

การพัฒนาต้นแบบเครื่องคิดตามอัตราหัวใจแบบพกพา



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรดุษฎีบัณฑิต  
สาขาวิชาธุรกิจเทคโนโลยีและการจัดการนวัตกรรม สหสาขาวิชาธุรกิจเทคโนโลยีและการจัดการ

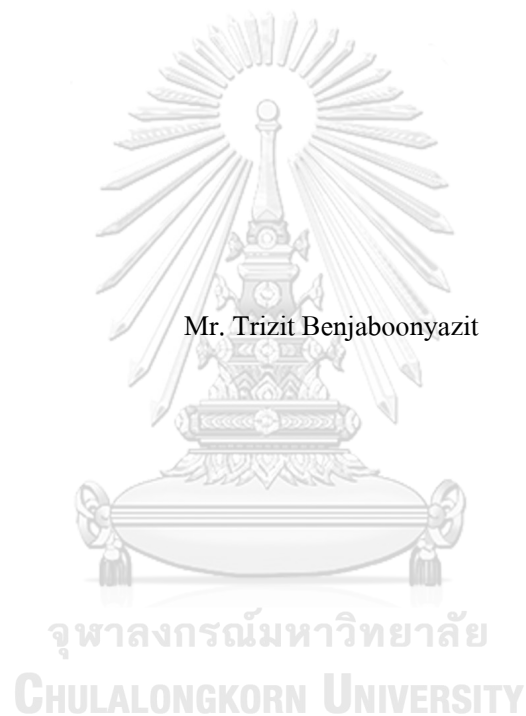
นวัตกรรม

บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2562

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

PROTOTYPE DEVELOPMENT OF PORTABLE RESPIRATORY RATE MONITORING  
DEVICE



A Dissertation Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements  
for the Degree of Doctor of Philosophy in Technopreneurship and Innovation Management

Inter-Department of Technopreneurship and Innovation Management

GRADUATE SCHOOL

Chulalongkorn University

Academic Year 2019

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การพัฒนาต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา
โดย	นายไตรสิทธิ์ เบญจบุญยสิทธิ์
สาขาวิชา	ธุรกิจเทคโนโลยีและการจัดการนวัตกรรม
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	อาจารย์ ดร.ขวัญรัฐ ส่วนพงษ์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นายแพทย์ทนายาศ คีสูดจิต รองศาสตราจารย์ ดร.มานะ ศรียุทธศักดิ์

บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรดุษฎีบัณฑิต

.....	คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย
(รองศาสตราจารย์ ดร.ธรรมบุญ หนูจักร)	
คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์	ประธานกรรมการ
.....	(ศาสตราจารย์ ดร.ศุภวรรณ ตันตยานนท์)
.....	อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(อาจารย์ ดร.ขวัญรัฐ ส่วนพงษ์)	.....
.....	อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นายแพทย์ทนายาศ คีสูดจิต)	.....
.....	อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(รองศาสตราจารย์ ดร.มานะ ศรียุทธศักดิ์)	.....
.....	กรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร.ดวงหทัย เพ็ญตระกูล)	.....
.....	กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ไปรมา อิศรเสนา ณ อยุธยา)	.....
.....	กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(รองศาสตราจารย์ ดร.โอภาส จุฑาทเทพ)	

ไตรสิทธิ์ เบนญอนขสิทธิ์ : การพัฒนาต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา. ( PROTOTYPE DEVELOPMENT OF PORTABLE RESPIRATORY RATE MONITORING DEVICE ) อ.ที่ปรึกษาหลัก : อ. ดร.ขวัญรัฐ ส่วนพงษ์, อ.ที่ปรึกษาร่วม : ผศ. นพ.ทนายท ศิสุดจิต,รศ. ดร.มานะ ศรียุทธศักดิ์

อัตราการหายใจเป็นสัญญาณชีพที่มีความสำคัญ จากการศึกษาพบว่าโรคหุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นของทางเดินหายใจเป็นปัญหาสำคัญอย่างหนึ่ง 11.4 % ของประชากร วัยผู้ใหญ่ในประเทศไทยหรือประมาณ 5.7 ล้านคนมีโอกาเป็นโรคนี้ โดยในจำนวนนี้จะมีผู้ที่ยังไม่ได้รับการตรวจวินิจฉัยอยู่ 80 % หรือ ประมาณ 4.5 ล้านคนในแต่ละปี เนื่องมาจากการตรวจการนอนหลับตามสถานพยาบาลทำได้จำกัดและมีค่าใช้จ่ายสูง จากการสำรวจตลาดพบว่าตลาดมีความต้องการเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่ใช้งานสะดวกและมีราคาถูกเพื่อใช้ในการตรวจการนอนหลับด้วยตนเองที่บ้านเป็นการคัดกรองก่อนเข้ารับการตรวจการนอนหลับในสถานพยาบาล จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่าเทคโนโลยีการติดตามอัตราการหายใจมีหลายประเภท แต่ละประเภทมีปัญหาแตกต่างกันไป เช่น Impedance Pneumography ที่ใช้หลักการวัดค่าอิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลงไปของทรวงอกอันเนื่องจากการหายใจเข้าออกจะมีปัญหาสัญญาณรบกวนและความคลาดเคลื่อนเนื่องจากการเคลื่อนไหวของร่างกายอยู่สูง หรือ ETCO<sub>2</sub> CapnoMeter ที่ใช้หลักการวัดปริมาณคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจออกเป็นเครื่องติดตามอัตราการหายใจที่มีความแม่นยำสูง แต่มีราคาแพงและมีใช้เฉพาะในโรงพยาบาล ผู้วิจัยตั้งเห็นว่าตลาดยังมีช่องว่างสำหรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่ใช้งานง่าย มีราคาถูกและมีความถูกต้องเพื่อใช้เป็นเครื่องทดสอบการนอนหลับที่บ้าน จึงได้เสนอเป็นหัวข้อวิทยานิพนธ์ขึ้นมา

ผู้วิจัยได้พัฒนาโมเดลการสร้างสรรคความคิดในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัยโดยใช้เครื่องมือของ TRIZ เชื่อมโยงเข้ากับระบบสรีรวิทยา ทำให้ได้แนวคิดการพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่ใช้หลักการของท่อสั้นพ้องนำเสียงหายใจจากปลายจมูกไปยังไมโครโฟนซึ่งสอดคยอยู่ที่ปลายท่ออีกด้านหนึ่ง เสียงหายใจจะเกิดการสั้นพ้องขึ้นภายในท่อ ทำให้สัญญาณตกเพียง 28.8 dB แม้เสียงจะเคลื่อนที่ไปตามท่อเป็นระยะทางไกลถึง 250 ซม. เปรียบเทียบกับการใช้ไมโครโฟนอย่างเดี่ยวโดยไม่มีท่อสั้นพ้อง สัญญาณจะตกมากถึง 52 dB ในระยะทางแค่ 15 ซม. จากปลายจมูก สัญญาณเสียงหายใจจะถูกแปลงให้เป็นสัญญาณไฟฟ้าและใช้อัลกอริทึมที่พัฒนามาจากหลักการของ TRIZ แก้ปัญหาความขัดแย้งในการกำหนดค่าแรงดันอ้างอิงของวงจรเปรียบเทียบกับสัญญาณที่ต้องการแรงดันอ้างอิงค่าในช่วงหายใจออกและต้องการแรงดันอ้างอิงค่าสูงในช่วงหายใจเข้า ทำให้สัญญาณรบกวนและความคลาดเคลื่อนจากการเคลื่อนไหวถูกกำจัดออกไปได้โดยไม่ต้องมีระบบกรองสัญญาณที่สลับซับซ้อน จากการทดสอบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น (BrRate Monitor) เทียบกับเครื่องติดตามอัตราการหายใจชนิดวัดปริมาณคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจออก (CapnoMeter) ซึ่งเป็นอุปกรณ์มาตรฐานที่ใช้ตามโรงพยาบาล พบว่า BrRate Monitor มีการตอบสนองต่อความเปลี่ยนแปลงได้ไวกว่าและมีความแม่นยำสามารถวัดได้ถูกต้องเทียบเท่า CapnoMeter โดยมีช่วงอัตราการหายใจที่กว้าง 0-98 ครั้งต่อนาที หลังจากนั้น ได้เพิ่มบอร์ด WIFI เข้าไปในวงจรเพื่อส่งสัญญาณเสียงหายใจขึ้นสู่ฐานข้อมูลเรียลไทม์บนคลาวด์ และได้พัฒนาแอปพลิเคชันบนมือถือเพื่อดึงสัญญาณจากคลาวด์มาวิเคราะห์และแสดงผลบนโทรศัพท์มือถือของผู้ใช้งานและผู้ดูแลที่อยู่ห่างไกล แอปพลิเคชันบนมือถือได้ออกจากระยะวัด และติดตามอัตราการหายใจได้แล้ว ยังสามารถแจ้งเตือนเมื่อหายใจช้าหรือเร็วเกินไป หรือหยุดหายใจนานเกินกว่า 10 วินาที จากการสัมภาษณ์กลุ่มผู้ใช้เป้าหมายจำนวน 27 คน และการออกแบบสอบถามทดสอบการยอมรับของตลาด ตลอดจนการประเมินเทคโนโลยีและประเมินตลาดพบว่ามีความเป็นไปได้สูงในการนำเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นนี้ไปใช้ประโยชน์เป็นอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับที่บ้าน

สาขาวิชา	ธุรกิจเทคโนโลยีและการจัดการนวัตกรรม	ลายมือชื่อนิติ	.....
ปีการศึกษา	2562	ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก	.....
		ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม	.....
		ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม	.....

## 5887774620 : MAJOR TECHNOPRENEURSHIP AND INNOVATION MANAGEMENT

KEYWORD: Medical Device, Creativity, Resonance Tube, TRIZ, Respiratory Rate

Trizit Benjaboonyazit : PROTOTYPE DEVELOPMENT OF PORTABLE RESPIRATORY RATE MONITORING DEVICE . Advisor: Dr. KWANRAT SUANPONG Co-advisor: Asst. Prof. TAYARD DESUDCHIT, M.D.,Assoc. Prof. Dr. MANA SRIYUDTHSAK

Respiratory rate is an important vital sign. Obstructive sleep apnea (OSA) is highly prevalent in the population. 11.4 % or 5.7 million people of Thai adults have the risk of OSA of which 80 % or 4.5 million people are undiagnosed each year. This is due to limited sleep test facility in hospitals and expensive cost. Market research shows that there is a high demand of simple and low-cost portable respiratory rate monitoring device to be used as OSA screening device at home prior to having sleep test at the hospital. Literature review shows that there are many kinds of respiratory rate monitoring devices with different problems. Impedance Pneumography which measures the impedance around the chest or abdomen to calculate respiratory rate is problematic for noises and error from body movement. ETCO<sub>2</sub> CapnoMeter which detects carbon-dioxide density in exhaled airflow is highly reliable but too expensive. Therefore it is mostly used in hospitals. The author considers it necessary to develop an easy-to-use low-cost and reliable portable respiratory rate monitoring device to be used as a home sleep apnea testing tool.

The author has developed an innovative model of idea generation for medical devices development process by connecting TRIZ tools to physiology system from which the concept of portable respiratory rate monitoring device using resonance tube is ideated. A small microphone is inserted at the other end of the tube to catch breath sound from nostril and/or mouth. Experiment shows that the breath sound travels inside the resonance tube as far as 250 cm with only 28.8 dB drop in sound pressure while a microphone without resonance tube will drop significantly 52 dB at the distance of 15 cm from the nostril and become inaudible after that. The breath sound is transformed to electrical signal using electronic circuit and is processed to get respiratory rate with unique algorithm using TRIZ to solve the problem of contradictory requirement of high and low value of reference voltage in the comparator circuit which resolves errors from noises and artefact with no need for complicated filtering system. The developed device (BrRate Monitor) is tested against CapnoMeter which is the gold standard used in hospitals. Results show that BrRate Monitor has a faster response time than CapnoMeter and is as accurate as CapnoMeter with the wide range of 0-98 BrPM. Furthermore, it is enhanced with WIFI module to send breath sound data to real-time database on the cloud server and mobile application is developed to fetch data from the cloud to be analyzed and displayed on remote mobile devices via internet. Mobile application is also featured with notification for too slow or too fast breathing or apnea for more than 10 second. 27 target customers are invited purposively for interview and market acceptance questionnaire based on Technology Acceptance Model (TAM) is collected via google form. Technology assessment and market assessment are also conducted. The results show high potentials for the developed device to be launched into the market as a home sleep apnea screening tool.

