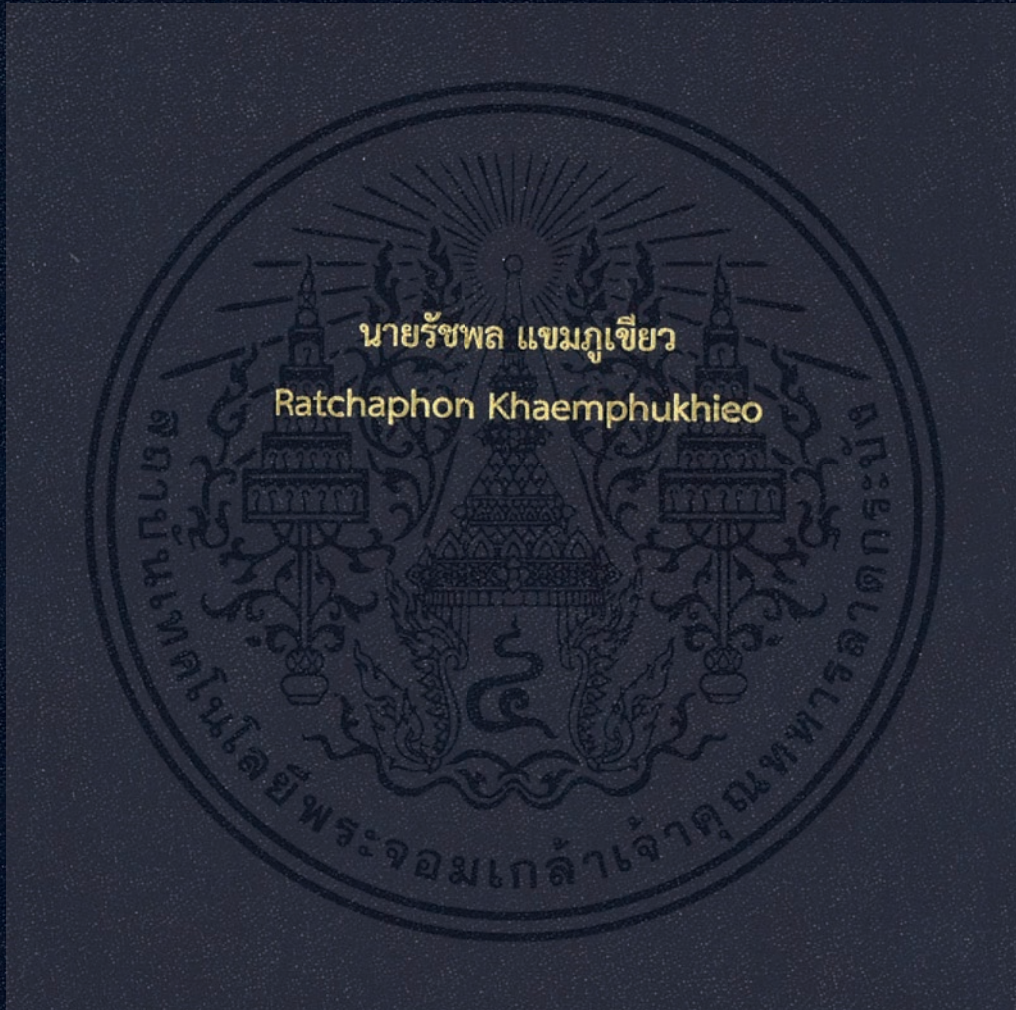


การแสดงผลสถานะสัญญาณชีพโดยใช้เรดาร์แบบไม่สัมผัส  
Vital sign monitoring by using Radar non-contact



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต  
คณะวิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ปีการศึกษา 2561



การแสดงผลสถานะสัญญาณชีพโดยใช้เรดาร์แบบไม่สัมผัส  
Vital sign monitoring by using Radar non-contact




ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต  
คณะวิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ปีการศึกษา 2561

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ปริญญานิพนธ์	สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ ปีการศึกษา 2561
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะ	วิศวกรรมศาสตร์
	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหาร ลาดกระบัง
เรื่อง	การแสดงผลสถานะสัญญาณชีพโดยใช้เรดาร์แบบไม่สัมผัส
	Vital sign monitoring by using Radar non-contact
ผู้จัดทำ	นายรัชพล แคมภูเขียว รหัสประจำตัวนักศึกษา 58011056

ปริญญานิพนธ์นี้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว

  
 (ผศ.ดร.สุพันธ์ ตั้งจิตกุลมั่น)  
 อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์



หัวข้อวิทยานิพนธ์	การแสดงผลสถานะสัญญาณชีพโดยใช้เรดาร์แบบไม่สัมผัส
นักศึกษา	นายรัชพล แคมภูเขียว
ปริญญา	ปริญญาตรี
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์
ปีการศึกษา	2561
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ผศ.ดร.สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น

### บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์นี้นำเสนอระบบการวัดอัตราการหายใจเด็กทารกจำลองในตู้อบเด็กแบบไร้การสัมผัสด้วยเรดาร์ ในการแพทย์สมัยใหม่ระบบไร้การสัมผัสนี้มีแนวโน้มเข้ามาทดแทนระบบเก่าที่ใช้การวัดแบบสัมผัส ระบบเรดาร์นี้ใช้โมดูลสัญญาณต่อเนื่องความถี่ 24 GHz ซึ่งเป็นย่านที่สามารถตรวจจับการหายใจได้ชัดเจนกว่าความถี่ต่ำ นอกจากนี้ได้นำเสนอเทคนิคการปรับปรุงสัญญาณทางโดเมนเวลา ด้วยค่าเฉลี่ยกำลังสองและฟิลเตอร์ความถี่มาช่วยทำให้การวัดอัตราการหายใจมีความแม่นยำใกล้เคียงกับการวัดแบบสัมผัส สุดท้ายนี้เป็นการนำเสนอวิธีการเรียนรู้เชิงลึกเพื่อเพิ่มความแม่นยำ และเลือกช่วงเวลาในการวัดที่เหมาะสม ผลที่ได้คือช่วงเวลาขณะร่างกายขยับมีความถูกต้อง 87.49% ช่วงเวลาขณะหายใจมีความถูกต้อง 74.98% และช่วงเวลาที่ไม่มียเด็กทารกในตู้อบมีความถูกต้อง 98.69%

คำสำคัญ : เรดาร์, Deep learning, การคัดเลือกตัวแปร (Feature), โดเมนเวลากับโดเมนความถี่ (Wavelet), สามารถแยกแยะกลุ่ม (Classification)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



Thesis Title	Vital sign monitoring by using Radar non-contact
Student	Mr.Ratchaphon Khaemphukhieo
Degree	Bachelor of Engineering
Program	Biomedical Engineering
Year	2018
Thesis Advisor	Asst.Prof.Dr.Supan Tungjikusolmun

## ABSTRACT

This thesis proposes a system to measure the rate of respiration of infants in a infants incubator without contact with radar.

In modern medicine, this non-contact system tends to replace old systems that use contact measurement. This radar system uses a 24 GHz continuous signal module, which is a region that can detect breathing more clearly than low frequencies. In addition, a technique for improving time signals via the domain With the root mean square and frequency filters to help measure the respiration rate with accuracy close to the contact measurement.

Finally, this is a presentation of deep learning methods to increase accuracy. And for the appropriate measurement period, the result is 87.49% for Body flipping, 74.98% for accuracy breathing and 98.69% for accuracy Non-activity

**Keywords :** Radar, Deep learning, Feature, Wavelet, Classification



## สารบัญ

บทคัดย่อ.....	IV
ABSTRACT.....	V
สารบัญ.....	VIV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญภาพ.....	XI
กิตติกรรมประกาศ.....	XI
บทที่ 1.....	1
บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	1
1.3 สมมติฐานของการศึกษาวิจัย.....	1
1.4 ขอบเขตการวิจัย.....	1
บทที่ 2.....	2
ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	2
2.1 การหายใจ.....	2
2.1.1 ภาวะอัตรการหายใจผิดปกติ.....	3
2.1.2 ความลึกของการหายใจ.....	4
2.1.3 ความผิดปกติของการหายใจ.....	4
2.1.4 จังหวะของการหายใจ.....	4
2.1.5 ข้อควรจำในการวัดการหายใจ.....	4
2.2 ผื่นแพ้จากการสัมผัส (Contact dermatitis).....	5
2.3 น้ำหนักเด็กแรกเกิด.....	6
2.4 ทรอปเปอร์เรตาร์สัญญาณชีพเทคนิค.....	8
2.5 ชนิดของคลื่น (Type of Wave).....	10

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



2.5.1	แบบต่อช่วง (Burst).....	10
2.5.2	แบบต่อเนื่อง (Continuous).....	10
2.6	อะคูสติคพารามิเตอร์.....	11
2.7	ทฤษฎีพื้นฐานของการแปลงเวฟเล็ต.....	12
2.7.1	การแปลงฟูเรียร์ (Fourier transform : FT).....	12
2.7.2	การแปลงกาบอร์ (Gabor Transform :GT).....	14
2.7.3	การแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้น (Shot-Time Fourier Transform : STFT).....	14
2.8	การแปลงเวฟเล็ต (Wavelet Transform : WT).....	16
2.9	การแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง (Continuous Wavelet Transform : CWT).....	18
2.10	สัมประสิทธิ์เซปสตรัมบนสเกลเมล (Mel-Frequency Cepstrum Coefficient, MFCC).....	20
2.10.1	Mel-Frequency Filterbank.....	21
2.10.2	การคำนวณหาพลังงานสเปกตรัมที่ผ่านตัวกรอง.....	21
2.10.3	การคำนวณสัมประสิทธิ์เซปสตรัมบนสเกลเมล.....	21
2.11	การเรียนรู้เชิงลึก.....	22
2.11.1	สถาปัตยกรรมของโครงข่าย.....	23
2.11.2	หลักการของเครือข่ายประสาทเทียมสำหรับในคอมพิวเตอร์.....	23
2.11.3	การทำงานของเครือข่ายประสาทเทียม.....	24
2.11.4	การเรียนรู้สำหรับโครงข่ายประสาทเทียม.....	25
บทที่ 3	.....	26
วิธีการในการวิจัย	.....	26
3.1	การเก็บข้อมูลเสียง.....	27
3.1.1	ใช้การ์ดเสียงของ Notebook Asus TUF 505 ในการเก็บค่าสัญญาณเพื่อจัดเก็บเป็นไฟล์ .wav ประเภทละ 100 ไฟล์ โดยใช้ Sampling Rate 8kHz.....	28
3.1.2	ใช้ BIOPAC ในการเก็บค่าสัญญาณเพื่อจัดเก็บเป็นไฟล์ .mat ประเภทละ 100 ไฟล์ โดยใช้ Sampling Rate 1kHz.....	29
3.2	การวิเคราะห์ด้วยวิธีการ Signal processing.....	29
3.2.1	การปรับปรุงสัญญาณด้วยวิธี Envelope Signal.....	29

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



3.2.2 การปรับปรุงสัญญาณด้วยวิธี band-pass filter .....	30
3.2.3 เทคนิคการแปลงสัญญาณด้วย Fast Fourier Transform .....	30
3.2.4 เทคนิคการแปลงสัญญาณด้วย Continuous Wavelet Transform .....	31
3.3 การจำแนกประเภทด้วยวิธี Signal processing with MFCC .....	33
3.3.1 การสกัดทาลักษณะสำคัญของข้อมูลด้วย MFCCs (MFCCs Feature Extraction) .....	33
3.3.2 การจำแนกประเภทด้วยโมเดล Deep learning.....	36
บทที่ 4 .....	39
ผลการวิจัย .....	39
4.1 การทดสอบสัญญาณด้วยวิธี Envelope Signal .....	39
4.1.1 การทดสอบสัญญาณด้วยวิธี Envelope Signal 40ครั้งต่อนาที .....	36
4.1.2 การทดสอบสัญญาณด้วยวิธี Envelope Signal 50ครั้งต่อนาที .....	41
4.1.3 การทดสอบสัญญาณด้วยวิธี Envelope Signal 60ครั้งต่อนาที .....	42
4.2 การทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Envelope Signal ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และ อุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย.....	44
4.2.1 การทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Envelope Signal ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และ อุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที.....	44
4.2.1 การทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Envelope Signal ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และ อุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที.....	46
4.2.1 การทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Envelope Signal ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และ อุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที.....	47
4.3 การทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และ อุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย.....	48
4.3.1 การทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และ อุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที.....	49
4.3.1 การทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และ อุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที.....	53

4.3.1 ผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที.....	57
4.4 การทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย.....	61
4.4.1 การทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที.....	49
4.4.2 การทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที.....	65
4.4.3 การทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที.....	69
4.5 การทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย.....	73
4.5.1 การทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที.....	74
4.5.2 การทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที.....	78
4.5.3 การทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที.....	82
4.6 การทดสอบทำนายด้วยวิธีการ MFCC Deep Learning.....	86
บทที่ 5 .....	88
สรุปผลการวิจัยและอภิปรายผล .....	88
เอกสารอ้างอิง .....	89
ภาคผนวก .....	90
ข้อมูลประวัติคณะผู้วิจัย .....	91

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



## สารบัญตาราง

ตารางที่ 3.1 ตารางแสดงค่าความแม่นยำเฉลี่ยของสัญญาณทั้ง 3 ประเภทด้วยเทคนิค SIGNAL PROCESSING WITH MFCC.....	38
------------------------------------------------------------------------------------------------------------	----



## สารบัญภาพ

รูปที่ 2.1	รูปแสดงการหายใจของมนุษย์ .....	3
รูปที่ 2.2	รูปแสดงภาวะหายใจเร็วชั่วคราวในทารกแรกเกิด.....	3
รูปที่ 2.3	รูปแสดงปริมาตรของอากาศที่ไหลเวียนผ่านปอดในกระบวนการหายใจ .....	4
รูปที่ 2.4	รูปแสดงการหายใจรูปแบบต่างๆ.....	5
รูปที่ 2.5	รูปแสดงทารกน้ำหนักน้อยอยู่ในตู้ปรับอุณหภูมิ.....	8
รูปที่ 2.6	แสดงผังการทำงานโดยรวมของทรอปเปอร์เรดาร์ .....	8
รูปที่ 2.7	การติดตั้งทรอปเปอร์เรดาร์แบบไม่สัมผัสในห้องปฏิบัติการนอนหลับหรือที่บ้าน .....	10
รูปที่ 2.8	ชนิดของคลื่น .....	11
รูปที่ 2.9	อคูสติคพารามิเตอร์ .....	12
รูปที่ 2.10	แสดงการแปลงฟูเรียร์ (FFT).....	13
รูปที่ 2.11	แสดงการแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้น (STFT).....	15
รูปที่ 2.12	ลักษณะของเวฟเล็ตแม่ชนิด DAUBECHIES20 .....	16
รูปที่ 2.13	แสดงลักษณะของเวฟเล็ตแม่ที่ถูกสเกลและเลื่อนตำแหน่งไปที่ค่า A, B ต่าง ๆ กัน .....	17
รูปที่ 2.14	ลักษณะของการแตกกระจายสัญญาณและการรวมกลับสัญญาณของเวฟเล็ต .....	17
รูปที่ 2.15	แสดงขั้นตอนที่ 1 และ 2 ของการแปลงเวฟเล็ต .....	18
รูปที่ 2.16	แสดงขั้นตอนที่ 3 ของการแปลงเวฟเล็ต.....	19
รูปที่ 2.17	แสดงขั้นตอนที่ 4 จนกระทั่งครบทุกสเกล .....	19
รูปที่ 2.18	แสดงการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง (CWT) .....	20
รูปที่ 2.19	ชุดตัวกรองแบบฟิลเตอร์แบงค์ .....	21

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.20 สถาปัตยกรรมของ DEEP NEURAL NETWORKS.....	23
รูปที่ 2.21 แบบจำลองของนิเวรอนในคอมพิวเตอร์.....	24
รูปที่ 3.1 รูปขั้นตอนการทดลอง .....	26
รูปที่ 3.2 การตั้งค่าอัตราการหายใจ 40BPM.....	27
รูปที่ 3.3 การตั้งค่าอัตราการหายใจ 50BPM.....	27
รูปที่ 3.4 การตั้งค่าอัตราการหายใจ 60BPM.....	28
รูปที่ 3.5 รูปการวัดแบบไม่สัมผัส.....	28
รูปที่ 3.6 รูปการวัดแบบสัมผัส .....	29
รูปที่ 3.7 รูปสัญญาณที่ผ่านกระบวนการ ENVELOPE SIGNAL.....	30
รูปที่ 3.8 รูปสัญญาณที่ผ่านกระบวนการ BAND-PASS FILTER.....	30
รูปที่ 3.9 รูปสัญญาณที่ผ่านกระบวนการ FAST FOURIER TRANSFORM.....	31
รูปที่ 3.10 กราฟ CWT ช่วงเวลาที่ไม่มีเด็กทารกในตู้.....	32
รูปที่ 3.11 กราฟ CWT ขณะหายใจ.....	32
รูปที่ 3.12 กราฟ CWT ขณะร่างกายขยับ .....	33
รูปที่ 3.13 กราฟ MFCC 157 FEATURES ของ กราฟ CWT ช่วงเวลาที่ไม่มีเด็กทารกในตู้.....	35
รูปที่ 3.14 กราฟ MFCC 175 FEATURES ของ ขณะหายใจ.....	35
รูปที่ 3.15 กราฟ MFCC 175 FEATURES ของ ขณะร่างกายขยับ .....	35
รูปที่ 3.16 ขั้นตอนของ MFCC FEATURES EXTRACTION .....	36
รูปที่ 3.17 สถาปัตยกรรมของ DCNNS.....	37
รูปที่ 4.1 รูปผลการทดสอบสัญญาณด้วยวิธี ENVELOPE SIGNAL 40 ครั้งต่อนาที (1).....	39
รูปที่ 4.2 รูปผลการทดสอบสัญญาณด้วยวิธี ENVELOPE SIGNAL 40 ครั้งต่อนาที (2).....	39

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.3 รูปผลการทดสอบสัญญาณด้วยวิธี ENVELOPE SIGNAL 40 ครั้งต่อนาที (3) .....	40
รูปที่ 4.4 รูปผลการทดสอบสัญญาณด้วยวิธี ENVELOPE SIGNAL 40 ครั้งต่อนาที (4) .....	40
รูปที่ 4.5 รูปผลการทดสอบสัญญาณด้วยวิธี ENVELOPE SIGNAL 50 ครั้งต่อนาที (1) .....	41
รูปที่ 4.6 รูปผลการทดสอบสัญญาณด้วยวิธี ENVELOPE SIGNAL 50 ครั้งต่อนาที (2) .....	41
รูปที่ 4.7 รูปผลการทดสอบสัญญาณด้วยวิธี ENVELOPE SIGNAL 50 ครั้งต่อนาที (3) .....	41
รูปที่ 4.8 รูปผลการทดสอบสัญญาณด้วยวิธี ENVELOPE SIGNAL 50 ครั้งต่อนาที (4) .....	42
รูปที่ 4.9 รูปผลการทดสอบสัญญาณด้วยวิธี ENVELOPE SIGNAL 60 ครั้งต่อนาที (1) .....	42
รูปที่ 4.10 รูปผลการทดสอบสัญญาณด้วยวิธี ENVELOPE SIGNAL 60 ครั้งต่อนาที (2) .....	42
รูปที่ 4.11 รูปผลการทดสอบสัญญาณด้วยวิธี ENVELOPE SIGNAL 60 ครั้งต่อนาที (3) .....	43
รูปที่ 4.12 รูปผลการทดสอบสัญญาณด้วยวิธี ENVELOPE SIGNAL 60 ครั้งต่อนาที (4) .....	43
รูปที่ 4.13 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ ENVELOPE SIGNAL ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (1).....	44
รูปที่ 4.14 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ ENVELOPE SIGNAL ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (2).....	44
รูปที่ 4.15 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ ENVELOPE SIGNAL ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (3).....	45
รูปที่ 4.16 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ ENVELOPE SIGNAL ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (4).....	45
รูปที่ 4.17 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ ENVELOPE SIGNAL ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (1).....	46
รูปที่ 4.18 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ ENVELOPE SIGNAL ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (2).....	46

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.19 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ ENVELOPE SIGNAL ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (3).....	46
รูปที่ 4.20 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ ENVELOPE SIGNAL ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (4).....	47
รูปที่ 4.21 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ ENVELOPE SIGNAL ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (1).....	47
รูปที่ 4.22 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ ENVELOPE SIGNAL ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (2).....	47
รูปที่ 4.23 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ ENVELOPE SIGNAL ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (3).....	48
รูปที่ 4.24 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ ENVELOPE SIGNAL ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (4).....	48
รูปที่ 4.25 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ BAND-PASS FILTER ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 40 ครั้งต่อนาที (1).....	49
รูปที่ 4.26 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ BAND-PASS FILTER ของอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (1).....	49
รูปที่ 4.27 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ BAND-PASS FILTER ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 40 ครั้งต่อนาที (2).....	50
รูปที่ 4.28 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ BAND-PASS FILTER ของอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (2).....	50
รูปที่ 4.29 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ BAND-PASS FILTER ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 40 ครั้งต่อนาที (3).....	51
รูปที่ 4.30 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ BAND-PASS FILTER ของอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (3).....	51

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.31 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ BAND-PASS FILTER ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 40 ครั้งต่อนาที (4).....	52
รูปที่ 4.32 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ BAND-PASS FILTER ของอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (4).....	52
รูปที่ 4.33 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ BAND-PASS FILTER ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 50 ครั้งต่อนาที (1).....	53
รูปที่ 4.34 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ BAND-PASS FILTER ของอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (1).....	53
รูปที่ 4.35 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ BAND-PASS FILTER ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 50 ครั้งต่อนาที (2).....	54
รูปที่ 4.36 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ BAND-PASS FILTER ของอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (2).....	54
รูปที่ 4.37 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ BAND-PASS FILTER ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 50 ครั้งต่อนาที (3).....	55
รูปที่ 4.38 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ BAND-PASS FILTER ของอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (3).....	55
รูปที่ 4.39 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ BAND-PASS FILTER ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 50 ครั้งต่อนาที (4).....	56
รูปที่ 4.40 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ BAND-PASS FILTER ของอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (4).....	56
รูปที่ 4.41 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ BAND-PASS FILTER ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 60 ครั้งต่อนาที (1).....	57
รูปที่ 4.42 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ BAND-PASS FILTER ของอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (1).....	57

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.43 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ BAND-PASS FILTER ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ 60 ครั้งต่อนาที (2).....	58
รูปที่ 4.44 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ BAND-PASS FILTER ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (2).....	58
รูปที่ 4.45 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ BAND-PASS FILTER ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ 60 ครั้งต่อนาที (3).....	59
รูปที่ 4.46 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ BAND-PASS FILTER ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (3).....	59
รูปที่ 4.47 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ BAND-PASS FILTER ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ 60 ครั้งต่อนาที (4).....	60
รูปที่ 4.48 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ BAND-PASS FILTER ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (4).....	60
รูปที่ 4.49 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี FAST FOURIER TRANSFORM ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ 40 ครั้งต่อนาที (1).....	61
รูปที่ 4.50 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี FAST FOURIER TRANSFORM ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (1).....	62
รูปที่ 4.51 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี FAST FOURIER TRANSFORM ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ 40 ครั้งต่อนาที (2).....	62
รูปที่ 4.52 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี FAST FOURIER TRANSFORM ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (2).....	63
รูปที่ 4.53 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี FAST FOURIER TRANSFORM ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ 40 ครั้งต่อนาที (3).....	63
รูปที่ 4.54 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี FAST FOURIER TRANSFORM ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (3).....	64

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.55 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี FAST FOURIER TRANSFORM ของอุปกรณ์ที่ไม่ สัมผัส 40 ครั้งต่อนาที (4).....	64
รูปที่ 4.56 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี FAST FOURIER TRANSFORM ของอุปกรณ์ที่สัมผัส กับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (4).....	65
รูปที่ 4.57 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี FAST FOURIER TRANSFORM ของอุปกรณ์ที่ไม่ สัมผัส 50 ครั้งต่อนาที (1).....	65
รูปที่ 4.58 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี FAST FOURIER TRANSFORM ของอุปกรณ์ที่สัมผัส กับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (1).....	66
รูปที่ 4.59 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี FAST FOURIER TRANSFORM ของอุปกรณ์ที่ไม่ สัมผัส 50 ครั้งต่อนาที (2).....	66
รูปที่ 4.60 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี FAST FOURIER TRANSFORM ของอุปกรณ์ที่สัมผัส กับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (2).....	67
รูปที่ 4.61 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี FAST FOURIER TRANSFORM ของอุปกรณ์ที่ไม่ สัมผัส 50 ครั้งต่อนาที (3).....	67
รูปที่ 4.62 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี FAST FOURIER TRANSFORM ของอุปกรณ์ที่สัมผัส กับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (3).....	68
รูปที่ 4.63 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี FAST FOURIER TRANSFORM ของอุปกรณ์ที่ไม่ สัมผัส 50 ครั้งต่อนาที (4).....	68
รูปที่ 4.64 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี FAST FOURIER TRANSFORM ของอุปกรณ์ที่สัมผัส กับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (4).....	69
รูปที่ 4.65 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี FAST FOURIER TRANSFORM ของอุปกรณ์ที่ไม่ สัมผัส 60 ครั้งต่อนาที (1).....	69
รูปที่ 4.66 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี FAST FOURIER TRANSFORM ของอุปกรณ์ที่สัมผัส กับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (1).....	70

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.67 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี FAST FOURIER TRANSFORM ของอุปกรณ์ที่ไม่ สัมผัส 60 ครั้งต่อนาที (2).....	70
รูปที่ 4.68 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี FAST FOURIER TRANSFORM ของอุปกรณ์ที่สัมผัส กับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (2).....	71
รูปที่ 4.69 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี FAST FOURIER TRANSFORM ของอุปกรณ์ที่ไม่ สัมผัส 60 ครั้งต่อนาที (3).....	71
รูปที่ 4.70 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี FAST FOURIER TRANSFORM ของอุปกรณ์ที่สัมผัส กับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (3).....	72
รูปที่ 4.71 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี FAST FOURIER TRANSFORM ของอุปกรณ์ที่ไม่ สัมผัส 60 ครั้งต่อนาที (4).....	72
รูปที่ 4.72 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี FAST FOURIER TRANSFORM ของอุปกรณ์ที่สัมผัส กับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (4).....	73
รูปที่ 4.73 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM ของ อุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 40 ครั้งต่อนาที (1).....	74
รูปที่ 4.74 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM ของ อุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (1).....	74
รูปที่ 4.75 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM ของ อุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 40 ครั้งต่อนาที (2).....	75
รูปที่ 4.76 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM ของ อุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (2).....	75
รูปที่ 4.78 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM ของ อุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 40 ครั้งต่อนาที (3).....	76
รูปที่ 4.79 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM ของ อุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (3).....	76

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.80 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM ของ อุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 40 ครั้งต่อนาที (4).....	77
รูปที่ 4.81 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM ของ อุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (4) .....	77
รูปที่ 4.82 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM ของ อุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 50 ครั้งต่อนาที (1).....	78
รูปที่ 4.83 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM ของ อุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (1) .....	78
รูปที่ 4.84 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM ของ อุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 50 ครั้งต่อนาที (2).....	79
รูปที่ 4.85 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM ของ อุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (2).....	79
รูปที่ 4.86 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM ของ อุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 50 ครั้งต่อนาที (3).....	80
รูปที่ 4.87 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM ของ อุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (3) .....	80
รูปที่ 4.88 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM ของ อุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 50 ครั้งต่อนาที (4).....	81
รูปที่ 4.89 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM ของ อุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (4) .....	81
รูปที่ 4.90 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM ของ อุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 60 ครั้งต่อนาที (1).....	82
รูปที่ 4.91 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM ของ อุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (1) .....	82

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.92 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM ของ อุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 60 ครั้งต่อนาที (2).....	83
รูปที่ 4.93 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM ของ อุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (2) .....	83
รูปที่ 4.94 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM ของ อุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 60 ครั้งต่อนาที (3).....	84
รูปที่ 4.95 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM ของ อุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (3) .....	84
รูปที่ 4.96 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM ของ อุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 60 ครั้งต่อนาที (4).....	85
รูปที่ 4.97 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM ของ อุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (4).....	85
รูปที่ 4.98 รูปผลลัพธ์ของการทำนายช่วงเวลาที่ไม่ได้เกิดทารกในตู้.....	86
รูปที่ 4.99 รูปผลลัพธ์ของการทำนายขณะหายใจ.....	86
รูปที่ 4.100 รูปผลลัพธ์ของการทำนายขณะร่างกายขยับ.....	87

## กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาจากอาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.ดร.สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น และรศ.ดร. ภัทรพงษ์ ผาสุกกิจ ที่ได้ให้ความช่วยเหลือ คำแนะนำต่างๆ รวมถึงเครื่องมือ อุปกรณ์ต่างๆที่ใช้ในการทำงานวิจัย รวมถึงคอยช่วยตรวจแก้วิทยานิพนธ์เล่มนี้จนวิทยานิพนธ์ของข้าพเจ้าเสร็จสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ดร. สุธเดช ตรีไตรลักษณะ ที่ได้ให้คำปรึกษา ความรู้ คำแนะนำ และอุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณชีพ BIOPAC ทำให้วิทยานิพนธ์นี้สำเร็จได้อย่างดี

ขอขอบคุณเพื่อนๆ พี่ๆ น้อง ๆ รวมทั้งอาสาสมัครทุก ๆ คนทั้งในและนอกห้องวิจัยอิเล็กทรอนิกส์ทางการแพทย์ (Burn Lab) ในสาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์และสาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังทุกคน รวมถึงเพื่อนๆ พี่ๆ นอกสถาบันที่ให้ความช่วยเหลือ คำแนะนำ รวมถึงกำลังใจที่ให้เสมอมา

สุดท้ายนี้ข้าพเจ้าขอขอบพระคุณ บิดา มารดา และครอบครัวของข้าพเจ้าที่ช่วยสนับสนุนด้านค่าใช้จ่าย ให้คำแนะนำและให้กำลังใจ ทำให้ข้าพเจ้าสามารถทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงด้วยดี สำหรับคุณค่าความดีอันใดและประโยชน์อันพึงมาจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบแต่ผู้มีพระคุณทุกท่าน





# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 หลักการและเหตุผล

ในปัจจุบันสัญญาณอัตราการหายใจ (respiration rate signal) มีความสำคัญอย่างมากในการวิเคราะห์สภาวะหัวใจและหลอดเลือด ซึ่งเป็นประโยชน์ในการป้องกันความเสี่ยงของภาวะหัวใจวายฉับพลันที่เป็นสาเหตุการเสียชีวิตอันดับต้นๆของคนทั่วโลก นอกจากนี้สัญญาณของอัตราการหายใจสามารถนำมาวิเคราะห์กายภาพของปอด อาการน้ำท่วมปอด (Pulmonary Edema) และศึกษาปริมาณความจุของปอด

และในการวัดสัญญาณการหายใจแบบดั้งเดิมคือการใช้เซ็นเซอร์สัมผัสติดกับตัวผู้ป่วย ไม่ว่าจะเป็นการติดอิเล็กโทรดวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การรัดเข็มขัดเพื่อวัดการเคลื่อนไหวของผนังทรวงอกหรือช่องท้องกับตัวผู้ป่วยอย่างไรก็ตามวิธีการเหล่านี้เป็นอุปสรรคกับกลุ่มเด็กทารกแรกเกิด และกลุ่มผู้ป่วยโรคผื่นสัมผัส (contact dermatitis) เป็นต้น และนอกจากนี้ยังพบอีกว่าอุปกรณ์ที่ใช้วัดสัญญาณดังกล่าวนั้นมีราคาแพง

จากปัญหาที่กล่าวมาข้างต้นนี้จึงเป็นที่มาของปริญญาโทที่คณะวิศวกรรมศาสตร์ใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการวัดอัตราการหายใจแบบไร้การสัมผัสผิวหนัง (non-contact respiration measurement) ซึ่งช่วยในการคัดกรองได้อย่างรวดเร็วมีขนาดเล็กและราคาถูก โดยใช้ความถี่ 24GHz มาประยุกต์ในการตรวจจับบัพเลสเตอร์ของการหายใจเทียบกับวิธีการวัดแบบดั้งเดิม

### 1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. เพื่อศึกษาและพัฒนาวิธีการวิเคราะห์สัญญาณเพื่อเพิ่มความแม่นยำ เทียบกับเข็มขัดรัดหน้าอก (Biopac)
2. เพื่อศึกษาและประยุกต์ใช้ Deep Learning ในการทำนายช่วงเวลาพักที่วัดแม่นยำที่สุด

### 1.3 สมมติฐานของการศึกษาวิจัย

การวัดการหายใจโดยใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าสามารถนำมาใช้การวิเคราะห์รูปแบบการหายใจ และระยะเวลาการหายใจเข้าออกได้

### 1.4 ขอบเขตของการวิจัย

การทดลองการวัดการหายใจ และเปรียบเทียบในเวลาเดียวกัน โดยใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และเข็มขัดวัดการหายใจ (respiration belt sensor)

## บทที่ 2

### ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในบทนี้จะกล่าวถึงหลักการและทฤษฎีพื้นฐานที่ใช้แก้ปัญหาในงานวิจัยซึ่งประกอบหลักการ ทำงาน โดยประกอบด้วย การตรวจสอบแบบไม่ทำลาย การทดสอบด้วยวิธีการปลดปล่อยคลื่นเสียง (Acoustic Emission Testing), การแปลงสัญญาณความถี่เสียงในโดเมนความถี่ การแปลงสัญญาณความถี่ ในรูปแบบสเปกตรัม และหลักการวิเคราะห์

#### 2.1 การหายใจ

กระบวนการแลกเปลี่ยนก๊าซของร่างกายระหว่างอากาศภายนอกกับเซลล์ กระบวนการหายใจ มี 3 กระบวนการที่แตกต่างกัน แต่มีความสัมพันธ์กัน

- 1.) Pulmonary ventilation (การระบายอากาศ) การเคลื่อนไหวของอากาศเข้าปอด การสูดเอา อากาศเข้าไปในถุงลมปอด เรียกว่า หายใจเข้า (expiration, exhalation)
- 2.) External respiration การแลกเปลี่ยนก๊าซ  $O_2$  และ  $CO_2$  ในปอด (alveoli of lung) กับ เลือดในระบบไหลเวียนเลือด (circulating blood) กับ เซลล์ของเนื้อเยื่อ
- 3.) Internal respiration การแลกเปลี่ยน  $O_2$  และ  $CO_2$  ในเลือด (circulating blood) กับ เซลล์ของเนื้อเยื่อ

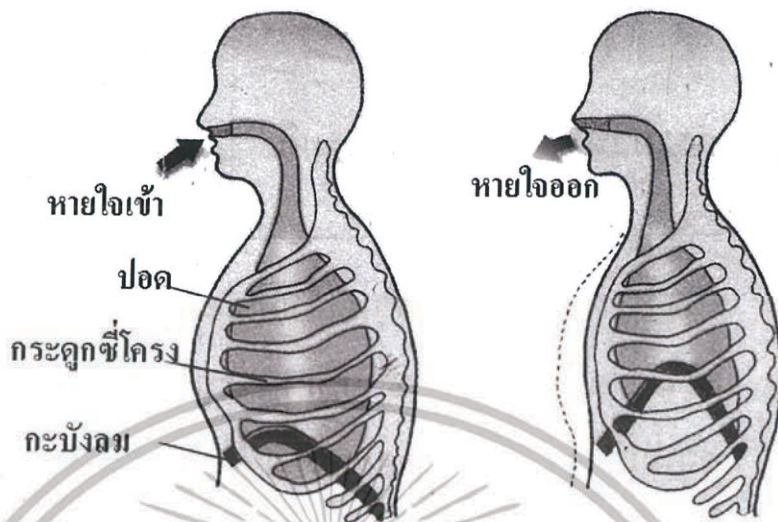
##### 2.1.1 อัตราการหายใจ

1. การนับการหายใจเข้าและออกนับเป็น 1 ครั้ง สังเกตใน 1 นาที
2. หน่วยวัดการหายใจ เป็นครั้งต่อนาที
3. วัดการหายใจขณะผู้ป่วยพักและไม่ระวังเกี่ยวกับการหายใจ
4. ช่วงปกติของอัตราการหายใจ ตามอายุ

○ ทารกแรกเกิด (newborn)	ประมาณ 35-40 ครั้งต่อนาที	0.58 – 0.66 Hz
○ ทารก (6 เดือน)	ประมาณ 30-50 ครั้งต่อนาที	0.50 – 0.83 Hz
○ อายุ 2 ปี	ประมาณ 25-32 ครั้งต่อนาที	0.41 – 0.53 Hz
○ เด็ก	ประมาณ 20-30 ครั้งต่อนาที	0.33 – 0.50 Hz
○ วัยรุ่น	ประมาณ 16-19 ครั้งต่อนาที	0.26 – 0.84 Hz
○ ผู้ใหญ่	ประมาณ 16-20 ครั้งต่อนาที	0.26 – 0.80 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

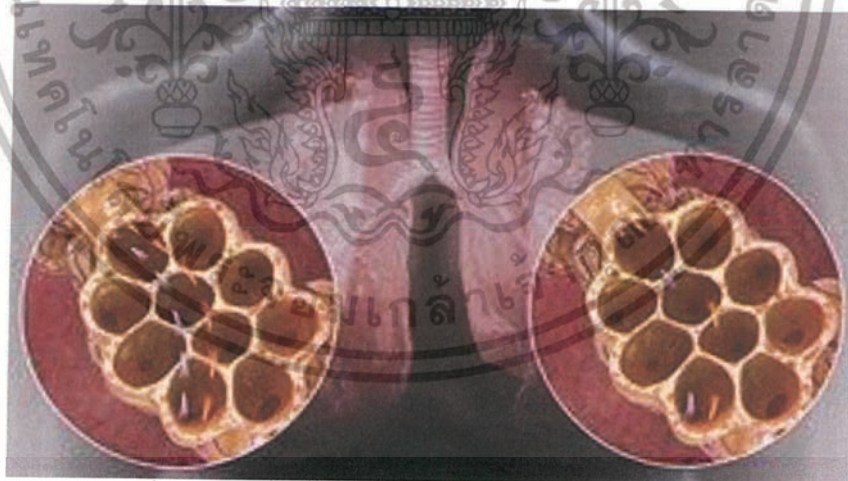




รูปที่ 2.1 รูปแสดงการหายใจของมนุษย์

2.1.2 ภาวะอัตราการหายใจผิดปกติ

- Tachypnea อัตราการหายใจในผู้ใหญ่ มากกว่า 24 ครั้งต่อนาที
- Bradypnea อัตราการหายใจในผู้ใหญ่ น้อยกว่า 10 ครั้งต่อนาที
- Apnea การไม่หายใจ - หยุดหายใจ

