

การออกแบบอุปกรณ์แสดงผลการหายใจด้วยเทคนิคการเปลี่ยนแปลง  
ค่าความเหนี่ยวนำขดลวด

A Design of Respiration Monitoring Device Using Induction  
Plethysmography



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์  
คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2560

KMITL-2017-EN-M-040-204

การออกแบบอุปกรณ์แสดงผลการหายใจด้วยเทคนิคการเปลี่ยนแปลง  
ค่าความเหนี่ยวนำขดลวด

A Design of Respiration Monitoring Device Using Induction  
Plethysmography



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์  
คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
พ.ศ.2560  
KMITL-2017-EN-M-040-204

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

A Design of Respiration Monitoring Device Using Induction  
Plethysmography.



ORAWAN NOOAIM

A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT  
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF  
MASTER OF ENGINEERING IN ELECTRONICS ENGINEERING  
FACULTY OF ENGINEERING  
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG  
2017  
KMITL-2017-EN-M-040-204

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2017

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การออกแบบอุปกรณ์แสดงผลการหายใจด้วยเทคนิคการเปลี่ยนแปลงค่าความเหนียวนำ  
ขดลวด  
Thesis Title A Design of Respiration Monitoring Device Using Induction Plethysmography  
นักศึกษา นางสาวอรรรณ หนูอิม  
รหัสประจำตัว 57601186  
ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์  
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณ์  
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ (ร่วม) ผศ.ดร.กิตติพล ชิตสกุล  
หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2017-EN-M-040-204

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์	ลายมือชื่อ
รศ.ดร.มนัส	สังวรศิลป์
ดร.เทอดศักดิ์	ลิ้วหาทอง
รศ.ดร.สมศักดิ์	ชุมช่วย
รศ.ดร.ชูชาติ	ปิณฑวิรุจน์
ดร.สุรเดช	ตรีไตรลักษณ์

วัน / เดือน / ปี ที่สอบ วันพฤหัสบดีที่ 14 ธันวาคม พ.ศ. 2560 เวลา 13.00-15.00 น.  
สถานที่สอบ ณ อาคาร A ชั้น 5 ห้องประชุม 4

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว

(รองศาสตราจารย์ ดร. คมสัน มาลีสี)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องคงอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้  
วันที่ 14 ธันวาคม พ.ศ. 2560

## หัวข้อวิทยานิพนธ์

การออกแบบอุปกรณ์แสดงผลการหายใจด้วยเทคนิคการ  
เปลี่ยนแปลงค่าความเหนียวนำขดลวด

## นักศึกษา

นางสาวอรวรรณ หนูอิม

## รหัสประจำตัว

57601186

## ปริญญา

วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

## สาขาวิชา

วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

## พ.ศ.

2560

## อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณ์

## อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์(ร่วม)

ผศ.ดร.กิติพล ชิตสกุล

## บทคัดย่อ

สัญญาณการหายใจเป็นสัญญาณชีพที่สำคัญสำหรับการวินิจฉัยทางการแพทย์และ  
คัดกรองผู้ป่วยในเบื้องต้น ความสำคัญของสัญญาณการหายใจทำให้มีการพัฒนาอุปกรณ์ตรวจจับ  
สัญญาณการหายใจอย่างต่อเนื่อง ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้นำเสนอการออกแบบอุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณ  
การหายใจบริเวณทรวงอกและช่องท้องโดยเอาข้อดีของ Respiratory Inductive Plethysmograph  
(RIP) และการพัฒนาระบบอิเล็กทรอนิกส์ ประมวลผลและระบบแสดงผลให้เหมาะกับการนำไปใช้งาน  
ในแต่ละด้าน ซึ่งประกอบด้วยการพัฒนาเป็นอุปกรณ์สำหรับแสดงผลขณะฝึกการหายใจ การตรวจจับ  
สัญญาณการหายใจขณะนอนหลับไร้สาย และการออกแบบซอฟต์แวร์สำหรับการวิเคราะห์ผล  
ทางสัญญาณ สำหรับการทดสอบในเบื้องต้นของ RIP Belt นำมาทดสอบกับเครื่องจำลองการขยายตัว  
ของช่องอกเชิงกล และทดลองเปรียบเทียบกับ Biopac Respiratory transducer<sup>®</sup> ในอาสาสมัคร  
10 คน พบว่ามีค่าความคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์เฉลี่ยของอัตราการหายใจร้อยละ 2 และจากการ  
วิเคราะห์หาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของเพียร์สัน (Pearson's correlation coefficient:r) พบว่ามี  
ความเหมือนกันของสัญญาณในโดเมนความถี่ที่ค่า r เท่ากับ 0.996975 นอกจากนี้ยังได้วิเคราะห์ค่า  
ความต่างเฟสของสัญญาณการหายใจบริเวณทรวงอกและช่องท้อง (Thoraco-Abdominal  
Asynchrony:TAA) โดยใช้เทคนิคการแปลงแบบฮิลเบิร์ตในอาสาสมัคร 10 คน เมื่อควบคุมการหายใจ  
และการหายใจแบบปกติ เปรียบเทียบใน 2 อุปกรณ์ คือ RIP Belt กับ Biopac Respiratory  
transducer<sup>®</sup> พบว่าค่า TAA ของทั้ง 2 อุปกรณ์มีค่าใกล้เคียงกันด้วยค่า  $\pm 1$ องศา ส่วนการวิเคราะห์  
ค่า TAA ของสัญญาณจาก RIP Belt ที่ได้จากการฝึกหายใจในแบบต่างๆ พบว่าให้ค่า TAA ที่มีความ  
แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของตำแหน่งที่ใช้ในการฝึกหายใจซึ่งเป็นผลมาจากการเคลื่อนตัว  
ของกระดูกซี่โครง กล้ามเนื้อหายใจ และกะบังลม แสดงถึงความไวของระบบ เป็นไปตามวัตถุประสงค์  
ที่ตั้งไว้ ในต้นทุนต่ำ และอาจจะตอบสนองต่อความต้องการในอนาคตเกี่ยวกับการนำมาใช้ในการ  
ตรวจสอบความผิดปกติของการหายใจที่เกี่ยวข้องกับการนอนหลับ

<b>Thesis</b>	A Design of Respiration Monitoring Device Using Induction Plethysmography.
<b>Student</b>	Miss Orawan Nooaim
<b>Student ID.</b>	57601186
<b>Degree</b>	Master of Engineering
<b>Program</b>	Electronics Engineering
<b>Year</b>	2017
<b>Thesis Advisor</b>	Dr. Suradej Tretriluxana
<b>Thesis Co-Advisor</b>	Asst. Prof. Dr. Kitiphol Chitsakul

## Abstract

Respiratory signal is an important vital sign for primary medical diagnosis and patient screening leading to development of non-invasive respiratory detector in this thesis. Based on the Inductive Plethysmography, the sensor belts and electronics system have been designed and implemented. The main objective of development is to use the device for breathing exercise and also as mobile respiratory monitor during sleep. The system was firstly tested with a mechanical chest expansion simulator comparing to the Biopac Respiratory transducer<sup>®</sup> showing very similar on signal waveforms. Then applied to 10 healthy volunteers, both our system and the Biopac one, the results have indicated 2% of average different value in respiration rate (RR). According to Pearson's correlation coefficient ( $r$ ) of 0.996975, the similarity in frequency domain of respiratory signals has been obtained. We also analyzed the phase difference of respiratory signals, the TAA (Thoraco-Abdominal Asynchrony), obtained from chest and abdomen using Hilbert transform in volunteers both in the normal respiration and controlled. The results were conducted in comparison of two devices, RIP Belt and Biopac Respiratory transducer<sup>®</sup>. The statistical analysis indicated also that TAA values of both devices were similar. Moreover the difference in TAA value using the RIP Belts during various breathing exercises provided statistically significant difference depending on the position of placing the belts. This indicates the sensitivity of our system to detect the mobilization of rib, cardiac muscle and diaphragm. In conclusion our low cost system may support to future demand relating to use at home for identify of sleep-related respiratory disorder.

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาจาก ผศ.ดร.กิตติพล ชิตสกุล ที่คอยให้คำแนะนำและช่วยเหลือทุกสิ่งทุกอย่าง ตลอดจนเครื่องมืออุปกรณ์ต่างๆที่ใช้ในการทำวิจัย ตั้งแต่เริ่มต้นการทำงาน วิจัยจนกระทั่งเสร็จสิ้นการทำงานวิจัย รวมถึงคอยช่วยตรวจแก้วิทยานิพนธ์เล่มนี้จนวิทยานิพนธ์ของข้าพเจ้าเสร็จสมบูรณ์

ขอขอบคุณ ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณะ ที่ได้ให้ความช่วยเหลือ ที่คอยให้คำแนะนำ และแนวคิดเกี่ยวกับการทำงานวิจัยตลอดการทำวิจัย

ขอขอบคุณ รศ.ดร.ชูลี โจนส์ จากสาขาวิชากายภาพบำบัด คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ที่ได้ให้คำแนะนำ และความรู้เกี่ยวกับกลุ่มวิชากายภาพบำบัดระบบหายใจ ตลอดจนหัวข้อในการวิจัย

ขอขอบคุณสุจิตรา กล้วยหอมทอง ,คุณนนท์นัตถ์ สถาพร จากสาขาวิชาวิทยาศาสตร์การเคลื่อนไหวของมนุษย์ คณะ เทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ที่ช่วยเสียสละเวลาทดสอบอุปกรณ์ฝึกการหายใจ

ขอขอบคุณห้องปฏิบัติการวัดและประมวลผลทางชีวการแพทย์ (Biomedical Measurement and Computation Laboratory) ที่เอื้อเฟื้ออุปกรณ์สำหรับการทดลองเพื่อนำมาใช้ในการทดสอบงานวิจัย

ขอขอบคุณเพื่อนๆ พี่ๆ น้องๆ ในห้องปฏิบัติการวัดและประมวลผลทางชีวการแพทย์ (BMICL) ที่ให้คำแนะนำ ความช่วยเหลือต่างๆและคอยให้กำลังใจเสมอมา

สุดท้ายนี้ข้าพเจ้าขอขอบคุณ บิดามารดา และครอบครัวของข้าพเจ้าที่เป็นกำลังใจ และให้การสนับสนุนด้านต่างๆ ทำให้ข้าพเจ้าสามารถทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

อรวรรณ หนูอิม

# สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย .....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ .....	II
กิตติกรรมประกาศ .....	III
สารบัญ .....	IV
สารบัญตาราง .....	VIII
สารบัญรูป .....	IX
บทที่ 1 บทนำ .....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา .....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา .....	1
1.3 สมมติฐานของการศึกษา .....	2
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย .....	2
1.5 ขอบเขตการวิจัย .....	2
1.6 ขั้นตอนของการศึกษา .....	2
1.7 โครงสร้างวิทยานิพนธ์ .....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง .....	4
2.1 ระบบการหายใจ .....	4
2.1.1 โครงสร้าง และหน้าที่ระบบการหายใจของคน .....	4
2.1.2 โครงสร้างอวัยวะที่เกี่ยวข้องกับการหายใจ .....	5
2.1.3 หน้าที่ระบบการหายใจของคน .....	6
2.1.4 การหายใจเข้าและการหายใจออก .....	6
2.1.5 กล้ามเนื้อที่ช่วยในการหายใจ .....	7
2.2 รูปแบบการหายใจ .....	9
2.3 การตรวจนับอัตราการหายใจ .....	11
2.3.1 วิธีการการสังเกตและตรวจวัดการหายใจ .....	11
2.3.2 การพิจารณาอัตราการหายใจ .....	11
2.3.3 ความลึกของการหายใจ .....	12
2.3.4 ปัจจัยที่มีผลต่อการหายใจ .....	12
2.3.5 ข้อควรระวังในการตรวจวัดการหายใจ .....	12
2.4 สัญญาณการหายใจ .....	13
2.5 การฝึกการหายใจ .....	13
2.5.1 วิธีการการสังเกตและตรวจวัดการหายใจ .....	13
2.5.2 การฝึกการหายใจหรือการบริหารการหายใจ .....	14
2.5.3 การฝึกการหายใจแบบหน่วงเวลา .....	19

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
2.6 อุปกรณ์ฝึกการหายใจ.....	21
2.6.1 อุปกรณ์ฝึกการหายใจ BreatheMAX® .....	21
2.6.2 พาวเวอร์ บริษัท.....	21
2.6.3 Tri-ball Incentive Spirometer หรือ Tri-flo Pulma-gain .....	22
2.7 อุปกรณ์หรือเครื่องจำลองที่ใช้ในการทดสอบเซ็นเซอร์วัดการหายใจ .....	23
2.7.1 เครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล.....	23
2.7.2 ระบบไฟฟ้าอิเล็กทรอนิกส์ของเครื่องจำลองการขยายของช่องอกเชิงกล .....	24
2.8 เทคนิคที่ใช้ตรวจสอบการหายใจจากภายนอกบริเวณทรวงอกและช่องท้อง .....	26
2.8.1 Electric Impedance Plethysmography (EIP) .....	26
2.8.2 Elastomeric Plethysmography (EP).....	26
2.8.3 Piezoresistive materials displacement sensor (PMDS).....	26
2.8.4 Respiratory Inductance Plethysmography (RIP) .....	26
2.9 ทฤษฎีการสร้างวงจรรีโซแนนซ์ .....	28
2.10 ทฤษฎีการสร้างวงจรรีโซแนนซ์.....	30
2.10.1 วงจรรีโซแนนซ์แบบอนุกรมและแบบขนาน.....	30
2.10.2 การแปลงเวฟเล็ท.....	31
2.11 ทฤษฎีการแปลงฮิลเบิร์ต.....	33
2.12 คำสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์แบบเพียร์สัน.....	34
2.13 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง .....	35
2.13.1A Wearable Respiration Monitoring System Based on Digital Respiratory Inductive Plethysmography .....	35
2.13.2 A Portable Respiratory Monitor Using Respiratory Inductive Plethysmography .....	37
2.13.3 Thoraco-Abdominal Asynchrony in Children during Quiet Sleep using Hilbert Transform.....	38
<b>บทที่ 3 การออกแบบระบบ .....</b>	<b>39</b>
3.1 โครงสร้างและหลักการออกแบบเซ็นเซอร์.....	39
3.2 องค์ประกอบโดยรวมของระบบ .....	43
3.3 ระบบอิเล็กทรอนิกส์ที่เกี่ยวข้อง .....	44
3.3.1 DAQ Card NI USB-6009.....	44
3.3.2 NodeMCU ESP8266 (V2).....	45
3.4 โครงสร้างและหลักการออกแบบเซ็นเซอร์.....	45
3.4.1 การวัดและบันทึกข้อมูล โดยโปรแกรม LABVIEW® .....	45
3.4.2 การวัดและบันทึกข้อมูล โดยใช้ Biopac™ system MP 36.....	47

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
3.5 การประมวลผลโดยใช้โปรแกรม MATLAB™ .....	48
3.5.1 การวัดและบันทึกข้อมูล โดยโปรแกรม LABVIEW® .....	48
3.5.2 การประมาณค่า TAA และเปรียบเทียบด้านความไวของเซ็นเซอร์.....	49
3.5.3 แผนผังการออกแบบซอฟต์แวร์.....	49
3.6 การออกแบบการรัดเซ็นเซอร์ (RIP Belt) สำหรับตรวจสอบการหายใจ.....	52
3.7 สรุป.....	52
<b>บทที่ 4 การทดสอบระบบทางเทคนิคและผลการทดสอบ .....</b>	<b>53</b>
4.1 การทดสอบโดยนำเซ็นเซอร์ RIP Belt โดยการขยายขนาดด้านความยาว .....	53
4.2 การทดสอบโดยใช้เครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล .....	55
4.2.1 ทดสอบระบบซอฟต์แวร์กับเซ็นเซอร์ RIP Belt โดยใช้เครื่องจำลองการขยายตัว ของช่องอกเชิงกล .....	55
4.2.2 ทดสอบระบบซอฟต์แวร์กับเซ็นเซอร์ RIP Belt โดยใช้เครื่องจำลองการขยายตัว ของช่องอกเชิงกลโดยการเปลี่ยนขนาดของลูกเบี้ยวขนาดต่างๆ .....	58
4.3 ทดสอบโดยใช้เครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล และ Biopac Respiratory transducer® .....	62
4.4 สรุป.....	64
<b>บทที่ 5 การทดลองและผลการทดลอง .....</b>	<b>65</b>
5.1 การทดสอบระบบของ RIP Belt โดยการนำมาวัดการหายใจแบบปกติ .....	65
5.2 การตรวจวัดการหายใจเพื่อนำสัญญาณมาวิเคราะห์ผลทางคณิตศาสตร์.....	68
5.2.1 ผลการตรวจวัดการหายใจบริเวณทรวงอกและช่องท้องที่มีการหายใจแบบปกติ .....	70
5.2.2 ผลการวัดสัญญาณการหายใจจากเซ็นเซอร์ RIP Belt 1 และ RIP Belt 2 ที่จุด เดียวกันบริเวณทรวงอกหรือช่องท้อง ด้วยการหายใจแบบปกติ .....	71
5.2.3 ผลการตรวจวัดสัญญาณการหายใจที่บริเวณทรวงอกและช่องท้อง ด้วยวิธีการ บังคับหรือควบคุมการหายใจ .....	71
5.2.4 ผลการวัดสัญญาณการหายใจจากเซ็นเซอร์ RIP Belt 1 และ RIP Belt 2 ที่จุด เดียวกันบริเวณทรวงอกหรือช่องท้อง ด้วยวิธีบังคับการหายใจ.....	72
5.3 การทดสอบความน่าเชื่อถือของเซ็นเซอร์ RIP Belt .....	73
5.3.1 การเปรียบเทียบในโดเมนเวลา.....	73
5.3.2 การเปรียบเทียบในโดเมนความถี่ .....	76
5.4 วิเคราะห์ค่า Thoraco-Abdominal Asynchrony (TAA) .....	81
5.5 การใช้ RIP Belt 1 และ RIP Belt 2 ตรวจสอบสัญญาณทางเดินหายใจขณะฝึกการ หายใจ.....	85
5.5.1 การหายใจแบบปกติ .....	86
5.5.2 การฝึกการหายใจโดยการใช้กล้ามเนื้อกะบังลมหรือกล้ามเนื้อหน้าท้อง.....	86

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
5.5.3 การฝึกหายใจโดยใช้ทรวงอกส่วนบน.....	87
5.5.4 การฝึกหายใจโดยใช้ทรวงอกส่วนล่าง.....	87
5.5.5 การฝึกหายใจโดยใช้ BreatheMAX® เป็นแรงต้านขณะหายใจเข้าโดยการใส่ปาก ดูดอากาศผ่านน้ำ และหายใจออกทางจมูก .....	87
5.5.6 การฝึกหายใจโดยใช้ BreatheMAX® เป็นแรงต้านในการหายใจออกโดยการ หายใจเข้าผ่านจมูกและหายใจออกโดยใช้ปากเป่า BreatheMAX® ให้อากาศ ออกผ่านน้ำ.....	88
5.5.7 การฝึกการหายใจแบบหนึ่งเวลา .....	88
5.6 การพัฒนาให้เป็นอุปกรณ์ตรวจสอบการหายใจขณะหลับ.....	89
5.7 สรุป.....	91
<b>บทที่ 6 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ</b> .....	92
6.1 บทสรุปผลการวิจัย.....	92
5.2 ข้อเสนอแนะ คำแนะนำและวิจารณ์ผลการทดลอง.....	94
<b>เอกสารอ้างอิง</b> .....	95
<b>ภาคผนวก</b> .....	98
<b>ประวัติผู้เขียน</b> .....	110

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 ตารางที่ 2.1 ความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วรอบมอเตอร์ (RPM) กับค่าดิฟฟ์ไซด์เซล.....	25
3.1 คุณสมบัติของ DAQ Card NI USB-6009.....	44
4.1 การทดสอบการยืดเซ็นเซอร์RIPBeltตามความยาวสังเกตการเปลี่ยนแปลงในหน่วย โวลต์.....	54
4.2 การทดสอบวัดการขยายตัวของเซ็นเซอร์ RIP Belt ที่ออกแบบขึ้นโดยเครื่องจำลองการขยายตัว ของช่องอกเชิงกล.....	56
4.3 การทดสอบวัดขนาดการเปลี่ยนแปลงของ RIP Belt 1 และ RIP Belt 2 ต่อการเปลี่ยนแปลง ขนาดของลูกเป็ยว.....	58
4.4 ผลการทดสอบเปรียบเทียบโดยใช้ Biopac Respiratory transducer <sup>®</sup> กับ RIP Belt 1.....	63
4.5 ผลการทดสอบเปรียบเทียบโดยใช้ Biopac Respiratory transducer <sup>®</sup> กับ RIP Belt 2.....	63
5.1 สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เพียร์สันสำหรับการเปรียบเทียบในโดเมนเวลา ตัวอย่างจากอาสาสมัคร 5 คน (หายใจปกติ 10 - 24 ครั้งต่อนาที).....	75
5.2 สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เพียร์สันสำหรับการเปรียบเทียบในโดเมนเวลา ตัวอย่างจากอาสาสมัคร 5 คน (ควบคุมการหายใจปกติ 6 ครั้งต่อนาที).....	75
5.3 สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เพียร์สันสำหรับการเปรียบเทียบในโดเมนความถี่ ตัวอย่างจากอาสาสมัคร 5 คน (หายใจปกติ 10 - 24 ครั้งต่อนาที).....	78
5.4 สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เพียร์สันสำหรับการเปรียบเทียบในโดเมนความถี่ ตัวอย่างจากอาสาสมัคร 5 คน (หายใจปกติ 10 - 24 ครั้งต่อนาที).....	79
5.5 สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เพียร์สันสำหรับการเปรียบเทียบในโดเมนความถี่ ตัวอย่างจากอาสาสมัคร 5 คน (ควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที).....	80
5.6 สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เพียร์สันสำหรับการเปรียบเทียบในโดเมนความถี่ ตัวอย่างจากอาสาสมัคร 5 คน (ควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที).....	80
5.7 ค่า TAA ที่ได้จากการคำนวณความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณการหายใจที่ทรวงอกและท้อง โดยมีการ หายใจปกติ 10 - 24 ครั้งต่อนาที.....	81
5.8 ค่าเฉลี่ย TAA ที่ได้จากการคำนวณความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณการหายใจที่ทรวงอกและท้อง โดยมีการหายใจปกติ 10 - 24 ครั้งต่อนาที.....	82
5.9 ค่า TAA ที่ได้จากการคำนวณความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณการหายใจที่ทรวงอกและท้อง โดยมีการ ควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที.....	82
5.10 ค่าเฉลี่ย TAA ที่ได้จากการคำนวณระหว่างสัญญาณการหายใจที่ทรวงอกและท้อง โดยมีการ ควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที.....	83
5.11 การหาความไวในการตรวจจับสัญญาณการหายใจระหว่าง RIP Belt กับ Biopac Respiratory transducer <sup>®</sup> โดยมีการควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที.....	84
5.12 การวิเคราะห์หาค่า TAA ของสัญญาณที่ได้จากการฝึกหายใจในรูปแบบต่างๆทั้ง 7 แบบ การ ตรวจจับสัญญาณโดยใช้ RIP Belt 1 และ RIP Belt 2.....	89

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 ระบบการหายใจของมนุษย์.....	5
2.2 โครงสร้างภายในจมูก.....	5
2.3 โครงสร้างการหายใจเข้าและการหายใจออกของมนุษย์ .....	7
2.4 กล้ามเนื้อหายใจเข้าและออก .....	9
2.5 สัญญาณการหายใจปกติ อัตราการหายใจ 15 ครั้งต่อนาที .....	13
2.6 สัญญาณการหายใจช้า อัตราการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที.....	13
2.7 การฝึกหายใจโดยใช้กล้ามเนื้อกระบังลม.....	15
2.8 การฝึกหายใจโดยใช้กล้ามเนื้อกระบังลม (ท่านอน) .....	16
2.9 ฝึกการหายใจโดยใช้ทรวงอกส่วนล่างเมื่อทำการการหายใจเข้า.....	16
2.10 ฝึกการหายใจโดยใช้ทรวงอกส่วนล่างในช่วงการหายใจออก .....	17
2.11 การฝึกหายใจโดยใช้ทรวงอกส่วนบนขณะหายใจเข้า.....	18
2.12 การฝึกการหายใจโดยใช้ทรวงอกส่วนบนขณะทำการหายใจออก .....	19
2.13 การฝึกหายใจเข้าแบบห้วงเวลา.....	20
2.14 การฝึกหายใจออกแบบห้วงเวลา .....	20
2.15 อุปกรณ์ฝึกการหายใจเนกประสงค์ – BreatheMAX®.....	21
2.16 พาวเวอร์ บรีธ รุ่น ต่างๆ.....	22
2.17 Tri-ball Incentive Spirometer หรือ Tri-flo Pulma-gain .....	22
2.18 โครงสร้างการออกแบบเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล .....	23
2.19 เครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล .....	24
2.20 บล็อกการทำงานของระบบฟิวส์อิเล็กทรอนิกส์ของเครื่องจำลองฯ.....	24
2.21 ตารางและกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วรอบมอเตอร์ (RPM) กับค่าตัวชี้เซลล์ 25	
2.22 การวัดสัญญาณการหายใจจากเครื่องจำลองฯ .....	25
2.23 การ Flow Volume Loop ของการหายใจ.....	27
2.24 การรวมกันของสัญญาณหน้าอกและช่องท้อง .....	28
2.25 วงจรรีโซแนนซ์แบบอนุกรมแบบขนาน .....	29
2.26 การแปลงฟูเรียร์แบบช่วงเวลาสั้น (STFT).....	31
2.27 การแปลงและแยกสัญญาณด้วยฟิลเตอร์แบบสองช่องสัญญาณ .....	33
2.28 การแปลงกลับสัญญาณด้วยฟิลเตอร์แบบสองช่องสัญญาณ.....	33
2.29 ภาพแสดงอุปกรณ์ตรวจวัดการหายใจและบอร์ดวงจรอิเล็กทรอนิกส์ .....	35
2.30 ขั้นตอนการประมวลผลสัญญาณ (a) สัญญาณการหายใจ (b) สัญญาณการประมวลผล หลังจากการแปลงเวฟเลต (c) สัญญาณที่เหลือ.....	36
2.31 แสดงการทดสอบอัตราการหายใจในอาสาสมัคร 1 คน ในระหว่างการนอนหลับเกิน 6 ชั่วโมง จากภาพแสดงให้เห็นใน 2 ชั่วโมง ที่สัญญาณไม่ดีก็จะถูกตัดทิ้งตามเกณฑ์ที่ได้ตั้งไว้ ...	36

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.32	เซ็นเซอร์ RIP 3 รูปแบบ มีเส้นลวด ความสูงและความยาวเท่ากัน แต่มีขนาดแตกต่างกัน (a) 1 ซม. , (b) 1.5 ซม. , (c) 3 ซม. ....37
2.33	ตัวเหนี่ยวนำเมื่อเทียบกับความยาวที่ยึดออกของเซ็นเซอร์ RIP ของการตัดเย็บ 3 แบบ กัน (a) ขนาด 1 ซม. , (b) ขนาด 1.5 ซม. , (c) ขนาด 3 ซม. ....37
3.1	ภาพจำลองโครงสร้างและการออกแบบเซ็นเซอร์.....39
3.2	โครงสร้างของระบบวัดการหายใจ วงจรรีโซแนนซ์ LC แบบขนาน และความสัมพันธ์ของ แรงดันและความถี่ของตัวแปลงสัญญาณกับตัวแปร L (ก) วงจรตรวจจับ LC แบบขนาน (ข) ฟังก์ชันการถ่ายโอนข้อมูลของชุดตรวจจับ LC .....41
3.3	แบบจำลองการเปลี่ยนแปลงความเหนี่ยวนำ (L) ตามความกว้างของเส้นรอบวง.....41
3.4	ความสัมพันธ์ระหว่างการขยายตัวของสายเข็มขัดและการเปลี่ยนแปลงเส้นรอบวงของขดลวด ความถี่ 1.7 - 1.8 เมกะเฮิรตซ์ ความถี่ก่อนถึงคาร์โบไฮเดรต .....42
3.5	ความสัมพันธ์ระหว่างการขยายตัวของสายเข็มขัดและการเปลี่ยนแปลงเส้นรอบวงของขดลวด ความถี่ 1.9 – 2.2 เมกะเฮิรตซ์ ความถี่หลังการเกิดรีโซแนนซ์ .....42
3.6	บล็อกไดอะแกรมองค์ประกอบโดยรวมของระบบ .....43
3.7	บล็อกไดอะแกรมการทำงานของระบบ .....43
3.8	DAQ Card NI USB-6009.....44
3.9	NodeMCU ESP8266 (V2) และ Pin definition .....45
3.10	แผนผังการออกแบบซอฟต์แวร์เพื่อเชื่อมต่อกับระบบตรวจวัดการหายใจสำหรับแสดงผล และเก็บข้อมูล .....46
3.11	Biopac™ system MP36.....47
3.12	Biopac Respiratory transducer® .....47
3.13	ภาพจำลองการระบบการวัดและบันทึกผลโดยใช้อุปกรณ์ Biopac™ system MP36.....48
3.14	แผนผังการออกแบบซอฟต์แวร์การหาค่า Cross-correlation ของสัญญาณการหายใจ สองสัญญาณ .....49
3.15	แผนผังการออกแบบซอฟต์แวร์การหาค่า Cross-correlation ของสัญญาณการหายใจ ของสัญญาณการหายใจสองสัญญาณ (ต่อ) .....50
3.16	แผนผังการออกแบบซอฟต์แวร์การประมาณค่า TAA ของสัญญาณการหายใจ .....51
3.17	การออกแบบการตรวจวัดการหายใจบริเวณหน้าอกและหน้าท้อง.....52
4.1	ทดสอบการยึดเซ็นเซอร์ RIP Belt ตามความยาว .....53
4.2	กราฟแสดงการทดสอบการทดสอบการยึดเซ็นเซอร์ RIP Belt1 ตามขนาดของความยาว ที่กำหนด..... .....54
4.3	กราฟแสดงการทดสอบการทดสอบการยึดเซ็นเซอร์ RIP Belt2 ตามขนาดของความยาว ที่กำหนด..... .....54

## สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.4	การเชื่อมต่อระบบซอฟต์แวร์อิเล็กทรอนิกส์กับเซ็นเซอร์ RIP Belt ก่อนที่จะนำไปทดสอบกับเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล.....55
4.5	แสดงการทดสอบระบบโดยใช้เครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล .....56
4.6	ผลการทดสอบการทดสอบวัดการขยายตัวของเซ็นเซอร์ RIP Belt ที่ออกแบบขึ้นโดยเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล โดยเปรียบเทียบกับ การขยายตัวของโพลีและจำนวนรอบการหมุนของมอเตอร์ .....57
4.7	ตัวอย่างสัญญาณจากการทดสอบการทำงานของเซ็นเซอร์ RIP Belt กับเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล ..... 57
4.8	แสดงการเปลี่ยนขนาดลูกเบี้ยววงรีของเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกลเพื่อใช้ในการทดสอบ RIP Belt 1 และ RIP Belt 2.... .....58
4.9	ผลการทดสอบวัดการขยายตัวของ RIP Belt 1 ต่อการเปลี่ยนแปลงขนาดลูกเบี้ยว.....59
4.10	ผลการทดสอบวัดการขยายตัวของ RIP Belt 2 ต่อการเปลี่ยนแปลงขนาดลูกเบี้ยว.....59
4.11	สัญญาณการทดสอบการทำงานของเซ็นเซอร์ RIP Belt 1 กับเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกลเมื่อมีการเปลี่ยนลูกเบี้ยว 4 ขนาด .....60
4.12	สัญญาณการทดสอบการทำงานของเซ็นเซอร์ RIP Belt 2 กับเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกลเมื่อมีการเปลี่ยนลูกเบี้ยว 4 ขนาด ..... 61
4.13	การทดสอบการทดสอบเปรียบเทียบโดยใช้ Biopac Respiratory transducer <sup>®</sup> กับ RIP Belt ..... .....62
4.14	สัญญาณการทดสอบระหว่าง Biopac Respiratory transducer <sup>®</sup> กับ RIP Belt1 โดยปรับความเร็วมอเตอร์ของเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกให้มีความไวคงที่ค่าหนึ่ง....63
4.15	สัญญาณการทดสอบระหว่าง Biopac Respiratory transducer <sup>®</sup> กับ RIP Belt 2 โดยปรับความเร็วมอเตอร์ของเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกให้มีความไวคงที่ค่าหนึ่ง....64
5.1	อุปกรณ์ต่างๆที่ใช้ในการทดลอง (ก) Biopac <sup>™</sup> system MP36 (ข) Biopac Respiratory transducer <sup>®</sup> (ค) สายสัญญาณสำหรับเชื่อมต่อ (ง) DAQ Card NI USB-6009 .....65
5.2	เซ็นเซอร์วัดการหายใจที่ออกแบบและพัฒนาขึ้นโดยใช้หลักการ Respiratory Inductance Plethysmography (RIP) .....66
5.3	การทดสอบวัดการหายใจกับอาสาสมัครในท่านั่ง โดยใช้ RIP Belt ที่พัฒนาขึ้นวัดเทียบกับ Biopac Respiratory transducer <sup>®</sup> ..... .....66
5.4	สัญญาณการหายใจที่วัดได้จากอาสาสมัครในท่านั่ง โดยใช้ RIP Belt ที่พัฒนาขึ้นวัดเทียบกับ Biopac Respiratory transducer <sup>®</sup> .....67
5.5	การทดสอบวัดการหายใจกับอาสาสมัครในท่านอน โดยใช้ RIP Belt ที่พัฒนาขึ้นวัดเทียบกับ Biopac Respiratory transducer <sup>®</sup> .....67
5.6	สัญญาณการหายใจที่วัดได้จากอาสาสมัครในท่านอน โดยใช้ RIP Belt ที่พัฒนาขึ้นวัดเทียบกับ Biopac Respiratory transducer <sup>®</sup> .....68

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
5.7 การตรวจวัดการหายใจบริเวณทรวงอกและช่องท้องโดยใช้ RIP Belt 2 เส้น กับ Biopac Respiratory transducer <sup>®</sup> .....	69
5.8 ตัวอย่างสัญญาณจากการวัดการหายใจแบบปกติ โดยอุปกรณ์วัดการหายใจแบบ Biopac Respiratory transducer <sup>®</sup> และ RIP Belt .....	70
5.9 ตัวอย่างสัญญาณจากการวัดการหายใจแบบปกติ โดยอุปกรณ์วัดการหายใจแบบ Biopac Respiratory transducer <sup>®</sup> และ RIP Belt .....	70
5.10 ตัวอย่างสัญญาณจากการวัดการหายใจแบบปกติที่ช่องท้อง โดยอุปกรณ์วัดการหายใจ RIP Belt 1 กับ RIP Belt 2.....	71
5.11 ตัวอย่างสัญญาณจากการวัดการหายใจแบบมีการควบคุมการหายใจ โดยอุปกรณ์วัดการหายใจแบบ Biopac Respiratory transducer <sup>®</sup> และ RIP Belt .....	71
5.12 ตัวอย่างสัญญาณจากการวัดการหายใจแบบมีการควบคุมการหายใจ โดยอุปกรณ์วัดการหายใจแบบ Biopac Respiratory transducer <sup>®</sup> และ RIP Belt .....	72
5.13 ตัวอย่างสัญญาณจากการวัดการหายใจแบบมีการควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที โดยอุปกรณ์วัดการหายใจ RIP Belt 1 กับ RIP Belt 2.....	72
5.14 สัญญาณในเมนเวลาสำหรับการหายใจ (ก) การหายใจปกติ (ข) มีการควบคุมการหายใจ....	74
5.15 ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลัง.....	76
5.16 สเปกโตรแกรมของสัญญาณการหายใจ .....	77
5.17 การเปรียบเทียบค่า TAA ระหว่าง Respiratory transducer <sup>®</sup> กับ RIP Belt แบบการหายใจปกติ.....	82
5.18 ตัวอย่างสัญญาณจากการวัดการหายใจแบบปกติ โดยอุปกรณ์วัดการหายใจแบบ Biopac Respiratory transducer <sup>®</sup> และ RIP Belt .....	83
5.19 ภาพประกอบของการฝึกการหายใจและตำแหน่งของการติดเซ็นเซอร์ RIP Belt ทั้ง 2 เส้น แสดงสัญญาณขณะฝึกการหายใจตลอดการฝึกผ่านจอคอมพิวเตอร์ .....	86
5.20 สัญญาณการหายใจปกติจากอาสาสมัคร.....	86
5.21 สัญญาณการหายใจจากการฝึกหายใจโดยใช้กล้ามเนื้อกะบังลม .....	86
5.22 สัญญาณการหายใจโดยวิธีการฝึกหายใจแบบใช้ทรวงอกส่วนบน .....	87
5.23 สัญญาณการหายใจโดยวิธีการฝึกหายใจโดยใช้ทรวงอกส่วนล่าง .....	87
5.24 การฝึกหายใจโดยใช้ BreatheMAX®.....	87
5.25 สัญญาณการหายใจจากการฝึกหายใจโดยใช้ BreatheMAX® เป็นแรงต้านขณะทำการหายใจเข้า.....	88
5.26 สัญญาณการหายใจจากการฝึกหายใจโดยใช้ BreatheMAX® เป็นแรงต้านในการหายใจออก.....	88
5.27 การตรวจวัดการหายใจบริเวณทรวงอกและช่องท้องโดยใช้ RIP Belt 2 เส้น กับ Biopac Respiratory transducer <sup>®</sup> .....	88

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
5.28	การเชื่อมต่อชุดข้อมูลสำหรับการมอนิเตอร์สัญญาณการหายใจขณะหลับ.....90
5.29	สัญญาณทางเดินหายใจที่แสดงผ่านระบบ Cloud .....90



# บทที่ 1

## บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมุติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย ขอบเขตงานวิจัย และโครงสร้างวิทยานิพนธ์

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบันความสนใจในการดูแลสุขภาพประจำวันของบุคคลมีมากขึ้น ทำให้มีการเพิ่มขึ้นของอุปกรณ์ตรวจสอบและดูแลสุขภาพแพร่หลายไปยังบุคคลทั่วไปทั้งที่ป่วยและปกติ จึงมีการพัฒนาอุปกรณ์สำหรับการตรวจสอบและดูแลสุขภาพซึ่งให้มีความสะดวกต่อการใช้งานได้ผล ดูแลสุขภาพได้ในเบื้องต้นด้วยตัวเองและสามารถลดระยะเวลาการเข้าพบแพทย์เพื่อปรึกษา การหายใจเป็นกระบวนการซึ่งเกิดขึ้นในมนุษย์ตั้งแต่เกิดและดำเนินต่อเนื่องจนตาย ทำให้การหายใจเป็นตัวบ่งชี้การมีชีวิตของมนุษย์ (vital sign) การหายใจแบบปกติแสดงถึงสุขภาพของมนุษย์อย่างหนึ่งทำนองเดียวกัน การหายใจแบบไม่ปกติสามารถบ่งชี้ถึงสุขภาพของมนุษย์ได้ทุกเพศทุกวัย การหายใจเป็นกระบวนการถ่ายเทก๊าซซึ่งใช้ในการเผาผลาญอาหารและสร้างพลังงานซึ่งใช้ในการดำรงชีวิตและถ่ายเทก๊าซของเสียออกมา ทำให้การหายใจจึงถูกนำมาใช้ในการวินิจฉัยทางคลินิกอย่างหลากหลาย การวัดการหายใจทางตรงเป็นการวัดปริมาณอากาศเข้าสู่ปอดและออกจากปอดโดยตรง ทำให้มีความยุ่งยากในขั้นตอนปฏิบัติการ การวัดสัญญาณการหายใจเป็นกระบวนการวัดทางอ้อมเพื่อลดความซับซ้อนของการวัดทางตรง แต่สัญญาณที่ได้ยังคงมีนัยยะสำคัญของการบ่งชี้ถึงการหายใจและสามารถใช้การวินิจฉัยทางการแพทย์และการดูแลสุขภาพได้ เทคนิคที่ใช้ในการตรวจสอบมีอยู่หลายเทคนิคด้วยกัน เช่น Elastomeric Plethysmography (EP), Electric Impedance Plethysmography (EIP), Respiratory Effort Transducer (Piezoelectric), และ Respiratory Inductance Plethysmography (RIP) แต่ละวิธีมีความแตกต่างในแง่เทคนิคและวัตถุประสงค์การนำไปใช้งาน ซึ่งจะได้กล่าวถึงรายละเอียดในบทถัดไป

### 1.2 จุดมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

จุดประสงค์ของงานวิจัยสามารถสรุปได้ดังนี้

1.2.1 ออกแบบระบบตรวจสอบการหายใจประกอบด้วย เซ็นเซอร์รูปแบบของขดลวด ระบบตรวจจับการเปลี่ยนแปลง ตามหลักการ Respiratory Inductance Plethysmography (RIP).

1.2.2 พัฒนาเป็นอุปกรณ์ตรวจจับการหายใจบริเวณทรวงอกและช่องท้อง สำหรับใช้ฝึกการหายใจ และแสดงสัญญาณหายใจขณะฝึก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.2.3 วิเคราะห์หาค่า Thoraco-Abdominal Asynchrony ของสัญญาณการหายใจที่วัดได้จาก บริเวณทรวงอกและช่องท้อง เพื่อประเมินความสัมพันธ์ของสัญญาณการหายใจของทั้งสองบริเวณ

1.2.4 พัฒนาให้เป็นอุปกรณ์สำหรับตรวจสอบการหายใจขณะหลับ

### 1.3 สมมติฐานของการศึกษา

การถ่ายเทก๊าซเข้าออกจากปอดในการบวมการหายใจ เกิดจากการเคลื่อนที่ของกระบังลมในช่องท้อง และกล้ามเนื้อบริเวณทรวงอก ผลตามมาก็คือการยุบหรือพองของหน้าท้องในคนที่หายใจหลักด้วยกระบังลม และการการยุบหรือพองของหน้าอกในกรณีซึ่งบุคคลนั้นหายใจด้วยหน้าอก ดังนั้นการตรวจสอบการขยายตัวของทรวงอกและหน้าท้อง สามารถบ่งชี้ลักษณะการหายใจ ความสม่ำเสมอของการหายใจซึ่งจะนำไปสู่การวินิจฉัยอาการผิดปกติของร่างกายซึ่งเกี่ยวข้องกับการหายใจได้ ดังนั้นอุปกรณ์ซึ่งนำมาใช้ในการตรวจวัดต้องสามารถตรวจสอบการเคลื่อนที่ ของทั้งหน้าท้องและทรวงอกพร้อมกัน รวมทั้งสามารถวิเคราะห์เบื้องต้นถึงจังหวะการหายใจทั้งสองแบบข้างต้น ทั้งยังให้ความสะดวกสบายพอประมาณกับผู้ป่วยในขณะที่ใช้งาน ในงานวิจัยนี้เลือกใช้หลักการของ RIP ซึ่งให้ความไวและสะดวกต่อการใช้งาน

### 1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย

จากหลักการทางสรีระวิทยาการหายใจเข้า-ออกของมนุษย์มีความสัมพันธ์กับการขยายตัวของช่องอกและช่องท้อง คือ เมื่อหายใจเข้าจะทำให้อากาศไหลเข้าสู่ปอดทำให้ช่องอกและช่องท้องเกิดการขยายตัวและจะหดตัวแฟบลงเมื่อมีการหายใจออก จากความสัมพันธ์ดังกล่าวนี้ทำให้มีการพัฒนาอุปกรณ์ตรวจสอบการหายใจจากภายนอกบริเวณทรวงอกและหน้าท้องขึ้น โดยใช้หลักการ Respiratory Inductance Plethysmography (RIP) คือ การวัดการเปลี่ยนแปลงปริมาตรตามการเปลี่ยนแปลงค่าอินดักแตนซ์ ตัดเย็บเซ็นเซอร์ (L) ให้อยู่ในรูปเข็มขัดเหมาะกับการสวมใส่สำหรับตรวจจับการหายใจและบันทึกสัญญาณการหายใจต่างๆ เพื่อนำมาใช้ในการวิเคราะห์และดูความผิดปกติของการหายใจในขั้นตอนต่อไป โดยใช้หลักการแปลงแบบฮิลเบิร์ต และสามารถที่จะแสดงสัญญาณการหายใจแบบ Real time โดยการส่งสัญญาณจากที่หนึ่งไปอีกที่หนึ่งได้

### 1.5 ขอบเขตงานวิจัย

การออกแบบและสร้างเซ็นเซอร์วัดการหายใจแบบต่อเนื่อง ระบบประมวลผลสัญญาณการหายใจ การประเมินสมรรถนะของระบบหายใจจากการขยายและยุบตัวของทรวงอกและหน้าท้อง การวิเคราะห์สัญญาณการหายใจและประเมินผลสมรรถนะการทำงานของระบบในการนำมาประยุกต์ใช้ทางคลินิกในอาสาสมัครและแสดงสัญญาณการหายใจขณะนอนหลับผ่านแอปพลิเคชัน

### 1.6 ขั้นตอนในการศึกษา

ขั้นตอนการศึกษาและทำการวิจัยเริ่มต้นจากการศึกษาทางสรีระวิทยาของระบบการหายใจในมนุษย์ทั้งโครงสร้าง รูปแบบการหายใจ อัตราการหายใจและการหายใจที่ปกติ - ไม่ปกติ ศึกษาถึงวิธีการ

ตรวจวัดการหายใจและวิธีการในการฝึกการหายใจ จากนั้นทำการค้นคว้าข้อมูลที่ได้มีการคิดค้นไว้แล้วทั้งเทคนิคในการออกแบบเซนเซอร์ การวิเคราะห์สัญญาณ และการนำอุปกรณ์ไปใช้ในทางงานทางด้านคลินิก จากนั้นนำข้อมูลที่ได้มาวิเคราะห์ถึงข้อดีข้อเสียของแต่ละประเภท เพื่อออกแบบระบบการตรวจวัดและการสร้างเซ็นเซอร์ให้เหมาะสมกับการนำไปใช้งาน ขั้นตอนต่อมา ก็เป็นการนำเซ็นเซอร์มาทดสอบกับนักกายภาพบำบัดและอาสาสมัคร และปรับปรุงระบบให้ง่ายต่อการใช้งานมากยิ่งขึ้น

## 1.7 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

ผลการศึกษาและวิจัยได้รวบรวมมานำเสนอในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้โดยแบ่งเนื้อหาออกเป็น 6 บทดังต่อไปนี้

บทที่ 1 กล่าวถึงความเป็มาและความสำคัญของปัญหา จุดมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมุติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย ขอบเขตของงานวิจัยและขั้นตอนในการศึกษา

บทที่ 2 กล่าวถึงเนื้อหาเกี่ยวกับโครงสร้างและระบบที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย เช่น สรีระวิทยาของระบบการหายใจ รูปแบบการหายใจ การตรวจนับอัตราการหายใจ สัญญาณการหายใจ การฝึกการหายใจ อุปกรณ์ฝึกการหายใจ อุปกรณ์หรือเครื่องจำลองที่ใช้ในการทดสอบเซ็นเซอร์วัดการหายใจ เทคนิคที่ใช้ตรวจสอบการหายใจจากภายนอกบริเวณทรวงอกและช่องท้อง ทฤษฎีการสร้างวงจรรีโซแนนซ์ การแปลงเวฟเล็ต ทฤษฎีการแปลงฮิลเบิร์ต ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์แบบเพียร์สัน นอกจากนี้ในส่วนสุดท้ายของบทนี้กล่าวถึงงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

บทที่ 3 กล่าวถึงโครงสร้างและหลักการออกแบบเซนเซอร์สำหรับวัดการหายใจ ระบบอิเล็กทรอนิกส์ขับเคลื่อน การออกแบบระบบประมวลผลและการนำสัญญาณการหายใจมาวิเคราะห์ค่าต่างๆ

บทที่ 4 กล่าวถึงวิธีการทดสอบระบบที่พัฒนาขึ้น โดยใช้เครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล

บทที่ 5 กล่าวถึงการทดสอบทางคลินิกโดยทดสอบกับนักกายภาพและอาสาสมัครที่มีสุขภาพดี โดยการควบคุมการหายใจและไม่ควบคุมการหายใจ และนำผลที่ได้มาวิเคราะห์เพื่อหาการเปลี่ยนแปลง

บทที่ 6 กล่าวถึงบทสรุปผลการวิจัยที่ได้นำเสนอในงานวิทยานิพนธ์นี้และข้อเสนอแนะแนวทางในการพัฒนางานวิจัยต่อไปในอนาคต

## บทที่ 2

# ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

เนื้อหาในบทนี้จะเป็นการนำเสนอทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย เช่น สรีระวิทยาของระบบการหายใจ รูปแบบการหายใจ การตรวจนับอัตราการหายใจ สัญญาณการหายใจ การฝึกการหายใจ อุปกรณ์ฝึกการหายใจ อุปกรณ์หรือเครื่องจำลองที่ใช้ในการทดสอบเซ็นเซอร์วัดการหายใจ เทคนิคที่ใช้ตรวจสอบการหายใจจากภายนอกบริเวณทรวงอกและช่องท้อง ทฤษฎีการสร้างวงจรรีโซแนนซ์ การแปลงเวฟเล็ท ทฤษฎีการแปลงฮิลเบิร์ต ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์แบบเพียร์สัน นอกจากนี้ในส่วนสุดท้ายของบทนี้กล่าวถึงงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

### 2.1 ระบบการหายใจ

การหายใจ [1][2] หมายถึง ขบวนการแลกเปลี่ยนแก๊ส (Gas Exchange) ระหว่างร่างกายกับอากาศภายนอก คือ การรับออกซิเจน (Obtain Oxygen) จากอากาศภายนอกในระหว่างการหายใจ เข้านำไปสู่เซลล์ต่างๆ ภายในร่างกาย และขับคาร์บอนไดออกไซด์ (Elimination of Carbon-dioxide) ออกจากร่างกาย การหายใจที่เกี่ยวข้องกับการแลกเปลี่ยนแก๊ส ประกอบด้วย

- การหายใจภายนอก (External Respiration) มีการแลกเปลี่ยนแก๊สที่ปอดโดยการแลกเปลี่ยนแก๊สออกซิเจนและคาร์บอนไดร็อกไซด์ระหว่างปอดกับหลอดเลือดดำ
- การหายใจภายใน (Internal Respiration) หรือการหายใจระดับเซลล์ (Cellular Respiration) เป็นการแลกเปลี่ยนแก๊สที่เนื้อเยื่อหรือเซลล์ โดยการรับเอาออกซิเจนจากของเหลวที่ล้อมรอบเซลล์ไปใช้ในการสันดาปอาหารและทำการขับคาร์บอนไดออกไซด์ออกจากเซลล์

