข้อมูลที่ซ้ำซ้อนและลดขนาดของชุดข้อมูล แต่ยังคงไว้ซึ่งความสำคัญของชุดข้อมูลนั้น รวมถึงมีคุณสมบัติในส่วนของการแยกองค์ประกอบของสัญญาณที่มีความซับซ้อนเหล่านี้ได้

#### 4.7 ผลการทดลองการกรองสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ (FIR filter) ร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) และการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principal Component Analysis, PCA)

การทดลองนี้ทำขึ้นเพื่อทดสอบประสิทธิภาพการกรองสัญญาณรบกวนต่าง ๆ ออกจากสัญญาณ FECG ที่วัดได้จากบริเวณหน้าท้อง (สัญญาณ AECG) โดยใช้ตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ (FIR filter) ร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) โดยจะนำการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principal Component Analysis, PCA) ซึ่งคุณสมบัติของ PCA คือช่วยลดขนาดของชุดข้อมูลที่มีความซ้ำซ้อน ซึ่งจะอยู่ในส่วนของขั้นตอนกระบวนการเตรียมข้อมูลก่อนนำไปสู่กระบวนการวิเคราะห์ (Pre Processing) ซึ่งสัญญาณที่ผ่านการกรองสัญญาณรบกวนได้แสดงดังภาพประกอบ 4-31



(1) สัญญาณ FECG ที่ได้จากการกรองสัญญาณรบกวน



## (2) ภาพสัญญาณ FECG ที่ถูกรายขยาย

ภาพประกอบ 4-31 สัญญาณ FECG ที่ได้จากการกรองสัญญาณรบกวนโดยใช้ FIR filter ร่วมกับ Adaptive filter และ PCA

จากผลการทดลองพบว่าการนำตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไออาร์ (FIR filter) ใช้งานร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) นั้นจะมีประสิทธิภาพในการกรองสัญญาณรบกวนที่ปะปนกับสัญญาณ FECG ที่วัดได้จากบริเวณหน้าท้องสูงกว่าการใช้ตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไออาร์หรือตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง ตัวใดตัวหนึ่ง อย่างไรก็ตามยังคงมีสัญญาณรบกวนที่เข้ามาปะปนกับสัญญาณ FECG

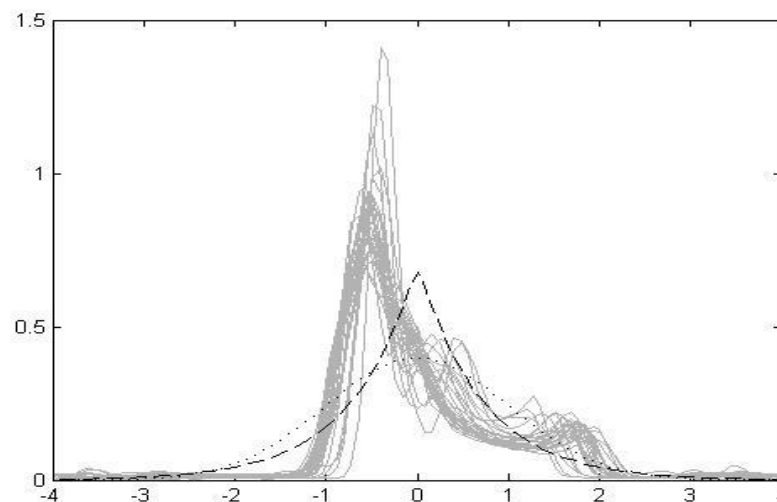
### 4.8 ผลการทดลองการกรองสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไออาร์ (FIR filter) ร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) และการวิเคราะห์องค์ประกอบอิสระ (Independent Component Analysis, ICA)

การทดลองนี้ทำขึ้นเพื่อทดสอบประสิทธิภาพการลดทอนสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณ FECG ที่วัดได้จากบริเวณหน้าท้อง (สัญญาณ AECG) โดยใช้ตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไออาร์ (FIR filter) ร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) โดยจะนำการวิเคราะห์องค์ประกอบอิสระ (Independent Component Analysis, ICA)

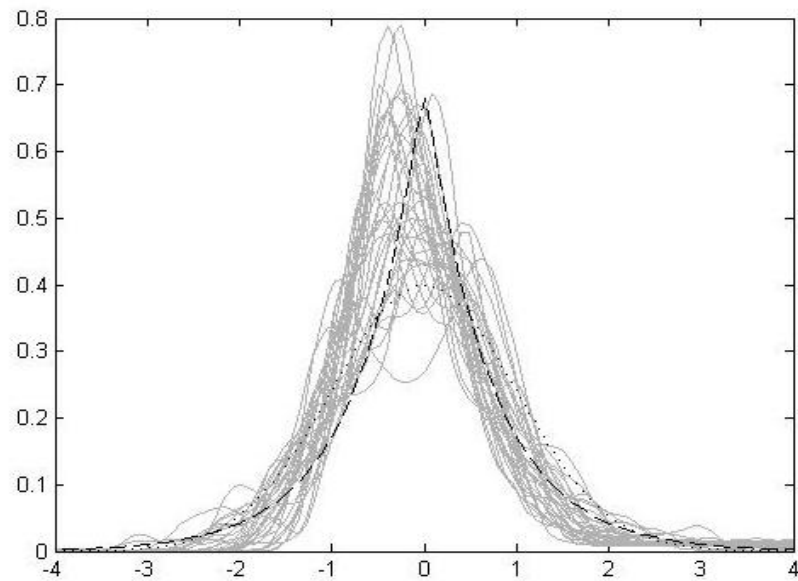
เนื่องจากการทดลองในหัวข้อก่อนหน้านี้นี้พบว่าเมื่อนำตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไออาร์มาใช้งานร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง ได้ประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนสูงสุด ทำให้การทดลองในหัวข้อนี้ต้องการประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนที่

เพิ่มมากขึ้น จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่า การวิเคราะห์ห้วงค์ประกอบอิสระเป็นกระบวนการที่เหมาะสมกับการลดทอนสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณ FECG จึงนำการวิเคราะห์ห้วงค์ประกอบอิสระมาทำการทดลองในหัวข้อนี้ ซึ่งการวิเคราะห์ห้วงค์ประกอบอิสระมีคุณสมบัติเด่นในการแยกสัญญาณรบกวนหรือองค์ประกอบต่าง ๆ หลาย ๆ องค์ประกอบ โดยแต่ละองค์ประกอบที่แยกออกมาได้จะต้องเป็นสัญญาณที่เป็นอิสระต่อกัน นอกจากนั้นแล้วเงื่อนไขอีกประการหนึ่ง ซึ่งถือว่าเป็นเงื่อนไขที่สำคัญของการวิเคราะห์ห้วงค์ประกอบอิสระก็คือ การวิเคราะห์ห้วงค์ประกอบอิสระนั้นจะสามารถใช้งานได้ก็ต่อเมื่อสัญญาณที่นำมาทดลองจะต้องไม่มีความเป็นเกาส์เซียน (Non Gaussian) โดยในการทดลองหัวข้อนี้ได้ทำการทดสอบความเป็นเกาส์เซียนของสัญญาณที่จะนำมาทดลอง ซึ่งการทดสอบความเป็นเกาส์เซียนของสัญญาณในครั้งนี้จะทำโดยใช้ซอฟต์แวร์ MATLAB และผลการทดสอบสัญญาณทั้ง 6 ช่องสัญญาณเป็นไปดังภาพประกอบ 4-31

- เมื่อ ——— แทนสัญญาณที่นำมาตรวจสอบ  
 - - - - - แทนการตรวจสอบความเป็นลาปลาซของสัญญาณ  
 ..... แทนการตรวจสอบความเป็นเกาส์เซียนของสัญญาณ



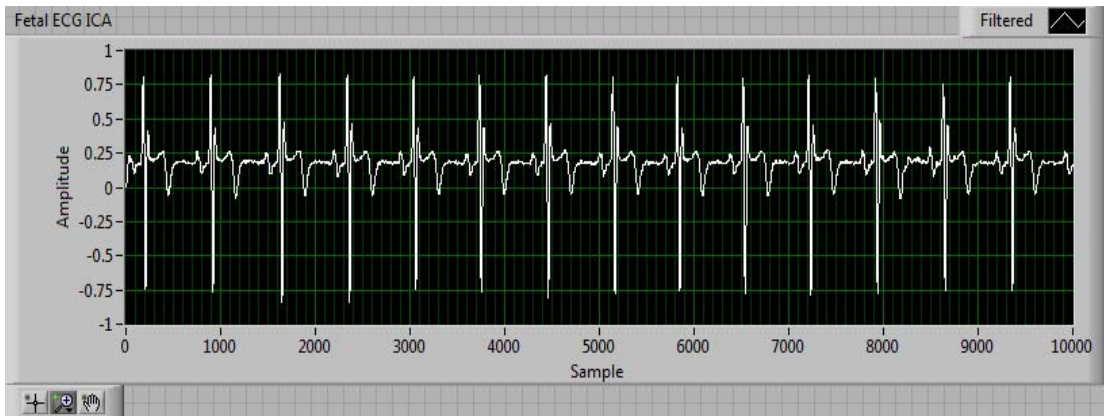
(1) สัญญาณ MECCG



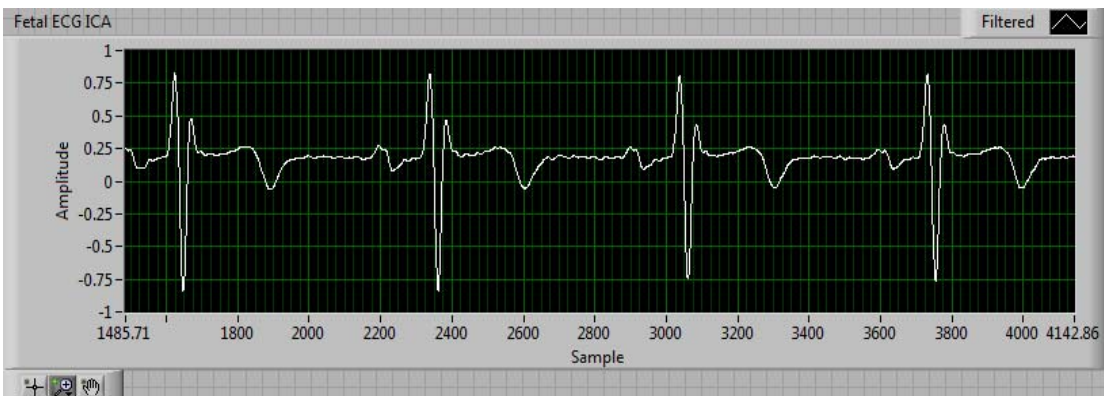
(2) สัญญาณ AECG

ภาพประกอบ 4-32 ผลการทดสอบความเป็นเกาส์เซียนของสัญญาณ

ภาพประกอบ 4-31 เป็น 2 สัญญาณตัวอย่างในการทดสอบความเป็นเกาส์เซียนของสัญญาณ MEGG และสัญญาณ AECG ทั้งหมด 6 ช่องสัญญาณเพื่อที่จะนำมาทดสอบประสิทธิภาพการลดทอนสัญญาณรบกวนของอัลกอริธึมในหัวข้อการทดลองที่ 4.8 พบว่าสัญญาณที่นำมาทดสอบทั้งหมด 6 ช่องสัญญาณมีลักษณะเป็นไปตามภาพประกอบ 4-31 ทั้งหมด 6 ช่องสัญญาณนั้นคือไม่มีความเป็นเกาส์เซียน ทำให้นำมาวิเคราะห์หองค์ประกอบอิสระมาใช้งานร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์และตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง เพื่อทดสอบประสิทธิภาพการลดทอนสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณ FECG ได้



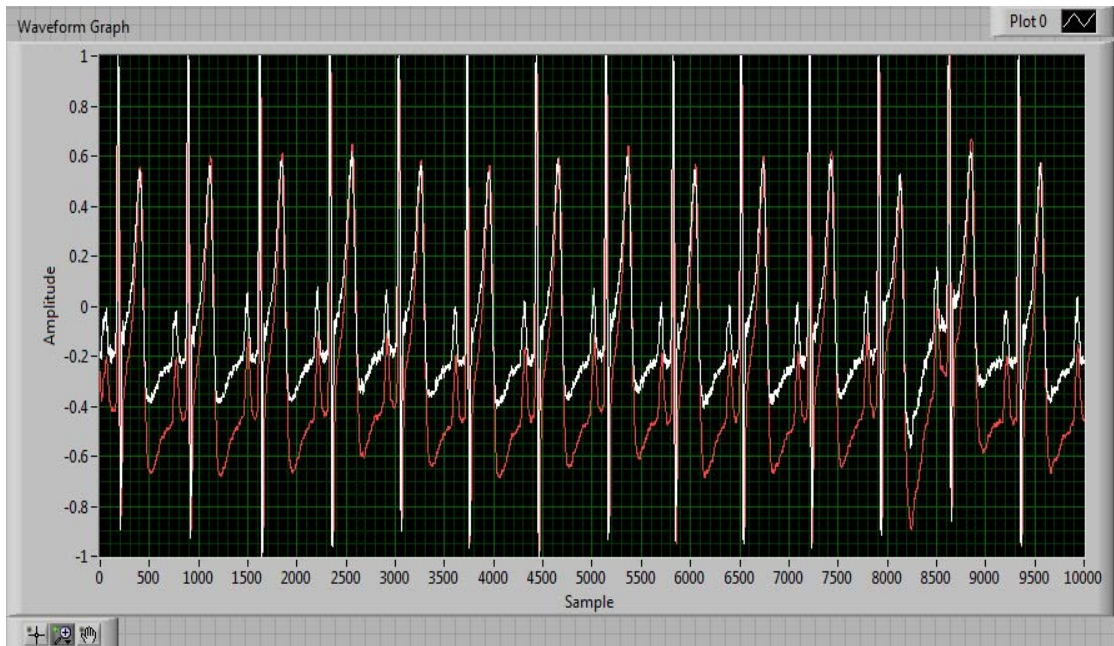
(1) สัญญาณ FECG ที่ได้จากการกรองสัญญาณรบกวน