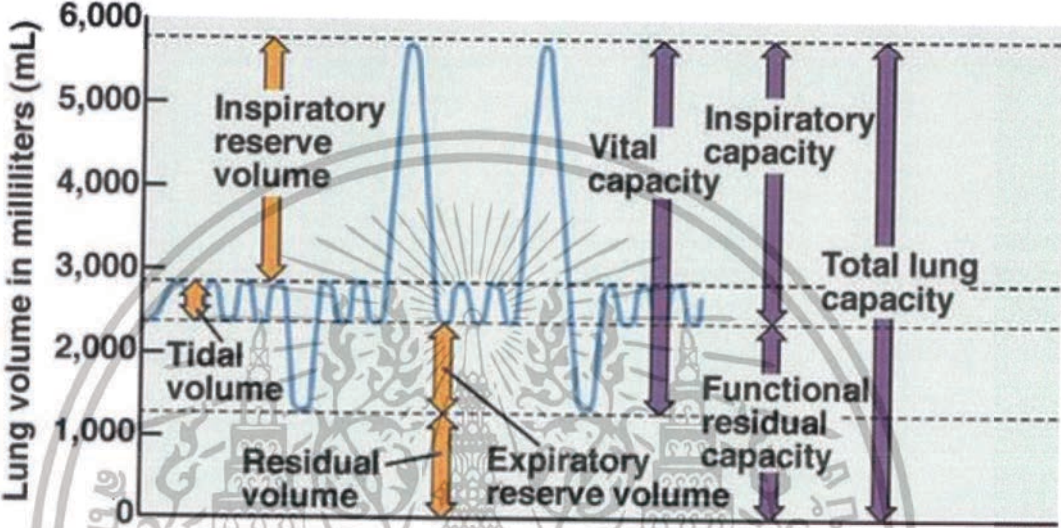


รูปที่ 2.2 รูปแสดงภาวะหายใจเร็วชั่วคราวในทารกแรกเกิด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.3 ความลึกของการหายใจ

สังเกตการณ์เคลื่อนไหวของทรวงอก สามารถบอกได้ว่าหายใจลึกหรือตื้น การหายใจลึกเป็นการนำเอาอากาศเป็นจำนวนมากเข้าและออกจากปอด, การหายใจตื้นตรงกันข้ามกับการหายใจลึก อาจเนื่องจากทางเดินอากาศแคบ เนื้อปอดน้อยก็ได้



รูปที่ 2.3 รูปแสดงปริมาณของอากาศที่ไหลเวียนผ่านปอดในกระบวนการหายใจ

2.1.4 ความผิดปกติของการหายใจ

- Hypoventilation หายใจช้าและตื้น
- Hyperventilation หายใจเร็วและลึก

2.1.5 จังหวะของการหายใจ

การหายใจที่ปกติจังหวะการหายใจเข้าและหายใจออกจะเท่ากัน สังเกตการณ์หายใจว่า จังหวะสม่ำเสมอหรือไม่ การหายใจไม่สม่ำเสมอ เช่น

- 1.) Cheyne stokes respiration การหายใจเป็นช่วง ๆ ไม่สม่ำเสมอ โดยจะเพิ่มอัตราการหายใจ, หายใจเร็วลึกและตามด้วยช่วงที่หยุดหายใจ แล้วกลับมาหายใจเร็วอีก
- 2.) Bilot respiration การหายใจปกติสลับกับการหายใจเร็วลึก ไม่สม่ำเสมอเป็นช่วงสั้น ๆ 2-3 ครั้ง แล้วตามด้วยหยุดหายใจช่วงสั้น ๆ อีก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



หายใจปกติ



หายใจถี่ลึก



หายใจถี่ตื้นหยุด



หายใจไม่เป็นสำ



รูปที่ 2.4 รูปแสดงการหายใจรูปแบบต่างๆ

### 2.1.6 ข้อควรจำในการวัดการหายใจ

- ถ้าผู้ป่วยมีอาการหรือออกกำลังกายมา ควรให้พักก่อน 5-10 นาที
- ในทารกแรกเกิด เด็กเล็กให้ประเมินการหายใจเป็นอันดับแรก เพื่อป้องกันเด็กตกใจ ทำให้ค่าไม่แน่นอน
- สำหรับผู้ใหญ่ให้ประเมินการหายใจหลังวัดชีพจร เพื่อไม่ให้ผู้ป่วยระมัดระวัง เกี่ยวกับการหายใจ

## 2.2 ผื่นแพ้จากการสัมผัส (Contact dermatitis)

ความหมาย เป็นผื่นแพ้ผิวหนังอักเสบจากการสัมผัสซึ่งเป็นปฏิกิริยาของผิวหนังเมื่อสัมผัสสารที่แพ้ชนิดใดชนิดหนึ่ง แล้วเกิดการอักเสบในลักษณะผื่นแดงและเป็นตุ่มน้ำ

สาเหตุ เกิดจากการสัมผัสสารที่ก่อให้เกิดการแพ้และกระตุ้นให้เกิดปฏิกิริยาภูมิไวเกินชนิดช้า มักเกิดจากเครื่องสำอาง เทปขาว ยาทาภายนอก อาจเป็นยาปฏิชีวนะ เช่น Penicillin, Sulfonamide, Chloramphenicol, Tincture iodine เป็นต้น

พยาธิสรีรภาพ เมื่อผิวหนังสัมผัสกับสารที่ก่อให้เกิดการแพ้ จะเกิดปฏิกิริยาภูมิไวเกินภายใน 10-14 วัน ซึ่งเกิดจากการกระตุ้นเซลล์ที่ซึ่งเป็นลิมโฟไซต์ให้รับรู้และจำสารที่แพ้ไว้ ทำให้เซลล์ที่กลายเป็นเซลล์ที่ถูกกระตุ้น (Sensitized T-cell) ดังนั้นเมื่อร่างกายได้รับสารที่ก่อให้เกิดการแพ้นั้นอีก จะกระตุ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ให้ Sensitized T-cell กลายเป็นเซลล์ที่มีพิษต่อเซลล์อื่นๆ ในร่างกายและหลังลิ้มฟอกคายนี้อาจกระตุ้นให้ไมโนไซด์และแมกโครฟาจเข้ามาในบริเวณนั้นและหลังไลโซโซมออกมาทำลายเนื้อเยื่อและทำให้เยื่อบริเวณนั้นอักเสบ ผื่นแพ้ผิวหนังมี 2 ระยะ คือ ระยะนำและระยะปรากฏการแพ้ซึ่งเป็นระยะที่ทำให้ผื่นเป็นผื่นอักเสบ อาจมีผลทำให้หลอดเลือดขยายตัวทำให้เซลล์บวมอาการ มีผื่นแดง คัน อาจมีตุ่มน้ำพองใสในชั้นหนังกำพร้า หรือมีผื่นแห้งลอก

การวินิจฉัยโรค มีประวัติสัมผัสสาร เช่น ใช้น้ำย้อมผม แชมพู เครื่องสำอาง ยาทาเล็บ เป็นต้น มีประวัติการติดเชื้อ การรับภูมิคุ้มกัน การแพ้ มีประวัติการเจ็บป่วย จากการตรวจร่างกายทุกระบบทดสอบด้วยวิธีต่างๆ เช่น Patch test โดยหยดสารความเข้มข้นต่ำไว้บนผิวหนังหลัง แล้วปิดทับด้วยผ้าก๊อชเป็นเวลา 48 ชั่วโมง หลังจากนั้นประเมินการตอบสนองของผิว หากแพ้จะพบผื่น ผื่นแดงบวม มีตุ่มน้ำพองใสๆ Scratch test โดยหยดสารละลายของสารที่ต้องการทดสอบลงที่บริเวณผิวหนังที่ไม่มีขน เช่น สะบัก ท้องแขน หรือหน้าขาแล้วขีดผิวหนังเบาๆ หลังจากนั้น 15-20 นาที อ่านผลเปรียบเทียบกับบริเวณควบคุมซึ่งไม่ได้หยดสารที่ต้องการทดสอบ อาจตรวจโดยการฉีดสารที่สงสัยว่าจะแพ้เข้าใต้ผิวหนังเพื่อดูปฏิกิริยาการแพ้ หรือทดสอบด้วยวิธี Radioallergosorbent test (RAST) เพื่อวัดปริมาณอิมมูโนโกลบูลินอี (IgE)

การรักษา โดยใช้ครีมสเตียรอยด์ทา ให้ยาแก้แพ้ หากอาการรุนแรงให้รับประทานยาสเตียรอยด์ หากมีการติดเชื้อให้ยาปฏิชีวนะ

การพยาบาล เน้นการช่วยให้มีความสุขสบายขึ้น ใช้ผ้าชุบน้ำเย็นประคบเมื่อมีอาการคัน ดูแลความสะอาดของใบหน้า โดยเฉพาะบริเวณที่เป็นผื่นแดง ล้างด้วยน้ำและสบู่อ่อนๆ หากมีผื่นแห้งมากควรงดใช้สบู่ ใช้วิธีซับผิวให้แห้งแทนการถู หลีกเลี่ยงการสัมผัสบริเวณที่เป็นผื่นแดง หากจำเป็นต้องล้างมือให้สะอาดก่อนสัมผัสทุกครั้ง เพื่อป้องกันการติดเชื้อ อธิบายให้ผู้ป่วยทราบเกี่ยวกับการเกิดโรค การรักษา เพื่อให้ผู้ป่วยทราบข้อมูล เกิดความสบายใจ คลายความวิตกกังวลและความกลัว

### 2.3 น้ำหนักเด็กแรกเกิด

น้ำหนักเด็กแรกเกิด เป็นสิ่งที่คุณหมอให้ความสำคัญเป็นอันดับต้น ๆ เมื่อลูกคลอดออกมา นั่นเป็นเพราะ น้ำหนักเด็กแรกเกิด สามารถเป็นข้อมูลที่ชี้วัดความเสี่ยงต่าง ๆ เช่น ความไวต่อการเจ็บป่วย การพิการ และการตายในระยะปริกำเนิด ดังนั้น น้ำหนักลูกในท้องเป็นสิ่งที่คุณพ่อคุณแม่ควรให้ความสนใจตั้งแต่ลูกอยู่ในท้อง โดยเฉพาะอย่างยิ่งในช่วงเวลาที่ใกล้คลอด



## การดูน้ำหนักเด็กแรกเกิดจะจำแนกตามปัจจัยดังต่อไปนี้

### 1.) จำแนกตามน้ำหนักเมื่อแรกคลอด

- เด็กทารกแรกเกิดที่มีน้ำหนัก 2,500 กรัม – 4,000 กรัม เรียกว่าน้ำหนักปกติ
- เด็กทารกแรกเกิดที่มีน้ำหนักมากกว่า 4,000 กรัม เรียกว่าน้ำหนักมากผิดปกติ
- ทารกแรกเกิดที่มีน้ำหนักระหว่าง 1,501-2,499 กรัม เรียกว่า น้ำหนักน้อย (Low Birth Weight)
- ทารกแรกเกิดที่มีน้ำหนักระหว่าง 1,000-1,500 กรัม เรียกว่า น้ำหนักน้อยมาก (Very Low Birth Weight)
- เด็กทารกแรกเกิดที่มีน้ำหนักน้อยกว่า 1,000 กรัม เรียกว่า น้ำหนักน้อยมาก ๆ (Extremely Low Birth Weight)

### 2.) จำแนกตามอายุครรภ์

- ทารกที่เกิดก่อน 37 สัปดาห์ของการตั้งครรภ์ เรียกว่า ทารกเกิดก่อนกำหนด
- ทารกที่เกิดระหว่าง 37-42 สัปดาห์ของการตั้งครรภ์ เรียกว่า ทารกเกิดครบกำหนด
- ทารกที่เกิดหลัง 42 สัปดาห์ของการตั้งครรภ์ เรียกว่า ทารกเกิดหลังกำหนด

### 3.) คำนวณตามน้ำหนักแรกเกิดและอายุในครรภ์ โดยนำน้ำหนักแรกเกิดและอายุในครรภ์มาเปรียบเทียบกัน สามารถกำหนดได้ดังนี้

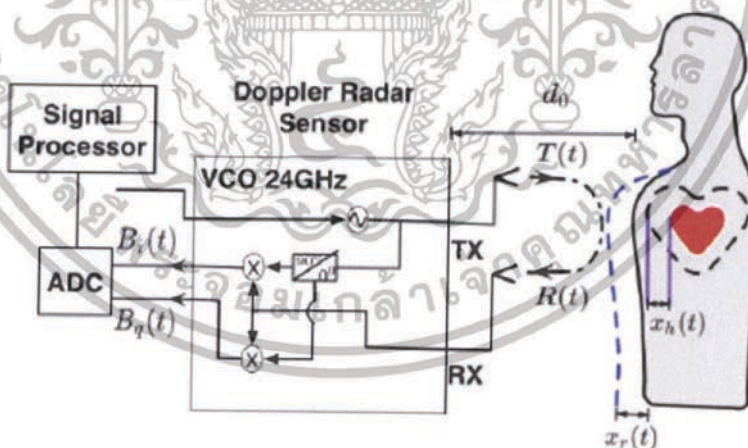
- ทารกแรกเกิดน้ำหนักน้อยกว่าอายุในครรภ์ (SGA) หมายถึง ทารกแรกเกิดที่มีน้ำหนักต่ำกว่าเปอร์เซ็นต์ไทล์ที่ 10 เมื่อเทียบกับทารกปกติที่มีอายุในครรภ์เท่ากัน หรือเรียกว่า ทารกแรกเกิดที่มีน้ำหนักต่ำกว่าอายุครรภ์
- ทารกแรกเกิดน้ำหนักเหมาะสมกับอายุในครรภ์ (AGA) หมายถึง ทารกแรกเกิดที่มีน้ำหนักอยู่ระหว่างเปอร์เซ็นต์ไทล์ที่ 10 ถึง 90 เมื่อเทียบกับทารกปกติที่มีอายุในครรภ์เท่ากัน หรือเรียกว่า ทารกแรกเกิดที่มีน้ำหนักเหมาะสมกับอายุครรภ์
- ทารกแรกเกิดน้ำหนักมากกว่าอายุในครรภ์ (LGA) หมายถึง ทารกแรกเกิดที่มีน้ำหนักมากกว่าเปอร์เซ็นต์ไทล์ที่ 90 เมื่อเทียบกับทารกปกติที่มีอายุในครรภ์เท่ากัน หรือเรียกว่า ทารกแรกเกิดที่มีน้ำหนักมากกว่าอายุครรภ์



รูปที่ 2.5 รูปแสดงทารกน้ำหนักน้อยอยู่ในตู้ปรับอุณหภูมิ

## 2.4 ทรอปเปอร์เรดาร์สัญญาณชีพเทคนิค

ในการประมวลผลของระบบสัญญาณชีพด้วยเทคนิคทรอปเปอร์เรดาร์ สัญญาณที่ได้รับ ประกอบด้วยความถี่เปลี่ยนตามสัดส่วนความเร็วเป้าหมาย (Doppler Effect) สมมติว่าเป้าหมายที่ตรวจพบคือทรวงอกของมนุษย์ สัญญาณ Doppler echo รวมถึงข้อมูลการหายใจและการเต้นของหัวใจที่อาจเกิดขึ้นได้เนื่องจากการเคลื่อนไหวของหน้าอกที่เกิดจากการหายใจและการเต้นของหัวใจ ความถี่ในการหายใจมักอยู่ในช่วง 0.1–0.8 Hz และความถี่การเต้นของหัวใจในช่วง 0.8–2.0 Hz



รูปที่ 2.6 แสดงผังการทำงานโดยรวมของทรอปเปอร์เรดาร์

โดยระบบเรดาร์ของ CW Doppler ที่ส่งสัญญาณที่ความถี่  $f$  และแอมพลิจูดสัญญาณที่ส่งเป็นไปตามสมการที่ 2.1

$$s(t) = \cos(2\pi ft + \phi(t)) \quad (2.1)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เมื่อ  $\phi(t)$  คือ เฟสสัญญาณรบกวนของออสซิลเลเตอร์ สัญญาณนี้สะท้อนจากวัตถุมนุษย์ในระยะ  $d$  กับฟังก์ชันของการกระจัดของกระบังลมที่กำหนดโดย  $x(t)$  สัญญาณที่สะท้อนคือแอมพลิจูดและความถี่มอดูเลตโดยการเคลื่อนที่ของวัตถุ และ  $x(t)$  น้อยกว่า  $d$  สามารถละเลย  $x(t)$  ได้ เฟสเริ่มต้น และสัญญาณรบกวนที่ได้รับ  $R(t)$  เป็นไปตามสมการที่สมการที่ 2.2

$$R(t) = \cos\left(2\pi f t - \frac{4\pi d}{\lambda} - \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \phi\left(t - \frac{2d}{c}\right)\right) \quad (2.2)$$

เมื่อ  $\lambda$  คือ ความยาวคลื่น  $c$  หมายถึงความเร็วของแสง สัญญาณที่ได้รับจะถูกมอดูเลตโดยการเคลื่อนไหวระยะของเป้าหมาย สัญญาณเคลื่อนไหวของเป้าหมายจะถูกตีมอดูเลต โดยสัญญาณนี้จะถูกคูณด้วยสัญญาณ local oscillator ที่ได้รับมาจากแหล่งเดียวกับสัญญาณที่ส่ง ดังนั้นเมื่อเรดาร์ตอบเลอร์ใช้ออสซิลเลเตอร์เดียวกันสำหรับเครื่องส่งและ local oscillator และสัญญาณ  $R(t)$  และออสซิลเลเตอร์ที่ได้รับนั้นผสมกัน สัญญาณเอาต์พุตเบสแบนด์ของระบบเป็นไปตามสมการที่ 2.3

$$B(t) = \cos\left(\theta - \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \Delta\phi(t)\right) \quad (2.3)$$

เมื่อ

$$\theta = \cos\left(\frac{4\pi d}{\lambda} + \theta_0\right) \quad (2.4)$$

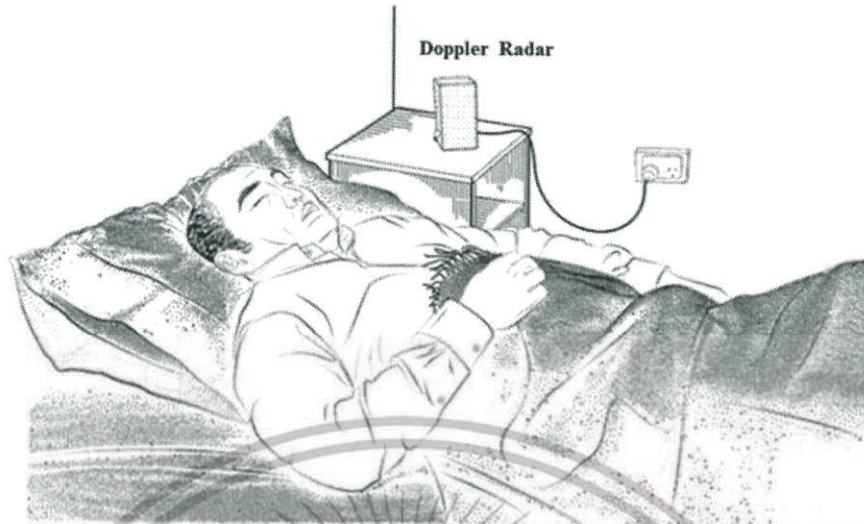
คือการเปลี่ยนเฟสคงที่และ  $\Delta\phi(t)$  คือเฟสสัญญาณรบกวนและสามารถคำนวณได้เป็นไปตามสมการที่ 2.5

$$\Delta\phi(t) = \phi(t) - \phi\left(t - \frac{2d}{c}\right) \quad (2.5)$$

ขึ้นอยู่กับ Doppler Effect คลื่นความถี่วิทยุของร่างกายผ่านการเปลี่ยนเฟสหลักสองช่วง การเคลื่อนไหวกึ่งเป็นระยะสามารถจำลองเป็น

$$x(t) = a_r \cos(2\pi f_r t) + a_h \cos(2\pi f_h t) \quad (2.6)$$

เมื่อ  $a_r$  และ  $a_h$  สัมพันธ์กับความกว้างของการสั่นของการหายใจและการเต้นของหัวใจตามลำดับและ  $f_r$  และ  $f_h$  สอดคล้องกับความถี่ของการหายใจและการเต้นของหัวใจตามลำดับ



Reproduced with kind permission from ResMed © ResMed Limited.

รูปที่ 2.7 การติดตั้งดอปเปอร์เรดาร์แบบไม่สัมผัสในห้องปฏิบัติการนอนหลับหรือที่บ้าน

## 2.5 ชนิดของคลื่น (Type of Wave)

คลื่นเสียงทางกลที่ปลดปล่อยออกจากวัตถุและตรวจจับด้วยหัวทดสอบนั้น คลื่นเสียงชนิดคลื่นที่ผิว (Surface Wave) มักส่งผลมากกว่าคลื่นชนิดตามยาว (Longitudinal Wave) และคลื่นชนิดตามขวาง (Shear Wave) ทั้งนี้เนื่องจากแอมพลิจูดของระยะขจัดสูงกว่า และการลดทอนของพลังงานน้อยกว่าคลื่นชนิดอื่นเนื่องจากการเคลื่อนที่ไปบนผิวของวัสดุ เมื่อหัวตรวจสอบเปลี่ยนคลื่นเสียงทางกลเป็นคลื่นเสียงทางไฟฟ้าแล้ว สามารถแบ่งได้เป็น 2 ชนิดคือ

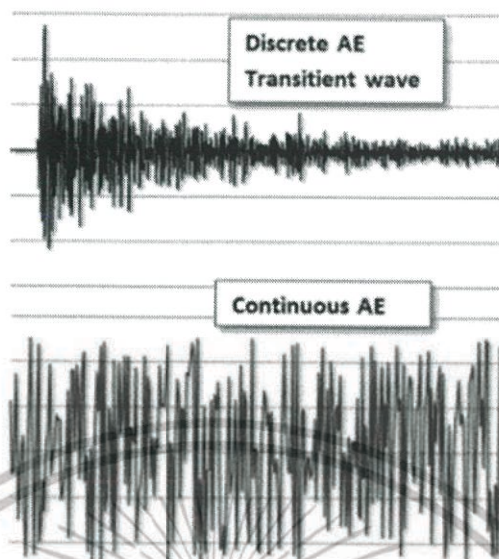
### 2.5.1 แบบต่อช่วง (Burst)

เป็นคลื่นที่มีลักษณะเกิดขึ้นเป็นช่วง ดังแสดงในรูป พารามิเตอร์ที่นิยมใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูลกับงานที่มีสัญญาณแบบเป็นช่วง ได้แก่ เคานท์ (Count), แอมพลิจูด (Amplitude), ฮิต (Hit)

### 2.5.2 แบบต่อเนื่อง (Continuous)

เป็นคลื่นที่เกิดต่อเนื่องกันไป ดังแสดงในรูปที่ 2.12 เช่น สัญญาณเสียงจากการรั่วของวาล์วเป็นต้น พารามิเตอร์ที่มักใช้วิเคราะห์ข้อมูลกับสัญญาณแบบต่อเนื่องคือ ค่าระดับสัญญาณเฉลี่ย (ASL), AErms หรือ ทางโดเมนความถี่ เป็นต้น





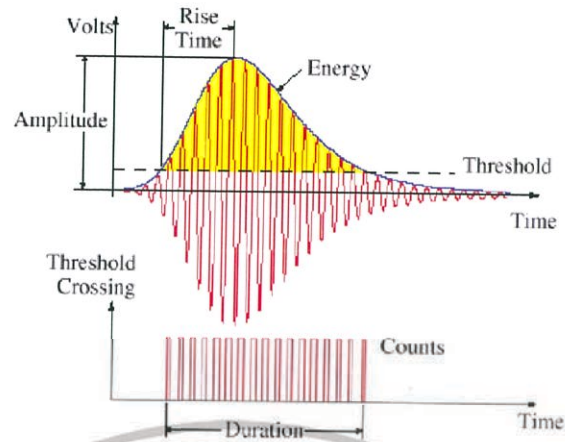
รูปที่ 2.8 ชนิดของคลื่น

## 2.6 อะคูสติคพารามิเตอร์

สัญญาณทางไฟฟ้าจากอุปกรณ์ขยายสัญญาณเบื้องต้น จะถูกนำไปวิเคราะห์ให้อยู่ในรูปของอะคูสติคพารามิเตอร์ โดยอุปกรณ์รับและประมวลสัญญาณอะคูสติคพารามิเตอร์ที่นิยมใช้กันทั่วไปคือ พารามิเตอร์ที่ประมวลผลมาจากโดเมนเวลา ดังแสดงในรูปที่ 2.13 ความหมายของพารามิเตอร์ที่สำคัญต่างๆ มีดังต่อไปนี้

- เคานท์ (Counts) คือจำนวนครั้งที่สัญญาณคลื่นอะคูสติคมีขนาดแอมพลิจูดสูงกว่าค่าขีดเริ่มเปลี่ยน (Threshold)
- แอมพลิจูดสูงสุด (Peak amplitude) คือขนาดของค่าสูงสุดของแอมพลิจูดของสัญญาณคลื่นอะคูสติค
- ไรส์ไทม์ (Rise Time) คือระยะเวลาที่เริ่มนับตั้งแต่สัญญาณที่มีค่าสูงกว่าขีดเริ่มเปลี่ยนจนถึงเวลาที่สัญญาณมีขนาดแอมพลิจูดสูงสุด
- ดูเรชันไทม์ (Duration time) คือระยะเวลาที่เริ่มนับตั้งแต่สัญญาณที่มีค่าสูงกว่าขีดเริ่มเปลี่ยนจนถึงระยะเวลาที่สัญญาณต่ำกว่าขีดเริ่มเปลี่ยน
- พลังงาน (Energy) คือพลังงานของคลื่นอะคูสติคที่เทียบได้จากการอินทิเกรตแรงดันไฟฟ้าที่ยกกำลังสอง เทียบกับเวลาแล้วหารด้วยความต้านทานไฟฟ้าของอุปกรณ์ตรวจวัด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.9 ออสติกรพารามิเตอร์

## 2.7 ทฤษฎีพื้นฐานของการแปลงเวฟเล็ด

เมื่อใช้การแปลงฟูเรียร์ในการวิเคราะห์สัญญาณเฉพาะบางช่วงเวลาและความถี่เท่านั้นจะเสียเวลาในการคำนวณมากเพราะต้องคำนวณสัญญาณใหม่ตลอดย่าน ดังนั้นจึงได้มีการพัฒนาการแปลงที่สามารถวิเคราะห์สัญญาณได้เฉพาะช่วงเวลาและความถี่ที่สนใจเท่านั้น ทำให้สามารถพิจารณาผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณเฉพาะช่วงได้อย่างสะดวกและรวดเร็ว การแปลงที่พัฒนาขึ้นนี้เรียกว่า "การแปลงเวฟเล็ด"

การแปลงเวฟเล็ดเป็นรูปแบบหนึ่งของกระบวนการประมวลผลสัญญาณที่ได้มีการพัฒนา มาจากการแปลงสัญญาณพื้นฐานที่มีอยู่เดิม แต่ได้พิจารณารูปแบบให้มีความเหมาะสมกับ การใช้งานเฉพาะทางมากยิ่งขึ้น ในหัวข้อนี้เป็นการอธิบายความหมายและความแตกต่างของการแปลงเวฟเล็ดกับการแปลงสัญญาณในแบบอื่น ๆ ที่เกี่ยวข้อง เพื่อเป็นพื้นฐานในการทำความเข้าใจและ นำไปใช้งานต่อไป

### 2.7.1 การแปลงฟูเรียร์ (Fourier transform : FT)

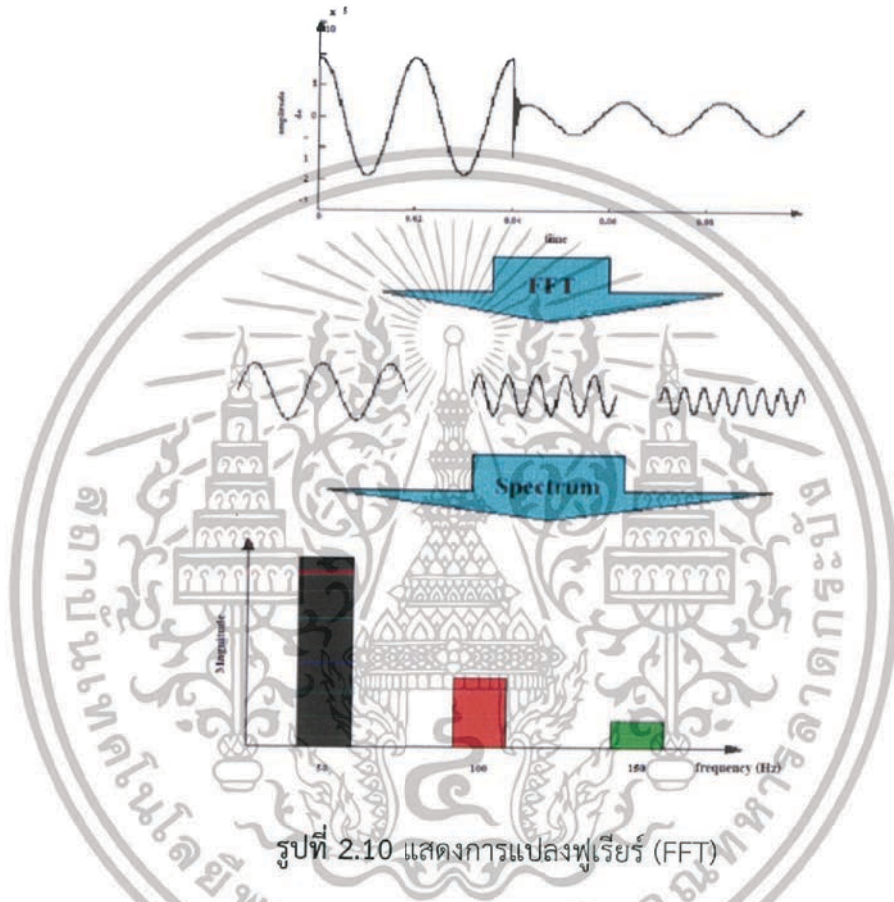
การแปลงฟูเรียร์เป็นคณิตศาสตร์พื้นฐานในการวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนความถี่ ใน สาขาการประมวลผลสัญญาณ จึงนิยมการแปลงฟูเรียร์มาใช้งานกันอย่างแพร่หลาย ทั้งนี้เพราะการแปลงฟูเรียร์จะมีสัญญาณไซน์และโคไซน์เป็นองค์ประกอบซึ่งโดยทั่วไปแล้วสัญญาณทั้งสองจะมีความสำคัญมากเพราะเป็นสัญญาณพื้นฐานสำหรับพิจารณาสัญญาณอื่นๆ โดยจะทำการแปลง สัญญาณจากโดเมนเวลา (Time-domain) ไปเป็นโดเมนความถี่ (Frequency-domain) หรือที่เรียกกัน โดยทั่วไปว่าเป็นการหาสเปกตรัม (Spectrum) ของสัญญาณ สามารถกล่าวได้ว่าเป็นวิธีการวิเคราะห์สัญญาณโดยอาศัยฟังก์ชันพื้นฐาน (basic function) ในรูปของฟังก์ชันเอกซ์โพเนนเชียล ผลการวิเคราะห์จะออกมาในรูปของการแตก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



องค์ประกอบของสัญญาณใดๆ ให้อยู่ในรูปของฟังก์ชันโคไซน์และไซน์ที่มีขนาดและความถี่ที่แตกต่างกัน ตลอดย่านความถี่ 0 ถึง 2 ดั่ง แสดงในสมการที่ 2.7

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt \tag{2.7}$$



รูปที่ 2.10 แสดงการแปลงฟูเรียร์ (FFT)

ซึ่งมีสมการในเทอมของการวิเคราะห์ข้อมูลแบบสุ่ม (sampling data) ที่เรียกว่า การแปลงฟูเรียร์แบบเร็ว (Fast Fouries Transform : FFT) ดังสมการที่ 2.8

$$F(n) = \sum_{k=0}^{N-1} f(k) \cdot e^{-\left(\frac{j2\pi kn}{N}\right)} \tag{2.8}$$

เมื่อ  $n = 1, 2, \dots, N$

ผลการวิเคราะห์สัญญาณด้วยการแปลงฟูเรียร์ได้แสดงอยู่ในรูปที่ 3.4 ซึ่งการวิเคราะห์ด้วยการแปลงฟูเรียร์ จะมีความแม่นยำด้านความถี่ และเหมาะสมในการวิเคราะห์สัญญาณที่มีลักษณะเป็นคาบเวลาที่แน่นอน (Stationary signal) แต่ข้อจำกัดของการแปลงฟูเรียร์คือ ในกรณีที่สัญญาณมีการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เปลี่ยนแปลงไม่คงที่ (Non - stationary Signal) เช่น สัญญาณทรานเซียนต์รูปแบบต่างๆ การวิเคราะห์ด้วยการแปลงฟูเรียร์จะมีความผิดพลาดเกิดขึ้นรวมทั้งข้อมูลทางด้านเวลาที่ขาดหายไป ซึ่งข้อมูลทางด้านเวลาเป็นสิ่งที่สำคัญมากในการวิเคราะห์สัญญาณในลักษณะทรานเซียนต์

### 2.7.2 การแปลงกาบอร์ (Gabor Transform : GT)

เป็นการแปลงสัญญาณที่ได้พัฒนาขึ้นเป็นแบบแรกเพื่อแก้ปัญหาของการแปลงฟูเรียร์ โดยทำการแปลงฟูเรียร์เฉพาะช่วงเวลาและช่วงความถี่ที่กำหนดผ่านฟังก์ชันหน้าต่าง (Windows function) ซึ่งจะเป็นลักษณะของฟังก์ชันแบบเกาส์เซียน (Gaussian function) ซึ่งแสดงอยู่ในสมการ 2.9

$$(2.9) \quad g_a(t) = \frac{1}{2\sqrt{\pi a}} e^{-\frac{t^2}{4a}}$$

ซึ่งมีสมการการแปลงกาบอร์ดังนี้

$$(G_b^a f)(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} e^{-j\omega t} f(t) g_a(t-b) dt \quad (2.10)$$

จากสมการที่ 2.10 เป็นสมการของการแปลงกาบอร์จะเห็นได้ว่าการแปลงในรูปแบบนี้ สามารถเลือกตำแหน่งในการวิเคราะห์ได้โดยการกำหนดพารามิเตอร์  $b$  ซึ่งจะให้ผลของข้อมูลทางเวลา และเลือกช่วงความถี่ด้วยพารามิเตอร์  $a$  แต่เนื่องจากการแปลงกาบอร์ให้ฟังก์ชันหน้าต่างแบบเดียว จึงอาจจะไม่เหมาะสมกับการประยุกต์ใช้งานในการวิเคราะห์สัญญาณในทุกรูปแบบได้

### 2.7.3 การแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้น (Short-Time Fourier Transform : STFT)

จากข้อจำกัดของการแปลงฟูเรียร์และการแปลงกาบอร์ จึงมีการพัฒนารูปแบบการวิเคราะห์สัญญาณมาสู่การแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้น ซึ่งเป็นการวิเคราะห์ที่ใช้ฟังก์ชันหน้าต่างเหมือนการแปลงกาบอร์ แต่สามารถเลือกฟังก์ชันหน้าต่างที่ใช้ได้จึงทำให้มีความยืดหยุ่นในการวิเคราะห์สัญญาณมากยิ่งขึ้น สมการการแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้นสามารถแสดงได้ดังสมการที่ 2.11

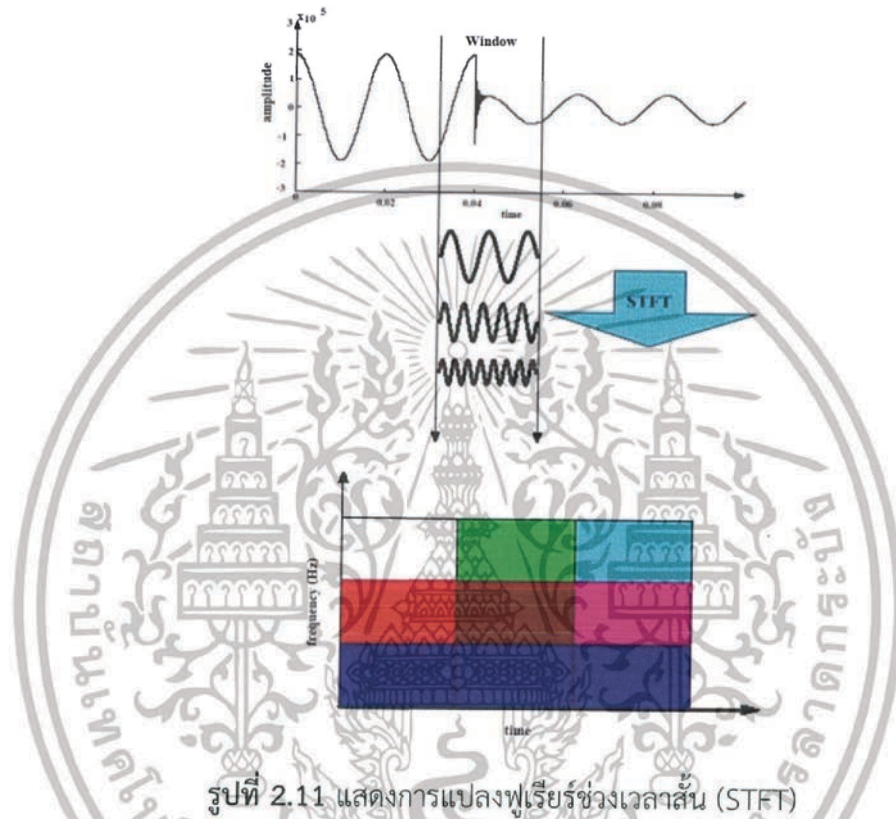
$$STFT(f, \tau) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) w(t-\tau) e^{-j2\pi f t} dt \quad (2.11)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เมื่อ  $w(t - \tau)$  คือ Window function ที่ใช้ในการวิเคราะห์