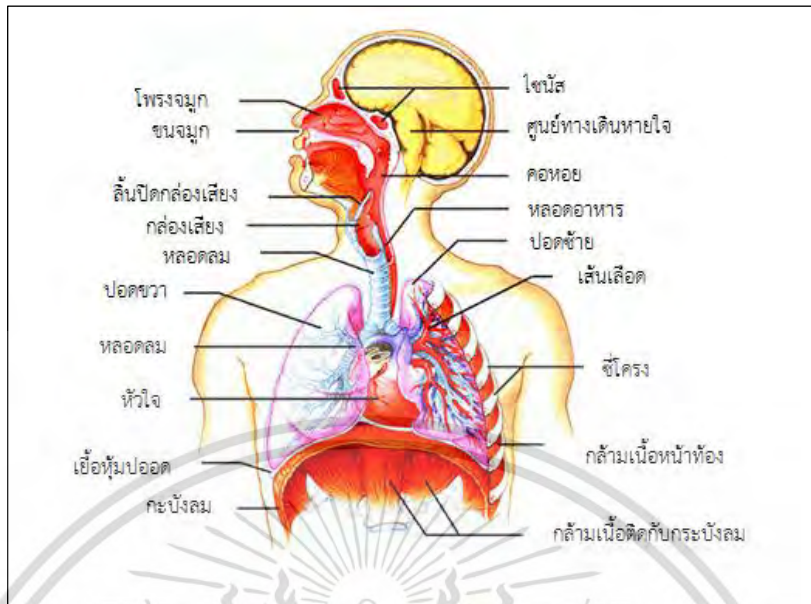
#### 2.1.1 โครงสร้าง และหน้าที่ระบบการหายใจของคน [3]

โครงสร้างในระบบการหายใจสามารถแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ

2.1.1.1 ส่วนนำอากาศเข้าสู่ร่างกาย (Conducting division) เป็นส่วนที่ไม่มีมีการแลกเปลี่ยนแก๊สแต่จะเป็นทางนำอากาศเข้าสู่ปอด โดยมีอวัยวะที่เป็นทางผ่านของอากาศเข้าสู่ส่วนที่มีการแลกเปลี่ยนแก๊สนับตั้งแต่รูจมูก โพรงจมูก (Nasal cavities) ปาก คอหอย กล่องเสียง หลอดลมใหญ่ หลอดลมเล็ก จนถึงหลอดลมฝอย และหลอดลมฝอยส่วนปลาย แสดงภาพประกอบในรูปที่ 2.1 ตั้งแต่ส่วนบนของหลอดลมใหญ่ซึ่งเป็นส่วนที่อยู่นอกช่องอก จะไม่ถูกผลกระทบจากการเปลี่ยนแปลงความดันในช่องอกขณะหายใจ

2.1.1.2 ส่วนที่มีการแลกเปลี่ยนแก๊ส (Respiratory division) เป็นส่วนที่อยู่ภายในปอดซึ่งประกอบด้วยส่วนของหลอดลม-ฝอย ท่อถุงลม ถุงลมใหญ่ และถุงลมเล็ก แสดงภาพประกอบในรูปที่ 2.1 ซึ่งโครงสร้างโดยรวมจะเป็นผนังบางๆใช้ในการแลกเปลี่ยนแก๊สในถุงลมกับเลือดในเส้นเลือดฝอยที่ห่อหุ้มอยู่โดยรอบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.1 ระบบการหายใจของมนุษย์ [4]

### 2.1.2 โครงสร้างอวัยวะที่เกี่ยวข้องกับการหายใจ

2.1.2.1 จมูก (Nose) [1][5] เป็นทางผ่านของอากาศเข้าสู่ร่างกาย และทำหน้าที่ปรับสภาพอากาศที่หายใจเข้ามาให้อยู่ในสภาพที่เหมาะสม ก่อนที่จะไปถึงปอดและทำหน้าที่ดักกรองอากาศสิ่งแปลกปลอมที่เข้ามาที่อากาศโดยมีต่อมน้ำมันและขนช่วยในการกรองและทำหน้าที่ดักจับฝุ่นละอองก่อนที่อากาศจะไปสู่ปอด จมูกแยกออกเป็นสองช่องด้านซ้ายและด้านขวาแต่ละข้างของจมูกจะติดกับหลอดคอ ภายในช่องจมูกมีเมือกบุโพรงจมูกมีหน้าที่ในการทำให้ลมหายใจอุ่นขึ้น เนื่องจากมีเลือดมาหล่อเลี้ยงทำให้อุ่นแม้ในอากาศเย็น จะปรับให้มีอุณหภูมิเท่ากับอุณหภูมิของร่างกายเพื่อไม่ให้เป็นอันตรายก่อนที่อากาศจะเข้าถึงปอด แสดงโครงสร้างภายในตามรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 โครงสร้างภายในจมูก [4]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.2.2 ปอด (Lung) [1][4] เป็นอวัยวะที่ทำหน้าที่ในการแลกเปลี่ยนแก๊สระหว่างอากาศกับเลือด มีลักษณะโปร่งและหยุ่นคล้ายกับฟองน้ำ มีลักษณะเป็นรูปกรวยมีกระดูกซี่โครงเป็นโครงเสริมให้ความแข็งแรง ปอดมีปริมาตรประมาณ 2 ใน 3 ของช่องอก และมี 2 ข้างคือ ปอดด้านขวาซึ่งจะใหญ่กว่าปอดด้านซ้ายแต่สั้นกว่าปอดด้านซ้าย ส่วนปอดด้านซ้ายจะแคบกว่าปอดด้านขวาก็เพราะว่ามีหัวใจแทรกอยู่ และมีเยื่อหุ้มปอด (Pleura) มีลักษณะเป็นเยื่อสองชั้นหุ้มอยู่ ชั้นนอกจะติดกับผนังของช่องอกด้านในและกล้ามเนื้อกระบังลม ซึ่งเรียกว่า Parietal Pleura ส่วนชั้นในจะอยู่ติดกับผนังของปอดเรียกว่า Visceral Pleura โดยที่ระหว่างเยื่อหุ้มปอดทั้งสองชั้นมีของเหลวเคลือบอยู่เรียกว่า Pleura Fluid เพื่อลดแรงเสียดสีตรงช่องระหว่างเยื่อหุ้มปอด แสดงโครงสร้างตามรูปที่ 2.1

### 2.1.3 หน้าที่ระบบการหายใจของคน [3][6]

- ช่วยในการรักษาสมดุลความเป็นกรด - ด่างของร่างกาย
- แลกเปลี่ยนแก๊สออกซิเจนกับคาร์บอนไดออกไซด์
- ช่วยในการเปล่งเสียง เกิดจากการส่งอากาศให้ผ่านสายเสียง (Vocal Cord) เกิดการสั่นสะเทือนของสายเสียง (Vocal Cord) ทำให้เกิดเสียงที่ใช้ในการพูด การเปล่งเสียง การร้องเพลง เป็นต้น
- เกี่ยวข้องระบบไหลเวียนเลือด เป็นแหล่งเก็บสำรองเลือดโดยปอดทำหน้าที่เก็บสำรองเลือดไว้ใช้ในคราวจำเป็น และยังทำหน้าที่กรองเลือดของร่างกาย
- ทำหน้าที่สร้างกระบวนการเมแทบอลิซึม รวมทั้งสร้างและหลั่งสารอื่นๆ ที่มีผลต่อปอดและส่วนอื่นๆของร่างกาย
- ป้องกันอันตรายจากสิ่งแปลกปลอมที่หายใจเข้าไป โดยสิ่งแปลกปลอมเหล่านี้จะถูกกำจัดออกจากร่างกายได้หลายทางหรืออาจจะถูกกำจัดโดยระบบภูมิคุ้มกันของร่างกาย
- ช่วยให้เลือดไม่แข็งตัว

### 2.1.4 การหายใจเข้าและการหายใจออก [2][3]

การหายใจเข้าและหายใจออกเป็นกระบวนการนำออกซิเจน จากอากาศภายนอกเข้าสู่ปอด และถ่ายคาร์บอนไดออกไซด์ เพื่อรักษาระดับแก๊สในเลือดให้อยู่ในเกณฑ์ปกติ การที่อากาศเคลื่อนที่เข้าหรือออกจากปอดได้นั้นจะต้องมีความแตกต่างของความดันอากาศภายนอกกับอากาศในถุงลมปอด เมื่อความดันอากาศในถุงลมปอดถูกกระทำให้ลดต่ำลงหรือสูงขึ้นกว่าความดันบรรยากาศ จะทำให้เกิดการไหลของอากาศเข้าและออกจากปอดเกิดเป็นการหายใจเข้า (Inspiration) และหายใจออก (Expiration) โดยที่

- การหายใจเข้า (Inspiration) เกิดขึ้นเมื่อกกล้ามเนื้อกระบังลม (Diaphragm) และกล้ามเนื้อระหว่างซี่โครงชั้นนอก (External Intercostal Muscle) หดตัวทำให้ปริมาตรในช่องอกเพิ่มขึ้น (ขยายตัว) เป็นผลให้กระดูกซี่โครงยกตัวขึ้น กระบังลมหดตัวและเลื่อนต่ำลง ทำให้ความดันในช่องท้องต่ำลง ความดันในปอดต่ำลงกว่าความ

ต้นบรรยากาศ จึงทำให้อากาศจากภายนอกไหลเข้าสู่ปอด เกิดการหายใจเข้า ซึ่งจะเกิดขึ้นจนกระทั่งความดันภายในปอดจะสูงขึ้นเท่ากับความดันบรรยากาศปกติ การหายใจเข้าจึงจะสิ้นสุดลง

- การหายใจออก (Expiratory) เป็นขบวนการที่เกิดเมื่อสิ้นสุดการหายใจเข้า เกิดจากการคืนตัวของปอดและการคลายตัวของกล้ามเนื้อยึดกระดูกซี่โครง ทำให้กระดูกซี่โครงเลื่อนต่ำลง กะบังลมเลื่อนสูงขึ้น ความดันในช่องอกสูงขึ้นและสูงกว่าความดันบรรยากาศจึงทำให้อากาศภายในปอดถูกดันออกสู่ภายนอก เกิดเป็นการหายใจออกเกิดขึ้นจนกว่าความดันในช่องอกลดลงเท่ากับความดันบรรยากาศปกติ การหายใจออกจึงจะสิ้นสุด สามารถแสดงโครงสร้างการหายใจเข้าและออกตามรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 โครงสร้างการหายใจเข้าและการหายใจออกของมนุษย์ [5]

#### 2.1.5 กล้ามเนื้อที่ช่วยในการหายใจ [2][7][8]

การหายใจของมนุษย์ไม่ว่าจะเป็นการหายใจเข้าหรือการหายใจออก จะต้องอาศัยการทำงานของกล้ามเนื้อช่วยในการหายใจที่ทำให้ทรวงอกเกิดการเคลื่อนไหวและส่งผลทำให้ปอดมีการขยายตัวและหดตัวเนื่องจากปอดไม่สามารถที่จะเคลื่อนไหวได้ด้วยตัวของมันเอง จึงจำเป็นต้องอาศัยการทำงานจากกล้ามเนื้อหายใจเข้ามาเกี่ยวข้องโดยกล้ามเนื้อช่วยหายใจประกอบไปด้วยกล้ามเนื้อกะบังลม (Diaphragm) กล้ามเนื้อระหว่างช่องกระดูกซี่โครง กล้ามเนื้อระหว่างช่องกระดูกซี่โครงด้านใน กล้ามเนื้อระหว่างช่องกระดูกซี่โครงด้านนอก และยังเกี่ยวข้องกับกล้ามเนื้อท้อง (Abdominal Muscles) สำหรับกล้ามเนื้อเรียบที่เกี่ยวข้องกับการหายใจจะเป็นกล้ามเนื้อที่เป็นส่วนประกอบของผนังท่อทางเดินหายใจ และผนังหลอดเลือดที่หล่อเลี้ยงปอด แสดงโครงสร้างกล้ามเนื้อหายใจตามรูปที่ 2.4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.1.5.1 กล้ามเนื้อหายใจเข้า (Inspiratory Muscle) ได้แก่

- กล้ามเนื้อกระบังลม (Diaphragm) เป็นส่วนสำคัญในการหายใจเข้า เนื่องจาก 75% ของอากาศที่หายใจเข้าไปเกิดจากการหดตัวของกล้ามเนื้อกระบังลม เมื่อมีการหายใจเข้า กระบังลมจะมีการหดตัวและเคลื่อนตัวต่ำลงจะทำให้เพิ่มขนาดของช่องอกในแนวตั้ง และดันให้กระดูกซี่โครงส่วนล่างเคลื่อนที่ขึ้นในขณะหายใจปกติและกางตัวออกทำให้ปริมาตรในช่องอกเพิ่มขึ้นและทรวงอกเกิดการขยายตัว ในการหายใจเข้าปกติกล้ามเนื้อกระบังลมจะเคลื่อนตัวต่ำลงประมาณ 1 - 1.5 เซนติเมตร และเมื่อมีการหายใจเข้าเต็มที่กล้ามเนื้อกระบังลมจะเคลื่อนตัวต่ำลงประมาณ 6 - 10 เซนติเมตร โดยกระบังลมจะมีเส้นประสาทที่มาหล่อเลี้ยงคือ เส้นประสาทเฟรนิก (Phrenic nerve) เมื่อได้ก็ตามถ้าเส้นประสาทเฟรนิก ถูกทำลายหรือเสียหายก็จะทำให้กระบังลมเป็นอัมพาต

- กล้ามเนื้อระหว่างช่องกระดูกซี่โครงด้านนอก (External Intercostal Muscles) จะมีความสำคัญน้อยกว่ากล้ามเนื้อกระบังลม คืออีก 25% ที่เหลือจากการทำงานของกล้ามเนื้อกระบังลมก็จะเป็นการทำงานของกล้ามเนื้อระหว่างช่องกระดูกซี่โครง ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อลายที่ยึดติดอยู่ระหว่างกระดูกซี่โครงด้านนอก เมื่อกล้ามเนื้อเกิดการหดตัว ทำให้กระดูกซี่โครงยกตัวสูงขึ้นและกางตัวออกไปทางด้านหน้าเพิ่มขนาดของทรวงอกในแนวหน้า-หลัง และการหมุนของข้อต่อกระดูกซี่โครงและกระดูกสันหลังทำให้กระดูกซี่โครงกางออกทางด้านข้างเพิ่มขนาดของทรวงอกในแนวตัดขวาง ซึ่งกล้ามเนื้อระหว่างช่องกระดูกซี่โครงไม่ค่อยมีความสำคัญในการหายใจปกติ แต่จะช่วยให้ทรวงอกมีความแข็งแรงขึ้นและจะมีความสำคัญในกรณีที่กล้ามเนื้อกระบังลมเป็นอัมพาตโดยที่กล้ามเนื้อระหว่างช่องกระดูกซี่โครงจะเป็นส่วนช่วยในการหายใจ

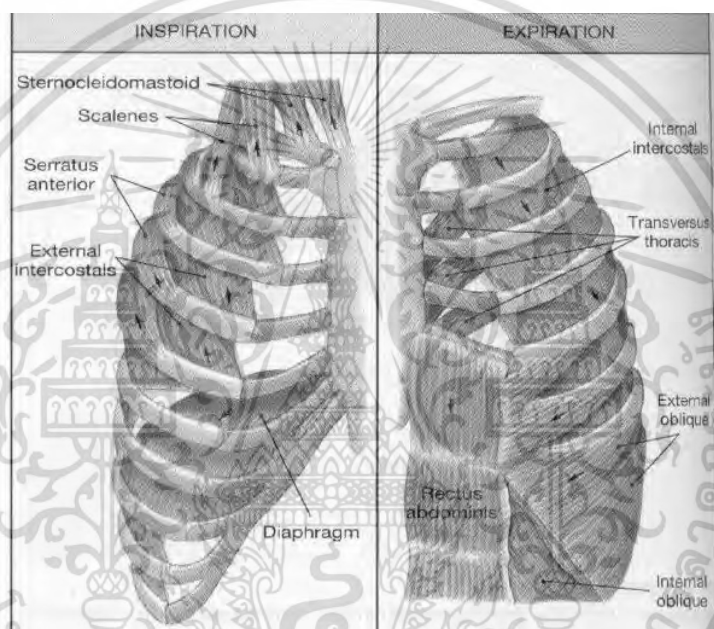
- กล้ามเนื้อหายใจเข้ากลุ่มอื่นๆ หรือกล้ามเนื้อช่วยหายใจเข้า (Accessory Muscle of Inspiration) มาช่วยเสริมเพื่อเพิ่มปริมาตรการหายใจ ได้แก่ กล้ามเนื้อ Scalene ทำหน้าที่ช่วยยกกระดูกซี่โครง 2 อันบน กล้ามเนื้อ Sterno-Cleidomastoid ทำหน้าที่ช่วยยกกระดูกหน้าอกและเริ่มทำงานเมื่อมีการระบายอากาศเพิ่มขึ้นถึง 50 -100 ลิตรต่อนาที เช่น ในขณะมีการออกกำลังกาย ใจจาม หรือมีการอุดกั้นทางเดินอากาศ และเมื่อมีการหายใจมากกว่า 100 ลิตรต่อนาที กล้ามเนื้อที่อยู่ด้านหลังของลำคอ กล้ามเนื้อ Trapezius กล้ามเนื้อหลัง และกล้ามเนื้ออื่นๆ จะช่วยลดความต้านทานของทางเดินอากาศให้ลมผ่านได้มากขึ้น

### 2.1.5.2 กล้ามเนื้อหายใจออก (Expiratory Muscle) การหายใจออกในภาวะปกติจะไม่อาศัยการหดตัวของกล้ามเนื้อ แต่การหายใจออกจะเป็นการอาศัยการคืนตัวกลับของทรวงอกและปอดซึ่งเกิดจากการคลายตัวของกล้ามเนื้อหายใจเข้า ส่วนกล้ามเนื้อการหายใจออกจะไม่มีหดตัวในขณะที่มีการหายใจออกแบบปกติ กล้ามเนื้อหายใจออกจะทำงานก็ต่อเมื่อมีการหายใจเพิ่มขึ้น เช่น ในขณะที่มีการออกกำลังกาย มีการอุดกั้นทางเดินหายใจ และคนที่ เป็นโรคทางระบบหายใจ กล้ามเนื้อหายใจออกซึ่งได้แก่

- กล้ามเนื้อหน้าท้อง (Abdominal Muscle) เป็นกล้ามเนื้อที่มีความสำคัญในการหายใจออก เมื่อมีการหดตัวของกล้ามเนื้อหน้าท้องทำให้กระดูกซี่โครงบีบชิดกัน ลำตัวโค้ง ความดันใน

ช่องท้องเพิ่มและดันกระบังลมขึ้นด้านบน กล้ามเนื้อหน้าท้องจะเริ่มทำงานเมื่อมีการระบายอากาศมากกว่า 40 ลิตรต่อนาที เช่น ขณะออกกำลังกาย ในผู้ป่วยที่มีความต้านทานทางเดินหายใจ ไอ จาม อาเจียน และขณะขับถ่าย

- กล้ามเนื้อระหว่างช่องกระดูกซี่โครงด้านใน (Internal Intercostal Muscles) เมื่อมีการหดตัวจะทำให้กระดูกซี่โครงเคลื่อนต่ำลงและเคลื่อนตัวมาทางด้านหลัง ทำให้ปริมาตรของทรวงอกลดลงในแนวหน้า - หลัง ซึ่งช่วยทำให้ทรวงอกมีความแข็งแรงขึ้น การหดตัวของกล้ามเนื้อหายใจออกมีผลต่อการไหลเวียนของเลือด ถ้ามีการหดตัวแรงก็จะมีผลในการไหลเวียนเลือดได้มาก



รูปที่ 2.4 กล้ามเนื้อหายใจเข้าและออก (Netter, 1979) [8]

## 2.2 รูปแบบการหายใจ [9][10]

- Eupnoea คือ การหายใจเข้า-ออกปกติ เกิดขึ้นตามจังหวะการหายใจไม่มีระยะพักและเกิดขึ้นสม่ำเสมอ

- Apnea (การหยุดหายใจขณะหลับ) คือ ขาดการหายใจหรือการหายใจหยุดค้างหลังจากการหายใจออก

- Orthopnea คือ สามารถหายใจได้สะดวกในตำแหน่งร่างกายส่วนบนตั้งตรง เช่น นั่งอยู่บนเก้าอี้ นั่งพิงบนที่นอน สำหรับผู้ป่วยบางรายอาจรุนแรงไม่สามารถนอนราบได้ตามปกติได้ อาจจะต้องนอนหลับในท่านั่ง เพราะไม่สามารถหายใจได้สะดวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- Dyspnea คือ เกี่ยวข้องกับความรู้สึกของผู้ป่วยโดยตรงที่มีความรู้สึกกว่าหายใจลำบากหรือหายใจติดขัดไม่สะดวก หายใจลำบากในตอนกลางคืน การหายใจสั้นๆทำให้ต้องตื่นนอนในเวลากลางคืน ซึ่งแสดงอาการในผู้ป่วยที่เป็นโรคปอด โรคหัวใจ และผู้ป่วยที่มีภาวะหัวใจล้มเหลว

- Hyperpnea คือ การหายใจเข้า-ออกเร็วและแรงกว่าปกติ อาการ Hyperpnea มีความลึกของการหายใจเพิ่มขึ้น ระดับแก๊สออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์ในเลือดที่มีอยู่ยังป็นปกติ

- Hyperventilation การระบายอากาศเกิน ซึ่งเกินกว่าความต้องการของร่างกายในการกำจัดคาร์บอนไดออกไซด์ ส่งผลทำให้คาร์บอนไดออกไซด์ถูกกำจัดออกจากร่างกายมากเกินไปทำให้ร่างกายมีสภาพเป็นด่าง และคาร์บอนไดออกไซด์ในเลือดต่ำ

- Hypoventilation เป็นภาวะการหายใจที่ผิดปกติ เช่น หายใจช้า หายใจตื้น หายใจเบา ซึ่งอาจส่งผลให้ร่างกายระบายอากาศได้น้อยกว่าที่จำเป็นในการกำจัดคาร์บอนไดออกไซด์และไม่เพียงพอในการรักษาระดับออกซิเจนได้ตามปกติ จึงทำให้เกิดภาวะเลือดเป็นกรดและอาจเสียชีวิตได้จากภาวะการหายใจล้มเหลว

- Tachypnea คือ ภาวะหายใจเร็ว มีจังหวะการหายใจที่เป็นปกติแต่มีการเพิ่มขึ้นของอัตราการหายใจโดยที่ไม่มีความผิดปกติของแก๊สในเลือด ภาวะนี้จะเกิดขึ้นในกลุ่มคนที่ เป็นไข้ไม่สบาย มีอาการขาดออกซิเจน โรคปอด

- Bradypnea คือ หายใจช้า การวินิจฉัยความผิดปกติ Bradypnea หรือ Bradypnoea มีการวินิจฉัยตามอายุของผู้ป่วย อาจเกิดจากการใช้ยา เกิดจากความดันในสมอง

- Kussmaul's Respiration คือ การหายใจลึก การหายใจแบบนี้เป็นการเพิ่มอัตราและความลึกของการหายใจในช่วงเวลาหนึ่งอาจจะมีอัตราการหายใจเร็วขึ้นหรือปกติก็ได้ เป็นการตอบสนองต่อภาวะ Metabolic Acidosis ซึ่งจะส่งผลทำให้ค่า pH ในเลือดลดต่ำลงอาจมีผลทำให้ระบบต่างๆภายในร่างกายทำงานผิดปกติ

- Asphyxia คือ การขาดอากาศหายใจ เนื่องจากร่างกายขาดออกซิเจน หรือเนื่องจากอุดกั้นช่องว่างหรือถูกรบกวนของทางเดินหายใจ ทำให้ไม่มีการแลกเปลี่ยนแก๊สระหว่างแก๊สคาร์บอนไดออกไซด์และแก๊สออกซิเจน

- Sighing Respiration คือ เป็นการหายใจแบบถอนการหายใจ

- Yawning คือ การหาว เป็นการหายใจเข้าและหายใจออกแบบลึกๆ ระยะเวลายาวนานส่วนมากจะเป็นช่วงเวลาตื่นนอนหรือง่วงนอน

- Cheyne-Stokes respirations (CSR) คือ การหายใจเป็นช่วงๆไม่สม่ำเสมอ มีการหายใจเร็ว-ช้าสลับกันไป ค่อยๆเพิ่มปริมาณและความถี่ในการหายใจตามด้วยการลดลงของปริมาณและความถี่ที่ลดลงเรื่อยๆ และมีช่วงหยุดการหายใจเป็นพักๆ อาจมีช่วงหยุดการหายใจ 10 - 30 วินาที หมุนเวียนไปเรื่อยๆ การระบายอากาศที่ลดลงด้วยการหยุดหายใจชั่วคราวจะทำให้หายใจไม่ออกเนื่องจากการหยุดหายใจทำให้แก๊สคาร์บอนไดออกไซด์เพิ่มขึ้นมากกว่าเกณฑ์ จึงกระตุ้นให้เกิดการหายใจได้อีก การหายใจที่ผิดปกติเช่นนี้พบได้ในคนที่เป็นโรคทางด้านสมอง โรคหัวใจ

- Biot's respiration (aka "Cluster" breathing) คือ มีความคล้ายกับการหายใจแบบ CSR แต่ Tidal Volume (VT) จะคงที่ เป็นการหายใจที่แรงสม่ำเสมอเท่าๆกันตลอด ยกเว้นในช่วงที่หยุดการหายใจหายใจซึ่งมีช่วงหยุดการหายใจประมาณ 10 – 30 วินาที เกิดขึ้นในคนที่ เป็นโรคเยื่อหุ้มสมองอักเสบ หรือเกิดจากการใช้ยาบางชนิดเป็นเวลานาน

## 2.3 การตรวจนับอัตราการหายใจ [10][11]

การหายใจเป็นการนำพาออกซิเจนเข้าสู่ร่างกายโดยผ่านอวัยวะต่างๆผ่านเข้าสู่ร่างกาย ซึ่งอัตราการใช้ออกซิเจนเป็นตัวที่จะบ่งบอกถึงค่าอัตราการหายใจของมนุษย์ และค่าอัตราการหายใจจะเร็วหรือช้ายังมีความสัมพันธ์กับการทำกิจกรรม อายุ เพศ ปริมาณการทำงาน อาชีพ การออกกำลังกาย ช่วงออกแรงหรือไม่ออกแรง และคนอ้วนจะหายใจได้เร็วกว่าคนผอม ในการตรวจวัดการหายใจ 1 นาที สามารถที่จะบ่งบอกถึงความผิดปกติของร่างกาย ไม่ว่าจะความเสี่ยงต่อการเป็นโรคหรือความผิดปกติต่อทางด้านอารมณ์ต่างๆ

### 2.3.1 วิธีการการสังเกตและตรวจวัดการหายใจ

การตรวจวัดการหายใจจะนับการหายใจในหน่วยครั้งต่อนาที (Beat per minute) เพื่อให้เกิดความถูกต้องและแม่นยำในการวัด ผู้ที่ได้รับการตรวจวัดจะต้องอยู่ในสภาวะที่ผ่อนคลาย ไม่มีการเคลื่อนไหว ไม่ผ่านการออกกำลังกายมาเนื่องจากการออกกำลังกายจะทำให้บุคคลนั้นหายใจเร็วกว่าปกติ โดยผู้ที่ได้เข้ารับการตรวจวัดการหายใจจะต้องหยุดทำกิจกรรมที่ทำให้เหนื่อยและอยู่นิ่งๆ เป็นเวลาประมาณ 10 นาที ก่อนที่จะทำการตรวจนับอัตราการหายใจ ซึ่งมีขั้นตอนดังต่อไปนี้

- การตรวจวัดอัตราการหายใจทั้งในเด็กและผู้ใหญ่ ให้ผู้เข้ารับการตรวจวัดอยู่ในท่าที่สบายอาจจะนั่งหรือนอนราบบนพื้นแข็งหรือนอนตะแคง
- ให้ผู้เข้ารับการทดสอบหายใจตามปกติ ทำการจับเวลาใน 1 นาที
- สังเกตการขยายตัวของทรวงอกหายใจเข้าทรวงอกจะขยายตัว หายใจออกทรวงอกจะหดตัวลง นับเป็นการหายใจ 1 ครั้ง
- นับจำนวนครั้งในการหายใจในเวลา 1 นาที ควรทำการทดสอบซ้ำเพื่อความถูกต้องในการนับอัตราการหายใจ

### 2.3.2 การพิจารณาอัตราการหายใจ

โดยจะแบ่งช่วงภาวะอัตราการหายใจที่ปกติของคน ตามอายุ (Eupnea)

- |                                     |                             |
|-------------------------------------|-----------------------------|
| - ทารกแรกเกิด มีค่าอัตราการหายใจ    | ประมาณ 35 – 40 ครั้งต่อนาที |
| - ทารก (6 เดือน) มีค่าอัตราการหายใจ | ประมาณ 30 – 50 ครั้งต่อนาที |
| - 2 ปี มีค่าอัตราการหายใจ           | ประมาณ 25 – 32 ครั้งต่อนาที |
| - เด็ก มีค่าอัตราการหายใจ           | ประมาณ 20 – 30 ครั้งต่อนาที |
| - วัยรุ่น มีค่าอัตราการหายใจ        | ประมาณ 16 – 19 ครั้งต่อนาที |
| - ผู้ใหญ่ มีค่าอัตราการหายใจ        | ประมาณ 12 – 20 ครั้งต่อนาที |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาวะอัตราการหายใจที่ผิดปกติ

- อัตราการหายใจในผู้ใหญ่                      มากกว่า 24 ครั้งต่อนาที
- อัตราการหายใจในผู้ใหญ่                      น้อยกว่า 10 ครั้งต่อนาที
- การไม่หายใจหรือการหยุดหายใจ

\* หากผู้ให้การทดสอบมีค่าอัตราการหายใจสูงหรือต่ำกว่าช่วงของค่าอัตราการหายใจ บุคคลเหล่านั้น อาจมีความผิดปกติทางด้านอื่นๆ เช่น เป็นโรคปอด ภาวะหายใจลำบาก ไม่สบายหรือเป็นโรคอื่นๆ ที่เกี่ยวข้องกับการหายใจ

### 2.3.3 ความลึกของการหายใจ

การสังเกตการหายใจลึกสังเกตได้จากการที่ทรวงอกเคลื่อนไหวในระหว่างมีการหายใจเข้าและหายใจออก ถ้าช่องอกขยายตัวและยุบตัวมากกว่าปกติแสดงว่ามีการหายใจนำอากาศเข้าและออกจากช่องอกมากแสดงว่าบุคคลนั้นมีการหายใจลึก ส่วนการหายใจตื้นจะตรงกันข้ามกับการหายใจลึก

### 2.3.4 ปัจจัยที่มีผลต่อการหายใจ

- ช่วงอายุ, เพศ, พันธุกรรม
- น้ำหนักตัว
- อารมณ์
- ความผิดปกติในรูปร่างของอวัยวะในทางเดินหายใจ และความผิดปกติอื่นๆของ

ร่างกาย

### 2.3.5 ข้อควรระวังในการตรวจวัดการหายใจ

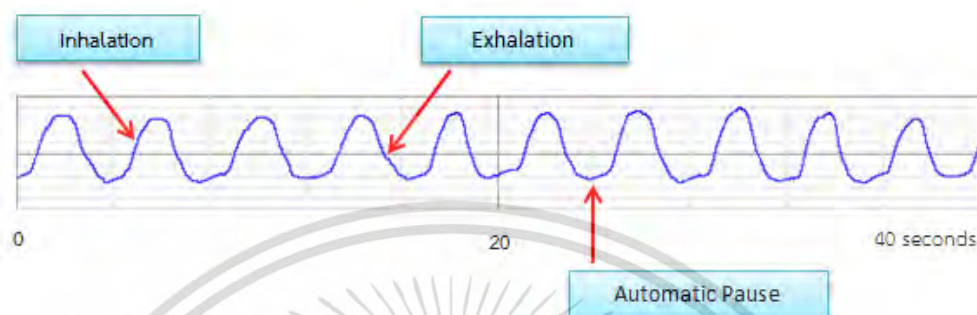
- ถ้าผู้ที่ต้องรับการตรวจวัดการหายใจผ่านการทำกิจกรรม หรือมีการออกกำลังกายมาไม่ควรที่จะวัดโดยทันทีเนื่องจากจะทำให้ได้ค่าอัตราการหายใจที่ไม่ถูกต้อง ควรให้ผู้เข้ารับการทดสอบได้พักประมาณ 5 – 10 นาที ก่อนที่จะเริ่มทำการทดสอบ

- การทดสอบในทารกแรกเกิด ควรที่จะทำการประเมินการหายใจเบื้องต้นแรกก่อนการตรวจวัดอื่นๆ เนื่องจากจะทำให้ให้เด็กเกิดการตกใจและอาจจะทำให้ค่าที่ได้จากการตรวจวัดมีค่าที่ไม่แน่นอน

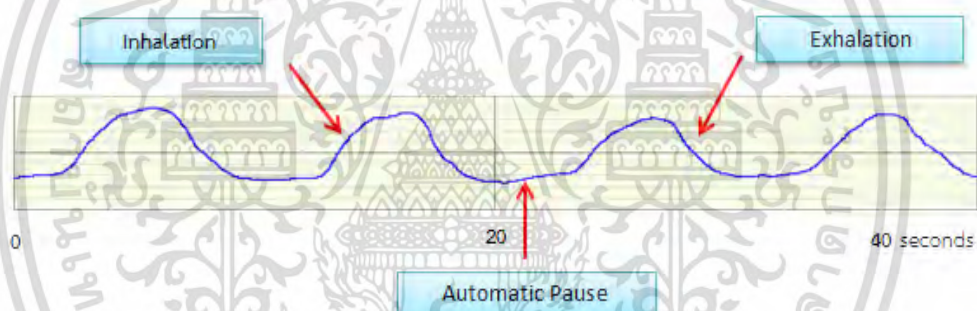
- การตรวจวัดการหายใจในผู้ใหญ่ควรที่จะทำหลังจากเสร็จสิ้นการตรวจวัดชีพจร เพื่อหลีกเลี่ยงไม่ให้ผู้ป่วยเกิดความระมัดระวังตัวต่อการวัดการหายใจ จะทำให้ค่าที่ได้จากการวัดมีความผิดพลาดและไม่ตรง

## 2.4 สัญญาณการหายใจ

สัญญาณหายใจเป็นสัญญาณชีวิตที่สามารถบอกถึงความผิดปกติของการหายใจในรูปแบบต่างๆ เช่น การหายใจเร็ว หายใจช้า หายใจแผ่ว ความผิดปกติของการหายใจในระหว่างการนอนหลับ และความผิดปกติอื่นๆ ของการหายใจ ยกตัวอย่างสัญญาณการหายใจรูปที่ 2.6 – 2.7



รูปที่ 2.5 สัญญาณการหายใจปกติ อัตราการหายใจ 15 ครั้งต่อนาที



รูปที่ 2.6 สัญญาณการหายใจช้า อัตราการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที

## 2.5 การฝึกการหายใจ (Breathing exercise) [12][13][14]

การฝึกการหายใจมีอยู่ด้วยกันหลายรูปแบบซึ่งแต่ละรูปแบบก็也将มีความแตกต่างกันไปตามจุดประสงค์ของการรักษาและฟื้นฟูโดยขึ้นอยู่กับคนไข้หรือผู้ที่ต้องการทำการฟื้นฟู ว่าต้องฝึกการหายใจเพื่อจุดประสงค์อะไร ซึ่งสามารถแบ่งตามจุดประสงค์หลักๆ ได้ดังต่อไปนี้

### 2.5.1 จุดประสงค์ของการฝึกหายใจ

- เพื่อให้ปอดมีการถ่ายเทอากาศได้ดี และป้องกันภาวะแทรกซ้อนที่อาจเกิดขึ้น เช่น หอบ ภาวะปอดแฟบ หายใจเร็ว และความผิดปกติอื่นๆ ที่เกี่ยวข้องกับการหายใจ
- เพื่อเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจ
- เพื่อเพิ่มการทำงานของผนังทรวงอกให้มีการเคลื่อนไหวเพิ่มขึ้น
- เพื่อลดแรงและกำลังที่ใช้ในการหายใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- เพื่อปรับปรุงลักษณะและรูปแบบการหายใจที่ถูกต้อง
- เพื่อประสิทธิภาพในการไอ และการขับเสมหะออกมาได้ดีขึ้น
- เพื่อช่วยให้เกิดความผ่อนคลาย คลายความเครียด เพราะถ้ายิ่งเครียดจะทำให้หายใจ  
ถี่และตื้นขึ้น
- เพื่อลดภาวะแทรกซ้อนภายในปอดหลังการผ่าตัด
- เพื่อให้มีการระบายอากาศและออกซิเจนได้ดียิ่งขึ้น
- เพื่อให้สามารถในการออกกำลังกายของผู้ป่วยหยุดหายใจ

2.5.2 การฝึกการหายใจหรือการบริหารการหายใจมีอยู่ด้วยกันหลายรูปแบบหลายท่าทาง  
สามารถแบ่งได้ดังนี้

2.5.2.1 การฝึกการหายใจโดยการใช้กล้ามเนื้อกะบังลมหรือกล้ามเนื้อหน้าท้อง  
(Diaphragmatic or Abdominal breathing exercise) การฝึกหายใจในท่านี้มีประโยชน์  
ในการช่วยควบคุมการหายใจในช่วงที่หายใจลำบากมีอาการเหนื่อย หอบ และยังเป็นส่วนที่  
ช่วยในการเพิ่มการขยายตัวของชายปอด

**ข้อควรระวังที่อาจเกิดขึ้นต่อผู้ป่วยและผู้ทำการฝึก**

- ในขณะที่หายใจออกไม่ควรใช้แรงเพราะอาจจะทำให้ทางเดินหายใจส่วนปลายเกิด  
การตีบตัน
- ไม่ใช้กล้ามเนื้อหน้าท้อง กล้ามเนื้อทรวงอก และกล้ามเนื้อส่วนอื่นๆช่วยในการ  
หายใจ
- ไม่ควรที่จะใช้เวลาในการหายใจออกนานเกินไปเพราะอาจจะทำให้จังหวะของการ  
หายใจไม่สม่ำเสมอได้

**ท่าที่ใช้สำหรับการฝึก**

- ท่านอนหงาย
- ท่านั่งเอนตัวพิงเตียงหรือเก้าอี้ที่มีพนักพิงให้ถึงบริเวณศรีษะไม่มีที่เท้าแขน งอเข่า  
เล็กน้อย
- ท่านั่งตัวตรง
- ท่ายืนหรือท่าเดิน

**ขั้นตอนของการฝึก**

- เลือกท่าที่จะใช้ในการฝึก 1 ท่า แสดงในรูปที่ 2.7 – 2.8 ยกตัวอย่าง เช่น ท่านอน  
นอน
- นอนหงายกับพื้น วางแขนทั้ง 2 ข้างแนบลำตัว วางมือทั้ง 2 ไว้บนหน้าท้องและ  
หน้าอกบริเวณสะดือ เพื่อกระตุ้นการหายใจและรับรู้การเคลื่อนไหวของทรวงอก

- ให้ผู้ป่วยหรือผู้ที่ทำการฝึกทำการหายใจเข้าและหายใจออกเบาๆ ไม่เกร็งหัวไหล่ และทรวงอก เริ่มสังเกตการหายใจเข้าท้องจะป่อง หายใจออกช่องท้องจะยุบตัวลง ผู้ทำการทดสอบจะรู้สึกได้ถึงลมที่เข้าไปถึงชายปอด โดยที่จะไม่มีการเคลื่อนไหวของทรวงอก
- ควรหายใจเข้าผ่านทางรูจมูกช้าๆ หายใจลึกๆ และยาวๆ
- หายใจออกช้าๆ และยาวๆ
- หลังจากทำการฝึกให้ผู้ป่วยหรือผู้ที่เข้าร่วมการฝึกให้สามารถฝึกได้ถูกต้องแล้ว ก็ควรให้ทำการฝึกด้วยตัวเอง



รูป 2.7 การฝึกหายใจโดยใช้กล้ามเนื้อกระบังลม (ท่านั่ง)

ที่มา : [http://www.physio-pedia.com/images/thumb/0/0c/Diaphragmatic\\_Breathing.JPG/274px-Diaphragmatic\\_Breathing.JPG](http://www.physio-pedia.com/images/thumb/0/0c/Diaphragmatic_Breathing.JPG/274px-Diaphragmatic_Breathing.JPG)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 2.8 การฝึกหายใจโดยใช้กล้ามเนื้อกระบังลม ( ท่านอน )

ที่มา: [http://halevylife.com/wp-content/uploads/2015/02/2014-02-10\\_2351\\_001.png](http://halevylife.com/wp-content/uploads/2015/02/2014-02-10_2351_001.png)

#### 2.5.2.2 การฝึกการหายใจโดยการขยายทรวงอก (Thoracic expansion exercise)

- การฝึกหายใจโดยใช้ทรวงอกส่วนล่าง (Lower Costal Breathing Exercise)
- การฝึกหายใจโดยใช้ทรวงอกส่วนบน (Upper Chest Breathing Exercise)

#### การฝึกหายใจโดยใช้ทรวงอกส่วนล่าง (Lower Costal Breathing Exercise)

##### ทำสำหรับใช้ในการฝึก

- นอนหงาย
- นิ่งเอนหลังหรือนิ่งพิงเก้าอี้
- นิ่งตัวตรง

##### ขั้นตอนการฝึก

- นำมือทั้งสองข้าง วางไว้บริเวณใต้ราวนมที่ระดับกระดูกซี่โครงที่ 10
- จากนั้นทำการหายใจเข้าโดยใช้จมูกในการหายใจเข้าอย่างช้าๆ สึกๆ และหายใจ

ยาวๆ โดยที่จะต้องพยายามบังคับทิศทางของการเคลื่อนไหวของซี่โครงให้ค่อยๆ กางออกทางด้านข้าง ดังรูปที่ 2.9



รูปที่ 2.9 ฝึกการหายใจโดยใช้ทรวงอกส่วนล่างเมื่อทำการการหายใจเข้า [15]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- หลังจากนั้นให้ใช้ปากในการหายใจออกแบบช้าๆ ยาวๆ สังเกตได้ว่าซี่โครงจะค่อยๆ ยุบตัวเข้ามาอยู่ในลักษณะเดิม ดังรูป 2.10



รูปที่ 2.10 ฝึกการหายใจโดยใช้ทรวงอกส่วนล่างในช่วงการหายใจออก [15]

- หลังจากมีการหายใจเข้าและหายใจออกสิ้นสุด ให้นับเป็นการหายใจ 1 ครั้ง
- ให้ทำการหายใจช้าๆต่อเนื่องกันไปเรื่อยๆอย่างน้อย 5 – 10 ครั้ง
- เมื่อทำการหายใจครบ 5 – 10 ครั้ง ให้นับเป็น 1 ยก และหยุดพักระยะเวลาการฝึกหายใจ
- ควรที่จะฝึกการหายใจอย่างน้อยแล้ว 3 ยก ให้คิดเป็น 1 รอบ และควรที่จะทำการฝึกอย่างน้อยวันละ 4 รอบ สำหรับผู้ป่วยก่อนและหลังผ่าตัดหัวใจ
- ไม่ควรที่จะทำการฝึกในช่วงก่อนที่จะรับประทานอาหารและหลังรับประทานอาหารทันที
- เมื่อรู้สึกตัวเองว่าเหนื่อยมากและทำได้น้อยครั้งก็ให้หยุดพักได้ทันที
- การพยายามหรือบังคับทิศทางให้ซี่โครงขยายตัว ควรที่จะกระทำอย่างพอดีไม่ควรฝืนและให้รู้สึกผ่อนคลายที่สุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## การฝึกหายใจโดยใช้ทรวงอกส่วนบน (Upper Chest Breathing Exercise)

### ท่าสำหรับใช้ในการฝึก

- นอนหงาย
- นิ่งเอนหลังหรือนิ่งพิงเก้าอี้
- นิ่งตัวตรง

### ขั้นตอนการฝึก

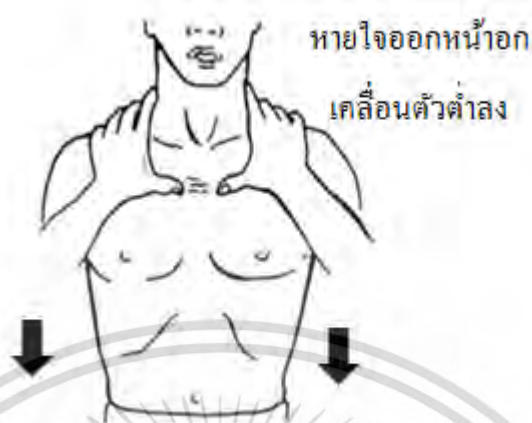
- วางมือทั้งสองข้างไว้บนหน้าอกด้านบน
- เริ่มทำการฝึกโดยให้หายใจเข้าทางจมูก ช้าๆ ลึกๆ และหายใจยาวๆ พยายามทำการบังคับทิศทางการเคลื่อนที่ให้หน้าอกค่อยๆยกตัวสูงขึ้น ดังแสดงในรูป 2.11



รูปที่ 2.11 การฝึกหายใจโดยใช้ทรวงอกส่วนบนขณะหายใจเข้า

ที่มา : [https://s3.amazonaws.com/classconnection/595/flashcards/7250595/png/screen\\_shot\\_2015-01-15\\_at\\_82753\\_am-14AEE35C1B03E5726FF.png](https://s3.amazonaws.com/classconnection/595/flashcards/7250595/png/screen_shot_2015-01-15_at_82753_am-14AEE35C1B03E5726FF.png)

- ช่วงการหายใจออกให้ทำการหายใจออกทางปากช้าๆ และยาว จะสังเกตเห็นว่าหน้าอกจะค่อยๆ ลดตัวต่ำลง ดังแสดงในรูปที่ 2.12



รูปที่ 2.12 การฝึกการหายใจโดยใช้ทรวงอกส่วนบนขณะทำการหายใจออก  
ที่มา :[https://s3.amazonaws.com/classconnection/595/flashcards/7250595 /png/screen\\_shot\\_2015-01-15\\_at\\_82753\\_am-14AEE35C1B03E5726FF.png](https://s3.amazonaws.com/classconnection/595/flashcards/7250595 /png/screen_shot_2015-01-15_at_82753_am-14AEE35C1B03E5726FF.png)

- หลังจากการหายใจเข้าและให้ใจออกสิ้นสุดลง ให้นำการหายใจเป็น 1 ครั้ง
- ให้ทำการหายใจช้าๆไปเรื่อยๆ อย่างต่อเนื่อง ทำการหายใจช้าๆประมาณ 5 – 10 ครั้ง
- เมื่อทำการฝึกการหายใจครบจำนวนครั้งที่ต้องการให้หยุดพักและให้นำการฝึกเป็น 1 ยก ควรที่จะทำการ ฝึกอย่างน้อย 3 ยก ต่อครั้งที่ทำการฝึก เช่น ควรฝึกอย่างน้อยวันละ 4 ช่วงเวลา เช้า สาย บ่าย เย็น
  - ควรที่จะหลีกเลี่ยงการฝึกการหายใจในช่วงก่อนหรือหลังรับประทานอาหารทันที
  - เมื่อมีความรู้สึกเหนื่อยและทำได้น้อยครั้งก็ให้หยุดพัก
  - ขณะทำการบังคับการเคลื่อนไหวของหน้าอกให้ทำแต่พอดีและให้รู้สึกผ่อนคลาย

### 2.5.3 การฝึกการหายใจแบบห่วงเวลา (Purse lip breathing exercise) [16][17]

#### จุดประสงค์ของการฝึก

- เพื่อช่วยเพิ่มการระบายอากาศ
- นำอากาศเข้าไปในปอด
- ช่วยให้ทางเดินลมหายใจเปิดทำงานได้นานขึ้นและลดการทำงานของการทำงานของหายใจ
- ยืดการหายใจออกเพื่อลดอัตราการหายใจ
- ปรับปรุงรูปแบบการหายใจด้วยการนำเอาอากาศเก่าที่คั่งค้างออกจากปอดและช่วยให้อากาศใหม่เข้าสู่ปอด
- ช่วยลดอาการหายใจถี่
- ทำให้เกิดความผ่อนคลาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์โดยมหาวิทยาลัยราชภัฏวชิรเวศน์บุรีรัมย์ ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### ขั้นตอนการฝึก

- ทำการผ่อนคลายกล้ามเนื้อบริเวณคอและไหล่
- ให้ผู้ป่วยหรือผู้ที่ต้องการฝึกอยู่ในท่าซึ่งรู้สึกผ่อนคลาย นั่งและโน้มตัวไปด้านหน้าเล็กน้อย
- ให้ผู้ที่ทำการฝึกหายใจเข้าผ่านทางจมูกลอยๆช้าๆ ค้างลมหายใจไว้ประมาณ 3 – 4 วินาที แสดงในรูปที่ 2.13



รูปที่ 2.13 การฝึกหายใจเข้าแบบห้วงเวลา

ที่มา : <https://www.breathinglabs.com/improve-your-breathing/>

- สำหรับการหายใจออก ให้หายใจออกช้าๆ ผ่านริมฝีปาก โดยที่ผู้ที่ทำการฝึกจะต้องห่อปากให้มีขนาดเล็กมากที่สุด และให้เป่าลมออกช้าๆ ยาวๆ จนกระทั่งสิ้นสุดลมหายใจ ให้นับเป็น 1 ครั้ง แสดงในรูป 2.14



รูปที่ 2.14 การฝึกหายใจออกแบบห้วงเวลา

ที่มา : <https://www.breathinglabs.com/improve-your-breathing/>

- จากนั้นก็ทำการหายใจเข้าและออกช้าๆแบบเดิม ควรที่จะทำประมาณ 6 – 8 ครั้ง ต่อ 1 รอบ เมื่อฝึกครบ 1 รอบ ควรที่จะหยุดพักการฝึกประมาณ 2 นาที ก่อนเริ่มทำการฝึกอีกครั้ง การฝึกการหายใจแบบนี้สามารถทำได้ตลอดหรือเมื่อมีการการหอบหรือเหนื่อย
- อย่าบังคับให้อากาศออก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์หรือสงวนชื่อผู้แต่งเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.6 อุปกรณ์ฝึกการหายใจ

### 2.6.1 อุปกรณ์ฝึกการหายใจ BreatheMAX® [18][19]

อุปกรณ์ฝึกการหายใจแบบ BreatheMAX® v.2 เป็นอุปกรณ์ที่ใช้แรงต้านต้านต่อการหายใจ ชนิด Threshold loading ตัวอุปกรณ์ซึ่งประกอบด้วย ส่วนที่เป็นขวดรูปทรงกระบอกโดยใช้สำหรับบรรจุน้ำ มีท่อ 2 ท่อ หนึ่งท่อยาวสำหรับจุ่มใต้น้ำ ส่วนอีกท่อเป็นท่อสั้นต่ออยู่เหนือน้ำ ระดับของแรงต้านจะขึ้นอยู่กับระดับความลึกของปลายท่อที่ระดับใต้ผิวน้ำที่หน่วยเซนติเมตรน้ำ แสดงภาพประกอบในรูปที่ 2.15