(2) ภาพสัญญาณ FECG ที่ถูกรักษาขยาย

ภาพประกอบ 4-33 สัญญาณ FECG ที่ได้จากการกรองสัญญาณรบกวน โดยใช้ FIR filter ร่วมกับ Adaptive filter และ ICA

จากการทดลองพบว่า การนำการวิเคราะห์องค์ประกอบอิสระ (Independent Component Analysis, ICA) มาใช้งานร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบเฟอไออาร์ (FIR filter) และตัวกรองแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) ทำให้ช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการกรองสัญญาณรบกวนที่เข้ามาปะปนกับสัญญาณ FECG ให้สูงขึ้น



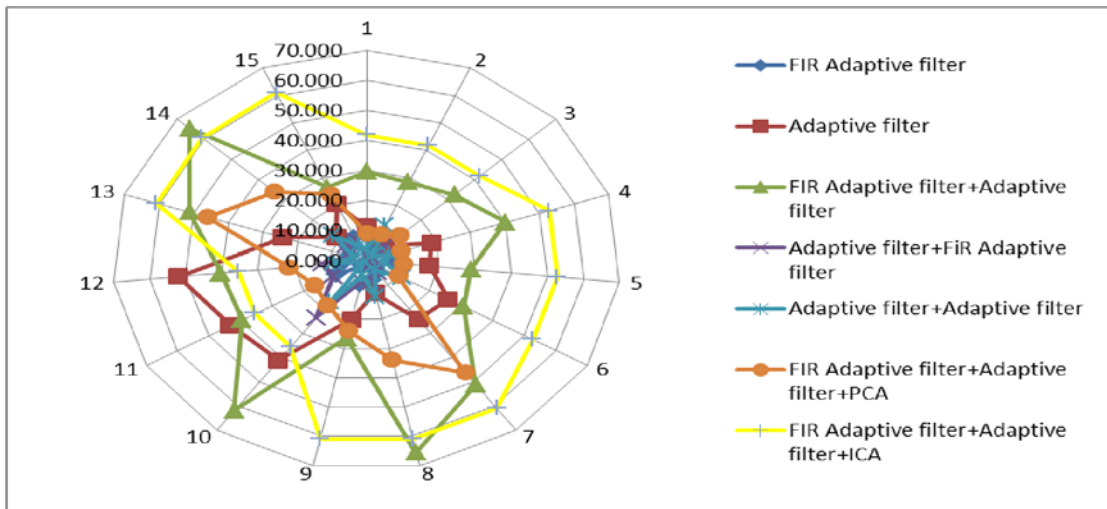
ภาพประกอบ 4-34 สัญญาณ MEKG เปรียบเทียบก่อนและหลังการลดทอนสัญญาณรบกวน

จากการทดลองพบว่าสัญญาณ MEKG ที่ได้หลังจากการลดทอนสัญญาณรบกวนจะมีท็องคลื่นต่ำกว่าสัญญาณ MEKG ก่อนการลดทอนสัญญาณรบกวน เนื่องจากสัญญาณ MEKG เส้นสีขาวคือสัญญาณ MEKG ที่วัดได้จากบริเวณหน้าอกของมารดา แต่สัญญาณ MEKG เส้นสีแดงเป็นสัญญาณที่วัดได้จากบริเวณหน้าท้องจึงทำให้มีสัญญาณรบกวนต่างๆ เข้ามาปะปนกับสัญญาณ MEKG ออกมาด้วย เพื่อจะให้ได้สัญญาณ FEKG ที่ปราศจากสัญญาณรบกวนให้มากที่สุด แต่เนื่องจากสัญญาณรบกวนเหล่านั้นมีขนาดเล็กจึงไม่ทำให้สัญญาณ MEKG เปลี่ยนรูปร่างของสัญญาณไปจากเดิม เพียงแต่ทำให้ท็องคลื่นของสัญญาณ MEKG มีขนาดต่ำกว่าสัญญาณ MEKG ที่ควรจะเป็น



ตาราง 4.1 ค่าประสิทธิภาพของตัวกรองสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณ FECG

Data	Channel	SNR(dB)						
		Experimental						
		4.2	4.3	4.4	4.5	4.6	4.7	4.8
ecgca 244	1	11.07	11.13	29.38	1.84	3.83	8.81	41.76
	2	5.67	8.41	28.29	1.99	12.54	9.52	41.76
	3	2.43	6.76	32.52	7.05	2.24	12.24	41.78
ecgca 384	1	8.23	18.76	40.31	2.42	6.44	9.98	52.76
	2	8.29	17.42	28.89	2.29	5.07	10.09	52.70
	3	10.07	25.97	30.82	1.51	11.35	10.17	52.78
ecgca 886	1	4.95	24.17	51.22	4.91	3.84	46.14	60.88
	2	6.81	11.14	65.57	7.34	12.25	33.92	60.91
	3	8.01	20.24	26.41	7.05	5.10	23.95	60.97
ecgca 473	1	2.20	41.24	61.80	23.63	17.09	18.35	35.52
	2	9.56	43.25	39.52	10.50	0.95	16.58	35.45
	3	6.51	52.03	40.37	12.05	8.89	21.50	35.40
ecgca 896	1	4.95	24.17	51.22	4.91	3.84	46.14	60.88
	2	6.81	11.14	65.57	7.34	12.25	33.92	60.91
	3	8.014	20.239	26.408	7.051	5.102	23.949	60.97
	เฉลี่ย	6.91	22.41	41.22	6.79	7.39	21.68	50.36



ภาพประกอบ 4-35 แผนภาพแสดงค่าประสิทธิภาพของตัวกรองสัญญาณรบกวนในรูปแบบต่าง ๆ

ตาราง 4.1 เป็นตารางที่แสดงค่าประสิทธิภาพการลดทอนสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณ FECG ด้วยตัวกรองสัญญาณรบกวนทั้งหมด 7 รูปแบบ ได้แก่ ตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง ตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ที่ใช้งานร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองที่ใช้งานร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองที่ใช้งานร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ ตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ที่ใช้งานร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองและการวิเคราะห์องค์ประกอบหลักและตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ที่ใช้งานร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองและการวิเคราะห์องค์ประกอบอิสระ

พบว่าตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ที่ใช้งานร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองและการวิเคราะห์องค์ประกอบอิสระนั้นจะให้ค่าประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณ FECG ได้สูงที่สุด รองลงมาคือตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ที่ใช้งานร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง ตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ที่ใช้งานร่วมกับตัวกรองแบบปรับตัวเองและการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองที่ใช้งานร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง ตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์และตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองที่ใช้งานร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ตามลำดับ นอกจากนี้ภาพประกอบ 4-สัญญาณรบกวนเป็นไปดังตาราง 4.133 สามารถช่วยยืนยันถึงประสิทธิภาพของตัวกรอง

## บทที่ 5

### สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

จากการศึกษาข้างต้นสามารถใช้ในการอธิบายความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ตรงบริเวณหน้าท้อง กับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทารกในครรภ์และสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของมารดา ซึ่งสามารถสรุปงานวิจัยได้ดังต่อไปนี้

#### 5.1 สรุปผลการวิจัย

ตาราง 5.1 สรุปผลการวิจัย

หัวข้อ	การทดลอง	ผลการทดลอง
4.2	FIR filter	จากการทดลองนั้นพบว่า FIR filter มีประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณ FECG ได้ในระดับหนึ่ง เนื่องจากสัญญาณ FECG ที่ผ่านการลดทอนสัญญาณรบกวนแล้วยังคงมีสัญญาณรบกวนปะปนเป็นจำนวนมาก
4.3	Adaptive filter	จากการทดลอง Adaptive filter มีประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณ FECG ได้สูงกว่า FIR filter อย่างไรก็ตาม Adaptive filter ยังคงมีสัญญาณรบกวนปะปนกับสัญญาณ FECG ที่ได้ทำการลดทอนสัญญาณรบกวนแล้ว
4.4	FIR filter+Adaptive filter	หัวข้อที่ 4.1 และ 4.2 นั้นตัวกรองสัญญาณรบกวนต่างมีประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนต่างๆ ออกจากสัญญาณ FECG ที่ต้องการทำให้ได้นำตัวกรองสัญญาณรบกวนทั้ง 2 ตัวมาใช้งานร่วมกัน จากการทดลองพบว่ามีประสิทธิภาพลดทอนสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณ FECG ได้สูงกว่าการใช้ FIR filter หรือ Adaptive filter เพียงตัวเดียว ซึ่งเป็นไปตามสมมุติฐานที่ได้ตั้งไว้ในข้างต้น

ตาราง 5.1 สรุปผลการวิจัย(ต่อ)

หัวข้อ	การทดลอง	ผลการทดลอง
		อย่างไรก็ตามสัญญาณ FECG ที่ผ่านการลดทอนสัญญาณรบกวนแล้วนั้น ผลที่ได้คือสัญญาณ FECG ยังคงมีสัญญาณรบกวนปะปนอยู่แต่มีปริมาณที่น้อยกว่าการใช้ FIR filter และ Adaptive filter ในหัวข้อที่ 4.1 และ 4.2
4.5	Adaptive filter+FIR filter	ในหัวข้อที่ 4.3 นั้นพบว่าเมื่อนำ FIR filter มาใช้งานร่วมกับ Adaptive filter นั้นทำให้ประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณ FECG .ในหัวข้อนี้จึงเป็นการทดสอบประสิทธิภาพของตัวกรองสัญญาณรบกวนโดยการสลับตำแหน่งของตัวกรองสัญญาณทั้ง 2 ตัวเพื่อเปรียบเทียบกับหัวข้อที่ 4.3 เมื่อทำการสลับตำแหน่งนั้น ตัวกรองสัญญาณรบกวนทั้ง 2 ชนิดนั้นก็กลับมีประสิทธิภาพที่ดีกว่าในหัวข้อที่ 4.3 ทำให้การทดลองในหัวข้อนี้ไม่เหมาะสมกับการลดทอนสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณ FECG
4.6	Adaptive filter+ Adaptive filter	การทดลองในหัวข้อนี้ สืบเนื่องมาจากในหัวข้อที่ 4.2 ที่ Adaptive filter ให้ค่าประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนได้สูงกว่า FIR filter จึงเกิดสมมุติฐานในเรื่องของนำสัญญาณ FECG ที่ผ่าน Adaptive filter ในหัวข้อที่ 4.2 มาผ่าน Adaptive filter อีกครั้ง เพื่อจะให้ค่าประสิทธิภาพที่สูงขึ้น แต่จากการทดลองพบว่าสัญญาณ FECG ที่ผ่าน Adaptive filter เป็นครั้งที่สองนั้นก็กลับมีค่าประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนที่น้อยกว่าการใช้ Adaptive filter ในการลดทอนสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณ FECG เพียงตัวเดียว ทำให้ในการทดลองนี้ไม่สอดคล้องกับสมมุติฐานที่ได้ตั้งเอาไว้ในขั้นต้นและวิธีการนี้จึงไม่เหมาะสมในการลดทอนสัญญาณรบกวน

ตาราง 5.1 สรุปผลการวิจัย(ต่อ)

หัวข้อ	การทดลอง	ผลการทดลอง
4.7	FIR filter+ Adaptive filter+PCA	เนื่องจากการทดลองในหัวข้อที่ผ่านมา นั้น การทดลองในหัวข้อที่ 4.3 เป็นหัวข้อที่มีประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณ FECG สูงกว่าหัวข้ออื่นๆ อย่างไรก็ตามสัญญาณ FECG ที่ได้มานั้นยังคงมีสัญญาณรบกวนปะปนอยู่ ทำให้มีการทบทวนวรรณกรรมเพิ่มเติมพบว่า PCA เป็นกระบวนการในการลดความซ้ำซ้อนของชุดข้อมูลที่จะนำมาทดลองและคิดว่าน่าจะช่วยลดสัญญาณรบกวนที่ปะปนกับสัญญาณ FECG จากการทดลองพบว่าเมื่อนำ PCA เข้าไปช่วยในการลดทอนสัญญาณรบกวน สามารถช่วยในการลดทอนสัญญาณรบกวน แต่ยังคงมีประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนน้อยกว่าในหัวข้อ 4.3 จากการทดลองในหัวข้อนี้จึงไม่เหมาะกับการนำมาใช้ในการลดทอนสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณ FECG
4.8	FIR filter+ Adaptive filter+ICA	การทดลองในหัวข้อนี้เป็นการนำ ICA ซึ่งเป็นกระบวนการในการแยกสัญญาณที่มีองค์ประกอบหลายๆ องค์ประกอบออกจากกัน ทำให้มีการตั้งสมมุติฐานในการนำ ICA มาช่วยในการลดทอนสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณ FECG จากการทดลองพบว่าเมื่อนำ ICA มาใช้งานร่วมกับ FIR filter และ Adaptive filter นั้นทำให้ประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณ FECG ได้สูงกว่าทุกหัวข้อที่ได้ทำการทดลองมาก่อนหน้านี้ และตรงกับสมมุติฐานที่ตั้งไว้ข้างต้น ทำให้วิธีนี้เหมาะสมที่สุดในการลดทอนสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณ FECG