โดยที่ตำแหน่งเวลาในการวิเคราะห์ถูกกำหนดโดยค่า  $\tau$  และช่วงความถี่การวิเคราะห์กำหนดด้วยความถี่หรือความกว้างของฟังก์ชันหน้าต่างนั้นๆ ผลการวิเคราะห์จะอยู่ในรูปของการแปลงองค์ประกอบสัญญาณในลักษณะการแปลงฟูเรียร์ในช่วงเวลาที่ทำการวิเคราะห์ดังแสดงในรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.11 แสดงการแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้น (STFT)

สังเกตได้ว่าทั้งการแปลงกaborและการแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้น มีลักษณะของช่วงเวลาการวิเคราะห์ที่คงที่ (Fixed resolution transform) ดังนั้นการใช้ช่วงการวิเคราะห์สัญญาณที่คงที่ในการวิเคราะห์สัญญาณทุกๆ ช่วงความถี่จึงอาจไม่เหมาะสมในทางปฏิบัติ เนื่องจากสัญญาณที่มีความถี่สูงจะมีการเปลี่ยนแปลงที่รวดเร็วกว่าจึงควรจะใช้ช่วงเวลาที่เหมาะสมในการวิเคราะห์ ในขณะที่ความถี่ต่ำกว่าจะมีการเปลี่ยนแปลงที่ช้าจึงควรใช้ช่วงเวลาที่กว้างกว่าในการวิเคราะห์ จากเหตุผลนี้จึงได้มีการพัฒนารูปแบบการวิเคราะห์สัญญาณที่มีการปรับระดับความละเอียดในการวิเคราะห์ซึ่ง เรียกว่า "การแปลงเวฟเล็ต" ซึ่งความหมายและรูปแบบทางทฤษฎีของเวฟเล็ตนั้นได้แสดงอยู่ในหัวข้อถัดไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.8 การแปลงเวฟเล็ต (Wavelet Transform : WT)

การแปลงเวฟเล็ตจะใช้อธิบายโครงสร้างของระบบสัญญาณที่ประกอบด้วยกลุ่มของสัญญาณเฉพาะมารวมกันเป็นสัญญาณหรือระบบนั้นๆ โดยสัญญาณเฉพาะนี้จะเป็นคลื่นเล็กๆ ที่เรียกว่า "เวฟเล็ต" ลักษณะของเวฟเล็ตจะเป็นคลื่นที่มีการเปลี่ยนแปลงอย่างต่อเนื่อง (Oscillatory) และขนาดของคลื่นจะลดลงสู่ศูนย์อย่างรวดเร็วทั้งสองด้าน ดังรูปที่ 2.11 ซึ่งเป็นเวฟเล็ตชนิดหนึ่งที่เรียกว่า เวฟเล็ตแบบ Daubechies20



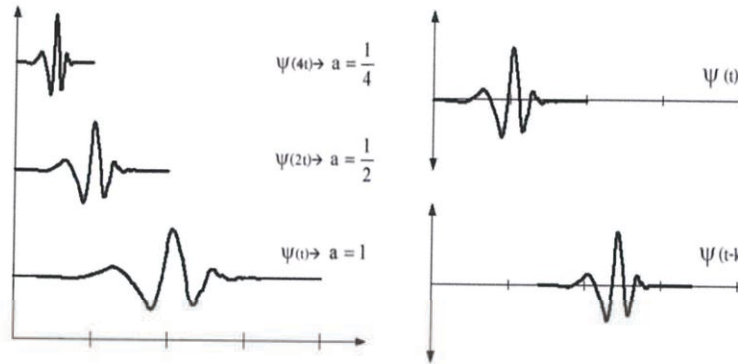
รูปที่ 2.12 ลักษณะของเวฟเล็ตแม่ชนิด Daubechies 20

การนำเวฟเล็ตหลายๆ อันมารวมกันเป็นกลุ่มเพื่อใช้อธิบายโครงสร้างของสัญญาณใดๆ โดยที่คลื่นเวฟเล็ตแต่ละตัวจะมีโครงสร้างมาจากฟังก์ชันเดียวกันซึ่งฟังก์ชันนี้จะเป็นเวฟเล็ตต้นกำเนิดที่เรียกว่า "เวฟเล็ตแม่" (Mother Wavelets) คลื่นเวฟเล็ตแต่ละอันจะอยู่ในเขตของเวฟเล็ตนี้ โดยแต่ละคลื่นจะเกิดจากการสเกล (Scaling : "a") และการเลื่อนตำแหน่ง (Translation : "b") ดังนั้นถ้าให้  $\psi(t)$  เป็นฟังก์ชันเวฟเล็ตแม่ สามารถเขียนเป็นสมการทั่วไปของเวฟเล็ตที่ตำแหน่ง "a", "b" ใด ๆ ที่สัมพันธ์ได้ดังนี้

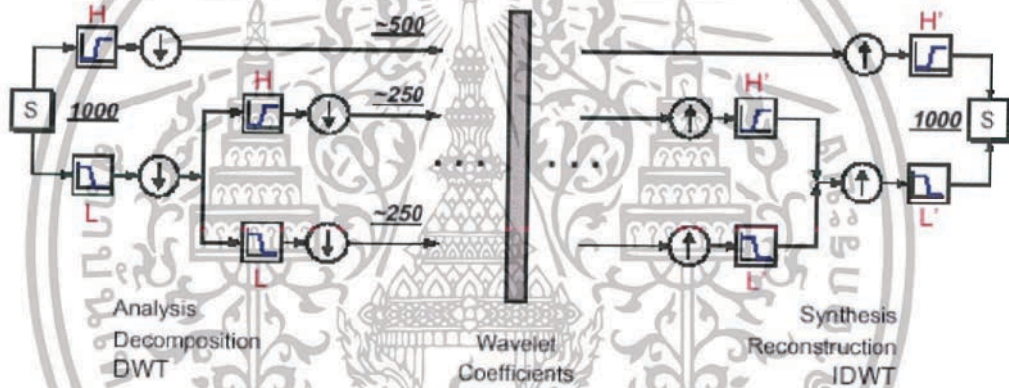
$$\psi_{b,a}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (2.12)$$

$\psi(t)$  จะเป็นฟังก์ชันเวฟเล็ตแม่ที่ถูกเลื่อนตำแหน่งและถูกสเกลโดยพารามิเตอร์ "a" และ "b" ตามลำดับ โดยที่ช่วงเวลาและความถี่ในการแปลงจะสัมพันธ์กันและเพื่อให้เวฟเล็ตที่ถูกสเกลไปและมีพลังงานเท่ากับเวฟเล็ตแม่จึงต้องทำการนอร์มัลไลซ์ด้วย  $1/\sqrt{a}$  เสมอ





รูปที่ 2.13 แสดงลักษณะของเวฟเล็ตแม่ที่ถูกสเกลและเลื่อนตำแหน่งไปที่ค่า a, b ต่าง ๆ กัน



รูปที่ 2.14 ลักษณะของการแตกกระจายสัญญาณและการรวมกลับสัญญาณของเวฟเล็ต

ทฤษฎีเวฟเล็ตจะใช้อธิบายสิ่งใดสิ่งหนึ่งเหมือนการแตกสิ่งนั้นออกเป็นส่วนประกอบเล็กๆ ที่สัมพันธ์กัน โดยที่ชิ้นส่วนเหล่านี้จะอยู่ในรูปของเวฟเล็ตที่ถูกสเกลและเลื่อนตำแหน่งดังนั้นจึงเปรียบเสมือนว่าสัญญาณใดๆ สามารถสร้างขึ้นมาได้โดยมีฟังก์ชันพื้นฐาน (Basis function) การแตกกระจายเวฟเล็ต (Wavelet Decomposition) ก็คือการทำการแปลงเวฟเล็ต (Wavelet Transform: WT) นั่นเอง ในทำนองเดียวกันการรวมกลับเวฟเล็ต (Wavelet Reconstruction) จะเป็นการแปลงกลับเวฟเล็ต (Inverse Wavelet Transform: IWT) ซึ่งเป็นการนำส่วนประกอบย่อย ๆ เหล่านี้มารวมกันเพื่อประกอบเป็นสัญญาณเดิม ทั้งในรูปที่ 2.14

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.9 การแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง (Continuous Wavelet Transform)

รูปแบบของการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องนั้นมีลักษณะการวิเคราะห์สัญญาณ โดยอาศัยการปรับเปลี่ยนคุณสมบัติของเวฟเล็ตแม่ที่ใช้ในการวิเคราะห์คือ ช่วงเวลาในการวิเคราะห์ที่แคบสำหรับการวิเคราะห์ห้วงค์ประกอบความถี่สูง และช่วงในการวิเคราะห์ที่กว้างในการวิเคราะห์ห้วงค์ประกอบความถี่ต่ำ ซึ่งเป็นการปรับระดับความละเอียดในการวิเคราะห์อย่างต่อเนื่องให้เหมาะสมกับความถี่ที่ทำการวิเคราะห์ ซึ่งสามารถแสดงสมการสำหรับการวิเคราะห์ได้ดังต่อไปนี้

$$CWT(a,b) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t)\psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \tag{2.13}$$

เมื่อ

$f(t)$  คือ สัญญาณที่ทำการแปลง

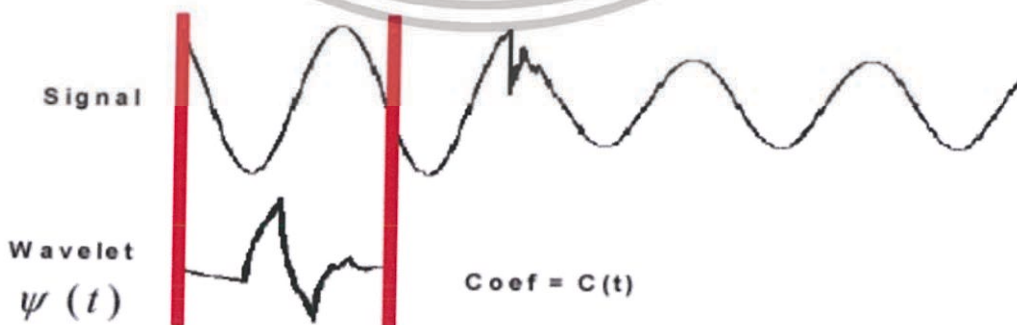
$\psi(t)$  คือ เวฟเล็ตแม่

$a$  คือ แฟคเตอร์สเกล(scale)

$b$  คือ แฟคเตอร์การเลื่อนตำแหน่ง(shifting)

จากสมการที่ 2.13 เมื่อพิจารณาเทอมของ  $\psi(t)$  ซึ่งเป็นเทอมของเวฟเล็ตแม่ที่เทียบได้กับเทอมของฟังก์ชันหน้าต่างในการแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลานั้นเอง แต่เมื่อพิจารณาเทอมของ  $\psi(t)$  จะมีการเปลี่ยนคุณสมบัติไปตามพารามิเตอร์  $a$  และ  $b$  ซึ่งสามารถแสดงลักษณะในการวิเคราะห์ได้ดังนี้

1. นำเวฟเล็ตแม่มาเปรียบเทียบกับส่วนแรกซึ่งเป็นจุดเริ่มต้นของสัญญาณในสเกลแรก
2. คำนวณสัมประสิทธิ์ (C) ซึ่งผลการวิเคราะห์จะแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเวฟเล็ตแม่ในสเกลแรกกับสัญญาณในส่วนแรก ซึ่งค่าสัมประสิทธิ์นี้ขึ้นอยู่กับทางเลือกใช้รูปร่างของเวฟเล็ตแม่ด้วย

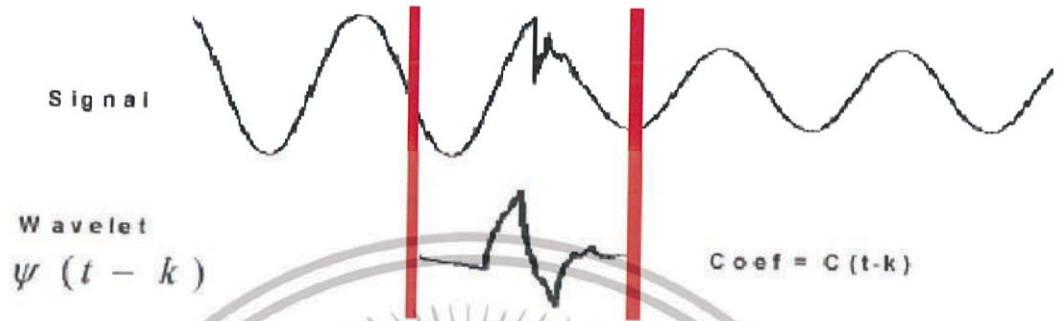


รูปที่ 2.15 แสดงขั้นตอนที่ 1 และ 2 ของการแปลงเวฟเล็ต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

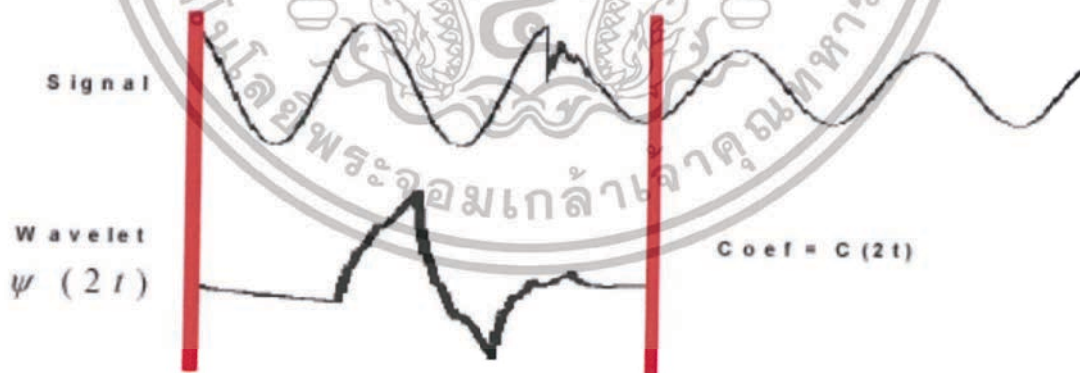


3. เลื่อนตำแหน่งการวิเคราะห์ไปทางขวาและทำซ้ำในขั้นตอนที่ 1 และ 2 จนกระทั่ง ครอบคลุม ช่วงสัญญาณทั้งหมด ซึ่งจากขั้นตอนที่ 1-3 นี้เป็นการแปลงเวฟเล็ตตลอดช่วงสัญญาณ ในสเกลแรก



รูปที่ 2.16 แสดงขั้นตอนที่ 3 ของการแปลงเวฟเล็ต

4. เปลี่ยนสเกลในการวิเคราะห์โดยการขยายสเกลและทำตามขั้นตอนที่ 1 - 3 ใหม่

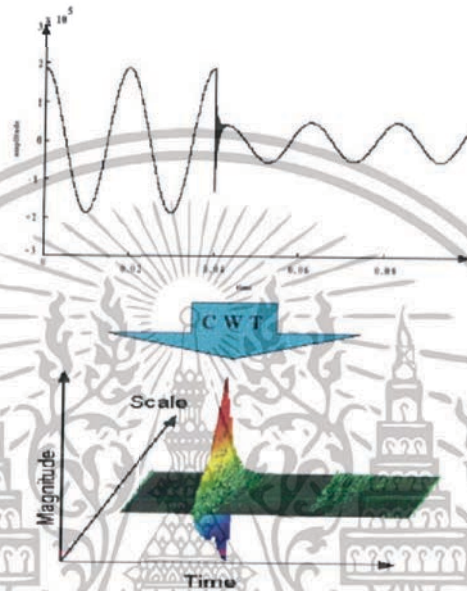


รูปที่ 2.17 แสดงขั้นตอนที่ 4 จนกระทั่งครบทุกสเกล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 5. ทำตามขั้นตอนที่ 1 - 4 จนกระทั่งครบทุกสเกล

จากขั้นตอนทั้งหมดผลการวิเคราะห์จะออกมาในรูปแบบประสิทธิ์ที่ได้การวิเคราะห์ของแต่ละสเกลในแต่ละส่วนของสัญญาณ และเนื่องจากการแปลงเป็นไปในลักษณะที่มีการเปลี่ยนแปลงสเกลและการเลื่อนตำแหน่งในการวิเคราะห์อย่างต่อเนื่อง เมื่อนำผลการวิเคราะห์ทั้งหมดมาแสดงรูปแบบความสัมพันธ์ของเวลาและความถี่ (Time - Scale) ได้ดังรูปที่ 2.17



รูปที่ 2.18 แสดงการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง (CWT)

จากรูปที่ 2.18 แสดงให้เห็นว่าผลการวิเคราะห์เมื่อนำมาเขียนเป็นกราฟจะออกมาในรูปแบบของพื้นผิวที่ต่อเนื่องกันซึ่งการปรับเปลี่ยนสเกลในการวิเคราะห์ที่ต่อเนื่อง ซึ่งจะทำให้ความแม่นยำทางด้านเวลาและความถี่ที่ดีแต่จะมีข้อเสียคือ การนำไปใช้งานที่ต้องการความรวดเร็วในการวิเคราะห์การแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องอาจไม่เหมาะสม เนื่องจากต้องใช้เวลาในการวิเคราะห์ที่ค่อนข้างมากและบางครั้งให้ข้อมูลที่ซ้ำซ้อนมากเกินไปจนเกิดความจำเป็น

## 2.10 สัมประสิทธิ์เซปสตรัมบนสเกลเมล (Mel Frequency Cepstrum Coefficient)

เซปสตรัม (cepstrum) คือ การแปลงโคไซน์แบบไม่ต่อเนื่อง (discrete cosine- transform) ของลอการิทึมจากสเปกตรัมสัญญาณในช่วงสั้น ๆ สัมประสิทธิ์เซปสตรัมบนสเกลเมล เป็นเทคนิคที่ปรับปรุงจากเซปสตรัม ด้วยการปรับสเกลของสเปกตรัมให้อยู่บนสเกลที่เหมาะสม สำหรับการรับฟังของมนุษย์ โดยสังเกตจากลักษณะของสัญญาณเสียง สัญญาณเสียงในช่วงความถี่ต่ำมีความสำคัญมากกว่าช่วงความถี่สูงจึงได้มีการออกแบบสเกลของสเปกตรัมให้สามารถ เก็บรายละเอียดของสัญญาณเสียงช่วง

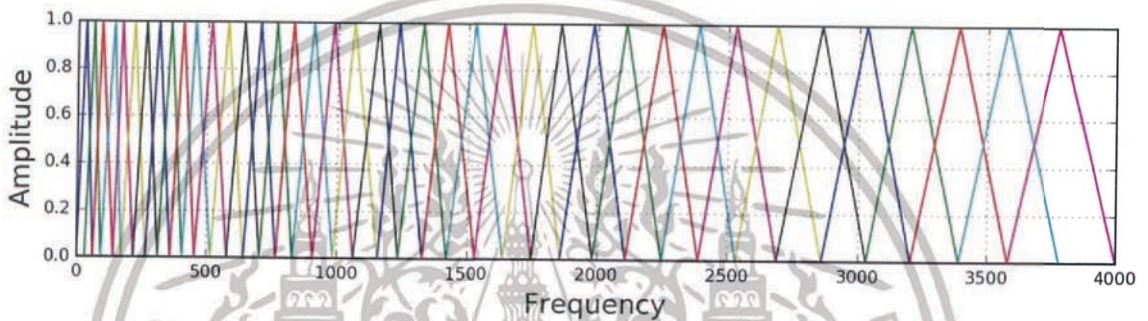
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ความถี่ต่ำได้มากกว่า เรียกรูปแบบนี้ว่าสเกลเมล (mel scale) โดยมีขั้นตอนในการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์เซปตรัมบนสเกลเมลดังนี้

### 2.10.1 Mel-Frequency Filterbank

เป็นขั้นตอนการหาค่าสัมประสิทธิ์เซปตรัมบนสเกลเมล เริ่มต้นจากการนำสัญญาณเสียงมาผ่านการประมวลผลสัญญาณเสียง หลังจากนั้นส่งสัญญาณไปผ่านชุดตัวกรองฟิลเตอร์แบงก์ (filter bank) เพื่อเน้นความสำคัญของความถี่ที่อยู่ในช่วงกลางของชุดตัวกรองแต่ละตัวกรองชุดตัวกรองฟิลเตอร์แบงก์มีลักษณะดังรูปที่ 2.19



รูปที่ 2.19 ชุดตัวกรองแบบฟิลเตอร์แบงก์

โดยที่ความถี่กลางของตัวกรองแต่ละชุดนั้นเกิดจากการแปลงค่าความถี่ปกติ ( $f$ ) ให้อยู่บนสเกลเมล ( $f_{mel}$ ) ตามสมการที่ 2.14

$$f_{mel} = 2595 * \log_{10}\left(1 + \frac{f}{700}\right) \quad (2.14)$$

### 2.10.2 การคำนวณหาพลังงานสเปคตรัมที่ผ่านตัวกรอง

ขั้นตอนนี้นำความถี่ที่ได้จากขั้นตอนคำนวณหาสเปคตรัมมาหาขนาดกำลังสองได้  $|x(k)|^2$  ส่งผ่านชุดตัวกรองแบบสามเหลี่ยมในสเกลเมล เพื่อเน้นความสำคัญของความถี่ที่อยู่ในช่วงกลางของชุดตัวกรองแต่ละตัวกรอง ตามสมการที่ 2.15

$$E_j = \sum_{k=0}^{\frac{n}{2}-1} \Phi_j(k) |\tilde{x}(k)|^2; 0 \leq j \leq J \quad (2.15)$$

เมื่อ  $\Phi_j$  คือค่าประจำตัวกรองที่  $j$

$\tilde{x}(k)$  คือสเปคตรัม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.10.3 การคำนวณสัมประสิทธิ์เซปสตรีมบนสเกลเมล

ในขั้นตอนนี้ได้นำลอการิทึมของพลังงานมาผ่านการแปลงโคไซน์แบบไม่ต่อเนื่องทำให้ได้ค่าสัมประสิทธิ์เซปสตรีมบนสเกลเมล  $c$  ลำดับที่  $m$  ตามสมการที่ 2.16

$$c_m = w_t(m) \sum_{j=1}^J \log_{10}(E_j) \cos\left(\frac{\pi}{J}(j - 0.5)m\right), \quad m = 0, 1, 2, \dots, J - 1$$

เมื่อ

$$w_t(m) = \begin{cases} \frac{1}{\sqrt{J}}, & m = 0 \\ \frac{\sqrt{2}}{J}, & 1 \leq m < J \end{cases} \quad (2.16)$$

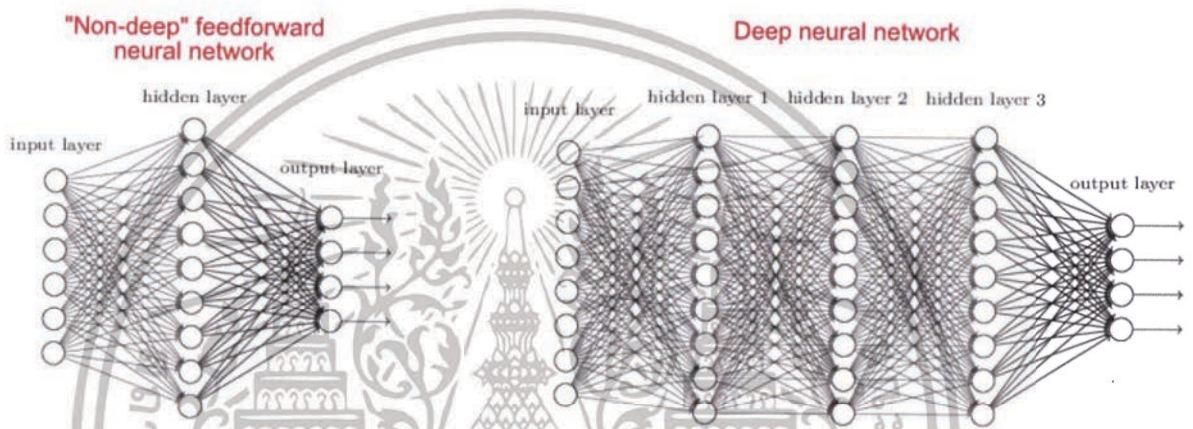
## 2.11 การเรียนรู้เชิงลึก

การเรียนรู้เชิงลึก (Deep Learning) ถูกจัดเป็นสาขาหนึ่งของการเรียนรู้ของเครื่อง (Machine Learning) โดยสถาปัตยกรรมของการเรียนรู้เชิงลึกจะถูกเรียกว่า โครงข่ายประสาทเทียมแบบลึก (Deep Neural Networks) ซึ่งการเรียนรู้เชิงลึกนั้นมีพื้นฐานมาจาก โครงข่ายประสาทเทียม (Artificial Neural Networks) โดยโครงข่ายประสาทเทียมนั้นอาศัยแนวคิดและเทคนิคจากการทำงานของระบบโครงข่ายใยประสาทในระบบประสาทของมนุษย์ โดยจำลองการทำงานเหมือนกับกลุ่มเซลล์ประสาทที่เชื่อมโยงกันเป็นระบบประสาทที่สามารถรับรู้หลายสิ่งในเวลาเดียวกัน ด้วยการประมวลผลแบบขนาน (Parallel Network) ทำให้ระบบสามารถตัดสินใจได้ใกล้เคียงกับมนุษย์ โดยสถาปัตยกรรมในการสร้างโครงข่ายประสาทเทียมแบบลึกถูกแสดงในรูปที่ 2.20



### 2.11.1 สถาปัตยกรรมของโครงข่าย

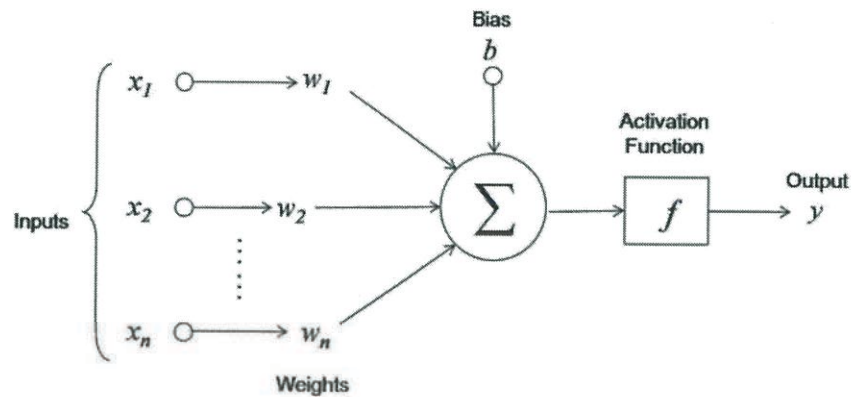
โดยทั่วไป โครงข่ายประสาทเทียมแบบลึกประกอบไปด้วยหลายชั้น (Layer) ของโครงข่าย ในแต่ละชั้นของโครงข่าย จะประกอบไปด้วย เซลล์ประสาท (Neuron) ในที่นี้เรียกว่านิวรอน ซึ่งอาจมีได้หลายนิวรอนในชั้นเดียวกัน การเชื่อมต่อกันของแต่ละชั้นเชื่อมต่อกันด้วยค่าน้ำหนัก (Weight) ในที่นี้สำหรับสถาปัตยกรรมพื้นฐานของโครงข่ายประสาทเทียม จะประกอบไปด้วย 3 ชั้นหลัก คือ ชั้นรับข้อมูลเข้า (Input layer) ชั้นเซลล์ประสาทซ่อน (Hidden layer) และชั้นข้อมูลออก (Output layer)



รูปที่ 2.20 สถาปัตยกรรมของ Deep Neural Networks

### 2.11.2 หลักการของเครือข่ายประสาทเทียมสำหรับในคอมพิวเตอร์

นิวรอนประกอบด้วยอินพุตและเอาต์พุตเหมือนกัน โดยจำลองให้อินพุตแต่ละหน่วยมีค่าน้ำหนัก (weight) เป็นตัวกำหนดน้ำหนักหนักของอินพุต โดยนิวรอนแต่ละหน่วยจะมีค่า threshold เป็นตัวกำหนดว่าน้ำหนักรวมของอินพุตต้องมากขนาดไหน จึงจะสามารถส่งเอาต์พุตไปยังนิวรอนตัวอื่นได้เมื่อ นิวรอนแต่ละหน่วยมาต่อกันให้ทำงานร่วมกัน การทำงานนี้ในทางตรรกะแล้วก็จะเหมือนกับปฏิกิริยาเคมีที่เกิดขึ้นในสมอง เพียงแต่ในคอมพิวเตอร์ทุกอย่างเป็นตัวเลขเท่านั้น



รูปที่ 2.21 แบบจำลองของนิวรอนในคอมพิวเตอร์

### 2.11.3 การทำงานของเครือข่ายประสาทเทียม

เมื่อมีอินพุตเข้ามายังเครือข่ายประสาทเทียม เครือข่ายจะนำเอาอินพุตมาคูณกับน้ำหนักของแต่ละเซลล์ที่ได้จากอินพุตทุกๆ เซลล์ของนิวรอนจะเอามารวมกันแล้วนำมาเทียบกับค่า ชิดเริ่มเปลี่ยน (threshold) ที่กำหนดไว้ ถ้าผลรวมมีค่ามากกว่าค่าขีดเริ่มเปลี่ยนที่กำหนด นิวรอนจะส่งเอาท์พุตออกไปยังอินพุตของนิวรอนอื่นๆ ที่เชื่อมกันในเครือข่าย ถ้าค่าผลรวมมีค่าน้อยกว่าค่าขีดเริ่มเปลี่ยนจะไม่เกิดเอาท์พุต

สิ่งที่สำคัญคือต้องทราบค่าน้ำหนักและค่าขีดเริ่มเปลี่ยนสำหรับสิ่งที่ต้องการ เพื่อให้คอมพิวเตอร์ รู้จำ ซึ่งเป็นค่าที่ไม่แน่นอนแต่สามารถกำหนดให้คอมพิวเตอร์ปรับเปลี่ยน ค่าเหล่านั้นได้โดยการสอนให้ รู้จักกับรูปแบบของสิ่งที่ต้องการให้รู้จำเรียกว่า back-propagation

ซึ่งเป็นกระบวนการย้อนกลับของการรู้จำในการฝึกสอนเครือข่ายนิวรอน แบบไปข้างหน้า จะมีการใช้อัลกอริทึมแบบ back-propagation เพื่อใช้ในการปรับปรุงน้ำหนัก น้ำหนักของเครือข่ายหลังจากใส่รูปแบบข้อมูลสำหรับฝึกสอนในแต่ละครั้งแล้ว ค่าที่ได้รับจากเอาท์พุตของเครือข่ายจะถูกนำไปเปรียบเทียบกับผลที่คาดหวังแล้วทำการคำนวณหาค่าความผิดพลาด ซึ่งค่าความผิดพลาดนี้จะถูกส่งกลับเข้าสู่เครือข่ายอีกครั้ง เพื่อใช้แก้ไขค่าน้ำหนักของเครือข่ายต่อไป



## 2.11.4 การเรียนรู้สำหรับโครงข่ายประสาทเทียม

### 2.11.4.1 การเรียนรู้แบบมีผู้ฝึกสอน (Supervised Training)

การฝึกแบบมีผู้สอนคือ การฝึกสอนที่ตัวระบบทราบค่าจริงของผลลัพธ์ว่ามีค่าเป็นเท่าใด ตัวอย่างเช่น การฝึกสอนแบบ การแก้ไขข้อผิดพลาด (Error-Correction learning) ระบบจะทำการคำนวณค่าผิดพลาดจากผลลัพธ์ที่ได้กับค่าจริงที่ทราบ แล้วนำค่าความผิดพลาดนั้นไปทำกระบวนการปรับค่าน้ำหนัก เพื่อใช้ฝึกสอนต่อไป เป้าหมายคือคือให้ค่าความผิดพลาดนั้นมีค่าต่ำมากที่สุดที่สามารถยอมรับได้

### 2.11.4.2 การเรียนรู้แบบไม่มีผู้ฝึกสอน (Supervised Training)

การฝึกสอนแบบไม่มีผู้สอนคือ การฝึกสอนที่ตัวระบบไม่ทราบค่าเป้าหมายจริงของผลลัพธ์ ระบบโครงข่ายจะทำการปรับตัวระบบเองตามพฤติกรรมของข้อมูล ตัวอย่างเช่น ระบบพยายามให้ข้อมูลฝึกสอนที่มีพฤติกรรมคล้ายคลึงกันมาอยู่ด้วยกัน เป็นปัญหาลักษณะการจัดกลุ่ม ตัวกลางของแต่ละกลุ่มหรืออาจเรียกเป็นค่าน้ำหนักก็ได้เช่นกัน จะถูกปรับค่าในระหว่างการฝึกสอนข้อมูล ท้ายที่สุดการฝึกสอนจะสิ้นสุดลงก็ต่อเมื่อมีการวัดว่า ตัวกลางของกลุ่มหรือค่าน้ำหนักนั้นมีความคงที่แล้ว

### 2.11.5 ตัวอย่างการประยุกต์ใช้โครงข่ายประสาทเทียม

เนื่องจากความสามารถในการจำลองพฤติกรรมทางกายภาพของระบบที่มีความซับซ้อนจากข้อมูลที่ป้อนให้ เพื่อการเรียนรู้และการประยุกต์ใช้เครือข่ายประสาทเทียม จากยุคเริ่มต้นในการพัฒนาเครือข่ายประสาทเทียมจนถึงยุคปัจจุบันได้มีผู้นำมาประยุกต์ใช้งานหลาย ประเภทในงานด้านต่าง ๆ เช่น

1. การจำรูปแบบที่ยาก (Pattern Recognition) เช่น การรู้จำลายนิ้วมือ การรู้จำใบหน้ามนุษย์ การอ่านความรู้สึกจากใบหน้า การรู้จำป้ายทะเบียนรถยนต์ เป็นต้น
2. ปัญหาการพยากรณ์ เช่น การพยากรณ์สภาพภูมิอากาศ ปริมาณน้ำฝน อุณหภูมิโลก ราคา น้ำมันและพลังงาน การใช้พลังงาน ราคาหุ้น อัตราการแลกเปลี่ยน เป็นต้น
3. การจำแนกประเภท หรือการจัดหมวดหมู่ เช่น การจำแนกหรือการระบุว่าเป็นโรคทางการแพทย์ การจำแนกเซลล์มะเร็ง การจำแนกสัญญาณการเต้นของหัวใจ หรือคลื่นสมอง เป็นต้น
6. ความสามารถในการเรียนรู้ เฉกเช่นเดียวกับมนุษย์

ประโยชน์อย่างอื่นที่ได้รับเมื่อใช้โครงข่ายประสาทเทียม เช่น การปรับตัวของระบบในขณะการเรียนรู้ (Adaptive learning) ความสามารถในการสร้างระบบหรือสามารถอธิบายข้อมูลเอง (Self-organization)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### บทที่ 3

## วิธีการในการวิจัย

ในบทนี้กล่าวถึงวิธีการทดลองวิธีปรับปรุงสัญญาณ และการแยกแยะสัญญาณโดยใช้ วิธี Signal processing with MFCC โดยมีขั้นตอนการทดลองดังรูป 3.1



รูปที่ 3.1 รูปขั้นตอนการทดลอง

จากรูปที่ 3.1 เป็นรูปที่แสดงการทำงานอย่างเป็นระบบของการทดลอง โดยมีขั้นตอนแบ่งออกเป็น 2 ส่วน ส่วนแรกมีการนำอุปกรณ์ BGT24MTR11 RF เป็นอุปกรณ์รับส่งคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า 24Ghz และใช้คอมพิวเตอร์โน้ตบุ๊กพัฒนาตัวโปรแกรมปรับปรุงและเรียนรู้สัญญาณ และส่วนสุดท้ายการนำอุปกรณ์ Biopac มาใช้เทียบสัญญาณโดเมนของเวลา

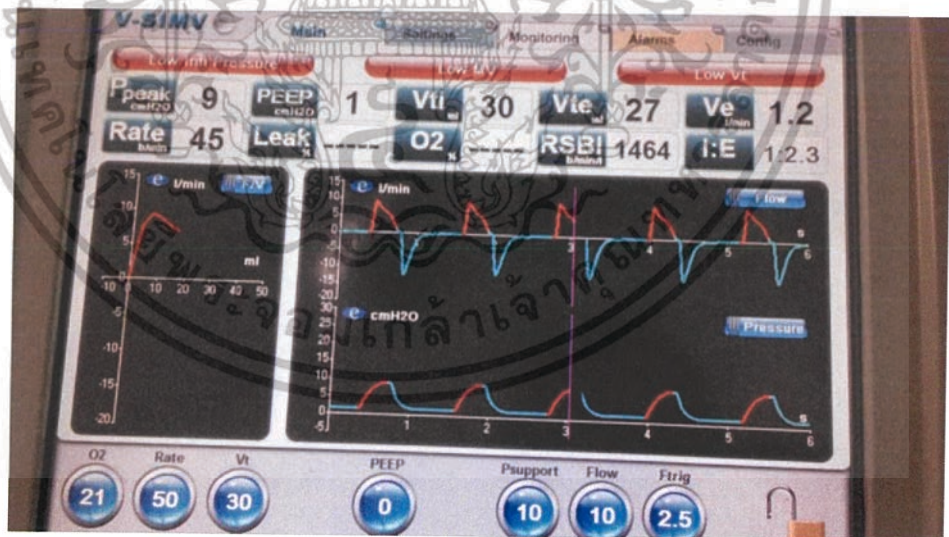


### 3.1 การเก็บสัญญาณ

ในการเก็บสัญญาณทั้ง 3 ประเภทได้แก่ ขณะร่างกายขยับ ขณะหายใจ และช่วงเวลาที่ไม่มีเด็กทารกในตู้โดยการตั้งค่าสำหรับการหายใจของตัวอย่างเด็กทารกเราใช้เครื่องช่วยหายใจโดยมีการตั้งค่าที่เห็นในรูปที่ 3.1 – 3.3