รูปที่ 2.15 อุปกรณ์ฝึกการหายใจอเนกประสงค์ – BreatheMAX®

### 2.6.2 พาวเวอร์ บริช (Powerbreathe) [20]

เครื่องฝึกหายใจพาวเวอร์ บริช มีหลายรุ่นด้วยกันขึ้นอยู่กับความเหมาะสมในการนำมาใช้งาน และความสามารถของเครื่องแตกต่างกันไปตามแต่ละรุ่น เช่น รุ่นพลัสซึ่งเป็นรุ่นที่ใช้งานง่ายลักษณะการทำงานใช้ระบบวาล์วเชิงกลไก ในการเพิ่มแรงต้านการหายใจเข้า มีสปริงควบคุมที่สามารถปรับเพิ่มค่าความต้านทาน เพื่อช่วยสร้างความแข็งแรงให้กับกล้ามเนื้อช่วยหายใจ ปรับระดับการฝึกให้เหมาะสมได้ตั้งแต่ 1-10 โดยการหมุนขึ้นหรือลงตามสเกลที่เขียนไว้แสดงในรูปที่ 2.16 บางตัวมีฟังก์ชันการทำงานที่เยอะกว่า ใช้หลักการของการฝึกฝนกล้ามเนื้อที่ใช้ในการหายใจ ซึ่งได้รับการพิสูจน์ทางวิทยาศาสตร์และผ่านการทดสอบทางด้านเทคโนโลยีการแพทย์ว่าสามารถช่วยการฝึกฝนกล้ามเนื้อสำหรับการหายใจ (IMT) ได้



รูปที่ 2.16 พาวเวอร์ บริธ รุ่น ต่างๆ

### 2.6.3 Tri-ball Incentive Spirometer หรือ Tri-flo Pulma-gain [21]

เป็นเครื่องที่ใช้สำหรับฝึกการหายใจเข้าแบบลึกๆและซ้ำๆ เพื่อบริหารกล้ามเนื้อการหายใจและช่วยในการฟื้นฟูในการทำงานของปอดให้เป็นปกติ ใช้ในผู้ป่วยก่อนและหลังผ่าตัดเพื่อป้องกันและลดอาการแทรกซ้อนของปอดหลังการผ่าตัด ลดอาการติดเชื้อ การคั่งค้างของเสมหะในปอด และยังสามารถใช้กับผู้ป่วยสูงอายุที่ไม่ได้ออกกำลังกายหรือนอนติดเตียงเป็นเวลานาน แสดงในรูปที่ 2.17



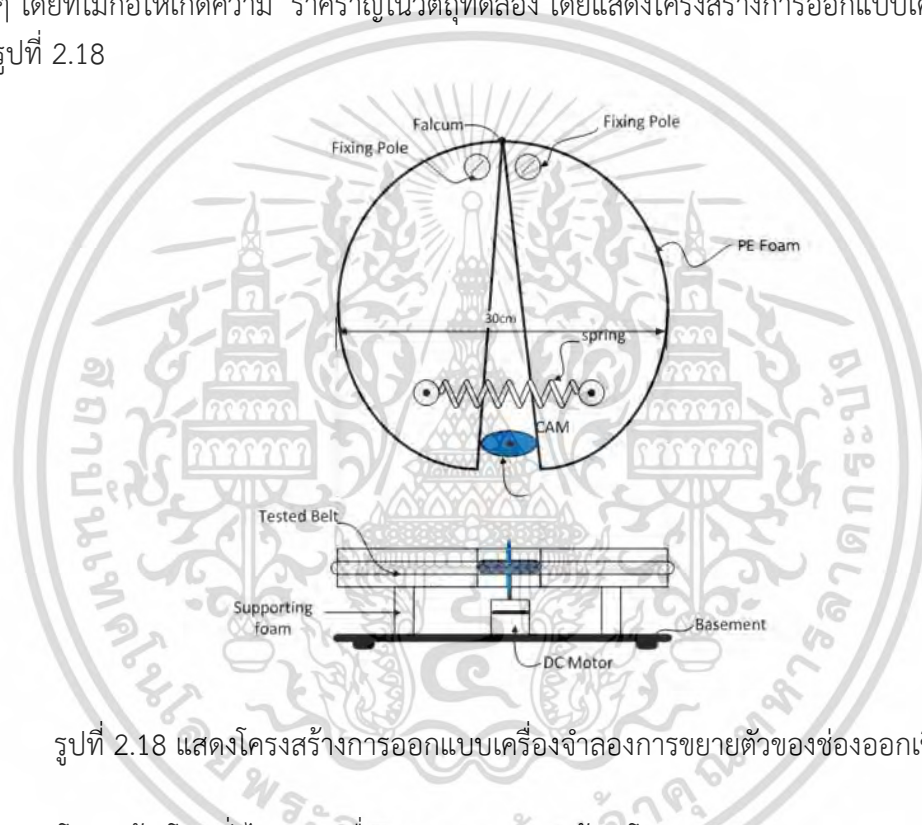
รูปที่ 2.17 Tri-ball Incentive Spirometer หรือ Tri-flo Pulma-gain

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.7 อุปกรณ์หรือเครื่องจำลองที่ใช้ในการทดสอบเซ็นเซอร์วัดการหายใจ

2.7.1 เครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล (Mechanical Chest Expansion Simulator) [22]

แบบจำลองของกระบวนการในสิ่งมีชีวิตมีอยู่ 2 แบบหลักๆด้วยกัน คือใช้คณิตศาสตร์และคอมพิวเตอร์ซอฟต์แวร์เป็นเครื่องมือหลัก และแบบจำลองเชิงกายภาพอาจจะเป็นในรูปแบบของไฟฟ้าเชิงกลจำลองการทำงานของระบบ โดยแบบจำลองการขยายตัวของทรวงอกนี้จะเป็นแบบจำลองเชิงกายภาพ ใช้ในการจำลองการขยายตัวของช่องอกและช่องท้อง โดยที่โครงสร้างของเครื่องจำลองถูกออกแบบให้มีความสัมพันธ์กับการขยายตัวของทรวงอกและช่องท้อง และสามารถให้การทดสอบแบบซ้ำๆ โดยที่ไม่ก่อให้เกิดความ ร้าคราญในวัตถุทดลอง โดยแสดงโครงสร้างการออกแบบเครื่องจำลองฯ ในรูปที่ 2.18



รูปที่ 2.18 แสดงโครงสร้างการออกแบบเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล

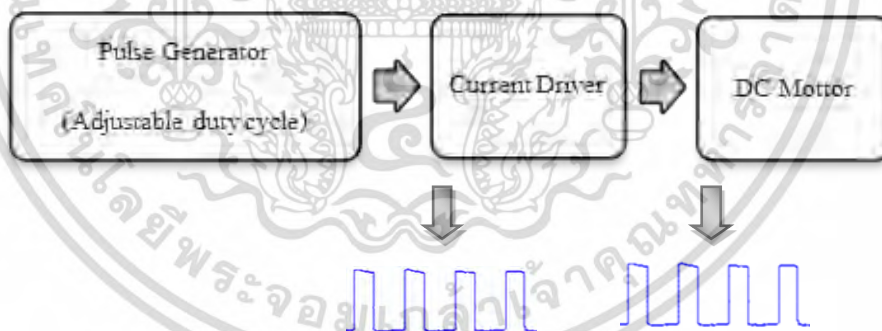
โครงสร้างโดยทั่วไปของเครื่องจำลองประกอบด้วย โฟม (PE foam) หนา 3 เซนติเมตร ตัดเป็นวงกลมที่มีความยาวของเส้นผ่านศูนย์กลางยาว 30 เซนติเมตร และแบ่งครึ่งของโฟมออกตามแนวของเส้นผ่านศูนย์กลางเพื่อให้โฟมสามารถขยายตัวออกได้ตามแนวที่ตั้งฉากกับเส้นผ่านศูนย์กลาง ใส่ลูกเบี้ยววงรีขนาด 3.4 x 3.8 เซนติเมตร ตรงกลางระหว่างโฟม 2 ซีก ขับเคลื่อนรอบแกนโดยใช้ดีซีมอเตอร์เกียร์ทด 12 โวลต์ ขับเคลื่อนมอเตอร์โดยใช้วงจรขับแบบปรับความกว้างของพัลส์ (PWM) ใช้สปริงหรือยางยืดในการดึงโฟมทั้งสองส่วนเข้าด้วยกันและให้สามารถยืดและขยายตัวได้ ในขณะที่ลูกเบี้ยวหมุนจะทำให้โฟมทั้งสองส่วนขยายกางตัวออกและจะหดเข้าที่เดิมด้วยแรงดึงของสปริง ในการทดสอบสามารถที่จะปรับความเร็วการหมุนของมอเตอร์ได้ในแบบที่กำหนดเองและมีฐานในการรองรับน้ำหนักมอเตอร์และอุปกรณ์ทั้งหมดไว้ด้วยกัน ด้านล่างของโฟมติดตั้งวงจรรีดริเลย์เพื่อตรวจับการเคลื่อนที่เข้าและออกของโฟม แสดงในรูปที่ 2.19



รูปที่ 2.19 เครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล

2.7.2 ระบบไฟฟ้าอิเล็กทรอนิกส์ของเครื่องจำลองการขยายของช่องอกเชิงกล

การทำงานของระบบไฟฟ้าอิเล็กทรอนิกส์ของเครื่องจำลองฯ โดยจะแสดงบล็อกไดอะแกรมการทำงานของระบบไฟฟ้าอิเล็กทรอนิกส์ของเครื่องจำลองฯ ได้ในรูปที่ 2.20 ซึ่งประกอบไปด้วยวงจรเพื่อกำหนดสัญญาณพัลส์ที่ความถี่ค่าต่างๆ และสามารถทำการปรับค่าดิวิตีไซเคิลได้ตั้งแต่ 23.7% ถึง 39.5% และสามารถแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเร็ว (RPM) กับ Duty cycle ในรูปที่ 2.22 เพื่อไปขับวงจรขับกระแสแบบมอสเฟตทำให้สามารถที่จะปรับความเร็วการหมุนของมอเตอร์ได้ในช่วง 12 – 23 รอบต่อนาที ซึ่งจะสอดคล้องกับการหายใจแบบปกติของมนุษย์

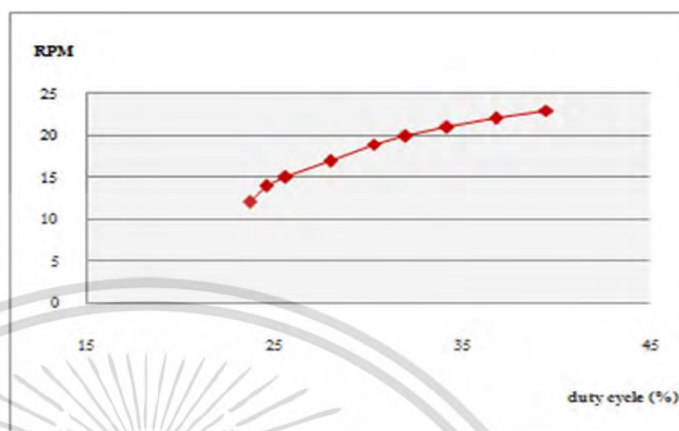


รูปที่ 2.20 บล็อกการทำงานของระบบไฟฟ้าอิเล็กทรอนิกส์ของเครื่องจำลองฯ

แสดงตารางและกราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วรอบของมอเตอร์กับค่าดิวิตีไซเคิล จะเห็นว่าเมื่อความเร็วของมอเตอร์เพิ่มขึ้นค่าดิวิตีไซเคิลก็จะเพิ่มขึ้นด้วย ซึ่งจะไปในทิศทางเดียวกัน

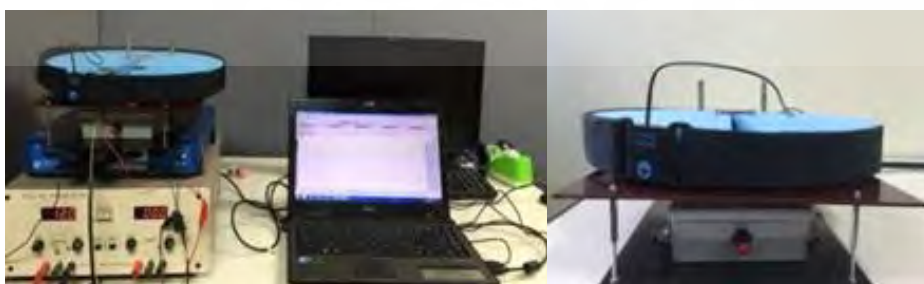
ตารางที่ 2.1 ความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วรอบมอเตอร์ (RPM) กับค่าดิวตี้ไซเคิล

RPM (S)	Duty cycle (%)
12	23.7
14	24.6
16	25.6
17	28
19	30.3
20	32
21	34.2
22	36.8
23	39.5



รูปที่ 2.21 ตารางและกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วรอบมอเตอร์ (RPM) กับค่าดิวตี้ไซเคิล

การทำงานของเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกลใช้หลักการวัดการขยายตัวของทรงอกโดยไม่ต้องทดสอบโดยตรงกับมนุษย์ ตัวเครื่องจำลองฯ ใช้โพมแทนมวลของช่องอกขยายขนาดของโพมโดยใช้ลูกเบี้ยววงรี ควบคุมการหมุนโดยการปรับความเร็วรอบของมอเตอร์ไฟฟ้าในการบังคับลูกเบี้ยวทำให้โพมขยายตัวเข้า-ออก การเคลื่อนที่เข้าและออกของโพมเปรียบเสมือนการเคลื่อนไหวของหน้าอกและช่องท้องในขณะหายใจในมนุษย์ ซึ่งด้านล่างของตัวโพมยังติดตั้งด้วยแม่เหล็กขนาดเล็กตัดผ่าน Reed relay ซึ่งจะทำให้หน้าสัมผัสของ Reed relay ตัดต่อเมื่อมีแม่เหล็กเคลื่อนที่ผ่าน ทำให้สามารถตรวจสอบและเปรียบเทียบการเคลื่อนที่เข้าและออกของโพมกับการใช้สายวัดสายวัดการหายใจไปพร้อมๆกันได้ แสดงตัวอย่างการวัดการหายใจจากเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกลได้ในรูปที่ 2.22



รูปที่ 2.22 แสดงการวัดสัญญาณการหายใจจากเครื่องจำลองฯ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.8 เทคนิคที่ใช้ตรวจสอบการหายใจจากภายนอกบริเวณทรวงอกและช่องท้อง [23]

### 2.8.1 Electric Impedance Plethysmography (EIP)

เนื่องจากร่างกายมนุษย์เป็นตัวนำไฟฟ้าที่ไม่ดีนัก ก็จะแสดงความต้านทานสูงเป็นพิเศษเมื่อมีกระแสไฟฟ้าไหลผ่าน ความต้านทานจะเปลี่ยนแปลงเมื่อส่วนของร่างกายขยายตัวในแนวภาคตัดขวาง และช่วยให้สามารถวัดการเคลื่อนไหวของทรวงอกและหน้าท้องได้อย่างมีคุณภาพในระหว่างการหายใจ ใช้อิเล็กโทรด 2 อัน (หรือบางครั้ง 4 หรือมากกว่า) ติดกับผิวหนัง กระแสไฟฟ้าอ่อนๆจะถูกส่งผ่านข้อไฟฟ้าเพื่อให้สามารถวัดค่าอิมพีแดนซ์ได้ วิธีนี้ทำให้เกิดสัญญาณที่ไม่เป็นเชิงเส้นจึงเป็นประโยชน์เฉพาะในการวัดคุณภาพของหน้าอกหรือการเคลื่อนไหวของช่องท้องเนื่องจากกระแสไฟฟ้าต้องผ่านไปในร่างกายจึงต้องระมัดระวังในการเลือกช่วงความถี่ที่จะไม่รบกวนการทำงานของอุปกรณ์ตรวจสอบอื่นๆหรืออุปกรณ์ฝังตัว เช่น เครื่องกระตุ้นหัวใจ อุปกรณ์ไฟฟ้าช่วยให้การเต้นของหัวใจสม่ำเสมอ เหมาะกับการใช้กับผู้ป่วยนอนติดเตียง

### 2.8.2 Elastomeric Plethysmography (EP)

ลักษณะเป็นเข็มขัดยึดรอบทรวงอกหรือช่องท้อง แสดงการเปลี่ยนแปลงความตึงของสายเข็มขัดเนื่องจากการขยายตัวและหดตัวของทรวงอกหรือหน้าท้อง การเปลี่ยนแปลงของความตึงสามารถวัดได้ง่ายและแปลงเป็นแรงดันไฟฟ้าโดยใช้วิธีการต่างๆ วิธีที่ใช้กันมากที่สุดในปัจจุบัน คือ เซนเซอร์ Piezo – electric ได้แก่ ผลึกที่สร้างแรงดันไฟฟ้าโดยตรงเมื่อบีบหรือยืดตัว วิธีการนี้ง่ายและราคาไม่แพง วิธีการนี้สามารถประเมินความสูงของหน้าอกหรือการเคลื่อนไหวของช่องท้องได้อย่างมีนัยสำคัญ นอกจากนี้การสรวสัญญาณผิดพลาดเมื่อความตึงของสายรัดเปลี่ยนแปลงไปอย่างฉับพลันเมื่อมีการเปลี่ยนตำแหน่งของร่างกาย

### 2.8.3 Respiratory Effort Transducer (Piezoelectric)

ใช้แรงกดจากการหดตัวและขยายตัวของทรวงอกบนแผ่นเพียโซ (PZT) โดยติดไว้กับเข็มขัดรัดบริเวณรอบทรวงอกหรือบริเวณหน้าท้อง โดยทั่วไปนิยมใช้ในการวัดอัตราการหายใจในห้องปฏิบัติการสุขภาพทางด้านการศึกษา และใช้สำหรับการวิจัยทางการแพทย์สำหรับคนปกติ ซึ่งพบว่ามีความไวต่ำแต่จะสะดวกในการเชื่อมต่อในระบบมอนิเตอร์และมีราคาไม่แพงมาก

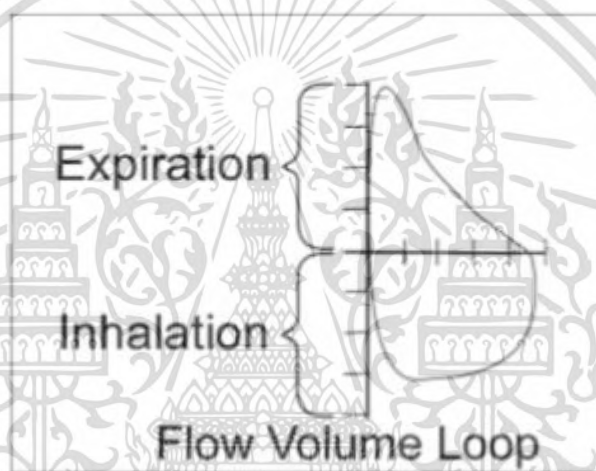
### 2.8.4 Respiratory Inductance Plethysmography (RIP)

RIP อาศัยหลักการที่ว่ากระแสไฟฟ้าไหลผ่านขดลวดทำให้เกิดสนามแม่เหล็กขึ้นตามทิศทางของลูป (ตามกฎของ Faraday's Law) และการเปลี่ยนแปลงในพื้นที่ล้อมรอบลูปโดยสร้างกระแสต่อต้านภายในลูป เป็นสัดส่วนโดยตรงกับการเปลี่ยนแปลงในพื้นที่ (Lenz's Law) โดยการติดหรือเย็บลวด (Coiled) เป็นลวดลายซิกแซกไว้บนเข็มเข็มขัดที่ยืดหยุ่น (เพื่อให้มีการขยายตัวและหดตัว) อยู่รอบๆหน้าอกหรือหน้าท้อง ไฟกระแสสลับไหลผ่านขดลวดสร้างสนามแม่เหล็ก ความถี่ของกระแสไฟฟ้าสลับได้รับการตั้งค่าให้มากกว่าอัตราการหายใจปกติสองเท่าเพื่อให้สามารถเก็บตัวอย่างสัญญาณการหายใจที่เพียงพอ การกระทำของการหายใจจะเปลี่ยนแปลงพื้นที่ตัดขวางของร่างกายและทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของสนามแม่เหล็กของลวดที่ติดกับเข็มขัดเกิดการเหนี่ยวนำกระแสไฟฟ้าตรงข้ามที่สามารถวัดได้ง่ายที่สุดเท่าที่การเปลี่ยนแปลงความถี่ของกระแสไฟฟ้า ด้วย RIP ไม่มีกระแสไฟฟ้า เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไหลผ่านร่างกาย (มีสนามแม่เหล็กอ่อนๆ ซึ่งไม่ส่งผลต่อผู้ป่วยหรืออุปกรณ์ที่อยู่รอบๆ) สัญญาณที่ได้เป็นเชิงเส้นและแสดงให้เห็นถึงความถูกต้องของการเปลี่ยนแปลงในพื้นที่ตัดขวาง นอกจากนี้ RIP ไม่ได้ขึ้นอยู่กับความตึงในการรััดของสายเข็มขัดดังนั้นจึงไม่มีผลกระทบจากการรััดของเข็มขัด RIP มีการใช้ในการวิจัยทางคลินิกด้านการนอน มีการวิจัยออกแบบกันอย่างแพร่หลายเนื่องจากสามารถที่จะผลิตให้เป็นขึ้นเดียวกับเสื้อผ้าที่สวมใส่ได้มากที่สุด และเทคนิค RIP มีข้อดีด้านความถูกต้อง ความไว ความเป็นเชิงเส้น

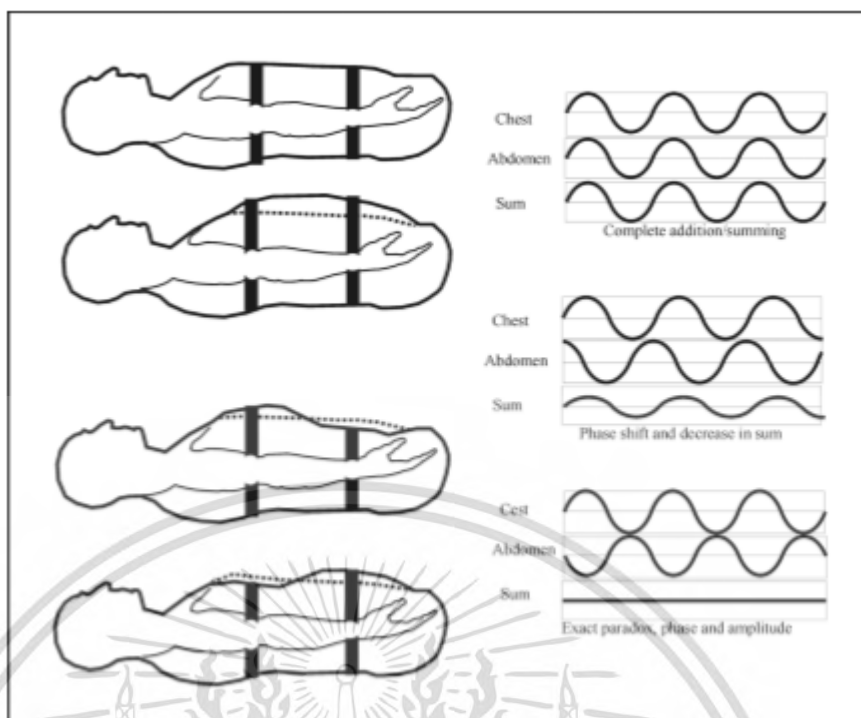
#### 2.8.4.1 การประยุกต์ใช้ Respiratory Inductance Plethysmography (RIP)

RIP สามารถใช้ควบคู่ไปกับการไหลเวียนของอากาศภายในช่องปากและจมูก เพื่อแสดงรูปและปริมาตรของรอบการหายใจแสดงในรูปที่ 2.23 เทคนิคนี้สามารถประเมินขีดจำกัดการไหลของระบบทางเดินหายใจ และการหายใจในตำแหน่งต่างๆของร่างกายในช่วงการการนอนหลับ ฯลฯ



รูปที่ 2.23 แสดงการ Flow Volume Loop ของการหายใจ

สามารถแสดงสัญญาณของช่องท้องและหน้าอกได้อย่างอิสระ หรือสามารถนำมาวิเคราะห์และสรุปทางคณิตศาสตร์ การสรุปทางคณิตศาสตร์ของสัญญาณมีประโยชน์มากสำหรับคัดกรองการหายใจที่ผิดปกติ เนื่องจากมีความแตกต่างใน amplitudes ของสัญญาณหน้าอกและช่องท้องค่าเหล่านี้มักจะเป็นปกติก่อนที่จะนำมารวมหรือบวกกัน แสดงในรูปที่ 2.24



รูปที่ 2.24 แสดงการรวมกันของสัญญาณหน้าอกและช่องท้อง

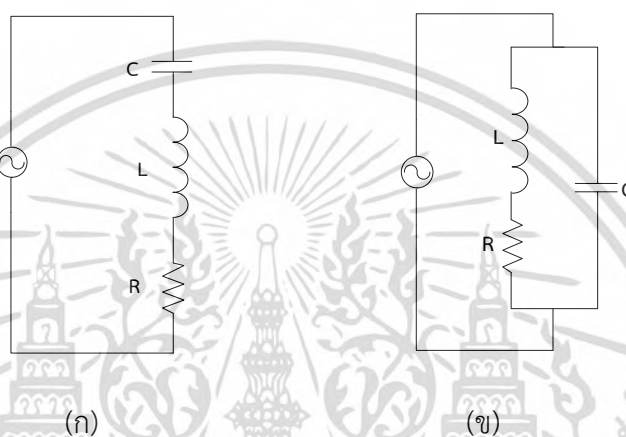
สามารถใช้เป็นตัวบ่งชี้ความสัมพันธ์ของเฟสที่หน้าอกและหน้าท้อง ยิ่งช่วงของสัญญาณเริ่มที่ความรุนแรงมากเท่าไรการรวมสัญญาณก็ยิ่งน้อยลงมากเท่านั้น เมื่อการขยายตัวและการหดตัวของช่องอกและช่องท้องจะออกจากเฟสสมบูรณ์ก็ต่อเมื่อช่องสัญญาณทั้งสองรวมกันแล้วราบเรียบ อย่างไรก็ตามวิธีการนำสัญญาณมารวมกันยังทำได้ยากเนื่องจากมีความล่าช้าในการสรุปและ normalization ของช่องสัญญาณในขั้นตอนการรวมสัญญาณ การรวมสัญญาณระหว่างหน้าอกและช่องท้องมีประโยชน์มาก โดยแสดงให้เห็นถึงการลดลงของความกว้างสัญญาณในเหตุการณ์ต่างๆ ซึ่งรวมถึงสัญญาณการหายใจผิดปกติ

## 2.9 ทฤษฎีการสร้างวงจรรีโซแนนซ์ [24]

การเกิดรีโซแนนซ์เป็นปรากฏการณ์ธรรมชาติที่เกิดขึ้นไม่เฉพาะที่เกิดกับวงจรเท่านั้น แต่ในทางวงจรไฟฟ้าการเกิดรีโซแนนซ์ คือ การที่จ่ายแรงดันให้วงจรและกระแสรวมภายในวงจรเกิดการอินเฟสกับแรงดันที่จ่าย ในขณะที่มีการเกิดรีโซแนนซ์ค่าอิมพีแดนซ์ภายในวงจรจะมีค่าเท่ากับค่าความต้านทานเนื่องจากค่าอินดักทีฟรีแอคแตนซ์และค่าคาปาซิทีฟรีแอคแตนซ์มีการหักล้างกันหมด และในการสร้างสนามแม่เหล็กความถี่สูงอาจทำได้ยากเนื่องจากมีปัญหาทางด้านเทคนิคมากมาย ที่ความถี่สูงอิมพีแดนซ์ของขดลวดแม่เหล็กยังมีขนาดใหญ่ ต้องใช้เครื่องกำเนิดไฟฟ้าและความถี่สูงเพื่อใช้ในการผลิตกระแสไฟฟ้าให้เพียงพอที่จะผ่านขดลวดแม่เหล็ก อย่างไรก็ตามยากที่จะสร้างแหล่งกำเนิดสัญญาณความถี่สูงและกระแสไฟฟ้าที่ความถี่สูงในเวลาเดียวกันโดยใช้แอมพลิไฟเออร์และวงจรขับเคลื่อนรีโซแนนซ์อนุกรมแบบคลาสสิกถูกนำมาใช้สำหรับการสร้างสนามแม่เหล็กความถี่สูง วงจรรีโซแนนซ์ที่จะกล่าวนี้สามารถที่จะช่วยเพิ่มกระแสของขดลวดได้เพิ่มอีก 2 เท่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรรีโซแนนซ์แบบอนุกรมและแบบขนาน รูปที่ 2.25 แสดงวงจรรีโซแนนซ์แบบอนุกรมและแบบขนาน รูป ก วงจร LC รีโซแนนซ์แบบอนุกรมมีคุณสมบัติของวงจร คือ มีค่าอิมพีแดนซ์ต่ำที่ความถี่รีโซแนนซ์ อิมพีแดนซ์ของขดลวดหักล้างกับอิมพีแดนซ์ของตัวเก็บประจุจึงทำให้มีค่าอิมพีแดนซ์ต่ำช่วยให้กระแสไหลผ่านวงจร RLC ได้สูงสุดและมีค่าเพาเวอร์แฟคเตอร์ของวงจรเท่ากับหนึ่ง ในขณะที่เกิดการรีโซแนนซ์ จนกระทั่งปัจจุบันการใช้วงจรเรโซแนนซ์แบบอนุกรมก็ยังเป็นวิธีที่ใช้มากที่สุดและยังมีประสิทธิภาพในการขับกระแสสูงผ่านขดลวดแม่เหล็ก ซึ่งไม่ต้องสงสัยเลยว่าเทคนิคเรโซแนนซ์แบบอนุกรมมักใช้กับเครื่องกำเนิดสนามแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่สูง



รูปที่ 2.25 วงจรรีโซแนนซ์แบบอนุกรมแบบขนาน

ในทางกลับกันวงจรรีโซแนนซ์ LC แบบขนานซึ่งแสดงในรูป ข มีค่าอิมพีแดนซ์สูงสุดที่สภาวะรีโซแนนซ์ และที่สภาวะรีโซแนนซ์กระแสจะอยู่ระหว่างขดลวดกับตัวเก็บประจุ คือ L และ C จะแสดงตัวเป็นตัวเหนี่ยวนำและตัวเก็บประจุที่บริสุทธิ์ซึ่งไม่มีความต้านทานภายใน กระแสที่ผ่านขดลวดแม่เหล็กสูงมากในขณะที่แหล่งจ่ายกระแสต่ำมากเพราะฉะนั้นจึงทำให้มีค่าอิมพีแดนซ์สูง ดังนั้นวงจรรีโซแนนซ์แบบขนานจะขยายแหล่งกำเนิดกระแสที่สภาวะรีโซแนนซ์ โดยทั่วไปวงจรรีโซแนนซ์แบบขนานมีกระแสไหลต่ำสุดเมื่อเทียบกับรีโซแนนซ์แบบอนุกรม ความถี่รีโซแนนซ์สามารถหาได้จากสมการ 2.1

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad \text{or} \quad C = \frac{1}{4\pi^2 f^2 L} \quad \text{or} \quad L = \frac{1}{4\pi^2 f^2 C} \quad (2.1)$$

## 2.10 การแปลงเวฟเล็ต (wavelet transform) [25][26][27]

การแปลงเวฟเล็ต (wavelet transform) เป็นเทคนิคทางด้านคณิตศาสตร์ในการวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณ ได้มีการนำเวฟเล็ตมาประยุกต์ใช้ในงานด้านต่างๆมากมาย เช่น การวิเคราะห์สัญญาณทางการแพทย์และแก้ปัญหาทางด้านวิศวกรรมการแพทย์อาทิเช่น การเต้นของหัวใจ การวิเคราะห์คลื่นสมอง และอื่นๆอีกมากมาย การแปลงเวฟเล็ตสามารถที่จะเลือกวิเคราะห์สัญญาณได้ในช่วงเวลาและความถี่ที่สนใจและยังสะดวกรวดเร็วในการวิเคราะห์สัญญาณ

### 2.10.1 พื้นฐานการแปลงเวฟเล็ต

- การแปลงฟูเรียร์ (Fourier transform : FT)

การแปลงฟูเรียร์เป็นเทคนิคทางคณิตศาสตร์ที่มีการวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนความถี่ (Frequency-domain) โดยที่การแปลงฟูเรียร์จะมีสัญญาณไซน์และโคไซน์เป็นองค์ประกอบ ซึ่งสัญญาณทั้งสองนี้มีความสำคัญเนื่องจากเป็นสัญญาณพื้นฐานในการนำมาพิจารณาสัญญาณอื่นๆ โดยจะทำการแปลงสัญญาณจากโดเมนเวลา (Time-domain) ให้อยู่ในรูปของโดเมนความถี่ (Frequency-domain) ซึ่งเรียกว่าการหาสเปกตรัม (Spectrum) ของสัญญาณ ซึ่งการวิเคราะห์แบบนี้มีประโยชน์ในการวิเคราะห์ข้อมูลที่ประกอบไปด้วยสัญญาณหลายๆความถี่รวมอยู่ด้วยกัน ดังสมการ 2.2

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt \quad (2.2)$$

การวิเคราะห์ข้อมูลแบบสุ่ม (sampling data) หรือการแปลงฟูเรียร์แบบเร็ว (Fast Fourier Transform : FFT) ในสมการที่ 2.3

$$F(n) = \sum_{k=0}^{N-1} f(k) \cdot e^{-\left(\frac{j2\pi kn}{N}\right)} \quad (2.3)$$

เมื่อ  $n = 1, 2, 3, \dots, N$

ในการวิเคราะห์แบบการแปลงฟูเรียร์จะแม่นยำด้านความถี่ เหมาะกับการวิเคราะห์สัญญาณความถี่ที่มีคาบเวลาแน่นอน และคงที่ของสัญญาณ เพราะถ้าสัญญาณไม่คงที่จะทำให้เกิดความผิดพลาด เช่น มีการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณทันทีทันใด

- การแปลงฟูเรียร์ช่วงเวลาสั้น (Short-Time Fourier Transform)

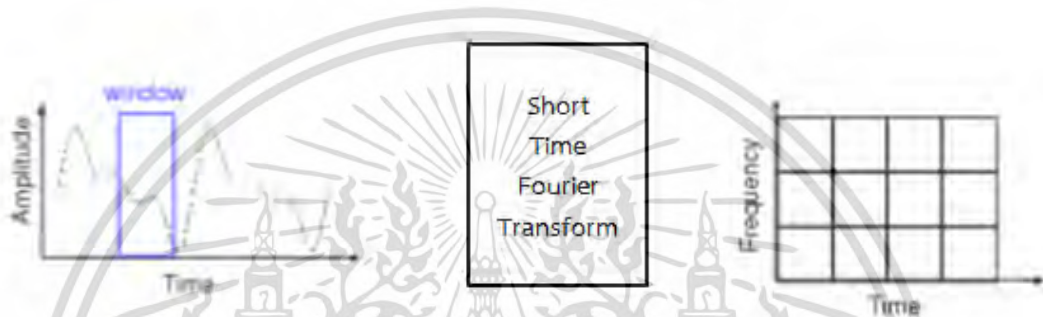
เป็นการพัฒนารูปแบบการวิเคราะห์และแก้ไขข้อบกพร่องของวิธีการแปลงฟูเรียร์และการแปลงแบบ กาบอร์ โดยตัดแปลงฟูเรียร์เพื่อวิเคราะห์เฉพาะส่วนเล็กๆของสัญญาณในแต่ละครั้ง เทคนิคนี้เรียก ฟังก์ชันหน้าต่าง (window function) โดยสามารถที่จะเลือกฟังก์ชันหน้าต่างที่ใช้ได้ ทำให้มีความยืดหยุ่นในการวิเคราะห์สัญญาณ แสดงสมการ STFT ดังสมการที่ 2.4

เอกสารนี้เป็นลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$STFT(f, \tau) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)w(t - \tau)e^{-j2\pi ft} dt \quad (2.4)$$

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

ในการวิเคราะห์สัญญาณจะทำการแบ่งสัญญาณการวิเคราะห์เป็นช่วงๆโดยใช้ฟังก์ชันหน้าต่าง (Window function) ในการแบ่งสัญญาณออกเป็นช่วงสั้นๆ แสดงในรูปที่ 2.26 การแปลงฟูเรียร์แบบช่วงเวลาสั้น (STFT)



รูปที่ 2.26 การแปลงฟูเรียร์แบบช่วงเวลาสั้น (STFT)

### 2.10.2 การแปลงเวฟเล็ต (Wavelet Transform)

การแปลงเวฟเล็ตเป็นแนวคิดที่เกิดขึ้นสำหรับการวิเคราะห์ภาพหรือข้อมูลในด้านเวลาและความถี่ ซึ่งได้มีการพัฒนาการแปลงเวฟเล็ตขึ้นในการช่วยแก้ปัญหาที่ไม่สามารถทำได้ในการแปลงฟูเรียร์และการแปลงฟูเรียร์ในช่วงเวลาอันสั้นที่มีปัญหาในด้านความละเอียดและแม่นยำ ในการแปลงแบบเวฟเล็ตสามารถที่จะปรับช่วงเวลาและความถี่ให้เหมาะสมกับความต้องการที่จะใช้ และยังสามารที่จะขยายฟังก์ชันหน้าต่างให้เหมาะสมกับช่วงความถี่ได้ แสดงข้อมูลได้ทั้งข้อมูลเชิงเวลาและขนาด เวฟเล็ตมีลักษณะพิเศษคือมีโครงสร้างมาจากฟังก์ชันเดียวกัน ที่เรียกว่า เวฟเล็ตแม่ (Mother Wavelets) ให้  $\psi(t)$  เป็นเวฟเล็ตแม่ (Mother Wavelet) สามารถเขียนเป็นสมการได้ดังสมการ 2.5

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (2.5)$$

เมื่อ

- $\psi(t)$  = ฟังก์ชันเวฟเล็ตแม่ (Mother Wavelets)
- $a$  = พารามิเตอร์ของการปรับสเกล (Scaling)
- $b$  = พารามิเตอร์ของการเลื่อนตำแหน่ง (Shifting)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การแปลงเวฟเล็ทสามารถแบ่งได้เป็น 2 แบบ คือ การแปลงเวฟเล็ทแบบต่อเนื่อง (Continuous Wavelet Transform) และการแปลงเวฟเล็ทแบบเต็มหน่วย (Discrete Wavelet Transform)

- การแปลงเวฟเล็ทแบบต่อเนื่อง (Continuous Wavelet Transform)

การแปลงเวฟเล็ทแบบต่อเนื่อง (CWT) พัฒนามาเพื่อแก้ไขปัญหาของ STFT ในเรื่องของความละเอียด โดยจะมีการปรับความละเอียดอย่างต่อเนื่องเพื่อให้มีความเหมาะสมกับความถี่ที่ใช้ในการวิเคราะห์ โดยเทคนิคของการแปลงเวฟเล็ทแบบต่อเนื่อง คือ จะวิเคราะห์สัญญาณในทุกค่าของความถี่ โดยการปรับเปลี่ยนไปตามค่าของพารามิเตอร์  $a$  และ  $b$  ในโดเมนเวลาและความถี่ ทำให้การวิเคราะห์ในช่วงสัญญาณที่มีความถี่สูงมีช่วงเวลาในการวิเคราะห์ที่แคบและในทางกลับกันจะมีช่วงเวลาการวิเคราะห์ที่กว้างในช่วงที่มีความถี่ต่ำ ซึ่งสามารถแสดงสมการที่ใช้ในการวิเคราะห์ได้ในสมการที่ 2.6

$$CWT(a, b) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (2.6)$$

เมื่อ

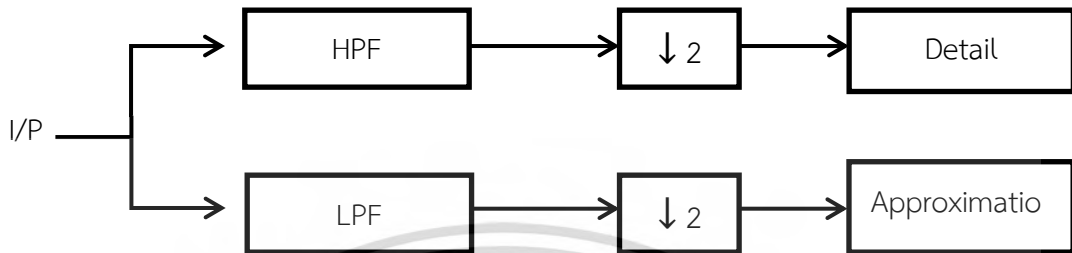
- $f(t)$  = สัญญาณที่ทำการแปลงเวฟเล็ท
- $\psi(t)$  = เวฟเล็ทแม่ (Mother Wavelets)
- $a$  = พารามิเตอร์ของการปรับสเกล (Scaling)
- $b$  = พารามิเตอร์ของการเลื่อนตำแหน่ง (Shifting)

ผลของการวิเคราะห์อยู่ในรูปแบบของค่าสัมประสิทธิ์ โดยแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเวฟเล็ทแม่และแต่ละส่วนของช่วงสัญญาณ โดยที่ค่าสัมประสิทธิ์จะขึ้นอยู่กับทางเลือกใช้รูปร่างของเวฟเล็ทแม่ในการวิเคราะห์สัญญาณ ในการวิเคราะห์จะมีการเปลี่ยนแปลงของสเกลและจะเลื่อนตำแหน่งในการวิเคราะห์ไปเรื่อยๆอย่างต่อเนื่องจนครอบคลุมช่วงของสัญญาณทั้งหมด ข้อดีของการแปลงเวฟเล็ทแบบต่อเนื่องคือมีความแม่นยำในด้านเวลาและและความถี่ ในทางกลับกันก็มีข้อเสียคือ ไม่เหมาะกับการนำไปใช้งานในงานที่ต้องการความเร็วในการวิเคราะห์การแปลงเวฟเล็ทแบบนี้อาจจะไม่เหมาะสมมากนัก เพราะต้องใช้เวลาในการวิเคราะห์และข้อมูลอาจจะซ้ำซ้อนมากจนเกินความจำเป็น

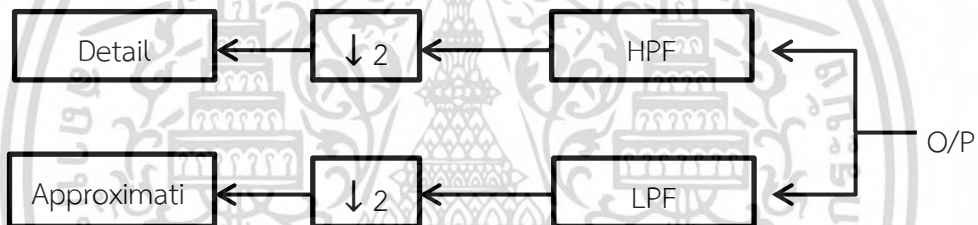
- การแปลงเวฟเล็ทแบบเต็มหน่วย (Discret wavelet transform)

การแปลงเวฟเล็ทแบบเต็มหน่วย (DWT) เป็นรูปแบบหนึ่งในการประมวลผลสัญญาณ โดยพัฒนาจากการแปลงเวฟเล็ทแบบต่อเนื่องซึ่งแตกต่างจากการแปลงเวฟเล็ทแบบต่อเนื่องคือรูปแบบของการปรับสเกลและการเลื่อนตำแหน่งเป็นช่วงๆที่ไม่ต่อเนื่องกัน โดยที่สัญญาณจะถูกแยกองค์ประกอบ (Decomposition) ออกเป็นสองส่วน คือ องค์ประกอบของสัญญาณความถี่ต่ำและองค์ประกอบของสัญญาณความถี่สูง จากนั้นจะแยกสัญญาณออกเป็น 2 ส่วน ตัวกรองความถี่ต่ำ (low pass filter : L) และตัวกรองความถี่สูง (high pass filter : H) สัญญาณที่ได้จะลดลงเป็น 2 เท่าจากข้อมูลเดิมด้วยการสุ่ม (Down Sampling) แสดงในรูปที่ 2.27 สำหรับการแปลงกลับเวฟเล็ท

แบบเต็มหน่วย (Inverse Discrete Wavelet Transform) โดยการเพิ่มจำนวนการสุ่ม (Up sampling) เป็น 2 เท่า โดยการนำสัญญาณที่ผ่านการกรองที่ความถี่สูงและความถี่ต่ำมาบวกเข้าด้วยกันจะได้สัญญาณขึ้นมาใหม่แสดงในรูปที่ 2.28



รูปที่ 2.27 การแปลงและแยกสัญญาณด้วยฟิลเตอร์แบบสองช่องสัญญาณ



รูปที่ 2.28 การแปลงกลับสัญญาณด้วยฟิลเตอร์แบบสองช่องสัญญาณ

## 2.11 ทฤษฎีการแปลงฮิลเบิร์ต (Hilbert transform) [28][29][30]

- การประมาณเฟสโดยใช้การแปลงฮิลเบิร์ต

การแปลงฮิลเบิร์ตสามารถใช้เพื่อสร้างสัญญาณวิเคราะห์จากสัญญาณจริงในโดเมนเวลาแทนการศึกษาสัญญาณในโดเมนความถี่ การแปลงฮิลเบิร์ตให้ instantaneous amplitude และ instantaneous phase ของสัญญาณ  $x(t)$  โดยการสร้างสัญญาณวิเคราะห์  $\zeta(t)$  ซึ่งเป็นฟังก์ชันที่เชิงซ้อนของเวลาแสดงในสมการที่ 2.6

$$\zeta(t) = x(t) + j\hat{x}(t) = Ae^{j\theta(t)} \quad (2.6)$$

เมื่อ  $\hat{x}(t)$  คือ การแปลงฮิลเบิร์ตของ  $x(t)$  ค่าของ instantaneous amplitude และ instantaneous phase ได้จากสมการ 2.7 และ สมการ 2.8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$A(t) = \sqrt{x^2 + \tilde{x}^2(t)} \quad (2.7)$$

$$\phi(t) = \arctan \frac{\tilde{x}(t)}{x(t)} \quad (2.8)$$

ในที่นี้จะวิเคราะห์สัญญาณการหายใจ 2 สัญญาณแทนด้วย  $x_1(t)$  และ  $x_2(t)$  คือ สัญญาณการหายใจที่หน้าอกและช่องท้องที่ใช้การด้วยหลักการ RIP การหาความสัมพันธ์ทางเฟสของสัญญาณทั้งสองสามารถหาได้โดยผ่านทาง การแปลงฮิลเบิร์ต  $\tilde{x}_1(t)$  และ  $\tilde{x}_2(t)$  ดังสมการที่ 2.9

$$\phi_1(t) - \phi_2(t) = \arctan \left[ \frac{\tilde{x}_1(t)x_2(t) - \tilde{x}_2(t)x_1(t)}{x_1(t)x_2(t) + \tilde{x}_1(t)\tilde{x}_2(t)} \right] \quad (2.9)$$

วิธีการข้างต้นนำมาตรวจสอบกับสัญญาณการหายใจและนำมาประยุกต์ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณทางเดินหายใจที่ได้รับการพิสูจน์มาก่อนหน้านี้

## 2.12 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์แบบเพียร์สัน (Pearson Product Moment Correlation Coefficient)

การคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรสองตัวแปรที่ใช้กันมาก และยังเป็นรากฐานของสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์แบบอื่นๆ ก็คือ สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์แบบเพียร์สันหรือบางครั้งเรียกว่า สหสัมพันธ์อย่างง่าย (Simple Correlation) ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์แบบเพียร์สันเป็นค่าที่แสดงถึงระดับความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปร 2 ชุด โดยมีข้อตกลงเบื้องต้น คือ ค่าของตัวแปรทั้งสองเป็นค่าต่อเนื่องมีการแจกแจงปกติ สหสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรทั้งสองเป็นความสัมพันธ์เชิงเส้นตรง ข้อมูลแต่ละชุดเป็นอิสระจากกัน การหาค่าความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรใช้สัญลักษณ์ของตัวแปรเป็นตัวแปร X และตัวแปร Y ค่าสหสัมพันธ์เพียร์สัน(r) มีค่าอยู่ในช่วงระหว่าง -1 ถึง 1 สามารถแสดงได้ในสมการที่ 2.10

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n [(x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})]}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} \quad (2.10)$$

โดยที่

$r$  = ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เพียร์สันที่บ่งบอกถึงระดับความสัมพันธ์ของตัวแปร X และตัวแปร Y

$i$  = ลำดับที่ของคู่อันดับภายในชุดข้อมูล

$n$  = จำนวนคู่อันดับที่อยู่ภายในชุดข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับ... ให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า... ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$X_i$  = ค่าตัวแปร X ของคู่อันดับลำดับที่ i

$\bar{X}$  = ค่าเฉลี่ยของตัวแปร X

$Y_i$  = ค่าตัวแปร Y ของคู่อันดับลำดับที่ i

$\bar{Y}$  = ค่าเฉลี่ยของตัวแปร X

แสดงทิศทางของความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรสองตัวแปร (Direction of the Relationship) โดยการสร้างภาพการกระจาย เพื่อดูทิศทางความสัมพันธ์มีลักษณะความสัมพันธ์ 3 แบบ คือ

- สหสัมพันธ์ทางบวก (Positive Correlations) คือ ถ้าตัวแปรหนึ่งเพิ่มหรือลดอีกตัวแปรหนึ่งก็จะเพิ่มหรือลดไปด้วย
- สหสัมพันธ์ทางลบ (Negative Correlations) คือ ถ้าตัวแปรหนึ่งมีค่าเพิ่มขึ้นหรือลดลง อีกตัวแปรหนึ่งจะมีค่าตรงกันข้าม
- สหสัมพันธ์เป็นศูนย์ (Zero Correlations) คือ ตัวแปรทั้งสองไม่มีความสัมพันธ์กัน

## 2.13 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.13.1 A Wearable Respiration Monitoring System Based on Digital Respiratory Inductive Plethysmography. [31]

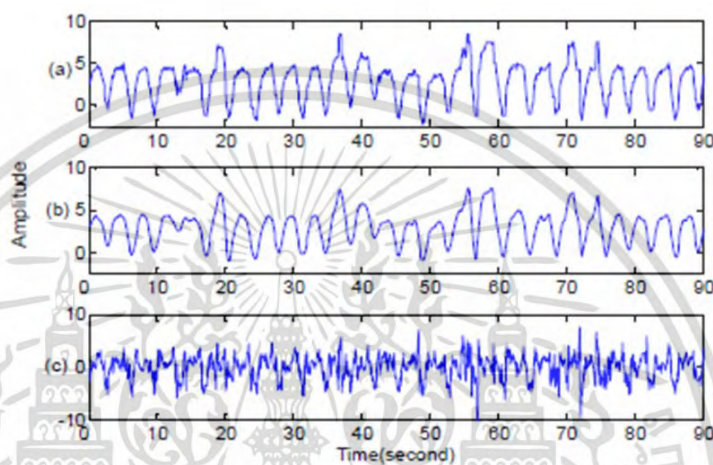
บทความนี้เขียนโดย Dan Wu, Lei Wang, และคณะ (2009) ในบทความนำเสนออุปกรณ์ตรวจสอบการหายใจที่น่าเชื่อถือของ Respiratory Inductive Plethysmograph (RIP) มาพัฒนาในการตรวจสอบการหายใจโดยการตัดเย็บเซ็นเซอร์ให้อยู่ในรูปของเข็มขัดในลักษณะที่ไม่สร้างความรำคาญต่อผู้ที่สวมใส่ ระบบที่พัฒนาขึ้นประกอบด้วย 1. เข็มขัดที่ใช้วัดบริเวณหน้าอกหรือช่วงท้อง 2. ชุดวงจร อิเล็กทรอนิกส์ขนาดเล็กที่เชื่อมต่อกับเข็มขัด 3. ชุดอุปกรณ์เครื่องรับ-เครื่องส่งที่เชื่อมต่อกับเครื่องคอมพิวเตอร์ แสดงในรูป 2.29



รูปที่ 2.29 ภาพแสดงอุปกรณ์ตรวจวัดการหายใจและบอร์ดวงจรอิเล็กทรอนิกส์

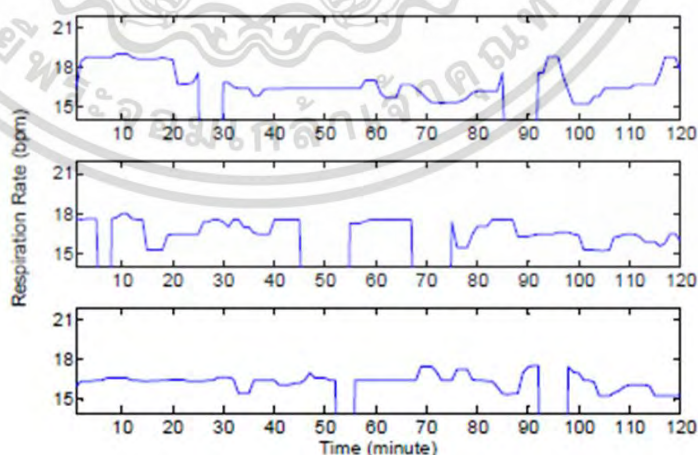
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ชุดเข็มขัดประกอบไปด้วยเซ็นเซอร์ที่ทำจากเส้นลวดโดยใช้หลักการของ RIP ที่ได้รับการพิสูจน์แล้วว่ามีความไวสูงและเชื่อถือได้ในการติดตามสัญญาณการหายใจ ในบทความนี้ได้นำเสนอเซ็นเซอร์ที่พัฒนาขึ้นโดยใช้หลักการของ RIP มาทดสอบเทียบกับผลิตภัณฑ์ในเชิงพาณิชย์ (BIOPAC MP 150 ซึ่งใช้เข็มขัดเซ็นเซอร์เพียงโซลิดเกอริก) ทำการทดสอบในห้องปฏิบัติการเครื่องปรับอากาศในขณะที่อาสาสมัครกำลังนอนหลับ ข้อมูลที่ได้จากการทดสอบไม่น้อยกว่า 5 ชั่วโมง มีค่าความคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์ที่คำนวณได้จากอุปกรณ์ทั้งสองอยู่ที่ประมาณ 15 เปอร์เซ็นต์ รูปที่ 2.30 แสดงขั้นตอนการประมวลผลที่ละขั้นตอนของสัญญาณการหายใจแยกสัญญาณรบกวนใช้วิธี Threshold de-noise method



รูปที่ 2.30 ขั้นตอนการประมวลผลสัญญาณ (a) สัญญาณการหายใจ (b) สัญญาณการประมวลผลหลังจากการแปลงเวฟเล็ต (c) สัญญาณที่เหลือ

แสดงผลการทดสอบอัตราการหายใจแบบไดนามิก 6 ชั่วโมง ส่วนข้อมูลที่มีคุณภาพของสัญญาณไม่ดีจะถูกตัดทิ้งโดยไม่ต้องดำเนินการในขั้นต่อไป แสดงรูปที่ 2.31



รูปที่ 2.31 แสดงการทดสอบอัตราการหายใจในอาสาสมัคร 1 คน ในระหว่างการนอนหลับเกิน 6 ชั่วโมง จากภาพแสดงให้เห็นใน 2 ชั่วโมง ที่สัญญาณไม่ดีก็จะถูกตัดทิ้งตามเกณฑ์ที่ได้ตั้งไว้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

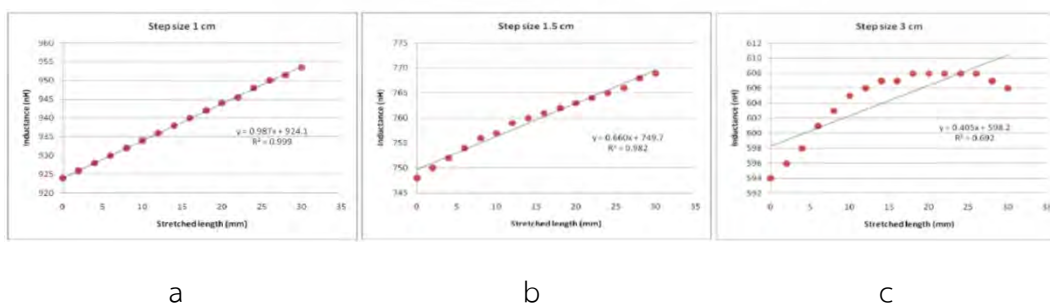
### 2.13.2 A Portable Respiratory Monitor Using Respiratory Inductive Plethysmography. [32]

บทความนี้เขียนโดย H.T. Ngo, C.V. Nguyen, T.M.H. Nguyen, and Toi Van Vo ในบทความนี้นำเสนออุปกรณ์ตรวจวัดการหายใจโดยใช้เทคนิค RIP และศึกษาลักษณะของเซ็นเซอร์ RIP เพื่อที่จะได้ปรับปรุงและออกแบบเซ็นเซอร์ได้อย่างถูกต้อง และทดสอบการทำงานของสายวัดโดยใช้อาสาสมัคร 10 คน โดยมีค่าความผิดพลาดของค่าอัตราการหายใจ  $\pm 1$  bpm นอกจากนี้ยังออกแบบอุปกรณ์แสดงอัตราการหายใจแบบพกพาโดยแสดงผลค่าอัตราการหายใจบนจอ LCD 16 ตัว มีสัญญาณเตือนเมื่ออัตราการหายใจต่ำกว่าเกณฑ์ ด้านคอมพิวเตอร์แสดงผลผ่านโปรแกรม LabVIEW

การออกแบบลักษณะของเซ็นเซอร์ RIP โดยสร้างเซ็นเซอร์ 3 แบบด้วยกันสูง 2.2 เซนติเมตร และยาว 30 เซนติเมตรแสดงในรูปที่ 2.32 จากการทดสอบแสดงให้เห็นว่าการสร้างเซ็นเซอร์ที่มีขนาด 1 เซนติเมตร มีความไวและเป็นเชิงเส้นที่ดีมากกว่าขนาดอื่นๆ แสดงในรูปที่ 2.33



รูปที่ 2.32 เซ็นเซอร์ RIP 3 รูปแบบ มีเส้นลวด ความสูงและความยาวเท่ากัน แต่มีขนาดแตกต่างกัน (a) 1 ซม. , (b) 1.5 ซม. , (c) 3 ซม.