เมื่อ

ตัวกรองสัญญาณแบบเฟอโฟอาร์ = FIR filter

ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง = Adaptive filter

การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก = PCA

การวิเคราะห์องค์ประกอบอิสระ = ICA

## 5.2 การวิเคราะห์ผลการวิจัย

### 5.2.1 การวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram, ECG)

ขั้นแรกเป็นการศึกษาคุณลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ ซึ่งในที่นี้เป็นในส่วนของคุณลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของมารดา (MECG), คลื่นไฟฟ้าหัวใจของทารกในครรภ์ (FECG) รวมถึงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากบริเวณหน้าท้อง (AECG) และคุณสมบัติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้งของทารกในครรภ์และคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากบริเวณหน้าท้องนั้น ซึ่งจะได้สัญญาณจากการติดอิเล็กโทรดบริเวณหน้าท้องของมารดา รวมไปถึงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของมารดา ที่ได้สัญญาณจากการติดอิเล็กโทรดบริเวณทรวงอก จะประกอบด้วย ยอดคลื่นย่อย ๆ 5 ยอดคลื่นคือ ยอดคลื่น P, ยอดคลื่น Q, ยอดคลื่น R, ยอดคลื่น S และยอดคลื่น T รวมกันเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจเหมือนกัน แต่คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากบริเวณหน้าท้องจะมีองค์ประกอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของมารดา, สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทารกในครรภ์, สัญญาณรบกวนของกล้ามเนื้อขณะทำการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ, สัญญาณรบกวนที่เกิดจากการบีบตัวของมดลูก, สัญญาณรบกวนที่เกิดจากเครื่องมือที่ทำการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ รวมถึงสัญญาณรบกวนขนาด 50 เฮิร์ตซ์ที่มาจากเครื่องข่ายสายไฟฟ้าที่ถูกติดตั้งอยู่ภายในอาคาร เป็นต้น

ซึ่งความแตกต่างระหว่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทารกในครรภ์และมารดานั้น พบว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทารกในครรภ์นั้นจะมีขนาดของสัญญาณที่ต่ำกว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของมารดาและจะเกิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นบ่อยกว่าการเกิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของมารดา

### 5.2.2 การวิเคราะห์ตัวกรองสัญญาณรบกวน

ผลจากงานวิจัยได้แสดงให้เห็นได้ว่าการนำตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ (FIR filter) มาใช้งานร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง (Adaptive filter) และการวิเคราะห์องค์ประกอบแบบอิสระ (Independent Component Analysis, ICA) นั้นมีประสิทธิภาพในการกรองสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณ FECG ได้ดีที่สุด โดยดูได้จากค่า SNR ลองลงมาจะเป็นการใช้ตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ (FIR filter) ร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง, ตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง, ตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ มาใช้งานร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง และการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (Principal Component Analysis, PCA), ตัวกรอง

สัญญาณแบบปรับตัวเอง 2 ตัวใช้งานร่วมกัน, ตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ และตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเอง ใช้งานร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ตามลำดับ

อย่างไรก็ตามถึงแม้การนำตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ ใช้งานร่วมกับตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองและการวิเคราะห์ห้วงค์ประกอบอิสระนั้น จะมีประสิทธิภาพในการกรองมากที่สุด แต่ยังคงมีสัญญาณรบกวนปะปนกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทารกในครรภ์

### 5.3 ปัญหาและข้อเสนอแนะ

#### 5.3.1 ปัญหา

งานวิจัยชิ้นนี้เป็นการศึกษาขั้นต้นและนำเสนอวิธีการกรองสัญญาณระหว่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทารกในครรภ์และมารดาออกจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากบริเวณหน้าท้อง โดยสัญญาณที่นำมาทำการทดลองนั้น เป็นสัญญาณที่จัดอยู่ในคลาสที่ 3 คือเป็นฐานข้อมูลที่ได้รับ ความสนใจในการทำวิจัยน้อยมาก จึงทำให้ข้อมูลที่เกี่ยวข้องนั้นหายาก บางครั้งข้อมูลในคลาสนี้อาจมีขึ้นโดยผู้ทำวิจัยของเว็บไซต์ได้ทำการทดลองขึ้นมา ซึ่งอาจจะเกิดความผิดพลาดของข้อมูลทำการเก็บรวบรวมขึ้นได้ โดยฐานข้อมูลในคลาสที่ 3 นี้จะต่างกับฐานข้อมูลจากคลาสที่ 1 ซึ่งเป็นฐานข้อมูลที่ได้รับ ความสนใจในการทำวิจัยเป็นอย่างมากทำให้มีการตรวจสอบความถูกต้องของข้อมูล จากเอกสารอ้างอิงและแหล่งอ้างอิงต่าง ๆ และฐานข้อมูลจากคลาสที่ 2 นั้นเป็นฐานข้อมูลที่ได้มาจากงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์เป็นวารสาร ซึ่งข้อดีของฐานข้อมูลในคลาสที่ 2 นี้ก็คือผู้ที่จะนำไปใช้งานสามารถทราบถึงขั้นตอนการทดลองของผู้วิจัยที่นำข้อมูลมาเผยแพร่ได้

#### 5.3.2 ข้อควรเสนอแนะ

จากการวิจัยพบว่าข้อเสนอแนะต่อไปนี้เป็นแนวทางในการพัฒนาระบบการกรองสัญญาณรบกวนต่าง ๆ ออกจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทารกในครรภ์ ให้มีประสิทธิภาพยิ่งขึ้น

5.3.2.1 ควรขออนุญาตจากคณะกรรมการจริยธรรมเพื่อให้ผู้ทำวิจัยสามารถนำข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่ตั้งครรภ์จากโรงพยาบาลมาเป็นตัวอย่างในการทดสอบความสามารถของวิธีการกรองสัญญาณรบกวนแบบต่าง ๆ ที่ได้ทำการออกแบบไว้ เพื่อจะได้ยืนยันถึงประสิทธิภาพของตัวกรองสัญญาณรบกวนได้อีกทางหนึ่ง

5.3.2.2 การตรวจสอบสุขภาพของเด็กทารกในครรภ์นั้นมีความสำคัญเป็นอย่างยิ่ง จึงทำให้การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเด็กทารกในครรภ์นั้นมีความจำเป็นอย่างยิ่งด้วย เนื่องจากจะสามารถช่วยบอกถึงสุขภาพของทารกในครรภ์ได้ แต่ด้วยเครื่องมือที่มีอยู่ในปัจจุบันนั้นไม่มีความสะดวกสบายในการตรวจและมีราคาที่สูง จึงควรสร้างเครื่องมือที่สามารถใช้วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทารกในครรภ์ที่ปราศจากความเจ็บปวดทั้งของทารกและมารดาและราคาประหยัด เพื่อจะสามารถนำไปใช้งานได้อย่างทั่วถึง



## บรรณานุกรม

- [1] กระทรวงสาธารณสุข. “จำนวนอัตราการเกิด – การตายของทารกในประเทศไทยตั้งแต่ปี 2534-2549”. <http://bps.ops.moph.go.th/Healthinformation/สถิติ51ขึ้นWeb/2.1-51.pdf>, ก.ย. 1, 2553, [ก.ย. 1, 2553].
- [2] โรงพยาบาลสงขลานครินทร์. “จำนวนอัตราการเกิด-การเสียชีวิตในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์ประจำปี พ.ศ.2552”. <http://medinfo2.psu.ac.th/medrec/status.htm>, ก.ย. 1, 2553, [ก.ย. 1, 2553].
- [3] D. V. Prasad and R. Swarnalatha “Extraction of fetal ECG from Abdominal Signal” IFMBE Proceedings Vol.23, 13th International Conference on Biomedical Engineering, 2009.
- [4] “คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล”  
Internet: [www.si.mahidol.ac.th/Th/division/doin/.../tor\\_files/337\\_2.doc](http://www.si.mahidol.ac.th/Th/division/doin/.../tor_files/337_2.doc), [Mar. 13, 2010].
- [5] รักษกฤตว์ ดวงสร้อยทอง “การประยุกต์ใช้โครงข่ายประสาทเพื่อลดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการวัดสัญญาณ Somatosensory Evoked Potentials และสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อลาย” วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ 2544.
- [6] ชลิต จิตต์สวัสดิ์ไทย “การลดทอนสัญญาณรบกวนบนคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบปรับตัวได้” วิทยานิพนธ์วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต ภาควิชาอุปกรณ์การแพทย์ ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์บัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ 2549
- [7] E.C. Karvounis, M.G. Tsipouras, D.I. Fotiadis, *Member, IEEE*, and K.K. Naka  
“An Automated Methodology for Fetal Heart Rate Extraction from the Abdominal Electrocardiogram”
- [8] M. Kotas “Projective filtering of time-aligned beats for foetal ECG extraction” of the polish academy of sciences technical sciences Vol. 55 No. 4 2007.
- [9] D. V. Prasad and R. Swarnalatha “Extraction of fetal ECG from Abdominal Signal” IFMBE Proceedings Vol.23, 13th International Conference on Biomedical Engineering, 2009.

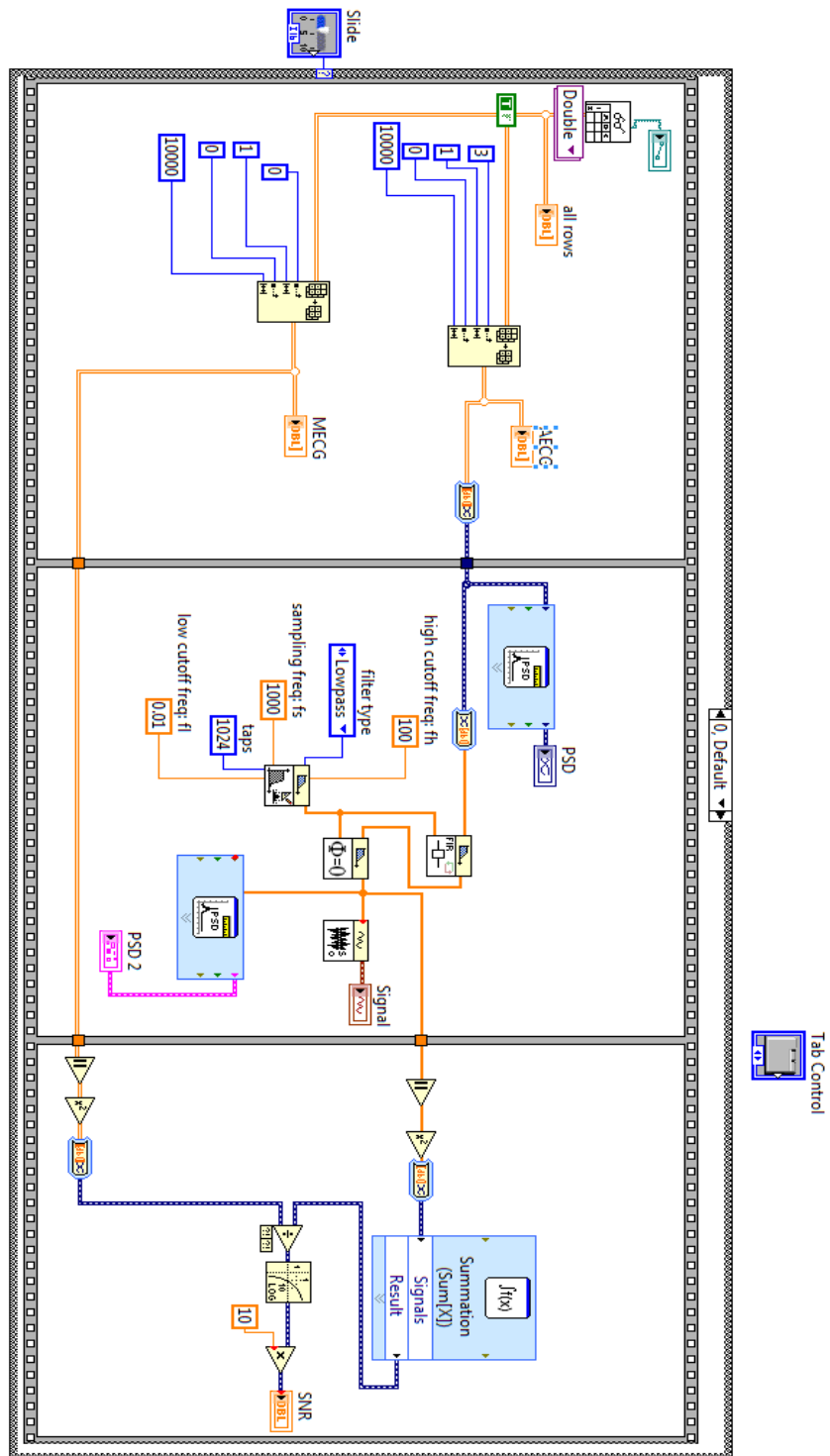
- [10] M. Kotas “Projective filtering of time-aligned beats for foetal ECG extraction” of the polish academy of sciences technical sciences Vol. 55 No. 4 2007.
- [11] M. Alfaouri and K. Daqrouq. “ECG Signal Denoising By Wavelet Transform Thresholding”. *American Journal of Applied Sciences*, vol. 5, pp. 276-281, Mar. 2008.
- [12] H.H. Chou, Y.J. Chen, Y.C. Shiau and T.S. Kuo. “An Effective and Efficient Compression Algorithm for ECG Signals With Irregular Periods”. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 53, No.6, pp.1198-1204, Jun. 2006.
- [13] M. Alfaouri and K. Daqrouq. “ECG Signal Denoising By Wavelet Transform Thresholding”. *American Journal of Applied Sciences*, vol. 5, pp. 276-281, Mar. 2008.
- [14] ศส.สาวิตรี ตัฒทนุช. Biomedical Instrumentation ,บทที่ 6 “หัวใจและระบบไหลเวียนเลือด” ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ หน้า 45-52
- [15] D. V. Prasad and R. Swarnalatha “Extraction of fetal ECG from Abdominal Signal” IFMBE Proceedings Vol.23, 13th International Conference on Biomedical Engineering, 2009.
- [16] M.A. Hasan, M.B.I. Reaz, M.I. Ibrahimy, M.S. Hussain and J. Uddin. “Detection and Processing Techniques of FECG Signal For Fetal Monitoring” *Biological Procedures online* ,Vol.11, No. 1/Dec. 2009.
- [17] Fetal monitor” Internet : <http://independentchildbirth.wordpress.com>, Apr., 16, 2009, [Jun. 02, 2010].
- [18] รศ.พญ.จิตเกษม สุวรรณรัฐ. เอกสารคำสอน เรื่อง การประเมินสุขภาพทารกในครรภ์, “Nonstress tesse(NST)” ภาควิชาสูติศาสตร์และนรีเวชวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ หน้า 5-14
- [19] รศ.พญ.จิตเกษม สุวรรณรัฐ. เอกสารคำสอน เรื่อง การประเมินสุขภาพทารกในครรภ์, “Doppler Ultrasound” ภาควิชาสูติศาสตร์และนรีเวชวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ หน้า 31-36
- [20] M.A. Hasan, M.B.I. Reaz, M.I. Ibrahimy, M.S. Hussain and J. Uddin. “Detection and Processing Techniques of FECG Signal For Fetal Monitoring” *Biological Procedures online* ,Vol.11, No. 1/Dec. 2009.