Field of Study:	Technopreneurship and Innovation Management	Student's Signature .....
Academic Year:	2019	Advisor's Signature .....
		Co-advisor's Signature .....
		Co-advisor's Signature .....

## กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้เริ่มต้นด้วยความสับสนคลุมเครือ (Fuzzy Front End) มีการลองผิดลองถูก (Trial and Error) อยู่นาน ก่อนจะเข้าสู่การพัฒนานวัตกรรมอย่างเป็นระบบ (Systematic Innovation) จนสำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

ผู้วิจัยต้องขอขอบคุณอาจารย์หลาย ๆ ท่านและผู้มีส่วนเกี่ยวข้องที่ช่วยชี้แนะและให้คำแนะนำอันมีประโยชน์ดังรายนามต่อไปนี้

ขอขอบคุณ รศ.ดร.มานะ ศรียุทธศักดิ์ ที่ได้ชี้ทางสว่างท่ามกลางความมืดมิดให้ผู้วิจัยหันมาใช้เทคโนโลยีการตรวจจับเสียงหายใจด้วยไมโครโฟน (Technology)

ขอขอบคุณ ผศ.นพ.ทนายท ดิสุตจิต ที่ได้ให้กำลังใจและให้คำแนะนำในการสร้างสรรค์นวัตกรรมของชุดตรวจการนอนหลับ (Innovation)

ขอขอบคุณ อ.ดร.ขวัญรัฐ ส่วนพงษ์ ที่ได้ให้คำปรึกษาและข้อชี้แนะอันทรงคุณค่าในฐานะอาจารย์ที่ปรึกษา ทำให้ผู้วิจัยสามารถดำเนินการวิจัยโดยเฉพาะอย่างยิ่งในส่วนของงานวิจัยธุรกิจให้เสร็จสิ้นลงได้ (Management)

ขอขอบพระคุณ ศ.ดร.ศุภวรรณ ดันตยานนท์ ที่ท่านได้สละเวลามาเป็นประธานคณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์และท่านเป็นผู้ก่อตั้งหลักสูตรธุรกิจเทคโนโลยีและการจัดการนวัตกรรม ทำให้ผู้วิจัยได้เรียนรู้เข้าใจเนื้อหาและความเชื่อมโยงระหว่างเทคโนโลยี นวัตกรรม และการจัดการ (TIM)

ขอขอบคุณ รศ.ดร.ดวงหทัย เพ็ญตระกูล ที่ทำให้ผู้วิจัยได้เรียนรู้และเข้าใจในเรื่องทรัพย์สินทางปัญญาและการนำไปใช้ประโยชน์ในเชิงพาณิชย์ (TC)

ขอขอบคุณ ผศ.ดร.ไปรมา อิศรเสนา ณ อยุธยา ที่ทำให้ผู้วิจัยได้เรียนรู้และเข้าใจกระบวนการวางแผน และพัฒนาผลิตภัณฑ์ (PPD)

ขอขอบคุณ รศ.ดร.โอภาส จุฑาทเทพ ผู้เชี่ยวชาญด้านวิศวกรรมไฟฟ้าและวิศวกรรมชีวการแพทย์ที่สร้างแรงบันดาลใจและเป็นกำลังใจให้กับผู้วิจัยมาโดยตลอด (BME)

ขอขอบคุณอาจารย์ Genrikh Saulovich Altshuller ผู้ก่อตั้งและเผยแพร่ทฤษฎีการแก้ปัญหาเชิงประดิษฐ์คิดค้นให้เป็นความรู้ของมวลมนุษยชาติ ทำให้ผู้วิจัยได้เรียนรู้และนำมาใช้ในงานวิจัยครั้งนี้ (TRIZ)

ขอขอบคุณศาสตราจารย์ กิตติคุณ ดร. อัจฉรา จันทร์ฉาย และ รศ.ดร.ณัฐชา ทวีแสงสกุลไทย ที่ได้ให้คำแนะนำในการจัดทำแบบสอบถามและการทดสอบการยอมรับเทคโนโลยี (TAM)

ขอขอบคุณ ศ. ดร. นงนุช เหมือนสิน ผู้อำนวยการหลักสูตรฯ ที่ได้ปรับปรุงสภาพแวดล้อม

ของหลักสูตรให้ถึงพร้อมด้วยเทคโนโลยีและบุคลากรที่มีคุณภาพและคอยให้คำแนะนำในยามที่นิสิต  
มีปัญหา (TIP)

ขอขอบคุณสถาบันส่งเสริมเทคโนโลยีไทย-ญี่ปุ่นที่ได้ให้ทุนสนับสนุนผู้วิจัยในการไปเสนอ  
ผลงานในต่างประเทศตลอดจนสนับสนุนด้านเวลา สถานที่ และ อุปกรณ์ในการทำวิจัย (TNI)

ขอขอบคุณญาติสนิทมิตรสหาย เพื่อน ๆ ชาว CU-TIP9 และ TU-34 ตลอดจนผู้สนใจอีก  
จำนวนมากที่มีส่วนร่วมในการเสนอแนะและตอบแบบสอบถามการยอมรับเทคโนโลยี

ขอขอบคุณลี้ลี่ เจีย และนนทา ลูก ๆ ที่ช่วยพิมพ์ต้นฉบับวิทยานิพนธ์และตรวจทานความ  
ถูกต้อง

ขอขอบคุณสุจิตร ภรรยาที่อดทนดูแลตลอดระยะเวลา 5 ปีในการทำวิจัยที่ผ่านมา

ขอขอบคุณอีกหลาย ๆ ท่านซึ่งไม่สามารถเอ่ยนามได้หมดผู้อยู่เบื้องหลังความสำเร็จในครั้งนี้

สุดท้าย ขอขอบคุณ อังเปา-อุงทอง บางแก้ว 20 นิ้ว แม่ลูก ที่ช่วยคลายให้ผู้วิจัยพบทางออก  
ทุกครั้งเมื่อถึงทางตัน

ไครสิทธิ์ เบญจบุญยสิทธิ์



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

## สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย .....	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ .....	ง
กิตติกรรมประกาศ.....	จ
สารบัญ.....	ช
สารบัญรูปภาพ .....	ณ
สารบัญตาราง .....	ผ
คำจำกัดความของคำที่ใช้ในการวิจัย.....	พ
บทที่ 1 บทนำ .....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา .....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	5
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	5
1.4 ข้อยกเว้นของการวิจัย.....	6
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	6
1.6 กรอบแนวคิดของต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา .....	7
1.7 แผนการดำเนินงานวิจัย.....	8
บทที่ 2 การทบทวนวรรณกรรม .....	10
2.1 การทบทวนวรรณกรรมเกี่ยวกับการหายใจและเทคโนโลยีที่เกี่ยวข้อง.....	10
2.1.1 กลไกการหายใจและศูนย์ควบคุมการหายใจในคน.....	10
2.1.2 ภาวะหยุดหายใจขณะหลับ (Sleep Apnea) .....	17
2.1.3 ดัชนีการหยุดหายใจขณะหลับและการหายใจแผ่ว (Apnea-Hypopnea Index).....	21
2.1.4 ต้นทุนทางเศรษฐกิจของภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น .....	22



2.1.5 เทคโนโลยีเกี่ยวกับอุปกรณ์สวมใส่/พกพาทางการแพทย์ .....	24
2.1.6 เทคโนโลยีที่ใช้ในการวัดอัตราการหายใจ .....	29
2.1.7 Impedance Pneumography .....	35
2.1.8 NDIR End Tidal CO <sub>2</sub> Capnography.....	37
2.1.9 การวัดเสียงหายใจโดยใช้ไมโครโฟน .....	39
2.1.10 ท่อสั่นพ้อง (Resonance tube) .....	42
2.1.11 การคัดกรองผู้สงสัยว่าจะเป็นโรคหุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น.....	44
2.1.12 การตรวจการนอนหลับ.....	45
2.2 การทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องกับนวัตกรรมและการจัดการ .....	55
2.2.1 นวัตกรรมและกระบวนการนวัตกรรม .....	55
2.2.2 การพัฒนาผลิตภัณฑ์ใหม่.....	62
2.2.3 การเพิ่มประสิทธิภาพของกระบวนการสร้างสรรค์ความคิดด้วยเครื่องมือของ TRIZ.....	64
2.2.4 เครื่องมือของ TRIZ .....	66
2.2.5 โมเดลการยอมรับเทคโนโลยี.....	76
2.3 การทบทวนเอกสารและข้อมูลอื่น ๆที่เกี่ยวข้อง.....	78
2.3.1 การแบ่งประเภทเครื่องมือแพทย์.....	78
2.3.2 Microphone .....	81
2.3.3 Stethoscope .....	84
2.3.4 การใช้งานโปรแกรม Audacity.....	86
2.3.5 Internet of Things (IoT) and Cloud computing.....	87
บทที่ 3 ระเบียบวิธีวิจัย.....	91
3.1 การวิจัยระยะที่ 1 .....	95
3.1.1 ทบทวนวรรณกรรมเกี่ยวกับการหายใจและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง .....	95
3.1.2 ทบทวนวรรณกรรมเกี่ยวกับนวัตกรรมและการพัฒนาผลิตภัณฑ์ใหม่.....	96

3.1.3 พัฒนาโมเดลการสร้างสรรค์ความคิดในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัย.....	96
3.1.4 พัฒนาต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา.....	97
3.2 การวิจัยระยะที่ 2 .....	98
3.2.1 การสัมภาษณ์กลุ่มผู้เข้าพามาาย .....	98
3.2.1.1 กลุ่มตัวอย่างและการคัดเลือก .....	98
3.2.1.2 วิธีการสัมภาษณ์ .....	99
3.2.1.3 การวิเคราะห์ข้อมูล .....	99
3.2.2 การทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น .....	99
3.2.2.1 การพัฒนาและตรวจสอบความถูกต้องของแบบสอบถาม .....	100
3.2.3 การทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น โดยการทดลองใช้งานเครื่องและแอปพลิเคชันบนมือถือ .....	102
3.2.3.1 กลุ่มตัวอย่างและการคัดเลือก .....	102
3.2.3.2 การเก็บข้อมูล .....	102
3.2.3.3 การวิเคราะห์ข้อมูล .....	102
3.2.4 การทำแบบสอบถามออนไลน์ .....	102
3.2.4.1 กลุ่มตัวอย่างและการคัดเลือก .....	103
3.2.4.2 การเก็บข้อมูล .....	103
3.2.4.3 การวิเคราะห์ข้อมูล .....	105
3.3 การวิจัยระยะที่ 3 .....	105
3.3.1 การประเมินเทคโนโลยี (Technology assessment) .....	105
3.3.2 การประเมินตลาด (Market Assessment) .....	105
3.3.3 การจัดการทรัพย์สินทางปัญญาและการพัฒนารูปแบบธุรกิจ .....	105
บทที่ 4 การสร้างสรรค์ความคิดในการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัย .....	106

4.1	กระบวนการการพัฒนาเครื่องมือแพทย์.....	106
4.2	การสร้างสรรค้ความคิดในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัย.....	108
4.2.1	สรีรวิทยาและการตรวจวินิจฉัย.....	108
4.2.2	การหาค่าพารามิเตอร์ของระบบทางสรีรวิทยา.....	110
4.2.3	เครื่องมือของ TRIZ เพื่อการสร้างสรรค้ความคิด.....	111
4.2.3.1	76 คำตอบมาตรฐาน คลาสที่ 4 .....	111
4.2.3.2	ตัวดำเนินการ MAR.....	114
4.2.4	โมเดลการสร้างสรรค้ความคิดในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัย.....	114
4.3	การทดสอบโมเดล MDIG.....	119
4.3.1	Impedance pneumography .....	119
4.3.2	NDIR End Tidal CO <sub>2</sub> Capnography.....	123
4.4	การประยุกต์ใช้งานโมเดล MDIG ในการพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา.....	126
4.4.1	การวัดเสียงหายใจโดยใช้ไมโครโฟน .....	126
4.5	สรุปและอภิปรายผล .....	134
บทที่ 5	การพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพ้อง.....	135
5.1	การใช้ไมโครโฟนในการวัดอัตราการหายใจและผลของท่อสั้นพ้อง.....	135
5.1.1	การสังเคราะห์นวัตกรรมโดยใช้หลักการเชิงประดิษฐ์คิดค้น .....	137
5.1.2	การเปรียบเทียบผลตอบสนองของไมโครโฟนระหว่างกรณีมีท่อสั้นพ้องกับกรณีไม่มีท่อสั้นพ้อง.....	138
5.1.3	การเปรียบเทียบความถี่เรโซแนนซ์ที่วัดได้กับค่าที่คำนวณได้จากความยาวท่อ.....	146
5.2	การพัฒนาต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพ้องเฟสที่ 1 .....	148
5.2.1	แนวคิดในการพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพ้อง .....	149
5.2.2	วงจรต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเฟสที่ 1 .....	149