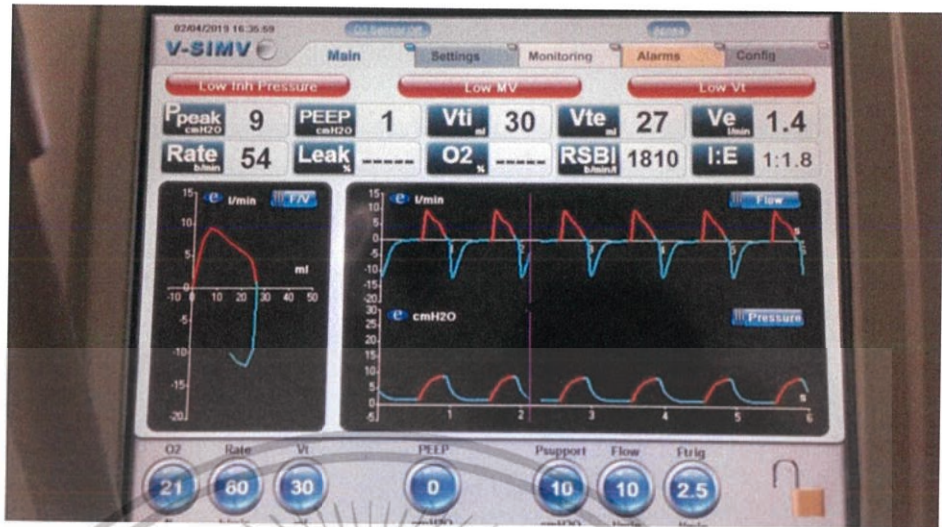


รูปที่ 3.2 การตั้งค่าอัตราการหายใจ 40bpm



รูปที่ 3.3 การตั้งค่าอัตราการหายใจ 50bpm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.4 การตั้งค่าอัตราการหายใจ 60bpm

และแบ่งการเก็บเป็น 2 วิธีการได้แก่

3.1.1 ใช้การ์ดเสียงของ Notebook Asus TUF 505 ในการเก็บค่าสัญญาณเพื่อจัดเก็บเป็นไฟล์ .wav  
 ประเภทละ 100 ไฟล์ โดยใช้ Sampling Rate 8kHz



รูปที่ 3.5 รูปการวัดแบบไม่สัมผัส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



3.1.2 ใช้ BIOPAC ในการเก็บค่าสัญญาณเพื่อจัดเก็บเป็นไฟล์ .mat ประเภทละ 100 ไฟล์ โดยใช้ Sampling Rate 1kHz



รูปที่ 3.6 รูปการวัดแบบสัมผัส

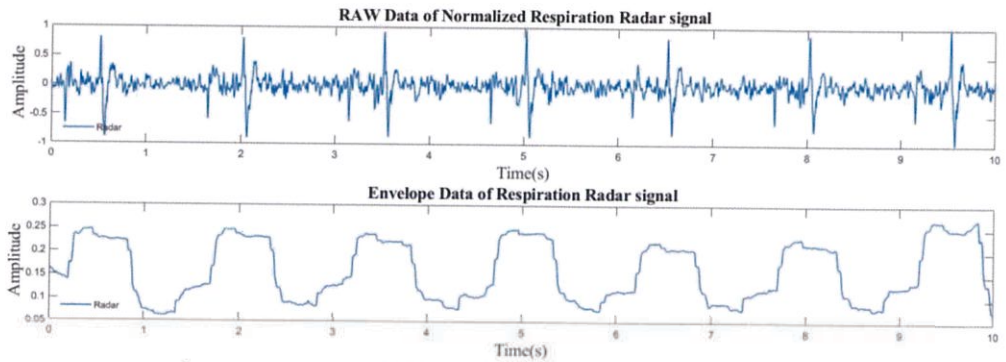
### 3.2 การวิเคราะห์ด้วยวิธีการ Signal processing

การจำแนกด้วยวิธี Signal processing คือหลักการที่จะนำสัญญาณที่ได้มาผ่านหลักการประมวลผลสัญญาณได้แก่ Envelope Signal, filter, Fast Fourier Transform, Mel-frequency cepstral coefficients และ Continuous Wavelet Transform

#### 3.2.1 การปรับปรุงสัญญาณด้วยวิธี Envelope Signal

เทคนิคนี้คือการหาค่าเฉลี่ยกำลังสองของสัญญาณได้จากการอุปกรณ์ ซึ่งจะช่วยให้สัญญาณวิเคราะห์ง่ายขึ้น สำหรับนำไปประมวลผลต่อไปไม่ว่าจะเป็นกระบวนการตรวจจับยอดของสัญญาณเพื่อหาอัตราการหายใจอย่างง่าย หรือการวิเคราะห์ที่ซับซ้อนขึ้น เช่น การแปลงฟูเรียร์ และการเรียนรู้เชิงลึก เป็นต้น

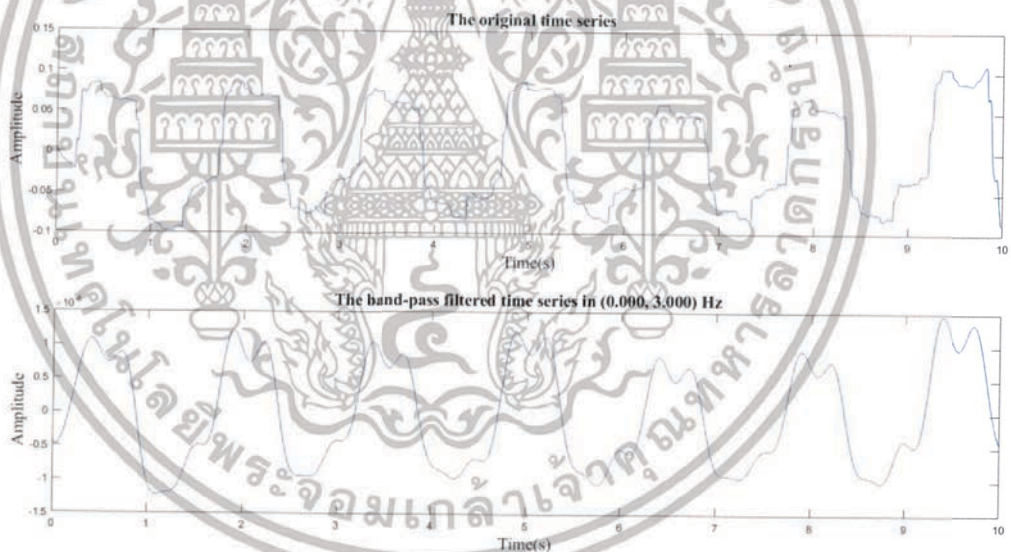
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.7 รูปสัญญาณที่ผ่านกระบวนการ Envelope Signal

### 3.2.2 การปรับปรุงสัญญาณด้วยวิธี band-pass filter

เทคนิคนี้คือการ band-pass filter สัญญาณหลังจากการทำ Envelope Signal โดยกรองความถี่ในช่วง 0 – 3 Hz ที่เป็นย่านที่เราสนใจ เนื่องจากความถี่ของการหายใจอยู่ในช่วงนี้



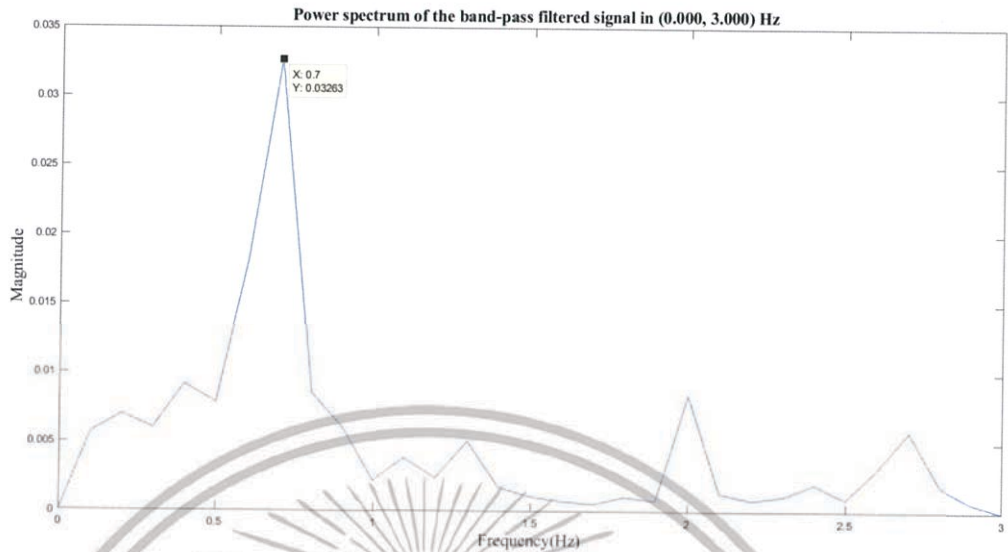
รูปที่ 3.8 รูปสัญญาณที่ผ่านกระบวนการ band-pass filter

### 3.2.3 เทคนิคการแปลงสัญญาณด้วย Fast Fourier Transform

เทคนิคนี้คือการทำ Fast Fourier Transform สัญญาณหลังจากการทำ Envelope Signal และ band-pass filter เพื่อหาองค์ประกอบของความถี่ในช่วงของการหายใจ 0.1 – 3Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

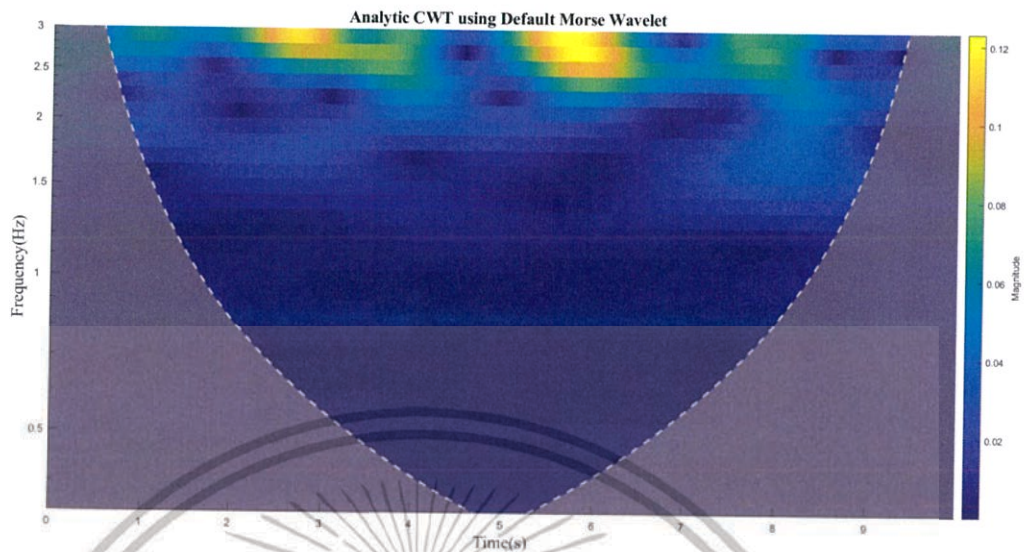




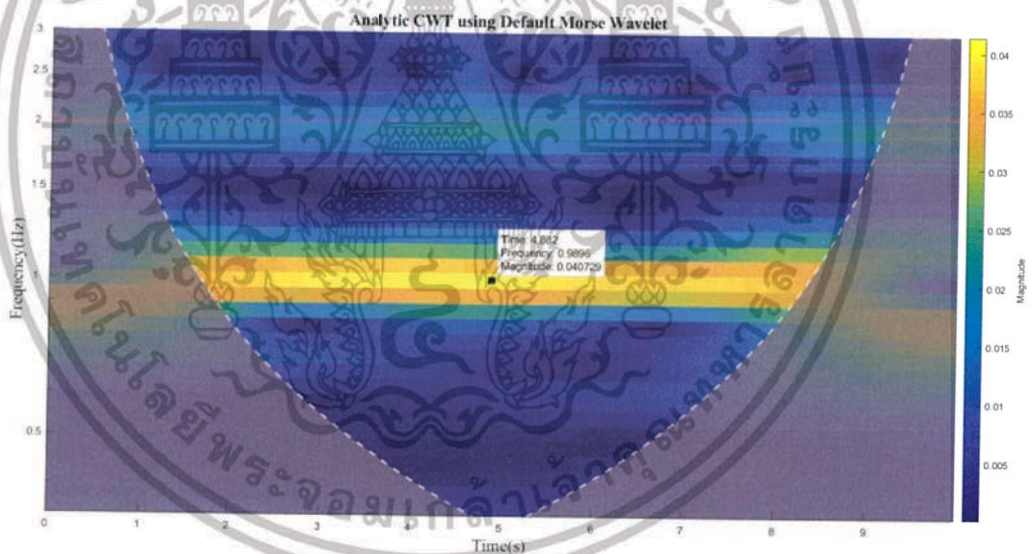
รูปที่ 3.9 รูปสัญญาณที่ผ่านกระบวนการ Fast Fourier Transform

### 3.2.4 เทคนิคการแปลงสัญญาณด้วย Continuous Wavelet Transform

สัญญาณที่ถูกเก็บมาจะเข้ากระบวนการ Continuous Wavelet Transform (CWT) เป็นการใช้เทคนิคแปลง Fast Fourier Transform ในแต่ละช่วงเวลาเพื่อให้ได้ค่าพลังงาน และ ความถี่ในแต่ละช่วงเวลาออกมาเพื่อนำมาแสดงบนกราฟ Spectrogram ซึ่งการแปลงแบบ CWT จะทำให้กราฟ Spectrogram สามารถแสดงพลังงานในแต่ละช่วงเวลาและช่วงความถี่อย่างถูกต้องและแบ่งแยกออกมาได้อย่างชัดเจน เนื่องจากการแปลง CWT วินโดว์ที่นำมาครอบสัญญาณเข้าเพื่อแปลง FFT ทำให้รูปกราฟของเรามีการแบ่งแยกและสามารถแสดงลักษณะสำคัญออกมาได้ชัดเจน



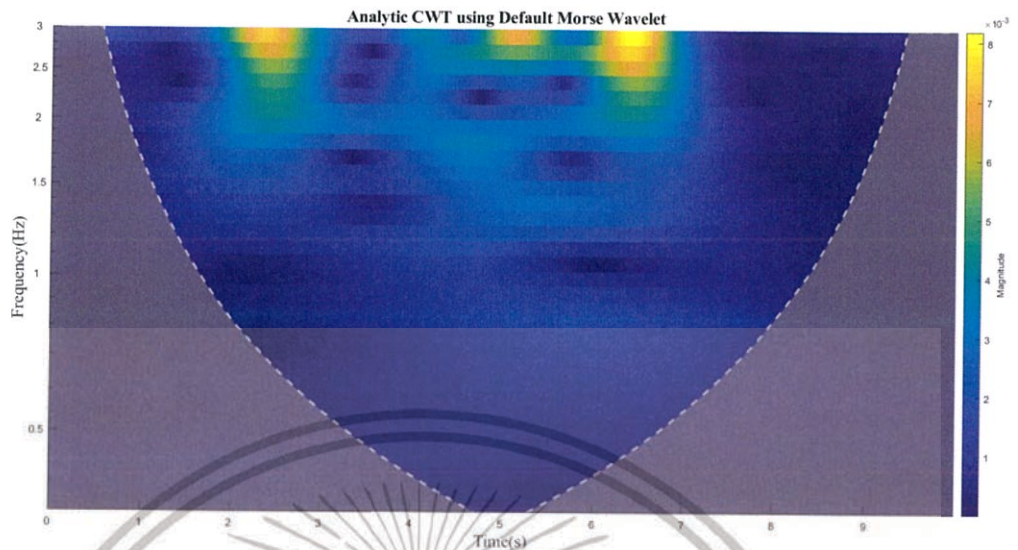
รูปที่ 3.10 กราฟ CWT ช่วงเวลาที่ไม่ได้เกิดการก่อกวน



รูปที่ 3.11 กราฟ CWT ขณะหายใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้





รูปที่ 3.12 กราฟ CWT ขณะร่างกายขยับ

### 3.3 การจำแนกประเภทด้วยวิธี Signal processing with MFCC

การจำแนกด้วยวิธี signal processing with MFCC คือหลักการที่จะนำสัญญาณที่ได้เก็บมาหา features ด้วยกระบวนการ MFCC เพื่อนำไปใช้ในการสอนเครื่องด้วยเทคนิค Convolutional Neural Networks

#### 3.3.1 การสกัดลักษณะสำคัญของข้อมูลด้วย MFCCs (MFCCs Feature Extraction)

ในการวิจัยนี้ได้ทำการใช้การใช้ MFCCs (Mel Frequency Cepstral Coefficients) ในการสกัดลักษณะสำคัญ (Features) ของข้อมูล ซึ่ง MFCCs เป็น Auto features extraction algorithm แบบหนึ่งที่นิยมใช้ในการหา features ของข้อมูลที่อยู่ในรูปแบบของสัญญาณเสียง โดยสัญญาณเสียงที่เก็บมาได้จะถูกวางด้วยกรอบสัญญาณหน้าต่างหรือเฟรม เพื่อวิเคราะห์การหาค่า MFCC โดยใช้ฟังก์ชันหน้าต่างแบบ แฮมมิงขนาดของหน้าต่างเท่ากับ 25 มิลลิวินาทีหรือเท่ากับ  $N=400$  sample เหลื่อมซ้อนไปครั้งละ 10 มิลลิวินาทีหรือเท่ากับ  $P=160$  sample

3.3.1.1 เมื่อสัญญาณเสียงถูกแบ่งออกเป็นช่วงสั้นๆ แล้วนำมาคือหาค่าสัมประสิทธิ์เซปสตรัมบนสเกลเมล สัญญาณเสียงในแต่ละเฟรมจะถูกคูณด้วยฟังก์ชันกรอบสัญญาณ เพื่อลดทอนความไม่ต่อเนื่องของขอบสัญญาณ จากนั้นทำการเตรียมข้อมูลเสียงเพื่อหาค่าฟูริเยร์แบบเร็วต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.1.2 การแปลงสัญญาณฟูรีเยร์แบบเร็ว เพื่อเปลี่ยนสัญญาณเสียงจากโดเมนของเวลาให้อยู่ในโดเมนความถี่โดยใช้สมการที่ 3.1

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-\frac{i2\pi kn}{N}} \quad k = 0, \dots, N-1 \quad (3.1)$$

3.3.1.3 นำสัญญาณสเปกตรัมที่ผ่านขั้นตอนการแปลงสัญญาณฟูรีเยร์แบบเร็ว ส่งผ่านตัวกรองฟิลเตอร์แบงค์ เพื่อหาจุดเด่นของความถี่ที่อยู่ในช่วงกลางของชุดตัวกรอง แต่ละตัวกรอง โดยใช้ชุดตัวกรองฟิลเตอร์แบงค์ 12 ตัว ในการออกแบบชุดตัวกรองฟิลเตอร์แบงค์นำความถี่ที่สัมพันธ์ตัวอย่าง ( $fS/2$ ) มาคำนวณหาความถี่บนเมลสเกลตามสมการที่ 3.2

$$f_{mel} = 2595 * \log_{10} (1 + f / 700) \quad (3.2)$$

เมื่อได้ความถี่ที่อยู่ในรูปสเกลเมลแล้วนำมาแบ่งเท่าๆกันบนสเกลเมลตามขนาดชุดตัวกรองฟิลเตอร์แบงค์แล้วแปลงความถี่เมล (Mel frequency) มาเป็นความถี่ปกติ ( $f$ ) ตามสมการที่ 3.3

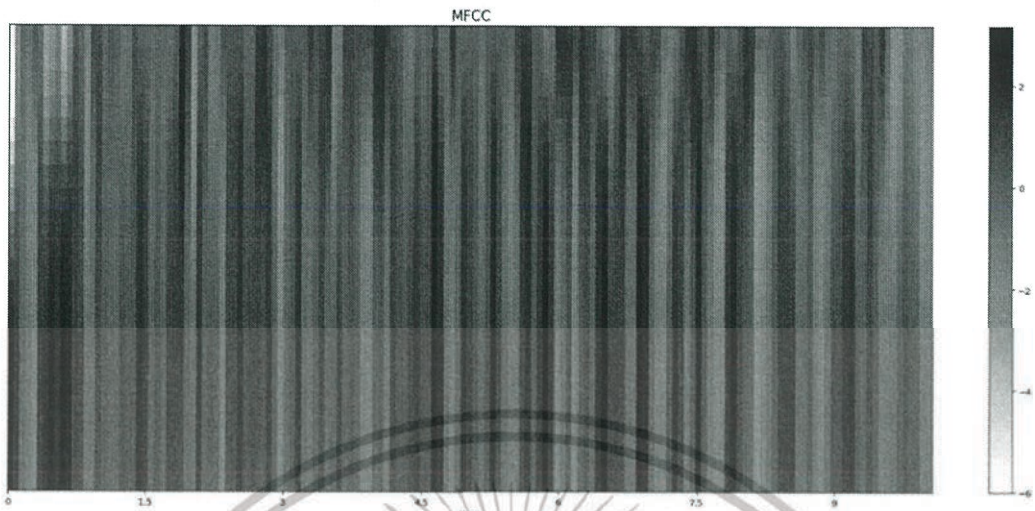
$$(mel) = 700 * (10^{(mel / 2595)} - 1) \quad (3.3)$$

3.3.1.4 คำนวณหาสัมประสิทธิ์เซปสตรัมโดยการแปลงแบบโคไซน์ไม่ต่อเนื่อง (DCT) สัญญาณเสียงในกรอบหน้าต่าง  $N=400$  หลังจากแปลงให้อยู่ในโดเมนความถี่โดยหาขนาดกำลังสองและผ่านการกรองด้วยตัวกรองฟิลเตอร์แบงค์มาหาค่าลอการิทึมและเข้าสู่วิธีการ แปลงโคไซน์แบบไม่ต่อเนื่อง ทำการวางกรอบหน้าต่าง เหลื่อมซ้อนไป 160 ตัวอย่างไปเรื่อยๆ เริ่มจาก จุดเริ่มต้นของสัญญาณเสียง จนถึงจุดสิ้นสุดของสัญญาณเสียงจะได้ features ที่อยู่ในรูปแบบเวกเตอร์

3.3.1.5 จากนั้น features ที่สามารถสกัดมาได้จะถูกจัดเก็บไว้เป็น 3 หมวดหมู่และจะถูกนำเข้าไปเป็นข้อมูลในการสอนเครื่องโดยใช้ Convolutional neural networks ต่อไป ดังรูป 3.13 - 3.15 และแสดงขั้นตอนการทำ MFCC Features Extraction ดังรูป 3.19

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



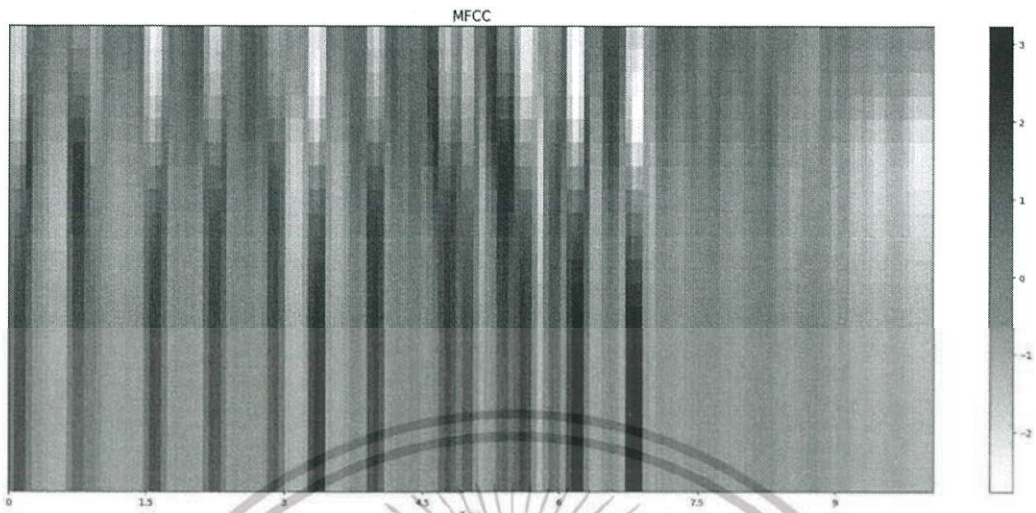


รูปที่ 3.13 กราฟ MFCC 157 Features ของ กราฟ CWT ช่วงเวลาที่ไม่มีเด็กทารกในตู้

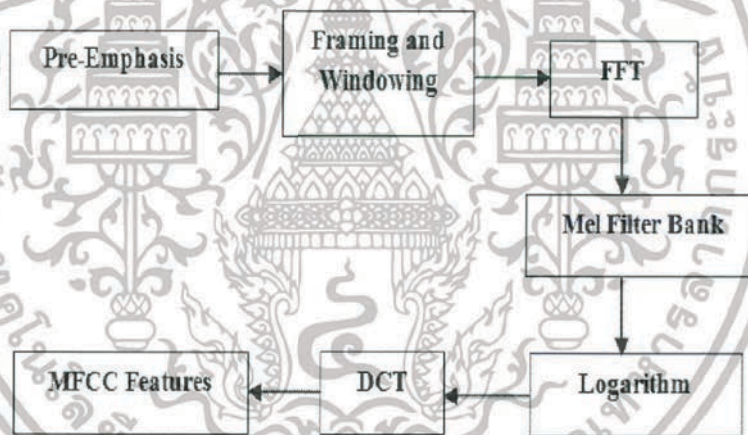


รูปที่ 3.14 กราฟ MFCC 175 Features ของ ขณะหายใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.15 กราฟ MFCC 175 Features ของ ขณะร่างกายขยับ



รูปที่ 3.16 ขั้นตอนของ MFCC Features Extraction

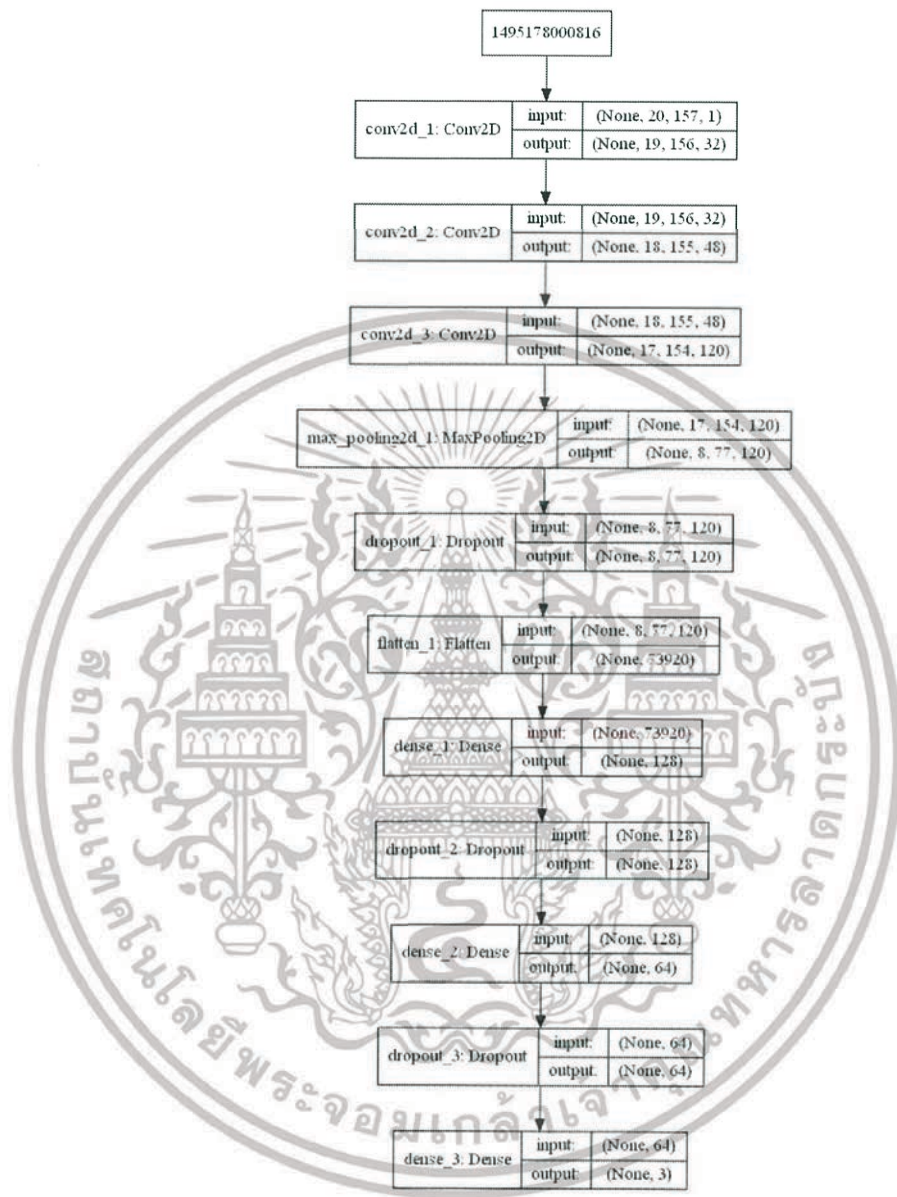
### 3.3.2 การจำแนกประเภทด้วยโมเดล Deep learning

หลังจากที่สัญญาณเสียงผ่านกระบวนการการหา features ด้วยวิธี MFCC แล้วถัดไปนำ features เหล่านั้นมาแบ่งไฟล์สัญญาณเสียงเป็น 80% และ 20% โดยจะนำไฟล์ 80% หรือเท่ากับ 80 ไฟล์ ไปสอนเครื่องด้วยโมเดล Deep Convolutional Neural Networks โดยมี tensorflow เป็น backend ซึ่ง DCNNs เป็น model ที่จะใช้ในการแยกประเภทของสัญญาณทั้ง 3 ประเภท โดยเราทำการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



สอนซ้ำ (epoch) ทั้งหมด 100 รอบ และ ใช้ optimizer ชนิด Adam สถาปัตยกรรมของโมเดล DCNNs แสดงดังรูป 3.17



รูปที่ 3.17 สถาปัตยกรรมของ DCNNs

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หลังจากทำการสอนเครื่องจะได้ค่าน้ำหนักความถูกต้องและโครงสร้างของโมเดล หลังจากนั้นจะนำไฟล์ที่เหลือ 20% คือกลุ่มละ 20 ไฟล์มาทดสอบการจำแนกประเภท (classification) ของโมเดลโดยการนำไปทดสอบที่โมเดลเพื่อให้ได้ค่าความแม่นยำ แล้วนำค่าความแม่นยำมาคำนวณหาค่าความเฉลี่ยตามตารางที่ 3.1

ชนิดของสัญญาณ	ค่าความถูกต้องเฉลี่ย
ช่วงเวลาที่ไม่มีเด็กทารกในตู้	98.69 %
ขณะหายใจ	74.98 %
ขณะร่างกายขยับ	87.49 %

ตารางที่ 3.1 ตารางแสดงค่าความแม่นยำเฉลี่ยของสัญญาณทั้ง 3 ประเภทด้วยเทคนิค Signal processing with MFCC





## บทที่ 4

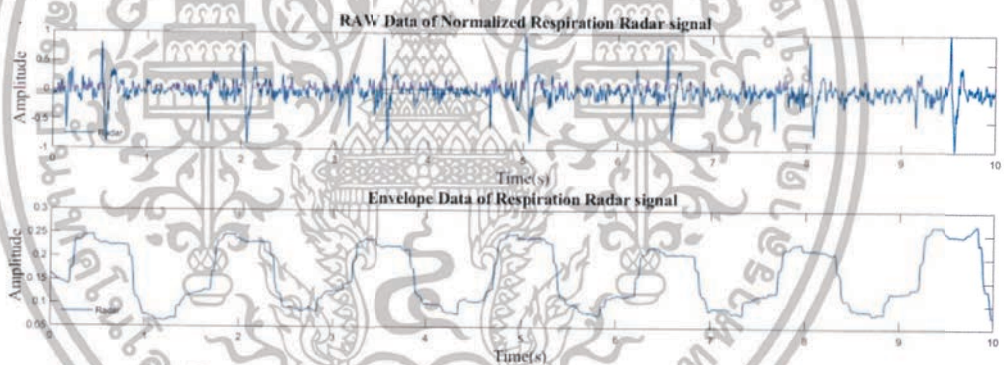
### ผลการวิจัย

#### 4.1 การทดสอบสัญญาณด้วยวิธี Envelope Signal

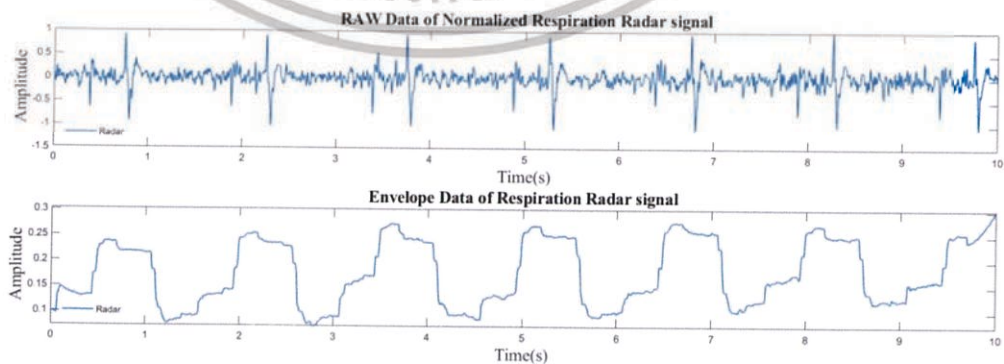
ผลวิจัยสามารถแสดงผลการปรับปรุงสัญญาณด้วยวิธี Envelope Signal เพื่อให้ง่ายต่อการวิเคราะห์ และการตรวจจับยอดของสัญญาณของสัญญาณการหายใจทั้งหมด 3กลุ่มโดยแบ่งตามอัตราการหายใจ ได้แก่ 40 ครั้งต่อนาที 50 ครั้งต่อนาที และ 60 ครั้งต่อนาที

##### 4.1.1 การทดสอบสัญญาณด้วยวิธี Envelope Signal 40 ครั้งต่อนาที

จากรูป 4.1, 4.2, 4.3 และ 4.4 แสดงการสัญญาณด้วยวิธี Envelope Signal เพื่อให้ง่ายต่อการวิเคราะห์ และการตรวจจับยอดของสัญญาณของสัญญาณการหายใจที่ 40 ครั้งต่อนาที

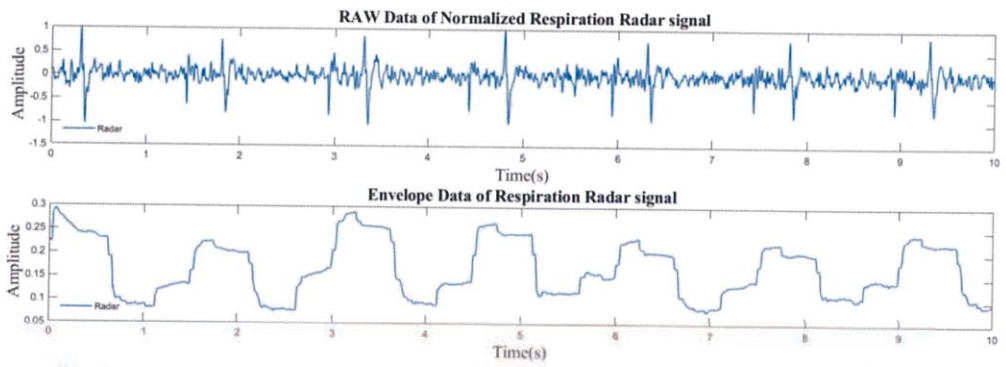


รูปที่ 4.1 รูปผลการทดสอบสัญญาณด้วยวิธี Envelope Signal 40 ครั้งต่อนาที (1)

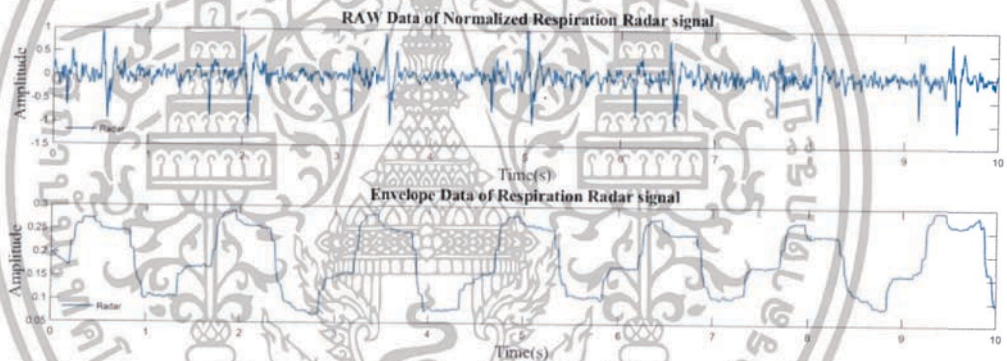


รูปที่ 4.2 รูปผลการทดสอบสัญญาณด้วยวิธี Envelope Signal 40 ครั้งต่อนาที (2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.3 รูปผลการทดสอบสัญญาณด้วยวิธี Envelope Signal 40 ครั้งต่อนาที (3)