- [21] “locations of lead sensors for 8-channel maternal ECG acquisition system (including 5 abdominal leads and 3 thorax leads)” Internet :  
<http://zone.ni.com/devzone/cda/tut/p/id/11248>, Apr., 2, 2010 [Apr. 25, 2010].
- [22] ดร.ไพรัช รัชชพงษ์. *การประมวลสัญญาณดิจิทัล ตอนการออกแบบวงจรกรองดิจิทัล*. กรุงเทพฯ ประเทศไทย: สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี, 2535.
- [23] ชลิต จิตต์สวัสดิ์ไทย “การลดทอนสัญญาณรบกวนบนคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบปรับตัวได้” วิทยานิพนธ์วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต ภาควิชาอุปกรณ์การแพทย์ ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์บัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ 2549
- [24] F.W. Isen. *DSP for MATLAB™ and LabVIEW™ Volume IV : LMS Adaptive Filtering*. San Rafael, CA: Morgan & Claypool Publishes, 2009, pp.67.
- [25] L. I. Smith. “A tutorial on Principal Components Analysis”. [Online]. Available: [http://www.cs.otago.ac.nz/cosc453/student\\_tutorials/principal\\_components.pdf](http://www.cs.otago.ac.nz/cosc453/student_tutorials/principal_components.pdf) [May 3 2011].
- [26] A. Hyvarinrn and E. Oja. “Independent Component Analysis”, Algorithm and Application. Finland Neural Network, 2000.
- [27] “Signal-to-noise ratio”. Internet : [http://en.wikipedia.org/wiki/Signal-to-noise\\_ratio](http://en.wikipedia.org/wiki/Signal-to-noise_ratio), Sep. 19, 2010 [Sep.19, 2010].
- [28] “Non-Invasive Fetal ECG Database(nifecgbd)”. Internet : <http://www.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM>, Nov. 16, 2003 [Sep. 1, 2011].

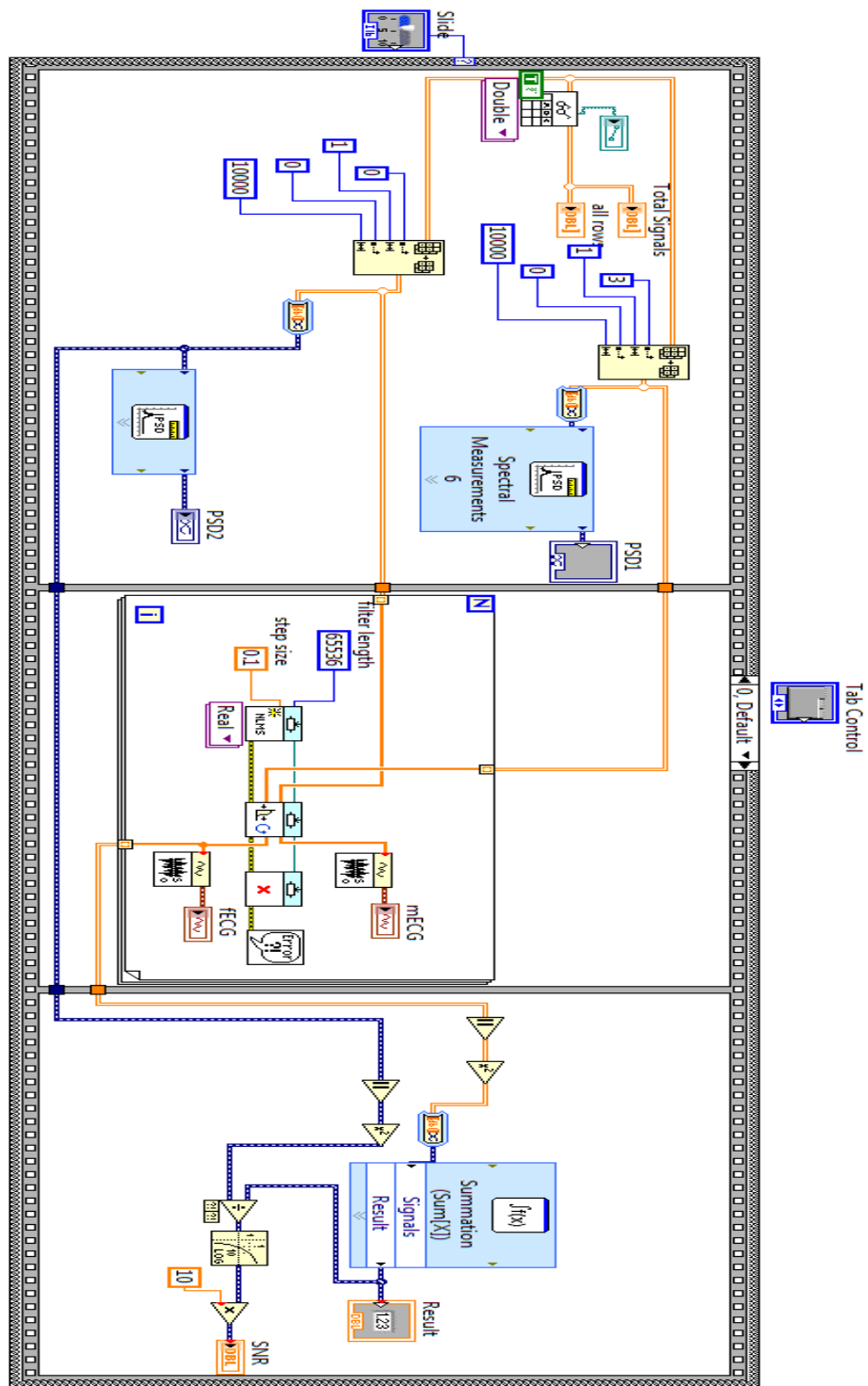
## ภาคผนวก

## ภาคผนวก ก

**บล็อกไดอะแกรมการทดลองสัญญาณ FCG ของซอฟต์แวร์ LabVIEW**



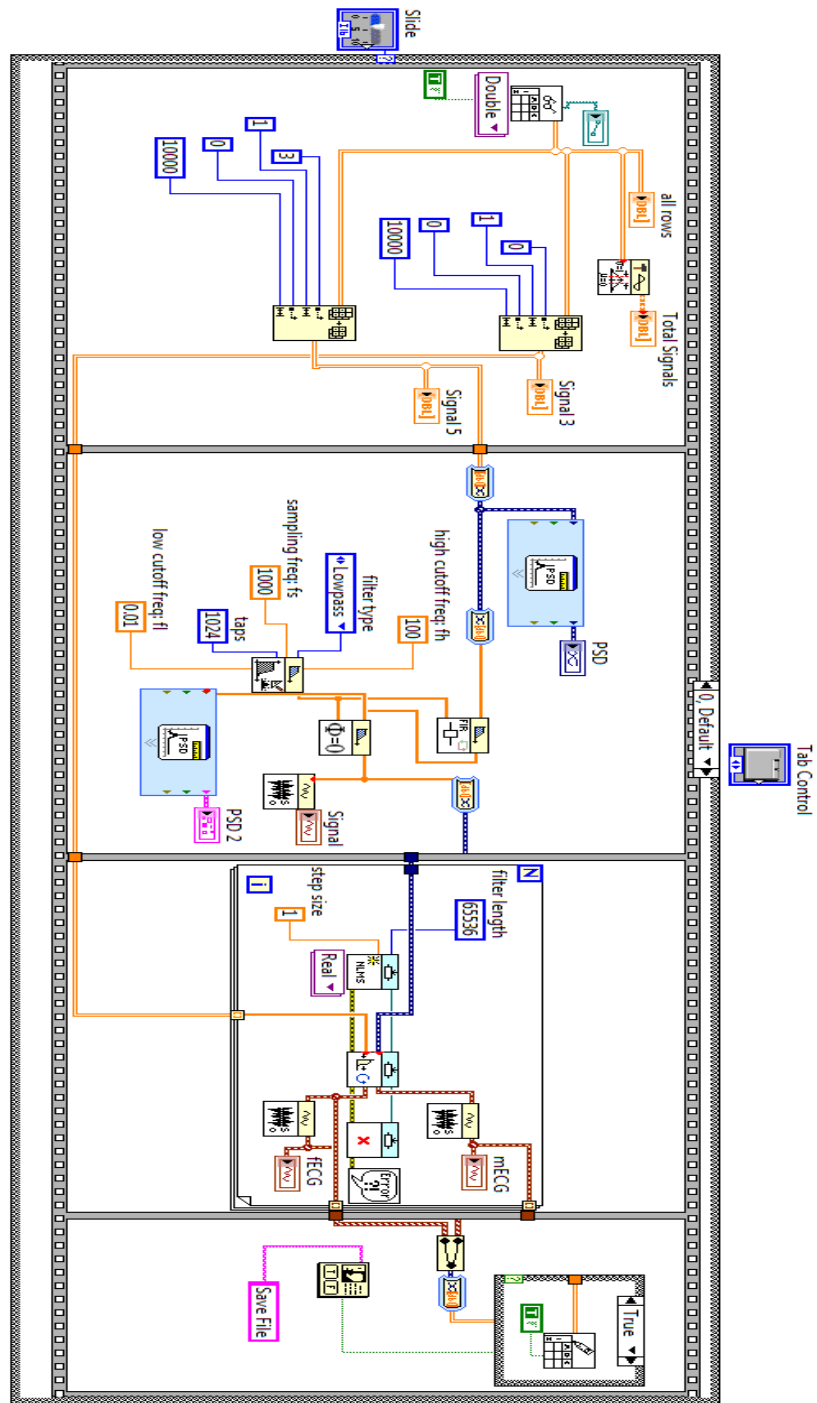
ภาพผนวก ก-1 บล็อกไดอะแกรมในส่วนของการทดลองใช้ FIR filter ลดพอนสัญญาณรบกวน



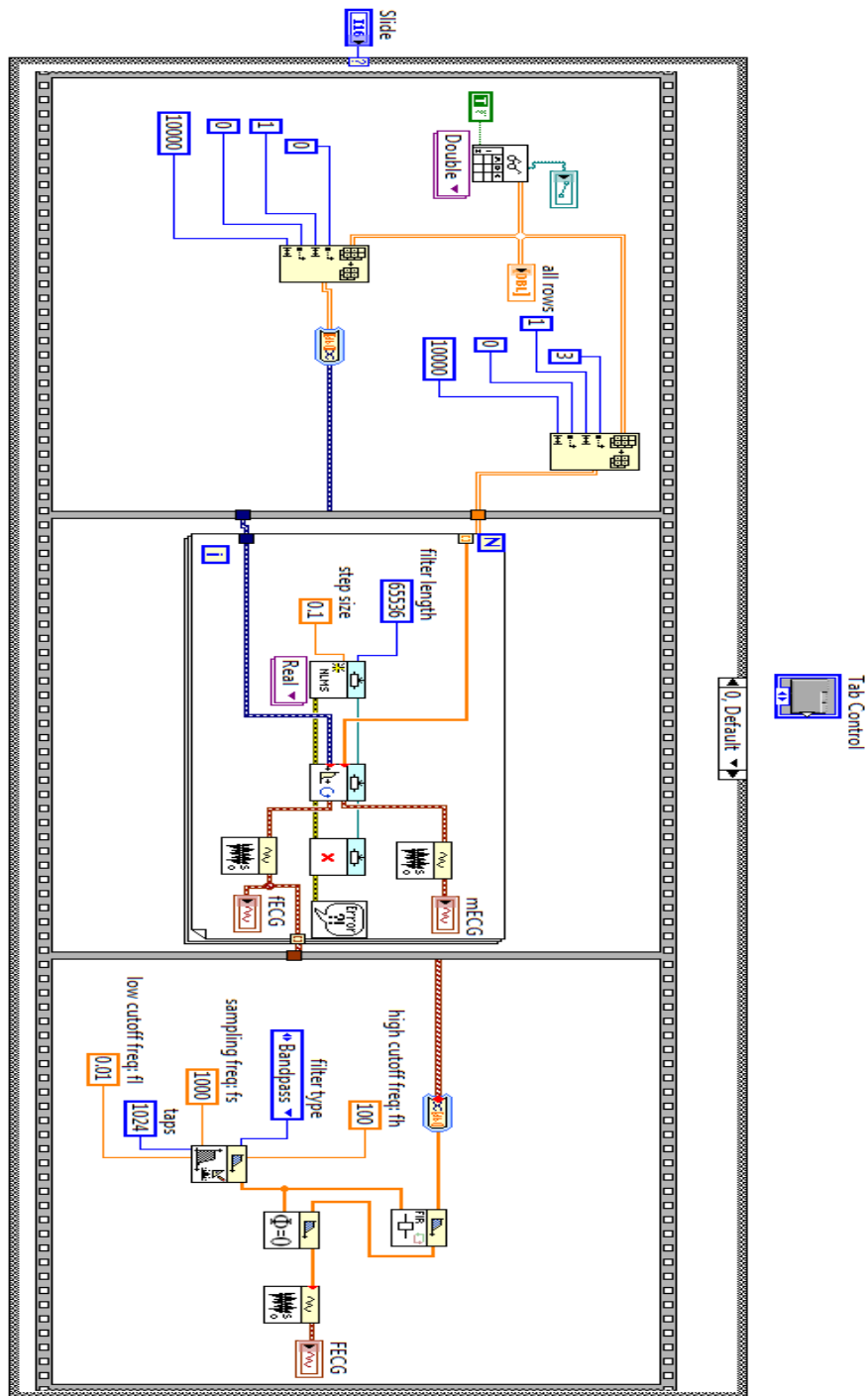
ภาพผนวก ก-2 บล็อกไดอะแกรมในส่วนของการทดลองใช้ Adaptive filter ลดทอนสัญญาณ