5.2.3 การพัฒนาโปรแกรมประมวลผลและแสดงผล .....	154
5.2.4 การทดสอบการทำงานของ โปรแกรมการประมวลผลและแสดงผล.....	155
5.3 การแก้ปัญหาความขัดแย้งในการกำหนดค่าแรงดันอ้างอิงในวงจรเปรียบเทียบสัญญาณ ....	161
5.3.1 การแก้ปัญหาความขัดแย้ง โดยทฤษฎีการแก้ปัญหาเชิงประติมากรรม.....	162
5.3.2 การแก้ไข โปรแกรมให้สามารถสร้างแรงดันอ้างอิงได้ 2 ระดับ .....	165
5.3.3 การทดสอบการทำงานต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการใช้แบบพกพาชนิดแรงดัน อ้างอิง 2 ระดับ.....	169
5.3.4 ปัญหาการใช้ไฟ.....	171
5.3.5 การแก้ปัญหาความคลาดเคลื่อนในขณะที่ใช้ไฟ.....	172
5.4 การทดสอบความถูกต้องของต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการใช้แบบพกพา .....	174
5.4.1 ขั้นตอนการทดสอบ.....	175
5.4.2 ผลการทดสอบ.....	176
5.5 สรุปและอภิปรายผล .....	180
บทที่ 6 การพัฒนาต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการใช้แบบพกพาเฟสที่ 2 (การพัฒนาแอปพลิเคชันบนมือถือ).....	183
6.1 แนวคิดในการพัฒนาแอปพลิเคชันบนมือถือ.....	183
6.2 โครงสร้างทางฮาร์ดแวร์.....	185
6.2.1 บอร์ด ESP32 .....	185
6.2.2 แผนภาพวงจร .....	186
6.3 การแก้ปัญหาสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายไฟ.....	187
6.4 โครงสร้างทางซอฟต์แวร์.....	191
6.4.1 ส่วนเชื่อมโยงข้อมูลจาก PIC ไปสู่ ESP32.....	192
6.4.2 โปรแกรมพักและส่งข้อมูลรอบสัญญาณเสียงหัวใจและอัตราการใช้ ฐานข้อมูลเรียลไทม์บนคลาวด์ .....	193

6.4.3 แอปพลิเคชันบนมือถือ .....	194
6.4.4 เครื่องมือที่ใช้ในการพัฒนาแอปพลิเคชันบนมือถือ .....	197
6.4.5 การวิเคราะห์และแสดงผลบนมือถือ .....	198
6.5 การทดสอบความถูกต้องของแอปพลิเคชันบนมือถือ .....	201
6.5.1 ขั้นตอนการทดสอบ .....	201
6.5.2 ผลการทดสอบ .....	202
6.6 การทดสอบการตรวจการนอนหลับ .....	204
6.6.1 ขั้นตอนการทดสอบ .....	205
6.6.2 ผลการทดสอบ .....	205
6.7 สรุปและอภิปรายผล .....	206
บทที่ 7 การทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น .....	209
7.1 การสัมภาษณ์กลุ่มลูกค้าเป้าหมาย .....	209
7.1.1 ผลลัพธ์การสัมภาษณ์ .....	209
7.2 การทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น .....	228
7.2.1 การทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น โดยการทดลองใช้งานเครื่องและแอปพลิเคชันบนมือถือ .....	228
7.2.1.1 ผลลัพธ์ของการทดสอบ .....	228
7.2.2 การทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น โดยการทำแบบสอบถามออนไลน์ .....	235
7.2.2.1 ผลลัพธ์ของการทดสอบ .....	235
7.3 สรุปและอภิปรายผล .....	242
บทที่ 8 การศึกษาความเป็นไปได้ในการนำต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาไปใช้ประโยชน์ในเชิงพาณิชย์ .....	244
8.1 การประเมินเทคโนโลยี (Technology Assessment) .....	244

8.1.1 การแบ่งประเภทของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพา .....	244
8.1.2 เทคโนโลยีของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพา .....	245
8.1.3 ตัวอย่างผลิตภัณฑ์ตรวจการนอนหลับประเภทที่ 4 ชนิด 1-2 ช่องสัญญาณ .....	247
8.1.4 เปรียบเทียบสมรรถนะระหว่างเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น กับอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาประเภทที่ 4 ชนิด 1-2 ช่องสัญญาณ .....	250
8.2 การประเมินตลาด (Market Assessment) .....	254
8.2.1 ตลาดของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับในโลก.....	254
8.2.2 ตลาดของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาในประเทศไทย .....	256
8.3 การนำต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นไปใช้ประโยชน์ในเชิง พาณิชย์ .....	259
8.3.1 การปกป้องทรัพย์สินทางปัญญา.....	259
8.3.2 รูปแบบทางธุรกิจ (Business Model) .....	259
8.3.3 กลยุทธ์การตลาด.....	260
บทที่ 9 สรุปและอภิปรายผล.....	261
9.1 สรุปผลการดำเนินงานที่ผ่านมา .....	261
9.1.1 การพัฒนาต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา.....	261
9.1.2 การสัมภาษณ์กลุ่มลูกค้าเป้าหมายและการทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการ หายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น .....	264
9.2 ความเป็นนวัตกรรม .....	269
9.2.1 โมเดลการสร้างสรรค้ความคิดในกระบวนการการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจ วินิจฉัย (MDIG) .....	269
9.2.2 เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพ้อง.....	270
9.3 ข้อจำกัดการวิจัยและปัญหาที่พบ .....	274
9.4 งานวิจัยในอนาคต.....	275
บรรณานุกรม.....	277

ภาคผนวก .....	293
ภาคผนวก ก หลักการ 40 ข้อเชิงประดิษฐ์คิดค้น .....	294
ภาคผนวก ข หลักการในการแบ่งแยก.....	301
ภาคผนวก ค คำตอบมาตรฐาน 76 ข้อ .....	303
ภาคผนวก ง ผลและปรากฏการณ์ทางฟิสิกส์ (Effects) .....	311
ภาคผนวก จ Hardware Datasheet.....	313
1. Microphone .....	313
2. Op-amp (LM324N, LM358-N).....	315
3. Microcontroller (PIC16F628A) .....	317
4. Voltage Reference Module .....	318
5. CCP Module.....	319
6. Comparator Module .....	321
7. ESP32 Board.....	322
8. Mainstream ETCO <sub>2</sub> .....	324
9. ADS1292RECG-FE Demonstration Kit .....	325
ภาคผนวก ฉ Software .....	326
1. Processing and Display Software.....	326
2. Processing and Display Software with 2 reference voltage level .....	331
3. PIC-ESP32 Data Linkage Software .....	336
ภาคผนวก ช บทสัมภาษณ์และแบบสอบถาม .....	342
1. บทสัมภาษณ์ .....	342
2. แบบสอบถาม .....	343
ภาคผนวก ซ ตัวอย่างอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาประเภทที่ 3 และ ที่ 4 .....	349
ภาคผนวก ฌ รางวัลที่ได้รับจากการประกวดและการนำเสนอผลงาน .....	352



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
**CHULALONGKORN UNIVERSITY**



## สารบัญรูปร่างภาพ

หน้า

รูปที่ 1.1 แนวโน้มของคนไทยในการใส่ใจสุขภาพและการใช้เทคโนโลยีในการดูแลสุขภาพ.....	2
รูปที่ 1.2 แนวโน้มของเจ้าหน้าที่อุปกรณ์ดูแลสุขภาพแบบสวมใส่.....	3
รูปที่ 1.3 ตัวอย่างสิ่งประดิษฐ์เครื่องวัดอัตราการหายใจแบบพกพา.....	4
รูปที่ 1.4 กรอบแนวคิดในการพัฒนาต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา.....	7
รูปที่ 2.1 ตำแหน่งของสายเสียงที่อยู่ในกล่องเสียง ท่อลมและท่อลมฝอยในปอด.....	11
รูปที่ 2.2 ถุงลม พร้อมทั้งหลอดเลือด pulmonary artery และ pulmonary vein.....	12
รูปที่ 2.3 กลไกการหายใจ ก. ขณะเมื่อหายใจเข้า ข. ขณะเมื่อหายใจออก.....	13
รูปที่ 2.4 ศูนย์ควบคุมการหายใจที่สมอง.....	14
รูปที่ 2.5 บริเวณสมองที่ควบคุมการหายใจภายใต้อำนาจจิตใจ.....	15
รูปที่ 2.6 ตัวอย่างลักษณะการหายใจแบบต่าง ๆ สาเหตุและเทคโนโลยีการวัด.....	15
รูปที่ 2.7 ตัวอย่างการเสียชีวิตจากภาวะหยุดหายใจขณะหลับ.....	19
รูปที่ 2.8 ตัวอย่างอุบัติเหตุอันเนื่องมาจากภาวะหยุดหายใจขณะหลับ.....	20
รูปที่ 2.9 ภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นในประชากรอเมริกันวัยผู้ใหญ่.....	23
รูปที่ 2.10 ต้นทุนหรือภาระทางเศรษฐกิจของภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น.....	23
รูปที่ 2.11 ตัวอย่างอุปกรณ์สวมใส่/พกพาอัจฉริยะ.....	25
รูปที่ 2.12 ฐานข้อมูลอุปกรณ์สวมใส่ประเภทต่าง ๆ.....	26
รูปที่ 2.13 โครงสร้างการทำงานระบบตรวจวัดชีวภาพเพื่อดูแลสุขภาพแบบสวมใส่.....	27
รูปที่ 2.14 ตัวอย่างการวัดอุณหภูมิของลมหายใจที่ผ่านเข้าออกจมูกและปากโดยใช้ตัวต้านทานที่ไวต่อการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ.....	31
รูปที่ 2.15 ตัวอย่างการวัดอัตราการหายใจและรูปแบบการหายใจโดยการวัดค่าอินดิคแตนท์ของ ขดลวดที่ติดอยู่บนสายรัดทรวงอกและรอบเอว.....	31
รูปที่ 2.16 ตัวอย่างการวัดอัตราการหายใจโดยการวัดค่าความต้านทานของสเตรนเกจที่ติดอยู่บนสาย รัดทรวงอกหรือรอบเอว.....	32