รูปที่ 2.33 ตัวเหนี่ยวนำเมื่อเทียบกับความยาวที่ยืดออกของเซ็นเซอร์ RIP ของการตัดเย็บ 3 แบบ กัน

(a) ขนาด 1 ซม. , (b) ขนาด 1.5 ซม. , (c) ขนาด 3 ซม.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.13.3 Thoraco-Abdominal Asynchrony in Children during Quiet Sleep using Hilbert Transform. [29]

Sarah Immanuel และคณะ ได้นำเสนอเทคนิคที่ใช้การแปลงฮิลเบิร์ตเพื่อหาจำนวนที่ไม่เท่ากันของทรวงอกและช่องท้อง (TAA) ซึ่งขึ้นอยู่กับ การเปลี่ยนแปลงเฟสระหว่างสัญญาณการหายใจที่หน้าอก (RC) และสัญญาณการหายใจที่ท้อง (AB) ที่ได้มาโดยใช้เทคนิคการวัดการหายใจแบบ respiratory inductive plethysmography (RIP).

ในการศึกษาก่อนหน้านี้ TAA ได้รับการประเมินตามความกว้างของลูปจาก Lissajous figure ของสัญญาณ RC เปรียบเทียบกับ AB เรียกว่าการแปลง Konno Mead plots หลังจากนั้นก็ได้มีการเสนอวิธีอื่นๆอีกมากมายเพื่อประเมินความสัมพันธ์ระหว่างการหายใจและความสำคัญเชิงเฟสของการหายใจของการเคลื่อนที่แบบ RC และ AB และการเคลื่อนที่ของปริมาตรเนื่องจากการเคลื่อนไหว การประมาณเฟสแบบอัตโนมัติระหว่างชุดข้อมูลสองช่วงตามการตรวจจับเฟสดิจิตอลได้เสนอโดย Motto et al วิธีนี้ได้รับการประมาณค่าเอนเอียงน้อยกว่าวิธีการของสหสัมพันธ์เพียร์สันและได้รับการดำเนินการในการศึกษาการประเมินทารกที่มีความเสี่ยงของภาวะหยุดหายใจหลังจากการผ่าตัด

ซึ่งในบทความนี้ใช้วิธีการตรวจสอบแบบ RIP ในระหว่างการนอนหลับระยะยาว (PSG) ในเด็กที่มีสุขภาพดี 40 คน เพื่อที่จะวิเคราะห์การหายใจในช่วงการนอนหลับโดยไม่มีสิ่งกีดขวางทางเดินหายใจ และนำสัญญาณที่ได้มาวิเคราะห์ค่า TAA ในการคำนวณค่า TAA จากสัญญาณการหายใจส่วนของ RC และ RB พบว่ามีความสอดคล้องกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของการนอนหลับในระดับ TAA สรุปได้ว่าการแปลงของฮิลเบิร์ตเป็นเครื่องมือที่ง่ายสำหรับการหาปริมาณการไม่เท่ากันของสัญญาณการหายใจที่ทรวงอก – ช่องท้อง ซึ่งง่ายกว่าวิธีอื่นๆ

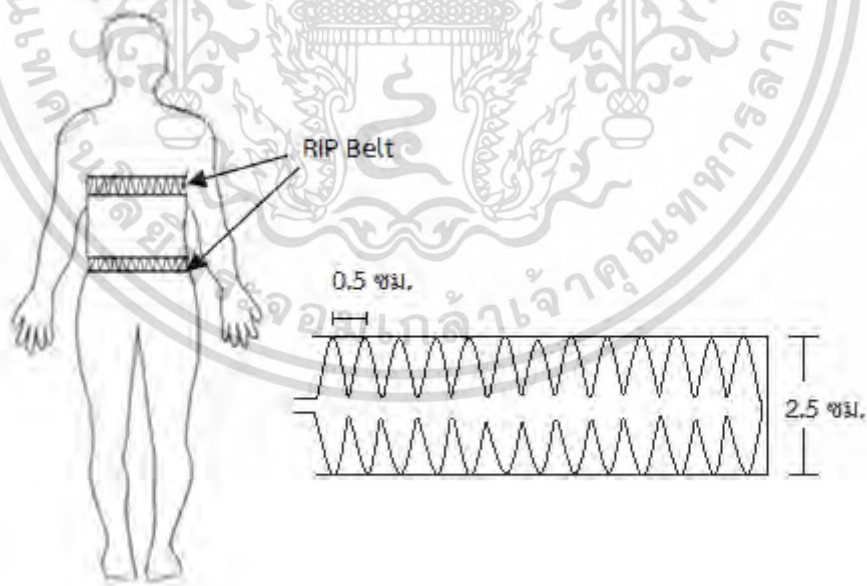
## บทที่ 3

### การออกแบบระบบ

บทนี้จะกล่าวถึงโครงสร้างและหลักการออกแบบเซ็นเซอร์สำหรับวัดการหายใจแบบต่อเนื่อง โดยใช้หลักการหลักการ Respiratory Inductance Plethysmography (RIP) ระบบอิเล็กทรอนิกส์ขับเคลื่อน การออกแบบระบบประมวลผลและการนำสัญญาณการหายใจมาวิเคราะห์หาค่าต่างๆ

#### 3.1 โครงสร้างและหลักการออกแบบเซ็นเซอร์

หลักการของ Respiratory Inductance Plethysmography (RIP) คือ การวัดการเปลี่ยนแปลงของปริมาตรตามการเปลี่ยนแปลงค่าอินдукแตนซ์ หลักการดังกล่าวถูกนำมาดัดแปลงวัดการหายใจบริเวณทรวงอกและช่องท้อง โดยการออกแบบให้อยู่ในรูปเข็มขัดยางยืดหยุ่น ปรับให้รัดตึงพอดีกับรอบทรวงอกและหน้าท้อง ใช้ลวดทองแดงอาบน้ำยาเบอร์ 42 ถักซิกแซกเย็บติดกับยางยืด กว้าง 2.5 เซนติเมตร ระยะห่างของเซ็นเซอร์ 0.5 เซนติเมตร ความยาวปรับได้ตามขนาดของทรวงอกและให้เข็มขัดสามารถยืดขยายและหดตัวได้ตามการเปลี่ยนแปลงของสรีระรอบๆช่องอกและช่องท้อง ค่าอินдукแตนซ์จะมีการเปลี่ยนแปลงขณะที่มีการหายใจเข้าและหายใจออกเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงของรูปร่างสรีระหน้าอกและหน้าท้อง แสดงในรูปที่ 3.1 ตามลำดับ



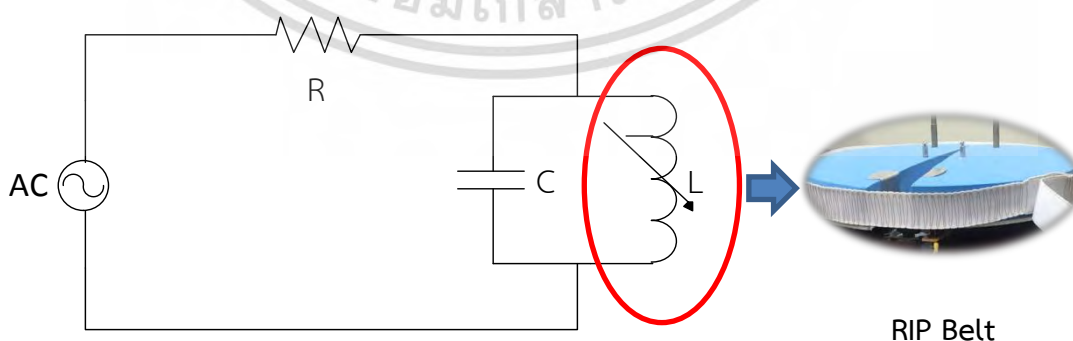
รูปที่ 3.1 ภาพจำลองโครงสร้างและการออกแบบเซ็นเซอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เนื่องจากค่าความเหนี่ยวนำของเซ็นเซอร์ RIP มีค่าประมาณ 2~3 ไมโครเฮนรี ความต้านทานไฟฟ้ากระแสสลับของ inductive belt มักจะน้อยกว่า 10 โอห์ม เมื่อมีแรงกระตุ้นด้วยกระแสรูปคลื่นไซน์ที่ 2 เมกะเฮิรตซ์ ความต้านทานไฟฟ้ากระแสสลับสามารถคำนวณได้จากสมการ 3.1 โดยที่  $L$  คือค่าความเหนี่ยวนำของเซ็นเซอร์  $f$  คือ ความถี่ที่ใช้ในการกระตุ้น  $Z$  คือ ค่าความต้านทานไฟฟ้ากระแสสลับ

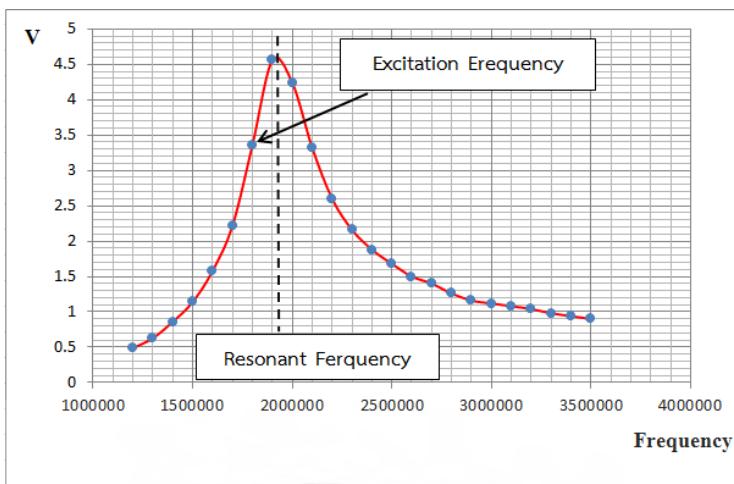
$$Z = j\omega L = j2\pi fL \quad (3.1)$$

โดยจะต้องมีความถี่และกระแสที่เพียงพอในการกระตุ้นให้เซ็นเซอร์ทำงาน ก่อนที่จะติโมดูเลชันรูปแบบการหายใจด้วยวงจรไดโอดดีเทคเตอร์ (diode detector circuit) ได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยการออกแบบชุดตรวจจับรูปแบบการหายใจ ดังแสดงในรูปที่ 3.2 (a) ซึ่งประกอบด้วย ตัวเหนี่ยวนำ ( $L$ ) ตัวต้านทานคงที่ ( $R$ ) และตัวเก็บประจุคงที่ ( $C$ ) สร้างเป็นวงจร LC แบบขนาน ในที่นี้  $L$  แสดงถึงความเหนี่ยวนำ RIP โดยที่  $R$  หมายถึงความต้านทาน DC และ  $C$  หมายถึง ตัวเก็บประจุที่เหมาะสมกับการตั้งค่าความถี่กลางของวงจร LC เมื่อเทียบกับอีดกทีฟเซ็นเซอร์ การออกแบบนี้สามารถที่จะปรับปรุง AC impedance ของอุปกรณ์ตรวจจับ (sensing unit) เมื่อถูกกระตุ้นด้วยความถี่สูงรอบๆความถี่รีโซแนนซ์ แสดงในรูปที่ 3.2 (b) ชุดตรวจจับแบบ LC ขนานเป็นตัวกรองสัญญาณแถบความถี่ผ่านโดยใช้ความถี่กลางเป็นตัวแปร แอมพลิจูดทางเอาต์พุตของฟิลเตอร์จะเปลี่ยนไปตามการเปลี่ยนความถี่กลางที่เกิดจากการเปลี่ยนแปลงการเหนี่ยวนำของการเปลี่ยนแปลงสรีระการหายใจที่หน้าอกหรือช่องท้อง เพื่อให้ความสัมพันธ์แบบ Monotonic ระหว่างการเปลี่ยนแปลงของค่า AC impedance และตัวเหนี่ยวนำ ( $L$ ) ในระหว่างการวัดค่าเหนี่ยวนำ ฉะนั้นจึงควรตั้งความถี่ของกระแสกระตุ้นให้ห่างจากความถี่กลางของวงจร LC ในรูปที่ 3.2 (b) จากการทดลองแสดงให้เห็นว่าการเปลี่ยนแปลงความถี่กลางของชุดเซ็นเซอร์ตรวจวัดน้อยกว่า 40 กิโลเฮิรตซ์ โดยมีเส้นรอบวงของเซ็นเซอร์เปลี่ยนจาก 90 เซนติเมตร เป็น 120 เซนติเมตร ซึ่งครอบคลุมเส้นรอบวงของทรวงอกและส่วนท้อง ดังนั้นการแบ่งความถี่ 20 กิโลเฮิรตซ์ ระหว่างความถี่รีโซแนนซ์และความถี่กระตุ้นจะเพียงพอที่จะหลีกเลี่ยงการพลิกกลับของขั้วของสัญญาณระหว่างการวัดและยังคงรักษาการตอบสนองและความไวของสัญญาณได้เพียงพอ



(a)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



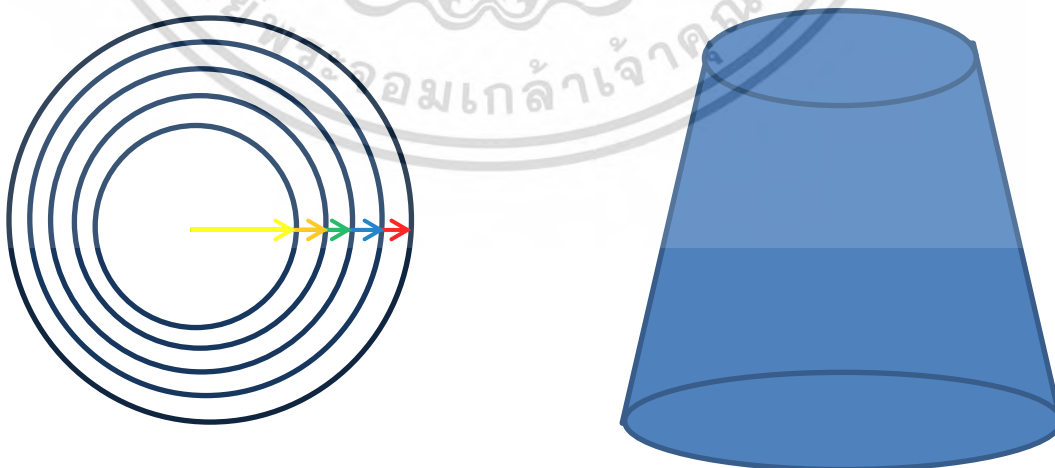
(b)

รูปที่ 3.2 โครงสร้างของระบบวัดการหายใจ วงจรรีโซแนนซ์ LC แบบขนาน และความสัมพันธ์ของแรงดันและความถี่ของตัวแปลงสัญญาณกับตัวแปร L (ก) วงจรตรวจจับ LC แบบขนาน (ข) ฟังก์ชันการถ่ายโอนข้อมูลของชุดตรวจจับ LC

ในความเป็นจริงการเปลี่ยนความถี่ที่เกิดจากการเปลี่ยนแปลงความเหนี่ยวนำ (L) ในระหว่างการหายใจปกติตามธรรมชาติมีขนาดที่เล็กมากจนความสัมพันธ์ระหว่างการเปลี่ยนแปลงของความกว้างรอบวงการเหนี่ยวนำถือได้ว่าเป็นเชิงเส้น สำหรับการทดสอบหาความสัมพันธ์ระหว่างการขยายตัวของเข็มขัดกับการเปลี่ยนแปลงของค่าความเหนี่ยวนำที่ความถี่รอบๆความถี่รีโซแนนซ์สามารถแสดงได้ในรูปที่ 3.3 – 3.4 ตามลำดับ

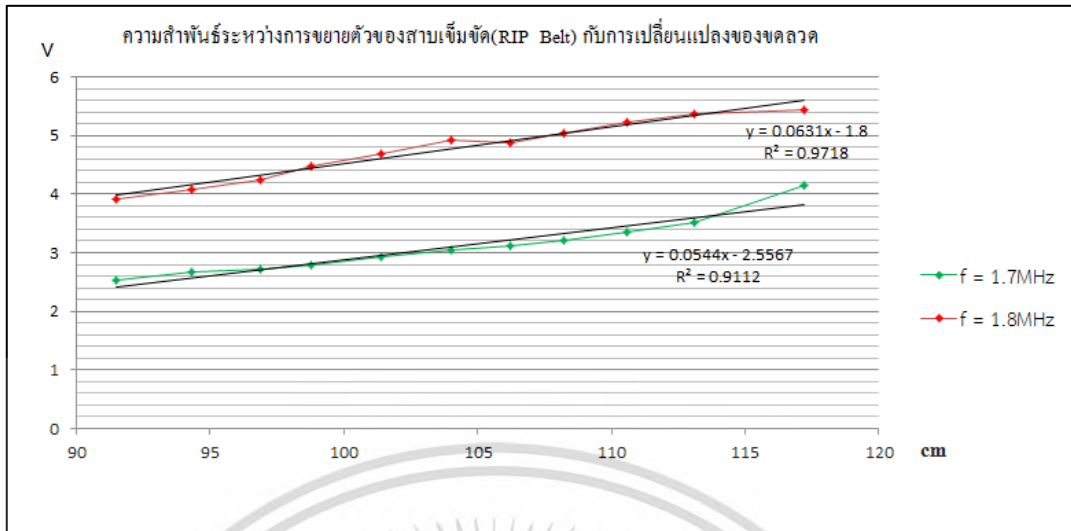
โดยมีสมการความยาวเส้นรอบวง คือ  $2\pi r$  (3.2)

r คือ รัศมีของวงกลม

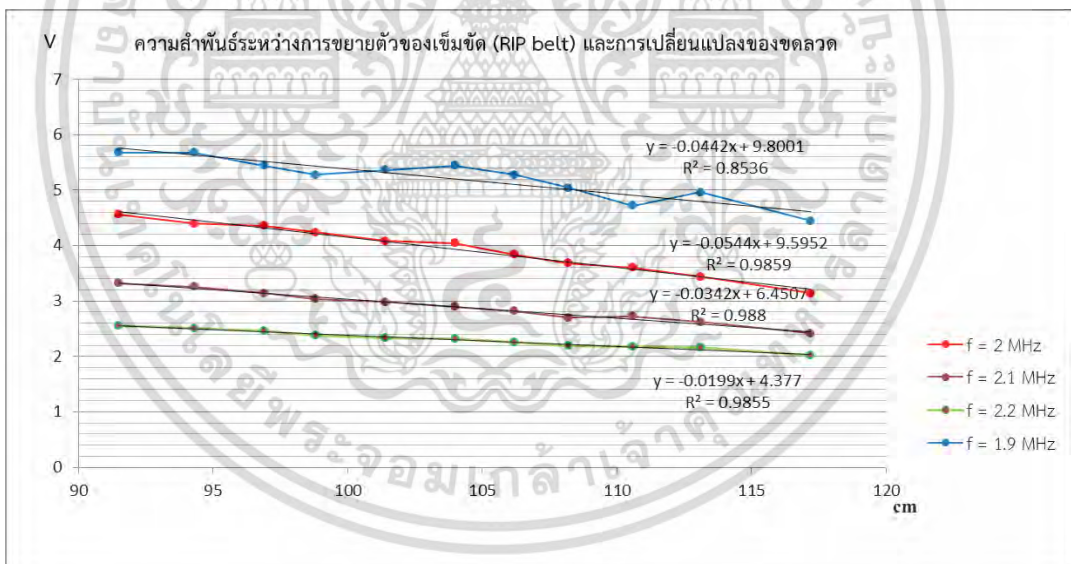


รูปที่ 3.3 แบบจำลองการเปลี่ยนแปลงความเหนี่ยวนำ (L) ตามความกว้างของเส้นรอบวง

เอกสารนี้เป็นเอกสารทบทวนวิสาสำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่บนสื่อออนไลน์ การนำเอกสารนี้ไปใช้โดยไม่ผ่านการอนุญาตถือว่าผิดกฎหมาย ผู้ใช้ต้องรับผิดชอบต่อการใช้งานเอกสารนี้



รูปที่ 3.4 ความสัมพันธ์ระหว่างการขยายตัวของสายเข็มขัดและการเปลี่ยนแปลงเส้นรอบวงของขดลวด ความถี่ 1.7 - 1.8 เมกะเฮิรตซ์ ความถี่ก่อนถึงค่ารีโซแนนซ์

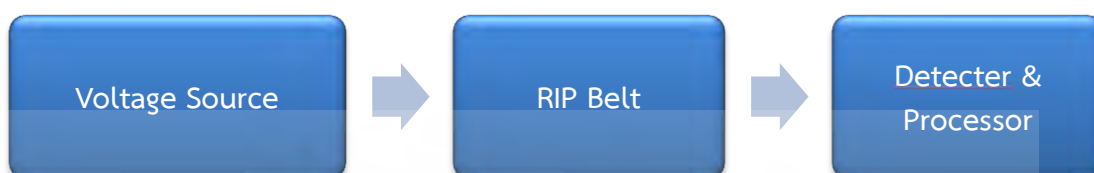


รูปที่ 3.5 ความสัมพันธ์ระหว่างการขยายตัวของสายเข็มขัดและการเปลี่ยนแปลงเส้นรอบวงของขดลวด ความถี่ 1.9 - 2.2 เมกะเฮิรตซ์ ความถี่หลังการเกิดรีโซแนนซ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

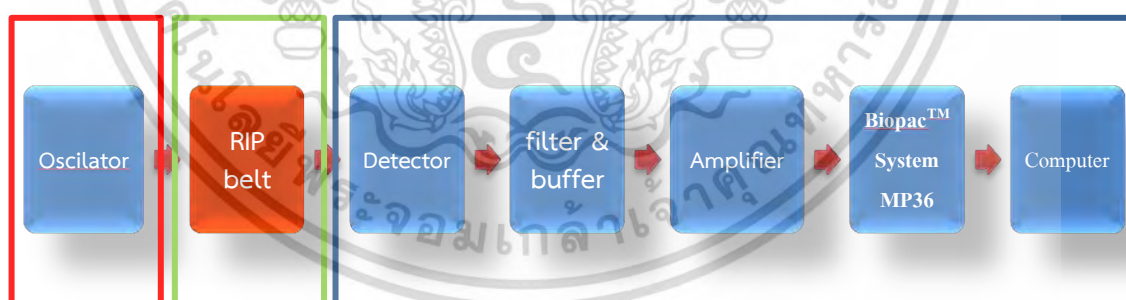
### 3.2 องค์ประกอบโดยรวมของระบบ

หลักการวัดการเปลี่ยนแปลงค่าอินตักแทนซ์ประกอบด้วย 3 องค์ประกอบหลักด้วยกัน แสดงตามบล็อกไดอะแกรมในภาพที่ 3.6



รูปที่ 3.6 บล็อกไดอะแกรมองค์ประกอบโดยรวมของระบบ

การทำงานของระบบตามบล็อกไดอะแกรมแสดงในรูปที่ 3.7 ใช้วงจร Colpitts Oscillator ในการกำเนิดสัญญาณรูปไซน์ที่มีความถี่ 1.8 เมกะเฮิรตซ์ สำหรับจ่ายให้กับวงจรโซแนนซ์ ใช้วงจรดีเทคเตอร์และฟิลเตอร์แยกสัญญาณความถี่สูงออกให้เหลือเฉพาะการเปลี่ยนแปลงค่าอินตักแทนซ์ในช่วงของการหายใจโดยความถี่การหายใจปกติอยู่ในช่วง 0.15 – 0.4 mHz ขยายสัญญาณและใช้ Biopac™ System MP 36 หรือ LabVIEW® 2011 ตามลักษณะการใช้งานและแสดงผลผ่านจอคอมพิวเตอร์



รูปที่ 3.7 บล็อกไดอะแกรมการทำงานของระบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

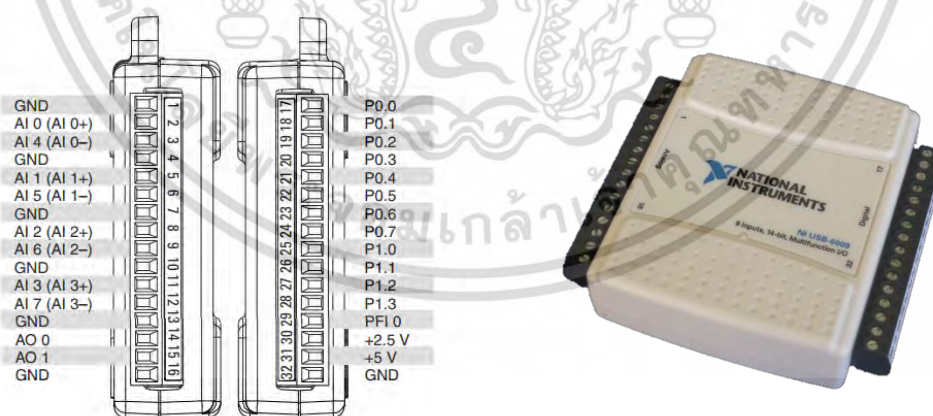
### 3.3 ระบบอิเล็กทรอนิกส์ที่เกี่ยวข้อง

#### 3.3.1 DAQ Card NI USB-6009

สำหรับการประมวลผลและแสดงผลด้วยโปรแกรม LabVIEW® 2011 จึงเลือกใช้ DAQ Card NI USB-6009 ในการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล โดยเชื่อมต่อสัญญาณทางเอาต์พุตของวงจรของระบบ RIP Belt และส่งสัญญาณออกทางเอาต์พุตเชื่อมต่อกับไมโครคอมพิวเตอร์ เนื่องจากมี A/D ที่ความละเอียดสูง มีอินพุตหลายช่องสัญญาณและแหล่งจ่ายไฟ 5 โวลต์ ควบคุมการเชื่อมต่อโดยคอมพิวเตอร์ผ่านโปรแกรม LabVIEW® 2011

ตารางที่ 3.1 คุณสมบัติของ DAQ Card NI USB-6009

คุณสมบัติ	DAQ Card NI USB-6009
ลักษณะ	14 บิต แบบ Differential 13 บิต แบบ Single-Ended
อัตราการซิกตัวอย่างสูงสุด Single Channel	48 kS/s
อัตราการซิกตัวอย่างสูงสุด Multiple Channels (aggregate)	48 kS/s
การกำหนดค่าดิจิทัลอินพุตและดิจิทัลเอาต์พุต	แต่ละช่องสามารถตั้งโปรแกรมเป็นโปรแกรมเก็บข้อมูลแบบเปิดหรือไทรฟ์ที่ใช้งานได้



รูปที่ 3.8 DAQ Card NI USB-6009

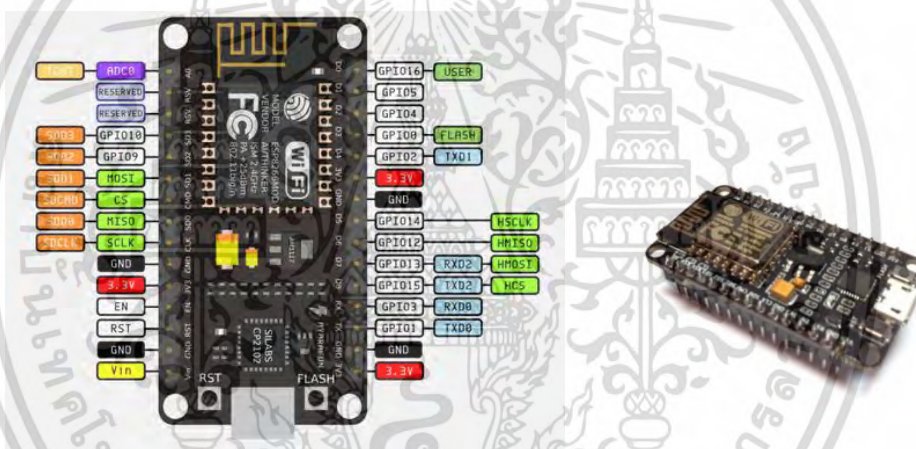
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.3.2 NodeMCU ESP8266 (V2)

สำหรับการมอนิเตอร์การหายใจขณะหลับ เลือกใช้ NodeMCU ESP8266 (V2) ในการเชื่อมต่อสัญญาณทางเอาต์พุตของวงจรของระบบ RIP Belt ในการรับ-ส่งข้อมูลขึ้น Cloud เพื่อแสดงสัญญาณการหายใจ โดยเป็นโมดูลที่ประกอบด้วย ESP8266-12 E มีเสาอากาศแบบ PCB Antenna เชื่อมต่อเฮดเดอร์สำหรับขาสัญญาณต่างๆ Node MCU เป็น Open-Source Firmware และโมดูลมี GPIO ให้ใช้ถึง 10 พอร์ตสามารถนำมาพัฒนาโปรเจกต์ทางด้าน Internet of Things (IoT) เชื่อมต่ออุปกรณ์อื่นๆ ได้ง่าย

ข้อดีของบอร์ดโดยพื้นฐานFirmware

- เชื่อมต่อ USB กับคอมพิวเตอร์ง่ายมีขาอินพุตไว้เชื่อมต่อกับ Protoboard
- ซิปภายใน ESP8266-12 E มี CPU 32 บิต
- เชื่อมต่อ Wi-Fi ได้
- ต้นทุนต่ำ ใช้งานง่าย



รูปที่ 3.9 NodeMCU ESP8266 (V2) และ Pin Definition

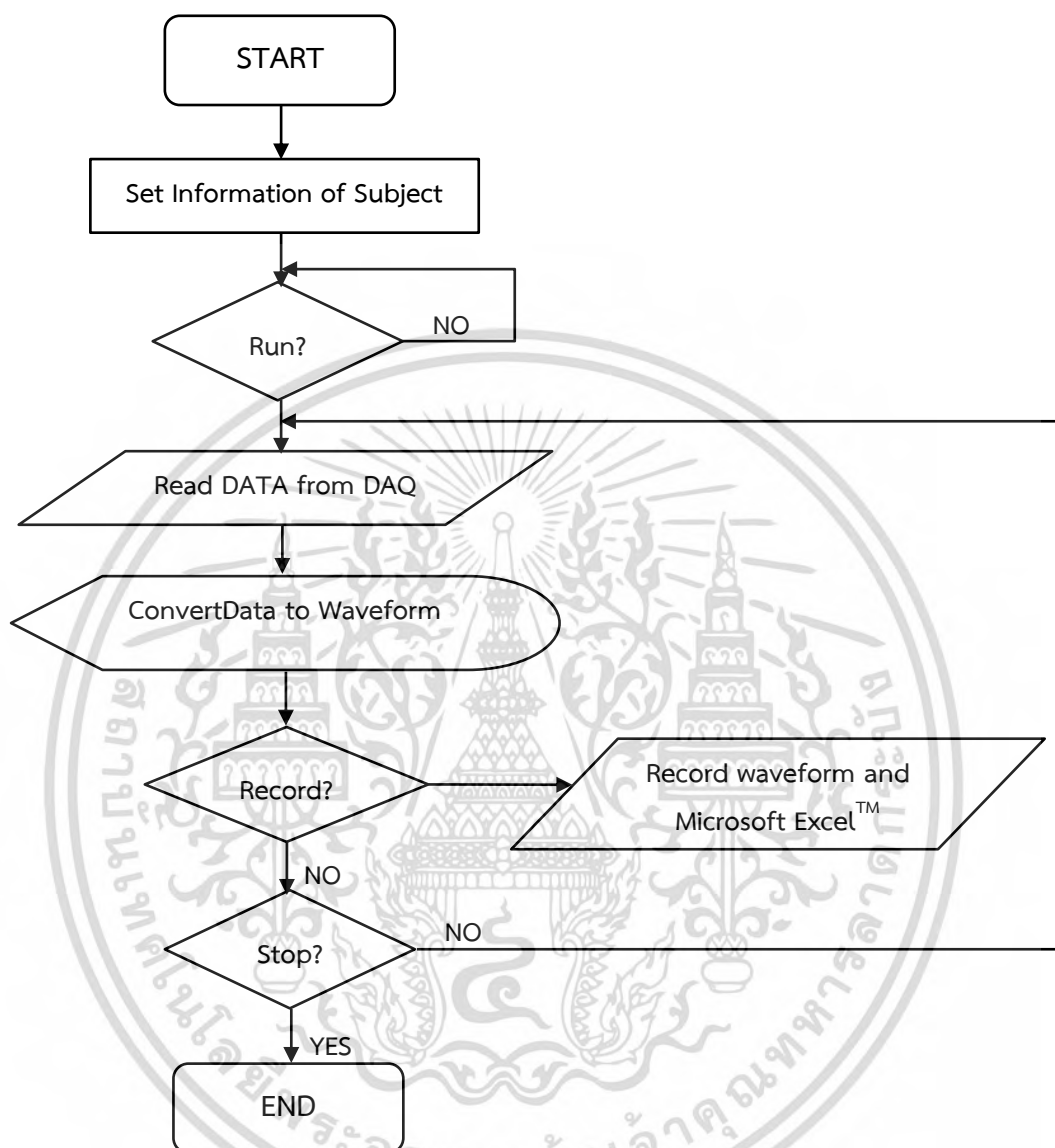
## 3.4 การออกแบบระบบการวัดและประมวลผล

### 3.4.1 การวัดและบันทึกข้อมูล โดยโปรแกรม LABVIEW®

LabVIEW® วิศวกรรมมาจาก Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench เป็นโปรแกรมที่สร้างขึ้นมาเพื่อใช้ในด้านกรวัดและเครื่องมือวัดทาง โปรแกรม LABVIEW® มีฟังก์ชันการใช้งานที่หลากหลายในด้านการวัดและประมวลผล ภาษาที่ใช้ในการเขียนโปรแกรมเรียกว่า ภาษา G (Graphical Language) หรือที่เรียกว่าภาษารูปภาพ โปรแกรมมีความสะดวกลดเวลาในการเขียนโปรแกรมลงได้มาก และสามารถที่จะปรับเปลี่ยนให้เหมาะสมกับการใช้งานและผู้ใช้หลายๆกลุ่มได้ การแสดงผลสามารถแสดงผลได้ทั้งแบบกราฟและตัวอักษร การเชื่อมต่อสัญญาณกับตัวแปลงสัญญาณ DAQ Card NI USB-6009

ระบบถูกออกแบบมาเพื่อใช้ในห้องปฏิบัติการสำหรับแสดงสัญญาณการหายใจขณะวัด จึงออกแบบให้ง่ายต่อการใช้งาน แสดงค่าของการวัดแบบเวลาจริงบันทึกค่าในรูปแบบไฟล์สามารถนำค่าที่

ได้มาวิเคราะห์ข้อมูลภายหลังได้ โดยใช้ MATLAB™ แสดงรายละเอียดการวัดและบันทึกข้อมูลดังรูปที่ 3.10



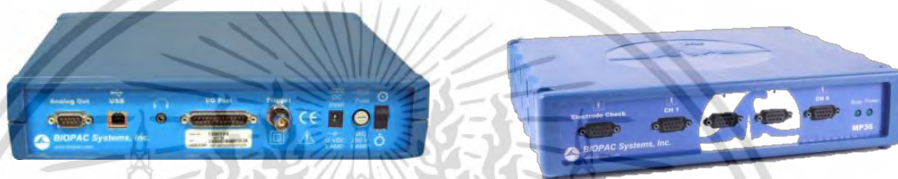
รูปที่ 3.10 แผนผังการออกแบบซอฟต์แวร์เพื่อเชื่อมต่อกับระบบตรวจวัดการหายใจสำหรับแสดงผลและเก็บข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.4.2 การวัดและบันทึกข้อมูล โดยใช้ Biopac™ System MP 36

#### 3.4.2.1 Biopac™ System MP 36

Biopac™ System MP36 เป็นระบบเก็บข้อมูลแบบอนาล็อกทั้งหมด 4 ช่องสัญญาณสำหรับการวิจัยทางวิทยาศาสตร์ ระบบมีตัวรับสัญญาณแบบสากลสามารถที่จะบันทึกสัญญาณทางทรีวิทยาได้หลากหลาย เช่น เครื่องจำลองสัญญาณ, เอาต์พุตเสียง, และต่ออุปกรณ์จากภายนอกเพื่อวัดสัญญาณอื่นๆได้ มีความละเอียด 24 บิต (24-bit A/D Converter) แสดงผลผ่านหน้าจอคอมพิวเตอร์โดยผ่านซอฟต์แวร์ของ BIOPAC Student Lab



รูปที่ 3.11 Biopac™ System MP36

เข้าได้จาก : <https://www.biopac.com/product/upgrade-to-mp36-system>

#### 3.4.2.2 Biopac Respiratory Transducer® (SS5L)

Biopac Respiratory Transducer® (SS5L) แสดงในรูปที่ 3.12 เป็นอุปกรณ์ตรวจวัดแบบมาตรฐานที่ใช้ตรวจจับการหายใจโดยใช้ทรานสดิวเซอร์แบบเพียโซอิเล็กทริกติดรวมอยู่กับชุดเข็มขัดวัดการเปลี่ยนแปลงของรอบๆทรวงอกหรือหน้าท้อง ในงานวิจัยนี้ใช้ Biopac Respiratory Transducer® เพื่อทดสอบเปรียบเทียบประสิทธิภาพการทำงานของอุปกรณ์ตัววัดการหายใจที่ได้พัฒนาขึ้น

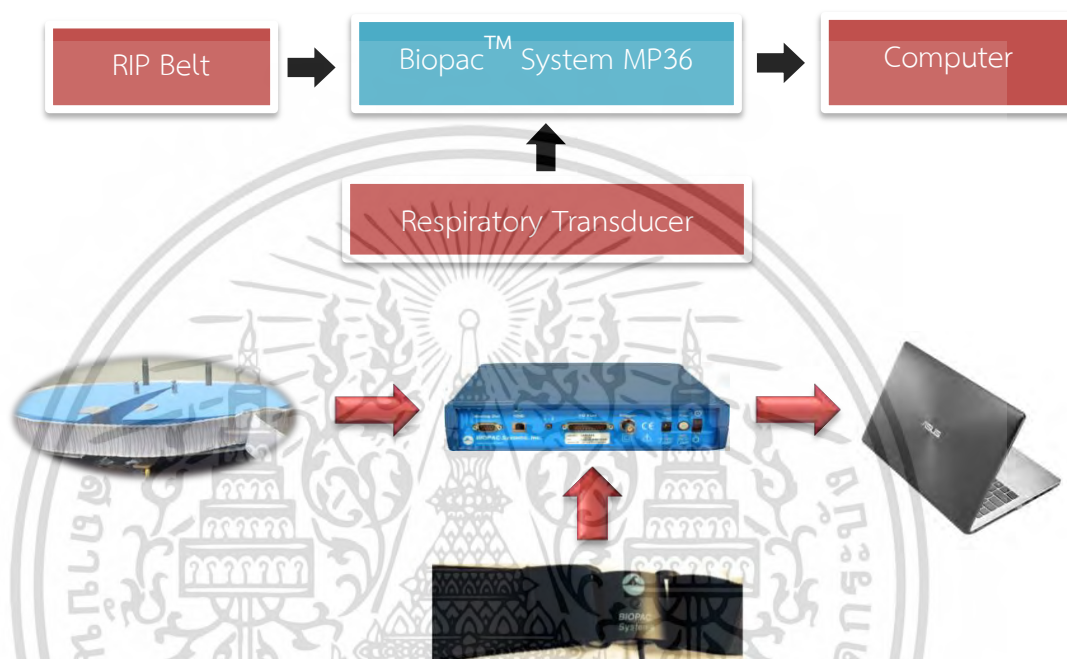


รูปที่ 3.12 Biopac Respiratory Transducer®

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.4.2.3 รูปแบบการเชื่อมต่ออุปกรณ์

ในการวัดและบันทึกผลโดยใช้ Biopac™ System MP 36 ซึ่งเป็นอุปกรณ์มาตรฐานชนิดหนึ่ง โดยวัดการเปรียบเทียบกันระหว่าง Biopac Respiratory Transducer เป็นชนิด PMDS กับ RIP Belt โดยนำอุปกรณ์ทั้งหมดเชื่อมต่อเข้ากับเครื่อง Biopac™ System MP 36 แปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัล และแสดงผลข้อมูลทั้งหมดผ่านจอคอมพิวเตอร์ ซึ่งจะอธิบายวิธีการทดสอบการวัดและประมวลผลในบทต่อไป



รูปที่ 3.13 ภาพจำลองการระบบการวัดและบันทึกผลโดยใช้อุปกรณ์ Biopac™ System MP 36

## 3.5 การประมวลผลโดยใช้โปรแกรม MATLAB™

การนำสัญญาณการหายใจมาวิเคราะห์และประมวลผลโดยใช้โปรแกรม MATLAB™ ในการวิเคราะห์ข้อมูลใช้สัญญาณที่ได้จาก RIP Belt และ Biopac Respiratory Transducer โดยทดสอบและเก็บข้อมูลจากอาสาสมัครสุขภาพดีและนักกายภาพบำบัด ซึ่งมีรายละเอียดการวิเคราะห์เป็นขั้นตอนดังต่อไปนี้

### 3.5.1 การวิเคราะห์หาความสัมพันธ์ของสัญญาณการหายใจด้วยวิธี Cross-Correlation

การหาความสัมพันธ์กันระหว่างสองสัญญาณโดยการนำสัญญาณสองสัญญาณมาเปรียบเทียบกับกันด้วยวิธีการ Cross-Correlation ซึ่งสัญญาณที่นำมาวิเคราะห์จะต้องอยู่ในเวลาเดียวกันและทำการทดสอบที่จุดเดียวกัน วิเคราะห์ทางสถิติเพื่อหาความสัมพันธ์ของข้อมูล โดยใช้วิธีการหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์แบบเพียร์สัน (Pearson's Correlation Coefficient) ถ้าสัญญาณที่ได้จากทั้งสองวิธีการวัดมีความเหมือนกันจะทำให้ค่าสัมประสิทธิ์ที่ได้จะต้องมีค่าเข้าใกล้ +1 หรือ -1 และมากกว่า  $\pm 0.5$  ซึ่งกล่าวไว้ในทฤษฎีบทที่ (2) โดยแบ่งเป็น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

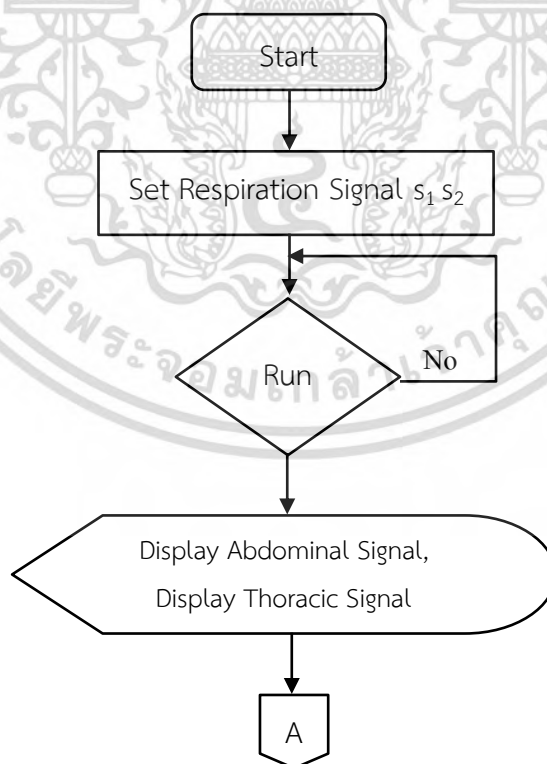
- การวัดความเหมือนกันของสัญญาณ RIP Belt1 และ RIP Belt2 ที่จุดเดียวกันและในเวลาเดียวกัน แสดงในแผนผังรูปที่ 3.14-3.15 ตามลำดับ
- การวัดความเหมือนกันระหว่างสัญญาณที่ได้จาก Biopac Respiratory Transducer กับ RIP Belt แสดงในแผนผังรูปที่ 3.14 - 3.15 ตามลำดับ

### 3.5.2 การประมาณค่า TAA และเปรียบเทียบด้านความไวเซ็นเซอร์

การประมาณค่า TAA และเปรียบเทียบด้านความไวของ Biopac Respiratory Transducer กับ RIP Belt การประมาณค่า TAA เป็นการตรวจสอบระดับความสัมพันธ์ของการหายใจระหว่างการขยายตัวของหน้าอกกับผนังช่องท้อง โดยนำสัญญาณที่ได้จากการวัดที่บริเวณทรวงอกและช่องท้องมาทำการวิเคราะห์ประมาณค่า TAA โดยใช้หลักการแปลงแบบฮิลเบิร์ต แสดงในแผนผังรูปที่ 3.16