รบกวน

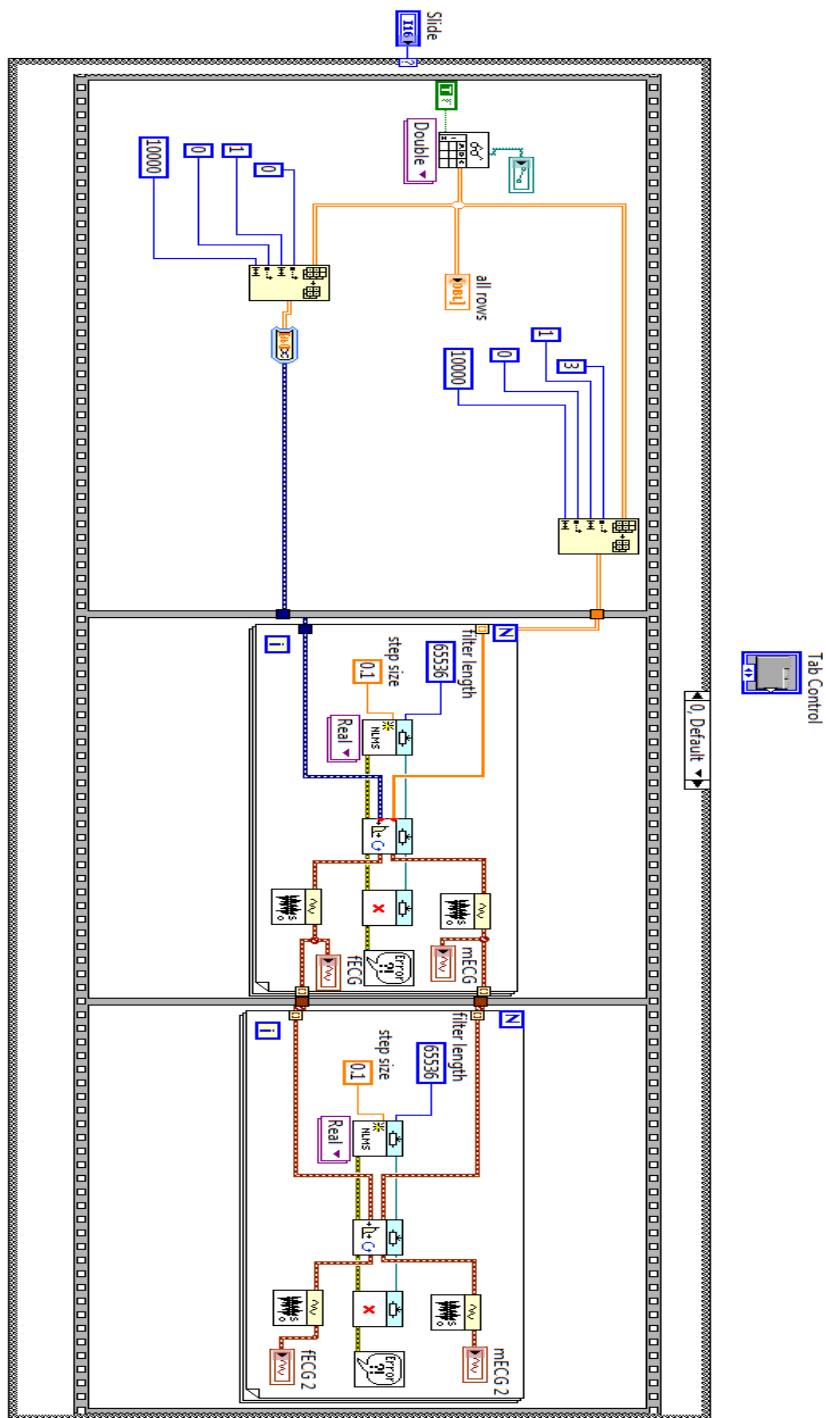




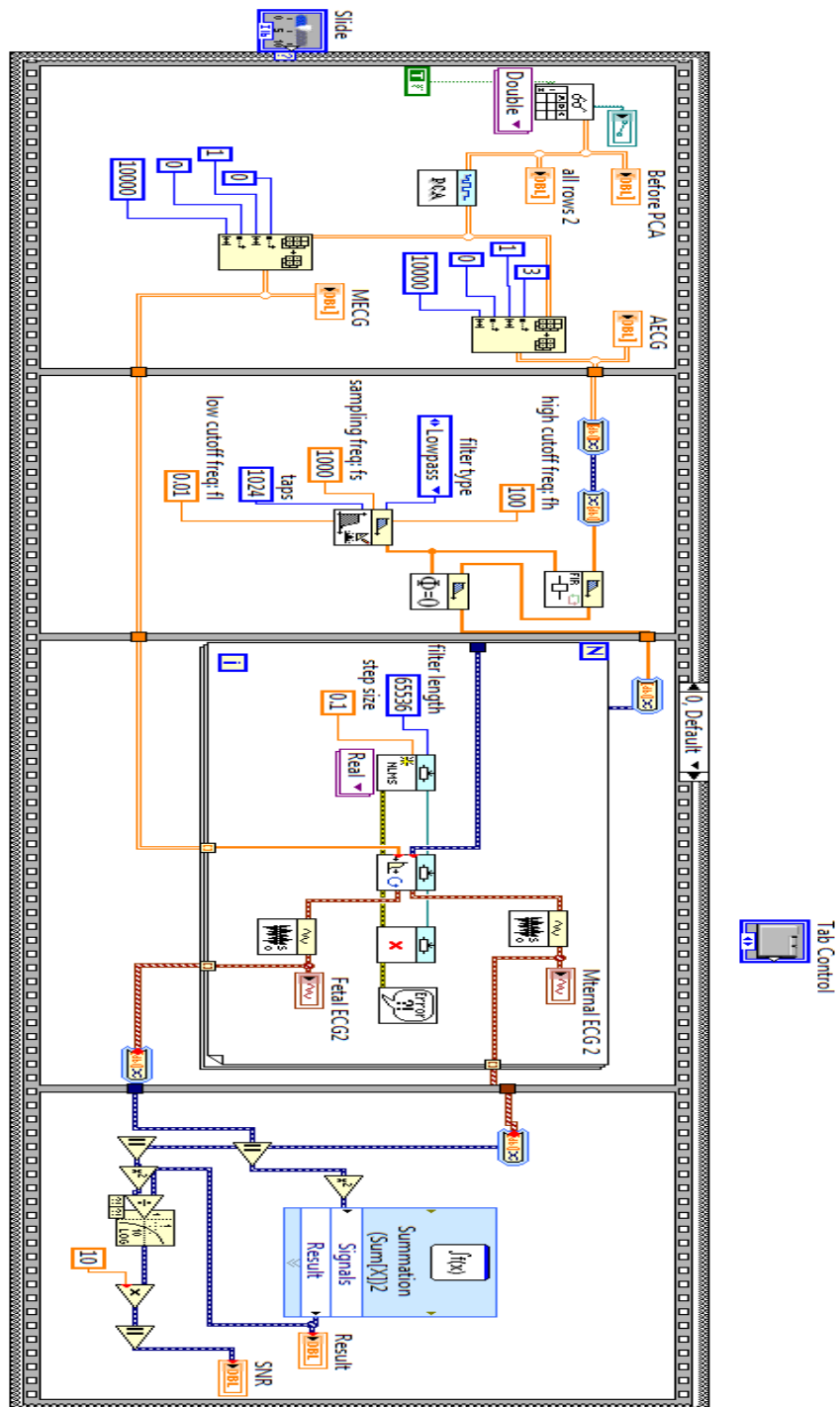
ภาคผนวก ก-3 บล็อกไดอะแกรมในส่วนของการทดลองใช้ FIR filter ร่วมกับ Adaptive filter  
 ลตทอนสัญญาณรบกวน



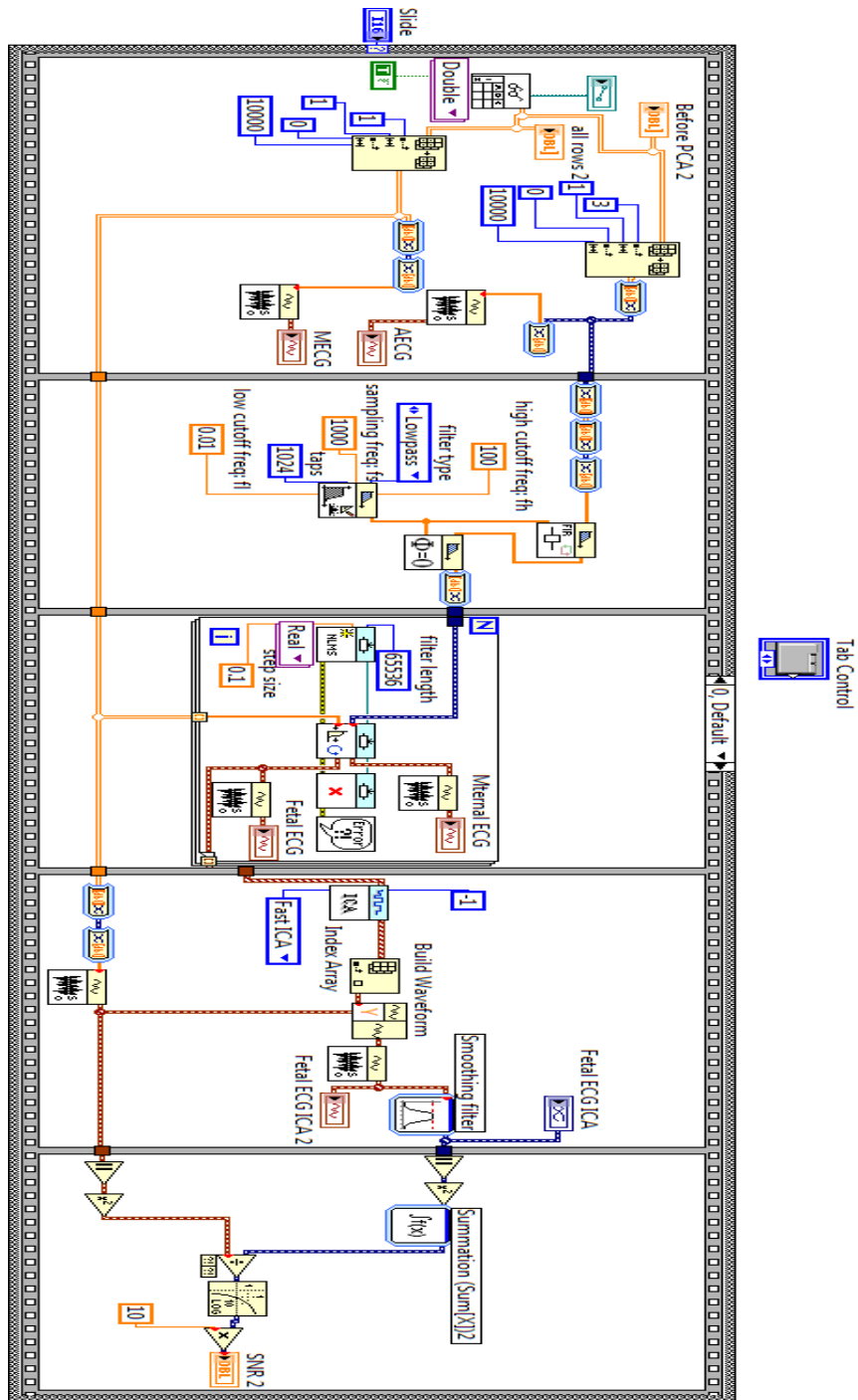
ภาพผนวก ก-4 บล็อกไดอะแกรมในส่วนของการทดลองใช้ Adaptive filter ร่วมกับ FIR filter  
ลดทอนสัญญาณรบกวน



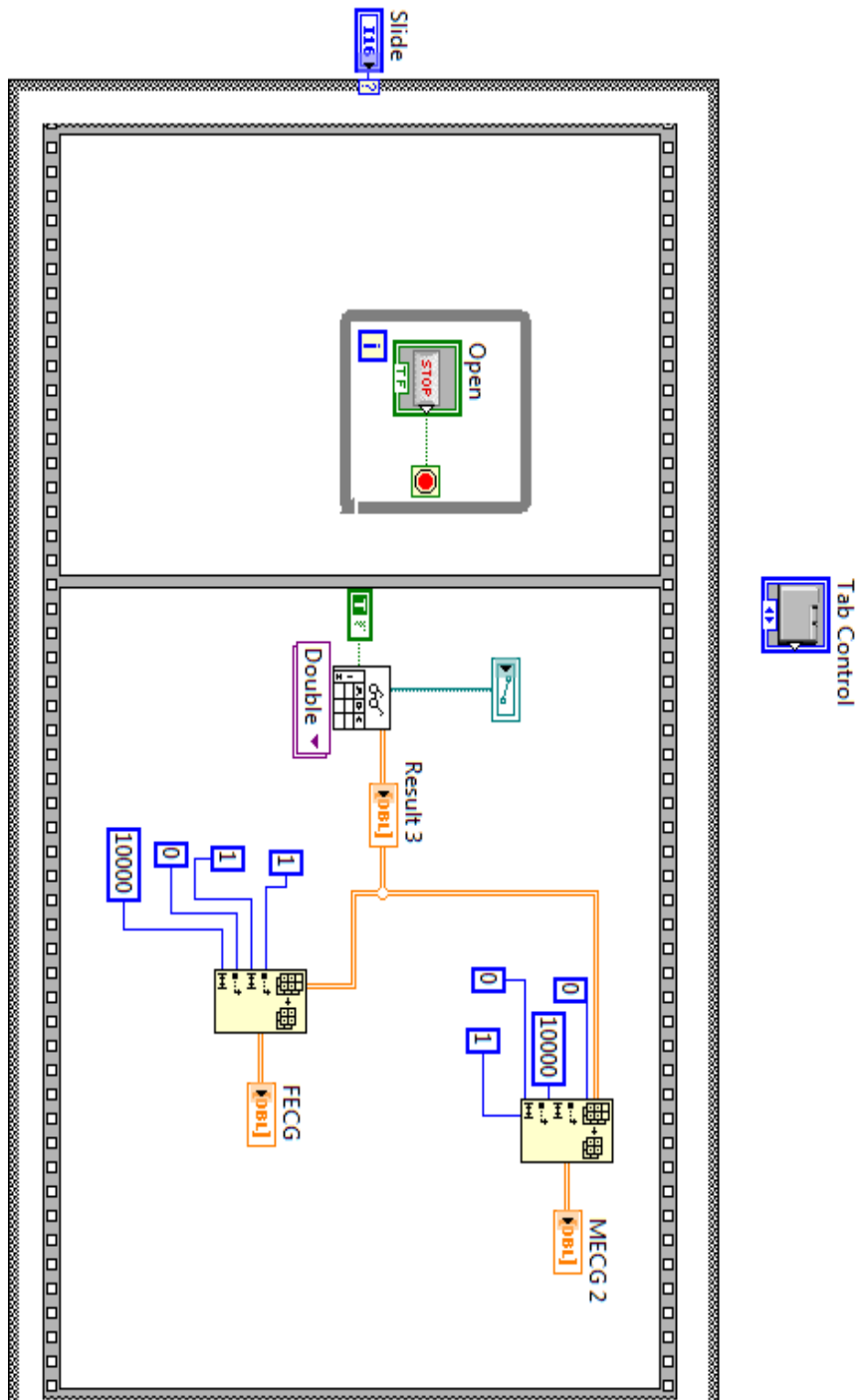
ภาพผนวก ก-5 บล็อกไดอะแกรมในส่วนของการทดลองใช้ Adaptive filter 2 ตัวนำใช้งานร่วมกัน เพื่อลดทอนสัญญาณรบกวน