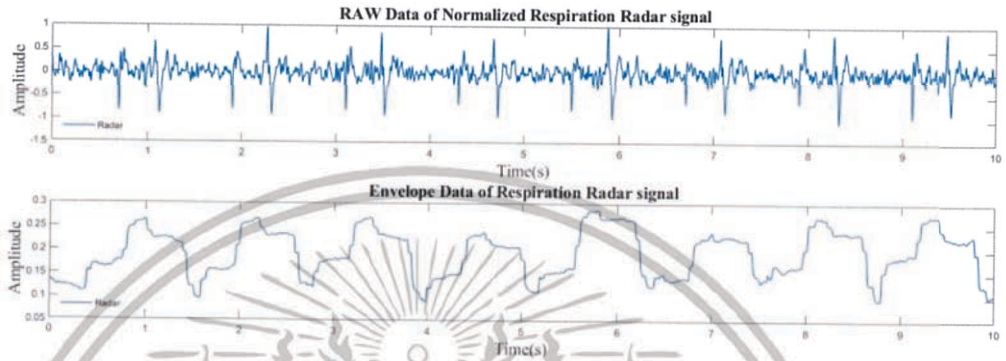
รูปที่ 4.4 รูปผลการทดสอบสัญญาณด้วยวิธี Envelope Signal 40 ครั้งต่อนาที (4)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

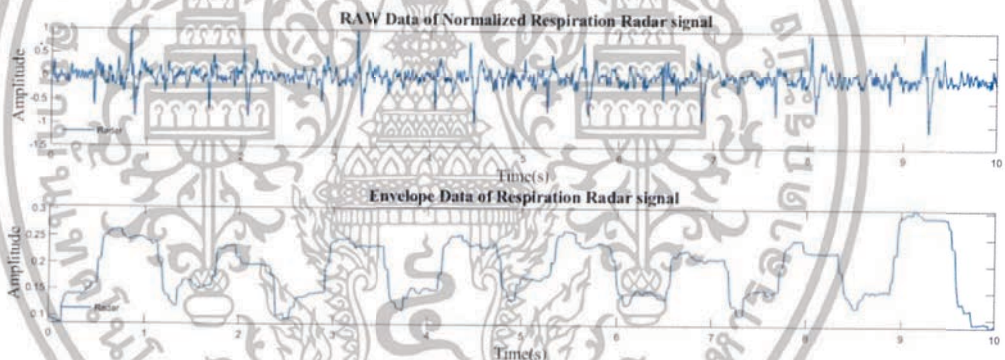


#### 4.1.2 การทดสอบสัญญาณด้วยวิธี Envelope Signal 50 ครั้งต่อนาที

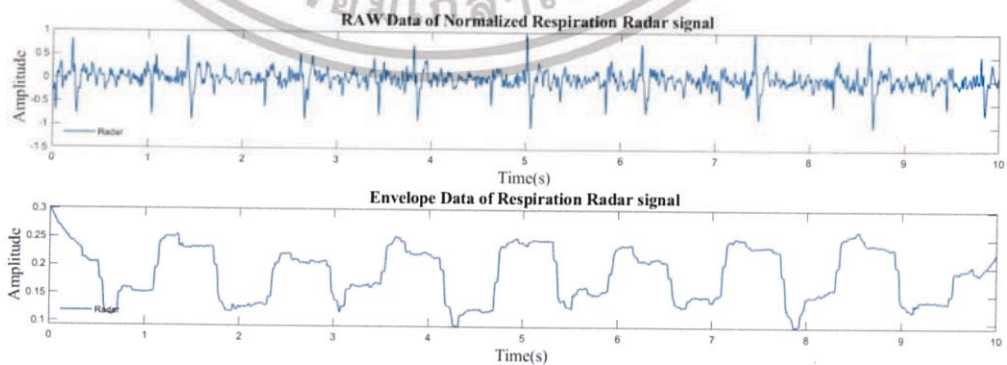
จากรูป 4.5, 4.6, 4.7 และ 4.8 แสดงการสัญญาณด้วยวิธี Envelope Signal เพื่อให้ง่ายต่อการวิเคราะห์ และการตรวจจับยอดของสัญญาณของสัญญาณการหายใจที่ 50 ครั้งต่อ นาที



รูปที่ 4.5 รูปผลการทดสอบสัญญาณด้วยวิธี Envelope Signal 50 ครั้งต่อนาที (1)

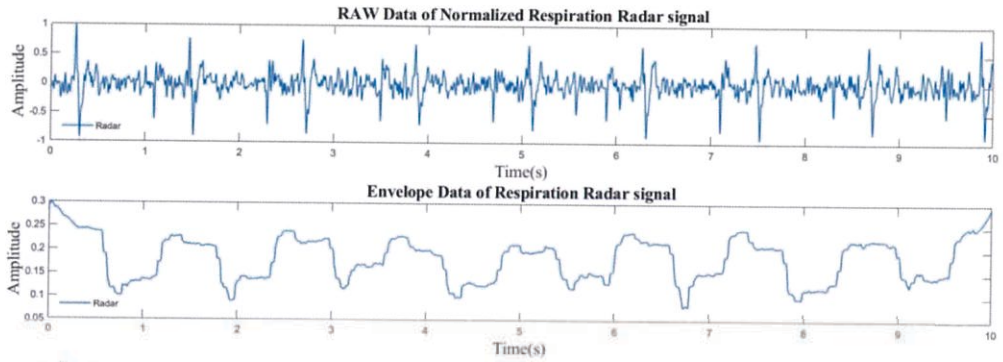


รูปที่ 4.6 รูปผลการทดสอบสัญญาณด้วยวิธี Envelope Signal 50 ครั้งต่อนาที (2)



รูปที่ 4.7 รูปผลการทดสอบสัญญาณด้วยวิธี Envelope Signal 50 ครั้งต่อนาที (3)

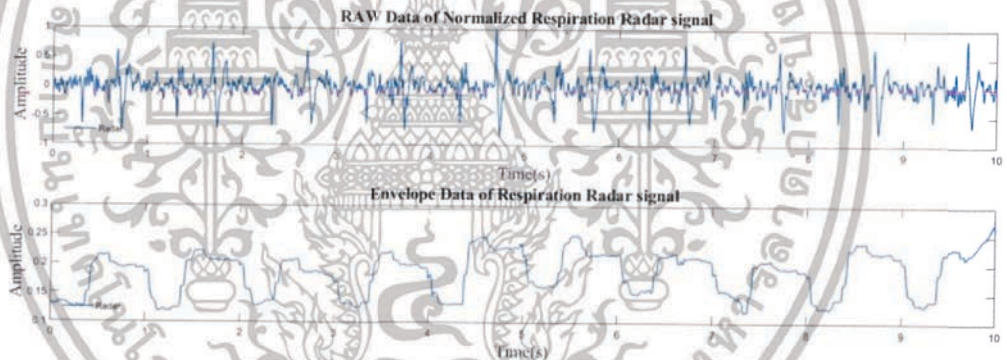
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



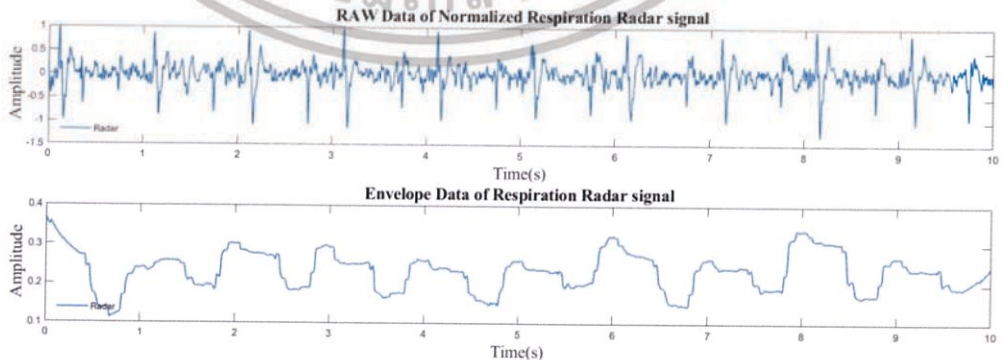
รูปที่ 4.8 รูปผลการทดสอบสัญญาณด้วยวิธี Envelope Signal 50 ครั้งต่อนาที (4)

### 4.1.3 การทดสอบสัญญาณด้วยวิธี Envelope Signal 60 ครั้งต่อนาที

จากรูป 4.9, 4.10, 4.11 และ 4.12 แสดงการสัญญาณด้วยวิธี Envelope Signal เพื่อให้ง่ายต่อการวิเคราะห์ และการตรวจนับยอดของสัญญาณของสัญญาณการหายใจที่ 60 ครั้งต่อ นาที



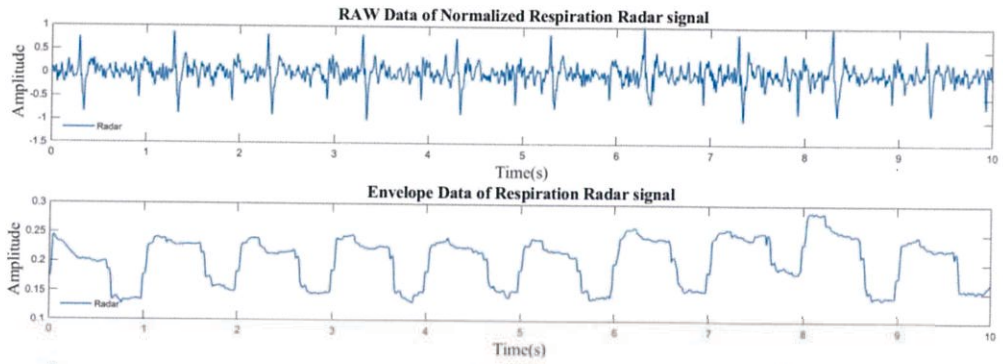
รูปที่ 4.9 รูปผลการทดสอบสัญญาณด้วยวิธี Envelope Signal 60 ครั้งต่อนาที (1)



รูปที่ 4.10 รูปผลการทดสอบสัญญาณด้วยวิธี Envelope Signal 60 ครั้งต่อนาที (2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้





รูปที่ 4.11 รูปผลการทดสอบสัญญาณด้วยวิธี Envelope Signal 60 ครั้งต่อนาที (3)



รูปที่ 4.12 รูปผลการทดสอบสัญญาณด้วยวิธี Envelope Signal 60 ครั้งต่อนาที (4)

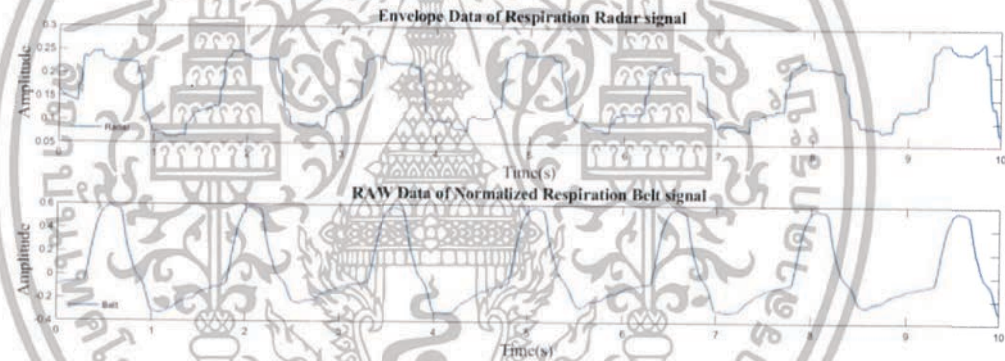
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 4.2 การทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Envelope Signal ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย

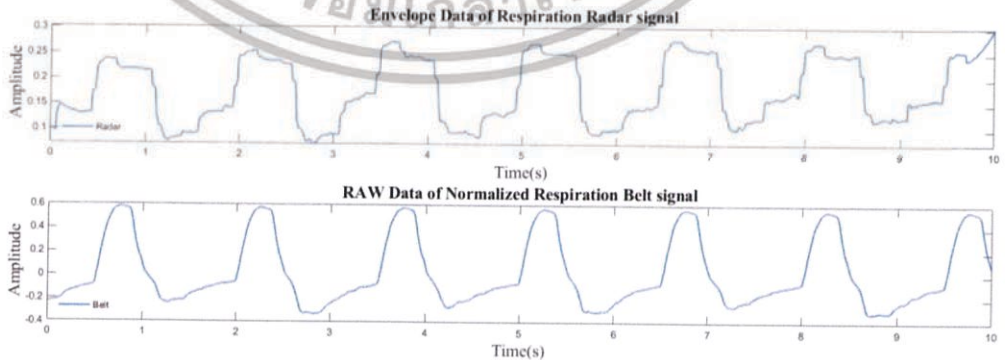
ผลวิจัยสามารถแสดงผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Envelope Signal ระหว่าง อุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกายของการหายใจทั้งหมด 3 กลุ่มโดยแบ่งตามอัตราการหายใจ ได้แก่ 40 ครั้งต่อนาที 50 ครั้งต่อนาที และ 60 ครั้งต่อนาที

#### 4.2.1 การทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Envelope Signal ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที

จากรูป 4.13, 4.14, 4.15 และ 4.16 แสดงการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Envelope Signal เพื่อให้ง่ายต่อการวิเคราะห์ และการตรวจจับยอดของสัญญาณระหว่าง อุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกายที่ 40 ครั้งต่อนาที



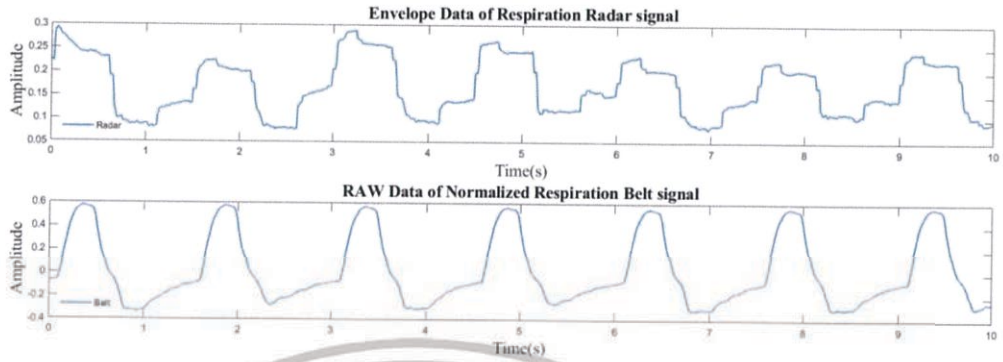
รูปที่ 4.13 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Envelope Signal ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (1)



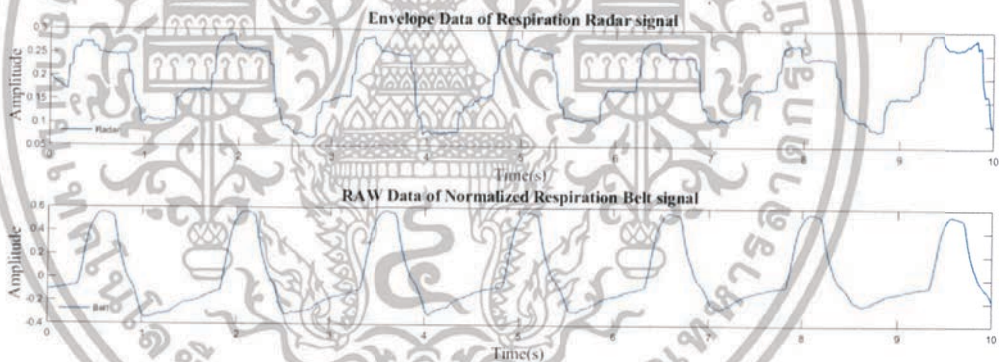
รูปที่ 4.14 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Envelope Signal ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้





รูปที่ 4.15 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Envelope Signal ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (3)

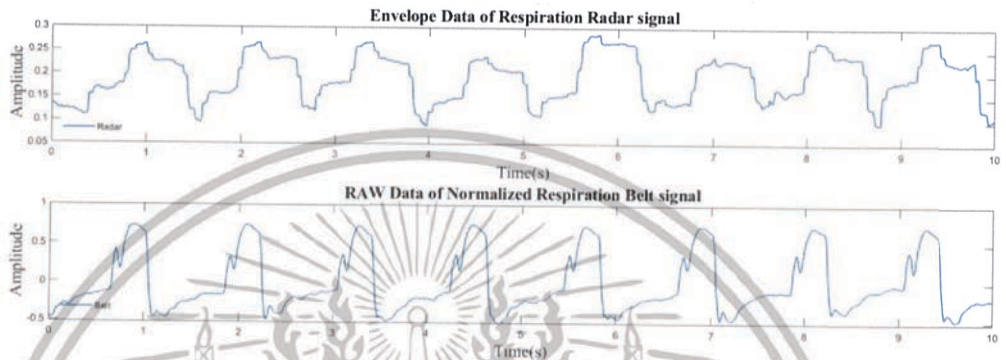


รูปที่ 4.16 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Envelope Signal ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (4)

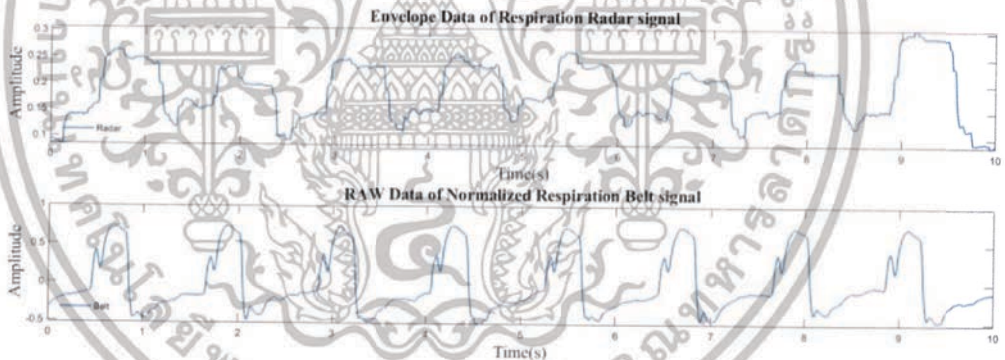
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 4.2.2 การทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Envelope Signal ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่ สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที

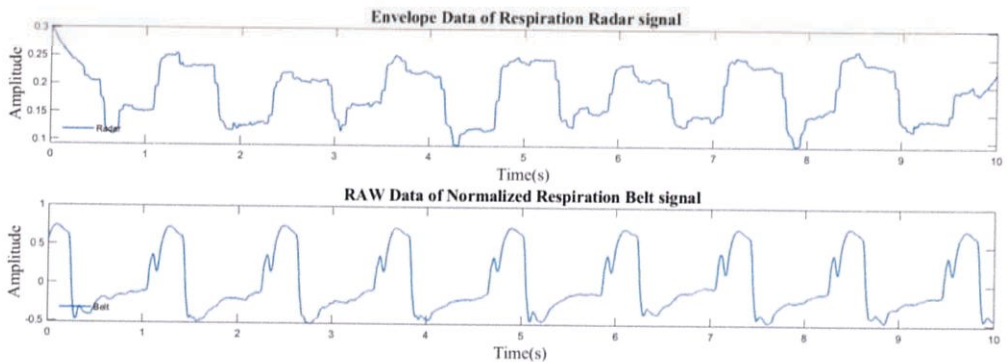
จากรูป 4.17, 4.18, 4.19 และ 4.20 แสดงการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Envelope Signal เพื่อให้ง่ายต่อการวิเคราะห์ และการตรวจจับยอดของสัญญาณระหว่าง อุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกายที่ 50 ครั้งต่อนาที



รูปที่ 4.17 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Envelope Signal ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (1)



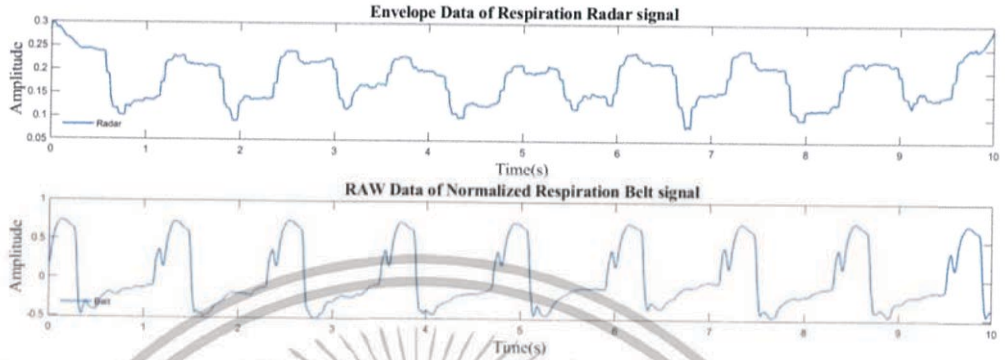
รูปที่ 4.18 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Envelope Signal ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (2)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



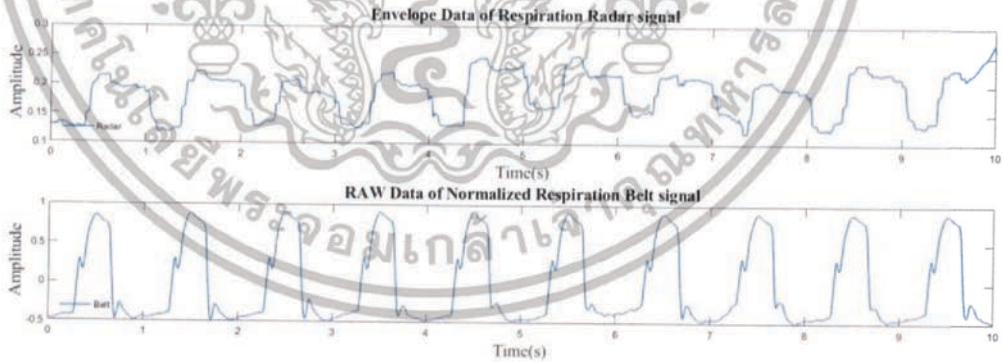
รูปที่ 4.19 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Envelope Signal ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (3)



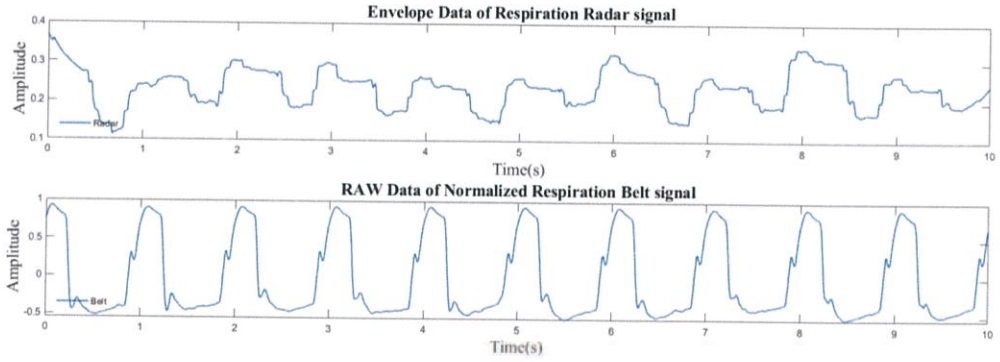
รูปที่ 4.20 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Envelope Signal ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (4)

### 4.2.3 การทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Envelope Signal ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที

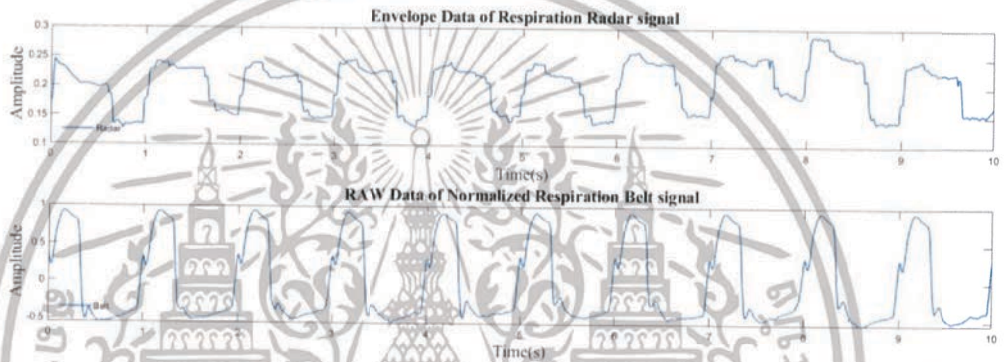
จากรูป 4.21, 4.22, 4.23 และ 4.24 แสดงการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Envelope Signal เพื่อให้ง่ายต่อการวิเคราะห์ และการตรวจจับยอดของสัญญาณระหว่าง อุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกายที่ 60 ครั้งต่อนาที



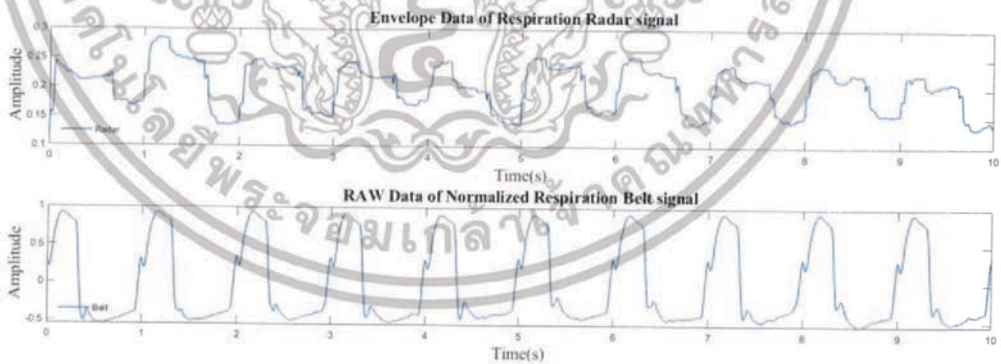
รูปที่ 4.21 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Envelope Signal ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 60ครั้งต่อนาที (1)



รูปที่ 4.22 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Envelope Signal ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สวมหน้ากากและอุปกรณ์ที่สวมหน้ากากกับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (2)



รูปที่ 4.23 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Envelope Signal ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สวมหน้ากากและอุปกรณ์ที่สวมหน้ากากกับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (3)



รูปที่ 4.24 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Envelope Signal ระหว่างอุปกรณ์ที่สวมหน้ากากและอุปกรณ์ที่สวมหน้ากากกับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (4)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



### 4.3 การทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย

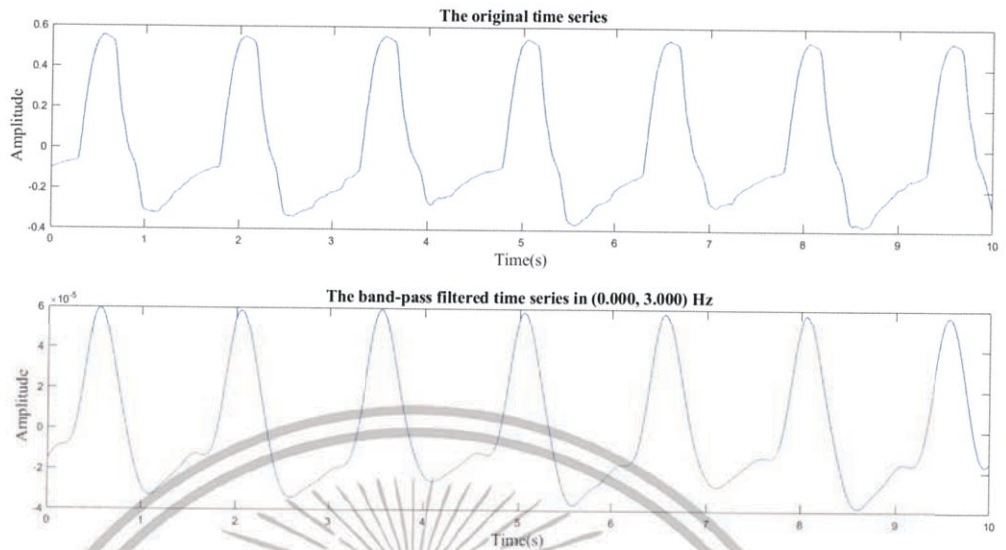
ผลวิจัยสามารถแสดงผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter 0 – 3Hz ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกายของการหายใจทั้งหมด 3กลุ่มโดยแบ่งตาม อัตราการหายใจ ได้แก่ 40 ครั้งต่อนาที 50 ครั้งต่อนาที และ 60 ครั้งต่อนาที

#### 4.3.1 การทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที

จากรูป 4.25, 4.26, 4.27, 4.28, 4.29, 4.30, 4.31 และ 4.32 แสดงการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter 0 – 3Hz เพื่อให้สัญญาณที่วัดอยู่ในช่วงของความถี่ของสัญญาณชีพระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกายที่ 40 ครั้งต่อนาที



รูปที่ 4.25 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 40 ครั้งต่อนาที (1)



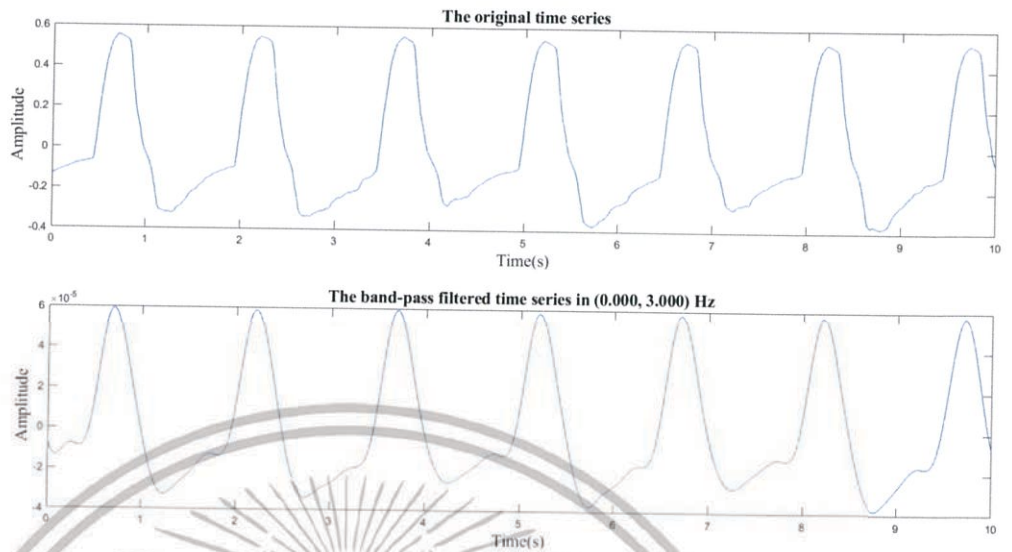
รูปที่ 4.26 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (1)



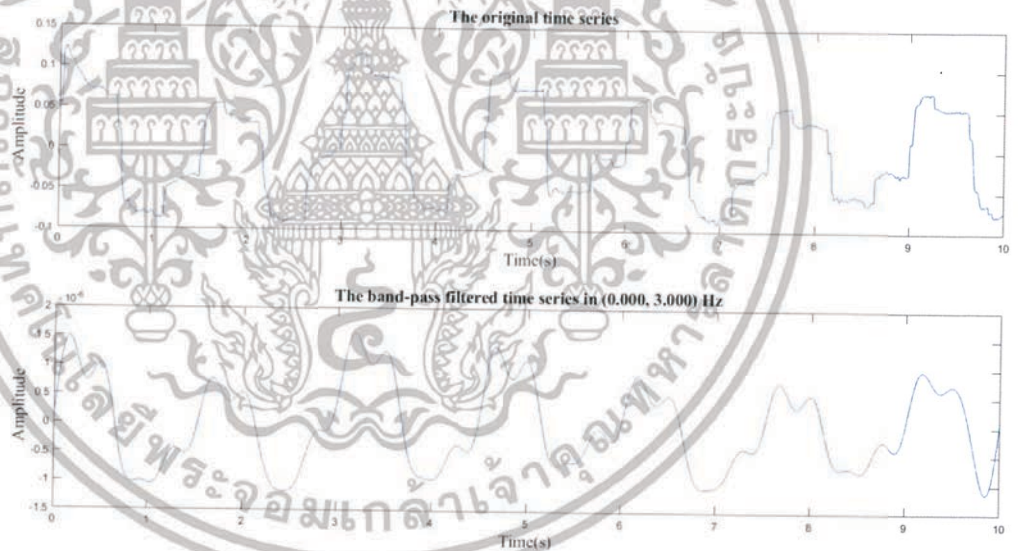
รูปที่ 4.27 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ 40 ครั้งต่อนาที (2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



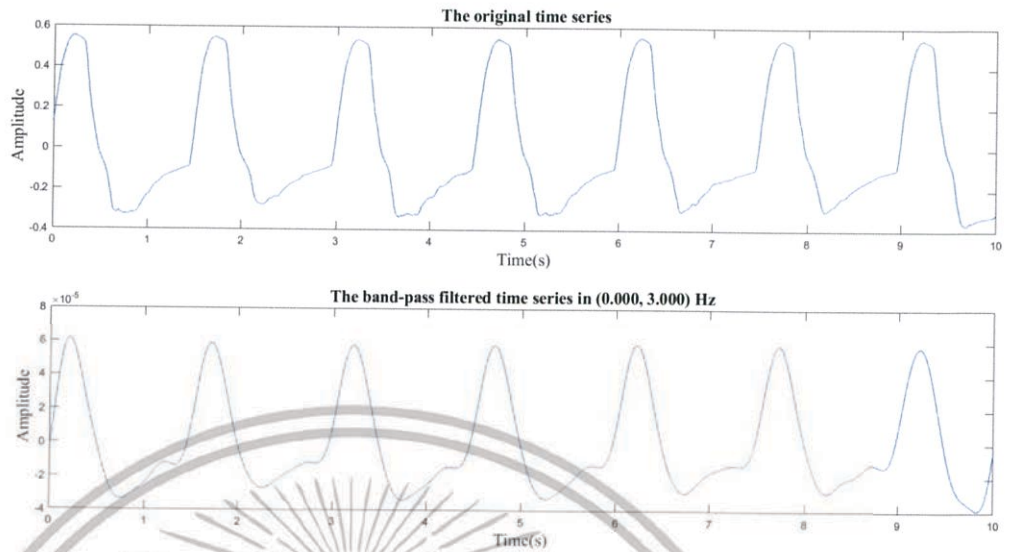


รูปที่ 4.28 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (2)

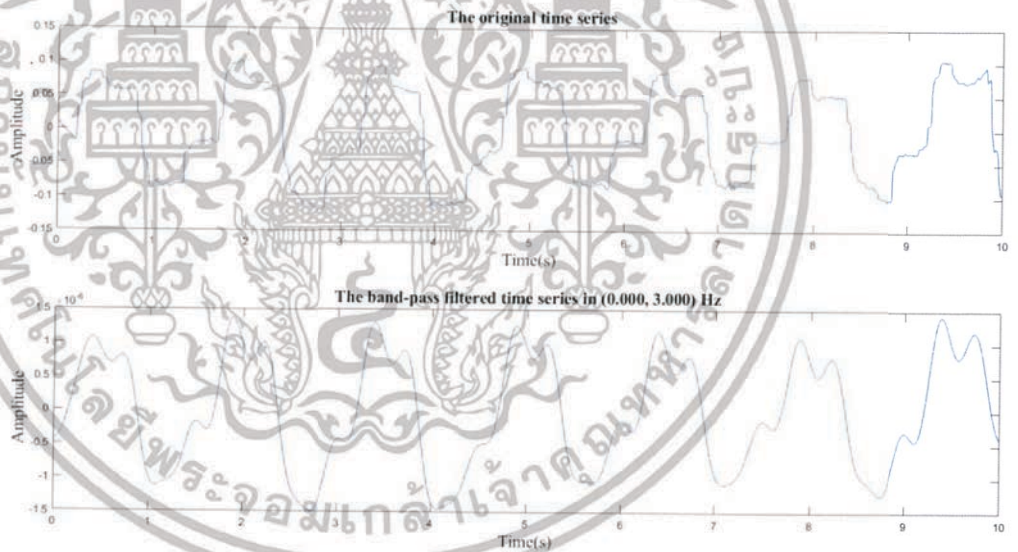


รูปที่ 4.29 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ 40 ครั้งต่อนาที (3)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



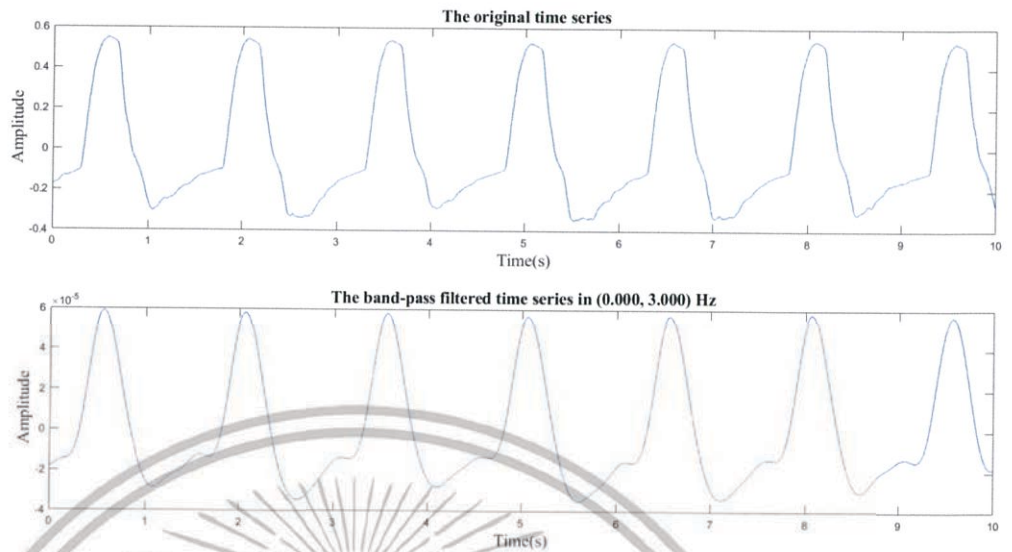
รูปที่ 4.30 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (3)



รูปที่ 4.31 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ 40 ครั้งต่อนาที (4)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