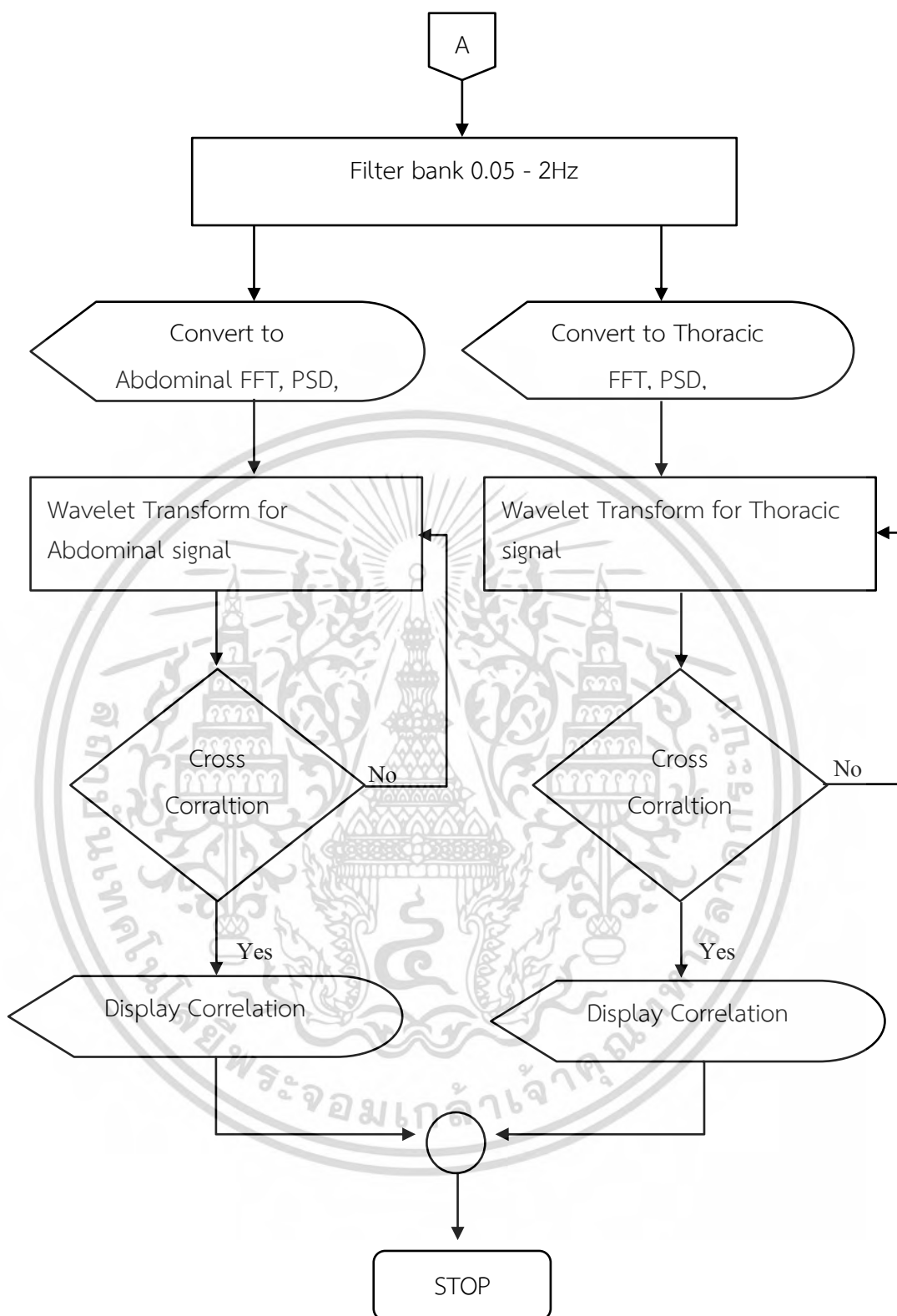
- วิเคราะห์และประมาณค่า TAA จากสัญญาณที่ได้จากการวัดโดย Biopac Respiratory Transducer กับ RIP Belt
- วิเคราะห์และประมาณค่า TAA จากสัญญาณที่ได้จากการวัดโดย RIP Belt จากการฝึกหายใจในรูปแบบต่างๆ จากนักกายภาพ
- เปรียบเทียบด้านความไวของ Biopac Respiratory Transducer กับ RIP Belt

### 3.5.3 แผนผังการออกแบบซอฟต์แวร์



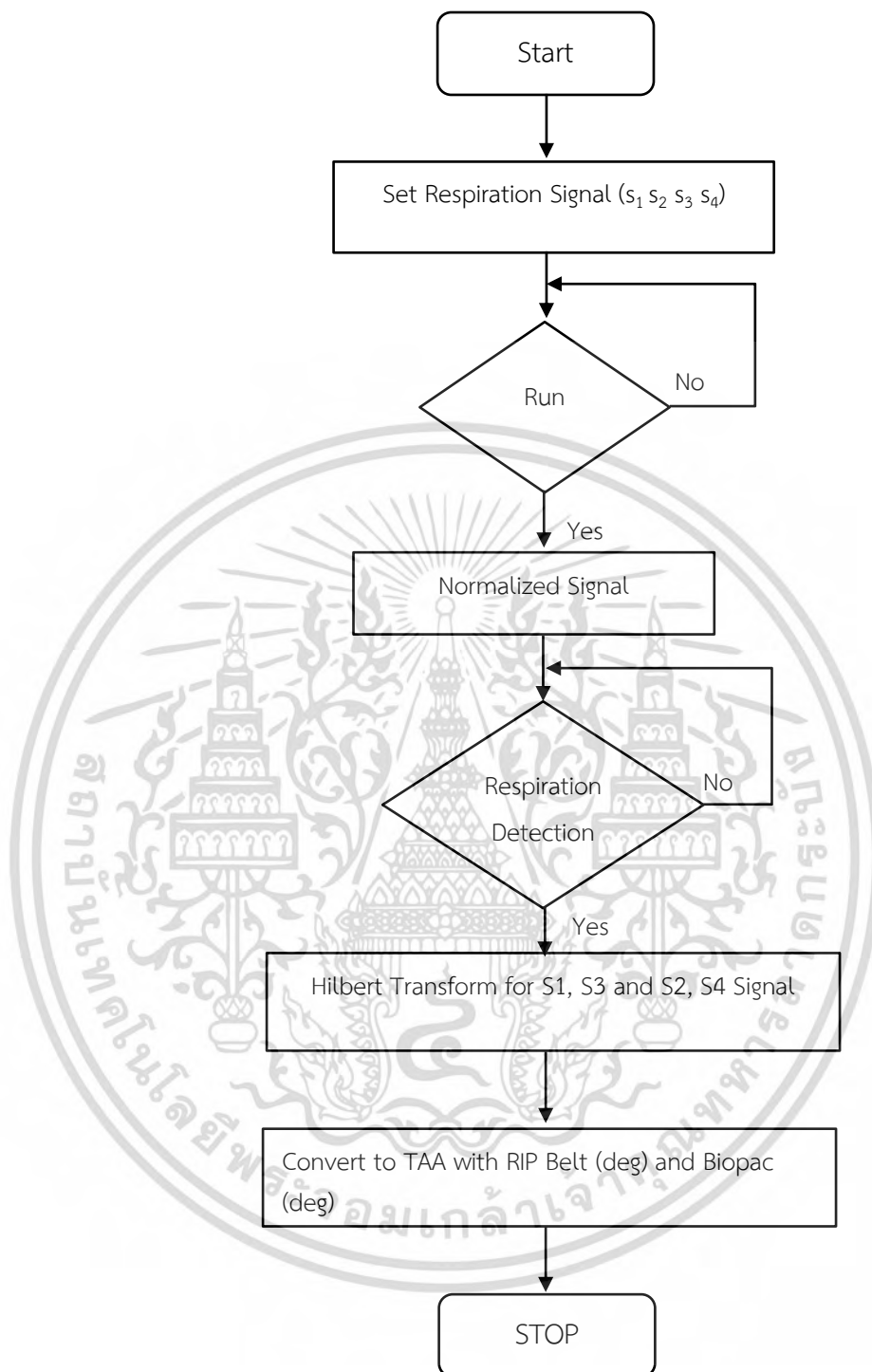
รูปที่ 3.14 แผนผังการออกแบบซอฟต์แวร์การหา Cross-Correlation ของสัญญาณการหายใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.แผนผังการออกแบบซอฟต์แวร์การหา Cross-Correlation ของสัญญาณการหายใจ (ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.16 แผนผังการออกแบบซอฟต์แวร์การประมวลค่า TAA ของสัญญาณการหายใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.6 การออกแบบการรัดเซ็นเซอร์(RIP Belt) สำหรับตรวจสอบการหายใจ

ลักษณะของการนำเซ็นเซอร์มาใช้ในการตรวจวัดการหายใจ โดยการใช้ RIP Belt พันรอบทรวงอกและช่องท้อง รูปแบบการนำ RIP Belt มาใช้งานในการตรวจสอบการหายใจจะแบ่งออกเป็น 3 หัวข้อหลักๆด้วยกัน คือ ตรวจจับการหายใจปกติ ใช้ในการแสดงสัญญาณการหายใจในขณะฝึกการหายใจในท่าต่างๆ ใช้สำหรับมอนิเตอร์การหายใจขณะหลับ และบันทึกสัญญาณเพื่อนำไปวิเคราะห์ในขั้นตอนต่อไป



รูปที่ 3.17 การออกแบบการตรวจวัดการหายใจบริเวณหน้าอกและหน้าท้อง

### 3.7 สรุป

บทนี้ได้กล่าวถึงรายละเอียดของการออกแบบเซ็นเซอร์วัดการหายใจ (RIP Belt) แบบต่อเนื่อง โดยใช้หลักการ Respiratory Inductance Plethysmography (RIP) และระบบอิเล็กทรอนิกส์ ซึ่งในการออกแบบเริ่มจากการออกแบบเซ็นเซอร์และโครงสร้างของเซ็นเซอร์ให้มีความทนทาน และมีขนาดที่เหมาะสมสำหรับรูปร่างและสรีระทรวงอกและช่องท้องของมนุษย์สำหรับใช้ในการวัดการหายใจ ออกแบบระบบวัด บันทึกผล และแสดงสัญญาณผ่านระบบคอมพิวเตอร์โดยโปรแกรม LabVIEW<sup>®</sup> , Biopac<sup>™</sup> System MP 36 และสำหรับมอนิเตอร์สัญญาณขณะหายใจขณะหลับจะส่งข้อมูลผ่านระบบ WiFi ส่งข้อมูลการหายใจขึ้น Cloud แสดงสัญญาณการหายใจเพื่อให้ผู้เชี่ยวชาญสามารถตรวจสอบการหายใจขณะหลับได้ ออกแบบการประมวลผลและวิเคราะห์สัญญาณการหายใจโดยใช้โปรแกรม MATLAB<sup>™</sup> ในการวิเคราะห์ค่า TAA ความไว และหาความเหมือนกันของสัญญาณระหว่างเครื่องมือที่ใช้ในห้องปฏิบัติการและอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

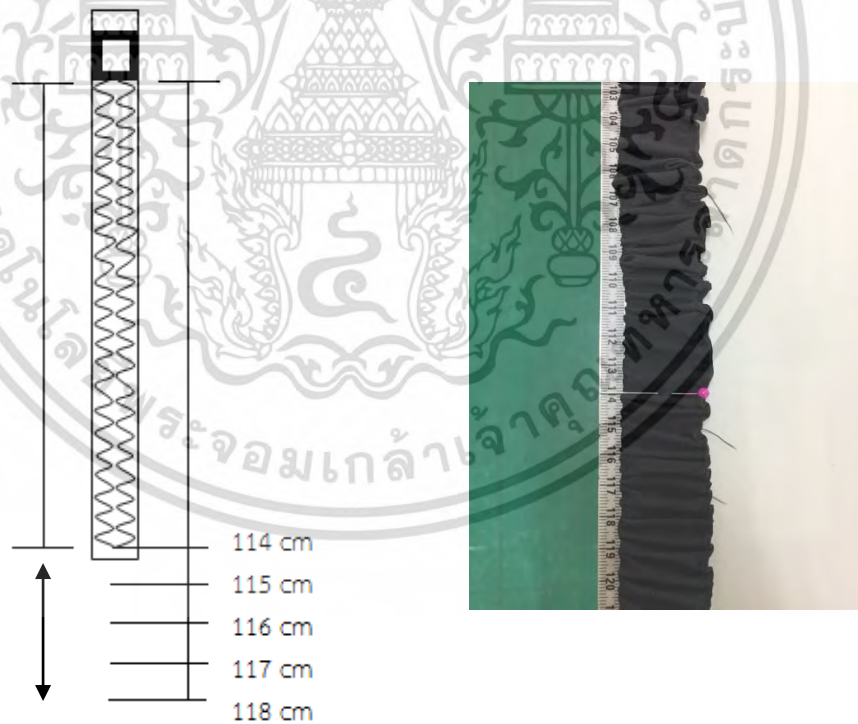
## บทที่ 4

### การทดสอบระบบทางเทคนิคและผลการทดสอบ

ในบทนี้จะกล่าวถึงการทดสอบระบบการวัดของซอฟต์แวร์และเซ็นเซอร์ RIP Belt ที่ได้มีการพัฒนาขึ้นว่าระบบที่ได้พัฒนาขึ้นมานั้นมีความถูกต้องหรือไม่ ซึ่งเป็นการทดสอบสมรรถนะการทำงานของเซ็นเซอร์และระบบอิเล็กทรอนิกส์ที่พัฒนาขึ้น แสดงผลการทดสอบโดย Biopac™ system MP36 และ โปรแกรม LABVIEW® ส่วนสุดท้ายของบทนี้เป็นการสรุปผลการทดสอบระบบ

#### 4.1 การทดสอบโดยนำเซ็นเซอร์ RIP Belt โดยการขยายขนาดด้านความยาว

สำหรับการทดสอบโดยนำเซ็นเซอร์ RIP Belt โดยการขยายขนาดด้านความยาวที่ประกอบเข้ากับชุดวงจรอิเล็กทรอนิกส์แล้ว โดยการนำมายืดขยายขนาดเพื่อดูการเปลี่ยนแปลงของเซ็นเซอร์ ก่อนที่จะทำการทดสอบในขั้นตอนต่อไป โดยบันทึกผลการทดสอบผ่านโปรแกรม LABVIEW® ซึ่งได้ออกแบบไว้ก่อนหน้านี้ แสดงผลการทดสอบในตารางที่ 4.1 และในรูปที่ 4.2 - 4.3 ตามลำดับ

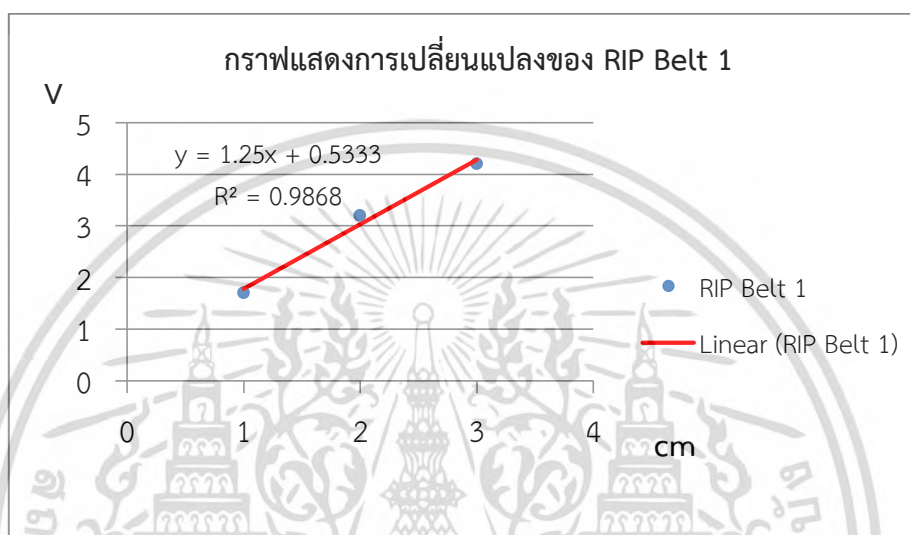


รูปที่ 4.1 ทดสอบการยืดเซ็นเซอร์ RIP Belt ตามความยาว

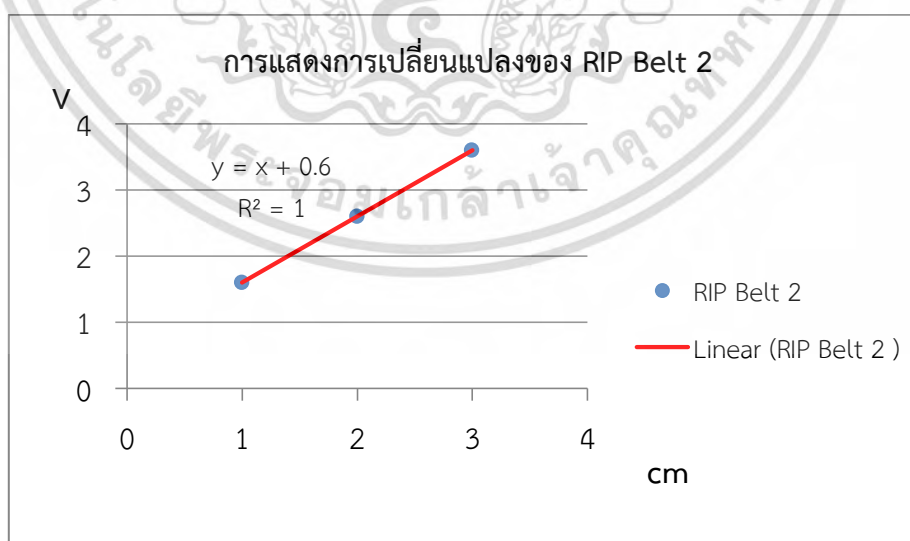
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 การทดสอบการยืดเส้นเซอร์ RIP Belt ตามความยาว สังเกตการเปลี่ยนแปลงในหน่วยโวลต์

การเปลี่ยนแปลงความยาว	ช่วง 1 ซม.	ช่วง 2 ซม.	ช่วง 3 ซม.
RIP Belt 1	1.7	3.2	4.2
RIP Belt 2	1.6	2.6	3.6



รูปที่ 4.2 กราฟแสดงการทดสอบการยืดเส้นเซอร์ RIP Belt1 ตามขนาดของความยาวที่กำหนด



รูปที่ 4.3 กราฟแสดงการทดสอบการยืดเส้นเซอร์ RIP Belt 2 ตามขนาดของความยาวที่กำหนด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากผลการทดสอบแสดงให้เห็นว่าเซ็นเซอร์ทั้ง 2 เส้น เมื่อนำมาขยายขนาดด้านความยาวจะทำให้เซ็นเซอร์ RIP Belt มีการเปลี่ยนแปลงไปตามขนาดที่ขยายมีความสัมพันธ์เป็นเชิงเส้นกับแรงดันที่เปลี่ยนแปลงขณะมีการขยายขนาดของเซ็นเซอร์ RIP Belt ดังกราฟที่แสดงในรูปที่ 4.2 และ 4.3

## 4.2 การทดสอบโดยใช้เครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล (Mechanical Chest Expansion Simulator)

จากการทดสอบในขั้นตอนแรกทำให้ทราบว่าเซ็นเซอร์ RIP Belt มีการเปลี่ยนแปลงก็ต่อเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงขนาดของชุดเซ็นเซอร์ RIP Belt แต่ในความเป็นจริงการวัดการหายใจในมนุษย์จะต้องนำเซ็นเซอร์มาพันรอบทรวงอกหรือช่วงท้อง ดังนั้นจึงจำเป็นต้องนำเซ็นเซอร์มาทดสอบในการขยายขนาดเส้นรอบวงโดยใช้เครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล เนื่องจากเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกลเป็นแบบจำลองการหายใจของมนุษย์ในขณะที่มีการหายใจ การทำงานมีความสัมพันธ์เช่นเดียวกันกับการขยายและหดตัวของทรวงอกและช่องท้อง สามารถใช้ในการศึกษาเพื่อพัฒนาระบบประเมินอัตราการหายใจในมนุษย์ สามารถนำมาทดสอบและทดลองซ้ำๆ ได้ โดยไม่ก่อให้เกิดความรำคาญ และให้กำเนิดช่วงสัญญาณการหายใจได้อยู่ในช่วง 12 – 23 ครั้งต่อนาที ในการศึกษาครั้งนี้ใช้เครื่องจำลองในการนำมาทดสอบเซ็นเซอร์วัดการหายใจที่ได้พัฒนาขึ้น แสดงการเชื่อมต่อระบบทดสอบในรูปที่ 4.3

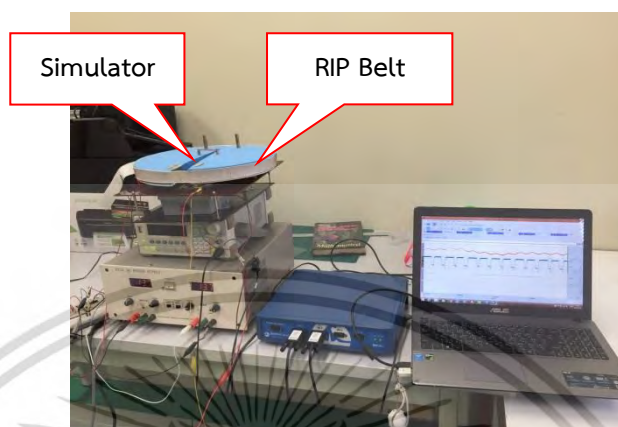


รูปที่ 4.4 การเชื่อมต่อระบบซอฟต์แวร์อิเล็กทรอนิกส์กับเซ็นเซอร์ RIP Belt ก่อนที่จะนำไปทดสอบกับเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล

4.2.1 ทดสอบระบบซอฟต์แวร์กับเซ็นเซอร์ RIP Belt โดยใช้เครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล ในการทดสอบเซ็นเซอร์ RIP Belt 1 และ RIP Belt 2 ทำการทดสอบเทียบกับการขยายตัวเข้าและออกของแผ่นโฟมโดยใช้ Reed relay เป็นตัวตรวจจับการเคลื่อนที่ของแผ่นโฟม ในการทดสอบกับเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกลในครั้งนี้ ใช้เครื่อง Biopac™ System MP36 ในการบันทึกและประมวลผลและแสดงผลการทดสอบผ่านจอคอมพิวเตอร์ตลอดช่วงการทดสอบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อัตราขยายสัญญาณอยู่ที่ 20 เท่า อัตราการซีกตัวอย่าง (Sampling Rate) 1 กิโลเฮิรตซ์ แสดงการทดสอบในรูปที่ 4.5



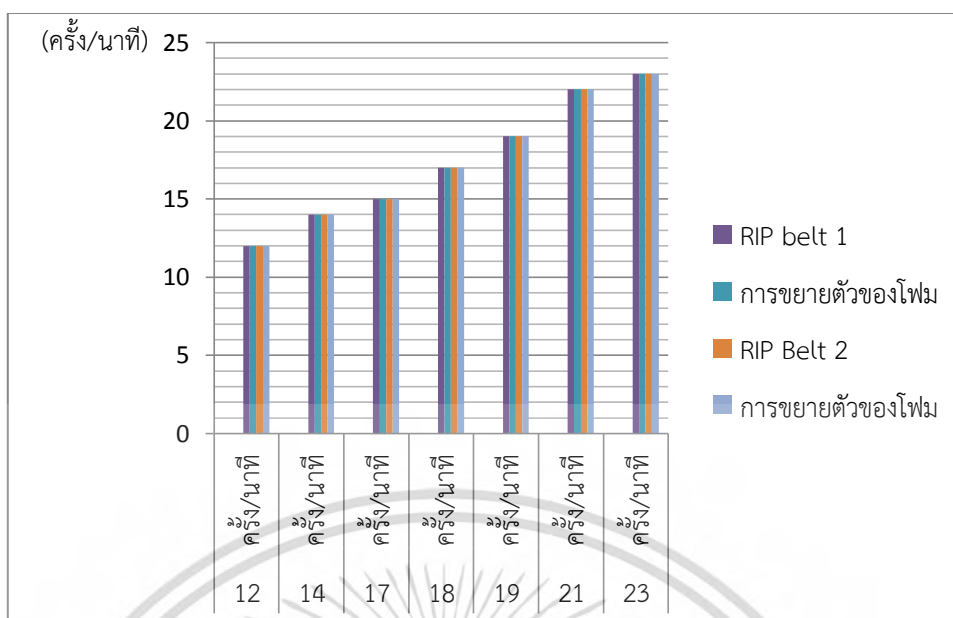
รูปที่ 4.5 แสดงการทดสอบระบบโดยใช้เครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล

ในช่วงของการทดสอบจะมีการปรับความเร็วของมอเตอร์ในช่วง 12 - 23 รอบต่อนาที เพื่อให้โฟมขยายตัวเข้าและออก ทำการวัดสัญญาณโดยใช้เซ็นเซอร์ RIP Belt 1 และ RIP Belt 2 และสัญญาณที่ได้จากเอาต์พุตของวงจร Reed Relay ที่ติดตั้งอยู่ใต้ของแผ่นโฟม ทำการวิเคราะห์และเปรียบเทียบผลการทดลองในตารางที่ 4.2 และรูปที่ 4.6 - 4.7 ตามลำดับ

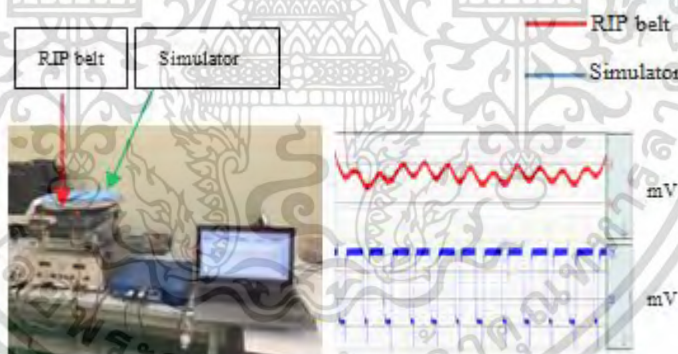
ตารางที่ 4.2 การทดสอบวัดการขยายตัวของเซ็นเซอร์ RIP Belt ที่ออกแบบขึ้นโดยเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล

ความเร็วรอบมอเตอร์ การเปลี่ยนแปลง RIP Belt และการขยายตัวของโฟม	12 ครั้ง/ นาที	14 ครั้ง/ นาที	17 ครั้ง/ นาที	18 ครั้ง/ นาที	19 ครั้ง/ นาที	21 ครั้ง/ นาที	23 ครั้ง/ นาที
RIP belt 1	12	14	15	17	19	22	23
การขยายตัวของโฟม	12	14	15	17	19	22	23
RIP Belt 2	12	14	15	17	19	22	23
การขยายตัวของโฟม	12	14	15	17	19	22	23

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



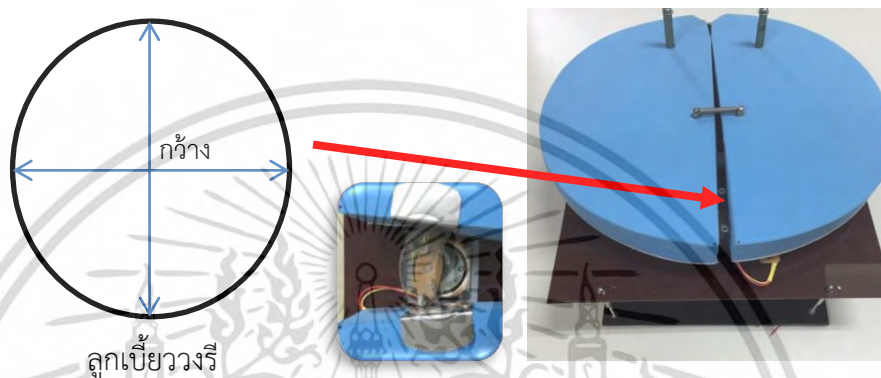
รูปที่ 4.6 ผลการทดสอบการทดสอบวัดการขยายตัวของเซ็นเซอร์ RIP Belt ที่ออกแบบขึ้นโดยเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล โดยเปรียบเทียบกับ การขยายตัวของโพมและจำนวนรอบการหมุนของมอเตอร์



รูปที่ 4.7 ตัวอย่างสัญญาณจากการทดสอบการทำงานของเซ็นเซอร์ RIP Belt กับเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล

จากผลการทดสอบของเซ็นเซอร์ RIP Belt 1 และ RIP Belt 2 กับเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกลโดยเปรียบเทียบกับ การขยายตัวของเข้าและออกของโพมจำลองมวลของช่องอก พบว่ามีความสอดคล้องกันกับการปรับความเร็วรอบการหมุนของมอเตอร์ ดังแสดงผลการทดสอบในตาราง 4.2 และรูปที่ 4.6 สามารถแสดงสัญญาณตัวอย่างการทดสอบของเซ็นเซอร์ RIP Belt 1 และ RIP Belt 2 แสดงตัวอย่างสัญญาณการทดสอบในรูปที่ 4.7

4.2.2 ทดสอบระบบซอฟต์แวร์กับเซ็นเซอร์ RIP Belt โดยใช้เครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกลโดยการเปลี่ยนขนาดของลูกเบี้ยวขนาดต่างๆ ในการทดสอบเซ็นเซอร์ RIP Belt เส้นที่ 1 และเส้นที่ 2 เพื่อทดสอบการขยายตัวของเซ็นเซอร์ RIP Belt เมื่อประกอบเข้ากับชุดวงจรอิเล็กทรอนิกส์แล้ว โดยมีความแตกต่างด้านความกว้างและความยาวของลูกเบี้ยวเป็น 0.5 ซม. 1 ซม. 1.5 ซม. 2 ซม. และ 2.5 ซม. เป็นต้น

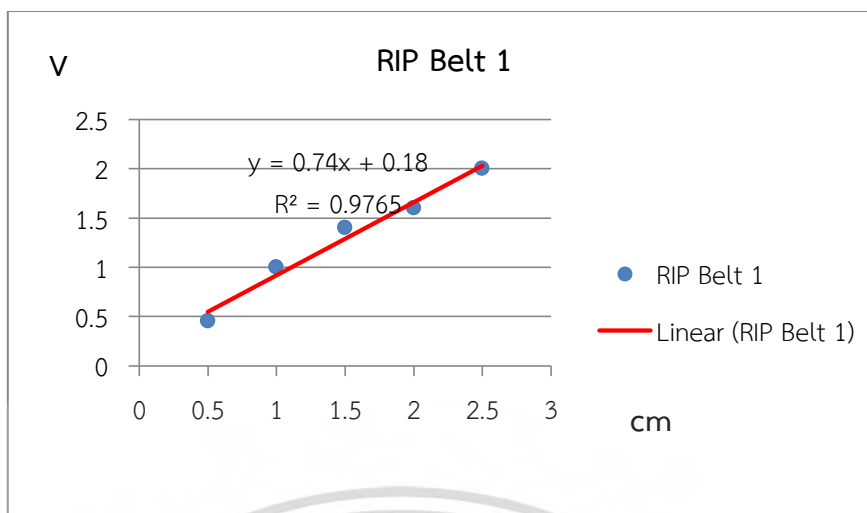


รูปที่ 4.8 แสดงการเปลี่ยนขนาดลูกเบี้ยววงรีของเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกลเพื่อใช้ในการทดสอบ RIP Belt 1 และ RIP Belt 2

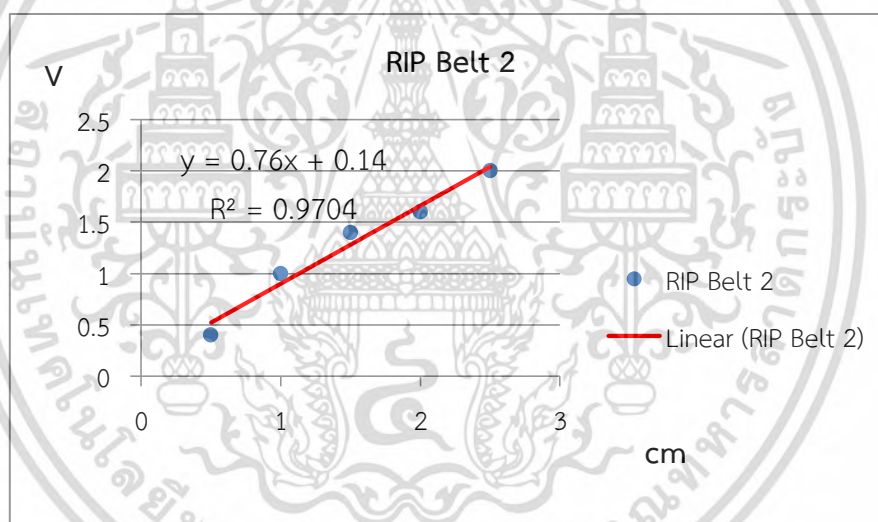
ตารางที่ 4.3 การทดสอบวัดขนาดการเปลี่ยนแปลงของ RIP Belt 1 และ RIP Belt 2 ต่อการเปลี่ยนแปลงขนาดลูกเบี้ยว

ขนาดลูกเบี้ยววงรี (กว้าง × ยาว)	3.5 × 4 ซม.	3.5 × 4.5 ซม.	3.5 × 5 ซม.	3.5 × 5.5 ซม.	3.5 × 6 ซม.
RIP Belt 1	0.45V	1V	1.4V	1.6V	2V
RIP Belt 2	0.4V	1V	1.4V	1.6V	2V

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

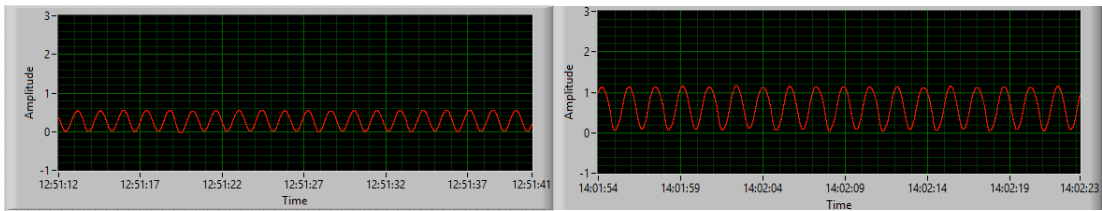


รูปที่ 4.9 ผลการทดสอบวัดการขยายตัวของ RIP Belt 1 ต่อการเปลี่ยนแปลงขนาดลูกเบี้ยว



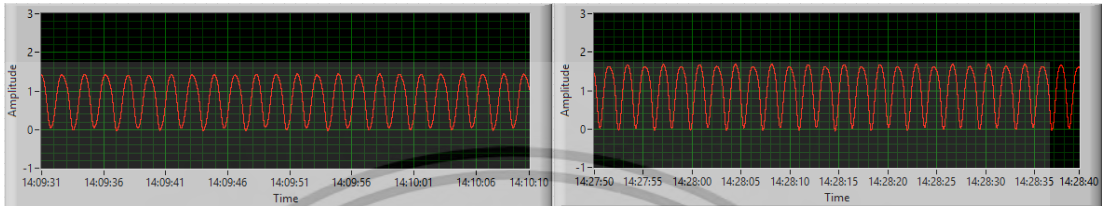
รูปที่ 4.10 ผลการทดสอบวัดการขยายตัวของ RIP Belt 2 ต่อการเปลี่ยนแปลงขนาดลูกเบี้ยว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



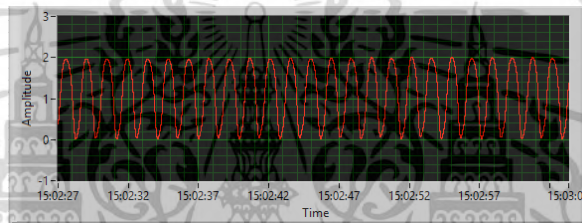
(ก) ขนาดขนาดลูกเบี้ยววงรี  $3.5 \times 4$  ซม.ม.

(ข) ขนาดขนาดลูกเบี้ยววงรี  $3.5 \times 4.5$  ซม.ม.



(ค) ขนาดขนาดลูกเบี้ยววงรี  $3.5 \times 5$  ซม.ม.

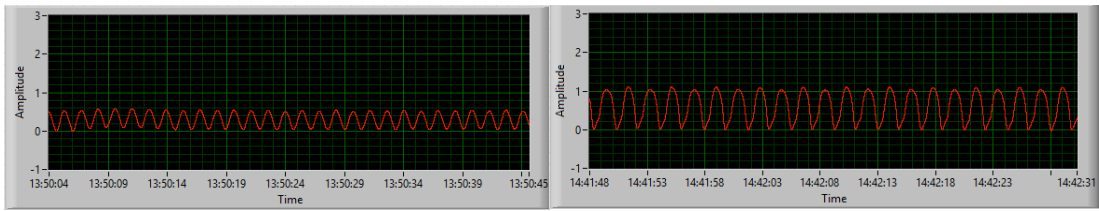
(ง) ขนาดขนาดลูกเบี้ยววงรี  $3.5 \times 5.5$  ซม.ม.



(จ) ขนาดขนาดลูกเบี้ยววงรี  $3.5 \times 6$  ซม.ม.

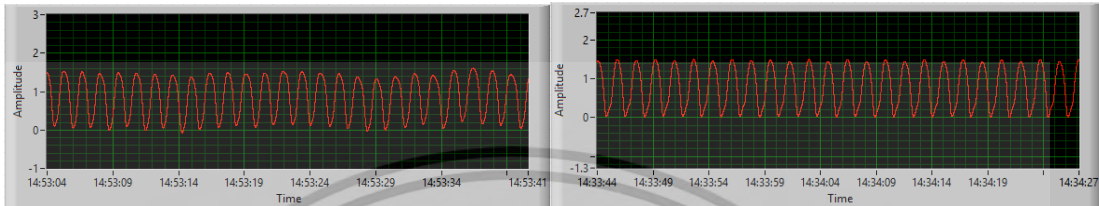
รูปที่ 4.11 สัญญาณการทดสอบการทำงานของเซ็นเซอร์ RIP Belt 1 กับเครื่องจำลองการขยายตัวของข้ออกเชิงกลเมื่อมีการเปลี่ยนลูกเบี้ยว 4 ขนาด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



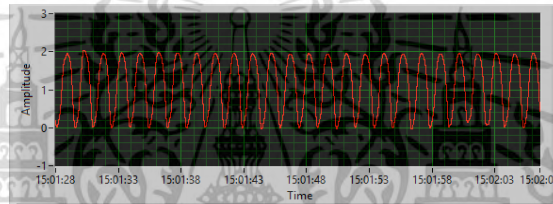
(ก) ขนาดขนาดลูกเบี้ยววงรี  $3.5 \times 4$  ซม.

(ข) ขนาดขนาดลูกเบี้ยววงรี  $3.5 \times 4.5$  ซม.



(ค) ขนาดขนาดลูกเบี้ยววงรี  $3.5 \times 5$  ซม.

(ง) ขนาดขนาดลูกเบี้ยววงรี  $3.5 \times 5.5$  ซม.



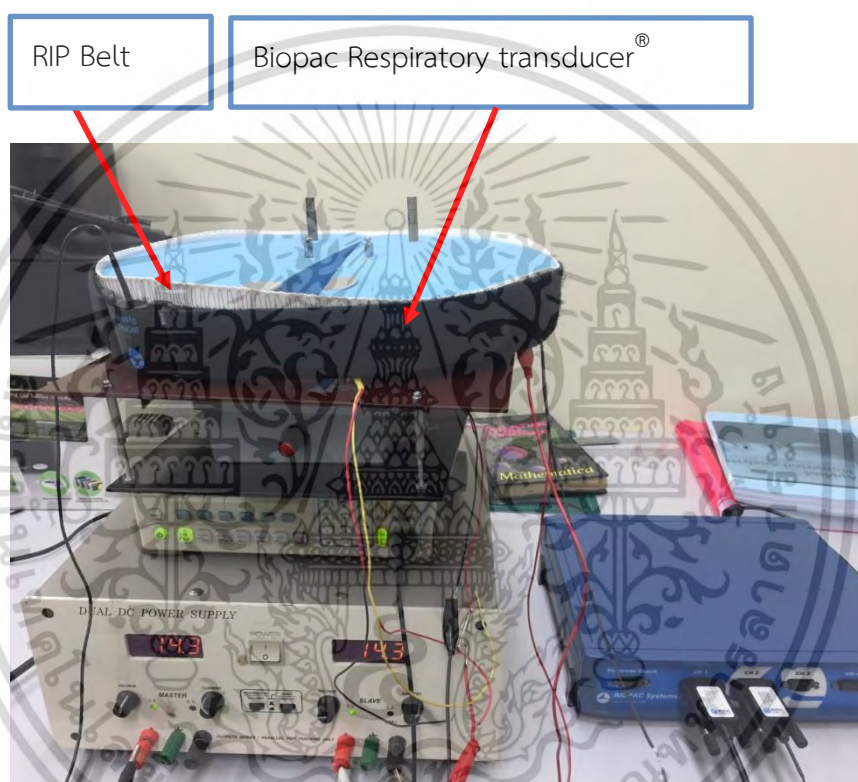
(จ) ขนาดขนาดลูกเบี้ยววงรี  $3.5 \times 6$  ซม.

รูปที่ 4.12 สัญญาณการทดสอบการทำงานของเซ็นเซอร์ RIP Belt 2 กับเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกลเมื่อมีการเปลี่ยนลูกเบี้ยว 4 ขนาด

การผลการทดสอบในการเปลี่ยนขนาดของลูกเบี้ยววงรี จากการเปลี่ยนขนาดของลูกเบี้ยวด้านความยาวเมื่อลูกเบี้ยวเคลื่อนที่หมุนก็จะทำให้มีการเปลี่ยนแปลงเส้นรอบวงตามขนาดความกว้างและความยาวของลูกเบี้ยววงรีในขนาดต่างๆ จึงทำให้เส้นรอบวงของเซ็นเซอร์ RIP Belt เปลี่ยนแปลงตามความยาวของลูกเบี้ยวซึ่งก็เหมือนกับการเปลี่ยนแปลงของมวลในช่องอกหรือท้องของมนุษย์ขณะที่มีการหายใจ เมื่อมีการหายใจลึกหรือมีการสูดอากาศเข้าขณะหายใจเข้ามากก็จะทำให้หน้าอกและหน้าท้องขยายตัวได้มากเช่นกัน ในการทดสอบนี้มีการเปลี่ยนแปลงของเส้นรอบวงตั้งแต่ 0.5ซ.ม. 1ซ.ม. 1.5ซ.ม. 2ซ.ม. และ 2.5ซ.ม. จากผลการทดสอบพบว่าผลที่ได้จากการทดสอบเซ็นเซอร์ RIP Belt ในการเปลี่ยนแปลงเส้นรอบวงโดยการขยายขนาดลูกเบี้ยวมีความสัมพันธ์เป็นเชิงเส้นกัน แสดงในรูปที่ 4.8 – 4.12 ตามลำดับ

### 4.3 ทดสอบโดยใช้เครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล และ Biopac Respiratory transducer®

การทดสอบในหัวข้อนี้เป็นการใช้เครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกกำหนดการขยายตัวของเซ็นเซอร์โดยปรับให้มีค่าอัตราการหายใจคงที่ค่าหนึ่ง จากนั้นใช้ Biopac Respiratory transducer® ซึ่งเป็นอุปกรณ์มาตรฐานชนิดหนึ่งนำมาใช้สำหรับวัดสอบเทียบกับ RIP Belt 1 และ RIP Belt 2 แสดงในรูปที่ 4.13



รูปที่ 4.13 การทดสอบการทดสอบเปรียบเทียบโดยใช้ Biopac Respiratory transducer® กับ RIP Belt

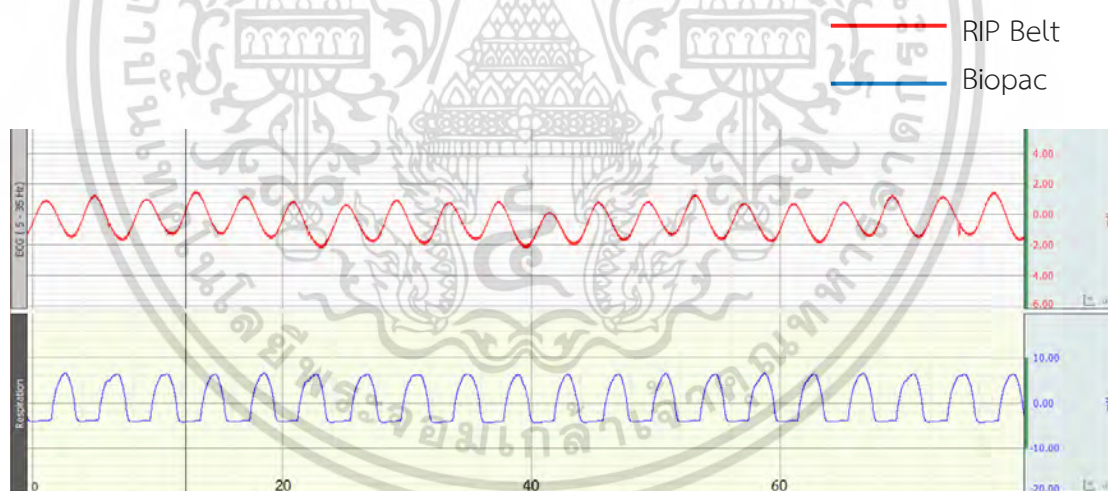
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.4 ผลการทดสอบเปรียบเทียบโดยใช้ Biopac Respiratory transducer<sup>®</sup> กับ RIP Belt 1

จำนวนครั้ง การทดสอบ	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	ครั้งที่ 4	ครั้งที่ 5	ค่าเฉลี่ย
RIP Belt 1	14.91	15.06	15.06	15.06	15.11	15.04
Biopac Respiratory transducer <sup>®</sup>	14.81	15.01	14.96	15.11	15.06	14.99

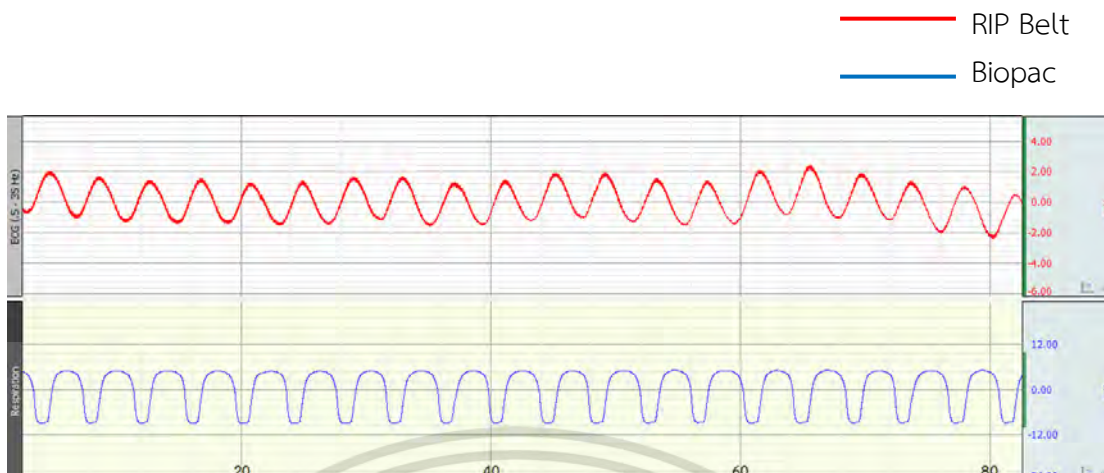
ตารางที่ 4.5 ผลการทดสอบเปรียบเทียบโดยใช้ Biopac Respiratory transducer<sup>®</sup> กับ RIP Belt 2

จำนวนครั้ง การทดสอบ	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	ครั้งที่ 4	ครั้งที่ 5	ค่าเฉลี่ย
RIP Belt 2	15.06	14.57	15.31	15.31	14.81	15.01
Biopac Respiratory transducer <sup>®</sup>	15.06	14.12	14.57	14.57	14.34	14.53



รูปที่ 4.14 สัญญาณการทดสอบระหว่าง Biopac Respiratory transducer<sup>®</sup> กับ RIP Belt1 โดยปรับความเร็วมอเตอร์ของเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกให้มีความไวคงที่ค่าหนึ่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.15 สัญญาณการทดสอบระหว่าง Biopac Respiratory transducer<sup>®</sup> กับ RIP Belt 2 โดยปรับความเร็วมอเตอร์ของเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกให้มีความไวคงที่ค่าหนึ่ง

จากการทดลองใช้ Biopac Respiratory transducer<sup>®</sup> ซึ่งเป็นอุปกรณ์มาตรฐานชนิดหนึ่งมาใช้สำหรับวัดสอบเทียบกับ RIP Belt 1 และ RIP Belt 2 พบว่ามีค่าความคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์ 0.03 และพบว่าเซ็นเซอร์ RIP Belt 1 และ RIP Belt 2 มีความไวกว่าในการตรวจจับสัญญาณ

#### 4.4 สรุป

ในบทนี้เป็นการทดสอบทางเทคนิคของระบบวัดการหายใจและเซ็นเซอร์วัดการหายใจที่ได้พัฒนาขึ้นโดยแบ่งการทดสอบออกเป็น 3 หัวข้อใหญ่ด้วยกัน จากการทดสอบสามารถสรุปได้ว่าการออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์ตรวจวัดการหายใจโดยใช้หลักการ Respiratory Inductance Plethysmography หรือเซ็นเซอร์ RIP Belt นั้นมีความไวในการตรวจจับสัญญาณเมื่อนำมาวัดเปรียบเทียบกับ Biopac Respiratory transducer และมีความเป็นเชิงเส้นที่ดี ซึ่งเหมาะที่จะมีการนำไปใช้และทดสอบจริงในการวัดการหายใจในมนุษย์ ซึ่งจะกล่าวในบทต่อไป

## บทที่ 5

### การทดลองและผลการทดลอง

ในบทนี้จะกล่าวถึงวิธีการทดสอบระบบการตรวจวัดอัตราการหายใจจริงในมนุษย์ สำหรับตรวจจับการเคลื่อนไหวของทรวงอกและช่องท้อง เพื่อนำสัญญาณมาวิเคราะห์และเปรียบเทียบความเหมือนกันของสัญญาณและความไวในตรวจจับสัญญาณระหว่าง RIP Belt กับ Biopac Respiratory Transducer<sup>®</sup> ซึ่งเป็นเครื่องมือที่ใช้ในห้องปฏิบัติการ วิเคราะห์หาค่า TAA ของสัญญาณการหายใจที่หน้าอกและช่องท้อง ทดสอบระบบในการพัฒนาสำหรับฝึกการหายใจและระบบตรวจจับการหายใจขณะหลับในมนุษย์

#### 5.1 การทดสอบระบบของ RIP Belt โดยการนำมาวัดการหายใจแบบปกติ

การทดสอบเซ็นเซอร์วัดการหายใจโดยหลักการ RIP ที่ได้พัฒนาขึ้น นำมาทดสอบในมนุษย์โดยตรงเพื่อการเปรียบเทียบสัญญาณว่าสัญญาณที่ได้นั้นเป็นสัญญาณการหายใจหรือไม่ โดยการวัดเปรียบเทียบกับ Biopac Respiratory Transducer<sup>®</sup> ในการบันทึกสัญญาณโดยใช้ Biopac<sup>™</sup> System MP36 แสดงผลผ่านจอคอมพิวเตอร์ตลอดช่วงการทดสอบมีอัตราขยายสัญญาณคงที่ 20 เท่า อัตราการซัดตัวอย่าง (Sampling rate) 1 กิโลเฮิร์ตซ์ ซึ่งประกอบด้วยอุปกรณ์ในการทดลองดังนี้