ภาคผนวก ก-6 บล็อกไดอะแกรมในส่วนของการทดลองใช้ FIR filter ร่วมกับ Adaptive filter  
ลดทอนสัญญาณรบกวนร่วมกับ PCA



ภาคผนวก ก-7 บล็อกไดอะแกรมในส่วนของการทดลองใช้ FIR filter ร่วมกับ Adaptive filter  
ลดทอนสัญญาณรบกวนร่วมกับ IC



ภาพผนวก ก-8 บล็อกไดอะแกรมในส่วนการบันทึกสัญญาณ FECG ที่ผ่านการลดทอนสัญญาณ  
รบกวนแล้ว

## ภาคผนวก ข

**โค้ดทดสอบ Non Gaussian ของสัญญาณ MEGG และ AECG**



```

for t=1:32
    i=6;
    data=load(['fecg' int2str(t) '.txt']);
    data1=(data(:,i)-mean(data(:,i)))/std(data(:,i));
    [n,xout]=ksdensity(data1,[-4:0.08:4]);
    plot(xout,n,'Color',[.7 0.7 0.7])
    hold on
    load('gaussian_value.mat')
    [n2,x2]=ksdensity(gaussian_value,[-4:0.08:4]);
    hold on
end
plot(x2,n2,':k','LineWidth',1.4)
load('laplace_value.mat')
[n3,x3]=ksdensity(laplace_value,[-4:0.08:4]);
hold on

```

## การศึกษาการแยกแยะสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจภายนอกในร่างกายสำหรับทารกในครรภ์

### Investigation of Transcutaneous Fetal Electrocardiogram Classification

กมลวรรณ ยุทธาวรรกุล, พรชัย พุกภัยภัทรานนท์, สาวิตร์ ตันทนุช และ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา

ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

อำเภอหาดใหญ่ จังหวัดสงขลา 90112 โทรศัพท์ : 0-7428-7108

#### บทคัดย่อ

การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของมารดา (maternal electrocardiogram, MCEG) และทารกภายในครรภ์ (fetal electrocardiogram, FECG) ใช้สำหรับการประเมินสถานะความพร้อมก่อนการคลอดนั้น จะทำหน้าที่ตรวจสอบความผิดปกติของหัวใจของทารกในครรภ์ โดยจะทำการวัดสัญญาณ FECG ด้วยการติดอิเล็กโทรดไว้ตรงบริเวณหน้าท้องของมารดา (abdominal electrocardiogram, AECG) แต่กลับมีสัญญาณรบกวนต่างๆ ปะปนอยู่ งานวิจัยชิ้นนี้ได้เสนอวิธีการแยกแยะสัญญาณ FECG ออกจากสัญญาณ AECG โดยจะใช้เทคนิคการแยกแยะสัญญาณแบบเฟอไฟออาร์ (finite impulse response filter, FIR adaptive filter) และตัวกำจัดสัญญาณปะปนแบบปรับตัวเองได้ (adaptive filter) โดยใช้การออกแบบด้วยซอฟต์แวร์ LabVIEW ด้วยสัญญาณจากฐานข้อมูล SISTA/DAISY และ Physionet จำนวน 10 ชุด ข้อมูล ผลปรากฏว่าทั้ง 2 ตัวสามารถแยกแยะสัญญาณ FECG ได้โดยที่ adaptive filter มีประสิทธิภาพในการแยกแยะสัญญาณ FECG ได้ดีกว่า FIR filter จึงจะนำไปสู่การพัฒนาในลำดับต่อไป

คำสำคัญ: คลื่นไฟฟ้าหัวใจ คลื่นไฟฟ้าหัวใจทารกในครรภ์ การแยกแยะสัญญาณแบบเฟอไฟออาร์ ตัวกำจัดสัญญาณปะปนแบบปรับตัวเองได้

#### Abstract

Nowaday, fetal electrocardiogram (FECG) is involved to diagnose both mother and fetus during labor by placing transcutaneous electrodes on the maternal thoracic and abdomen. But, the FECG is often degraded by interferences. This paper aims to investigate the classification of the FECG employed on finite impulse response filter (FIR) and adaptive filter. The LabVIEW is applied to classify 10 FECG data from SISTA/DAISY and Physionet. The experimental result shows that the proposed algorithms are agreed to extract the FECG whereby the adaptive filter is effectiveness. Finally, the proposed algorithm can provide the advantage for further research and clinical assessment.

Keywords: fetal electrocardiogram finite impulse response filter adaptive filter

## 1. คำนำ

ในปัจจุบันเป็นยุคที่มีเทคโนโลยีทางการแพทย์ที่ทันสมัยแต่อัตราการเสียชีวิตของทารกในครรภ์ยังคงมีจำนวนที่สูง ข้อมูลเชิงสถิติในประเทศไทยเมื่อปี 2549[1] พบว่ามีจำนวนการคลอดทั้งหมด 799,478 ราย จำแนกเป็นเกิดมีชีพ 793,623 ราย คิดเป็น 13% ต่อประชากร 1,000 ราย, ทารกเสียชีวิต 5,855 ราย คิดเป็น 7% ต่อประชากร 1,000 รายและจำนวนมารดาเสียชีวิต 93 ราย คิดเป็น 12% ต่อประชากร 1,000 ราย

สาเหตุสำคัญที่ทำให้เกิดการเสียชีวิตนั้นมีสาเหตุมาจากสภาวะแทรกซ้อนระหว่างตั้งครรภ์ โดยสภาวะแทรกซ้อนที่พบได้บ่อยในปัจจุบัน ได้แก่ สภาวะทารกค้ำคั้นน้อย, สภาวะทารกเติบโตช้าในครรภ์, สภาวะความดันโลหิตสูงระหว่างตั้งครรภ์และสภาวะน้ำคร่ำน้อย จากสภาวะแทรกซ้อนที่ได้กล่าวมาข้างต้นจึงจำเป็นต้องมีวิธีการตรวจสอบสุขภาพของทารกภายในครรภ์เพื่อเพิ่มอัตราการรอดชีวิตของทารกแรกเกิด ซึ่งสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 วิธีด้วยกัน [2] ซึ่งโดยทั่วไปแพทย์นิยมใช้การตรวจสอบสุขภาพทารกในครรภ์ด้วยวิธีภายนอกร่างกาย และอีกวิธีเป็นการตรวจภายในมดลูก ซึ่งจะสร้างความเจ็บปวดให้กับมารดาในขณะที่ทำการตรวจและเสี่ยงต่อการเกิดโรคแทรกซ้อน นอกจากนี้พบว่าทารกที่คลอดออกมานั้นจะมีผลเป็นบริเวณศีรษะ อันเนื่องมาจากอุปกรณ์ที่ใช้ในการตรวจอีกด้วย

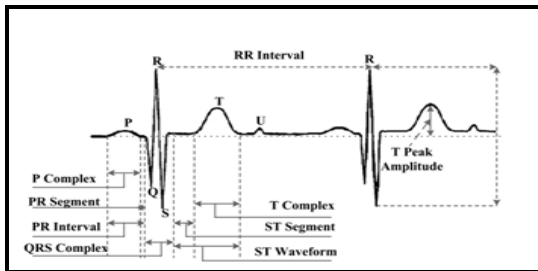
ในปัจจุบันได้มีการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (electrocardiogram, ECG) เป็นวิธีการวัดแบบภายนอกร่างกาย โดยคณะผู้ทำวิจัยได้นำมาประยุกต์ใช้งานกับการวัดสัญญาณ FECG เพื่อที่จะทำการวิเคราะห์ถึงความพร้อมในการคลอดรวมทั้งสุขภาพของมารดาและทารกในครรภ์ แต่เนื่องจากสัญญาณที่วัดออกมาได้นั้นได้มีสัญญาณรบกวนเข้ามาปะปนอยู่ด้วย ได้แก่ สัญญาณรบกวนที่เกิดมาจากการเคลื่อนที่ของมารดาในระหว่างการตรวจสอบสุขภาพของทารก, สัญญาณรบกวนที่เกิดมาจากการบีบตัวของมดลูก รวมทั้งสัญญาณรบกวนที่มาจากสายไฟฟ้าจากเครื่องมือวัด เป็นต้น ทำให้ยากต่อการนำสัญญาณที่วัดได้ไปใช้งานได้โดยตรง

งานวิจัยนี้ได้ทำการพัฒนาตัวแยกแยะสัญญาณระหว่างสัญญาณ FECG และ MECG ออกจากสัญญาณ AECG โดยได้ทำการศึกษาเทคนิคที่ใช้งานอย่างแพร่หลาย เช่น adaptive filter, FIR adaptive filter และตัวกรองแบบไอไออาร์ ( infinite impulse response adaptive filter, IIR adaptive filter) เป็นต้น จากการศึกษาทางสถิติพบว่าประเทศที่นำสัญญาณ FECG มาวินิจฉัยอาการเบื้องต้นนั้น จะเพิ่มอัตราการรอดชีวิตทั้งมารดาและทารก แต่ในประเทศไทยวิธีนี้ยังไม่เป็นที่แพร่หลายเนื่องมาจากเครื่องมือมีราคาสูง[3] นอกจากนี้การวิเคราะห์สัญญาณ FECG สามารถช่วยในเรื่องการเฝ้าระวังผู้ป่วยและบันทึกสัญญาณเพื่อเป็นฐานข้อมูลได้

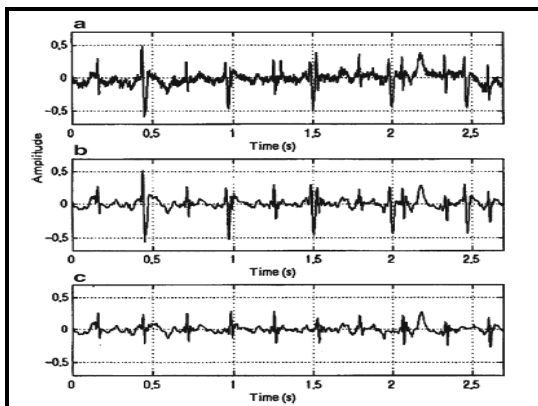
## 2. ทฤษฎีและหลักการเบื้องต้น

### 2.1 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (electrocardiogram, ECG)[4]

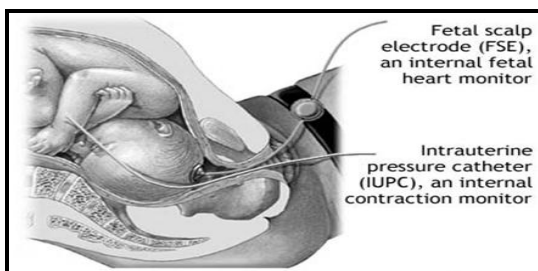
#### 2.1.1 แผนภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 1 แผนภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจ[4]



รูปที่ 2 (a) สัญญาณ AECG; (b) สัญญาณ AECG หลังผ่านการแยกแยะสัญญาณรบกวน; (c) สัญญาณ FECG [2]



รูปที่ 3 invasive fetal electrocardiogram[5]

แผนภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกกำหนดยอดคลื่นย่อย ๆ เป็น P, Q, R, S และ T การแปรผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจอาศัยการพิจารณาลักษณะของคลื่นสัญญาณที่ปรากฏ ความสูงของแต่ละยอดคลื่น และช่วงเวลาที่เกิดคลื่น

โดยความแตกต่างระหว่างคลื่นไฟฟ้าหัวใจของทารกในครรภ์กับมารดานั้น คืออัตราการเต้นของหัวใจทารกในครรภ์มีความถี่ในการเกิดขึ้นมากกว่าของมารดาประมาณ 2 เท่า แต่ขนาดของแอมพลิจูดมีขนาดเล็กกว่า ดังแสดงในรูปที่ 2

### 2.2 วิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทารกในครรภ์มารดา[2]

#### 2.2.1 Internal Monitoring

เป็นการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจทารกในครรภ์แบบภายในร่างกาย (invasive fetal electrocardiography) คือการสอดอิเล็กโทรด (fetal scalp electrodes) ทางช่องคลอดเพื่อไปติดบริเวณศีรษะของเด็กทารกในครรภ์มารดา ดังแสดงในรูปที่ 3

#### 2.2.2 External Monitoring

เป็นการตรวจสภาพทารกในครรภ์มารดาโดยใช้อุปกรณ์ที่อยู่ภายนอกร่างกายตรงบริเวณหน้าท้อง (non-invasive fetal electrocardiogram) เช่น