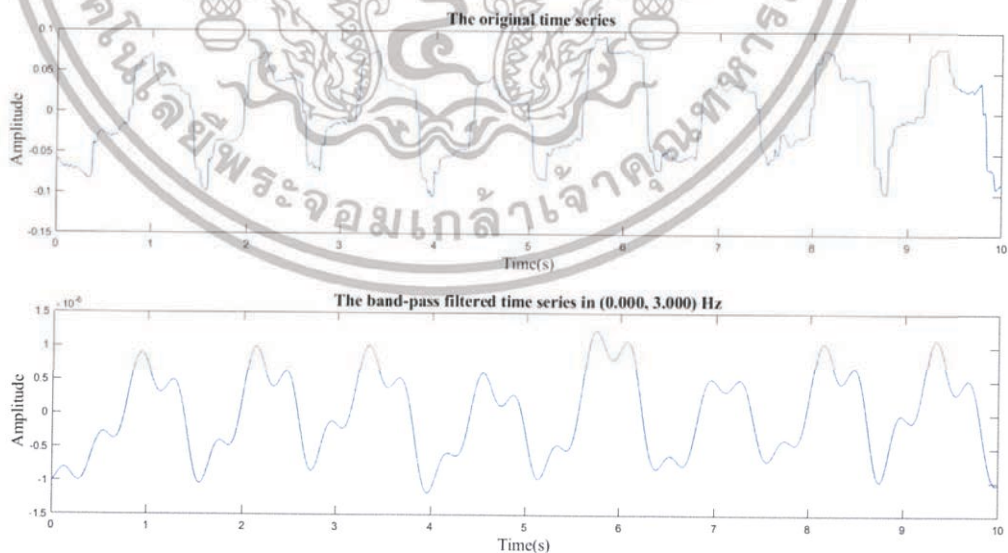




รูปที่ 4.32 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (4)

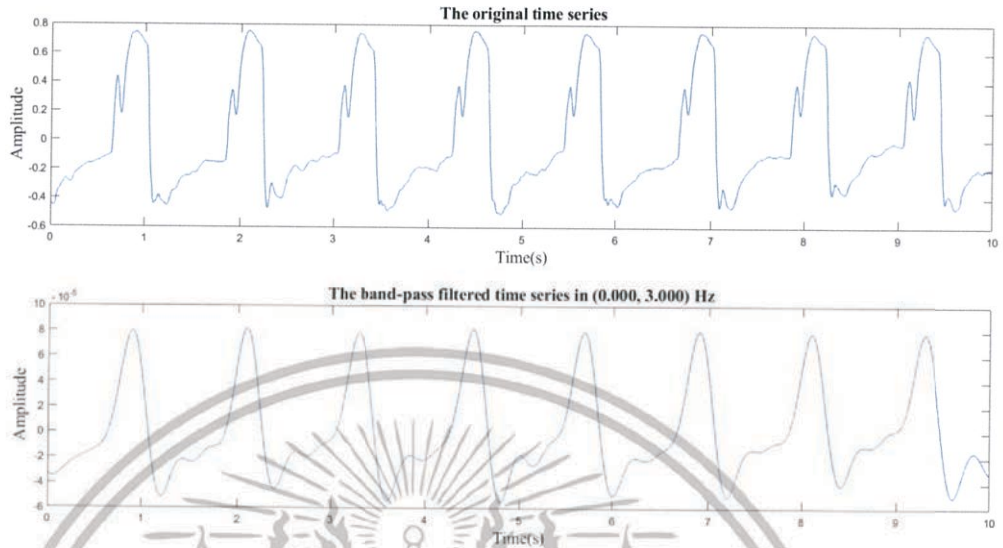
#### 4.3.2 การทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์และอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที

จากรูป 4.33, 4.34, 4.35, 4.36, 4.37, 4.38, 4.39 และ 4.40 แสดงการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter 0 – 3Hz เพื่อให้สัญญาณที่วัดอยู่ในช่วงของความถี่ของสัญญาณชีพจรระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ และอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกายที่ 50 ครั้งต่อนาที

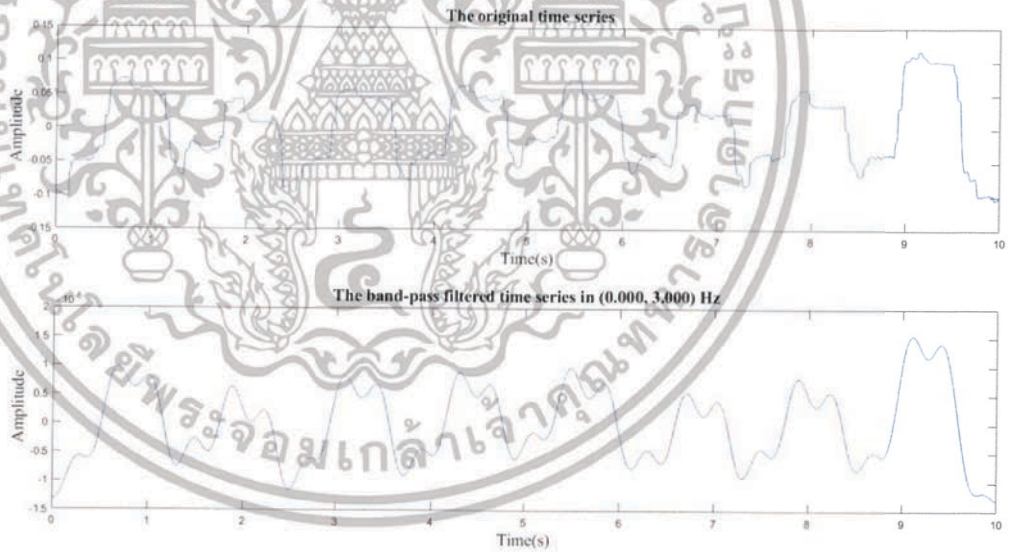


รูปที่ 4.33 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ 50 ครั้งต่อนาที (1)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



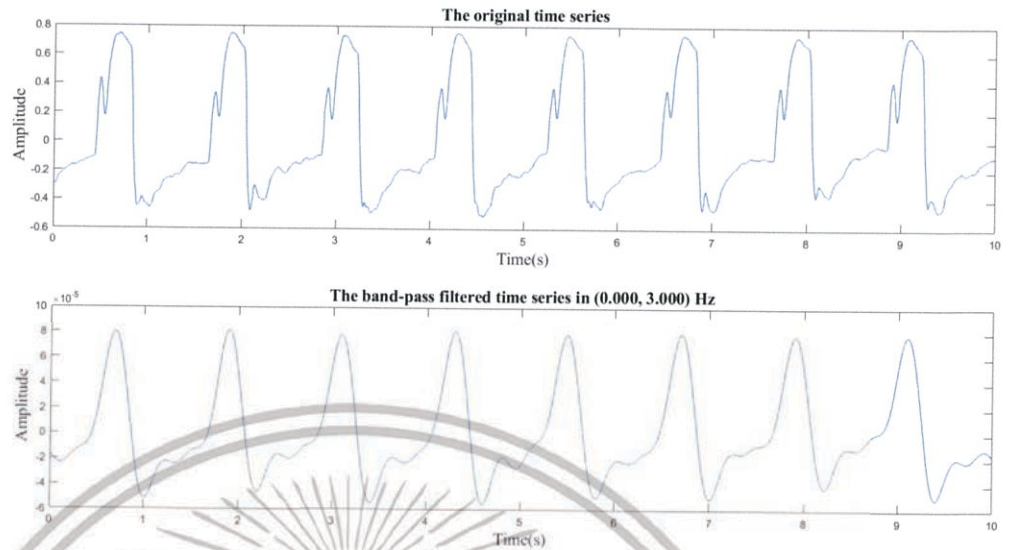
รูปที่ 4.34 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (1)



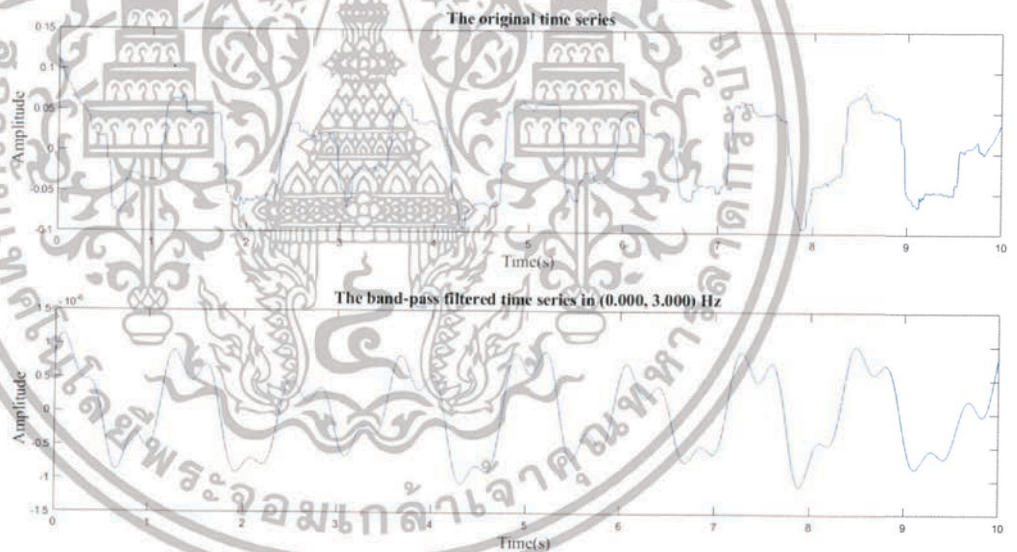
รูปที่ 4.35 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ 50 ครั้งต่อนาที (2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



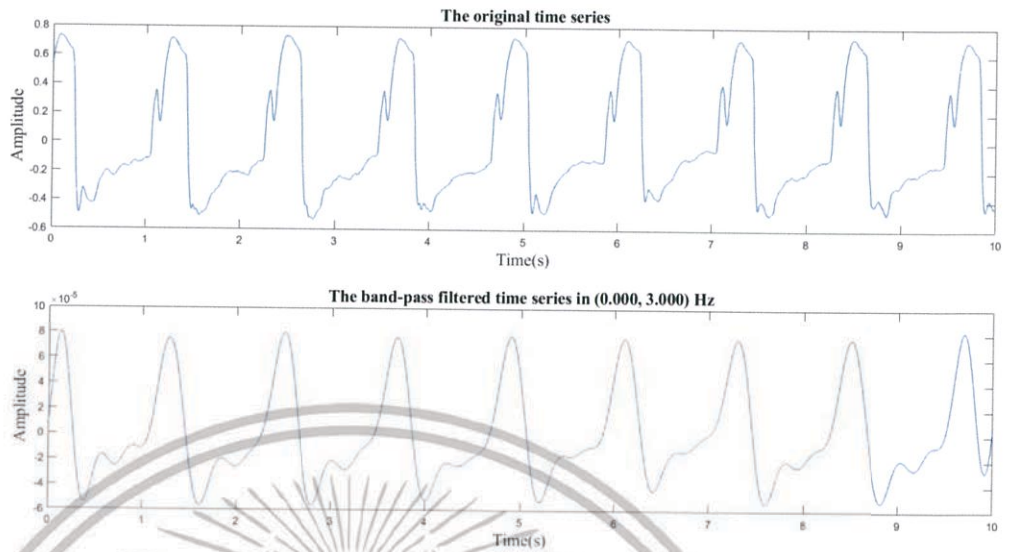


รูปที่ 4.36 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (2)

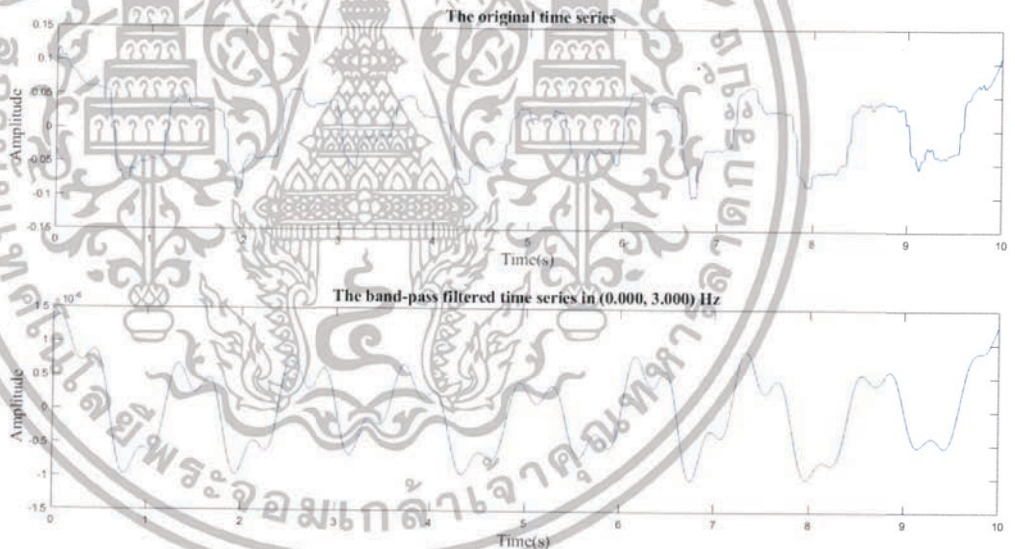


รูปที่ 4.37 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ 50 ครั้งต่อนาที (3)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



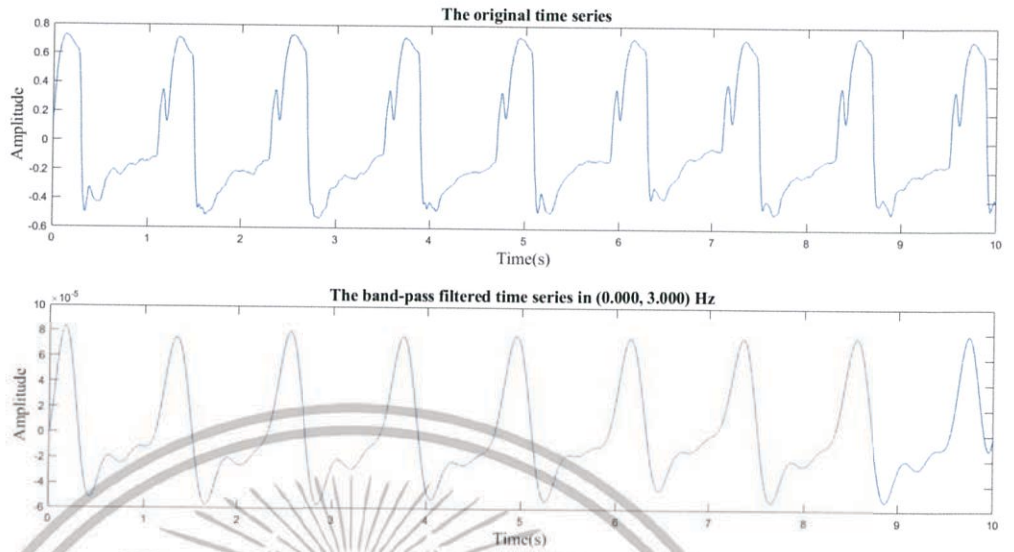
รูปที่ 4.38 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (3)



รูปที่ 4.39 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ 50 ครั้งต่อนาที (4)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

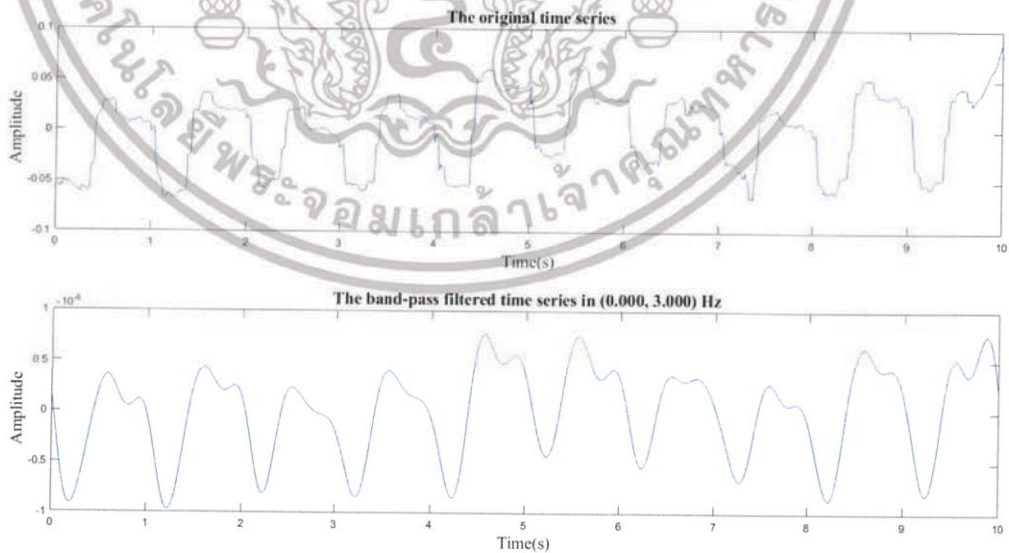




รูปที่ 4.40 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ของอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (4)

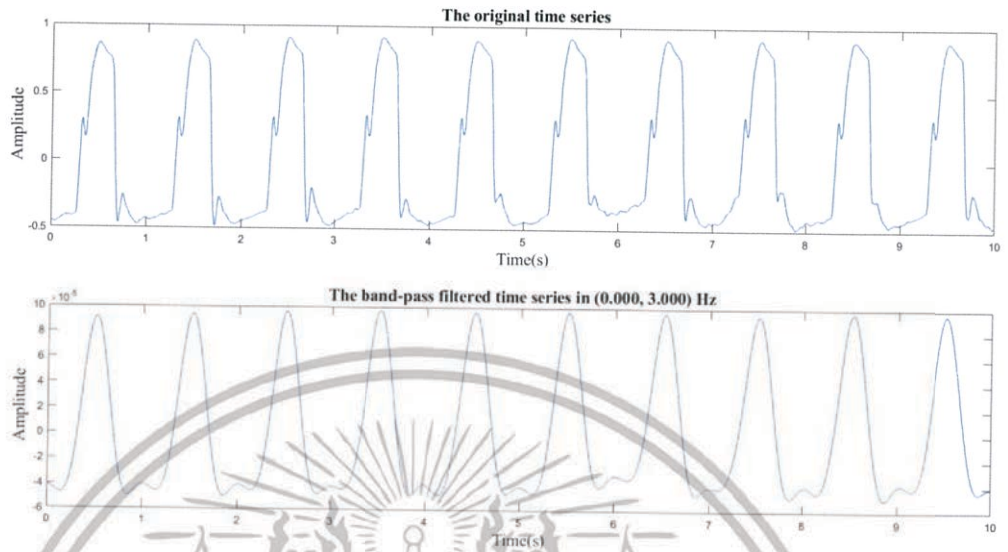
4.3.3 การทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัสและอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที

จากรูป 4.41, 4.42, 4.43, 4.44, 4.45, 4.46, 4.47 และ 4.48 แสดงการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter 0 – 3Hz เพื่อให้สัญญาณที่วัดอยู่ในช่วงของความถี่ของสัญญาณชีพระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกายที่ 60 ครั้งต่อนาที

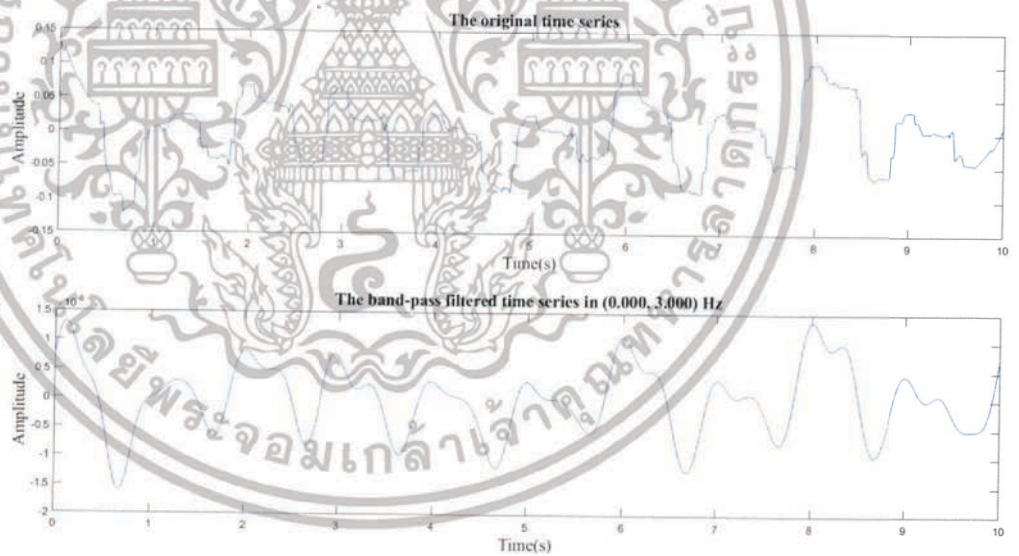


รูปที่ 4.41 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 60 ครั้งต่อนาที (1)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



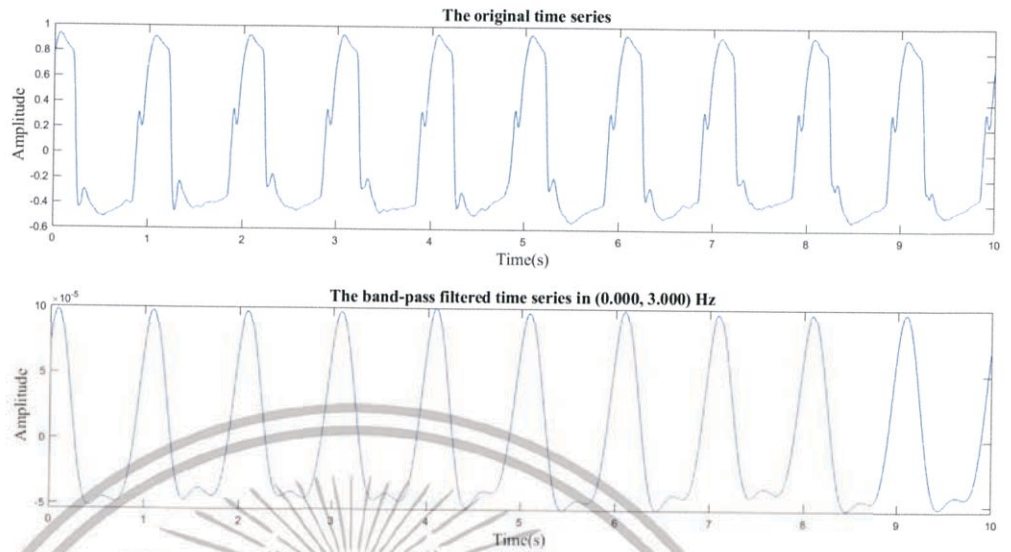
รูปที่ 4.42 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (1)



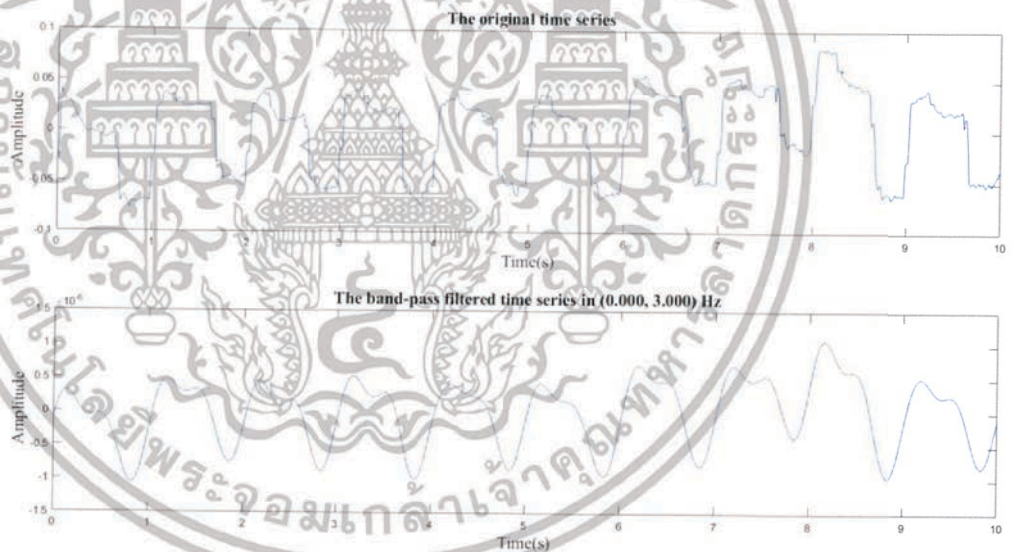
รูปที่ 4.43 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ 60 ครั้งต่อนาที (2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



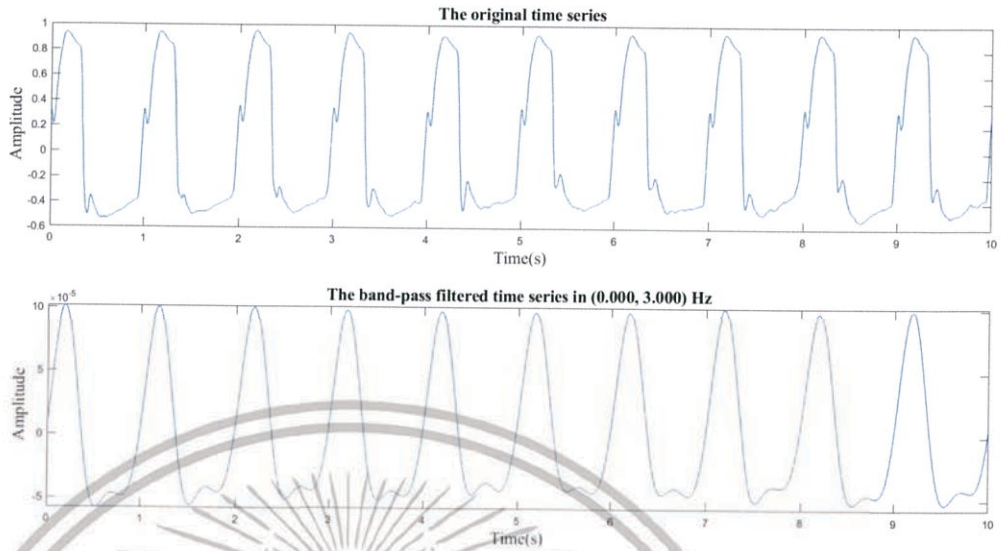


รูปที่ 4.44 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (2)



รูปที่ 4.45 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ 60 ครั้งต่อนาที (3)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



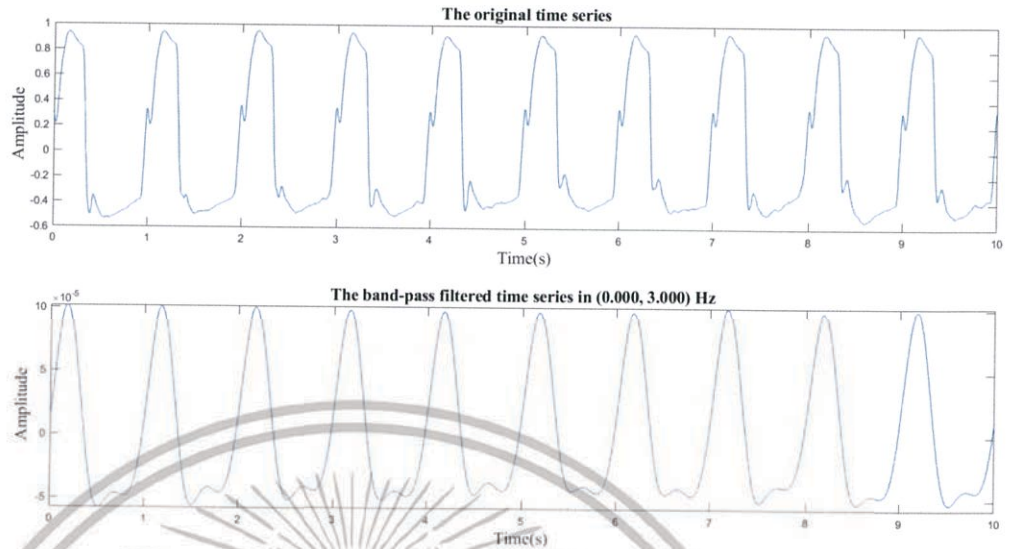
รูปที่ 4.46 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (3)



รูปที่ 4.47 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ 60 ครั้งต่อนาที (4)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้





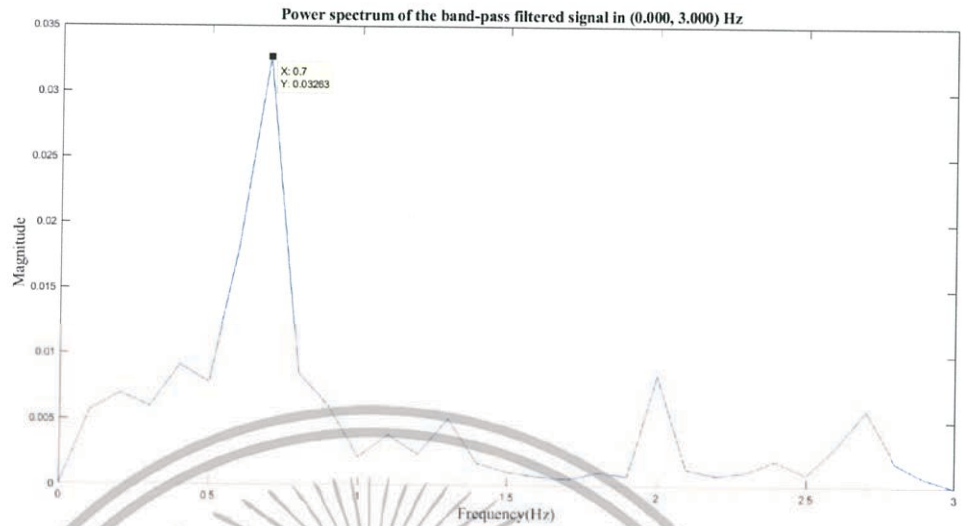
รูปที่ 4.48 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ band-pass filter ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (4)

#### 4.4 การทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ และอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย

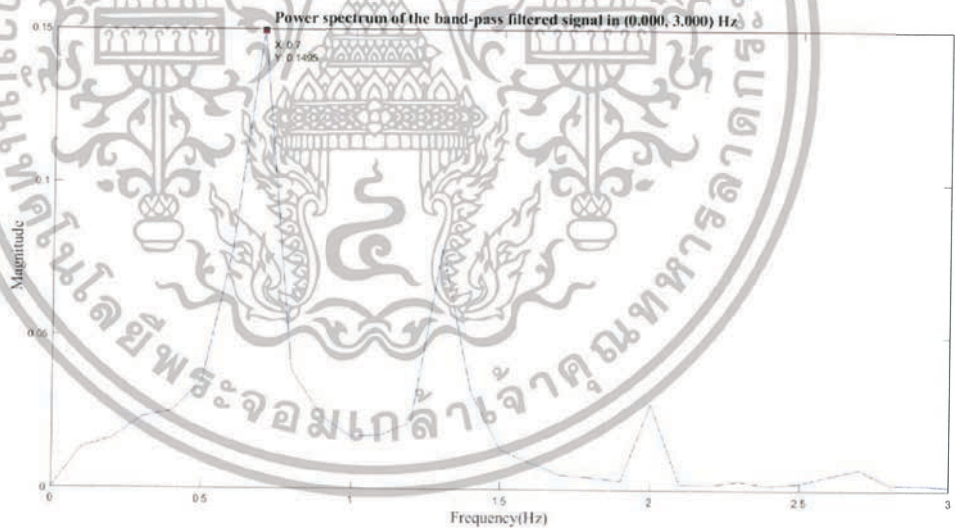
ผลวิจัยสามารถแสดงผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ และอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกายของการหายใจทั้งหมด 3 กลุ่มโดยแบ่งตามอัตราการหายใจ ได้แก่ 40 ครั้งต่อนาที 50 ครั้งต่อนาที และ 60 ครั้งต่อนาที

##### 4.4.1 การทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ และอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที

จากรูป 4.49, 4.50, 4.51, 4.52, 4.53, 4.54, 4.55 และ 4.56 แสดงการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Fast Fourier Transform เพื่อองค์ประกอบของความถี่ของสัญญาณชีพระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ และอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกายที่ 40 ครั้งต่อนาที



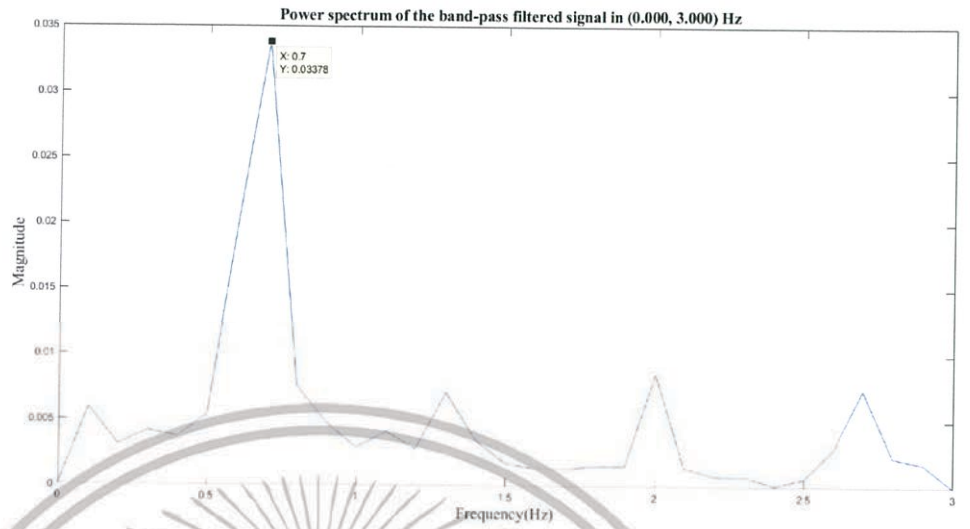
รูปที่ 4.49 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ของอุปกรณ์ที่ไม่  
สัมพันธ์ 40 ครั้งต่อนาที (1)



รูปที่ 4.50 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์  
กับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (1)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



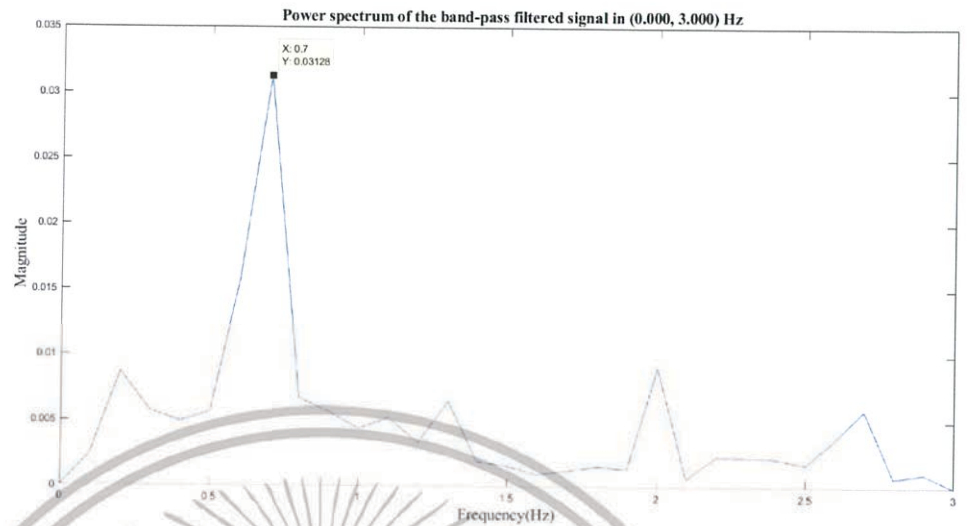


รูปที่ 4.51 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ 40 ครั้งต่อนาที (2)



รูปที่ 4.52 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



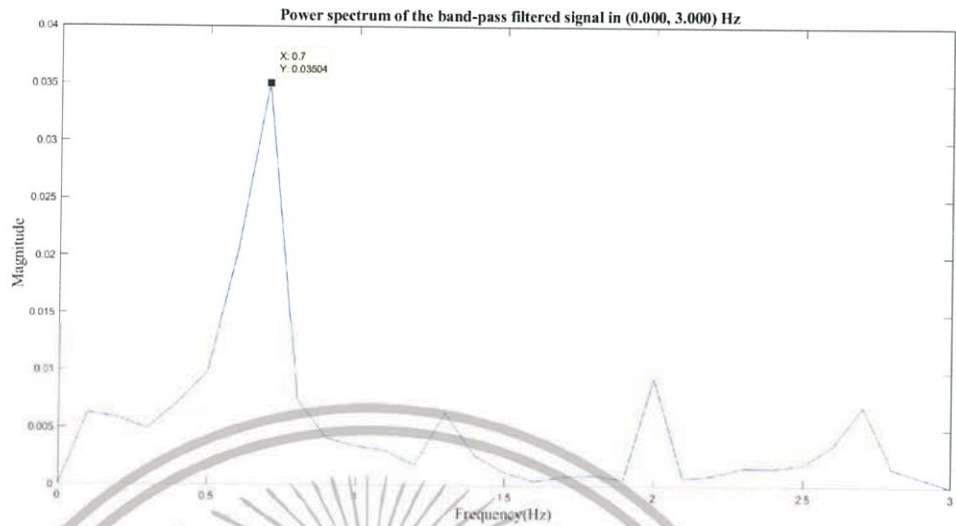
รูปที่ 4.53 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ของอุปกรณ์ที่ไม่  
สัมพันธ์ 40 ครั้งต่อนาที (3)



รูปที่ 4.54 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์  
กับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (3)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้





รูปที่ 4.55 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ของอุปกรณ์ที่ไม่  
สัมพันธ์ 40 ครั้งต่อนาที (4)

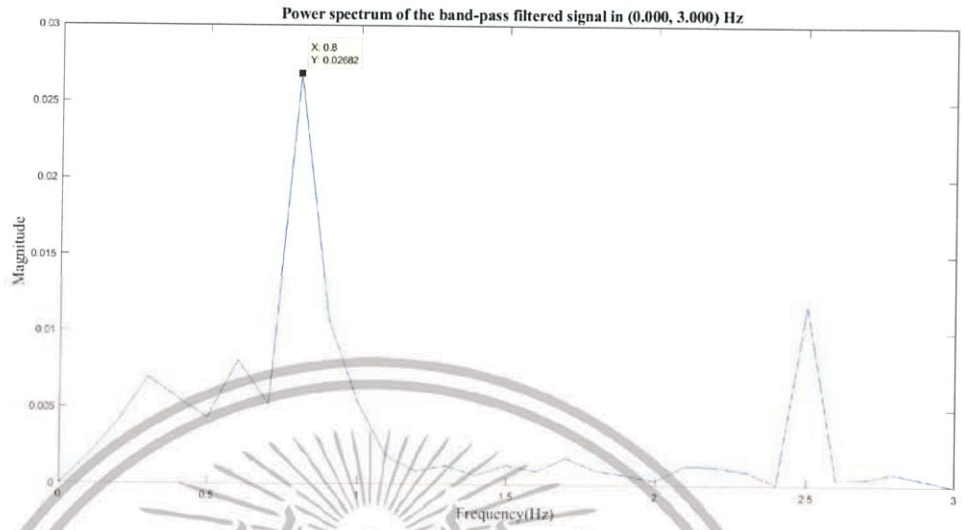


รูปที่ 4.56 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์  
กับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (4)