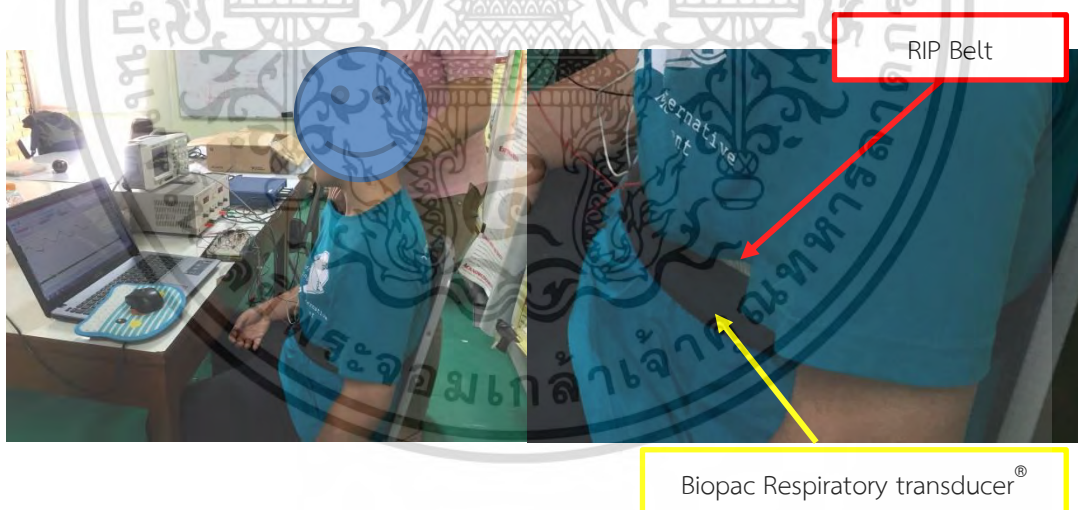


รูปที่ 5.1 อุปกรณ์ต่างๆที่ใช้ในการทดลอง (ก) Biopac<sup>™</sup> system MP36 (ข) Biopac Respiratory transducer<sup>®</sup> (ค) สายสัญญาณสำหรับเชื่อมต่อ (ง) DAQ Card NI USB-6009



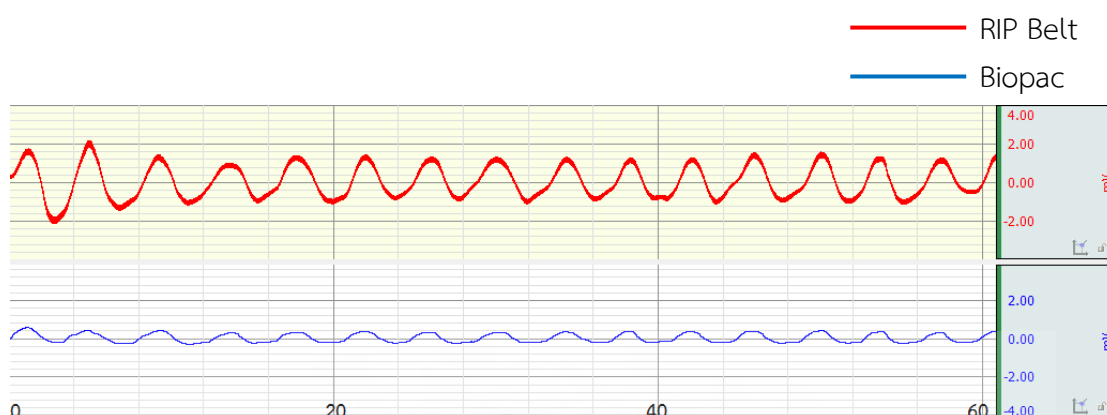
รูปที่ 5.2 เซ็นเซอร์วัดการหายใจที่ออกแบบและพัฒนาขึ้นโดยใช้หลักการ Respiratory Inductance Plethysmography (RIP)

ทำการทดสอบในอาสาสมัคร 10 คน อายุระหว่าง 20 – 27 ปี โดยให้ผู้เข้ารับการทดสอบอยู่ในท่านั่งหรือท่านอนที่ทำให้ผู้เข้ารับการทดสอบสะดวกสบายตลอดช่วงการทดสอบ ทำการติดอุปกรณ์ตรวจวัดการหายใจทั้งสองชนิดไว้ที่หน้าท้องของอาสาสมัครที่จุดเดียวกัน แสดงในรูปที่ 5.3



รูปที่ 5.3 การทดสอบวัดการหายใจกับอาสาสมัครในท่านั่ง โดยใช้ RIP Belt ที่พัฒนาขึ้นวัดเทียบกับ Biopac Respiratory Transducer®

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

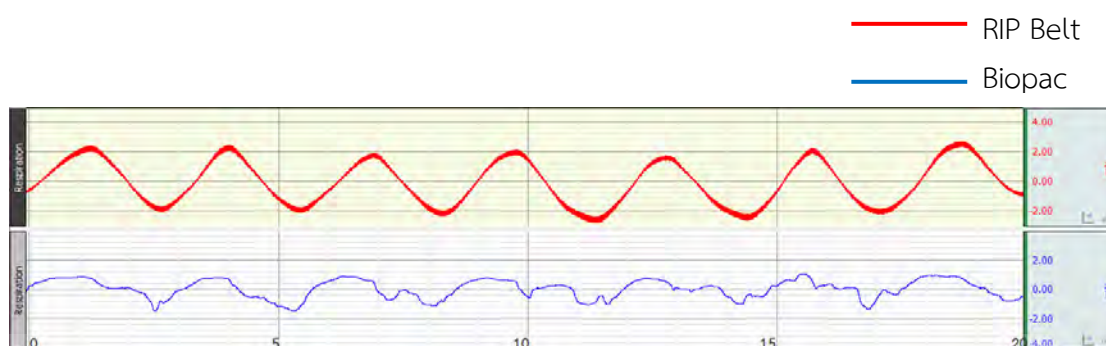


รูปที่ 5.4 สัญญาณการหายใจที่วัดได้จากอาสาสมัครในท่านั่ง โดยใช้ RIP Belt ที่พัฒนาขึ้นวัดเทียบกับ Biopac Respiratory Transducer®



รูปที่ 5.5 การทดสอบวัดการหายใจกับอาสาสมัครในท่านอน โดยใช้ RIP Belt ที่พัฒนาขึ้นวัดเทียบกับ Biopac Respiratory Transducer®

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.6 สัญญาณการหายใจที่วัดได้จากอาสาสมัครในท่านอน โดยใช้ RIP Belt ที่พัฒนาขึ้นวัดเทียบกับ Biopac Respiratory Transducer<sup>®</sup>

จากผลการทดลองในการนำเซ็นเซอร์ RIP Belt มาทดสอบวัดการหายใจจากภายนอกบริเวณช่องท้อง โดยใช้การวัดเทียบกับ Biopac Respiratory Transducer<sup>®</sup> จากการทดสอบวัดการหายใจในมนุษย์เบื้องต้นของเซ็นเซอร์ RIP Belt พบว่ามีความไวในการตรวจจับสัญญาณได้ดีแม้ในช่วงที่มีการหายใจตื้นหรือช่วงท้องขยายตื้น เนื่องจาก RIP Belt ถูกออกแบบให้สามารถตรวจจับการเคลื่อนไหวได้รอบๆช่องท้องหรือทรวงอกเพราะมีการตัดเย็บเซ็นเซอร์ให้มีความยาวครอบคลุมรอบทรวงอกหรือช่องท้อง จากสัญญาณการหายใจในรูปที่ 5.4 - 5.5 พบว่า Biopac Respiratory Transducer<sup>®</sup> สามารถตรวจจับการเปลี่ยนแปลงของช่องท้องได้น้อยกว่าเซ็นเซอร์แบบ RIP Belt อาจจะเป็นเพราะว่าตัวเข็มขัดมีเซ็นเซอร์ในการตรวจจับเพียงชิ้นเดียวติดอยู่กับตัวเข็มขัดตรงกึ่งกลางช่องท้องอาจจะทำให้ไม่สามารถตรวจจับการเคลื่อนไหวได้ทั่วบริเวณที่มีการขยายตัวขณะหายใจเข้า

## 5.2 การตรวจวัดการหายใจเพื่อนำสัญญาณมาวิเคราะห์ผลทางคณิตศาสตร์

สำหรับการตรวจวัดการหายใจเพื่อนำสัญญาณมาวิเคราะห์ผลทางคณิตศาสตร์ โดยการตรวจวัดสัญญาณสามารถแบ่งเป็น การหายใจแบบปกติ และการควบคุมการหายใจ โดยทดสอบในอาสาสมัคร 10 คน บันทึกข้อมูลด้วย Biopac<sup>™</sup> System MP36 แสดงการตรวจวัดสัญญาณการหายใจในรูปที่ 5.7 จากภาพใช้เข็มขัด 4 เส้น ในการทดสอบวัดการหายใจ คือ เซ็นเซอร์ RIP Belt ที่พัฒนาขึ้นจำนวน 2 เส้น และเข็มขัดวัดการหายใจ Biopac Respiratory Transducer<sup>®</sup> 2 เส้น แสดงผลทั้งหมด 4 ช่องสัญญาณ คือ

- ช่องสัญญาณที่ 1 แสดงสัญญาณการหายใจจาก Biopac Respiratory Transducer<sup>®</sup> เส้นที่ 1 เป็นสัญญาณการหายใจที่วัดได้จากช่องอก

- ช่องสัญญาณที่ 2 แสดงสัญญาณการหายใจจาก Biopac Respiratory Transducer<sup>®</sup> เส้นที่ 2 เป็นสัญญาณการหายใจที่วัดได้จากช่องท้อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์สงวนสำหรับใช้ในการเรียนการสอนเท่านั้น เมื่อผู้ใดเห็นไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

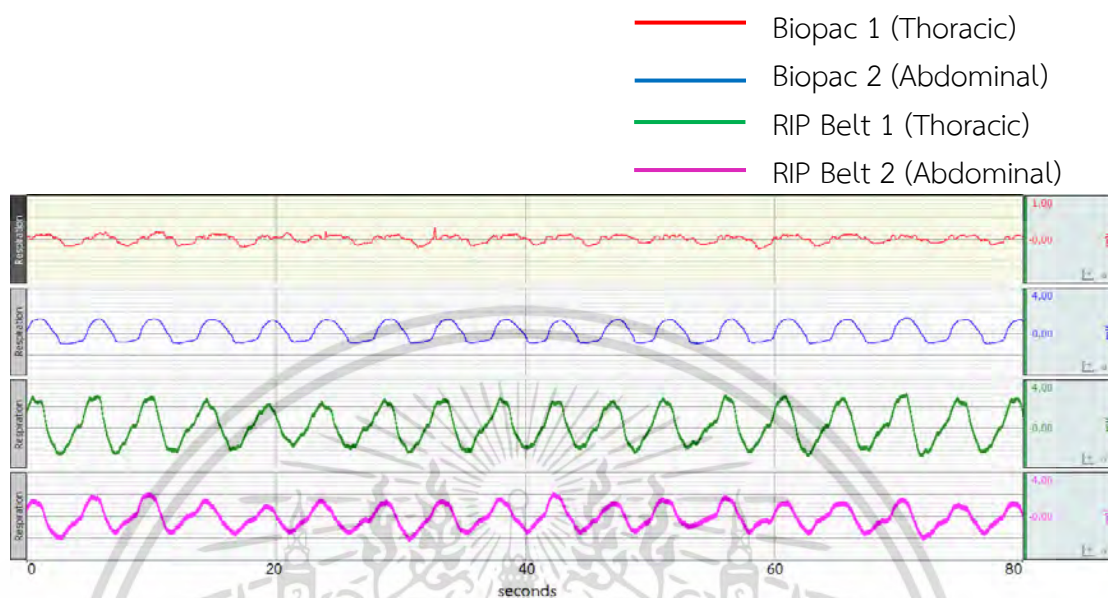
- ช่องสัญญาณที่ 3 แสดงสัญญาณการหายใจจาก RIP Belt เส้นที่ 1 เป็นสัญญาณการหายใจที่วัดได้จากช่องอก
- ช่องสัญญาณที่ 4 แสดงสัญญาณการหายใจจาก RIP Belt เส้นที่ 2 เป็นสัญญาณการหายใจที่วัดได้จากช่องท้อง



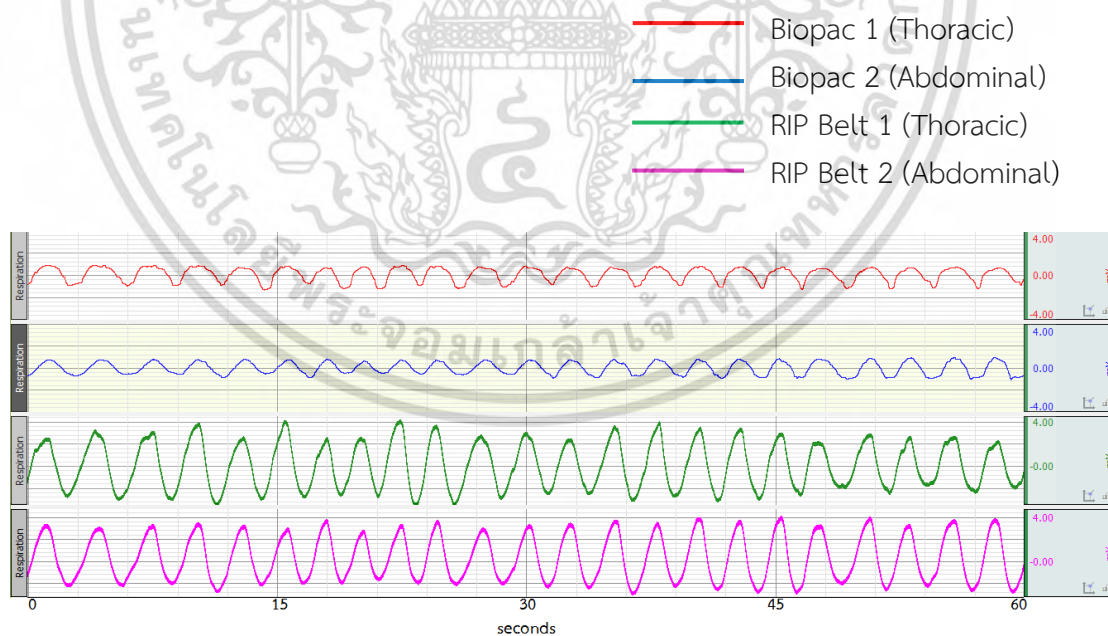
รูปที่ 5.7 การตรวจวัดการหายใจบริเวณทรวงอกและช่องท้องโดยใช้ RIP Belt 2 เส้น กับ Biopac Respiratory Transducer<sup>®</sup>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2.1 ผลการตรวจวัดการหายใจบริเวณทรวงอกและช่องท้องที่มีการหายใจแบบปกติ คือ มีอัตราการหายใจอยู่ในช่วง 10 – 24 ครั้งต่อนาที สามารถแสดงผลสัญญาณตัวอย่างจากการตรวจวัดในรูปแบบที่ 5.8 - 5.9 ตามลำดับ



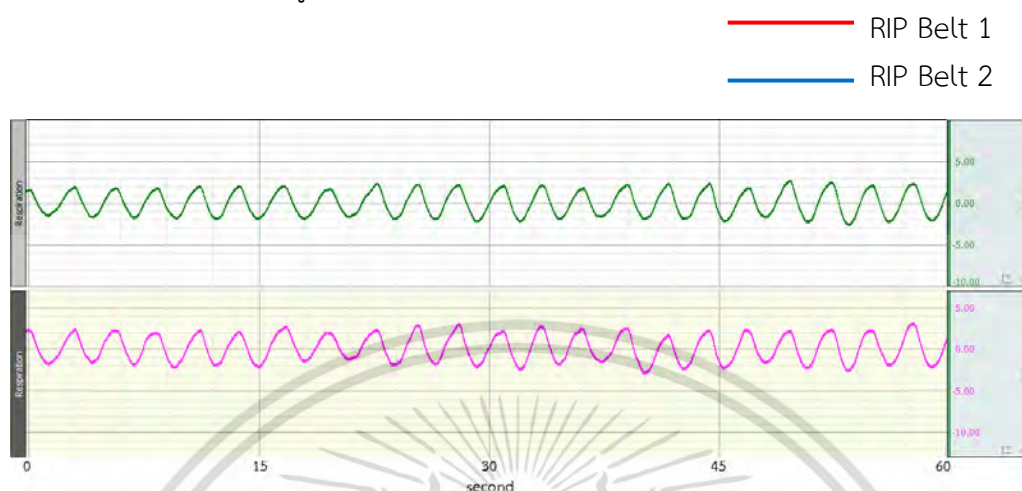
รูปที่ 5.8 ตัวอย่างสัญญาณจากการวัดการหายใจแบบปกติ โดยอุปกรณ์วัดการหายใจแบบ Biopac Respiratory Transducer® และ RIP Belt



รูปที่ 5.9 ตัวอย่างสัญญาณจากการวัดการหายใจแบบปกติ โดยอุปกรณ์วัดการหายใจแบบ Biopac Respiratory Transducer® และ RIP Belt

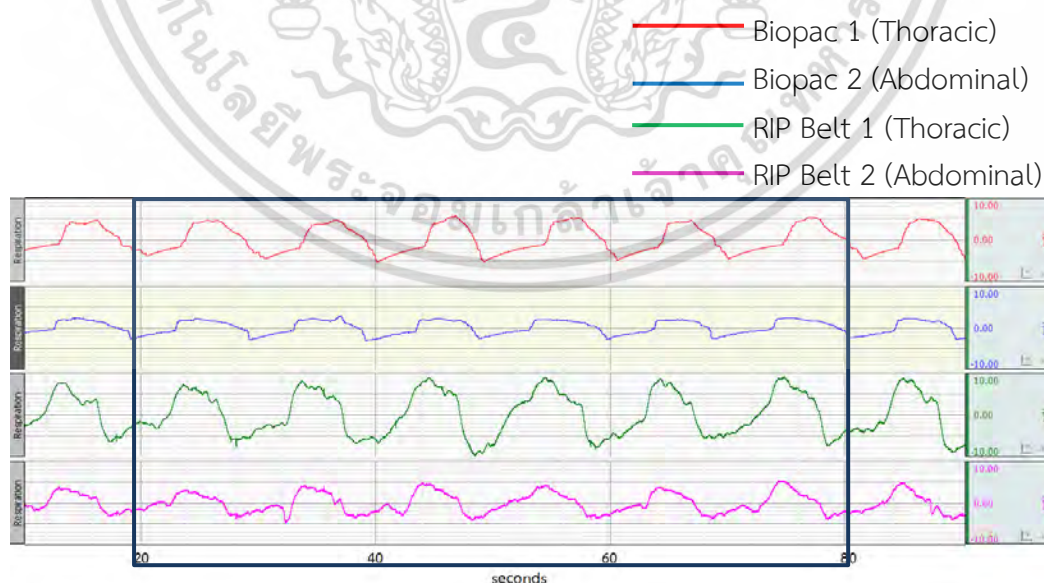
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2.2 ผลการวัดสัญญาณการหายใจจากเซ็นเซอร์ RIP Belt 1 และ RIP Belt 2 ที่จุดเดียวกัน บริเวณทรวงอกหรือช่องท้อง ด้วยการหายใจแบบปกติในช่วง 10 - 24 ครั้งต่อนาที แสดงสัญญาณตัวอย่างที่ได้จากการวัดในรูปที่ 5.10



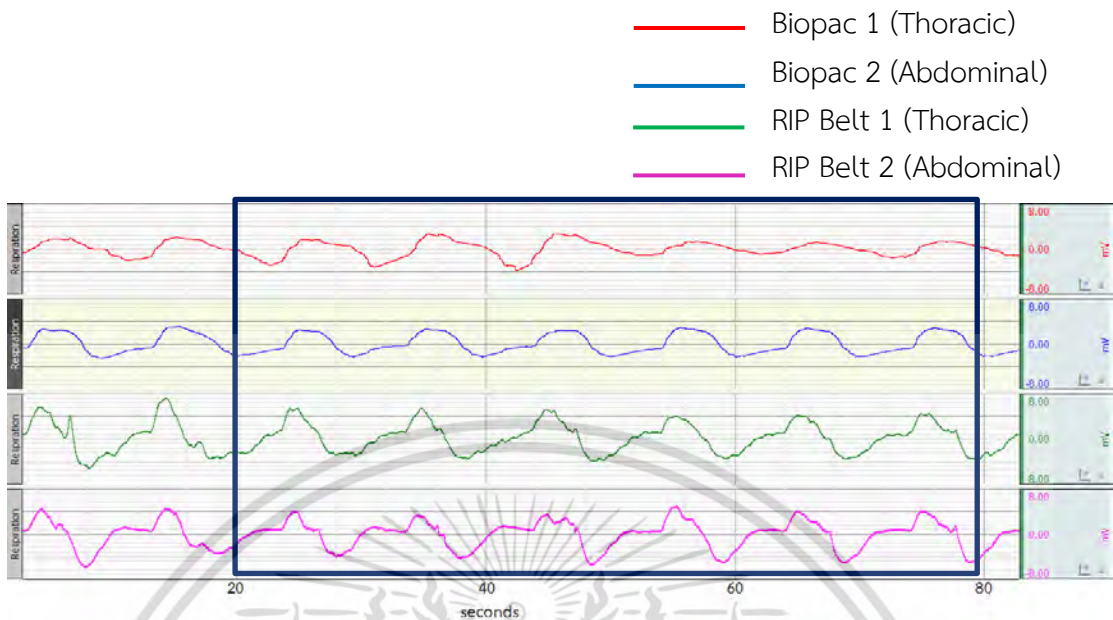
รูปที่ 5.10 ตัวอย่างสัญญาณจากการวัดการหายใจแบบปกติที่ช่องท้อง โดยอุปกรณ์วัดการหายใจ RIP Belt 1 กับ RIP Belt 2

5.2.3 ผลการตรวจวัดสัญญาณการหายใจที่บริเวณทรวงอกและช่องท้อง ด้วยวิธีการบังคับหรือควบคุมการหายใจ โดยให้ผู้ทำการทดสอบหายใจเข้า 4 วินาที หายใจออก 6 วินาที ใน 1 ช่วงการหายใจ 1 ครั้ง คือ ใน 1 นาที ผู้เข้าการทดสอบจะหายใจ 6 ครั้ง ต่อ 1 นาที แสดงสัญญาณตัวอย่างที่ได้จากการทดสอบ ในรูปที่ 5.11 - 5.12



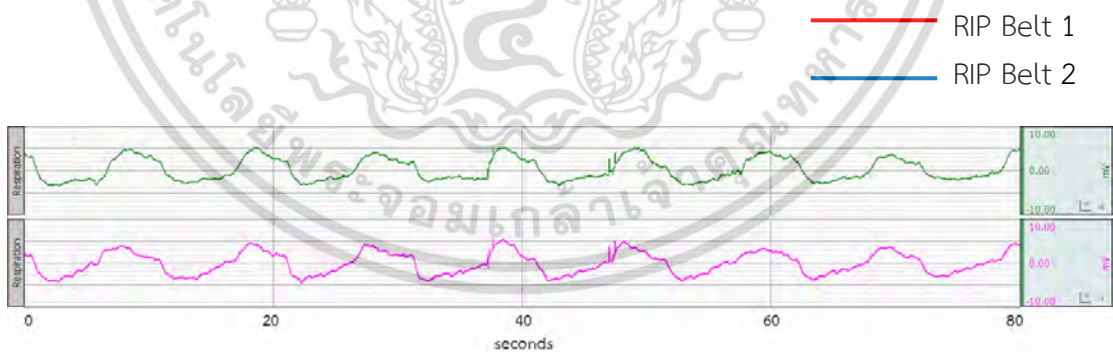
รูปที่ 5.11 ตัวอย่างสัญญาณจากการวัดการหายใจแบบมีการควบคุมการหายใจ โดยอุปกรณ์วัดการหายใจแบบ Biopac Respiratory Transducer® และ RIP Belt

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ของโรงเรียนพยาบาลรามาธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.12 ตัวอย่างสัญญาณจากการวัดการหายใจแบบมีการควบคุมการหายใจ โดยอุปกรณ์วัดการหายใจแบบ Biopac Respiratory Transducer® และ RIP Belt

5.2.4 ผลการวัดสัญญาณการหายใจจากเซ็นเซอร์ RIP Belt 1 และ RIP Belt 2 ที่จุดเดียวกัน บริเวณทรวงอกหรือช่องท้อง ด้วยวิธีบังคับการหายใจเหมือนกับหัวข้อที่ 5.2.2 เพื่อนำสัญญาณไปใช้ในการวิเคราะห์ทางคณิตศาสตร์ แสดงสัญญาณตัวอย่างที่ได้จากการวัดในรูปที่ 5.13



รูปที่ 5.13 ตัวอย่างสัญญาณจากการวัดการหายใจแบบมีการควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที โดยอุปกรณ์วัดการหายใจ RIP Belt 1 กับ RIP Belt 2

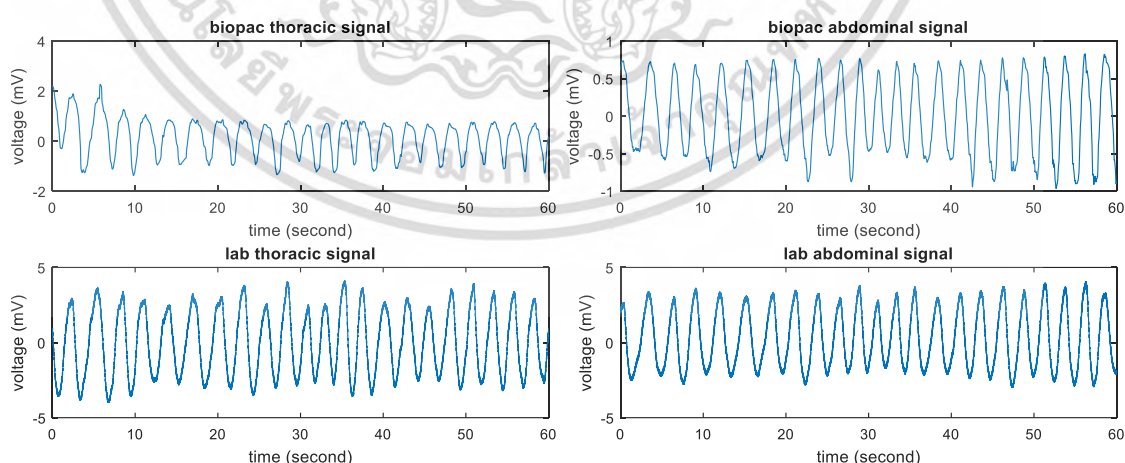
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 5.3 การหาความสัมพันธ์โดยใช้หลักการ Cross Correlation

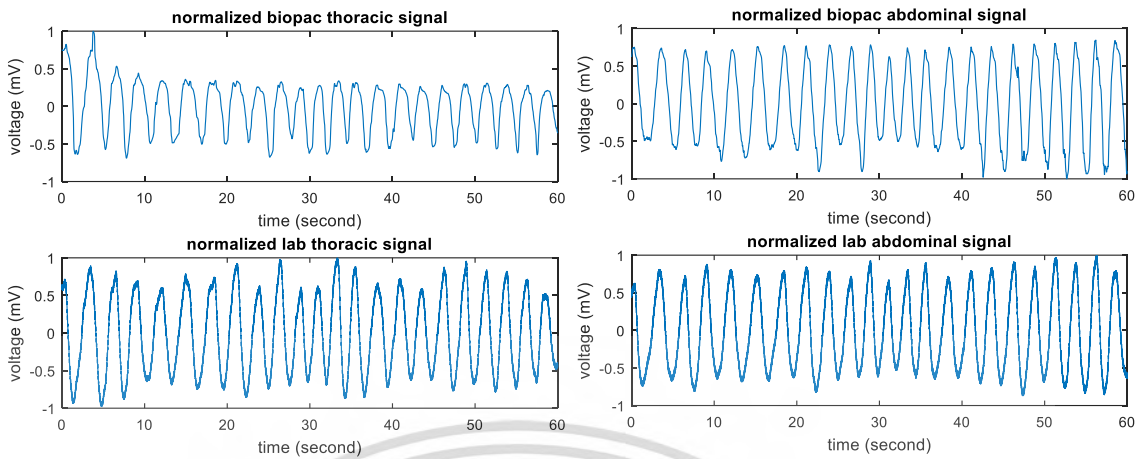
เพื่อหาความสัมพันธ์ของสัญญาณการหายใจจากเซ็นเซอร์วัดการหายใจ RIP Belt ที่ได้พัฒนาขึ้น จึงจำเป็นที่จะต้องนำอุปกรณ์วัดการหายใจอื่นเข้ามาเพื่อใช้เปรียบเทียบในความน่าเชื่อถือและความเป็นไปได้ในการนำไปใช้งาน อุปกรณ์ที่นำมาใช้ในการวัดสอบเทียบกับเซ็นเซอร์ RIP Belt คือ Biopac Respiratory Transducer<sup>®</sup> เป็นเข็มขัดวัดการหายใจแบบมาตรฐานชนิดหนึ่งซึ่งใช้ในการเรียนการสอนทางด้านวิศวกรรมชีวการแพทย์ สำหรับการประเมินความสัมพันธ์โดยการนำสัญญาณการหายใจที่วัดได้จากอุปกรณ์ทั้งสองชนิดมาเปรียบเทียบความเหมือนกันของสัญญาณ หากอุปกรณ์มีความถูกต้องในการตรวจจับการหายใจในมนุษย์ สัญญาณจะต้องมีความคล้ายคลึงกันระหว่างทั้งสองอุปกรณ์และจะต้องให้ข้อมูลที่เหมือนกัน ซึ่งได้มีการบันทึกและตรวจวัดสัญญาณการหายใจด้วยอุปกรณ์ทั้งสองชนิดไว้ก่อนหน้านี้แล้ว ทั้งในแบบควบคุมการหายใจและการหายใจแบบปกติโดยอาสาสมัคร 10 คน

#### 5.3.1 การเปรียบเทียบในโดเมนเวลา (Time Domain Comparison)

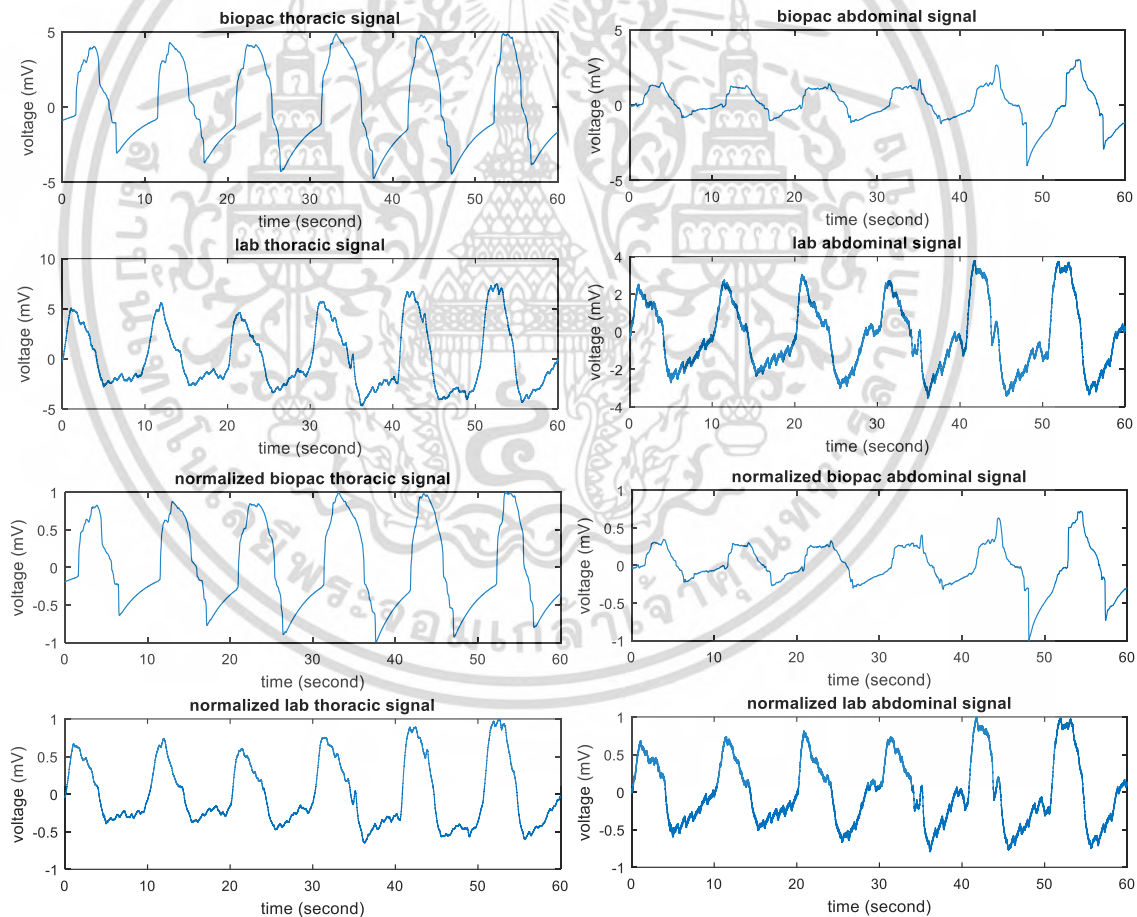
ในการเปรียบเทียบสัญญาณการหายใจระหว่างอุปกรณ์ทั้งสองชนิดในโดเมนเวลา การหาความสัมพันธ์โดยใช้หลักการ Cross Correlation สามารถหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์แบบเพียร์สัน (Pearson Product Moment Correlation Coefficient) ในการวิเคราะห์เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างสองสัญญาณ การหาค่าเฉลี่ยของค่าสัมประสิทธิ์ในข้อมูลทั้งหมดค่าสัมประสิทธิ์เฉลี่ยที่ได้มีค่าอยู่ในช่วงระหว่าง -1 ถึง 1 ถ้าค่าสัมประสิทธิ์มีค่ามากกว่า 0.5 แสดงว่าสัญญาณทั้งสองมีความสัมพันธ์กัน



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ก) การหายใจปกติ 12 - 24 นาที



(ข) มีการควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที

รูปที่ 5.14 สัญญาณในเมนเวลาสำหรับการหายใจ (ก) การหายใจปกติ (ข) มีการควบคุมการหายใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.1 สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เพียร์สันสำหรับการเปรียบเทียบในโดเมนเวลา ตัวอย่างจากอาสาสมัคร 5 คน (หายใจปกติ 10 - 24 ครั้งต่อนาที)

เปรียบเทียบระหว่าง Biopac Respiratory Transducer <sup>®</sup> กับ RIP Belt					
อาสาสมัคร	คนที่ 1	คนที่ 2	คนที่ 3	คนที่ 4	คนที่ 5
ทรวงอก	0.437400	0.437400	0.727583	0.667251	0.437400
ช่องท้อง	0.698339	0.698339	0.787052	0.778830	0.698339
เปรียบเทียบระหว่าง RIP Belt 1กับ RIP Belt 2					
อาสาสมัคร	คนที่ 1	คนที่ 2	คนที่ 3	คนที่ 4	คนที่ 5
ทรวงอก	0.990970	0.992337	0.991651	0.998451	0.998652
ช่องท้อง	0.978898	0.975538	0.981035	0.979588	0.982890

ตารางที่ 5.2 สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เพียร์สันสำหรับการเปรียบเทียบในโดเมนเวลา ตัวอย่างจากอาสาสมัคร 5 คน (ควบคุมการหายใจปกติ 6 ครั้งต่อนาที)

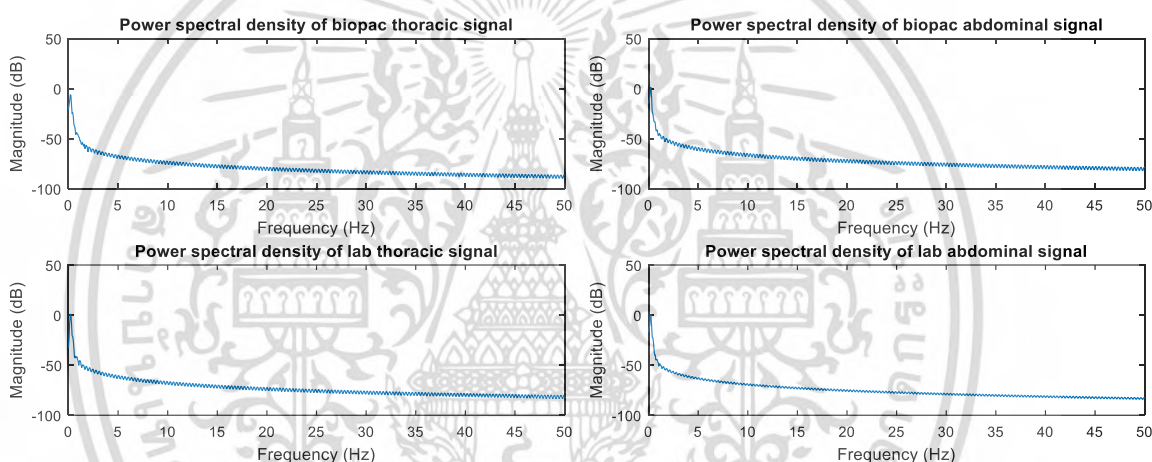
เปรียบเทียบระหว่าง Biopac Respiratory Transducer <sup>®</sup> กับ RIP Belt					
อาสาสมัคร	คนที่ 1	คนที่ 2	คนที่ 3	คนที่ 4	คนที่ 5
ทรวงอก	0.511417	0.483146	0.497470	0.445101	0.561917
ช่องท้อง	0.589895	0.552416	0.284320	0.183170	0.290262
เปรียบเทียบระหว่าง RIP Belt 1กับ RIP Belt 2					
อาสาสมัคร	คนที่ 1	คนที่ 2	คนที่ 3	คนที่ 4	คนที่ 5
ช่องท้อง	0.921603	0.896645	0.920281	0.930277	0.936596

จากรูปที่ 5.14 เมื่อพิจารณาและเปรียบเทียบรูปสัญญาณในโดเมนเวลาพบว่ามี ความคล้ายคลึงกันและเมื่อนำมาหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์แบบเพียร์สัน (Pearson Product Moment Correlation Coefficient) ซึ่งแสดงในตารางที่ 5.1 และ 5.2 จะเห็นได้ว่าจากตารางที่ 5.1 เป็นการเปรียบเทียบค่าสัมประสิทธิ์จากสัญญาณการหายใจแบบปกติ ผลเทียบระหว่าง Biopac Respiratory Transducer<sup>®</sup> กับ RIP Belt มีความสัมพันธ์กันน้อยมากหรือเกือบจะไม่มี ความสัมพันธ์กันเลยในโดเมนเวลา และผลการเปรียบเทียบระหว่าง RIP Belt 1กับ RIP Belt 2 มีความสัมพันธ์กันเห็นได้ชัด ในโดเมนเวลาเนื่องจากค่าสัมประสิทธิ์มีค่าเข้าใกล้ 1 มาก นั้นหมายความว่าทั้งสองสัญญาณมีความสัมพันธ์กันและคล้ายคลึงกันมากในโดเมนเวลา จากตารางที่ 5.2 เป็นการวิเคราะห์สัญญาณการหายใจที่มีการควบคุมการหายใจพบว่า การเปรียบเทียบระหว่าง Biopac Respiratory Transducer<sup>®</sup> กับ RIP Belt เห็นได้ชัดเจนยิ่งขึ้นว่าไม่มี ความสัมพันธ์กันในโดเมนเวลา แต่ผลการเปรียบเทียบเอกสารนี้เป็นเอกสารทบทวนเนื้อหาสำหรับการเรียนการสอนเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นับผูกพันหาไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

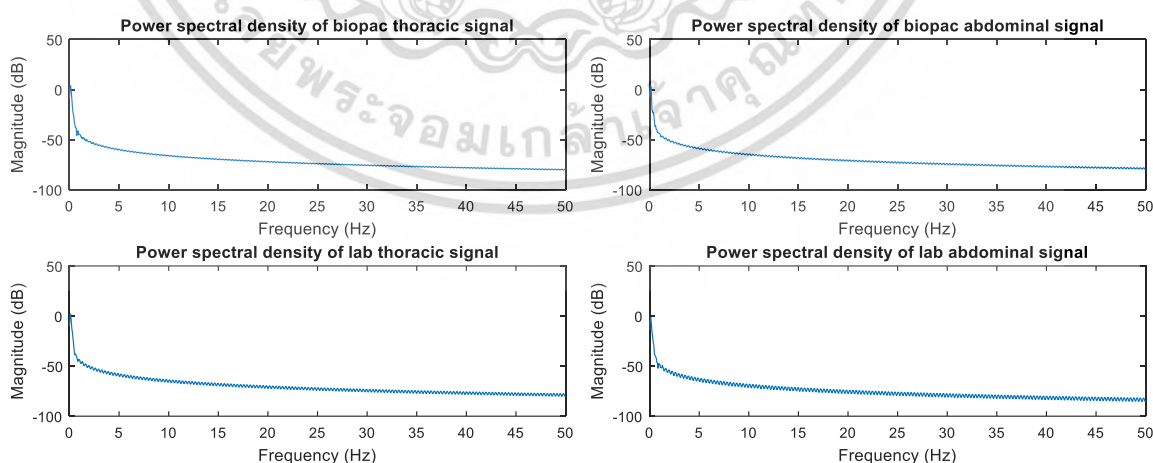
ระหว่าง RIP Belt 1 กับ RIP Belt 2 มีความสัมพันธ์มากในโดเมนเวลาเช่นเดียวกับความสัมพันธ์ในตารางที่ 5.1

### 5.3.2 การเปรียบเทียบในโดเมนความถี่ (Frequency Domain Comparison)

เพื่อการเปรียบเทียบสัญญาณในโดเมนความถี่เลือกที่จะใช้การแปลงฟูริเยร์อย่างรวดเร็ว (fast Fourier Transform) เพื่อแสดงความหนาแน่นสเปกตรัมกำลัง (PSD) และสเปกโตรแกรม การแปลง FFT ทำให้ได้ข้อมูลความถี่ของสัญญาณและช่วยให้คำนวณได้เร็วขึ้นและมีความผิดพลาดสะสมลดลง PSD แสดงการกระจายกำลังตามความถี่ของสัญญาณและสเปกโตรแกรมให้ข้อมูลเกี่ยวกับความถี่ของสัญญาณที่แตกต่างกันไปแต่ละครั้งแสดงในรูปที่ 5.15 - 5.16 ตามลำดับและใช้หลักการ Cross Correlation เพื่อหาความสัมพันธ์ของสัญญาณคำนวณค่าสหสัมพันธ์ แสดงความสัมพันธ์ในตารางที่ 5.3 - 5.6 ตามลำดับ



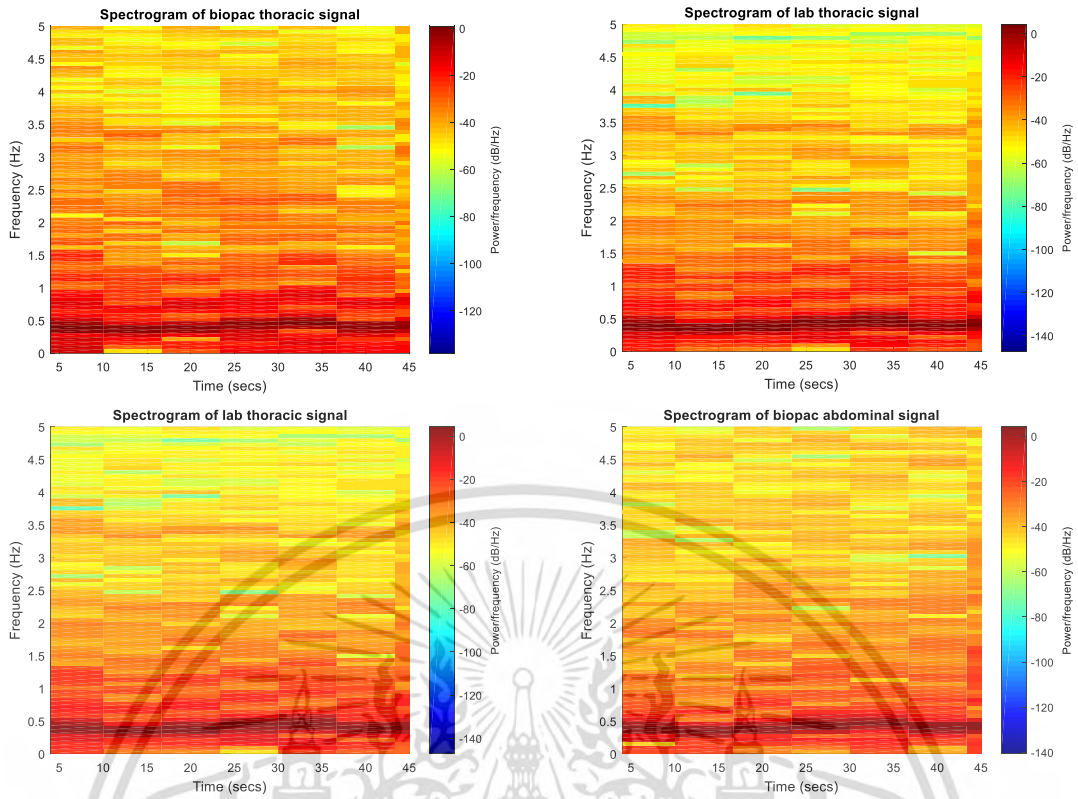
(ก) การหายใจปกติ 10 - 24 ครั้งต่อนาที



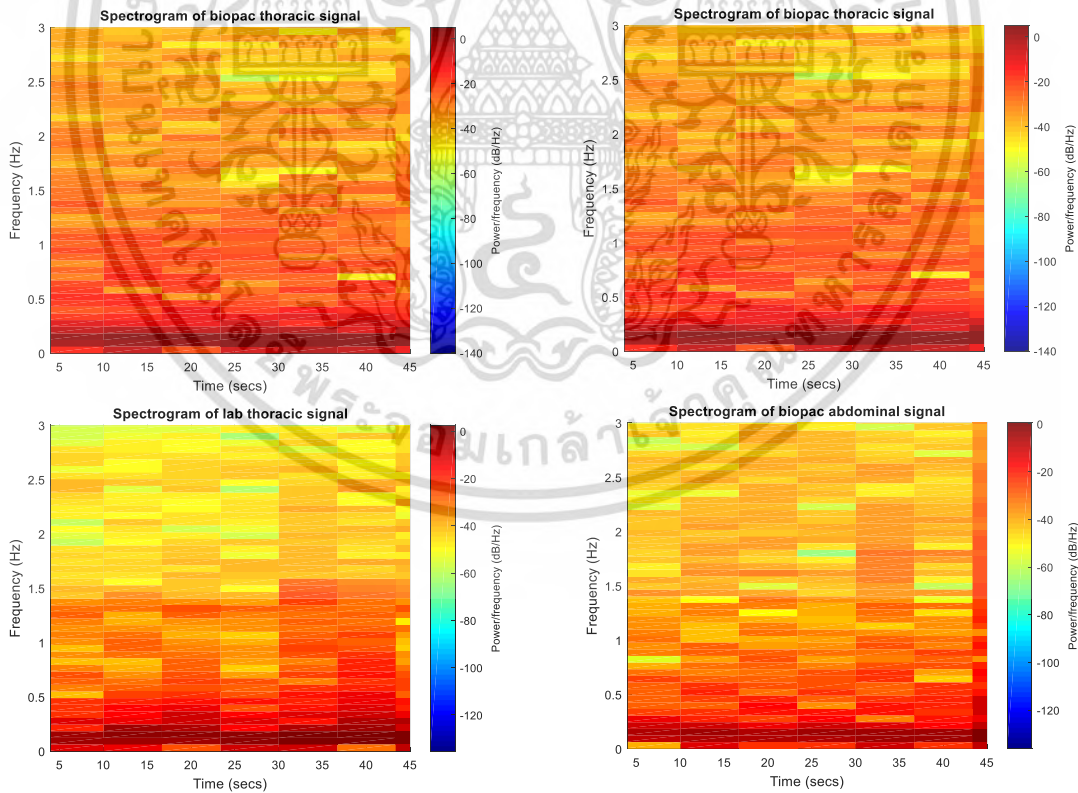
(ข) การหายใจโดยการควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที

รูปที่ 5.15 ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลัง (Power Spectral Density) (ก) การหายใจปกติ 10 - 24 ครั้งต่อนาที (ข) การหายใจโดยการควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์หรือการเข้าถึงหนังสือหรือบทความนี้โดยไม่ได้รับอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ก) การหายใจปกติ 10 - 24 ครั้งต่อนาที



(ข) การหายใจโดยการควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที

รูปที่ 5.16 สเปกโตรแกรมของสัญญาณการหายใจ (ก) การหายใจปกติ 10 - 24 ครั้งต่อนาที (ข) การหายใจโดยการควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.3 สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เพียร์สันสำหรับการเปรียบเทียบในโดเมนความถี่ ตัวอย่างจากอาสาสมัคร 5 คน (หายใจปกติ 10 - 24 ครั้งต่อนาที)

เปรียบเทียบระหว่าง Biopac Respiratory Transducer <sup>®</sup> กับ RIP Belt					
การแปลงฟูริเยร์อย่างรวดเร็ว (Fast Fourier Transform)					
อาสาสมัคร	คนที่ 1	คนที่ 2	คนที่ 3	คนที่ 4	คนที่ 5
ทรวงอก	0.655721	0.655721	0.983540	0.998737	0.655721
ช่องท้อง	0.839674	0.839674	0.928984	0.924289	0.839674
ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลัง (Power Spectral Density)					
อาสาสมัคร	คนที่ 1	คนที่ 2	คนที่ 3	คนที่ 4	คนที่ 5
ทรวงอก	0.994764	0.994764	0.999374	0.998737	0.994764
ช่องท้อง	0.999301	0.999301	0.998459	0.982723	0.999301
สเปกโตรแกรม (Spectrogram)					
อาสาสมัคร	คนที่ 1	คนที่ 2	คนที่ 3	คนที่ 4	คนที่ 5
ทรวงอก	0.443310	0.443310	0.731008	0.673043	0.443310
ช่องท้อง	0.700566	0.700566	0.787767	0.781454	0.700566

ผลการทดสอบในตารางที่ 5.3 พบว่า การเปรียบเทียบสัญญาณการหายใจแบบปกติในโดเมนความถี่ โดยการเปรียบเทียบระหว่าง Biopac Respiratory Transducer<sup>®</sup> กับ RIP Belt เพื่อหาความเหมือนหรือความคล้ายคลึงกันของสัญญาณหายใจพบว่ามีความสัมพันธ์กันมากใน FFT และ PSD อย่างเห็นได้ชัดเนื่องจากสัญญาณมีค่าเข้าใกล้ 1 มาก เมื่อพิจารณาจากสเปกโตรแกรมจะเห็นว่าค่าสัมประสิทธิ์ส่วนใหญ่มีความสัมพันธ์กันแต่ก็ยังมีบางส่วนที่ไม่มีความสัมพันธ์กันจึงไม่สามารถสรุปได้ ซึ่งจะต้องพิจารณาอีกครั้งโดยสัญญาณที่ได้จากการควบคุมการหายใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.4 สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เพียร์สันสำหรับการเปรียบเทียบในโดเมนความถี่ ตัวอย่างจากอาสาสมัคร 5 คน (หายใจปกติ 10 - 24 ครั้งต่อนาที)