รูปที่ 2.17 ตัวอย่างการวัดอัตราการหายใจโดยการวัดค่าคาปาซิแตนซ์ของตัวเก็บประจุที่ติดอยู่บนสายรัดทรวงอกหรือรอบเอว.....	32
รูปที่ 2.18 ตัวอย่างการวัดอัตราการหายใจโดยการวัดค่าแรงเคลื่อนไฟฟ้าของไดนาโมที่ติดอยู่บนสายรัดทรวงอกหรือรอบเอว.....	33
รูปที่ 2.19 ตัวอย่างการวัดอัตราการหายใจโดยการวัดค่าอิมพีแดนซ์ของทรวงอกหรือช่องท้อง .....	33
รูปที่ 2.20 การวัดอัตราการหายใจโดยการวัดค่าอิมพีแดนซ์ (a) แบบ 2 ขั้ว (b) แบบ 4 ขั้ว.....	36
รูปที่ 2.21 NDIR End Tidal CO <sub>2</sub> Capnography .....	37
รูปที่ 2.22 NDIR CO <sub>2</sub> Gas Sensor แบบ Single beam (รูปบน) และแบบ Dual beam (รูปล่าง) .....	38
รูปที่ 2.23 ตัวอย่างสัญญาณลมหายใจและสัญญาณเสียงหายใจ.....	40
รูปที่ 2.24 การเกิดการสั้นพ้องในท่อปลายเปิด 1 ด้าน ปิด 1 ด้าน .....	42
รูปที่ 2.25 การเกิดการสั้นพ้องในท่อปลายเปิด 2 ด้าน.....	43
รูปที่ 2.26 การตรวจการนอนหลับ 4 ประเภทตามจำนวนช่องสัญญาณและรูปแบบการตรวจวัด....	46
รูปที่ 2.27 การลดลงของค่าความอืดตัวออกซิเจนในเลือดในขณะที่เกิดภาวะหยุดหายใจขณะหลับ ..50	
รูปที่ 2.28 การวัดการเปลี่ยนแปลงของลมหายใจเข้าออกด้วยเซนเซอร์วัดความร้อน .....	51
รูปที่ 2.29 ตัวอย่างสัญญาณลมหายใจเข้าออกที่ตรวจวัดด้วย Nasal Pressure Transducer .....	51
รูปที่ 2.30 ตัวอย่างเครื่องวัดความดันลมหายใจ (Flow Wizard).....	52
รูปที่ 2.31 ตัวอย่างการใช้ ETCO <sub>2</sub> Sensor ในการตรวจจับ Apnea หรือ Hypopnea.....	53
รูปที่ 2.32 ความหมายของนวัตกรรม .....	56
รูปที่ 2.33 การวิเคราะห์ผลิตภัณฑ์ 3 โครงการเพื่อประเมินระดับความใหม่ของนวัตกรรม.....	56
รูปที่ 2.34 แผนภูมิแสดงความสัมพันธ์ของการแบ่งประเภทโครงการตามเกณฑ์ระดับนวัตกรรมเชิงคุณค่าทางเทคโนโลยี และตลาด .....	58
รูปที่ 2.35 การแบ่งลักษณะนวัตกรรมตามโมเดลของ Henderson และ Clark.....	59
รูปที่ 2.36 เทคโนโลยีเป็นแรงผลักดันในการสร้างนวัตกรรม .....	60
รูปที่ 2.37 ตลาด เป็นตัวกำหนดแนวทางในการพัฒนานวัตกรรม .....	60

รูปที่ 2.38 การสร้างนวัตกรรมโดยทำงานร่วมกันระหว่างฝ่ายการตลาด และฝ่ายวิจัยพัฒนา.....	61
รูปที่ 2.39 กระบวนการสร้างนวัตกรรมเน้นการบูรณาการทั้งห่วงโซ่คุณค่าผลิตภัณฑ์.....	61
รูปที่ 2.40 ขั้นตอนของการพัฒนาผลิตภัณฑ์ใหม่ BAH Model.....	62
รูปที่ 2.41 กระบวนการการพัฒนาผลิตภัณฑ์ใหม่.....	63
รูปที่ 2.42 เปรียบเทียบประสิทธิภาพของเครื่องมือ SixSigma กับ TRIZ ในขั้นตอนพัฒนาผลิตภัณฑ์ .....	65
รูปที่ 2.43 เปรียบเทียบการระดมสมองแบบดั้งเดิมกับการระดมสมองแบบมีทิศทางของ TRIZ.....	68
รูปที่ 2.44 แบบจำลองสาร-สนาม .....	70
รูปที่ 2.45 ระบบสมบรูณ์ที่มีประสิทธิภาพ .....	72
รูปที่ 2.46 ระบบสมบรูณ์ที่มีฟังก์ชันที่เป็นอันตราย.....	72
รูปที่ 2.47 ระบบที่มีทั้งฟังก์ชันที่มีประโยชน์และฟังก์ชันที่เป็นอันตราย (มีความขัดแย้ง) .....	73
รูปที่ 2.48 ระบบสมบรูณ์ที่ไม่มีประสิทธิภาพ.....	74
รูปที่ 2.49 ตัวอย่าง การใช้ปรากฏการณ์ทางวิทยาศาสตร์ (Effects) ในการแก้ปัญหา.....	76
รูปที่ 2.50 โมเดลการยอมรับเทคโนโลยี .....	77
รูปที่ 2.51 โมเดลการยอมรับเทคโนโลยีล่าสุด.....	77
รูปที่ 2.52 ตัว Electret Condenser microphone (ซ้ายมือ) และวงจรรายใน (ขวามือ).....	82
รูปที่ 2.53 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของไมโครโฟนที่ใช้ในงานวิจัย .....	83
รูปที่ 2.54 หูฟังแพทย์ (Stethoscope) ในยุคแรก.....	84
รูปที่ 2.55 สเต็ทโทสโคปแบบดั้งเดิม (ซ้ายมือ) และ แบบอิเล็กทรอนิกส์ (ขวามือ).....	85
รูปที่ 2.56 การทดสอบและวิเคราะห์เสียงหายใจโดยใช้โปรแกรม Audacity.....	86
รูปที่ 2.57 การติดตามดูแลสุขภาพผู้ป่วยทางไกลผ่าน Internet of Things และ Cloud Computing .88	
รูปที่ 2.58 Cloud Computing และ รูปแบบการให้บริการ .....	90
รูปที่ 3.1 คลิปวิดีโอวันนี้คุณลืมภารกิจที่สำคัญในชีวิตไปหรือไม่.....	103
รูปที่ 3.2 ตัวอย่างการแสดงผลบนหน้าตาต่าง ๆ ของแอปพลิเคชันบนมือถือ .....	104

รูปที่ 4.1 กระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์ .....	107
รูปที่ 4.2 การหาค่าพารามิเตอร์ของระบบสรีรวิทยา.....	111
รูปที่ 4.3 Flow-chart of applying 76 Standard Solutions .....	112
รูปที่ 4.4 คำตอบมาตรฐาน คลาสที่ 4 ว่าด้วยการตรวจจับและการวัด.....	113
รูปที่ 4.5 โมเดล MDIG.....	115
รูปที่ 4.6 แบบจำลองสสาร-สนามก่อนและหลังการแก้ไข.....	120
รูปที่ 4.7 การวัดค่าอิมพีแดนซ์ของทรวงอกโดยการป้อนกระแสแล้ววัดแรงดัน.....	121
รูปที่ 4.8 การวัดค่าอิมพีแดนซ์ของทรวงอกโดยการแยกขั้วป้อนกระแส และขั้ววัดแรงดันออกจากกันเป็น 4 ขั้ว .....	122
รูปที่ 4.9 แบบจำลองสสาร-สนามก่อนและหลังการแก้ไข.....	124
รูปที่ 4.10 การทำงานของ NDIR End Tidal CO <sub>2</sub> Gas Sensor แบบ Single beam .....	125
รูปที่ 4.11 การทำงานของ NDIR End Tidal CO <sub>2</sub> Gas Sensor แบบ Dual beam.....	125
รูปที่ 4.12 ขั้นตอนการใช้งานโมเดล MDIG ขั้นตอนที่ 1 การเลือกพารามิเตอร์ที่จะวัด.....	127
รูปที่ 4.13 ขั้นตอนการใช้งานโมเดล MDIG ขั้นตอนที่ 2 การเลือกใช้คำตอบมาตรฐาน.....	128
รูปที่ 4.14 แบบจำลองสสาร-สนามก่อนและหลังการแก้ไข.....	128
รูปที่ 4.15 ขั้นตอนการใช้งานโมเดล MDIG ขั้นตอนที่ 2 การสร้างสรรค์ไอเดียจากคำตอบมาตรฐาน .....	129
รูปที่ 4.16 ขั้นตอนการใช้งานโมเดล MDIG ขั้นตอนที่ 3 การเลือกใช้ตัวดำเนินการ MAR ในการสร้างสรรค์ไอเดีย.....	130
รูปที่ 4.17 การใช้ปรากฏการณ์ทางวิทยาศาสตร์ (Effects) ในการแก้ปัญหาการเคลื่อนที่ของอากาศ .....	131
รูปที่ 4.18 ขั้นตอนการใช้งานโมเดล MDIG ขั้นตอนที่ 2 การสร้างสรรค์ไอเดียจากคำตอบมาตรฐาน .....	132
รูปที่ 4.19 การคำนวณอัตราการหายใจโดยการวัดคาบเวลาของการหายใจ 2 ครั้งติดกัน.....	133
รูปที่ 4.20 ขั้นตอนการใช้งานโมเดล MDIG ขั้นตอนที่ 4 ไอเดียที่มีความเป็นไปได้.....	133

รูปที่ 5.1 อัตราการหายใจโดยใช้เซนเซอร์เสียงวางชิดติดกับผิวหนังบริเวณลำคอ.....	136
รูปที่ 5.2 การใช้ไมโครโฟนวัดเสียงหายใจที่ออกมาจากรูจมูกและปาก.....	136
รูปที่ 5.3 การใช้ไมโครโฟนในการวัดเสียงหายใจตรงทางออกของรูจมูกในม้า .....	137
รูปที่ 5.4 การสังเคราะห์นวัตกรรมโดยใช้หลักการทำกลับทาง.....	138
รูปที่ 5.5 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีไม่มีท่อสั้นพ้อง วางห่างจากรูจมูก 1 ซม. ....	139
รูปที่ 5.6 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีไม่มีท่อสั้นพ้อง วางห่างจากรูจมูก 3 ซม. ....	139
รูปที่ 5.7 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีไม่มีท่อสั้นพ้อง วางห่างจากรูจมูก 5 ซม. ....	140
รูปที่ 5.8 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีไม่มีท่อสั้นพ้อง วางห่างจากรูจมูก 10 ซม. ....	140
รูปที่ 5.9 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีไม่มีท่อสั้นพ้อง วางห่างจากรูจมูก 15 ซม. ....	141
รูปที่ 5.10 ผลตอบสนองของไมโครโฟนที่เปลี่ยนแปลงตามระยะห่างจากรูจมูก .....	141
รูปที่ 5.11 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีมีท่อสั้นพ้อง ท่อยาว 3 ซม. ....	142
รูปที่ 5.12 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีมีท่อสั้นพ้อง ท่อยาว 5 ซม. ....	142
รูปที่ 5.13 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีมีท่อสั้นพ้อง ท่อยาว 10 ซม. ....	143
รูปที่ 5.14 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีมีท่อสั้นพ้อง ท่อยาว 15 ซม. ....	143
รูปที่ 5.15 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีมีท่อสั้นพ้อง ท่อยาว 25 ซม. ....	143
รูปที่ 5.16 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีมีท่อสั้นพ้อง ท่อยาว 30 ซม. ....	144
รูปที่ 5.17 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีมีท่อสั้นพ้อง ท่อยาว 50 ซม. ....	144
รูปที่ 5.18 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีมีท่อสั้นพ้อง ท่อยาว 120 ซม. ....	144
รูปที่ 5.19 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีมีท่อสั้นพ้อง ท่อยาว 160 ซม. ....	145
รูปที่ 5.20 ผลตอบสนองของไมโครโฟนที่เปลี่ยนแปลงตามขนาดความยาวของท่อ.....	145
รูปที่ 5.21 ผลตอบสนองของไมโครโฟนในกรณีมีท่อสั้นพ้องโดยใช้ท่อหายใจยาว 250 ซม. ....	146
รูปที่ 5.22 หลักการทำงานของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพ้อง.....	149
รูปที่ 5.23 วงจรต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเฟสที่ 1 .....	150
รูปที่ 5.24 สัญญาณที่ได้ออกมาจากวงจรย่อยแต่ละวงจร.....	154