- fetoscope หรือ pinard[4] เป็นการตรวจโดยใช้เครื่องมือชนิด

หนึ่งที่มีหูฟังใช้ตรวจฟังเสียงหัวใจทารกในครรภ์มารดาบริเวณหน้าท้อง

- nonstress test [6] เป็นการตรวจการทำงานของหัวใจของทารกคือ

เมื่อมีการขยับเคลื่อนไหวตัวเองหรือมีการกระตุ้นให้มีการเคลื่อนไหว มักนิยมทำการตรวจเมื่อมีอายุครรภ์ได้ 32-36 สัปดาห์ ซึ่งข้อเสียก็คือ การเคลื่อนไหวของทารกนั้นไม่สามารถที่จะบ่งชี้สุขภาพของทารกภายในครรภ์ได้อย่างแท้จริง

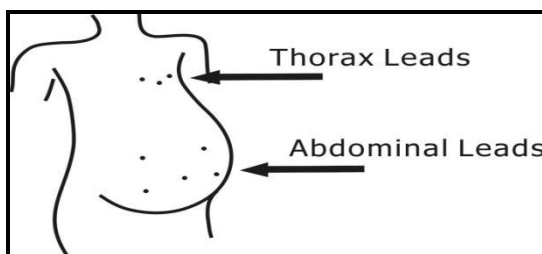
- doppler ultrasound[6] เป็นการประเมินสุขภาพทารกในครรภ์

สภาวะความเสี่ยงสูง โดยเฉพาะการแยกทารกที่โตช้าในครรภ์ ออกจากทารกที่มีขนาดเล็กได้ เป็นต้น ซึ่งข้อเสียของวิธีการนี้คือต้องใช้ผู้เชี่ยวชาญในการอ่านผลที่ได้แสดงออกมา

2.2.3 ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด[7] จากการศึกษาพบว่า การวางอิเล็กโทรดแบ่งออกเป็น 2 บริเวณด้วยกันคือ

- บริเวณหน้าอกของหญิงตั้งครรภ์เพื่อวัดสัญญาณMECG
- บริเวณหน้าท้องของหญิงตั้งครรภ์เพื่อวัดสัญญาณ

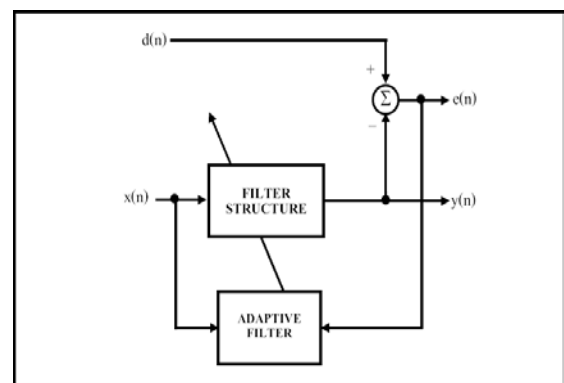
AECG ดังแสดงในรูปที่ 4



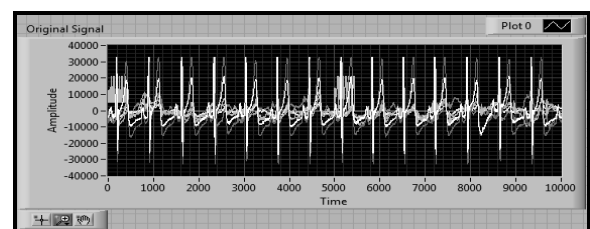
รูปที่ 4 ตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด[8]

### 2.3 ตัวแยกแยะสัญญาณ

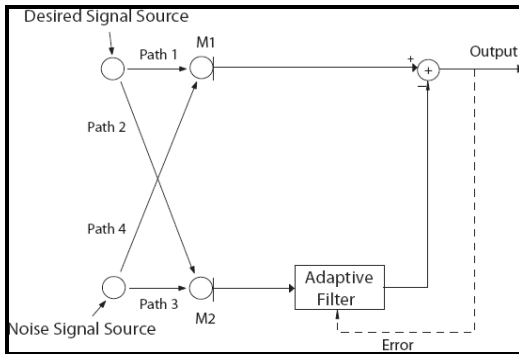
2.3.1 ตัวกรองแบบปรับตัวเอง (adaptive) [9] เป็นตัวกรองที่สามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพในสภาพแวดล้อมที่ไม่สามารถคาดเดาได้และการติดตามสัญญาณอินพุทที่มีคุณลักษณะที่แปรเปลี่ยนตามเวลาได้ โดยรูปแบบทั่วไปของตัวกรองสัญญาณแบบปรับตัวเองแสดงไว้ในรูปที่



รูปที่ 5 adaptive filter[9]



รูปที่ 6 ข้อมูลที่ได้จาก SISTA/Daisy และ Physionet



รูปที่ 7 adaptive noise cancellation[9]

ประกอบด้วยสัญญาณอินพุต  $x(n)$  และ  $d(n)$  สัญญาณเอาต์พุต  $y(n)$  และสัญญาณค่าความผิดพลาด  $e(n)$  ซึ่งเป็นผลต่างของสัญญาณที่ต้องการ  $d(n)$  และสัญญาณเอาต์พุต  $y(n)$

**2.3.2 ตัวแยกแยะสัญญาณแบบเอฟไออาร์ (FIR filter)[10]** ตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ จัดเป็นตัวกรองสัญญาณแบบไม่เวียนบังเกิด (non recursive) จึงไม่มีการป้อนกลับด้านอินพุต และนอกจากนี้ตัวกรองสัญญาณแบบเอฟไออาร์ สามารถออกแบบให้ผลตอบสนองทางความถี่ของเฟสเป็นเชิงเส้นได้อย่างแท้จริง

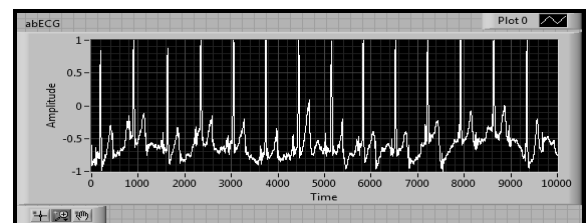
### 3. วิธีการทดลอง

ในงานวิจัยชิ้นนี้ได้ทำการทดสอบตัวอัลกอริทึมที่ทำหน้าที่ในการแยกแยะสัญญาณ โดยใช้วิธีการของ adaptive filter และ FIR filter เพื่อหาความแตกต่างระหว่างตัวกรองสัญญาณทั้ง 2 ชนิด โดยจะทำการออกแบบไว้บน LabVIEW มาทำการทดสอบถึงประสิทธิภาพในการทำงาน ซึ่งข้อมูลที่น่ามาทดสอบนั้น ถูก

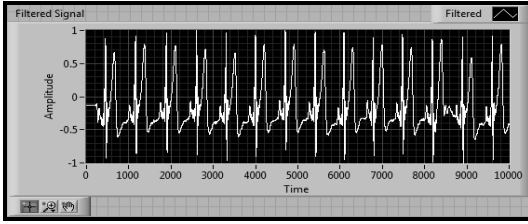
นำมาจาก SISTA/Daisy และ Physionet[11] จำนวน 10 ชุดข้อมูล

จากสัญญาณในรูปที่ 6 มีทั้งหมด 6 ช่องสัญญาณด้วยกัน ได้แก่ สัญญาณช่องที่ 1 และ 2 เป็นสัญญาณ MECG ส่วนสัญญาณช่องที่ 3, 4, 5 และ 6 เป็นสัญญาณ AECG และทำการออกแบบตัวแยกแยะสัญญาณเพื่อทำการเปรียบเทียบประสิทธิภาพ โดยจะออกแบบให้ FIR filter นั้นเป็นชนิดของตัวกรองผ่านแถบความถี่ (bandpass filter) ที่มีค่า low cut-off frequency = 0.0001, high cut-off frequency = 0.01, sampling frequency = 1000 Hz และค่า order = 1021 และในส่วนของ adaptive filter ได้กำหนดให้เป็นชนิดของ adaptive noise cancellation ซึ่งมีโครงสร้างตามรูปที่ 7 ซึ่งกำหนดให้ค่า filter length = 10,000 และค่า step size = 1 โดยในการทดลองจะให้ desired signal source คือสัญญาณ AECG และ noise signal source คือสัญญาณ MECG

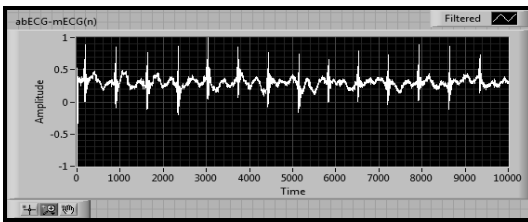
### 3.1 ผลการทดลอง



รูปที่ 8 สัญญาณ AECG ก่อนการแยกแยะสัญญาณ



รูปที่ 9 สัญญาณ FECG ที่ได้จากการใช้ FIR filter



รูปที่ 10 สัญญาณ FECG ที่ได้จากการใช้ adaptive filter

จากรูปที่ 9 เป็นการแยกแยะสัญญาณจากรูปที่ 8 โดยใช้วิธีการของ FIR filter พบว่าสามารถที่จะแยกแยะสัญญาณ FECG ออกจากสัญญาณ AECG ได้แต่ในสัญญาณที่ได้ออกมานั้นพบว่า มีสัญญาณรบกวนปะปนอยู่กับสัญญาณ FECG และมีการหน่วงเวลาของสัญญาณที่ได้มาอีกด้วย จากนั้นจึงทำการทดลองการแยกแยะสัญญาณ FECG โดยใช้วิธีการของ adaptive filter ในรูปที่ 10 สัญญาณที่ได้ออกมานั้นสามารถตัดปัญหาในเรื่องของสัญญาณมีการหน่วงเวลาออกไปได้แต่ยังพบว่ายังมีปัญหาในเรื่องของสัญญาณรบกวนที่เข้ามาปะปนกับสัญญาณ FECG ซึ่ง adaptive filter นั้นมีความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนได้ดีกว่าการใช้วิธีการของ FIR filter

#### 4. วิจารณ์และสรุปผลการทดลอง

จากการทดลองสรุปได้ว่าในเบื้องต้นนั้นสามารถที่จะแยกสัญญาณ FECG และ MECG ออกมาได้ ซึ่ง adaptive filter นั้นมีประสิทธิภาพในการแยกแยะสัญญาณได้ดีกว่าเมื่อเทียบกับ FIR filter แต่ยังคงมีสัญญาณรบกวนปะปนอยู่กับสัญญาณ FECG ที่ออกมา ถึงแม้ว่า FIR filter นั้นจะมีประสิทธิภาพด้อยกว่า แต่ยังมีข้อดีในส่วนของผลตอบแทนของความถี่ของเฟสนั้นเป็นเชิงเส้นและจะเสถียรเสมอ เนื่องจากโครงสร้างปราศจากส่วนป้อนกลับ ในทางกลับกัน adaptive filter ก็มีข้อด้อยในส่วนของใช้เวลาในการประมวลผลมากและการออกแบบทำได้ยากกว่า FIR filter จึงต้องพัฒนาประสิทธิภาพในการแยกแยะสัญญาณออกจากสัญญาณรบกวนให้ดีขึ้นในลำดับต่อไป

#### 5. กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยชิ้นนี้ได้รับการสนับสนุนทุนจาก บัณฑิตวิทยาลัยและคณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

#### เอกสารอ้างอิง

[1] กระทรวงสาธารณสุข. “จำนวนอัตราการเกิด-การตายของทารกในประเทศไทยตั้งแต่ปี 2534-2549.”

<http://bps.ops.moph.go.th/Healthinformation/สถิติ51ขึ้นWeb/2.1-51.pdf>,

May. 5, 2010 [Sep. 1 2010].

[2] M.A. Hasan, M.B.I. Reaz, M.I. Ibrahimy, M.S. Hussain and J. Uddin. "Detection and Processing Techniques of FECG Signal For Fetal Monitoring" Biological Procedures online, Vol.11, Number 1/Dec. 2009.

[3] "คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล"

Internet:[www.si.mahidol.ac.th/Th/division/doin/.../tor\\_files/337\\_2.doc](http://www.si.mahidol.ac.th/Th/division/doin/.../tor_files/337_2.doc), [March 13, 2010].

[4] ผศ.สาวิตรี ตันตานุช. Biomedical Instrumentation, บทที่ 6 "หัวใจและระบบไหลเวียนเลือด" ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

[5] "Pregnancy Guide"  
Internet:[www.umm.edu/pregnancy/000138.htm](http://www.umm.edu/pregnancy/000138.htm), Oct. 22,2008 [Aug. 9 2010].

[6] รศ.พญ.จิตเกษม สุวรรณรัฐ. สุขภาพและโรคของสตรี 1, 2, 3, "การประเมินสุขภาพทารกในครรภ์" ภาควิชาสูติศาสตร์และนรีเวชวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์.

[7] J. F. Pieri, J. A. Crowe, B. R. Hayes-Gill, C. J. Spencer, K. Bhogal and D. K. James. "Compact long-term recorder for the transabdominal foetal and maternal electrocardiogram" *Medical and Biological Engineering and Computing*, Vol.39, No.1, pp.118-125, Jan. 2001.

[8] "Fetal ECG Extraction using LabVIEW."

Internet:

<http://zone.ni.com/devzone/cda/tut/p/id/11248>, Apr. 2,2010 [Aug. 9 2010].

[9] ชลิต จิตต์สวัสดิ์ไทย "การลดทอนสัญญาณรบกวนบนคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ตัวกรองเชิงเลขแบบปรับตัวได้" วิทยานิพนธ์ วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต ภาควิชาอุปกรณ์การแพทย์ ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์บัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ 2549.

[10] ดร.ไพรัช รัชชพงษ์. *การประมวลสัญญาณดิจิทัล ตอนการออกแบบวงจรกรองดิจิทัล*. กรุงเทพฯ ประเทศไทย: สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี, 2535.

[11] "Non-Invasive Fetal Electrocardiogram Database" Internet:  
[www.physionet.org/physiobank/database/nifecg\\_db/](http://www.physionet.org/physiobank/database/nifecg_db/), Nov. 16, 2003 [Jul. 27 2010].