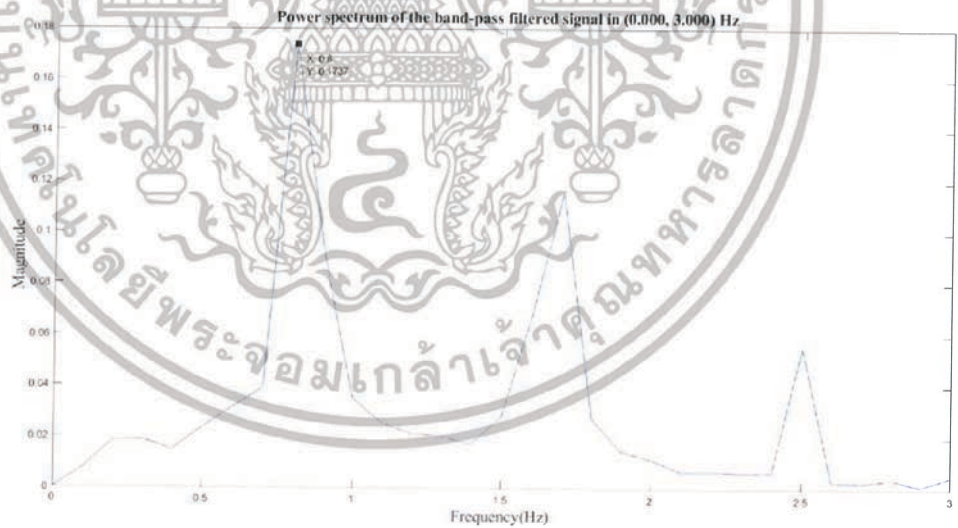
4.4.2 การทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ และอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที

จากรูป 4.57, 4.58, 4.59, 4.60, 4.61, 4.62, 4.63 และ 4.64 แสดงการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Fast Fourier Transform เพื่อตรวจสอบประกอบของความถี่ของสัญญาณชีพระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ และอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกายที่ 50 ครั้งต่อนาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



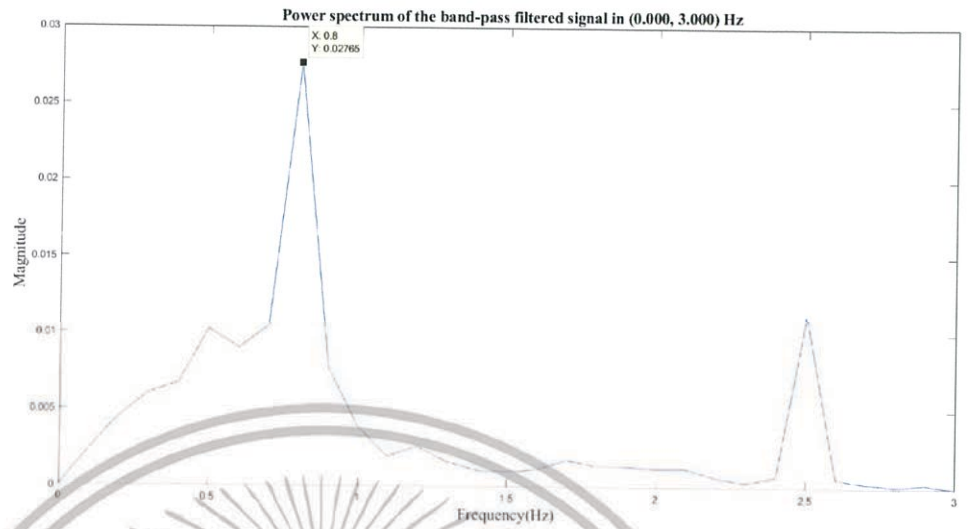
รูปที่ 4.57 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ของอุปกรณ์ที่ไม่  
สัมผัส 50 ครั้งต่อนาที (1)



รูปที่ 4.58 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ของอุปกรณ์ที่สัมผัส  
กับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (1)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



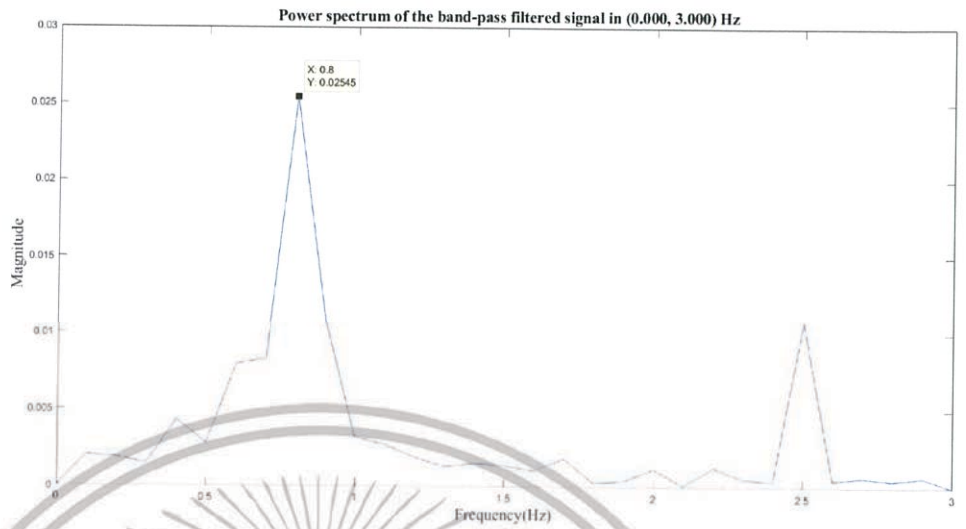


รูปที่ 4.59 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ 50 ครั้งต่อนาที (2)

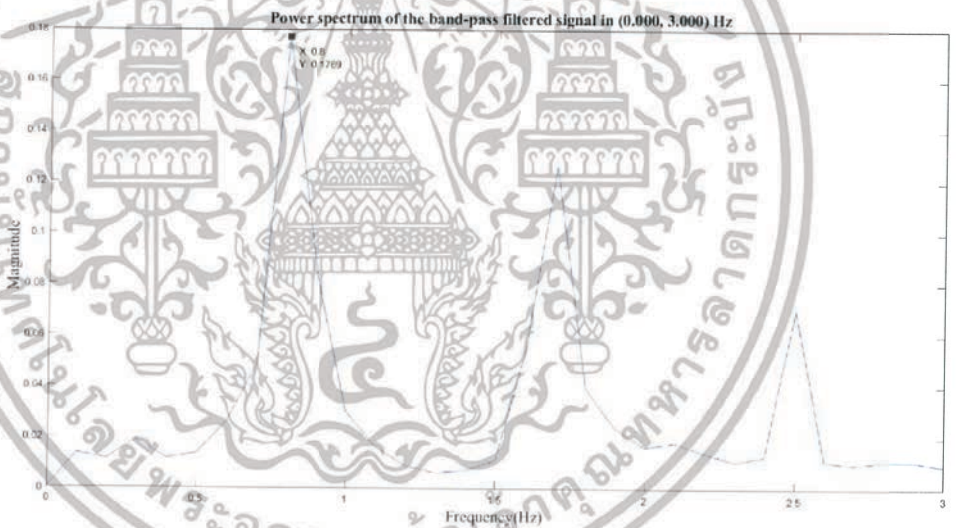


รูปที่ 4.60 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



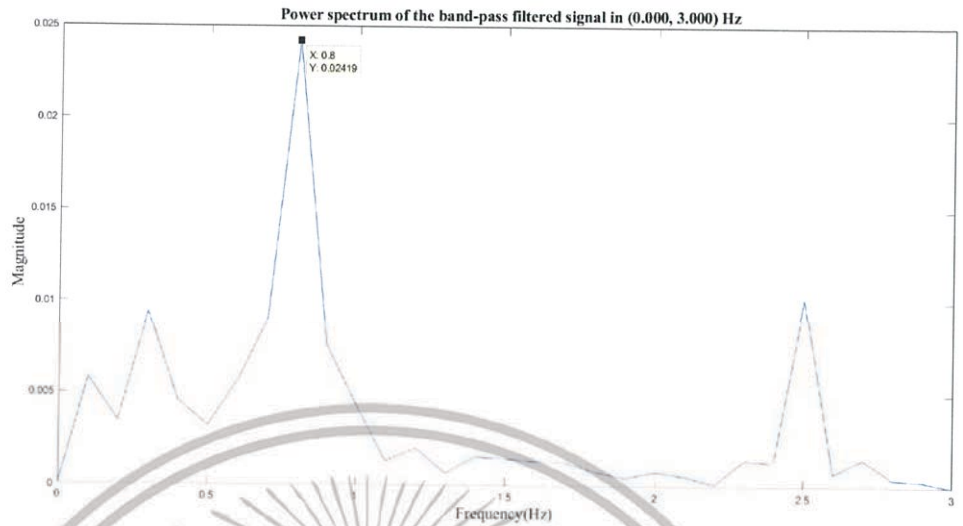
รูปที่ 4.61 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ 50 ครั้งต่อนาที (3)



รูปที่ 4.62 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (3)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้





รูปที่ 4.63 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ของอุปกรณ์ที่ไม่  
สัมพันธ์ 50 ครั้งต่อนาที (4)

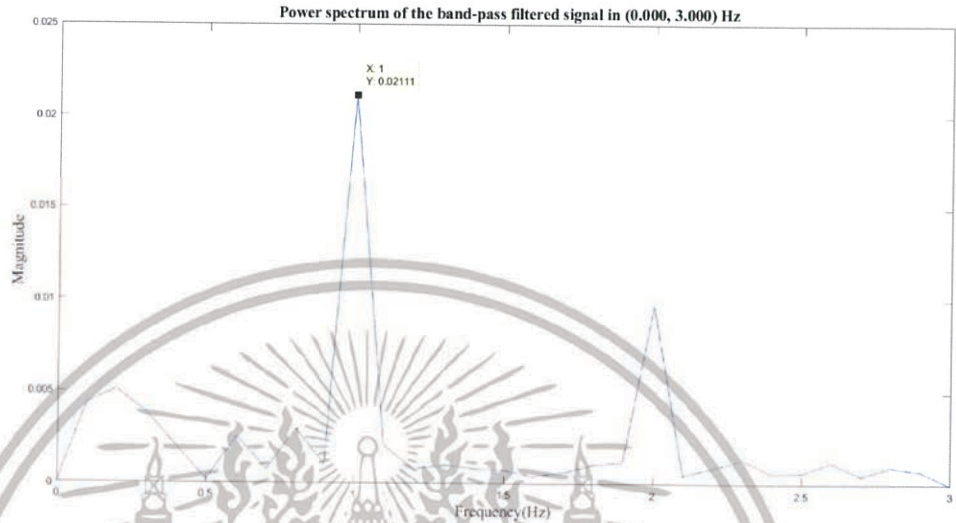


รูปที่ 4.64 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์  
กับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (4)

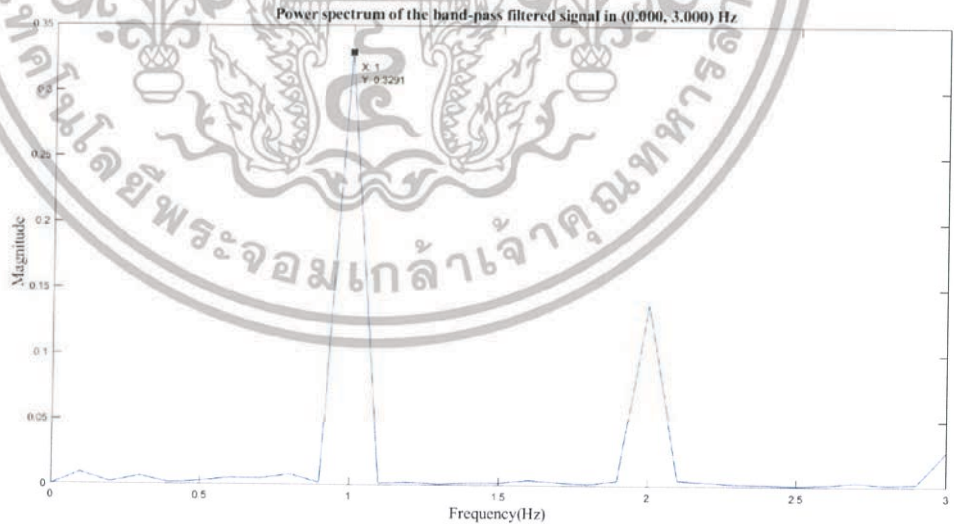
#### 4.4.3 การทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่ สัมพันธ์ และอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที

จากรูป 4.65, 4.66, 4.67, 4.68, 4.69, 4.70, 4.71 และ 4.72 แสดงการทดสอบเทียบ  
สัญญาณหลังการทำ Fast Fourier Transform เพื่อตรวจสอบประกอบของความถี่ของสัญญาณชีพ  
ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ และอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกายที่ 60 ครั้งต่อนาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



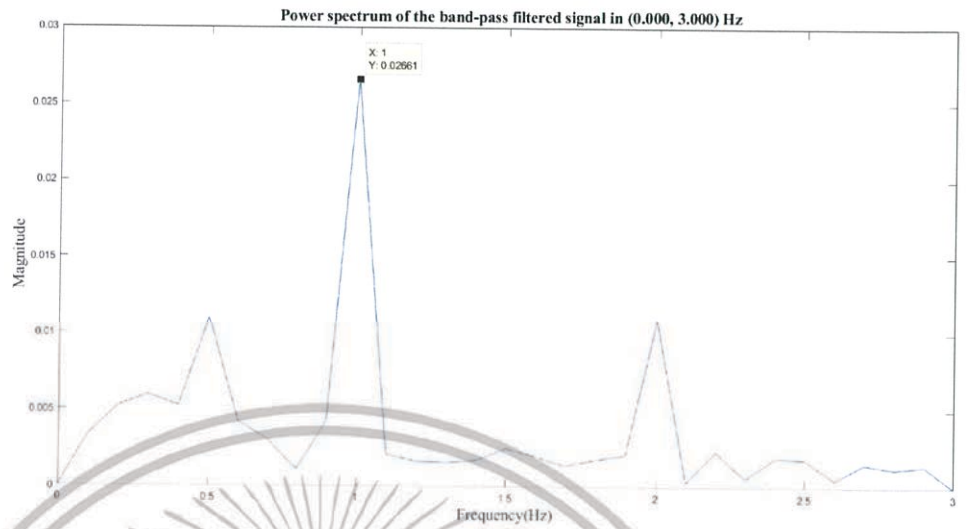
รูปที่ 4.65 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ 60 ครั้งต่อนาที (1)



รูปที่ 4.66 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (1)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



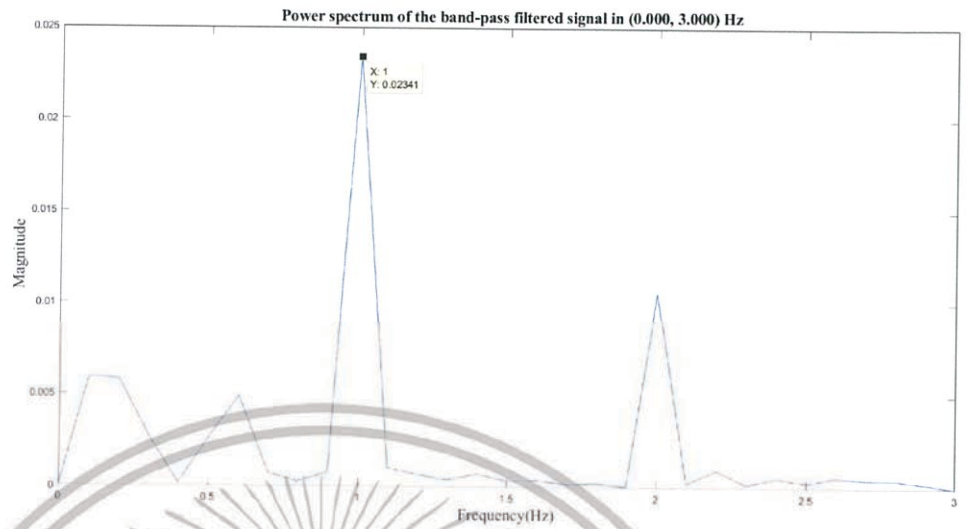


รูปที่ 4.67 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ 60 ครั้งต่อนาที (2)

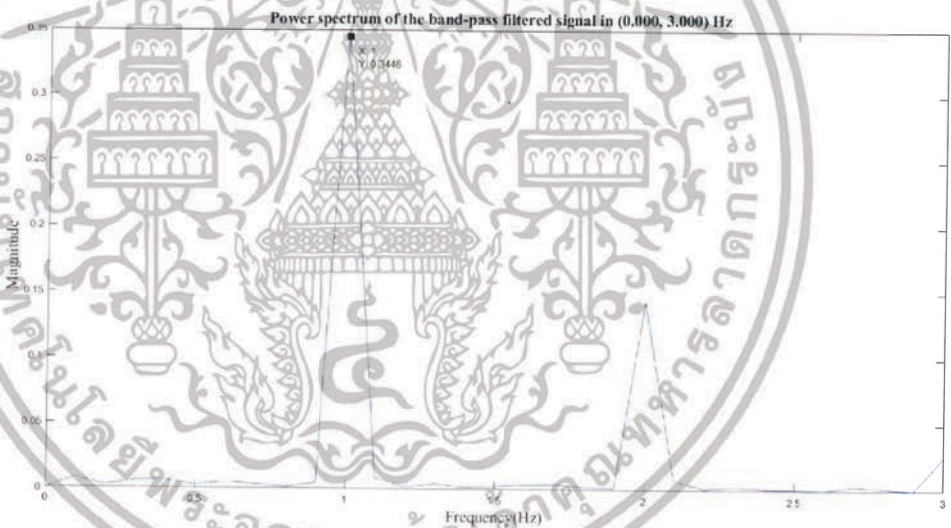


รูปที่ 4.68 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



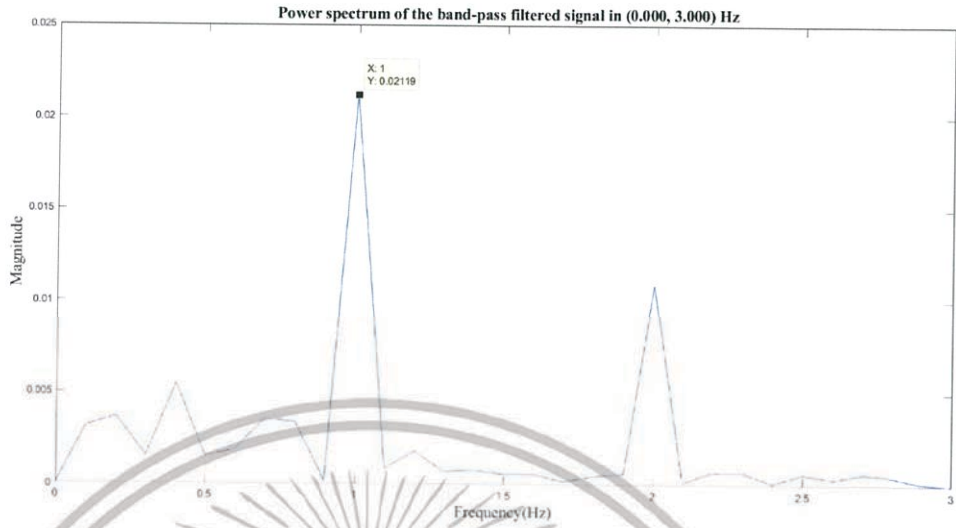
รูปที่ 4.69 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ของอุปกรณ์ที่ไม่  
สัมพันธ์ 60 ครั้งต่อนาที (3)



รูปที่ 4.70 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์  
กับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (3)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้





รูปที่ 4.71 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ของอุปกรณ์ที่ไม่  
สัมพันธ์ 60 ครั้งต่อนาที (4)



รูปที่ 4.72 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Fast Fourier Transform ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์  
กับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (4)

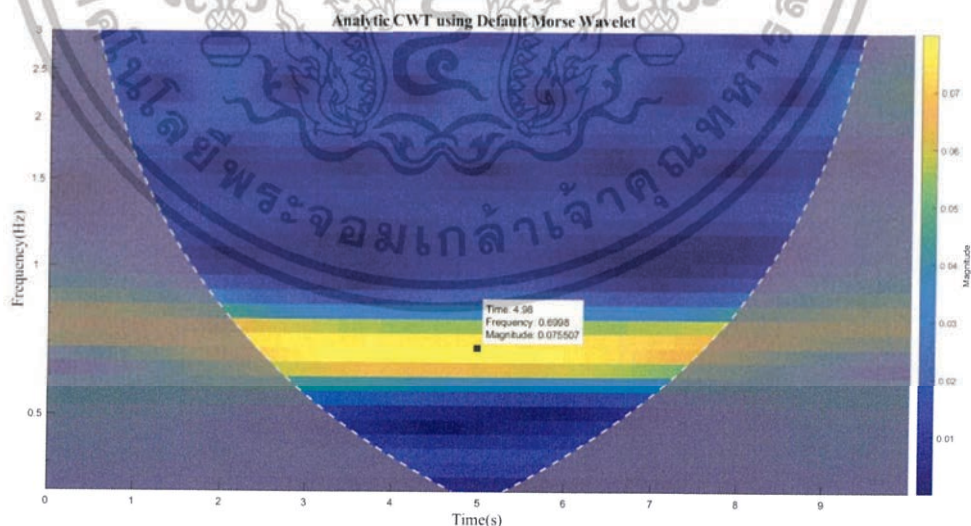
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.5 การทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย

ผลวิจัยสามารถแสดงผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกายของการหายใจทั้งหมด 3 กลุ่มโดยแบ่งตามอัตราการหายใจ ได้แก่ 40 ครั้งต่อนาที 50 ครั้งต่อนาที และ 60 ครั้งต่อนาที

##### 4.5.1 การทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที

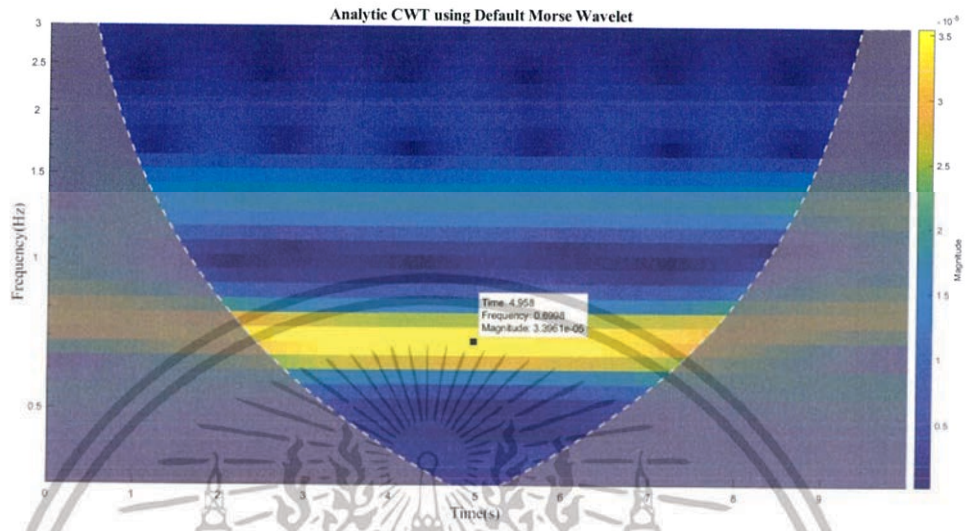
จากรูป 4.73, 4.74, 4.75, 4.76, 4.77, 4.78, 4.79 และ 4.80 แสดงการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Continuous Wavelet Transform เพื่อดูองค์ประกอบของความถี่ในแต่ละช่วงเวลาของสัญญาณชีพระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกายที่ 40 ครั้งต่อนาที



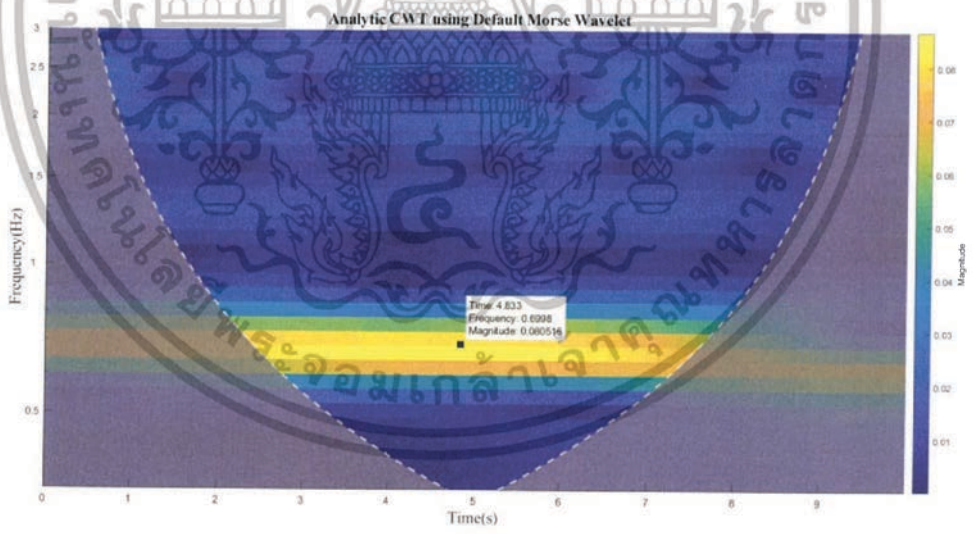
รูปที่ 4.73 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 40 ครั้งต่อนาที (1)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



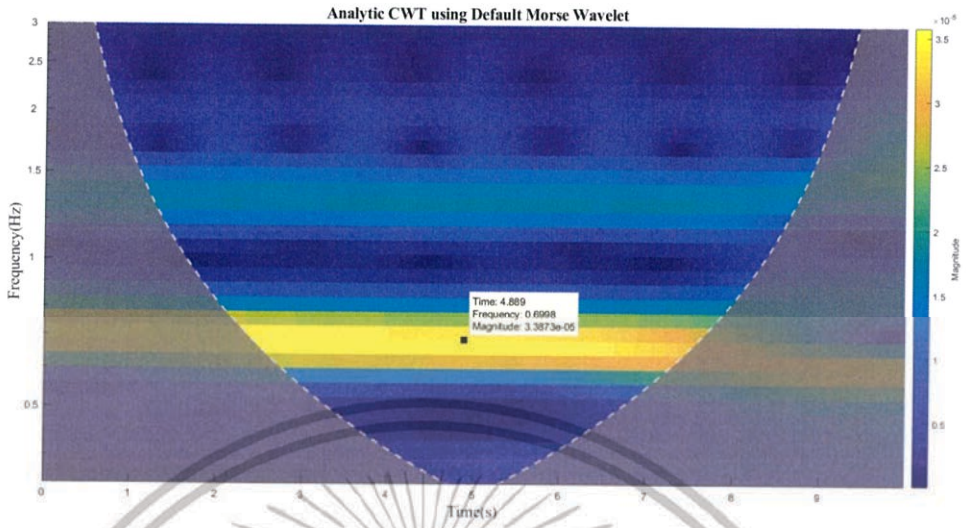


รูปที่ 4.74 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ของ อุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (1)

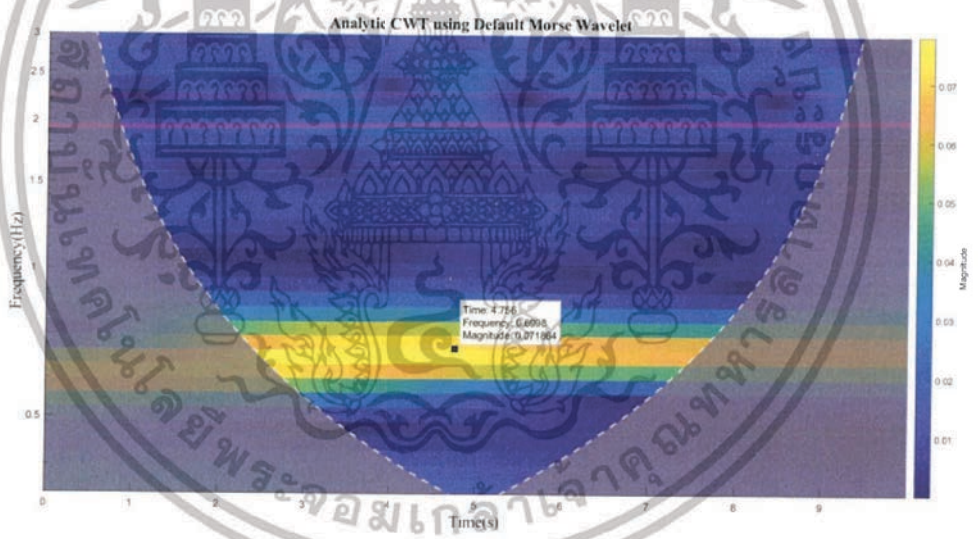


รูปที่ 4.75 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ของ อุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 40 ครั้งต่อนาที (2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



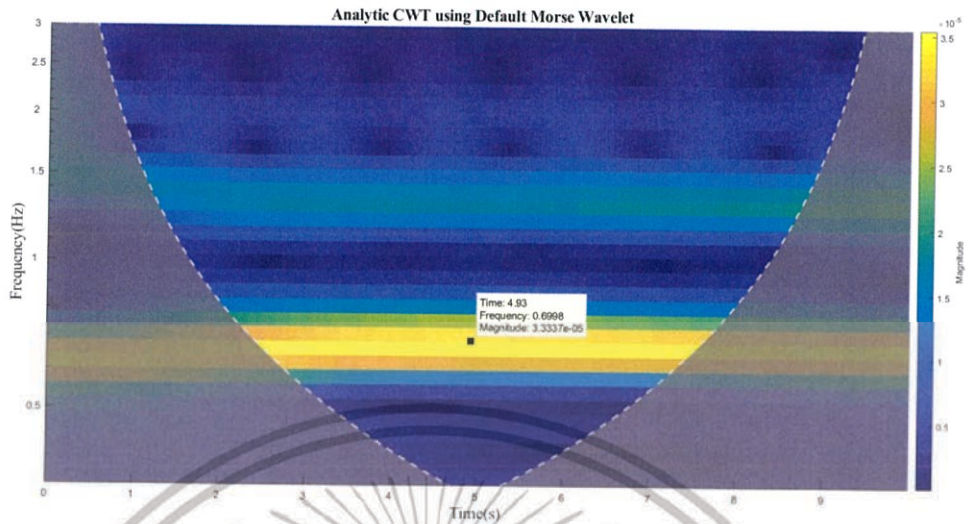
รูปที่ 4.76 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ของอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (2)



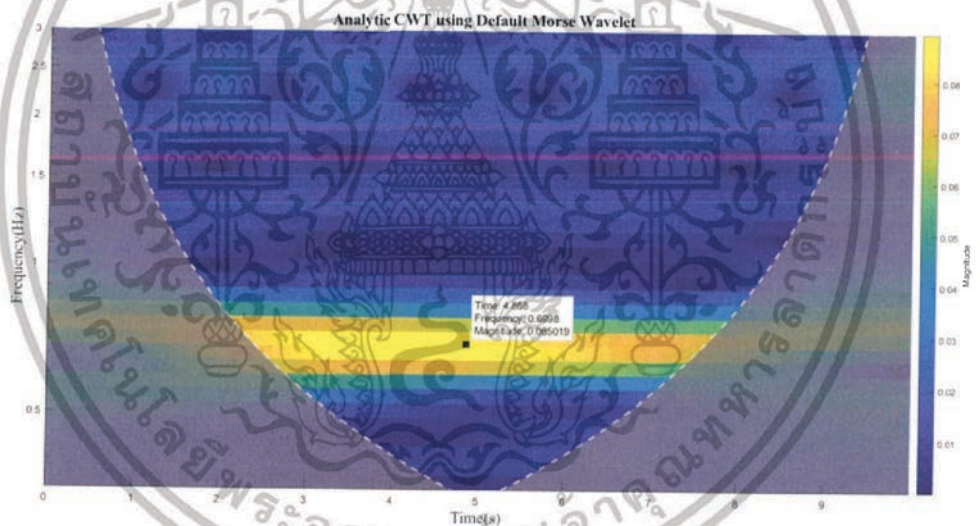
รูปที่ 4.78 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 40 ครั้งต่อนาที (3)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



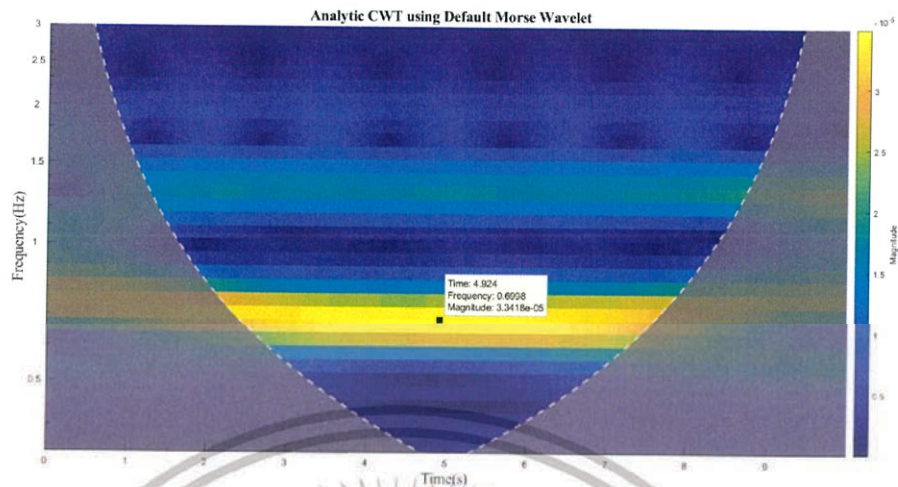


รูปที่ 4.79 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (3)



รูปที่ 4.80 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ 40 ครั้งต่อนาที (4)

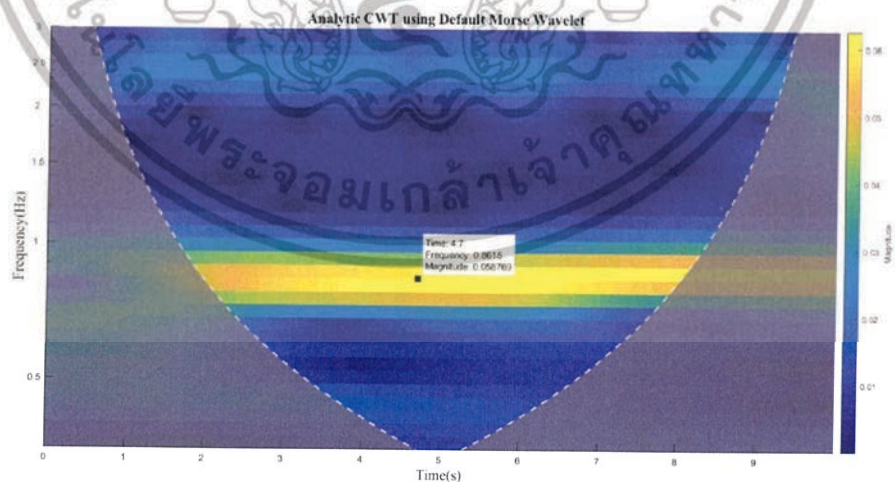
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.81 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ของอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 40 ครั้งต่อนาที (4)

#### 4.5.2 การทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที

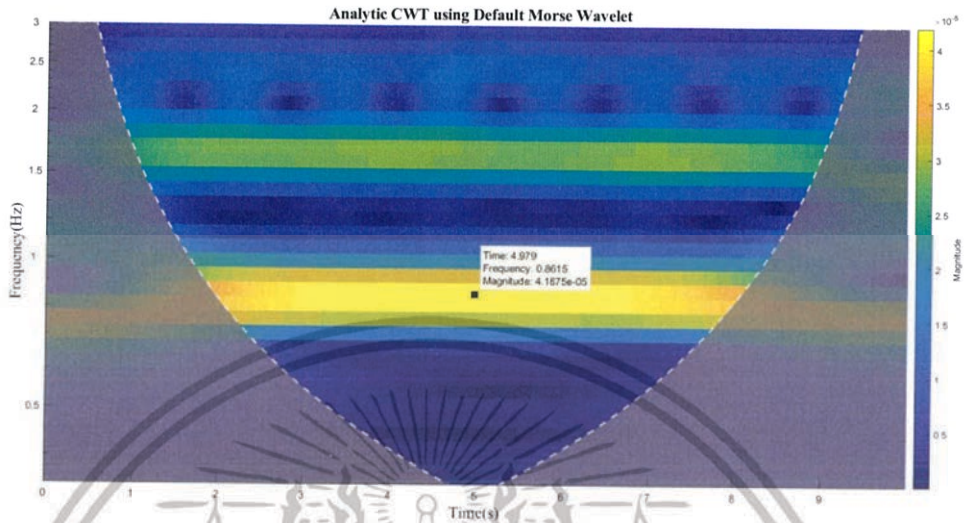
จากรูป 4.82, 4.83, 4.84, 4.85, 4.86, 4.87, 4.88 และ 4.89 แสดงการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Continuous Wavelet Transform เพื่อดูองค์ประกอบของความถี่ในแต่ละช่วงเวลาของสัญญาณซึ่งระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกายที่ 50 ครั้งต่อ