รูปที่ 5.25 Flow chart แสดงการทำงานของโปรแกรมประมวลผลและแสดงผล .....	155
รูปที่ 5.26 การทดสอบการทำงานของ โปรแกรมการประมวลผลและแสดงผล(หายใจปกติ) .....	156
รูปที่ 5.27 การทดสอบการทำงานของ โปรแกรมการประมวลผลและแสดงผล(หายใจเร็ว) .....	157
รูปที่ 5.28 การทดสอบการทำงานของ โปรแกรมการประมวลผลและแสดงผล(หายใจช้า).....	158
รูปที่ 5.29 การทดสอบการทำงานของ โปรแกรมการประมวลผลและแสดงผล(หายใจวิกฤต) .....	159
รูปที่ 5.30 การทดสอบการทำงานของ โปรแกรมการประมวลผลและแสดงผล(หยุดหายใจ) .....	160
รูปที่ 5.31 ความขัดแย้งกันระหว่างความต้องการแรงดันอ้างอิงค่าสูง (ซ้ายมือ) กับค่าต่ำ (ขวามือ)161	
รูปที่ 5.32 การสร้างแรงดันอ้างอิง 2 ระดับ โดยใช้ Hysteresis.....	163
รูปที่ 5.33 ค่าแรงดันอ้างอิงแยกตามค่ารีจิสเตอร์ (รายละเอียดตามภาคผนวก จ) .....	164
รูปที่ 5.34 โปรแกรมประมวลผลและแสดงผลแบบแรงดันอ้างอิง 2 ระดับ .....	166
รูปที่ 5.35 แผนภาพวงจรวัดและประมวลผลอัตราการหายใจหลังแก้ไข .....	168
รูปที่ 5.36 ต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจที่แก้ไขปรับปรุง .....	168
รูปที่ 5.37 สัญญาณขาเข้าและขาออกของวงจรเปรียบเทียบสัญญาณที่วัดได้บนออสซิลโลสโคป 169	
รูปที่ 5.38 การหายใจออกไม่สม่ำเสมอ .....	170
รูปที่ 5.39 สัญญาณรบกวนในช่วงหายใจเข้า.....	170
รูปที่ 5.40 แสดงการหายใจแผ่ว .....	171
รูปที่ 5.41 แสดงการหายใจแผ่วมาก .....	172
รูปที่ 5.42 การวัดขนาดของเสียงหายใจในขณะที่หายใจแผ่ว .....	173
รูปที่ 5.43 การทดสอบความถูกต้องของ BrRate Monitor ที่พัฒนาขึ้นเทียบกับ Capnography Meter .....	176
รูปที่ 5.44 การทดสอบ BrRate Monitor เทียบกับ Capnography Meter (หายใจแผ่วที่ความถี่ปกติ) .....	177
รูปที่ 5.45 การทดสอบ BrRate Monitor เทียบกับ Capnography Meter (หายใจแรงปกติที่ความถี่ช้ากว่าปกติ) .....	178

รูปที่ 5.46 การทดสอบ BrRate Monitor เทียบกับ Capnography Meter (หายใจแรงปกติที่ความถี่เร็วกว่าปกติ) .....	179
รูปที่ 5.47 การทดสอบ BrRate Monitor เทียบกับ Capnography Meter (หายใจแรงปกติที่ความถี่สูง) .....	180
รูปที่ 5.48 ผลการทดสอบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพ้องที่พัฒนาขึ้น (BrRate Monitor) เทียบกับเครื่อง Capnography Meter.....	180
รูปที่ 5.49 เปรียบเทียบความไวในการตอบสนองระหว่าง เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพ้องที่พัฒนาขึ้น (BrRate Monitor) เทียบกับเครื่อง Capnography Meter.	181
รูปที่ 6.1 กรอบแนวคิดของต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา .....	183
รูปที่ 6.2 แนวคิดในการพัฒนาแอปพลิเคชันบนมือถือ .....	184
รูปที่ 6.3 แผนภาพของการพัฒนาแอปพลิเคชันบนมือถือ.....	185
รูปที่ 6.4 บอร์ด ESP32.....	185
รูปที่ 6.5 แผนภาพวงจรต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเฟสที่ 2.....	186
รูปที่ 6.6 รูปต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเฟสที่ 2.....	187
รูปที่ 6.7 สัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายไฟ .....	188
รูปที่ 6.8 สัญญาณเสียงหายใจมีสัญญาณรบกวนแทรกอยู่.....	188
รูปที่ 6.9 สัญญาณขาออกจากวงจรตรวจจับกรอบสัญญาณมีสัญญาณรบกวนแทรกอยู่.....	189
รูปที่ 6.10 สัญญาณขาออกจากวงจรเปรียบเทียบสัญญาณทำงานผิดพลาด .....	189
รูปที่ 6.11 การขจัดสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นจากวงจรดิจิทัลแทรกซึมเข้ามายังวงจรแอนะล็อก....	190
รูปที่ 6.12 การต่อ Decoupling Capacitor และ Bypass Capacitor เพื่อขจัดปัญหาสัญญาณรบกวน .....	191
รูปที่ 6.13 แผนภาพขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมเชื่อมโยงจาก PIC ไปสู่ ESP32 .....	193
รูปที่ 6.14 แผนภาพขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมพักและส่งข้อมูลขึ้นสู่ฐานข้อมูลเรียลไทม์บนคลาวด์ .....	194
รูปที่ 6.15 รายละเอียดข้อกำหนดของแอปพลิเคชันบนมือถือที่ได้ออกแบบไว้ในตอนต้น.....	195

รูปที่ 6.16 แผนภาพขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมแอปพลิเคชันบนมือถือ .....	196
รูปที่ 6.17 หน้าจอหลัก (Record) .....	198
รูปที่ 6.18 หน้าจอวิเคราะห์ (Analyze).....	199
รูปที่ 6.19 หน้าฝึกฝนการหายใจ (Practice) .....	200
รูปที่ 6.20 หน้าประวัติย้อนหลัง (History) .....	200
รูปที่ 6.21 หน้าการแจ้งเตือน (Notification).....	201
รูปที่ 6.22 ขณะหายใจปกติ .....	202
รูปที่ 6.23 ขณะกลืนหายใจ .....	203
รูปที่ 6.24 ขณะหายใจเร็ว .....	203
รูปที่ 6.25 ขณะหายใจช้า .....	204
รูปที่ 6.26 เสียงหายใจของผู้ป่วยโรคหยุดหายใจขณะหลับ .....	205
รูปที่ 6.27 การจำลองเสียงหายใจของผู้ป่วยโรคหยุดหายใจขณะหลับด้วยโปรแกรม Audacity ....	205
รูปที่ 6.28 กรอบสัญญาณเสียงหายใจและอัตราการหายใจบันทึกจากเสียงหายใจที่ออกมาจากลำโพง .....	206
รูปที่ 6.29 การแจ้งเตือนการหายใจผิดปกติ.....	206
รูปที่ 7.1 ตัวอย่างบรรยากาศของการสัมภาษณ์ .....	213
รูปที่ 7.2 ความถี่ของคำหลักเขียนในรูป Word cloud.....	225
รูปที่ 7.3 แผนภาพแสดงการเชื่อมโยงของคำหลักกับคำถามการวิจัยในบทสัมภาษณ์ .....	226
รูปที่ 7.4 บรรยากาศการทดลองใช้เครื่องติดตามอัตราการหายใจและแอปพลิเคชันบนมือถือ .....	229
รูปที่ 7.5 การทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น .....	241
รูปที่ 8.1 The SleepStrip .....	248
รูปที่ 8.2 SmartStrip.....	249
รูปที่ 8.3 รูปร่างหน้าตาและการใช้งานของ BresDX .....	250
รูปที่ 9.1 ประเมินนวัตกรรมของ BrRate Monitor ในเชิงระดับนวัตกรรมแห่งคุณค่า .....	272



รูปที่ 9.2 ประเมินวัตรกรรมของ BrRate Monitor ในเชิงโครงสร้างและชิ้นส่วนประกอบ .....273



## สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 1.1 ที่มาของกรอบแนวคิดของเครื่องวัดอัตราการหายใจ .....	7
ตารางที่ 1.2 แผนการดำเนินงานวิจัย .....	8
ตารางที่ 2.1 ความรุนแรงของภาวะหยุดหายใจขณะหลับแยกตามค่า AHI .....	22
ตารางที่ 2.2 เปรียบเทียบยอดขายอุปกรณ์สวมใส่เพื่อสุขภาพปี 2558-2559 .....	28
ตารางที่ 2.3 ข้อดีข้อเสียของวิธีการวัดอัตราการหายใจทั้ง 3 วิธี .....	41
ตารางที่ 2.4 การแยกประเภทของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับตามระบบ SCOPER .....	47
ตารางที่ 2.5 เปรียบเทียบเทคโนโลยีระหว่างอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับประเภทที่ 4 ชนิด 1 ช่องสัญญาณ .....	54
ตารางที่ 2.6 เส้นแสดงความสัมพันธ์ระหว่างองค์ประกอบในแบบจำลองและความหมาย .....	71
ตารางที่ 3.1 วิธีดำเนินการวิจัยและผลลัพธ์ที่คาดหวัง .....	91
ตารางที่ 4.1 ตัวดำเนินการ MAR .....	114
ตารางที่ 4.2 ความใหม่ของโมเดล MDIG .....	116
ตารางที่ 4.3 ตัวอย่างการใช้โมเดล MDIG ในการพัฒนาเครื่องตรวจวัดอาการร้อนวูบวาบ .....	117
ตารางที่ 5.1 เปรียบเทียบระหว่างความถี่มูลฐานและความถี่ฮาร์โมนิกเลขคี่ที่คำนวณได้จากความ ยาวของท่อกับค่าที่วัดได้ .....	147
ตารางที่ 5.2 สภาพการหายใจแยกตามอัตราการหายใจ .....	153
ตารางที่ 5.3 เปรียบเทียบอัตราการหายใจระหว่างค่าที่คำนวณได้จากคาบเวลาของคลื่นสี่เหลี่ยมบน จอออสซิลโลสโคปกับค่าที่แสดงผลบน LCD .....	161
ตารางที่ 7.1 รายละเอียดของผู้ให้สัมภาษณ์ .....	209
ตารางที่ 7.2 ข้อเสนอแนะและความเห็นของผู้ให้สัมภาษณ์ .....	215
ตารางที่ 7.3 รายละเอียดของผู้ร่วมทดลอง .....	228
ตารางที่ 7.4 การวิเคราะห์ข้อมูลการยอมรับเทคโนโลยี .....	230
ตารางที่ 7.5 การวิเคราะห์ข้อมูลด้านการดูแลสุขภาพ .....	231

ตารางที่ 7.6 การวิเคราะห์ข้อมูลส่วนบุคคล .....	234
ตารางที่ 7.7 การวิเคราะห์ข้อมูลส่วนบุคคล .....	235
ตารางที่ 7.8 การวิเคราะห์การยอมรับเทคโนโลยี.....	236
ตารางที่ 7.9 การวิเคราะห์ข้อมูลด้านการดูแลสุขภาพ .....	238
ตารางที่ 8.1 เปรียบเทียบเทคโนโลยีระหว่างต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา (BrRate Monitor) ที่พัฒนาขึ้นกับอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับประเภทที่ 4 ชนิด 1 ช่องสัญญาณ .....	246
ตารางที่ 8.2 เปรียบเทียบสมรรถนะและการใช้งานระหว่างต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา (BrRate Monitor) ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่อง BresDX .....	251
ตารางที่ 8.3 เปรียบเทียบจุดแข็งและจุดอ่อนระหว่างต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา (BrRate Monitor) ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่อง BresDX.....	253
ตารางที่ 8.4 ตลาดของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแยกตามประเภทในปี 2014-2015 .....	254
ตารางที่ 8.5 ตลาดของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแยกตามเขตพื้นที่ในปี 2014-2015 .....	255
ตารางที่ 8.6 ตัวอย่างคลินิกที่ให้บริการอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพานอกสถานที่.....	257
ตารางที่ 8.7 ประชากรไทยวัยผู้ใหญ่ตั้งแต่ปี 2553-2562 และจำนวนผู้ที่ไม่ได้รับการตรวจวินิจฉัย .....	257
ตารางที่ 9.1 ความใหม่ของโมเดล MDIG .....	270

## คำจำกัดความของคำที่ใช้ในการวิจัย

AASM ย่อจาก The American Academy of Sleep Medicine หมายถึง สถาบันโรคจากการนอนหลับ  
แห่งสหรัฐอเมริกา

Apnea หมายถึง ภาวะหยุดหายใจขณะหลับนานเท่ากับหรือมากกว่า 10 วินาที

Artefact หมายถึง ผลที่ไม่ต้องการซึ่งเกิดขึ้นในขณะที่ทำการวัด ทำให้การวัดนั้นเกิดความ  
คลาดเคลื่อน เช่น การเคลื่อนไหวของร่างกาย

AHI ย่อจาก Apnea-Hypopnea Index หมายถึง ดัชนีการหยุดหายใจและหายใจแผ่ววัดเป็นจำนวน  
ครั้งใน 1 ชั่วโมง