เปรียบเทียบระหว่าง RIP Belt 1 กับ RIP Belt 2					
การแปลงฟูรีเยอร์อย่างรวดเร็ว (Fast Fourier Transform)					
อาสาสมัคร	คนที่ 1	คนที่ 2	คนที่ 3	คนที่ 4	คนที่ 5
ทรวงอก	0.999651	0.999978	0.999572	0.999870	0.999932
ช่องท้อง	0.999377	0.991633	0.999884	0.993595	0.999577
ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลัง (Power Spectral Density)					
อาสาสมัคร	คนที่ 1	คนที่ 2	คนที่ 3	คนที่ 4	คนที่ 5
ทรวงอก	0.999990	0.999986	0.999985	0.999898	0.999986
ช่องท้อง	0.999508	0.999732	0.999893	0.999693	0.997545
สเปกโตรแกรม (Spectrogram)					
อาสาสมัคร	คนที่ 1	คนที่ 2	คนที่ 3	คนที่ 4	คนที่ 5
ทรวงอก	0.991022	0.992398	0.991790	0.998503	0.998711
ช่องท้อง	0.978901	0.975853	0.980987	0.980138	0.982972

จากผลการวิเคราะห์ในตารางที่ 5.4 เป็นการวิเคราะห์ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เพียร์สันในโดเมนความถี่ การเปรียบเทียบความเหมือนกันของสัญญาณทางเดินหายใจแบบปกติระหว่าง RIP Belt 1 กับ RIP Belt 2 ที่ได้พัฒนาขึ้น จากผลการวิเคราะห์สามารถสรุปได้ว่าทั้ง การแปลงฟูรีเยอร์อย่างรวดเร็ว (FFT) ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลัง (PSD) และสเปกโตรแกรม (Spectrogram) มีความสัมพันธ์กันในโดเมนความถี่เนื่องจากค่าสัมประสิทธิ์มีค่าเข้าใกล้ 1 มาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.5 สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เพียร์สันสำหรับการเปรียบเทียบในโดเมนความถี่ ตัวอย่างจากอาสาสมัคร 5 คน (ควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที)

เปรียบเทียบระหว่าง Biopac Respiratory transducer <sup>®</sup> กับ RIP Belt					
การแปลงฟูรีเยอร์อย่างรวดเร็ว (Fast Fourier Transform)					
อาสาสมัคร	คนที่ 1	คนที่ 2	คนที่ 3	คนที่ 4	คนที่ 5
ทรวงอก	-0.750453	0.999651	0.999530	0.998925	0.992116
ช่องท้อง	0.986667	0.973703	-0.926750	0.994740	0.854733
ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลัง (Power Spectral Density)					
อาสาสมัคร	คนที่ 1	คนที่ 2	คนที่ 3	คนที่ 4	คนที่ 5
ทรวงอก	0.998268	0.994813	0.988703	0.968646	0.999498
ช่องท้อง	0.995941	0.996438	0.998649	0.997625	0.998629
สเปกโตรแกรม (Spectrogram)					
อาสาสมัคร	คนที่ 1	คนที่ 2	คนที่ 3	คนที่ 4	คนที่ 5
ทรวงอก	0.515017	0.483945	0.499567	0.445558	0.562642
ช่องท้อง	0.592462	0.552283	0.288194	0.181078	0.290412

จากตารางที่ 5.5 สามารถสรุปได้ว่าการวิเคราะห์หาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เพียร์สันสำหรับการเปรียบเทียบความเหมือนกันของสัญญาณทางเดินหายใจในโดเมนความถี่ ในอาสาสมัคร 5 คน โดยใช้การควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที การหาความสัมพันธ์ระหว่าง Biopac Respiratory Transducer<sup>®</sup> กับ RIP Belt พบว่ามีความเหมือนกันในการแปลงฟูรีเยอร์อย่างรวดเร็ว (FFT) และความหนาแน่นสเปกตรัมกำลัง (PSD) และไม่มีความสัมพันธ์กันในสเปกโตรแกรมหรือถ้ามีความสัมพันธ์กันก็น้อยมากจนแทบจะไม่มีความสัมพันธ์กัน

ตารางที่ 5.6 สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เพียร์สันสำหรับการเปรียบเทียบในโดเมนความถี่ ตัวอย่างจากอาสาสมัคร 5 คน (ควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที)

เปรียบเทียบระหว่าง RIP Belt 1 กับ RIP Belt 2					
การแปลงฟูรีเยอร์อย่างรวดเร็ว (Fast Fourier Transform)					
อาสาสมัคร	คนที่ 1	คนที่ 2	คนที่ 3	คนที่ 4	คนที่ 5
ช่องท้อง	0.990941	0.999965	0.999997	0.999117	0.999786
ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลัง (Power Spectral Density)					
อาสาสมัคร	คนที่ 1	คนที่ 2	คนที่ 3	คนที่ 4	คนที่ 5
ช่องท้อง	0.998761	0.999745	0.997781	0.999818	0.999853
สเปกโตรแกรม (Spectrogram)					
อาสาสมัคร	คนที่ 1	คนที่ 2	คนที่ 3	คนที่ 4	คนที่ 5
ช่องท้อง	0.922294	0.895722	0.921938	0.930129	0.936422

เอกสารนี้เป็นทรัพย์สินทางปัญญาที่ใช้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่ควรนำข้อมูลไปใช้

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากตารางที่ 5.6 สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เพียร์สันสำหรับการเปรียบเทียบในโดเมนความถี่ จากอาสาสมัคร 5 คน เป็นการหาความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณหายใจที่ได้จากการตรวจจับของ RIP Belt 1 กับ RIP Belt 2 โดยวิธีควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที จากผลการวิเคราะห์แสดงให้เห็นว่าเซ็นเซอร์ RIP Belt ทั้งสองเส้นมีความสัมพันธ์กันในโดเมนความถี่ทั้งใน การแปลงฟูรีเยร์อย่างรวดเร็ว (FFT) ความหนาแน่นสเปกตรัมกำลัง (PSD) และสเปกโตรแกรม (Spectrogram)

#### 5.4 วิเคราะห์ค่า Thoraco-Abdominal Asynchrony (TAA)

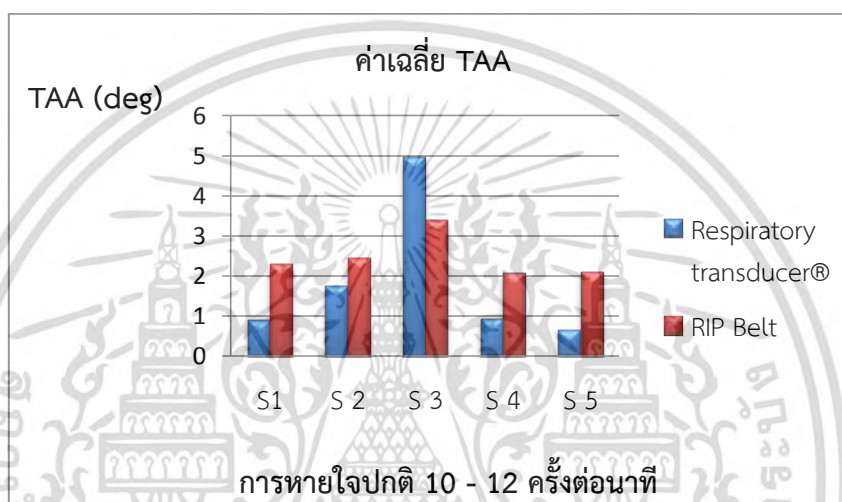
ข้อมูลของสัญญาณทางเดินหายใจถูกแปลงเป็นข้อมูลดิจิทัล โดยการตรวจจับสัญญาณทางเดินหายใจของบริเวณทรวงอกและช่องท้องใช้ RIP Belt 1 , RIP Belt 2 และ Biopac Respiratory Transducer<sup>®</sup> 2 เส้น สัญญาณที่ได้จากทั้งสองอุปกรณ์ถูกนำมาวิเคราะห์ภายใต้โปรแกรม MATLAB<sup>®</sup> สำหรับการประมวลผลสัญญาณในการวิเคราะห์หาค่า TAA โดยใช้การแปลงแบบฮิลเบิร์ตซึ่งเป็นวิธีที่ง่ายสำหรับการประมาณค่า TAA การแปลงฮิลเบิร์ตให้ข้อมูลสองอย่างคือ Instantaneous Amplitude และเฟสของสัญญาณ ความสัมพันธ์ของเฟสระหว่างสัญญาณที่ทรวงอกและช่องท้องสามารถนำมาหาความแตกต่างของเฟสได้จาก  $\Phi(t) = \Phi_1(t) - \Phi_2(t)$  ผลที่ได้อยู่ในรูปของเรเดียนและทำการคำนวณให้เป็นองศา แสดงค่า TAA ในตารางที่ 5.7 - 5.10 ตามลำดับ ตารางที่ 5.7 ค่า TAA ที่ได้จากการคำนวณความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณการหายใจที่ทรวงอกและช่องท้อง โดยมีการหายใจปกติ 10 - 24 ครั้งต่อนาที

อาสาสมัคร	ค่า TAA จาก Respiratory transducer <sup>®</sup> (deg)			ค่า TAA จาก RIP Belt (deg)		
อาสาสมัคร 1	1.232176	0.336193	1.098840	2.174574	2.549063	2.161766
อาสาสมัคร 2	2.735763	1.274368	1.260645	1.035095	1.730281	4.576742
อาสาสมัคร 3	3.383898	5.138165	6.397543	3.784732	2.648374	3.755820
อาสาสมัคร 4	0.902998	1.098840	0.746015	1.870687	2.161766	2.203029
อาสาสมัคร 5	0.497830	0.776349	0.673083	1.733783	1.574611	2.955207

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.8 ค่าเฉลี่ย TAA ที่ได้จากการคำนวณความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณการหายใจที่ทรงอกและท้อง โดยมีการหายใจปกติ 10 - 24 ครั้งต่อนาที

ค่าเฉลี่ย TAA (deg)	อาสาสมัคร 1	อาสาสมัคร 2	อาสาสมัคร 3	อาสาสมัคร 4	อาสาสมัคร 5
Respiratory transducer®	0.88907	1.756925	4.973202	0.915951	0.649087
RIP Belt	2.295134	2.447371	3.396308	2.078494	2.087867



รูปที่ 5.17 การเปรียบเทียบค่า TAA ระหว่าง Respiratory transducer® กับ RIP Belt แบบการหายใจปกติ

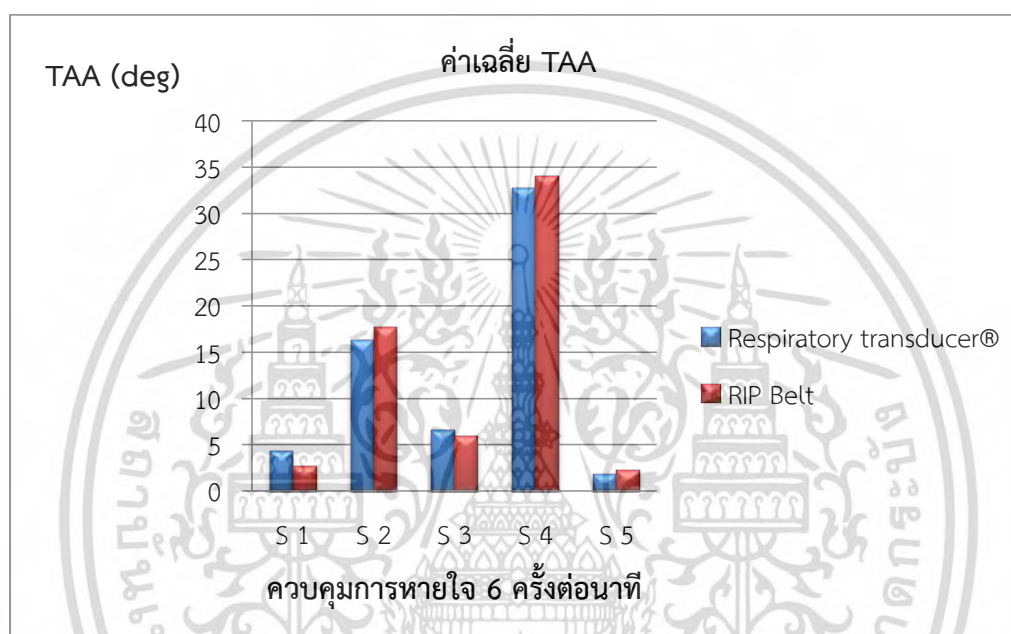
ตารางที่ 5.9 ค่า TAA ที่ได้จากการคำนวณความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณการหายใจที่ทรงอกและท้อง โดยมีการควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที

อาสาสมัคร	ค่า TAA จาก Respiratory transducer®			ค่า TAA จาก RIP Belt		
	อาสาสมัคร 1	2.742179	5.091041	5.248700	3.845083	1.654182
อาสาสมัคร 2	15.194150	16.427045	17.435716	26.997262	12.361213	13.602653
อาสาสมัคร 3	4.336795	9.310408	5.994734	5.164227	9.196410	3.339087
อาสาสมัคร 4	30.744493	33.691856	33.967906	46.948024	22.322165	32.718911
อาสาสมัคร 5	0.912010	1.500295	3.230535	0.918290	3.751143	2.020399

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.10 ค่าเฉลี่ย TAA ที่ได้จากการคำนวณระหว่างสัญญาณการหายใจที่ทรงอกและท้อง โดยมี การควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที

ค่าเฉลี่ย TAA	อาสาสมัคร 1	อาสาสมัคร 2	อาสาสมัคร 3	อาสาสมัคร 4	อาสาสมัคร 5
Respiratory transducer®	4.36064	16.352304	6.547312	32.801418	1.880946
RIP Belt	2.665438	17.653709	5.899908	33.996367	2.229944



รูปที่ 5.18 การเปรียบเทียบค่า TAA ระหว่าง Respiratory Transducer® กับ RIP Belt แบบควบคุมการหายใจ

การประมาณค่า TAA จากสัญญาณทางเดินหายใจบริเวณทรงอกและช่องท้อง ในการประมวลผลแยกออกเป็นการประมวลผลสัญญาณการหายใจจากการควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที และการหายใจแบบปกติ 10 - 24 ครั้งต่อนาที ใช้เซ็นเซอร์ในการตรวจจับการหายใจ 4 เส้น 2 ชนิด คือ ชนิดที่ออกแบบขึ้นโดยใช้หลักการ RIP และชนิดที่สองเป็น Biopac Respiratory Transducer® โดยนำสัญญาณทางเดินหายใจที่ได้จากการใช้อุปกรณ์ทั้งสองชนิดจากการตรวจจับสัญญาณทางเดินหายใจที่อาสาสมัครที่บริเวณเดียวกันและในเวลาเดียวกัน ใช้ในการประมาณค่า TAA โดยใช้วิธีการแปลงฮิลเบิร์ต

จากตารางที่ 5.7 - 5.8 และในรูปที่ 15.17 เป็นการประมาณค่า TAA สัญญาณที่ได้จาก RIP Belt 1 กับ RIP Belt 2 และค่า TAA ที่ได้จาก Biopac Respiratory Transducer® 2 เส้น จากการประเมินค่าความแตกต่างทางเฟสของสัญญาณระหว่างทรงอกและช่องท้อง โดยมีการหายใจปกติ 10 - 24 ครั้งต่อนาที พบว่าอุปกรณ์ทั้งสองชนิดให้ค่า TAA ที่ใกล้เคียงกัน และจากตารางที่เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่บนสื่อสาธารณะไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.9 – 5.10 ในรูปที่ 5.18 เป็นค่า TAA ที่เกิดจากการควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที จะเห็นได้ว่าระหว่างค่า TAA ของ Biopac Respiratory Transducer® และ RIP Belt มีค่าที่ใกล้เคียงกันมาก แต่เมื่อมีการเปรียบเทียบกับระหว่างค่า TAA ของรูปแบบการหายใจระหว่างหายใจปกติและควบคุมการหายใจพบว่าในอาสาสมัครบางคนมีค่า TAA เฉลี่ยที่แตกต่างกันอย่างเห็นได้ชัดในอาสาสมัครบางคนเมื่อเปรียบเทียบค่าจากตารางที่ 5.8 และ 5.10 และยังพบอีกว่าความสัมพันธ์ระหว่างการวัด TAA กับอายุ ค่าดัชนีมวลกายและเพศ มีความสัมพันธ์ต่อการเปลี่ยนแปลงค่า TAA

ตารางที่ 5.11 การหาความไวในการตรวจจับสัญญาณการหายใจระหว่าง RIP Belt กับ Biopac Respiratory Transducer® โดยมีการควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที

Volunteers	Thoracic Signals (deg)			Abdominal Signal (deg)		
Volunteer 1	-12.327671	-6.314027	-5.270628	-5.740409	-2.877169	2.518977
Volunteer 2	-21.091454	-19.752495	-13.162398	-32.894566	-15.686663	-9.329336
Volunteer 3	-10.749251	-13.948519	-9.220817	-1.248229	4.558299	0.113004
Volunteer 4	-10.628117	-0.975426	-3.74804	5.575414	-12.345117	-4.997036
Volunteer 5	-0.587741	-4.761775	5.225068	-0.581460	0.489663	-0.025867

ตารางที่ 5.11 เป็นการตรวจสอบความไวของเซ็นเซอร์ RIP Belt และ Biopac Respiratory Transducer® ในการตรวจจับสัญญาณการหายใจจากหลักการเดียวกันในการคำนวณค่า TAA ระหว่างสัญญาณที่ตรวจจับและช่องท้อง แต่การหาความไวของอุปกรณ์ทั้งสองใช้สัญญาณทางเดินหายใจที่ตรวจจับที่ได้จากการตรวจจับของ RIP Belt 1 กับ Biopac Respiratory Transducer® เส้นที่ 1 มาวิเคราะห์หาความไวในการตรวจจับสัญญาณและใช้วิธีเดียวกันนี้ในการหาค่าที่ช่องท้องที่ใช้ RIP Belt 2 กับ Biopac Respiratory Transducer® เส้นที่ 2 ถ้าผลลัพธ์ที่ได้ออกมาเป็นบวกนั้นหมายความว่าอุปกรณ์วัดการหายใจแบบ Biopac Respiratory Transducer® มีการตรวจจับสัญญาณการหายใจที่ไวกว่า แต่ถ้าผลลัพธ์ที่ออกมาเป็นลบแสดงว่าเซ็นเซอร์ RIP Belt มีการตรวจจับสัญญาณที่ไวกว่า

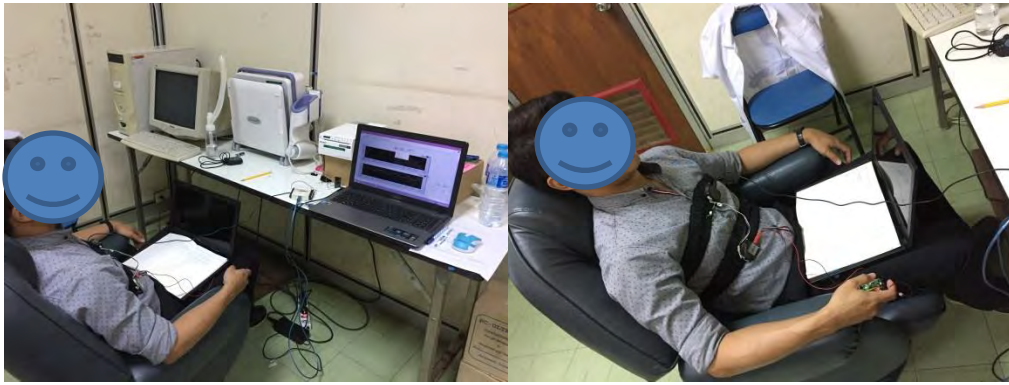
จากผลการทดสอบซึ่งแสดงในตารางที่ 5.11 ผลลัพธ์ที่ได้ส่วนใหญ่ออกมาเป็นลบแสดงว่าเซ็นเซอร์ RIP Belt มีการตรวจพบสัญญาณการหายใจที่ไวกว่า Biopac Respiratory Transducer® ซึ่งอาจจะเป็นไปได้ว่าการตัดเย็บของเซ็นเซอร์ที่ครอบคลุมไปรอบๆบริเวณทรวงอกหรือท้อง ทำให้เมื่อมีการขยายตัวของกล้ามเนื้อหรือการเคลื่อนตัวของกระดูกซี่โครงส่วนใดส่วนหนึ่งทำให้ RIP Belt มีการขยับตัวตาม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 5.5 การใช้ RIP Belt 1 และ RIP Belt 2 ตรวจสอบสัญญาณทางเดินหายใจขณะฝึกการหายใจ

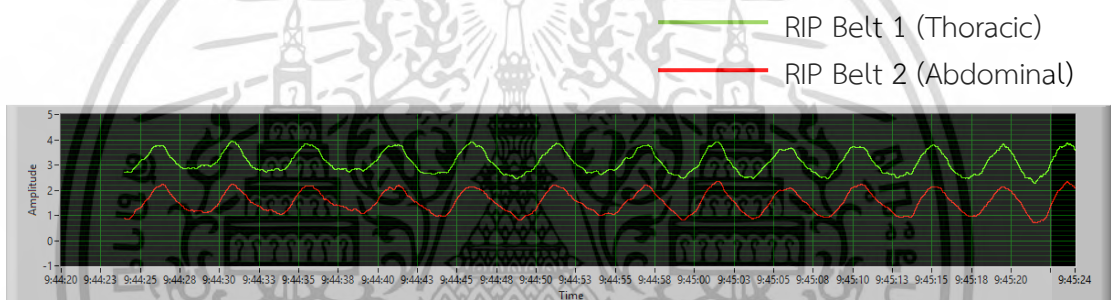
การฝึกการหายใจในคนปกติและผู้ป่วยมีวัตถุประสงค์ในการฝึกเพื่อการรักษาและฟื้นฟูระบบหายใจในรูปแบบต่างๆ สำหรับในหัวข้อนี้เป็นการพัฒนาการใช้ RIP Belt ในการตรวจจับสัญญาณทางเดินหายใจที่บริเวณทรวงอกและช่องท้องขณะที่มีการฝึกหายใจ และแสดงสัญญาณการหายใจขณะทำการฝึกแบบ Real Time ผ่านซอฟต์แวร์ที่ได้ออกแบบขึ้นโดยใช้โปรแกรม LABVIEW® เพื่อให้ผู้ที่ทำการฝึกและผู้ควบคุมการฝึกมองเห็นสัญญาณทางเดินหายใจขณะทำการฝึก ซึ่งทำให้ผู้ควบคุมการฝึกสามารถบอกได้ทันทีว่าผู้ที่ทำการฝึกนั้นมีการฝึกถูกต้องหรือไม่ถูกต้องจากการดูสัญญาณสามารถบอกได้ว่าผู้ที่ทำการฝึกมีการขยายตัวของช่วงท้องหรือช่วงอกตามที่ผู้ฝึกกำหนดไว้หรือไม่ และง่ายต่อผู้ที่ทำการฝึกหายใจด้วยตัวเอง ในการฝึกการหายใจมีอยู่ด้วยกันหลายรูปแบบซึ่งก็มีความแตกต่างกันไปตามจุดประสงค์ในการฝึกหรือรักษา ซึ่งได้อธิบายในแต่ละวิธีและจุดประสงค์ของการฝึกการหายใจไว้ในบทที่ 2 ก่อนหน้านี้แล้ว สำหรับการแสดงผลในการฝึกการหายใจในหัวข้อนี้จะแสดงผลการฝึกหายใจของนักกายภาพบำบัดใน 7 วิธีด้วยกัน คือ

- การหายใจแบบปกติ
- การฝึกการหายใจโดยใช้กล้ามเนื้อกะบังลมหรือกล้ามเนื้อหน้าท้อง (Diaphragmatic or Abdominal Breathing Exercise)
- การฝึกหายใจโดยใช้ทรวงอกส่วนบน ( Upper Chest Breathing Exercise )
- การฝึกหายใจโดยใช้ทรวงอกส่วนล่าง ( Lower Costal Breathing Exercise )
- การฝึกหายใจโดยใช้ BreatheMAX® เป็นแรงต้านขณะหายใจเข้าโดยใช้ปากดูดอากาศผ่านน้ำ และหายใจออกทางจมูก (Breathmax Inspiratory Function)
- การฝึกหายใจโดยใช้ BreatheMAX® เป็นแรงต้านในการหายใจออกโดยการหายใจเข้าผ่านจมูกและหายใจออกโดยใช้ปากเป่า BreatheMAX® ให้อากาศออกผ่านน้ำ (Breathmax Expiratory Function)
- การฝึกการหายใจแบบห่วงเวลา ( Purse Lip Breathing Exercise )



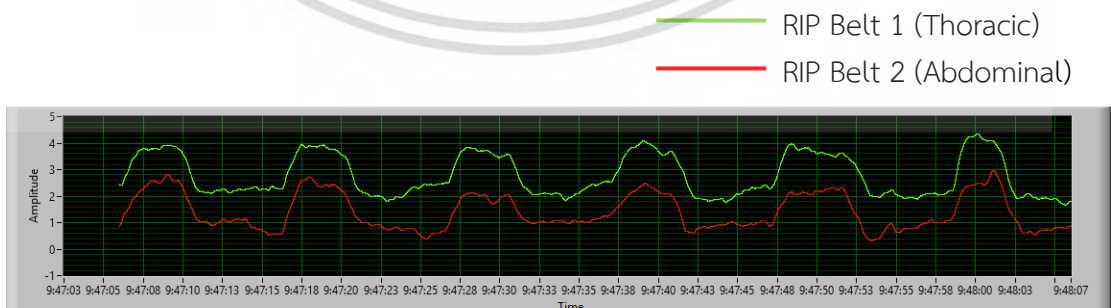
รูปที่ 5.19 ภาพประกอบของการฝึกการหายใจและตำแหน่งของการติดเซ็นเซอร์ RIP Belt ทั้ง 2 เส้น แสดงสัญญาณขณะฝึกการหายใจตลอดการฝึกผ่านจอคอมพิวเตอร์

#### 5.5.1 การหายใจแบบปกติ (Normal Breathing)



รูปที่ 5.20 สัญญาณการหายใจปกติจากอาสาสมัคร

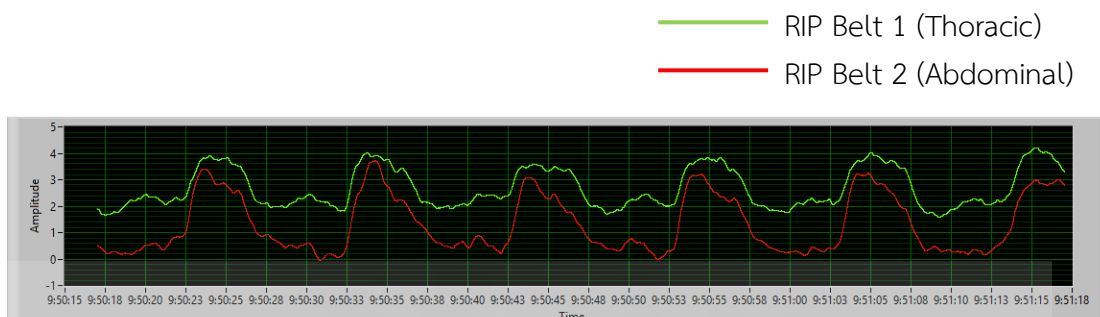
5.5.2 การฝึกการหายใจโดยใช้กล้ามเนื้อกะบังลมหรือกล้ามเนื้อหน้าท้อง (Diaphragmatic or Abdominal Breathing Exercise) มีการควบคุมการหายใจ หายใจเข้า 4 วินาที หายใจออก 6 วินาที



รูปที่ 5.21 สัญญาณการหายใจจากการฝึกหายใจโดยใช้กล้ามเนื้อกะบังลม

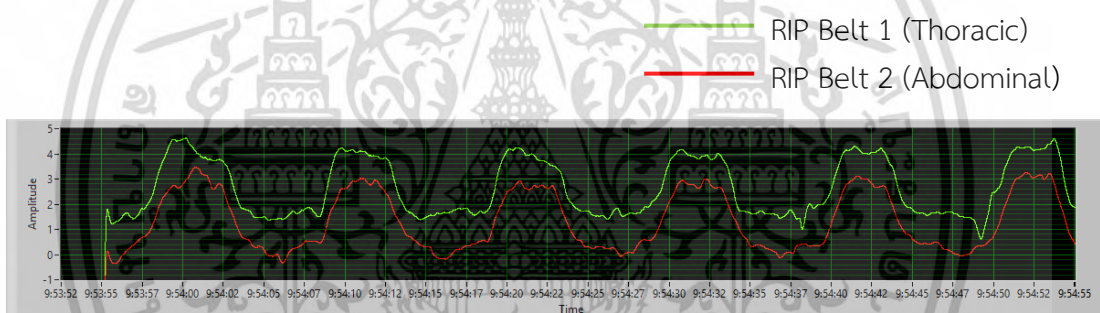
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 5.5.3 การฝึกหายใจโดยใช้ทรวงอกส่วนบน (Upper Chest Breathing Exercise) หายใจเข้า 4 วินาที หายใจออก 6 วินาที



รูปที่ 5.22 สัญญาณการหายใจโดยวิธีการฝึกหายใจแบบใช้ทรวงอกส่วนบน

### 5.5.4 การฝึกหายใจโดยใช้ทรวงอกส่วนล่าง (Lower Costal Breathing Exercise) หายใจเข้า 4 วินาที หายใจออก 6 วินาที



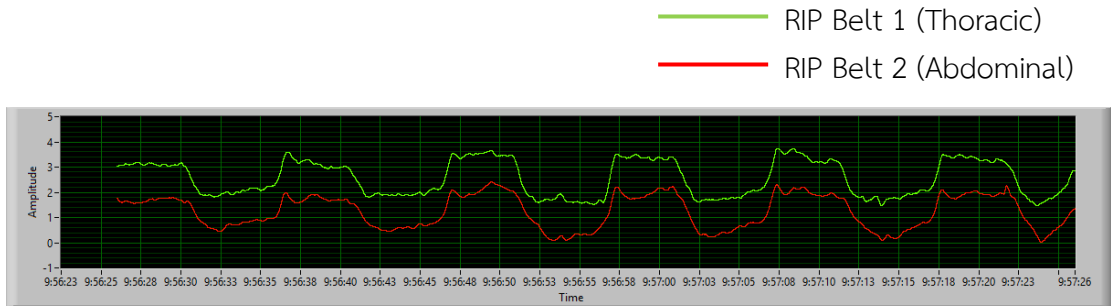
รูปที่ 5.23 สัญญาณการหายใจโดยวิธีการฝึกหายใจโดยใช้ทรวงอกส่วนล่าง

### 5.5.5 การฝึกหายใจโดยใช้ BreatheMAX® เป็นแรงต้านขณะหายใจเข้าโดยการใช้น้ำปากดูดอากาศผ่านน้ำ และหายใจออกทางจมูก (Breathmax Inspiratory Function) หายใจเข้า 3 วินาที หายใจออก 9 วินาที



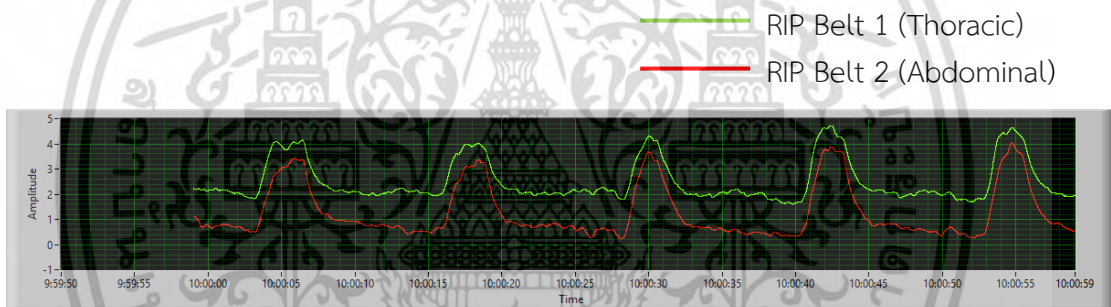
รูปที่ 5.24 การฝึกหายใจโดยใช้ BreatheMAX®

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



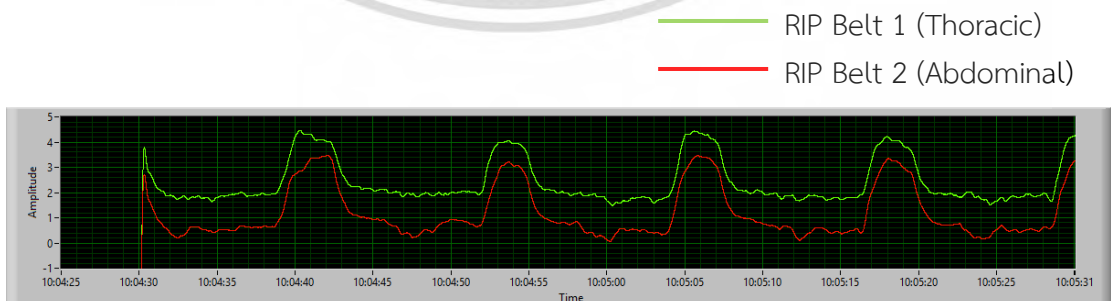
รูปที่ 5.25 สัญญาณการหายใจจากการฝึกรหายใจโดยใช้ BreatheMAX® เป็นแรงต้านขณะทำการหายใจเข้า

5.5.6 การฝึกรหายใจโดยใช้ BreatheMAX® เป็นแรงต้านในการหายใจออกโดยการหายใจเข้าผ่านจุกและหายใจออกโดยใช้ปากเป่า BreatheMAX® ให้อากาศออกผ่านน้ำ (Breathmax Expiratory Function) หายใจเข้า 3 วินาที หายใจออก 9 วินาที



รูปที่ 5.26 สัญญาณการหายใจจากการฝึกรหายใจโดยใช้ BreatheMAX® เป็นแรงต้านในการหายใจออก

5.7.7 การฝึกรหายใจแบบห่วงเวลา (Purse Lip Breathing Exercise)



รูปที่ 5.27 สัญญาณการหายใจจากการฝึกรหายใจแบบห่วงเวลา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.12 การวิเคราะห์หาค่า TAA ของสัญญาณที่ได้จากการฝึกหายใจในรูปแบบต่างๆ ทั้ง 7 แบบ การตรวจจับสัญญาณโดยใช้ RIP Belt 1 และ RIP Belt 2

รูปแบบการฝึกหายใจ	วิเคราะห์หาค่า TAA		
	คนที่1(ชาย)	คนที่2(หญิง)	คนที่3(หญิง)
การฝึกหายใจแบบที่ 1	7.813807	4.418046	1.559513
การฝึกหายใจแบบที่ 2	1.309095	3.062952	5.696985
การฝึกหายใจแบบที่ 3	31.332251	6.995298	7.858987
การฝึกหายใจแบบที่ 4	2.127254	10.452389	8.094693
การฝึกหายใจแบบที่ 5	8.124498	15.743869	16.318557
การฝึกหายใจแบบที่ 6	3.381418	21.974176	34.474059
การฝึกหายใจแบบที่ 7	8.126517	16.088277	45.417556

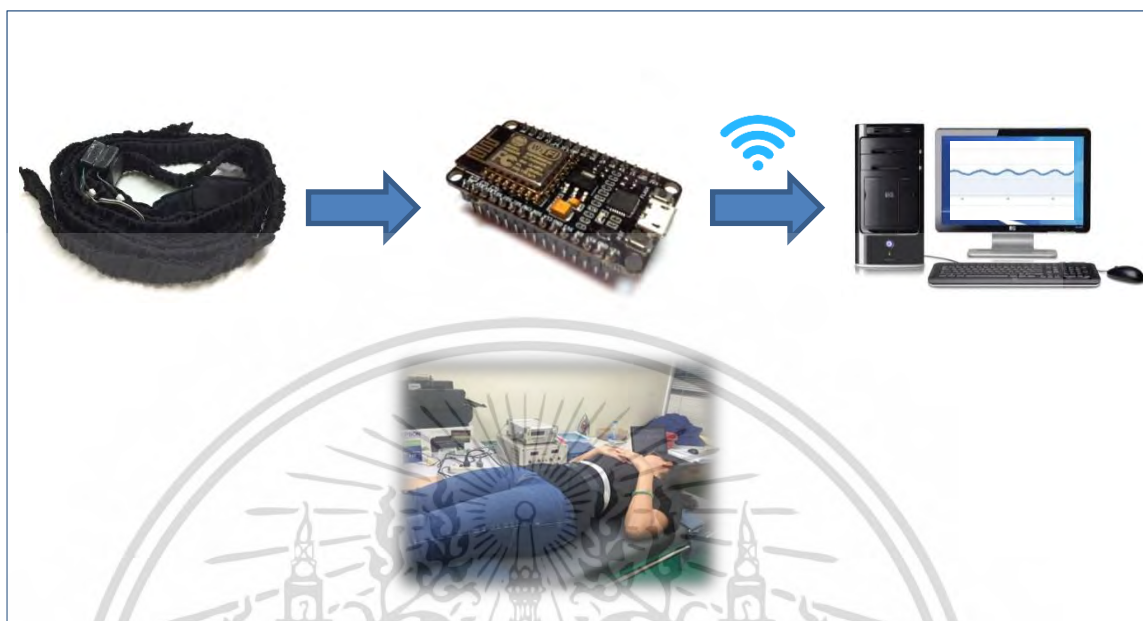
จากผลการวิเคราะห์ที่ได้ในตารางที่ 5.19 แสดงให้เห็นว่ามีการเปลี่ยนแปลงของค่า TAA ไปตามรูปแบบของการหายใจตามลักษณะการฝึกหายใจ และค่าที่ได้จากคนอ้วน คนผอม เพศก็จะมี ความแตกต่างกัน เช่น คนที่ 3 เป็นคนที่มีรูปร่างอ้วนทำให้มีการเปลี่ยนแปลงของค่า TAA มากกว่าคนปกติ ดังนั้นรูปร่างและสรีระก็เป็นส่วนสำคัญต่อการหายใจในการเปลี่ยนรูปสัญญาณการหายใจ การขยายตัวของทรวงอกและช่องท้องขณะที่มีการหายใจ

## 5.6 การพัฒนาให้เป็นอุปกรณ์ตรวจสอบการหายใจขณะหลับ

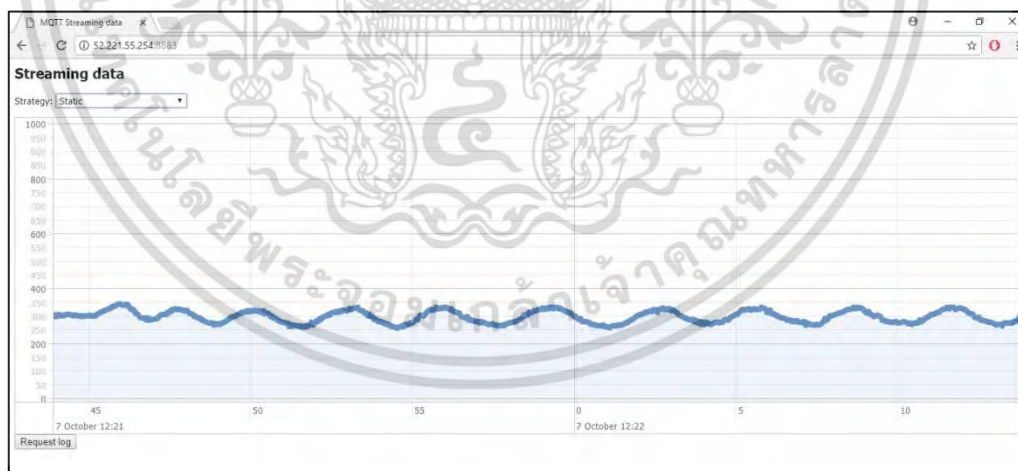
การตรวจสอบสภาวะการหายใจระหว่างการนอนหลับมีบทบาทสำคัญในการคัดกรอง วินิจฉัยและการรักษาภาวะการหยุดหายใจขณะนอนหลับ อาการเสียชีวิตฉับพลัน และความผิดปกติ อื่นๆ ในปัจจุบันการทดสอบการนอนหลับมักจะทดสอบอยู่ในห้องปฏิบัติการและอยู่ในความดูแลของ แพทย์ ซึ่งทำให้ยากต่อการรักษาได้รวดเร็ว และสภาพแวดล้อมที่ไม่คุ้นเคยทำให้ผู้เข้ารับการทดสอบ อาจจะนอนไม่หลับทำให้ไม่ได้ค่าที่แน่นอน ทำให้ไม่สามารถที่ตรวจสอบได้ภายใน 1 - 2 คืน และด้วย ค่าใช้จ่ายที่มีราคาค่อนข้างสูง ดังนั้นในหัวข้อนี้จึงทำการออกแบบอุปกรณ์ที่สะดวกต่อการใช้งาน มี ราคาถูก และสามารถทำเองที่บ้านได้เพื่อลดระยะเวลาและค่าใช้จ่าย การทำงานของระบบจะ ประกอบไปด้วย ชุดวงจร NodeMCU ESP8266 (V2) เซ็นเซอร์ RIP Belt และระบบแสดงผลการ ทดสอบ แสดงในรูปแบบที่ 5.28 - 5.29 ใช้ NodeMCU ESP8266 เป็นตัวกลางในการเชื่อมต่อสัญญาณ ทางเอาต์พุตของวงจรระบบเซ็นเซอร์ RIP Belt และส่งข้อมูลขึ้น Cloud เพื่อแสดงข้อมูลของสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การหายใจซึ่งแพทย์หรือผู้ที่เกี่ยวข้องสามารถที่จะเปิดดูสัญญาณเหล่านี้จากที่ไหนก็ได้ผ่านระบบอินเทอร์เน็ต



รูปที่ 5.28 การเชื่อมต่อชุดข้อมูลสำหรับการมอนิเตอร์สัญญาณการหายใจขณะหลับ



รูปที่ 5.29 สัญญาณทางเดินหายใจที่แสดงผ่านระบบ Cloud

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 5.7 สรุป

จากการทดสอบวัดสัญญาณการหายใจจากเซ็นเซอร์ RIP Belt ที่ได้พัฒนาขึ้นโดยวัดเปรียบเทียบกับกับ Biopac Respiratory Transducer® เพื่อทดสอบความถูกต้องและประเมินความน่าเชื่อถือของเซ็นเซอร์ RIP Belt โดยใช้หลักการ Cross Correlation หาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์แบบเพียร์สัน พบว่าทั้งสองอุปกรณ์มีความสัมพันธ์กันในโดเมนความถี่ ค่าสัมประสิทธิ์มีค่าเข้าใกล้ 1 แต่ในโดเมนเวลายังไม่สามารถสรุปได้อย่างชัดเจน ส่วนการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่าง RIP Belt 1 และ RIP Belt 2 พบว่าเซ็นเซอร์ทั้งสองเส้นมีความสัมพันธ์กันในโดเมนความถี่และในโดเมนเวลา ในการวิเคราะห์หาค่า Thoraco-Abdominal Asynchrony (TAA) โดยใช้การแปลงแบบฮิลเบิร์ตพบว่าค่า TAA ที่ได้จากทั้งสองอุปกรณ์มีความใกล้เคียงกัน แต่เมื่อนำค่า TAA ระหว่างการหายใจแบบปกติและควบคุมการหายใจมาเปรียบเทียบกับพบว่ามีในอาสาสมัครบางคนมีค่า TAA แตกต่างกันอย่างเห็นได้ชัดซึ่งอาจจะเกิดจากขณะควบคุมการหายใจมีการขยายตัวของทรวงอกและช่องท้องที่ไม่พร้อมกันและในบางคนอาจจะหายใจไม่ถึงท้อง สำหรับการประยุกต์ใช้ RIP Belt ในการใช้แสดงผลขณะฝึกการหายใจซึ่งทดสอบโดยนักกายภาพบำบัดและสามารถบันทึกผลการทดลองผ่านซอฟต์แวร์ที่ได้ออกแบบเพื่อนำผลการทดลองมาวิเคราะห์หาค่า TAA ได้เหมือนกัน ซึ่งพบว่าแต่ละวิธีของการฝึกการหายใจจะให้ค่า TAA ที่แตกต่างกันไปตามลักษณะของการฝึกและยังสรุปได้ว่า TAA อาจเกิดจากการเปลี่ยนแปลงการกระจายตัวของกล้ามเนื้อทางเดินหายใจซึ่งมีอิทธิพลต่อทั้งขนาดเส้นเลือดฝอยด้านหลังและเส้นผ่านศูนย์กลางด้านข้างและด้านหน้าของทรวงอกและช่องท้องทำให้มีการเปลี่ยนแปลงทางเดินหายใจ ดังนั้นการเปลี่ยนแปลงของกล้ามเนื้อระหว่างช่องท้องและช่องอกทำให้มีการเปลี่ยนแปลงเฟสในระหว่างการตรวจจับสัญญาณการหายใจ และปัจจัยอื่นๆเช่น เพศ อายุ คนอ้วน คนผอม ซึ่งก็มีอิทธิพลต่อรูปแบบการหายใจและค่า TAA และการทดสอบความไวของเซ็นเซอร์ระหว่าง Biopac Respiratory transducer® กับ RIP Belt จากผลการทดลองในตารางที่ 5.18 ให้ผลเป็นที่ชัดเจนว่า RIP Belt มีความไวในการตรวจจับสัญญาณทางเดินหายใจกว่า Biopac Respiratory Transducer®

ในส่วนการทดลองในหัวข้อที่ 5.6 เป็นการพัฒนาอุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณทางเดินหายใจที่สามารถตรวจสอบสัญญาณการหายใจขณะหลับได้ ใช้สำหรับผู้ป่วยหรือผู้ที่มีปัญหาการหยุดหายใจขณะหลับ แพทย์หรือผู้ที่เกี่ยวข้องสามารถที่จะดูสัญญาณได้แบบ Real Time และบันทึกสัญญาณมาตรวจสอบภายหลังได้ และสามารถเปิดดูสัญญาณได้ผ่านเว็บไซต์ทำให้ง่ายต่อการตรวจสอบ

## บทที่ 6

# สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

### 6.1 บทสรุปงานวิจัย

การหายใจเป็นสัญญาณชีพทางการแพทย์ที่บ่งบอกถึงความผิดปกติของร่างกาย การตรวจสอบสัญญาณการหายใจเป็นข้อมูลพื้นฐานสำหรับการประเมินสภาวะสุขภาพของบุคคลนั้นๆ การเปลี่ยนแปลงของสัญญาณชีพสามารถที่จะบ่งบอกได้ถึง การเปลี่ยนแปลงของสภาวะสุขภาพร่างกาย ความผิดปกติ ความเสี่ยงต่อการเกิดโรคและยังเป็นค่าที่บ่งชี้ถึงการใช้ชีวิตอยู่ จากความสำคัญดังกล่าวทำให้มีการศึกษาเกี่ยวกับการตรวจวัดสัญญาณชีพ และสรีระวิทยาของการหายใจในมนุษย์ จากการศึกษาพบว่า การหายใจเข้าและหายใจออกในมนุษย์มีความสัมพันธ์กับการเคลื่อนไหวของช่องอกและช่องท้อง คือ เมื่อมีการหายใจเข้าจะทำให้ทรวงอกและหน้าท้องขยายตัวออก และจะแฟบลงเมื่อมีการหายใจออกเพื่อนำอากาศออกจากปอด จากหลักการดังกล่าวนี้ทำให้มีการวิจัยอุปกรณ์สำหรับตรวจจับสัญญาณชีพจากภายนอกบริเวณทรวงอกและหน้าท้องในเทคนิคต่างๆ เพื่อใช้ในการตรวจวัดอัตราการหายใจและสัญญาณการหายใจในแบบทางอ้อมที่ไม่รุกราน สร้างความรำคาญ และเป็นอันตรายต่อการนำไปใช้งาน

งานวิจัยนี้มุ่งเน้นการพัฒนาและออกแบบระบบตรวจวัดสัญญาณทางเดินหายใจโดยใช้หลักการ Respiratory Inductance Plethysmography (RIP). เน้นการออกแบบเซ็นเซอร์ตรวจจับสัญญาณทางเดินหายใจ ระบบอิเล็กทรอนิกส์ ซอฟต์แวร์สำหรับโปรแกรมแสดงผลให้รองรับการใช้งานทางด้านคลินิก และพัฒนาซอฟต์แวร์สำหรับการวิเคราะห์สัญญาณทางคณิตศาสตร์เพื่อใช้ในวิเคราะห์การประเมินค่าสัญญาณการหายใจในมนุษย์ โดยเริ่มจากการออกแบบเซ็นเซอร์โดยใช้แถบยางยืดที่สามารถปรับความยาวได้ตามขนาดช่องอกและช่องท้องของมนุษย์ ใช้หลอดทองแดงในการถักเป็นรูปซิกแซกตลอดตามความยาวของแถบยางยืด ออกแบบวงจรรีโซแนนซ์เพื่อหาค่าความถี่สูงสุดที่ทำให้เกิดภาวะรีโซแนนซ์ สร้างวงจรเพื่อกำเนิดสัญญาณรูปไซน์ (Oscillator) ที่ความถี่ค่าหนึ่งรอบๆ ความถี่รีโซแนนซ์สำหรับจ่ายให้กับวงจรรีโซแนนซ์ จากนั้นทำการฟิลเตอร์เพื่อแยกสัญญาณจากการเปลี่ยนแปลงของค่าอิมพีแดนซ์ ทำการขยายสัญญาณและใช้ซอฟต์แวร์ที่ออกแบบขึ้นในการแสดงผลสัญญาณตามลักษณะของการทำงาน ในที่นี้ใช้แสดงผลผ่าน Biopac™ System MP36 และซอฟต์แวร์ที่ออกแบบโดยโปรแกรม LABVIEW® สำหรับการตรวจจับสัญญาณการหายใจขณะหลับใช้ชุดวงจร NodeMCU ESP8266 ในการเชื่อมต่อสัญญาณการหายใจจากระบบเซ็นเซอร์ RIP Belt เพื่อนำสัญญาณส่งข้อมูลขึ้นระบบ Cloud สำหรับแสดงสัญญาณการหายใจ

ส่วนการทดสอบทางเทคนิคเพื่อทดสอบในการตรวจจับสัญญาณที่ถูกต้องของเซ็นเซอร์ที่ได้พัฒนาขึ้น โดยใช้เครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกลในการทดสอบ RIP Belt โดยการนำเข็มขัดวัดการหายใจพันโดยรอบของตัวโพลีเมอร์จำลองมวลของช่องอก ทำการทดสอบโดยการปรับความเร็วรอบของมอเตอร์ให้คงที่ค่าหนึ่งซึ่งอยู่ในช่วงของการหายใจปกติ การเปลี่ยนแปลงของเซ็นเซอร์ RIP Belt จะต้องมีความสอดคล้องกับการขยายตัวของโพลีเมอร์มวลของช่องอก ซึ่งจะต้องมีความถี่และจำนวน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ครั้งในการขยายตัวและความเร็วรอบในการหมุนของมอเตอร์เท่ากัน แสดงว่าเซ็นเซอร์ที่มีการออกแบบขึ้นมานั้นมีความถูกต้องในการตรวจจับสัญญาณ