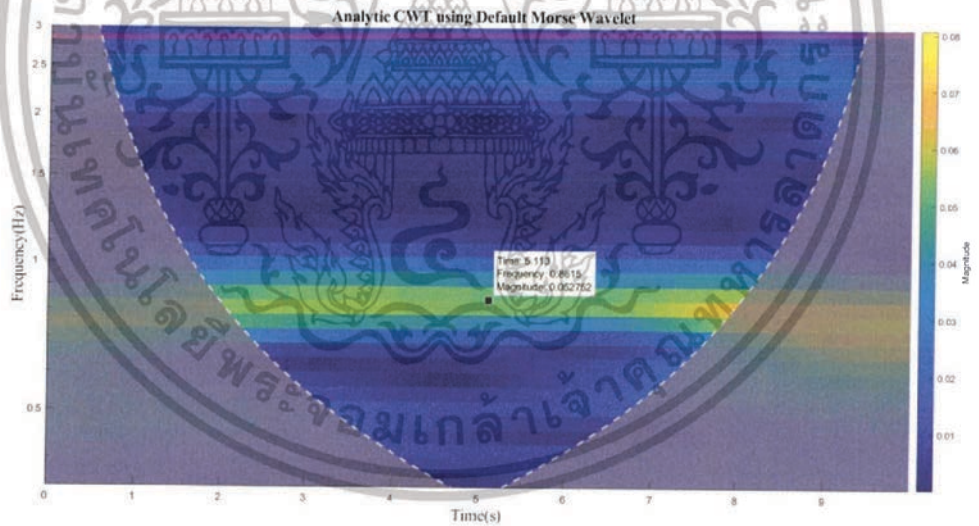
รูปที่ 4.82 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 50 ครั้งต่อนาที (1)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



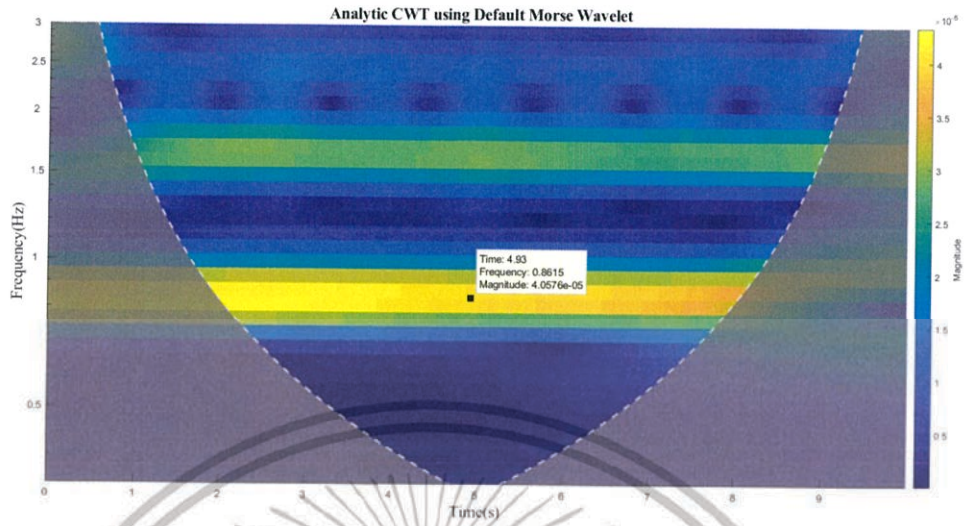


รูปที่ 4.83 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ของอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (1)

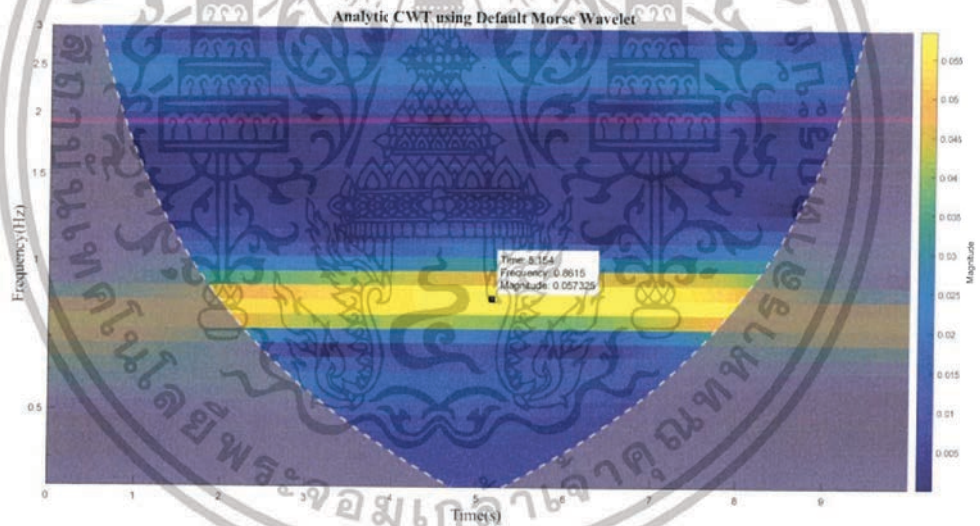


รูปที่ 4.84 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 50 ครั้งต่อนาที (2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



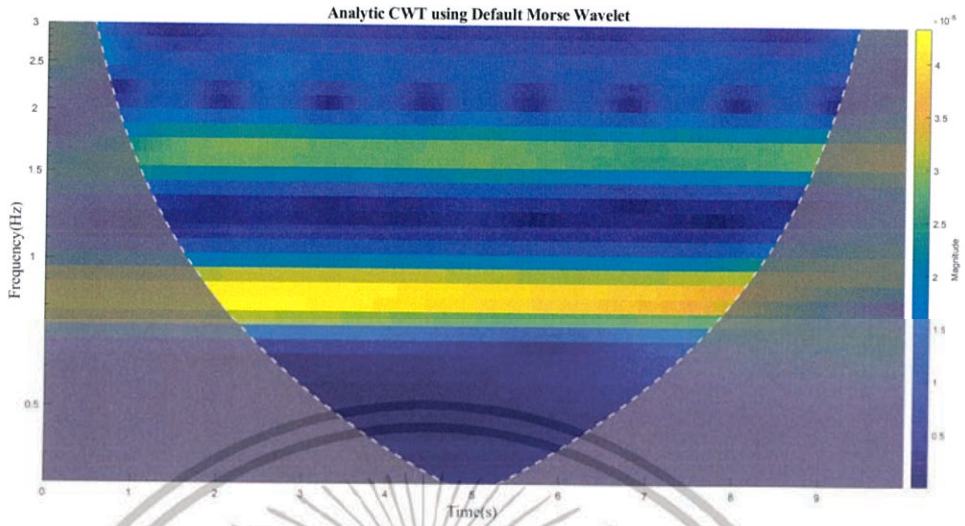
รูปที่ 4.85 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ของ อุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (2)



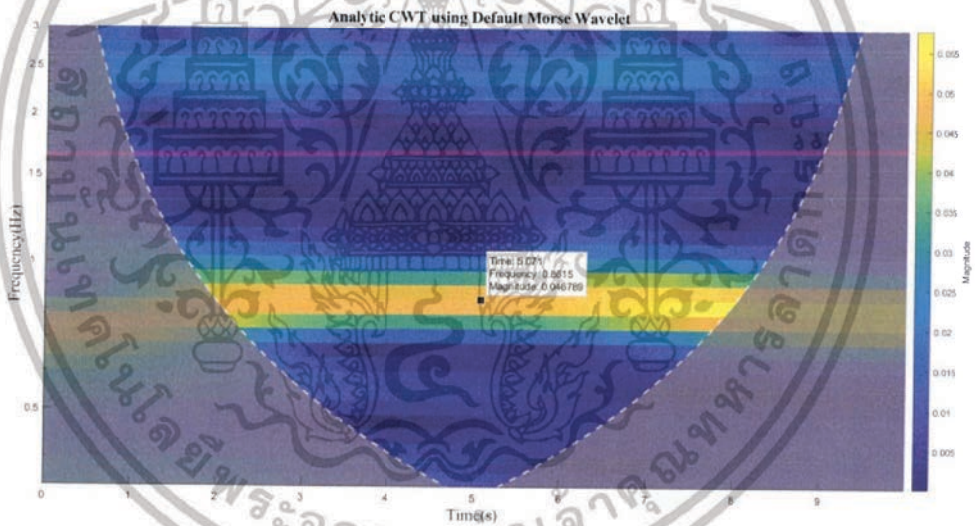
รูปที่ 4.86 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ของ อุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 50 ครั้งต่อนาที (3)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



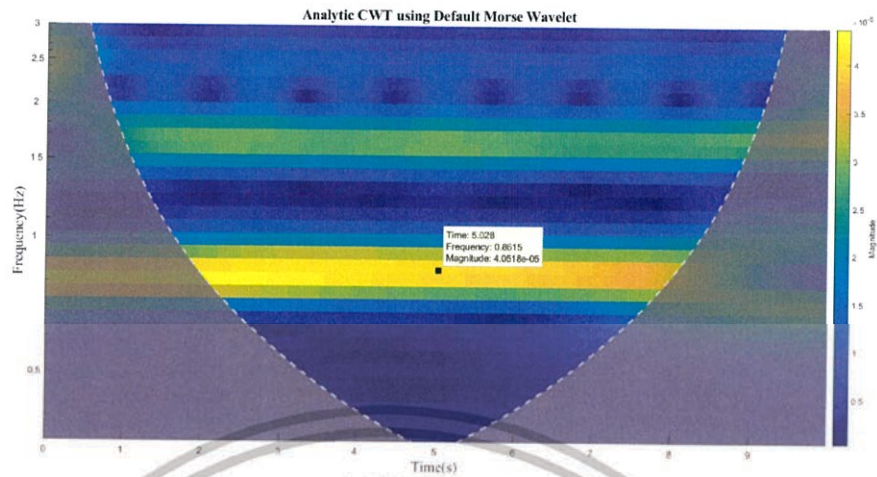


รูปที่ 4.87 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ของอุปกรณ์ที่สัมพันธ์กับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (3)



รูปที่ 4.88 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมพันธ์ 50 ครั้งต่อนาที (4)

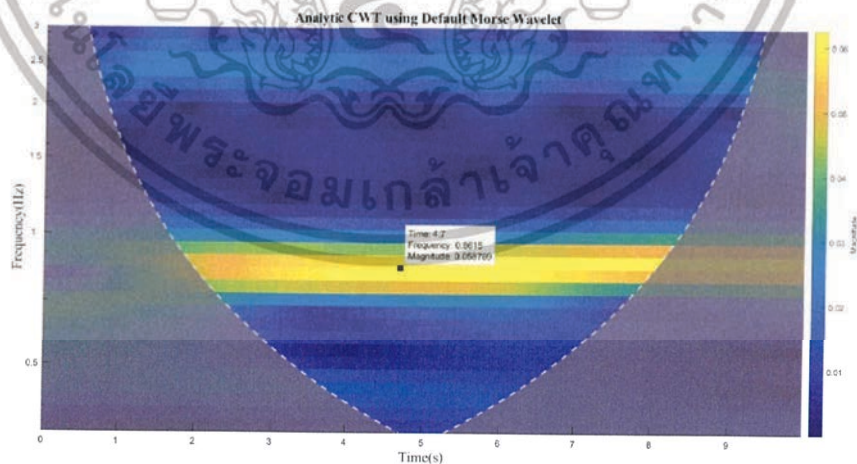
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.89 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ของอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 50 ครั้งต่อนาที (4)

#### 4.5.3 การทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที

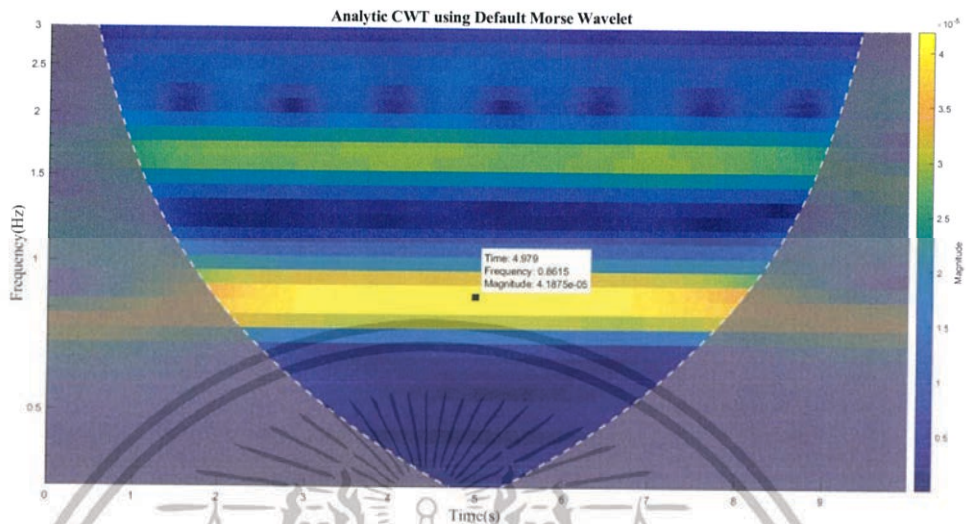
จากรูป 4.90, 4.91, 4.92, 4.93, 4.94, 4.95, 4.96 และ 4.97 แสดงการทดสอบเทียบสัญญาณหลังการทำ Continuous Wavelet Transform เพื่อดูองค์ประกอบของความถี่ในแต่ละช่วงเวลาของสัญญาณซึ่งระหว่างอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส และอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกายที่ 60 ครั้งต่อนาที



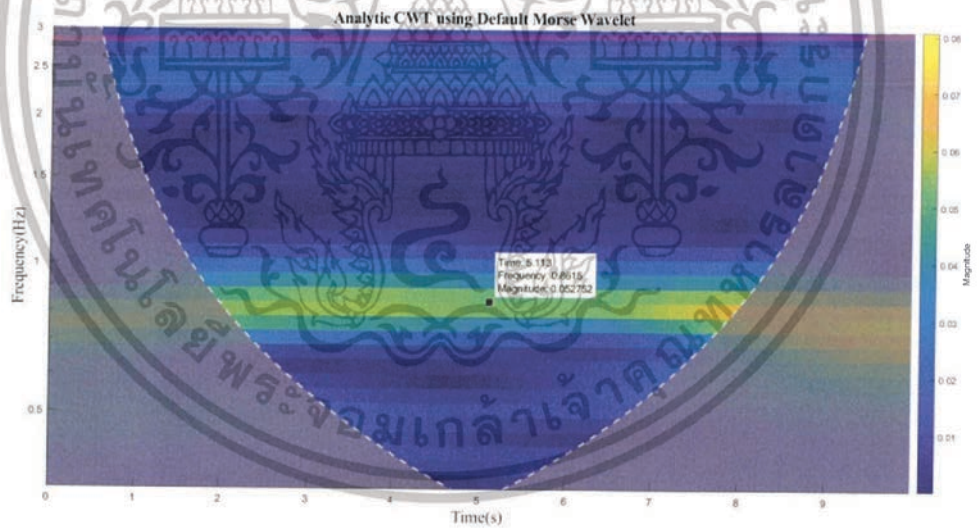
รูปที่ 4.90 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 60 ครั้งต่อนาที (1)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



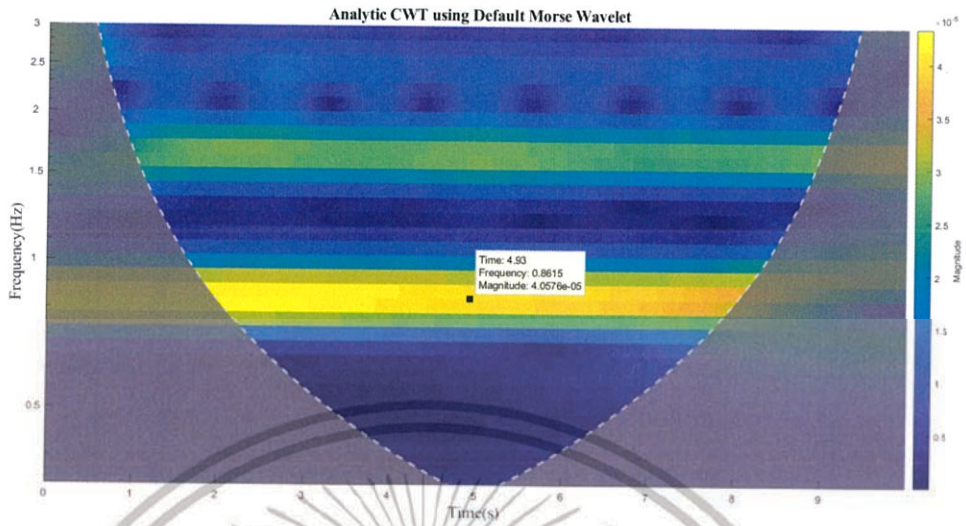


รูปที่ 4.91 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ของอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (1)

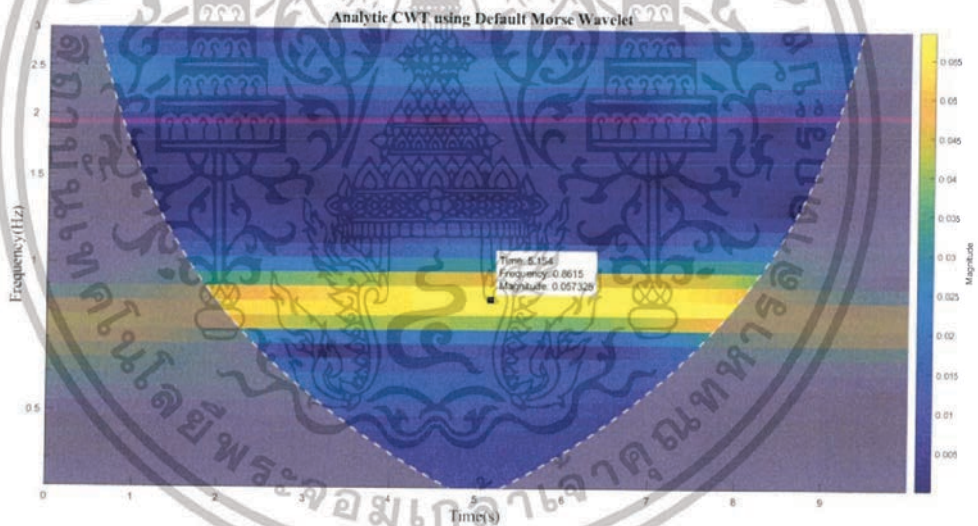


รูปที่ 4.92 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 60 ครั้งต่อนาที (2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



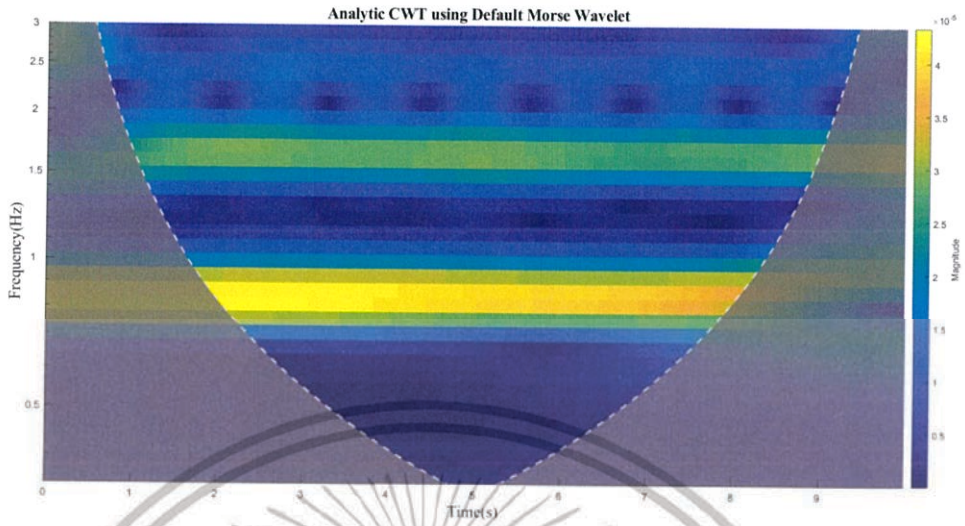
รูปที่ 4.93 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ของ อุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (2)



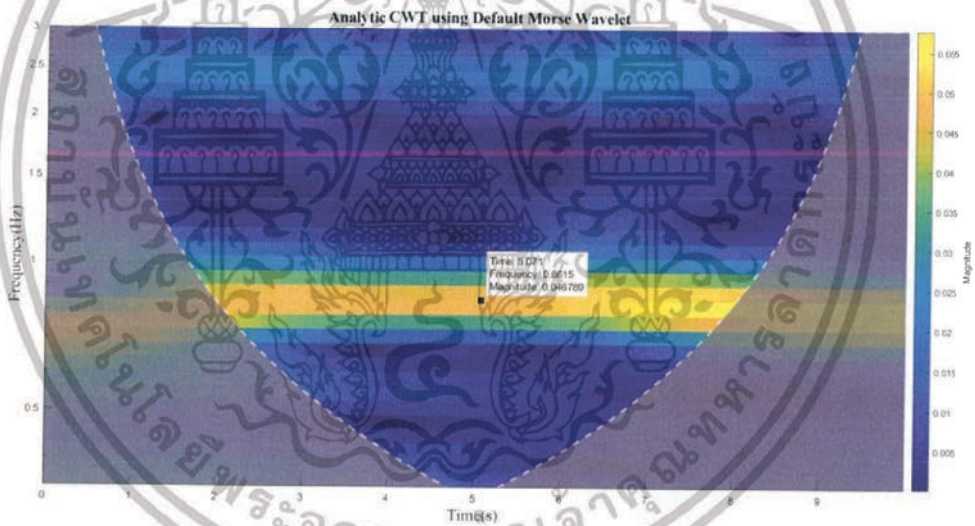
รูปที่ 4.94 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ของ อุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 60 ครั้งต่อนาที (3)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



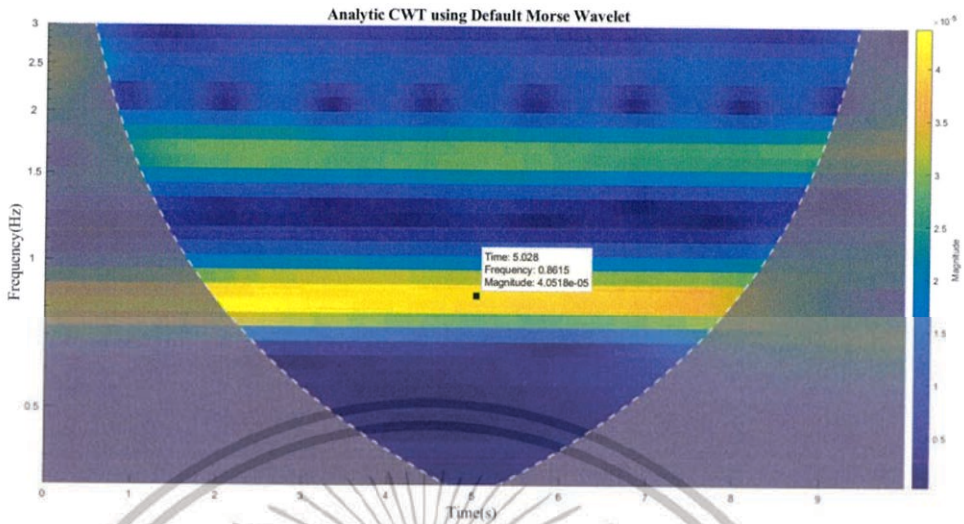


รูปที่ 4.95 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ของอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (3)



รูปที่ 4.96 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ของอุปกรณ์ที่ไม่สัมผัส 60 ครั้งต่อนาที (4)

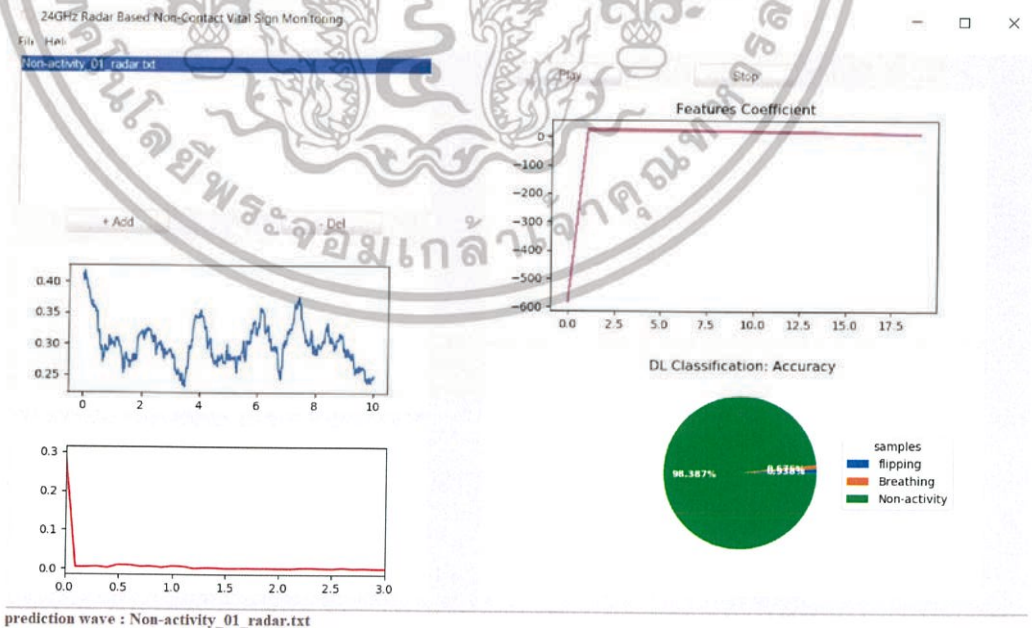
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.97 รูปผลการทดสอบเทียบสัญญาณด้วยวิธี Continuous Wavelet Transform ของอุปกรณ์ที่สัมผัสกับร่างกาย 60 ครั้งต่อนาที (4)

#### 4.6 การทดสอบทำนายด้วยวิธีการ MFCC Deep Learning

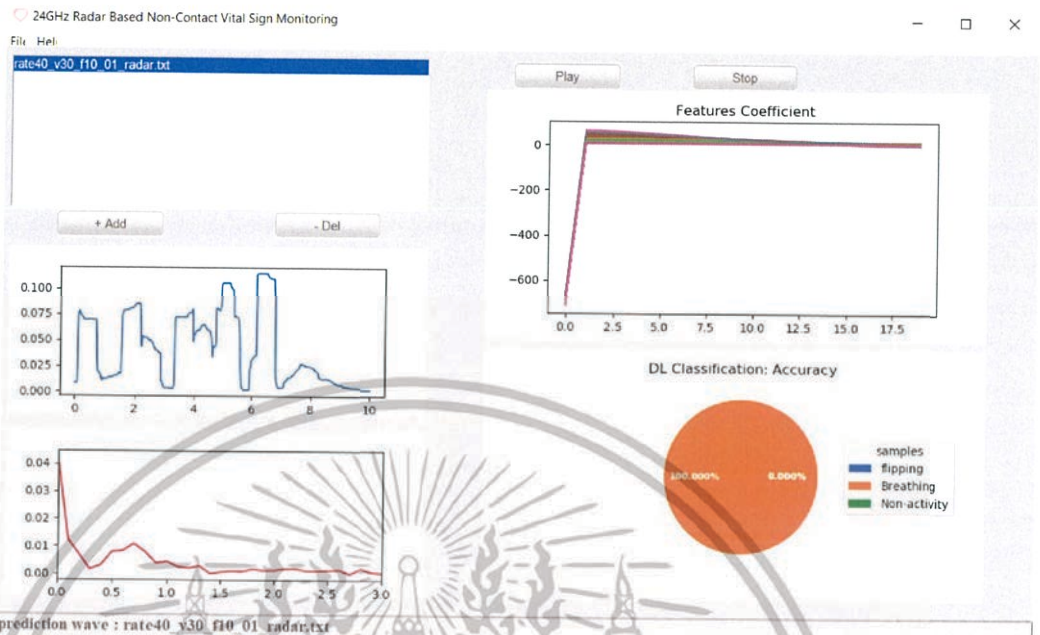
จากรูป 4.98, 4.99 และ 4.100 แสดงผลลัพธ์ของโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นด้วยภาษาไพทอน ซึ่งมีโมเดลที่ถูกเทรนไว้แล้ว โดยจะแบ่งออกเป็น 3 class ได้แก่ ช่วงเวลาที่ไม่มีเด็กทารกในตู้ ช่วงเวลาขณะหายใจ และช่วงเวลาขณะร่างกายขยับ



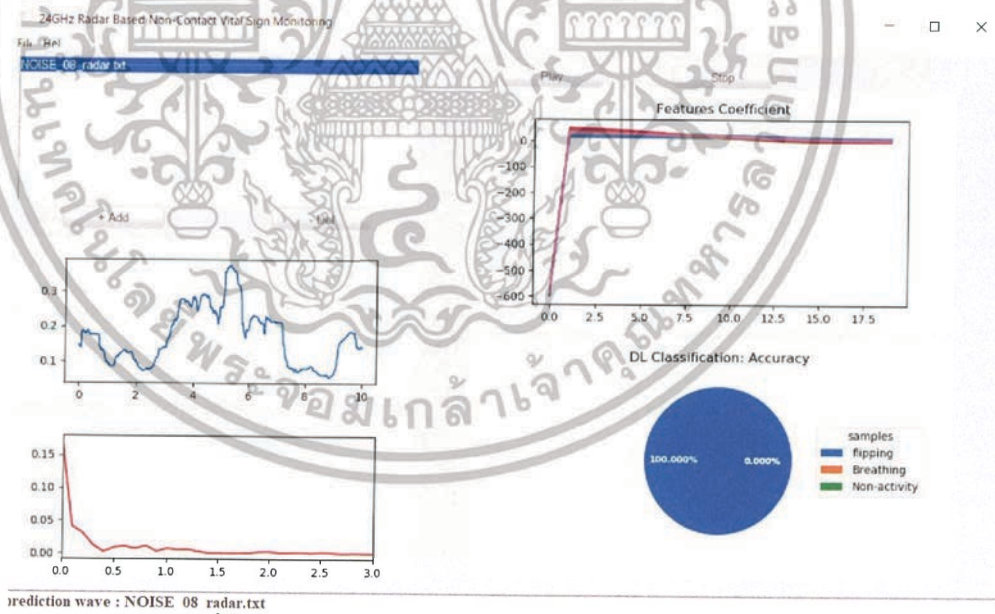
รูปที่ 4.98 รูปผลลัพธ์ของการทำนายช่วงเวลาที่ไม่ม่เด็กทารกในตู้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้





รูปที่ 4.99 รูปผลลัพธ์ของการทำนายขณะหายใจ



รูปที่ 4.100 รูปผลลัพธ์ของการทำนายขณะร่างกายขยับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 5

### สรุปผลการวิจัย

#### บทสรุป

ในปริญญาณิพนธ์นี้เรามุ่งที่จะปรับปรุงสัญญาณการหายใจด้วยวิธีการ signal processing มีความแม่นยำ 100% เมื่อเทียบกับอุปกรณ์สัญญาณชีพ BIOPAC และการจำแนกประเภทคือขณะหายใจขณะร่างกายขยับและช่วงเวลาที่ไม่มีเด็กทารกในตู้ โดยใช้อุปกรณ์เรดาร์ดอปเพลอร์ ผลลัพธ์ที่ได้คือ

- ขณะร่างกายขยับมีความถูกต้อง 87.49%
- ขณะหายใจแม่นยำความถูกต้อง 74.98%
- ช่วงเวลาที่ไม่มีเด็กทารกในตู้ความถูกต้อง 98.69%

ในอนาคตเราวางแผนที่จะปรับปรุงอัลกอริทึมเพื่อให้สามารถจำแนกการเคลื่อนไหวที่สำคัญทั้งหมดในระหว่างการนอนหลับสำหรับผู้ป่วยที่ต้องสังเกตตลอดเวลาในโรงพยาบาลหรือแม้กระทั่งในที่อยู่อาศัยนอกโรงพยาบาล





## เอกสารอ้างอิง

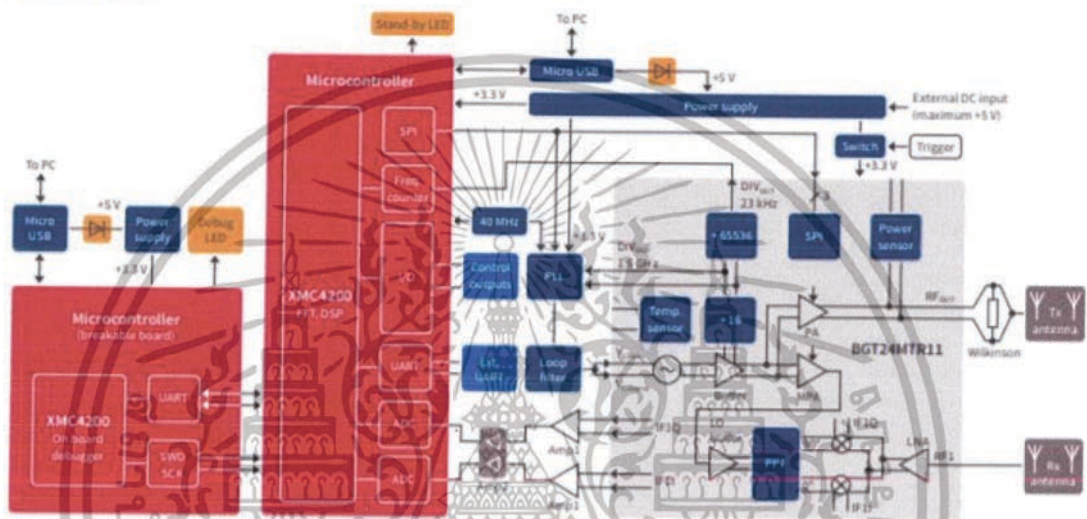
- [1] G.Yuan,N.A.D.Hseu,and R.A.Mclvor,“Respiratory rate and breathing pattern” Clin. Rev., vol. 10, no. 1, pp. 23–28, 2013.
- [2] Heng Zhao,“A Noncontact Breathing Disorder Recognition System Using 2.4-GHz Digital-IF Doppler Radar”, IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, vol. 23, no. 1, pp. 208 - 217, 2019.
- [3] D. Buxi et al., “Systolic time interval estimation using continuous wave radar with on-body antennas,” IEEE J. Biomed. Health Informat., vol. 22, no. 1, pp. 129–139, Jan. 2018.
- [4] C. Li, J. Cummings, J. Lam, E. Graves, and W. Wu, “Radar remote monitoring of vital signs,” IEEE Microw. Mag., vol. 10, no. 1, pp. 47–56, Feb. 2009.
- [5] C. Gu and C. Li, “Assessment of human respiration patterns via noncontact sensing using doppler multi-radar system,” Sensors, vol. 15, no. 3, pp. 6383–6398, Mar. 2015.
- [6] A. Rahman, E. Yavari, V. M. Lubecke, and O. B. Lubecke, “Noncontact doppler radar unique identification system using neural network classifier onlifesigns,”inProc.2016IEEETopicalConf.Biomed.WirelessTechnol., Netw. Sensing Syst., Jan. 2016, pp. 46–48.
- [7] Y. Kim and T. Moon, “Human detection and activity classification based on micro-doppler signatures using deep convolutional neural networks,” IEEE Geosci. Remote Sens. Lett., vol. 13, no. 1, pp. 8–12, Jan. 2016.
- [8] D. Miao, H. Zhao, H. Hong, X. Zhu, and C. Li, “Doppler radar-based human breathing patterns classification using support vector machine,” in Proc. 2017 IEEE Radar Conf., May 2017, pp. 0456–0459.
- [9] M. Zakrzewski, A. Vehkaoja, A. S. Joutsen, K. T. Palovuori, and J. J. Vanhala, “Noncontact respiration monitoring during sleep with microwave doppler radar,” IEEE Sensors J., vol. 15, no. 10, pp. 5683–5693, Oct. 2015.

## ภาคผนวก

## Distance2Go development kit

24 GHz sensor development kit utilizing Infineon BGT24MTR11 RF transceiver and XMC4200 32-bit ARM® Cortex®-M4 MCU series

## Block diagram



## Product summary

Type	Description	Ordering code (OPK)
Distance2Go	24 GHz FMCW Doppler demonstration board	DEMO DISTANCE2GO
BGT24MTR11	24 GHz radar chip with 1 transmitter and 2 receiver in WFN-32 package	BGT24MTR11E6327XUMA1
XMC4200-Q48K256 AB	80 MHz ARM® Cortex®-M4 with high-resolution PWM timer, 256 kB Flash, 40 VBS RAM, rich analog-mixed signal, timer, PWM and communication peripherals in WFN-48	XMC4200Q48K256ABXUMA1
BAS3010A	Medium power AF schottky diode	BAS3010A03WE6327HTSA1
IRLTS2242	20 V single channel HEXFET power MOSFET in a 16-pin Micro-C package	IRLTS2242TRPBF

## Board size:

Debugger 14 mm x 45 mm

Board 36 mm x 45 mm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



## ข้อมูลประวัติคณะผู้วิจัย

ชื่อ นามสกุล	นายรัชพล แคมภูเขียว
วัน เดือน ปีเกิด	28 ธันวาคม 2539
สถานที่เกิด	ชัยภูมิ
ที่อยู่	174 ม.8 ต.บ้านหัน อ.เกษตรสมบูรณ์ จ.ชัยภูมิ 36120

### ประวัติที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย/พัฒนานวัตกรรม

- รองชนะเลิศโครงการ พื้่นกำเนิดพลังงานไฟฟ้า จากชมรมวิศวกรการไฟฟ้าฝ่ายผลิตแห่งประเทศไทย 2559
- ชนะเลิศโครงการ ระบบเฝ้าระวังผู้สูงอายุ จาก YOUNG MAKERS CONTEST 2560
- ผลงานวิจัยที่ประเทศอังกฤษร่วมกับ สวทช.
- ได้รับเชิญร่วมบรรยายเรื่อง FPGA สำหรับงานด้านอวกาศ สถาบันวิจัยดาราศาสตร์แห่งชาติ(องค์การมหาชน) 2561
- ได้รับเชิญร่วมบรรยายเรื่อง นวัตกรรม การออกแบบเพื่อสุขภาพ สสส. 2561
- ผู้ช่วยนักวิจัยพัฒนาโครงการ ระบบ BMS แบบเบตเตอรี่ลิเทียม 2561
- ผู้ช่วยนักวิจัยโครงการ การตรวจสอบราง ด้วยการวิเคราะห์คลื่นเสียงโดยใช้ FPGA ด้วยปัญญาประดิษฐ์ 2561

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้