AI ย่อจาก Apnea Index หมายถึง ดัชนีการหยุดหายใจวัดเป็นจำนวนครั้งใน 1 ชั่วโมง

BPM ย่อจาก Beats Per Minute หมายถึง อัตราการเต้นของหัวใจต่อนาที

BrPM ย่อจาก Breaths Per Minute หมายถึง อัตราการหายใจต่อนาที

BrRate Monitor หมายถึง เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่ใช้ท่อสั้นพ้องที่พัฒนาขึ้น

CSA ย่อจาก Central Sleep Apnea หมายถึง ภาวะหยุดหายใจขณะหลับเนื่องความผิดปกติของการ  
สั่งงานของสมอง

Capnometer หมายถึง เครื่องติดตามอัตราการหายใจที่ใช้หลักการวัดปริมาณความเข้มข้นของก๊าซ  
คาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจออก

ECG ย่อจาก Electrocardiography หมายถึง การวัดการเต้นของหัวใจโดยการใช้ขั้วไฟฟ้าติดบน  
ผิวหนังเพื่อตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เปลี่ยนแปลงไปตามการเต้นของหัวใจ

ETCO<sub>2</sub> ย่อจาก End Tidal Carbon dioxide หมายถึง ก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจออก  
ในขณะสิ้นสุดการหายใจออก

HR ย่อจาก Heart Rate หมายถึง อัตราการเต้นของหัวใจ

Hypopnea หมายถึง ภาวะที่หายใจแผ่วขณะหลับนานเท่ากับหรือมากกว่า 10 วินาที โดยแผ่วลงมา  
จากการหายใจปกติก่อนหน้าอย่างเห็นได้ชัด

- IP ย่อจาก Impedance Pneumography หมายถึง เครื่องติดตามอัตราการหายใจโดยใช้หลักการวัด  
ความเปลี่ยนแปลงของอิมพีแดนซ์หรือความต้านทานทางไฟฟ้าของทรวงอกหรือช่อง  
ท้องที่เปลี่ยนแปลงไปตามการหายใจเข้าออก
- MAR ย่อจาก Modify, Add, Replace หมายถึง ตัวดำเนินการที่ใช้ในการเสริมแต่งไอเดียเพื่อการ  
ปรับปรุงระบบที่ผู้วิจัยได้พัฒนาขึ้น
- MDIG ย่อจาก Medical Devices Idea Generation หมายถึง โมเดลการสร้างสรรค์ความคิดใน  
กระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัยที่ผู้วิจัยได้พัฒนาขึ้น
- Nasal cannula หมายถึง ท่อออกซิเจนที่ใช้รับออกซิเจนเข้าสู่รูจมูก
- NDIR ย่อจาก Non-Dispersive Infrared หมายถึง แสงอินฟราเรดที่ไม่มีการกระจายแสง
- NPT ย่อจาก Nasal Pressure Transducer หมายถึง ตัวตรวจวัดความดันของลมหายใจที่เข้าออกทาง  
จมูก
- Noise หมายถึง สัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นในขณะที่ทำการวัด
- ODI ย่อจาก Oxygen Desaturation Index หมายถึง ดัชนีบ่งชี้ภาวะที่มีออกซิเจนในเลือดลดลง
- OSA ย่อจาก Obstructive Sleep Apnea หมายถึง ภาวะหยุดหายใจขณะหลับชนิดอุดกั้น
- PM ย่อจาก Portable Monitor หมายถึง อุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาซึ่งสามารถนำไปใช้  
นอกห้องตรวจการนอนหลับของโรงพยาบาลได้ ครอบคลุมตั้งแต่อุปกรณ์ตรวจการ  
นอนหลับประเภทที่ 2 ถึงประเภทที่ 4
- PPG ย่อจาก Photoplethysmography หมายถึง เทคนิคทางแสงที่ใช้ในการตรวจวัดการเปลี่ยนแปลง  
ของการสูบฉีดโลหิตในเส้นเลือด
- PSG ย่อจาก Polysomnography หมายถึง การตรวจการนอนหลับเพื่อวินิจฉัยภาวะภาวะหยุดหายใจ  
ขณะหลับ
- RDI ย่อจาก Respiratory Disturbance Index หมายถึง ดัชนีการหยุดหายใจหรือเกือบหยุดหายใจที่  
เกิดขึ้นพร้อมกับการผวาตื่นเพราะการหายใจไม่พอนในหนึ่งชั่วโมง
- REI ย่อจาก Respiratory Event Index หมายถึง ดัชนีเหตุการณ์ผิดปกติที่เกี่ยวกับการหายใจในหนึ่ง  
ชั่วโมง

RERA ย่อจาก Respiratory Effort-Related Arousal หมายถึง อาการผวาตื่นเพราะการหายใจไม่พอ  
Resonance Tube หมายถึง ท่อกลวงซึ่งใช้เป็นช่องทางผ่านของเสียง เช่น เสียงหายใจ จะเกิดการสั่น  
พ้องของเสียงขึ้นภายในท่อ เป็นการเพิ่มความดันให้กับเสียง

RIP ย่อจาก Respiratory inductance plethysmography หมายถึง วิธีการวัดอัตราการหายใจและ  
รูปแบบการหายใจโดยการวัดค่าอินดักแตนซ์ของขดลวดที่ติดอยู่บนสายรัดทรวงอก  
และรอบเอว

RR ย่อจาก Respiratory Rate หมายถึง อัตราการหายใจ

SFM ย่อจาก Substance-Field Model หมายถึง แบบจำลองสสาร-สนามที่ใช้เพื่อการวิเคราะห์ปัญหา  
ของระบบ

SS ย่อจาก Standard Solutions หมายถึง คำตอบมาตรฐานซึ่งแบ่งเป็น 5 คลาสรวมทั้งหมด 76 ข้อ ใช้  
เพื่อการแก้ปัญหาของระบบที่ได้จากการวิเคราะห์ปัญหาโดยใช้ SFM

TAM ย่อจาก Technology Acceptance Model หมายถึง โมเดลการยอมรับเทคโนโลยีพัฒนาขึ้น โดย  
Davis, Bagozzi and Warshaw (1989)

TRIZ ย่อจาก Theory of Inventive Problem Solving หมายถึง ทฤษฎีการแก้ปัญหาเชิงประดิษฐ์  
คิดค้น พัฒนาขึ้น โดยวิศวกรชาวรัสเซีย ชื่อ เกนริก อัลต์ชูลเลอร์ จากการศึกษาค้นคว้า  
และวิเคราะห์สถิติบัตรต่าง ๆ กว่า 2 ล้านฉบับ ตั้งแต่ปี ค.ศ. 1946

Wearables หมายถึง อุปกรณ์ตรวจวัดการทำงานของระบบต่างๆในร่างกายที่ผู้ใช้สามารถสวมใส่/  
พกพาไปตามที่ต่างๆได้

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

อัตราการหายใจเป็นสัญญาณชีพ (Vital Sign) ที่มีความสำคัญอย่างหนึ่งเช่นเดียวกับสัญญาณชีพอื่น ๆ อันประกอบด้วย ชีพจรหรืออัตราการเต้นของหัวใจ อุณหภูมิร่างกาย และความดันโลหิต (Evans et al., 2001) แต่อัตราการหายใจมักจะถูกกลืนหายไปโดยขาดการเหลียวแลเอาใจใส่ (Cheng et al., 2008) ความผิดปกติทางร่างกายและจิตใจจะส่งผลทำให้อัตราการหายใจผิดปกติไปด้วย แพทย์สามารถวินิจฉัยโรคที่เกี่ยวข้องกับระบบทางเดินหายใจ เช่น โรคปอดบวม ได้โดยดูจากอัตราการหายใจที่เปลี่ยนไป (Y Dai et al., 1995, Ginsburg et al., 2018) หรือในผู้ป่วยที่มีปัญหาภาวะหยุดหายใจขณะหลับ (Apnea) อาจเป็นอันตรายถึงแก่ชีวิตได้หากไม่ได้รับการรักษาอย่างถูกต้อง (Young et al., 2008) ความเครียดมีความสัมพันธ์กับอัตราการหายใจอย่างมาก หากสามารถควบคุมการหายใจให้ถูกต้อง จะทำให้ความเครียดลดน้อยลงได้ (Masaoka & Homman, 1997, เทศภาส และ ศิลปชัย, 2015). Elizabeth และคณะ (2010) ผู้ได้รับรางวัลโนเบลสาขาสรีรวิทยาทางการแพทย์ในปี 2009 ได้ค้นพบว่า การเจริญสติทำสมาธิด้วยการเฝ้าดูลมหายใจนั้น มีผลทำให้เอนไซม์เทโลเมอเรส ซึ่งเป็นเอนไซม์ที่เอื้อต่อการชะลอวัยและการมีอายุยืนนั้นทำงานได้ดีขึ้นโดยเฉลี่ยถึง 30 เปอร์เซ็นต์ และมีงานวิจัยที่ค้นพบว่าการหายใจที่ลึกและช้าก่อให้เกิดผลดีต่อสุขภาพหัวใจโดย Bernardi และคณะ (2001) พบว่าการฝึกหายใจลึกและช้าด้วยอัตรา 6 ครั้งต่อนาทีในคนปกติ ทำให้ชีพจรเต้นช้าลงโดยไปทำให้ระบบ para-sympathetic ทำงานเพิ่มขึ้น ส่งผลให้ชีพจรเต้นช้าลง Joseph และคณะ (2005) ได้ทำการฝึกผู้ป่วยที่มีความดันโลหิตสูงด้วยอัตราการหายใจควบคุมที่ 6 ครั้งต่อนาที นาน 15 นาที ทุกวันต่อเนื่องเป็นเวลา 8 สัปดาห์ พบว่าผู้ป่วยจะมีความดันซิสโตลิกลดลงเฉลี่ย 10 mmHg และความดันไดแอสโตลิกลดลงเฉลี่ย 4 mmHg นอกจากนี้ปัญหาเรื่องการหายใจที่ผิดปกติอันเนื่องมาจากความเครียดในการทำงานและความเจ็บป่วยของร่างกายแล้ว ยังพบปัญหาการหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นของทางเดินหายใจ (Obstructive Sleep Apnea) ในประชากรวัยผู้ใหญ่มากถึง 12 % (AASM, 2016) จึงอาจกล่าวได้ว่าการติดตามและควบคุมการหายใจให้ถูกต้องมีส่วนช่วยในการดูแลสุขภาพให้มีความแข็งแรงและมีจิตใจที่ผ่อนคลายไม่เครียด

ในปัจจุบันคนเราให้ความสนใจในสุขภาพของตนเองมากขึ้น รายงานสุขภาพคนไทย (ปี 2559) ที่จัดทำโดยสถาบันวิจัยประชากรและสังคม มหาวิทยาลัยมหิดลได้ระบุว่า ผู้ที่เกิดหลังสงครามโลกครั้งที่ 2 ที่เรียกว่าเบบี้บูมเมอร์ และผู้ที่เกิดตามมาในช่วงหลังคือเจนเอกซ์และเจนวาย นั้นมีสิ่งที่มีเหมือนกันอย่างหนึ่งคือความใส่ใจในสุขภาพ แต่เจนเอกซ์และเจนวายนั้นเกิดในช่วงที่