ในการทดสอบกับมนุษย์โดยตรงโดยมีการทดสอบวัดเปรียบเทียบกับอุปกรณ์ Biopac Respiratory transducer® การตรวจสัญญาณการหายใจทั้งในท่านั่ง ท่านอน เพื่อตรวจสอบการทำงานของเซ็นเซอร์ในการเปลี่ยนท่าทางต่อการตรวจจับสัญญาณ เพื่อให้แน่ใจว่ามีการตรวจจับสัญญาณได้ในทุกอิริยาบถ การตรวจวัดสัญญาณเพื่อการวิเคราะห์ผลทางคณิตศาสตร์เป็นการทดสอบในอาสาสมัคร 10 คน ใช้อุปกรณ์ตรวจจับการหายใจทั้งหมด 4 เส้น RIP Belt 2 เส้น Biopac Respiratory transducer® 2 เส้น ทำให้ได้สัญญาณทางเดินหายใจทั้งหมด 4 สัญญาณ สัญญาณหายใจบริเวณทรวงอก 2 สัญญาณ ช่วงท้อง 2 สัญญาณ ผลการตรวจวัดอยู่ในรูปแบบของการหายใจปกติ 10 - 24 ครั้งต่อนาที และการควบคุมการหายใจ 6 ครั้งต่อนาที และทำการการตรวจจับสัญญาณโดยใช้ RIP Belt 1 กับ RIP Belt 2 ตรวจสอบที่จุดเดียวกันบริเวณทรวงอกหรือช่องท้อง นำสัญญาณที่ได้จากการวัดในแบบต่างๆ ทั้งหมดมาวิเคราะห์ผลทางคณิตศาสตร์ การวิเคราะห์ความสัมพันธ์ โดยใช้หลักการ Cross correlation หาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์แบบเพียร์สัน(r) ทั้งในโดเมนเวลาและโดเมนความถี่ พบว่า Biopac Respiratory transducer® กับ RIP Belt และ RIP Belt 1กับ RIP Belt 2 มีความสัมพันธ์กัน เนื่องจากค่าสัมประสิทธิ์มีค่าเข้าใกล้ 1 สำหรับการวิเคราะห์หาค่า TAA เป็นการหาความสัมพันธ์ทางเฟสระหว่างสัญญาณการหายใจที่ทรวงอกและช่องท้องโดยการแปลงแบบฮิลเบิร์ต ผลที่ได้อยู่ในรูปขององศา(deg) และพบว่า Biopac Respiratory transducer® กับ RIP Belt ให้ค่า TAA ที่ใกล้เคียงกัน แต่เมื่อนำค่า TAA ของรูปแบบการควบคุมการหายใจและรูปแบบการหายใจปกติมาเทียบกันพบว่าในอาสาสมัครบางคน มีค่าTAA ที่แตกต่างกันมาก ส่วนการทดสอบด้านความไวของเซ็นเซอร์พบว่าเซ็นเซอร์แบบ RIP มีความไวมากกว่าเมื่อเทียบกับ Biopac Respiratory Transducer® ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่มีใช้ในห้องทดลอง

การใช้ RIP Belt 1 และ RIP Belt 2 ตรวจสอบจับสัญญาณทางเดินหายใจขณะที่ทำการฝึกหายใจ ใช้ซอฟต์แวร์ที่ออกแบบขึ้นโดยโปรแกรม LABVIEW® แสดงผลการทดสอบแบบเวลาจริงในรูปแบบกราฟ อ่านค่าต่างๆ ที่ต้องการจากสัญญาณบันทึกค่าข้อมูลทั้งในรูปแบบข้อมูลดิบและข้อมูลสำเร็จที่อ่านค่าเรียบร้อยแล้ว เพื่อสามารถนำมาวิเคราะห์ผลภายหลังผ่านโปรแกรม MATLAB® ได้ การประเมินผลค่า TAA ของสัญญาณที่ได้จากการฝึกการหายใจทดสอบโดยนักกายภาพบำบัด เห็นได้ชัดว่าในการฝึกการหายใจทั้ง 7 รูปแบบให้ค่า TAA ที่มีความแตกต่างกัน และยังพบอีกว่ามีปัจจัยอื่นๆ ที่มีอิทธิพลต่อรูปแบบการหายใจและค่า TAA เช่น ค่าดัชนีมวลกาย คนอ้วน คนผอม อายุ เพศ คนเป็นโรค ฯลฯ การแปลงฮิลเบิร์ตเป็นวิธีการที่ใช้สำหรับการหาค่าประมาณของ Horaco-Abdominal Asynchrony ซึ่งเป็นเครื่องมือที่ง่าย ที่อาจจะเป็นประโยชน์ในการคัดกรองสำหรับการหยุดหายใจขณะหลับและการวิเคราะห์รูปแบบการหายใจที่เกี่ยวข้อง และเป็นสิ่งสำคัญในการทำความเข้าใจความสัมพันธ์ทางสรีระวิทยาของโรคการหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น และการรบกวนของทางเดินหายใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การทดลองส่วนสุดท้ายเป็นการพัฒนาอุปกรณ์ให้สามารถตรวจจับสัญญาณการหายใจขณะหลับโดยการส่งข้อมูลผ่านระบบ WiFi ช่วยให้สามารถติดตามการทดสอบและตรวจสอบ สุขภาพของบุคคลในระยะยาวที่บ้านได้ซึ่งจะเป็นประโยชน์ในหลายกรณี เช่น อาจมีการรบกวนจิตใจในโรงพยาบาล สภาพแวดล้อมที่ไม่เหมาะสมในการทดสอบ และแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญสามารถตรวจสอบสัญญาณได้ทางระบบออนไลน์ทำให้ง่ายและสะดวกยิ่งขึ้น และยังสามารถเฝ้าระวังผู้ป่วยที่มีอาการหยุดหายใจขณะหลับได้

## 6.2 ข้อเสนอแนะ คำแนะนำและวิจารณ์ผลการทดลอง

จากการออกแบบสร้างเซ็นเซอร์สำหรับตรวจจับสัญญาณการหายใจโดยหลักการ Respiratory Inductance Plethysmography (RIP). ระบบการวัดและประมวลผล และการพัฒนาในการนำไปใช้ด้านต่างๆ จึงพบปัญหาและข้อบกพร่องที่จะต้องปรับปรุงและพัฒนา ดังนี้

6.2.1 การทดลองยังไม่มีมีการจำแนก ค่าดัชนีมวลกาย น้ำหนัก ส่วนสูง เพศ และอายุ

6.2.2 การทดลองยังไม่ได้ทดลองในการตรวจจับสัญญาณการหายใจขณะหลับ เพื่อนำมาวิเคราะห์หาค่า TAA

6.2.3 ยังมีการวิเคราะห์เชิงสถิติน้อย

6.2.4 ในอนาคตควรจะทำการทดลองกับอาสาสมัครมากขึ้น ทั้งในในอาสาสมัครที่มีสุขภาพดี และผู้ป่วยที่มีความผิดปกติต่าง ๆ

6.2.5 ควรมีการทดลองเปรียบเทียบเซ็นเซอร์ RIP Belt กับอุปกรณ์ตรวจวัดทางเดินหายใจชนิดอื่นๆ เพิ่มขึ้น

6.2.6 ในการใช้งานมีการเชื่อมต่อสายด้วย USB และต้องใช้คอมพิวเตอร์ในการโชว์สไลด์สำหรับควบคุมการหายใจ อาจทำให้เกิดความไม่สะดวกในการใช้งาน

6.2.7 การเชื่อมต่อกับโดยโปรแกรม LabVIEW® อาจทำให้เกิดความล่าช้าในการวัดและการประมวลผลเนื่องจากมีข้อจำกัดหลายอย่าง

6.2.8 การเชื่อมต่อฮอตสปอตระหว่างมือถือกับ NodeMCU บางครั้งทำได้ยาก

## เอกสารอ้างอิง

- [1] กฤตยา रामโกมมุต. 2550. สรีรวิทยา Essential Atlas of Physiology. กรุงเทพฯ. สุวีริยาสาส์น
- [2] คณาจารย์ภาควิชาสรีรวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล. 2536. สรีรวิทยา 1 . พิมพ์ครั้งที่ 5
- [3] คณาจารย์ภาควิชาสรีรวิทยา คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล. 2542. สรีรวิทยา. พิมพ์ครั้งที่ 4
- [4] อุทุมพร แสนสี. ระบบหายใจ. [Online]. เข้าได้จาก: [http://www.sophon.ac.th/sophon/sema\\_Web/secondary5/health\\_educ/lesson1respiratory/3The%20Human%20Body\\_\\_respiratory2.htm](http://www.sophon.ac.th/sophon/sema_Web/secondary5/health_educ/lesson1respiratory/3The%20Human%20Body__respiratory2.htm)
- [5] สถาบันส่งเสริมการสอนวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี. ระบบแลกเปลี่ยนแก๊ส. เข้าได้จาก : <http://www.scimath.org>
- [6] พิทยา บุญคงเสน และ เพ็ญศรี ศรีสวัสดิ์. สรีรวิทยาการกีฬาและการออกกำลังกาย. [Online]. เข้าได้จาก : [http://www.ipesp.ac.th/learning/Physiology/html/chapter4/Unit5\\_1\\_1.html](http://www.ipesp.ac.th/learning/Physiology/html/chapter4/Unit5_1_1.html)
- [7] ดร.นพ. สรชัย ศรีสุมะ. ภาควิชาสรีรวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล. สรีรวิทยาระบบหายใจ 2. [Online]. เข้าได้จาก : [http://www.ps.si.mahidol.ac.th/courseware/storerresources/51\\_SS\\_Resp2.pdf](http://www.ps.si.mahidol.ac.th/courseware/storerresources/51_SS_Resp2.pdf)
- [8] ผู้ช่วยศาสตราจารย์ แพทย์หญิง จวงจันทร์ ชัยธวงค์ และคณะ . 2555 Lecture note respiratory physiology 3017311.pdf. กล้ามเนื้อหายใจ. [Online]. เข้าได้จาก : [https://www.google.co.th/url?sa=t&rct=j&q=&src=s&source=web&cd=5&cad=rja&act=8&ved=0ahUKEwi6veO\\_7v\\_QAhXEOI8KHaINDpMQFggyMAQ&url=http%3A%2F%2Fphysiology.md.chula.ac.th%2Findex.php%2Fcomponent%2Fphocadownload%2Fcategory%2F22556%3Fdownload%3D22%3A3017311&usq=AFQjCNGTWE\\_3LJRP hLXGIYZLrBvGakwSQA&sig2=FRmN7R1pxHdhMh3B8cAylA&bvm=bv.142059868,d.c2l](https://www.google.co.th/url?sa=t&rct=j&q=&src=s&source=web&cd=5&cad=rja&act=8&ved=0ahUKEwi6veO_7v_QAhXEOI8KHaINDpMQFggyMAQ&url=http%3A%2F%2Fphysiology.md.chula.ac.th%2Findex.php%2Fcomponent%2Fphocadownload%2Fcategory%2F22556%3Fdownload%3D22%3A3017311&usq=AFQjCNGTWE_3LJRP hLXGIYZLrBvGakwSQA&sig2=FRmN7R1pxHdhMh3B8cAylA&bvm=bv.142059868,d.c2l)
- [9] SoftChalk LessonBuilderAbnormal, Breathing Patterns. [Online]. เข้าได้จาก : [https://media.lanec.edu/users/driscolln/RT127/Softchalk/regulation\\_of\\_Breathing/regulation\\_of\\_Breathing.html](https://media.lanec.edu/users/driscolln/RT127/Softchalk/regulation_of_Breathing/regulation_of_Breathing.html)
- [10] ปิยนุช รอดจันทร์. การหายใจ. [Online]. เข้าได้จาก : <https://preservefood.wikispaces.com>
- [11] หมอชาวบ้าน. การตรวจนับการหายใจ. เข้าได้จาก : <https://www.doctor.or.th/article/detail/4948>
- [12] นพ.อรรถพล โชติรัตน์พิทักษ์ ศูนย์แพทยศาสตรคลินิกโรงพยาบาลกาฬสินธุ์. การฝึกการหายใจ (Breathing exercise). ระดับทักษะตามเกณฑ์แพทย์สภา พ.ศ.2555 ระดับ 1
- [13] สุนทร ตรีนันทวัน. หายใจอย่างมีประสิทธิภาพ. [Online]. เข้าได้จาก : <http://edtech.ipst.ac.th/?p=1091>
- [14] เกียรติคุณสุภรี สุวรรณจตุระ. คู่มือการฝึกการบริหารการหายใจและการออกกำลังกายแบบแอโรบิกเพื่อสุขภาพปอด. โครงการส่งเสริมและฟื้นฟูสมรรถภาพปอดเด็ก คณะแพทยศาสตร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- โรงพยาบาลรามาริบัติ. [Online]. เข้าได้จาก : <http://oknation.nationtv.tv/blog/ampwatoday/2007/12/06/entry-1>
- [15] ศูนย์พัฒนาการจัดการความรู้และชุมชนนักปฏิบัติการพัฒนาคุณภาพการดูแลผู้ป่วยระบบทางเดินหายใจ. กายภาพบำบัดเพื่อพัฒนาสมรรถภาพปอด. โรงพยาบาลราชวิถี. 2555
- [16] อัมพิกา ศิริสุวัฒน์. วิธีการหายใจแบบห่อปาก. [Online]. เข้าได้จาก : <https://ac127.wordpress.com/2011/03/05/โรคถุงลมโป่งพอง/>
- [17] Cleveland Clinic. Pursed Lip Breathing. [Online]. เข้าได้จาก : <https://my.clevelandclinic.org/health/articles/pursed-lip-breathing>
- [18] ชูลี โจนส์. “อุปกรณ์ฝึกหายใจแบบอเนกประสงค์ – BreatheMAX.” [Online]. เข้าได้จาก : <http://www.manager.co.th/aspbin/viewgallery.aspx?newsid=9540000018434&imageid=1808009>
- [19] สุธิตรา กล้วยหอมทอง และคณะ. 2011. “ประสิทธิภาพของอุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX® เพื่อเพิ่มการระบายเสมหะจากท่อลมในผู้ป่วยที่พึ่งเครื่องช่วยหายใจ”. หน้า 95 – 108. ในวารสารเทคนิคการแพทย์และกายภาพบำบัด ปีที่ 23. ฉบับที่ 1.
- [20] Powerbreath - brochure 2016 THAI. POWER@breathe the world's no breathing trainer™. POWERbreathe International Ltd.
- [21] เครื่องช่วยบริหารปอด. [Online]. เข้าได้จาก : <http://108pharma.com/home/physical-therapy-products/102-tri-ball-spirometer.html>
- [22] อรวรรณ หนูอ้อม, กิตติพล ชิตสกุล, สุรเดช ตรีไตรลักษณ์, เครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล, การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 38 (EECON-38), 2015, หน้า 798-801.
- [23] Gandis G. Mazeika, MD Rick Swanson, RPSGT, CRTT “Respiratory Inductance Plethysmography An Introduction”, by Pro-Tech, pp.1-13, 2007.
- [24] Electronic desing. Resonant Circuit Generates a High-Frequency Magnetic Field. [Online]. เข้าได้จาก : <http://electronicdesign.com/analog/resonant-circuit-generates-high-frequency-magnetic-field>
- [25] ศรัญญา ชัยวิสูตร, 2556, การตรวจจับจุดยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้การแปลงเวฟเล็ตและตัวกรองควอดราติก, วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต, สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า, มหาวิทยาลัยสงขลานคริน.
- [26] Chun-Lin, Liu. A Tutorial of the Wavelet Transform. 2010.
- [27] MathWorks, Short-Time Fourier Analysis, [Online]. เข้าได้จาก <https://www.mathworks.com>
- [28] Mathias Johansson, The Hilbert transform, Master Thesis Mathematics/Applied Mathematics
- [29] Sarah Immanuel and Student Member, Thoraco-Abdominal Asynchrony in Children during Quiet Sleep using Hilbert Transform, 34th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Diego, 2012, pp. 3448-3451.

- [30] Characterizing Respiratory Waveform Regularity and Associated Thoraco-abdominal Asynchrony during Sleep using Respiratory Inductive Plethysmography, 8th International Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing, IEEE ISSNIP 2013 , pp.329-332
- [31] Dan Wu, Lei Wang, Member, A Wearable Respiration Monitoring System Based on Digital Respiratory Inductive Plethysmography, 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS Minneapolis, Minnesota, USA, 2009, pp.4844-4847.
- [32] H.T. Ngo, C.V. Nguyen, T.M.H. Nguyen, and Toi Van Vo, A Portable Respiratory Monitor Using Respiratory Inductive Plethysmography, 4th International Conference on Biomedical Engineering in Vietnam, IFMBE Proceedings 40, 2013, pp. 222-225.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## ภาคผนวก ก.

### ผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์

- [1] อรวรรณ หนูอิม, กิติพล ชิตสกุล, สุรเดช ตรีไตรลักษณ์, และชูลี โจนส์, “การออกแบบเซ็นเซอร์สำหรับวัดการหายใจโดยใช้หลักการ Inductance Phethysmography.” “A Design of Sensor for Respiration Monitoring Based on Inductance Phethysmography.” การประชุมวิชาการเครือข่าย วิศวกรรมไฟฟ้ามหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคล ครั้งที่ 8 (EENET-8), 2559, หน้า 233-236.
- [2] อรวรรณ หนูอิม, กิติพล ชิตสกุล, สุรเดช ตรีไตรลักษณ์, “เครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล”, “Mechanical Chest Expansion Simulator”, การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 38 (EECON-38), 2015, หน้า 798-801.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้





# EENET2016

**Innovation for Sustainability Entrepreneur**  
25-27 May 2016, Khruangthai Resort & Spa,  
Patong Beach, Phuket



การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมไฟฟ้า  
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคล ครั้งที่ 8  
**The 8th Conference of Electrical Engineering Network  
of Rajamangala University of Technology**



**Conference Topics**

- ไฟฟ้ากำลัง (P/P)
- อิเล็กทรอนิกส์กำลัง (PE)
- อิเล็กทรอนิกส์ (EL)
- ไฟฟ้าสื่อสาร (CM)
- ระบบควบคุมและการวัด (CT)
- คอมพิวเตอร์และเทคโนโลยีสารสนเทศ (CP)
- การประมวลผลสัญญาณดิจิทัล (DS)
- พลังงานและการอนุรักษ์พลังงาน (ES)
- นวัตกรรมและสิ่งประดิษฐ์ (IT)
- งานวิจัยอื่นที่เกี่ยวข้องกับวิศวกรรมไฟฟ้า (GN)













เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทคัดย่อ

การวัดปริมาณการหายใจด้วยวิธีใหม่ที่ใช้หลักการเหนี่ยวนำโดยใช้อุปกรณ์ Inductance Plethysmography (IPG) มีประโยชน์ในการวัดการหายใจแบบต่อเนื่องและแม่นยำ โดยเฉพาะอย่างยิ่งในผู้ป่วยที่มีโรคทางเดินหายใจเรื้อรัง การวัดปริมาณการหายใจด้วยวิธีใหม่นี้มีข้อดีคือสามารถวัดการหายใจแบบต่อเนื่องได้โดยไม่ต้องใช้สายวัดการหายใจแบบเดิมที่มีราคาแพงและไม่สะดวกในการใช้งาน

การออกแบบเซ็นเซอร์สำหรับวัดการหายใจโดยใช้อุปกรณ์ Inductance Plethysmography  
A Design of Sensor for Respiration Monitoring Based on Inductance Plethysmography

วราวรรณ ชูชัย<sup>1</sup> ธิติมา ใจกลาง<sup>2</sup> สุภากร นวโรจน์วัฒน์<sup>3</sup> และสุวิไล ใจนง<sup>4</sup>

<sup>1</sup> ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี กรุงเทพมหานคร 10520 โทรศัพท์ 022323204

<sup>2</sup> ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี กรุงเทพมหานคร 10520 โทรศัพท์ 022323204

Email: [www.soc@kmutd.ac.th](mailto:www.soc@kmutd.ac.th)



บทคัดย่อ

การวัดปริมาณการหายใจด้วยวิธีใหม่ที่ใช้หลักการเหนี่ยวนำโดยใช้อุปกรณ์ Inductance Plethysmography (IPG) มีประโยชน์ในการวัดการหายใจแบบต่อเนื่องและแม่นยำ โดยเฉพาะอย่างยิ่งในผู้ป่วยที่มีโรคทางเดินหายใจเรื้อรัง การวัดปริมาณการหายใจด้วยวิธีใหม่นี้มีข้อดีคือสามารถวัดการหายใจแบบต่อเนื่องได้โดยไม่ต้องใช้สายวัดการหายใจแบบเดิมที่มีราคาแพงและไม่สะดวกในการใช้งาน

คำสำคัญ

การวัดปริมาณการหายใจ, อุปกรณ์เหนี่ยวนำ, เซ็นเซอร์

Abstract

This article describes a design of portable equipment for continuous measurement of a respiratory system based on inductive plethysmography. The equipment includes plethysmography (IPG) and the equipment has a measurement error of 2%. The portable equipment is designed to be used in the patient's chest, around the chest, and along the length of the chest. It is not attached to the chest by any means, but it is attached to the chest by the chest strap. The design of the equipment is based on the principle of inductive plethysmography. The portable equipment can be used in the patient's chest, around the chest, and along the length of the chest. It is not attached to the chest by any means, but it is attached to the chest by the chest strap.

Inductive Plethysmography (IPG) is a non-invasive method for measuring respiratory volume. It is based on the principle of inductive plethysmography. The equipment has a measurement error of 2%. It is also shown that the reliability of the device is high, even in the presence of low tidal volume and irregular breathing patterns.

Keywords: inductance plethysmography, respiratory, inductance plethysmography (IPG).

1. บทนำ

การวัดปริมาณการหายใจแบบต่อเนื่องมีความสำคัญอย่างยิ่งในการดูแลสุขภาพของผู้ป่วยที่มีโรคทางเดินหายใจเรื้อรัง การวัดปริมาณการหายใจด้วยวิธีใหม่นี้มีข้อดีคือสามารถวัดการหายใจแบบต่อเนื่องได้โดยไม่ต้องใช้สายวัดการหายใจแบบเดิมที่มีราคาแพงและไม่สะดวกในการใช้งาน

© 2023 โดยคณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี

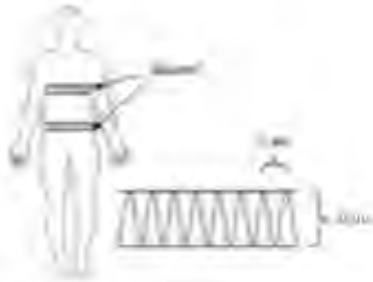
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทคัดย่อ

การประยุกต์ใช้เทคโนโลยีการพิมพ์สามมิติในการผลิตชิ้นงาน

Proceedings of the 5<sup>th</sup> International Engineering Conference of Srinakharinwirot University (ICET 2017)

งานพิมพ์สามมิติ (3D printing) ได้มีการผลิตใช้กัน... (text continues describing 3D printing technology and its applications in manufacturing)



รูปที่ 1 ชิ้นงานการพิมพ์สามมิติที่ใช้กับเครื่องทอผ้าอัจฉริยะ

2. เครื่องจักรทอผ้าอัจฉริยะ

2.1 การทอผ้าอัจฉริยะแบบดิจิทัล (Digital Weaving)

การทอผ้าอัจฉริยะแบบดิจิทัล (Digital Weaving) เป็นกระบวนการผลิตเส้นใย... (text continues describing digital weaving technology)

2.2 การผลิตเส้นใยอัจฉริยะ

เส้นใยอัจฉริยะ (Smart Fiber) เป็นใยสังเคราะห์... (text continues describing smart fiber technology)

Equation (4) showing a mathematical formula related to fiber properties.

โดยที่ Q คือค่าไดอิเล็กตริกของเส้นใย... (text continues describing the formula's variables)

การพิมพ์สามมิติ (3D printing) ได้มีการผลิตใช้กัน... (text continues describing 3D printing technology)

รูปที่ 2 ทอผ้าอัจฉริยะแบบดิจิทัลที่ใช้เส้นใยอัจฉริยะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า... (copyright notice text)

**บทหลวงวิจัย**

การประชุมวิชาการระดับนานาชาติของกรม วิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี สำนักงานคณะกรรมการ

*Proceedings of the 3<sup>rd</sup> Conference of Microbial Engineering Network of Rajabhat University of Technology 2018 (MNET 2018)*

ตรวจคลื่นหัวใจด้วยวิธีการทางชีวเวชศาสตร์แบบไม่รุกราน  
เปลี่ยนแปลงของขนาด คลื่นหัวใจ ได้แสดงให้เห็นถึงความเป็นเชิงเส้นที่  
มีผลต่อความถี่ของคลื่นหัวใจนำไปใช้ทางคลินิกต่อไปที่ 3 - 4



รูปที่ ๖ แสดงให้เห็นถึงผลรวมกับวิธีพหุคูณการขยายตัวของหัวใจ  
กับเครื่องวัดเปลี่ยนแปลงของขนาด

**3.3 ออกแบบเครื่องวัดการขยายตัวของหัวใจ**

ขั้นตอนแรก คือการวิเคราะห์สัญญาณรูปที่ ๖ ระบบที่เชื่อมกับโปรแกรม  
ซึ่งสามารถนำสัญญาณ RIP bch เป็นเริ่มแรกไว้สำหรับวัดการหายใจในขณะ  
นอนหลับของเครื่องวัดการขยายตัวของหัวใจด้วยอุปกรณ์ (Oscilloscope) ที่  
สามารถบันทึกสัญญาณได้แบบเรียลไทม์ โดยผ่านขั้นตอนการปรับค่าอินพุต  
และเอาต์พุตที่ได้มีการปรับค่าของเครื่องวัดการขยายตัวของหัวใจด้วย  
สมรรถนะแบบเบสไลน์ จากเครื่องวัดคลื่นหัวใจซึ่งมีอยู่ในเครื่องวัดการ  
เปลี่ยนแปลงของขนาดคลื่นหัวใจของเครื่องวัดการขยายตัวของหัวใจ Biopac  
system 3.0P36 แสดงผลค่าของขนาดหัวใจด้วย



รูปที่ ๗ ขั้นตอนในการสร้างเครื่องวัดการขยายตัวของหัวใจ

**3. การทดลองและผลการทดลอง**

ผลของการวัดการหายใจด้วยวิธีพหุคูณการขยายตัวของหัวใจ  
โดยเปรียบเทียบกับ Biopac Respiratory transducer ซึ่งเป็นชนิด PADS  
ที่นิยมใช้วัดการขยายตัวของหัวใจของเครื่องวัดการขยายตัวของหัวใจ  
ที่บันทึกข้อมูลสัญญาณหัวใจได้โดยอัตโนมัติ บันทึกผลด้วยโปรแกรมโดยใช้  
Biopac system 3.0P36 ซึ่งเป็นอุปกรณ์วัดการหายใจแบบเบสไลน์  
แสดงค่าของขนาดของหัวใจด้วย (6) ผลของการทดลอง ใช้วิธีการขยายที่  
1000 เท่า และมีอัตราการสุ่มตัวอย่าง (Sampling rate) 500 เฮิรตซ์ ใช้  
อินเตอร์เฟซ อินพุต เพื่อวัดการขยายตัวของหัวใจการหายใจของเครื่องวัดการ  
ขยายตัวของหัวใจ Biopac Respiratory transducer

**3.1 ทดสอบกับเครื่องวัดการขยายตัวของหัวใจของเครื่องวัด**



รูปที่ ๘ ทดสอบการทำงานของ Score RIP กับเครื่องวัดการขยายตัวของหัวใจ  
ของเครื่องวัดการขยายตัวของหัวใจ

ผลการทดลอง RIP bch กับเครื่องวัดการขยายตัวของหัวใจของ  
เครื่องวัดการขยายตัวของหัวใจของเครื่องวัดการขยายตัวของหัวใจ  
ที่บันทึกข้อมูลสัญญาณหัวใจได้โดยอัตโนมัติ บันทึกผลด้วยโปรแกรมโดยใช้  
Biopac system 3.0P36 แสดงผลค่าของขนาดหัวใจด้วย

**3.2 ทดสอบกับอาสาสมัคร**



รูปที่ ๙ ทดสอบการทำงานของ Score RIP ที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับ  
Biopac Respiratory transducer ในอาสาสมัคร

14-27 ตุลาคม พ.ศ. 2559 โรงแรมนครนิคม จังหวัด นครศรีธรรมราช

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ ๓๘  
The 38<sup>th</sup> Electrical Engineering Conference (EECON-38)

EECON

UTCC University of the Thai Chamber of Commerce  
มหาวิทยาลัยหอการค้าไทย

อิเล็กทรอนิกส์กำลัง (PE)  
ไฟฟ้าสื่อสาร (EM)  
ระบบควบคุมและการวัดคุม (CT)  
อิเล็กทรอนิกส์ (EL)  
การประมวลผลสัญญาณดิจิทัล (DS)  
ไฟโตนิกส์ (PH)  
วิศวกรรมชีวการแพทย์ (BE)  
คอมพิวเตอร์และเทคโนโลยีสารสนเทศ (CEP)

Volume II  
AEC Synergy

วันที่ ๑๘ - ๒๐ พฤศจิกายน พ.ศ. ๒๕๕๘  
โรงแรมวารบุรี อโยธยา คอนเวนชัน รีสอร์ท จังหวัดพระนครศรีอยุธยา

UTCC School of Engineering คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยหอการค้าไทย

MAN MANAGEABLE INSULATOR

QTC QTC ENERGY PCL

CROWN CERAMICS

Prasergy

RITTA

EEAAT Electrical Engineering Academic Association (Thailand)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### เครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล

#### Mechanical Chest Expansion Simulator

อรรพรรณ หนูอิม กิตติพล ชิตสกุล สุรเดช ศรีไตรลักษณ์

สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ ภาคอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เลขที่ 1 ซอยจลลองกรุง 1 แขวงลาดกระบัง เขตลาดกระบัง กรุงเทพฯ 10520 โทรศัพท์: 023298204

Email: [grawan.nooaim@gmail.com](mailto:grawan.nooaim@gmail.com)

#### บทคัดย่อ

การหายใจเป็นสัญญาณชีพการแพทย์อย่างหนึ่ง สามารถบ่งบอกถึงความคิดปกติกของร่างกายและความเสี่ยงในการเกิดโรคได้หลายชนิด จึงมีการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับการหายใจไม่ให้เป็นกลไกการตรวจวัด การวินิจฉัยและรักษา งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาออกแบบและสร้างเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล เพื่อนำไปใช้ประโยชน์ในการศึกษาและทดสอบอุปกรณ์ตรวจวัดการหายใจ รวมทั้งใช้ในการพัฒนาเทคนิคและทรานสดิวเซอร์วัดอัตราการหายใจแบบต่างๆ อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นสามารถจำลองการขยายตัวของช่องอกของคนไทยในขณะหายใจ โครงสร้างประกอบไปด้วยแผ่นโฟมกลมแทนมวลของช่องอก ขับเคลื่อนด้วยลูกเบี้ยวริงและมอเตอร์ไฟฟ้าควบคุมความเร็วด้วยอิเล็กทรอนิกส์ สามารถปรับความเร็วได้เพื่อกำหนดอัตราการขยายเข้า-ออกในช่วง 12 - 20 ครั้งต่อนาที การทดสอบอุปกรณ์วัดอัตราการหายใจด้วยเครื่อง Biopac™ System MP36 พบว่าสามารถแสดงสัญญาณไฟฟ้าการหายใจ และอัตราการหายใจ ได้เท่ากับการขยายเข้าออกเชิงกล

คำสำคัญ: เครื่องจำลองการขยายช่องอก การหายใจ อัตราการหายใจ

#### Abstract

Respiration is an important vital sign in medical diagnostics indicating disorder of many parts of the body and risks of diseases. Many researchers worldwide have worked on respirations such as respiration mechanic monitoring and diagnostic. The objective of our work was to design and construct of mechanical chest expansion simulator which is useful for developing a system for monitoring respiration based on chest expansion. A circular PE foam board was employed as chest's mass. Driven by an elliptic cam, the foam board continuously reciprocally expands as the cam rotates about an axis. The performances were evaluated by the Biopac™ System MP36 with the piezo-electric based transducer showing that the simulator could generate the respiration waves at the rate of 12-20 BPM, corresponding to mechanical expansion rate of the chest mass.

Keywords: chestexpansion simulator, respiration, respiration rate

#### 1. บทนำ

การจำลองกระบวนการทางกายภาพเป็นวิธีการอย่างหนึ่งที่ใช้ในการศึกษา เพื่อประเมินสมรรถนะหรือการทำงานของระบบนั้นๆ ในกรณีที่ไม่สามารถวัดการเปลี่ยนแปลงหรือสมรรถภาพของระบบได้โดยตรง หรือกระทั่งในการศึกษาเพื่อสร้างอุปกรณ์ที่ใช้วัดและประเมินผลของระบบนั้นๆ เพื่อที่จะจำกัดความซับซ้อนของระบบให้อยู่ในขอบเขตที่เหมาะสม โดยทั่วไประบบทางชีววิทยามีความซับซ้อนกว่าระบบอื่นๆ ทั้งยังมีความเสี่ยงในการทำให้เกิดการบาดเจ็บและเสียชีวิต หากขาดความรอบคอบและระมัดระวังในการทดสอบ จึงทำให้เกิดกระบวนการทางจริยธรรมขึ้นมา เพื่อควบคุมการวัดจากระบบทางกายภาพ โดยตรงทั้งในการวัดกับคนและสัตว์ [1] ดังนั้นในการศึกษาเบื้องต้นเกี่ยวกับกระบวนการทางกายภาพ จึงมักใช้การศึกษาจากแบบจำลองที่สร้างขึ้นเพื่อใช้แทนวัตถุจริงในเบื้องต้นก่อน เพื่อให้ข้อควรศึกษาและสามารถทำความเข้าใจการทำงานของระบบ แบบจำลองของกระบวนการในสิ่งที่มีชีวิตมีสองแบบหลักๆ คือตัวกัน ได้แก่ [2] แบบจำลองเชิงคณิตศาสตร์ (Model) ซึ่งใช้คณิตศาสตร์และคอมพิวเตอร์ซอฟต์แวร์เป็นเครื่องมือหลักและแบบจำลองเชิงกายภาพ (Phantom) ซึ่งอาจจะเป็นแบบไฟฟ้าหรือเชิงกล ซึ่งใช้ชิ้นส่วนทางไฟฟ้าเชิงกลจำลองการทำงานของระบบที่ศึกษาอยู่ [3] ในการศึกษาโดยใช้แบบจำลองหากแบบจำลองมีสภาพที่ใกล้เคียงกับระบบจริงมากเท่าใด การประเมินหรือการศึกษาก็จะใกล้เคียงกับการศึกษาจากระบบทางกายภาพโดยตรง ซึ่งการศึกษาจากแบบจำลองจะมีราคาต้นทุนต่ำ ศึกษาได้ง่ายกว่า ไม่จัดต่อหลักจริยธรรม และมีความเสี่ยงในการเกิดอันตรายที่น้อยกว่ากับวัตถุทดลองโดยตรง

ในบทความนี้ นำเสนอการสร้างแบบจำลองช่องอกในมนุษย์ในขณะหายใจจะทำให้เกิดการขยาย-หดตัว จากการศึกษาเทมเวลาอากาศในปอดทำให้เกิดอัตราการหายใจ ซึ่งสามารถใช้เป็นแนวทางในการพัฒนาหรือผลิตอุปกรณ์สำหรับตรวจวัดการหายใจบริเวณทรวงอก และใช้ในการศึกษาหะการหายใจสำหรับผู้ป่วยได้อีกด้วย

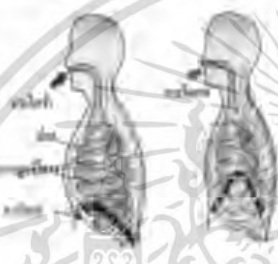
BE03

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. ทฤษฎีและการออกแบบ

2.1 ระบบการหายใจของมนุษย์

จากหลักการทางสรีระวิทยาเกี่ยวกับการหายใจ [5] มนุษย์หายใจเข้าและออกเกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อกระบังลมและกะบังลมเนื้อซี่โครง การหายใจเข้าเกิดขึ้นจากกล้ามเนื้อซี่โครงแอนนอกจะหดตัว ส่วนกล้ามเนื้อซี่โครงแอนในจะคลายตัว กระดูกซี่โครงจะถูกยกตัวสูงขึ้น กระดูกหน้าอกจะสูงขึ้นด้วย ทำให้ด้านหน้าและด้านข้างของช่องอกขยายขึ้น ความกดดันของช่องอกและปอดลดลง กระบังลมแบนราบลง ท้องจะป่องออก ส่วนในการหายใจออก [6] กล้ามเนื้อกะบังลมคลายตัวจะยกตัวสูงขึ้น เป็นจังหวะเดียวกับกระดูกซี่โครงลดต่ำลง ทำให้ปริมาตรในช่องอกลดลง ความดันเพิ่มขึ้นมากกว่าความดันของอากาศภายนอกอากาศจึงเคลื่อนที่ออกจากปอด



รูปที่ 1 แสดงการหายใจเข้าและออกของมนุษย์ [7]

โดยในการหายใจเข้าและหายใจออกของอากาศจากปอดทำให้ขนาดของอกขยายตัวและหดตัวตามจังหวะของการหายใจเข้าและหายใจออก สำหรับการตรวจจับการหายใจเข้าและออกของทรวงอกจากภายนอก จึงได้ถูกกำหนดมาใช้ในการตรวจจับการหายใจหรือวัดอัตราการหายใจในอุปกรณ์ตรวจวัดต่างๆ ซึ่งจากหลักการดังกล่าวนี้ จึงนำมาสู่การออกแบบและสร้างแบบจำลองการขยายตัวของช่องอกขึ้นมาเพื่อจำลองการหายใจของมนุษย์

2.2 การตรวจวัดการหายใจ

ในการตรวจวัดจำนวนครั้งของการหายใจเข้า-ออก ในระยะเวลา 1 นาที สามารถที่จะบอกถึงความคิดปกติของร่างกาย ทั้งในด้านอารมณ์จิตใจ เช่น อารมณ์ โกรธ เศร้า โรคในอวัยวะต่างๆ เช่น การติดเชื้อ ปอดอักเสบ ปอดบวม ซึ่งการตรวจนับอัตราการหายใจทั้งในเด็กและผู้ใหญ่ จะกระทำโดยใช้โดยให้ผู้ป่วยอยู่ในท่านิ่งหรือทอนอน ในการตรวจนับจะให้ผู้ป่วยหายใจตามปกติ และจะทำการสังเกตการขยายตัวของทรวงอกพร้อมกับจับเวลา เมื่อทรวงอกขยาย 1 ครั้งนับเป็น 1 และนับการขยายทรวงอกไปเรื่อยๆจนครบ 1 นาที ในคนปกติอัตราการหายใจจะเปลี่ยนแปลงเร็วหรือช้า ขึ้นอยู่กับช่วงอายุและช่วงออกกำลังกาย

กับไม่ออกกำลังกายแต่ละคน คนอ้วนจะหายใจได้เร็วกว่าคนผอม สภาวะของอารมณ์และความคิดปกติต่างๆของร่างกาย จะส่งผลต่ออัตราการหายใจเช่นกัน [8] โดยช่วงปกติของการหายใจจะแบ่งตามช่วงอายุของคนโดยแบ่งเป็น

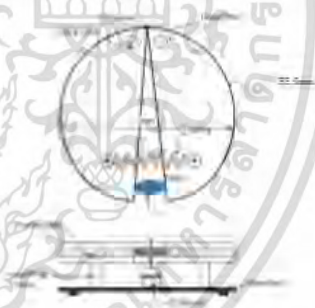
-ทารกแรกเกิด	ประมาณ 35 - 40 ครั้ง/นาที
-ทารก (6 เดือน)	ประมาณ 30 - 50 ครั้ง/นาที
- 2 ปี	ประมาณ 25 - 32 ครั้ง/นาที
- เด็ก	ประมาณ 20 - 30 ครั้ง/นาที
- วัยรุ่น	ประมาณ 16 - 19 ครั้ง/นาที
- ผู้ใหญ่	ประมาณ 12 - 20 ครั้ง/นาที

และภาวะอัตราการหายใจที่ผิดปกติ

- อัตราการหายใจในผู้ใหญ่ นานกว่า 24 ครั้ง/นาที
- อัตราการหายใจในผู้ใหญ่ น้อยกว่า 10 ครั้ง/นาที
- ช่วงอัตราการหายใจที่ถือว่าใช้ในการศึกษา คือ ช่วงอายุของผู้ใหญ่ประมาณ 12 - 20 ครั้ง/นาที

2.3 แนวคิดและการออกแบบระบบเชิงกล

การหายใจมีความสัมพันธ์กับการขยายตัวของเส้นและออกของช่องอก แนวคิดในการออกแบบการสร้างเครื่องจำลองการขยายตัวของทรวงอก เพื่อใช้ในการศึกษาพัฒนาาระบบประเมินอัตราการหายใจของมนุษย์และสามารถที่จะทำการทดสอบซ้ำๆ ได้โดยไม่ต้องมีความรู้ความชำนาญกับวัตถุทดลอง หรือคิดค้นคอนในการขออนุมัติจากกรมการจริยธรรมสำหรับการทดลองในมนุษย์ โครงสร้างของเครื่องแสดงดังในรูปที่ 2



รูปที่ 2 แสดงการออกแบบเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอก

ใช้โฟม (PE foam)หนา 3 ซม. ตัดเป็นวงกลมเส้นผ่านศูนย์กลางยาว 30 ซม. ทำโหนดตามแนวเส้นผ่านศูนย์กลางให้สามารถขยายออกได้ตามแนวตั้งฉากกับแนวเส้นผ่านศูนย์กลาง ซึ่งถูกตัดโดยใส่ลูกเบี้ยววีซีเอ็น 3.4 x 3.5 ซม. จับเคลื่อนรอบแกนด้วยดีซีมอเตอร์เกียร์ชุด 1:1 โวลต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีกร้นำไปใช้

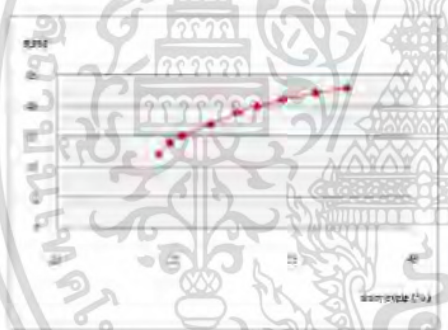
(SAYAMA™ RB-35CM-B07) จับเคลื่อนตัววงจรจับแบบปรับความกว้างพัลส์ (PWM) ใช้สปริงหรือยางยืดยึดติดกับโพลีเอทรีนโพลีเอทรีนทั้งสองส่วนไว้ด้วยกันสามารถยืดและขยายตัวได้ เมื่อถูกมือหมุนจะทำให้โพลีเอทรีนตัวขยายออกและหดเข้าด้วยแรงดึงของสปริง สามารถปรับความเร็วในการหมุนของมอเตอร์ได้แบบกำหนดเลขและพื้นฐานที่สามารถรองรับน้ำหนักของมอเตอร์และอุปกรณ์ทั้งหมดไว้ด้วยกันแสดงในรูปที่ 3



รูปที่ 3 แสดงเครื่องจำลองการขยายตัวของทรวงอก

2.2 ระบบไฟฟ้าอิเล็กทรอนิกส์

ประกอบตัววงจรเพื่อกำเนิดสัญญาณพัลส์ความถี่ 128Hz ที่สามารถปรับค่า duty cycle ได้ตั้งแต่ 23.7% ถึง 39.5% โดยแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วในการหมุนของมอเตอร์ (RPM) กับ Duty cycle ในรูปที่ 4



รูปที่ 4 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเร็ว (RPM) กับ Duty cycle

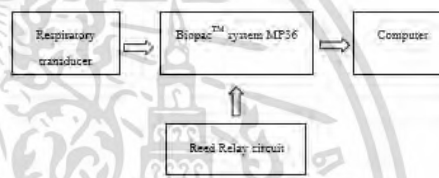
ไปจับวงจรจับกระแสแบบมอสเฟตทำให้ปรับความเร็วของมอเตอร์ได้ต่อเนื่องในช่วง 12 - 23 รอบต่อนาที โดยจะแสดงการทำงานของระบบไฟฟ้าอิเล็กทรอนิกส์ของเครื่องจำลองการขยายตัวของทรวงอก ตามบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 5



รูปที่ 5 แสดงบล็อกไดอะแกรมการทำงานของระบบไฟฟ้าอิเล็กทรอนิกส์ของเครื่องจำลองการขยายตัวของทรวงอก

3. การทดสอบและผลการทดสอบระบบ

ในการทดสอบเครื่องจำลองการขยายตัวของทรวงอก จะใช้ Biopac Respiratory transducer แบบที่ใช้อยู่อิเล็กทรอนิกส์โดยรอบโพลีเอทรีนที่กและประมวลผลโดยใช้เครื่อง Biopac™ system MP36 แสดงค่าผ่านจอคอมพิวเตอร์ [4] ตลอดช่วงการทดสอบตั้งอัตราขยายสัญญาณที่ 1000 เท่า และอัตราการสุ่มตัวอย่าง (Sampling rate) 500 เฮิรตซ์ ใช้อินพุต 2 อินพุต เพื่อวัดเปรียบเทียบอัตราการขยาย-หดตัวของโพลีเอทรีนซึ่งคิดค่าด้วยแมกเนติกขนาดเล็กที่ติดตั้ง Reed relay ซึ่งทำให้ทำหน้าที่ตัดต่อเมื่อแม่เหล็กเคลื่อนที่ผ่านแสดงในรูปที่ 6-7



รูปที่ 6 แสดงระบบการวัดค่าทดสอบเครื่องจำลองการขยายตัวของทรวงอก



รูปที่ 7 แสดงการทดสอบเครื่องจำลองการขยายตัวของทรวงอก

ในการทดสอบจะทำการปรับความเร็วรอบของมอเตอร์ให้โพลีเอทรีนตัวเข้า-ออก วัดสัญญาณจาก Biopac Respiratory transducer และสัญญาณที่ได้จากการเอาท์พุทของวงจร Reed relay วิเคราะห์เปรียบเทียบและแสดงค่าอัตราการหายใจ ในรูปที่ 8 และรูปที่ 9 โดยแสดงทั้งหมด 4 ช่อง คือ ช่องที่ 1 แสดงสัญญาณเอาท์พุทจาก Biopac Respiratory transducer ช่องที่ 2 แสดงสัญญาณเอาท์พุทที่ได้จากวงจร Reed relay ช่องที่ 3 แสดงค่าอัตราการหายใจที่ได้จาก Biopac Respiratory transducer ช่องที่ 4 แสดงค่าอัตราการหายใจที่ได้จากเอาท์พุท Reed relay

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 8 แสดงผลการทดสอบเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอก ที่มีอัตราการหายใจน้อยสุด 12 ครั้งต่อนาที



รูปที่ 9 แสดงผลการทดสอบเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอก ที่มีอัตราการหายใจสูงที่สุด 23 ครั้งต่อนาที

4. สรุปและวิจารณ์

การหายใจไว้กั้นนับสัญญาณชีพที่สำคัญอย่างหนึ่ง จึงได้มีการพัฒนาระบบวัดสัญญาณชีพซึ่งเกิดจากการหายใจอย่างค่อยเป็นค่อยไปจึงมีจุดประสงค์เพื่อออกแบบและสร้างเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอก เพื่อใช้ในการศึกษาและพัฒนาอุปกรณ์ตรวจวัดการหายใจบริเวณทรวงอก ซึ่งใช้หลักการวัดการขยายตัวของทรวงอก โดยไม่ต้องทดสอบโดยตรงกับมนุษย์ เครื่องจำลองใช้โหม่งแทนมวลช่องอกซึ่งขยายขนาดด้วยลูกบอลลูนควบคุมการหมุนด้วยมอเตอร์ไฟฟ้า ทดสอบการทำงานของเครื่องจำลองฯ โดยใช้ Biopac™ system MP36 ซึ่งเป็นอุปกรณ์วัดอัตราการหายใจมาตรฐานแบบหนึ่งพบว่าเครื่องจำลองสามารถกำเนิดสัญญาณการหายใจอยู่ในช่วง 12 – 23 ครั้งต่อนาที สอดคล้องกับการขยายตัวของแกนโหม่ง

เครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกที่ได้พัฒนาขึ้นมานี้นอกจากสามารถนำมาใช้ทดสอบอุปกรณ์วัดการหายใจหรือใช้พัฒนาอุปกรณ์วัดการหายใจแบบใหม่ๆที่ใช้หลักการขยายตัวของช่องอกแล้ว ยังสามารถนำมาใช้สาธิตในการเรียนการสอนทางด้านวิศวกรรมชีวการแพทย์ได้เป็นอย่างดี

เอกสารอ้างอิง

[1] \_\_\_\_\_ จริยธรรมการวิจัยในคนคู่มือการประเมินผลข้อเสนอการวิจัยของหน่วยงานภาครัฐที่เสนอของงบประมาณประจำปี งบประมาณ พ.ศ. 2557

[2] H. Gould, J. Tobochnik and W. Christian, Introduction to Computer Simulation Methods, An Applications to Physical System, 3<sup>rd</sup> Ed., Addison-Wesley, 2006.

[3] K. Stiglbanner, M. Wurm, M. Weingant, J. Mader, A. Droscke and P. Kroesl, Novel artificial lung model for respiration measurement and demonstration, 4<sup>th</sup> European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, ECFIMBE 2008, 23-27 November, 2008.

[4] J.M.Kremer, M. Mullins, Biopac Student Lab, Biopac System Inc., 2014.

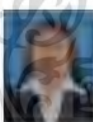
[5] กัญฐภา ชุมวรรฐา [online] เข้าได้จาก: <https://kanthapa5651.wordpress.com/webmaster/>

[6] วิรัชชัย ทอดเสียง [online] เข้าได้จาก: <http://www.bwc.ac.th/e-learning/virachai02/index.htm>

[7] นิรันดร์ ชามบุญ [online] เข้าได้จาก: <http://student.nu.ac.th/v46410239/lesson%203.htm>

[8] วรณฉัตร กระจ่างจันทร์ [online] เข้าได้จาก: <http://student.mahidol.ac.th/v4809160/resp.htm>

ประวัติผู้เขียนบทความ



อรรถพร หนูอิน ปัจจุบันกำลังศึกษาระดับปริญญาโท สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง (สจล.)



กิติพล ชิตสกุล สำเร็จการศึกษาในระดับปริญญาเอก สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ จาก University Paris VII ประเทศฝรั่งเศส ปัจจุบันปฏิบัติงานในตำแหน่งผู้ช่วยศาสตราจารย์ สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ (สจล.)



สุทธเดช ตรีไตรศกษณ์ สำเร็จการศึกษาในระดับปริญญาเอก สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์จาก Southern California University สหรัฐอเมริกา ปัจจุบันปฏิบัติงานในตำแหน่งอาจารย์ สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ (สจล.)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ นามสกุล	นางสาวอรรณ หนูอิม
วัน เดือน ปีเกิด	7 สิงหาคม 2532
สถานที่เกิด	ชุมพร
ที่อยู่	41/1 ม.4 ต.ด่านสวี อ.สวี จ.ชุมพร 86130 อีเมล orawan.nooaim@gmail.com
วุฒิการศึกษา	2555 ครุศาสตร์อุตสาหกรรมบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรม อิเล็กทรอนิกส์และโทรคมนาคม คณะครุศาสตร์อุตสาหกรรมบัณฑิต มหาวิทยาลัย เทคโนโลยีราชมงคลสุวรรณภูมิ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้