### ประวัติผู้เขียนบทความ



**กมลวรรณ ยุทธาวรรกุล** สำเร็จ การศึกษาระดับปริญญาตรี สาขา วิศวกรรมไฟฟ้า คณะ วิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ พ.ศ. 2552 ปัจจุบันกำลังศึกษาระดับ ปริญญาโท สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะ วิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์



# Investigation of Transcutaneous Fetal Electrocardiogram Classification

**Kamonwan Yutthaworakul\*, Sawit Tanthanuch, Pornchai Phukpattaranont and Booncharoen Wongkittisuksa**

Prince of Songkla University, Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Thailand

\*email: y\_kamon\_1@hotmail.com

**Abstract:** *Electrocardiogram (ECG) is external monitoring. It is applied for fetal monitoring and called fetal electrocardiogram (FECG). The FECG is involved to diagnose both mother and fetus during labor by placing transcutaneous electrodes on the maternal thoracic and abdomen. But, the FECG is often degraded by interferences. This paper aims to investigate the FECG classification employed on finite impulse response filter (FIR filter). Besides, adaptive filter (adaptive noise cancellation) has worked effectively in an unpredictable environment. The LabVIEW is applied to classify data from SISTA/DAISY and Physionet database[1]. The results show the effectiveness of the algorithm in classifying FECG. It is FIR filter cascading with adaptive filter. It gives average SNR about 25.655.*

**Keywords:** electrocardiogram/ fetal electrocardiogram/ finite impulse response filter/ adaptive filter.

## 1. INTRODUCTION

The present day has modern medical technology but the death rate of fetus has increase. In 2006, Thailand statistics show all fetus 799,478, they were alive 793,623 (13% of 1,000 fetus) while babies died 5,833 (7% of 1,000 fetus). The number of mothers were died 93 people (12% of 1,000 mothers)[2]. Causes of death are complication of pregnancy women. These are intrauterine growth retardation (IUGR), prematurity, oligohydramnios and preeclampsia[3]. The standards of medical diagnosis are internal and external monitoring. Internal monitoring involved a small scalp electrode place on the fetal head through the cervix. However, there may be a risk of complication[4]. External monitoring is more safety because of noninvasive method[4]. The electrodes are placed on the maternal's abdomen

that can sense fetal heart rate and uterine contractions signals[4]. This paper aims to investigate the FECG classification employed on finite impulse response filter (FIR filter)[5]. It is non recursive filter and can easily be designed to be linear phase. Besides, adaptive filter (adaptive noise cancellation) has worked effectively in an unpredictable environment[5]. The LabVIEW is applied to classify data from SISTA/DAISY and Physionet database.

## 2. THEORY

### 2.1. Electrocardiogram (ECG)

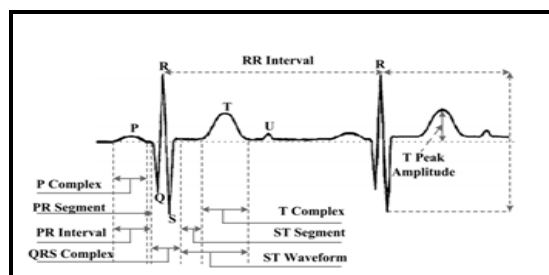


Fig.1. Electrocardiogram

### 2.2 Fetal Heart Rate monitoring (FHR monitoring)

FHR has become a routine physiological measurement both during labor and delivery.

#### 2.2.1 Internal monitoring [6]

Internal monitoring involves the placement of a small plastic device through the cervix. However, infection with this device may pose a slight risk. External monitoring is meant to be non-invasive. Electrodes are placed on the maternal's abdomen to sense fetal heart rate, as shown in Fig.2.

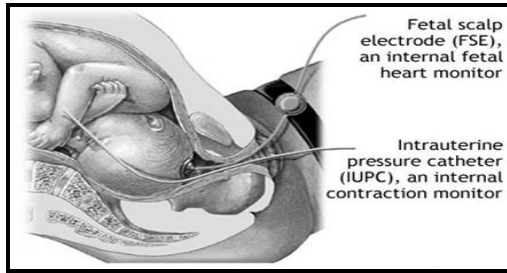


Fig.2. Internal monitoring

### 2.2.2 External monitoring [6]

External monitoring is done through the skin and is not meant to be invasive. The method consist of

- *Fetoscope or pinard* is used for listening to the fetal heartbeat from mother's abdomen.
- *The nonstress test (NST)* is another way of externally monitoring the baby. The NST can be done as early as the 27th week of pregnancy and it measures the FHR accelerations with normal movement.
- *Doppler ultrasound* device is small device that is pressed against mother's abdomen. This device uses a form of ultrasound to convert sound waves into signals of fetal heartbeat.

### 2.3 Placement of leads [7]

The most convenient acquisition of the FECG signal is by means of surface, abdominal electrodes, a technique first reported in 1906 as shown in Fig.3. However as mentioned above, it is strongly contaminated by the MECG signal and other noises.

- *Efficient implementation:* FIR filters can be implemented efficiently using DSP processors with hardware MACs, circular addressing and special instructions for FIR filtering.

### 2.5 Adaptive filter [5]

An (adaptive filter (adaptive noise cancellation) is a self-optimized system to make itself suitable for our requirements as shown in Fig.4. Here the noisy abdominal signal is given an input and a thoracic electrode output signal is given as reference input.

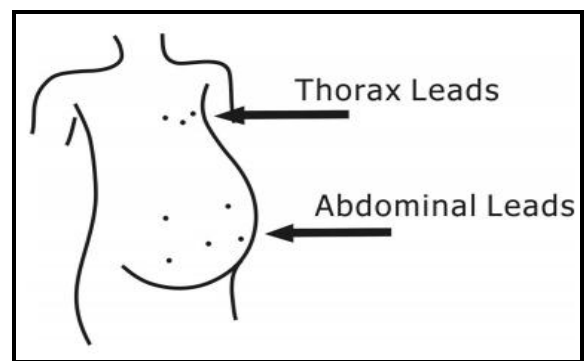


Fig. 3. Placement of leads.[9]

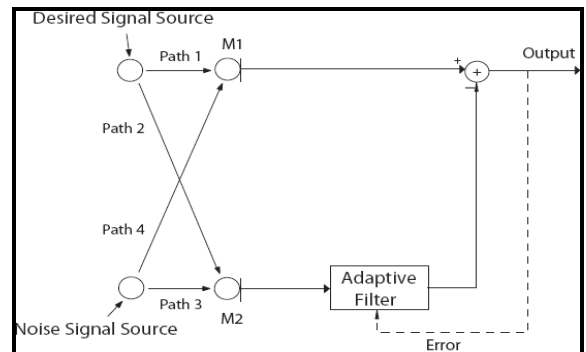


Fig.4. Block Diagram of Adaptive filter

### 2.4 Finite Impulse Response filter (FIR filter) [8]

The major advantage of FIR filters are :

- *Linear phase:* FIR filters can have an exact linear-phase response, resulting in a constant group delay over the frequency range of interest. Therefore, no phase distortion is introduced by the filter.
- *Guaranteed stability:* FIR filters are always stable due to nonrecursive realization.
- *Fewer finite-precision errors:* FIR filters are less sensitive to finite-wordlength effects such as coefficient quantization errors and roundoff noise.

### 2.6 Signal-to-Noise Ratio (SNR) [10]

SNR is a measure used in science and engineering to quantify how much a signal has been corrupted by noise, as

$$SNR = \frac{P_{signal}}{P_{noise}} = 20 \log_{10} \frac{A_{signal}}{A_{noise}}, \quad (1)$$

where,  $P_{signal}$ ,  $P_{noise}$  of signal and noise are Electric power (watt),  $A_{signal}$  and  $A_{noise}$  of signal and noise are amplitude, respectively.

### 3. METODOLOGY METHOD

The ECG is external monitoring. It is applied for fetal monitoring and called the FECG signal. The FECG signal is involved to diagnose both mother and fetus during labor by placing transcutaneous electrodes on the maternal thoracic and abdomen[11]. In addition, we will indicate the performance of algorithm by SNR. The experiment is to examine performance of FIR filter and adaptive filter combination.

#### Specifications of AECG data

- The gestation period varies from 22 to 40 weeks
- 2 thoracic signals
- 3 or 4 abdominal signals
- Electrode position was varied in order to improve SNR.
- Bandwidth: 0.01 Hz-100 Hz
- Sampling rate: 1kHz as shown in Fig.4.

### 4. RESULT

The proposed classification was assessed by using real composite signal comprising of MEGC as shown in Fig.6 and FECG. The noise is due to mother's electromyogram activity. Fig.7 shows the AECG signal before classification. Fig.8 show the result for the FECG signal after classification. Table. 1 shows performance of SNR measures.

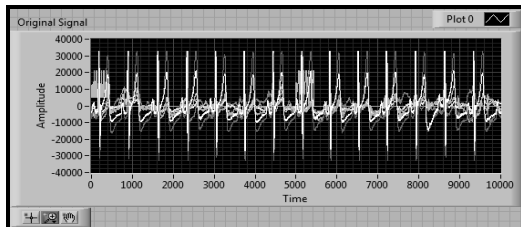


Fig.5. The signals from SISTA/DAISY and Physionet

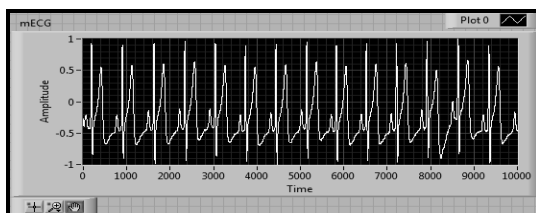


Fig.6. The MEGC signal

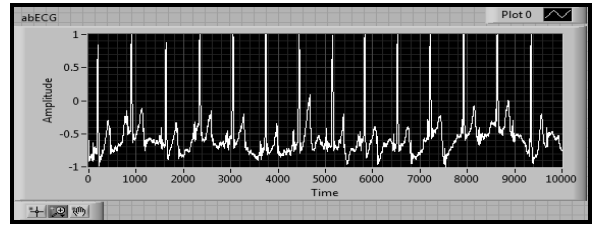


Fig.7. The AECG signal

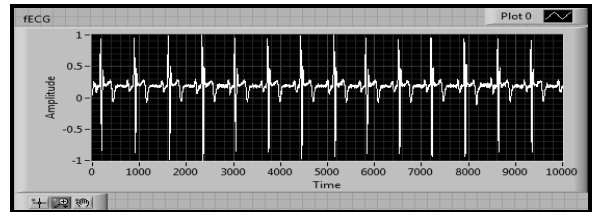


Fig.8. The FECG signal after classification

Table 1. Performance of SNR measures.

FIR filter+Adaptive filter			
Data	Signal	SNR(dB)	
		before	after
fecg244	1	5.239	29.375
	2	1.327	28.289
	3	2.171	32.522
	4	4.579	18.328
fecg392	1	5.940	26.576
	2	47.337	16.125
	3	12.926	27.059
	4	0.221	26.970

### 5. CONCLUSION AND DISCUSSION

The results show the effective FECG classification. It is FIR filter cascading with adaptive filter. It gives average SNR about 25.655 dB. The proposed classification agree to suppress noise due to maternal signals, uterine contractions and external electrical interference. Furthermore, it can assist clinicians for diagnosis during labor and can be developed for commercial instruments.

### 6. REFERENCE

- 1] "Non-Invasive Fetal Electrocardiogram Database" Internet: [www.physionet.org/physiobank/database/nifecgdb/](http://www.physionet.org/physiobank/database/nifecgdb/), Nov. 16, 2003 [Jul. 27 2010].
- [2] available on: <http://bps.ops.moph.go.th/Healthinformation/สถิติ51พจนWeb/2.1-51.pdf>, [Sep. 1 2010].
- [3] available on : [www.si.mahidol.ac.th/Th/division/doin/.../tor\\_file\\_s/337\\_2.doc](http://www.si.mahidol.ac.th/Th/division/doin/.../tor_file_s/337_2.doc), [March 13, 2010].

- [4] M.A. Hasan, M.B.I. Reaz, M.I. Ibrahimy, M.S. Hussain and J. Uddin. "Detection and Processing Techniques of FECG Signal For Fetal Monitoring" *Biological Procedures online*, Vol.11, Number 1/Dec. 2009.
- [5] Chalit Jittsawadthai "Noise Eliminate in ECG using Adaptive filter". *Biomedical Instrument*, King Mongkut's Institute of Technology North of Bangkok, 2006.
- [6] M.A. Hasan, M.B.I. Reaz, M.I. Ibrahimy, M.S. Hussain and J. Uddin. "Detection and Processing Techniques of FECG Signal For Fetal Monitoring" *Biological Procedures online*, Vol.11, No. 1/Dec. 2009.
- [7] R.K. Jatoth, S.S. Anoop, C.M. Prabhu. "An intelligent Adaptive Cancellation System for the Extraction of Fetal Electrocardiogram," presented at the 8<sup>th</sup> Int. Conf. SIGNAL PROCESSING, ROBOTICS and AUTOMATION, Wisconsin, USA, 2009.
- [8] S.M. Kuo and W.S. Gan. "Finite-Impulse Response Filtering," in *DIGITAL SIGNAL PROCESSORS Architectures, Implementations, and Applications*, 1<sup>st</sup> ed., New Jersey: Pearson Prentice Hall, 2005, pp. 305-306.
- [9] "Signal-to noise ratio". Internet: [http://en.wikipedia.org/wiki/Signal-to-noise\\_ratio](http://en.wikipedia.org/wiki/Signal-to-noise_ratio), Sep. 19, 2010 [Sep.19, 2010].
- [10] "Fetal ECG Extraction using LabVIEW." Internet : <http://zone.ni.com/devzone/cda/tut/p/id/11248>, Apr. 2, 2010 [Aug. 9, 2010].
- [11] "Locations of lead sensors for 8-channel maternal ECG acquisition system (including 5 abdominal leads and 3 thorax leads)". Internet : <http://zone.ni.com/devzone/cda/tut/p/id/11248>, Apr., 2, 2010 [Apr. 25, 2010].