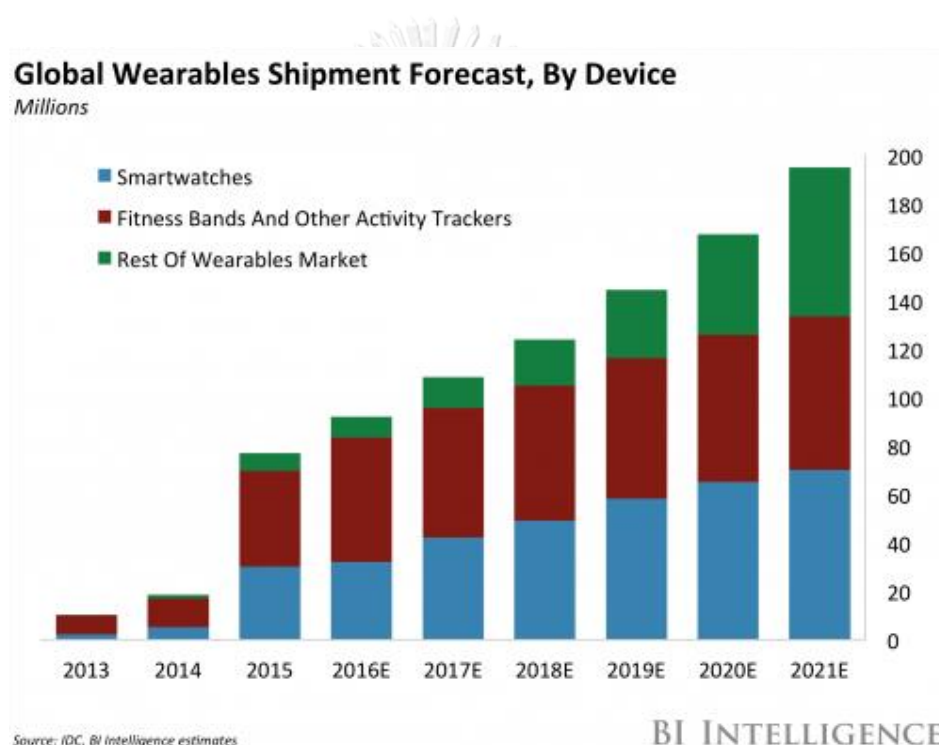
เศรษฐกิจโลกเริ่มฟื้นตัวและมี การก้าวกระโดดของเทคโนโลยีโดยเฉพาะอินเทอร์เน็ต ทำให้เจนเอ็กซ์ และเจนวายมีความคุ้นชินกับเทคโนโลยีใหม่ ๆ มีแนวโน้มที่จะนำเครื่องมือและอุปกรณ์ที่ทันสมัย มาใช้ในการดูแลสุขภาพมากขึ้นดังรูปที่ 1.1



รูปที่ 1.1 แนวโน้มของคนไทยในการใส่ใจสุขภาพและการใช้เทคโนโลยีในการดูแลสุขภาพ  
 ที่มา : รายงานสุขภาพคนไทยปี 2559



อุปกรณ์ที่นิยมนำมาใช้ในการดูแลสุขภาพนั้นได้แก่ สายรัดเพื่อสุขภาพ(Activity Tracker หรือ Fitness Band) ซึ่งมีฟังก์ชันพื้นฐานในการติดตามการเคลื่อนไหว นับก้าวที่เดิน-วิ่ง, ระยะทาง, แคลอรีที่เผาผลาญ ในรุ่นที่ใช้เทคโนโลยีสูงกว่า เช่น Smart Watch จะมีฟังก์ชันที่เพิ่มมากขึ้น เช่น มีการวัดชีพจร (Heart Rate), การวิเคราะห์การนอน, การตั้งเวลาปลุก, และฟังเพลง เป็นต้น บริษัท Business Insider ได้พยากรณ์การเติบโตของยอดขายของอุปกรณ์สวมใส่เพื่อสุขภาพว่ามีแนวโน้มจะเพิ่มขึ้นในอัตราที่สูงโดยประมาณการณ์ไว้ว่าในปี 2021 จะมียอดขายสูงถึง 200 ล้านชิ้น (Laurie Beaver., 2016) ดังรูปที่ 1.2



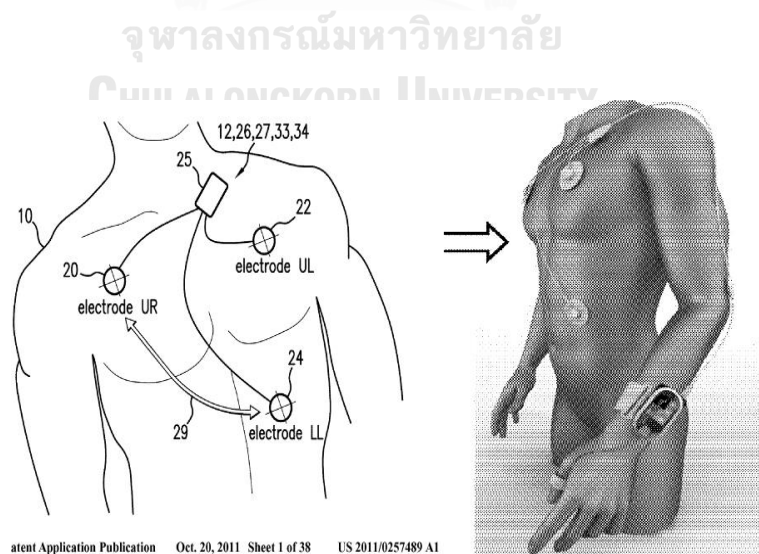
รูปที่ 1.2 แนวโน้มยอดขายอุปกรณ์ดูแลสุขภาพแบบสวมใส่

ที่มา : รายงานของบริษัท Business Insider (Laurie Beaver., 2016)

อย่างไรก็ตาม แม้ว่ากลุ่มคนใส่ใจสุขภาพจะมีจำนวนมากขึ้น และตลาดทางด้านอุปกรณ์เพื่อสุขภาพจะมีแนวโน้มเติบโตได้อีกมาก แต่ในตลาดเมืองไทยยังไม่มีการพัฒนาอุปกรณ์สวมใส่/พกพาเพื่อสุขภาพที่ใช้วัดอัตราการหายใจออกมาวางจำหน่าย จากการศึกษาเทคโนโลยีที่เกี่ยวข้องกับการวัดอัตราการหายใจพบว่า เครื่องวัดอัตราการหายใจเริ่มพัฒนาขึ้นจากการดูแลรักษาผู้ป่วยในสถานพยาบาล โดยใช้วิธีสังเกตและนับจำนวนครั้งของการเคลื่อนที่ขึ้นลงของทรวงอกหรือ โดยการ

ใช้หูฟังของแพทย์ฟังเสียงหายใจของปอดและนับจำนวนการหายใจเข้าออกใน 1 นาที โดยปกติในคนทั่วไปอัตราการหายใจจะอยู่ที่ 12-16 ครั้งต่อนาที และวัดปริมาณอากาศที่หายใจเข้าออกในแต่ละครั้งด้วยอุปกรณ์ที่เรียกว่าสไปโรมิเตอร์(ประคอง และ วิทยา, 2013) ในช่วงเวลาไม่กี่ปีที่ผ่านมา นักวิจัยได้พยายามศึกษาวิจัยและพัฒนาเครื่องวัดอัตราการหายใจโดยใช้เซนเซอร์แบบต่าง ๆ เช่น ใช้แสงอินฟราเรดตรวจจับการเคลื่อนที่ขึ้นลงของลูกบอลขนาดเล็กในหลอดแก้วระหว่างการหายใจเข้าออก (Souvik Das., 2013) ใช้การวัดค่าอิมพีแดนซ์บริเวณทรวงอกที่เปลี่ยนแปลงขึ้นลงตามจังหวะการหายใจ (Amit K and Gupta., 2011) ใช้การวัดขนาดการขยายตัวของทรวงอก (Fabiola. 2012) ใช้การวัดความดันของอากาศที่เข้าออกจากรูจมูก (Madhurima and Deborshi. 2014) ใช้คลื่นอัลตราโซนิกวัดมุมเฟสที่เปลี่ยนแปลงไปขณะที่คลื่นผ่านอากาศที่หายใจออก (Philippe et al., 2014) ใช้การวัดปริมาณคาร์บอนไดออกไซด์ของอากาศที่ออกจากรูจมูก (Roy G. Soto et al., 2004) และคำนวณอัตราการหายใจผ่านการวัดปริมาณออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด (P Leonard et al., 2003) เป็นต้น

เครื่องวัดอัตราการหายใจที่กล่าวมาข้างต้นส่วนใหญ่จะพัฒนาขึ้นมาใช้ในการดูแลผู้ป่วยในสถานพยาบาล ซึ่งมีขนาดใหญ่และมีความซับซ้อน ยากแก่การใช้งาน ไม่เหมาะที่จะนำมาใช้ติดตามอัตราการหายใจในชีวิตประจำวัน ที่ผ่านมามีนักประดิษฐ์พยายามที่จะพัฒนาเครื่องวัดอัตราการหายใจแบบพกพา เช่น Devin และคณะ (2013) ได้จดสิทธิบัตรเครื่องวัดอัตราการหายใจแบบพกพาที่พวกเขาพัฒนาขึ้น โดยใช้วิธีประมวลผลจากสัญญาณ ECG และ PPG เข้าด้วยกันแล้วส่งไปแสดงผลที่จอภาพที่รัดติดอยู่กับต้นแขนหรือข้อมือ ดังตัวอย่างในรูปที่ 1.3



รูปที่ 1.3 ตัวอย่างสิ่งประดิษฐ์เครื่องวัดอัตราการหายใจแบบพกพา

ที่มา: Patent US8545417

แม้ว่าจะมีงานวิจัยยืนยันว่าวิธีการคำนวณอัตราการหายใจจากการใช้เทคนิคทางแสง ตรวจวัดการเปลี่ยนแปลงของการสูดฉีดโลหิตในเส้นเลือด (PPG) ควบคู่ไปกับการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) มีความถูกต้อง คลาดเคลื่อนไม่เกิน 1 BrPM (Hoilett et al, 2018) ก็ตาม แต่ก็มีความสลับซับซ้อน ไม่สะดวกแก่การใช้งาน ผู้วิจัยเห็นว่ายังมีช่องว่างและโอกาสในการพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาให้ใช้งานง่ายและมีราคาถูก จึงได้สืบค้นงานวิจัยที่เกี่ยวข้องในจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย พบว่ามีผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับเครื่องวัดอัตราการหายใจอยู่ 2 ชิ้น คือ การออกแบบและประดิษฐ์เครื่องวัดหัวใจแบบเหนียวนำ (พรทิพย์, นพ.ทยาต และ คณะ, 2010) ซึ่งนำมาใช้ตรวจติดตามผู้ป่วยที่มีภาวะหยุดหายใจขณะหลับในโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และ การออกแบบและประดิษฐ์เครื่องตรวจจับและแจ้งเตือนการหลับใน (มานะ, 2015) ที่ใช้สัญญาณการหายใจร่วมกับสัญญาณชีพอื่น ๆ มาใช้ตรวจและแจ้งเตือนผู้ขับขีรถยนต์และผู้ปฏิบัติงานในโรงงานซึ่งอาจเกิดอันตรายเนื่องจากการหลับในได้ ดังนั้น ผู้วิจัยคิดว่ามีความเป็นไปได้ที่จะทำการวิจัยต่อยอดเพื่อพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยให้สามารถติดตามอัตราการหายใจได้อย่างต่อเนื่อง ส่งเสียงเตือนเมื่อหายใจเร็วหรือช้าเกินไป หรือหยุดหายใจนานกว่า 10 วินาที และมีโปรแกรมที่จะฝึกการหายใจให้ถูกต้องและมีประสิทธิภาพ ทำให้เกิดสมาธิ จึงได้เสนอเป็นหัวข้อวิทยานิพนธ์ในครั้งนี้นี้ขึ้นมา

## 1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

- 1) เพื่อพัฒนาต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้เครื่องมือสร้างสรรค์ความคิดของ TRIZ
- 2) เพื่อทดสอบการใช้งานและทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นในกลุ่มผู้มีโอกาสเป็นโรคหยุดหายใจขณะหลับ
- 3) เพื่อศึกษาความเป็นไปได้ในการนำต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นไปใช้ประโยชน์ในเชิงพาณิชย์

## 1.3 ขอบเขตของการวิจัย

- 1) เป็นการวิจัยในเชิงวิศวกรรมเพื่อประยุกต์ใช้เทคโนโลยีในการพัฒนาต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา

- 2) ในการทดสอบการทำงานของต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาจะทดสอบในเชิงวิศวกรรม ไม่มีการทดลองในคนไข้หรือผู้ป่วย
- 3) ในการทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น จะใช้วิธีสัมภาษณ์กลุ่มลูกค้าเป้าหมาย และประเมินการยอมรับของกลุ่มลูกค้าเป้าหมายโดยใช้โมเดลการยอมรับเทคโนโลยี (TAM) กลุ่มตัวอย่างจะสุ่มจากประชากรไทยวัยผู้ใหญ่ซึ่งเป็นผู้มีโอกาสเกิดภาวะหยุดหายใจขณะหลับ

#### 1.4 ข้อจำกัดของการวิจัย

ด้วยข้อจำกัดทางงบประมาณ เวลา และเครื่องมือในการทดสอบ ต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่จะพัฒนาขึ้นในครั้งนี้จะเป็นต้นแบบที่ทำงานได้จริง (Works-like Prototype) ที่ทำขึ้นบนแผ่นวงจรพิมพ์โดยใช้อุปกรณ์และชิ้นส่วนที่มีจำหน่ายในท้องตลาด จะไม่รวมถึงการจัดทำเป็นไอซีเฉพาะงาน (Custom IC) หรือ Application-Specific Integrated Circuit (ASIC) และในการทดสอบจะทดสอบเบื้องต้นโดยผู้วิจัยเอง ไม่มีการทดสอบการใช้งานในคนหรือในเครื่องจำลองการหายใจ

#### 1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

การวิจัยครั้งนี้ก่อให้เกิดประโยชน์ทั้งในทางวิชาการและทางสังคมดังนี้

##### 1) ประโยชน์ในทางวิชาการ จะก่อให้เกิดประโยชน์ในทางวิชาการ ดังนี้

- 1.1) สามารถนำโมเดลการสร้างสรรคความคิดไปใช้ในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัยอื่น ๆ ได้
- 1.2) สนองนโยบายไทยแลนด์ 4.0 ในกลุ่มเทคโนโลยีและอุตสาหกรรมเป้าหมาย กลุ่มที่ 2 คือ กลุ่มสาธารณสุข สุขภาพ และเทคโนโลยีทางการแพทย์

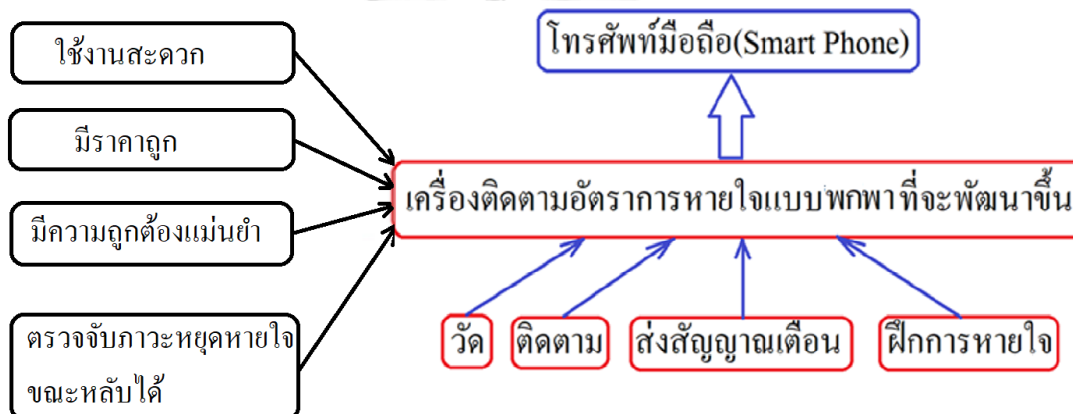
##### 2) ประโยชน์ในทางสังคม จะก่อให้เกิดประโยชน์ในทางสังคม ดังนี้

- 2.1) ประชาชนมีความตระหนักในเรื่องการดูแลสุขภาพกายและใจ โดยการควบคุมลมหายใจมากขึ้น

- 2.2) ประชาชนที่อยู่ในกลุ่มเสี่ยงที่จะเกิดโรคหยุดหายใจขณะหลับ สามารถหาซื้อเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นได้ในราคาถูกเพื่อนำไปใช้ทดสอบด้วยตนเองที่บ้าน เป็นการคัดกรองก่อนไปตรวจการนอนหลับที่โรงพยาบาล

#### 1.6 กรอบแนวคิดของต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา

ผู้วิจัยได้กำหนดกรอบแนวคิดของต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาดังรูปที่ 1.4 ซึ่งได้มาจากการทบทวนวรรณกรรมด้านเทคโนโลยีและด้านตลาดที่เกี่ยวข้องกับเครื่องติดตามอัตราการหายใจดังรายละเอียดที่ได้แสดงไว้ในบทที่ 2



รูปที่ 1.4 กรอบแนวคิดในการพัฒนาต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา

กรอบแนวคิดของเครื่องวัดอัตราการหายใจที่จะพัฒนาขึ้นในรูปที่ 1.4 นั้น ประกอบด้วยองค์ประกอบ 2 ด้านคือ ในด้านฟังก์ชันการทำงานของเครื่องจะมีการพัฒนาแอปพลิเคชันบนโทรศัพท์มือถือให้สามารถวัดและติดตามอัตราการหายใจได้ในระยะไกล มีการแจ้งเตือนผู้ใช้งานเมื่อเกิดการหายใจที่ผิดปกติ และ ยังมีฟังก์ชันฝึกการหายใจ ในด้านการตลาดจะคำนึงการใช้งานที่สะดวก มีราคาถูก มีความถูกต้องแม่นยำเมื่อเทียบกับอุปกรณ์มาตรฐานที่ใช้ตามโรงพยาบาล (ETCO<sub>2</sub>) และสามารถตรวจจับภาวะหยุดหายใจขณะหลับได้ โดยสามารถแสดงแนวคิดแต่ละองค์ประกอบและที่มาได้ดังตารางที่ 1.1

ตารางที่ 1.1 ที่มาของกรอบแนวคิดของเครื่องวัดอัตราการหายใจ

องค์ประกอบของแนวคิด	คำอธิบายแนวคิด	ที่มาของแนวคิด	
ฟังก์ชันการทำงานบนแอปพลิเคชันบนมือถือ	วัด	สามารถวัดได้แบบเรียลไทม์	Alexandros & Nikolaos, 2008
	ติดตาม	สามารถติดตามดูย้อนหลังได้	
	แจ้งเตือน	มีการแจ้งเตือนผู้ใช้งานเมื่อเกิดการหายใจที่ผิดปกติ	Dziewas, R et al., 2005
	ฝึกการหายใจ	มีโปรแกรมฝึกการหายใจให้ถูกต้อง	Elizabeth et al., 2010
การตลาด	ใช้งานที่สะดวก	สามารถพกพาและใช้งานได้สะดวก	Dziewas, R et al., 2005
	มีราคาถูก	มีราคาถูกกว่าเครื่อง ETCO2	
	มีความถูกต้องแม่นยำ	มีความถูกต้องแม่นยำเทียบเท่าเครื่อง ETCO2	Nagler, J., & Krauss, B., 2008
	ตรวจจับภาวะหยุดหายใจขณะหลับได้	สามารถใช้คัดกรองผู้ป่วยโรคหยุดหายใจขณะหลับด้วยตนเองที่บ้าน	Collop NA et al., 2011

### 1.7 แผนการดำเนินงานวิจัย

ผู้วิจัยได้จัดทำแผนการดำเนินงานวิจัยโดยกำหนดกรอบเวลาไว้ดังตารางที่ 1.2

ตารางที่ 1.2 แผนการดำเนินงานวิจัย

แผนงานวิจัย	2560	2561				2562				2563	
	Q4	Q1	Q2	Q3	Q4	Q1	Q2	Q3	Q4	Q1	Q2
1. ทบทวนวรรณกรรมและเอกสารที่เกี่ยวข้อง	→										
2. ศึกษากระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์			→								
3. พัฒนาโมเดลการสร้างสรรค์ความคิดในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัย				→							
4. พัฒนาด้านแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา			→								
5. ทดสอบความถูกต้องของต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา					→						
6. พัฒนาแอปพลิเคชันบนมือถือ						→					
7. ทดสอบความถูกต้องของแอปพลิเคชันบนมือถือ							→				



## บทที่ 2

### การทบทวนวรรณกรรม

ในบทที่ 2 นี้ จะเป็นการทบทวนวรรณกรรมโดยจะแบ่งเป็น 2 ส่วน คือ ด้านวิทยาศาสตร์ และด้านสังคมศาสตร์ โดยในส่วนของด้านวิทยาศาสตร์ จะทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องกับ เทคโนโลยีสวมใส่ อุปกรณ์สวมใส่/พกพาทางการแพทย์ ระบบการหายใจ เทคโนโลยีที่ใช้ในการ วัดอัตราการหายใจ ในส่วนของด้านสังคมศาสตร์จะทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องกับนวัตกรรม การพัฒนานวัตกรรม การวางแผนและพัฒนาผลิตภัณฑ์ การสร้างสรรค์ความคิด และการทดสอบ การยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น

#### 2.1 การทบทวนวรรณกรรมเกี่ยวกับการหายใจและเทคโนโลยีที่เกี่ยวข้อง

ในการทบทวนวรรณกรรมเกี่ยวกับการหายใจและเทคโนโลยีที่เกี่ยวข้องจะแยกเป็น 2 ส่วน คือ ปัญหาการหายใจ และ ปัญหาเครื่องวัดอัตราการหายใจ

##### -ปัญหาการหายใจ

##### 2.1.1 กลไกการหายใจและศูนย์ควบคุมการหายใจในคน

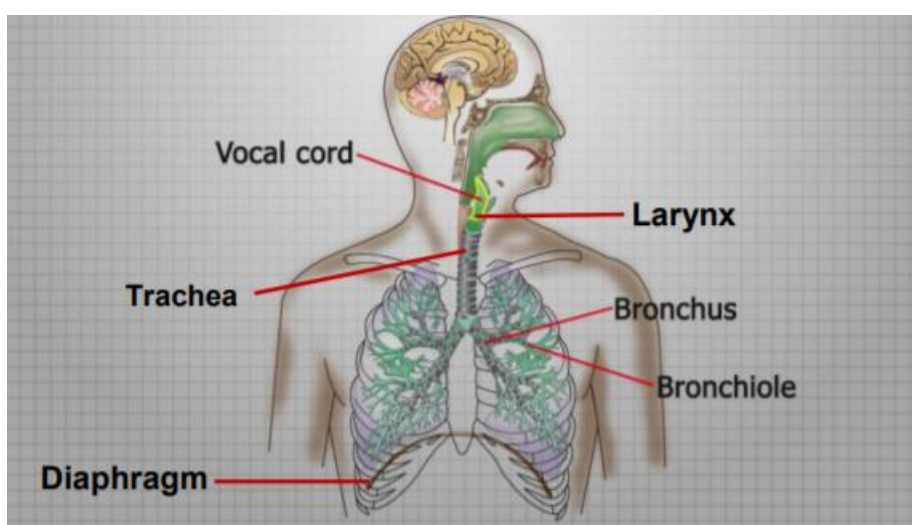
ระบบการหายใจแบ่งได้เป็น 2 ส่วน คือ

- 1) ส่วนที่เป็นทางผ่านของลมหายใจ ได้แก่ จมูก ปาก คอหอย หลอดเสียง หลอดลมใหญ่ (trachea) หลอดลมย่อย (bronchi) และ แขนงภายในปอดทั้งสองข้าง
  - 2) ส่วนที่ทำหน้าที่หายใจ คือทำการแลกเปลี่ยนก๊าซออกซิเจนในอากาศหายใจ กับ คาร์บอน ไดออกไซด์ในเลือด ได้แก่ ถุงลมซึ่งอยู่ภายในปอด
- ที่มา : สารานุกรมไทยสำหรับเยาวชน ฯ เล่ม 8 เรื่องที่ 2 ลิขสิทธิ์เป็นของพระบาทสมเด็จพระเจ้าอยู่หัว

เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่จะพัฒนาขึ้นนั้นส่วนหนึ่งมุ่งในเรื่องการฝึกผู้ใช้ ให้สามารถควบคุมอัตราการหายใจให้อยู่ในระดับที่ถูกต้องเหมาะสม ปัญหาคือการหายใจของคนเรานั้นสามารถถูกควบคุมได้มากนักน้อยเพียงใด จึงต้องมาทำความเข้าใจกับระบบการหายใจของคนเราก่อน รองศาสตราจารย์ ดร. ประคอง ตั้งประพทฐิ์กุล และ รองศาสตราจารย์ ดร. วิทยา ยศ ยิงยวด (2013) ได้บรรยายถึงกลไกการหายใจและศูนย์ควบคุมการหายใจในคู่มือสื่อการสอน วิชาชีววิทยาว่าระบบหายใจของเราทำหน้าที่นำออกซิเจนเข้าไป และขับคาร์บอน ไดออกไซด์ ออกมา โดยได้กล่าวถึงกลไกการหายใจและศูนย์ควบคุมการหายใจไว้ดังนี้



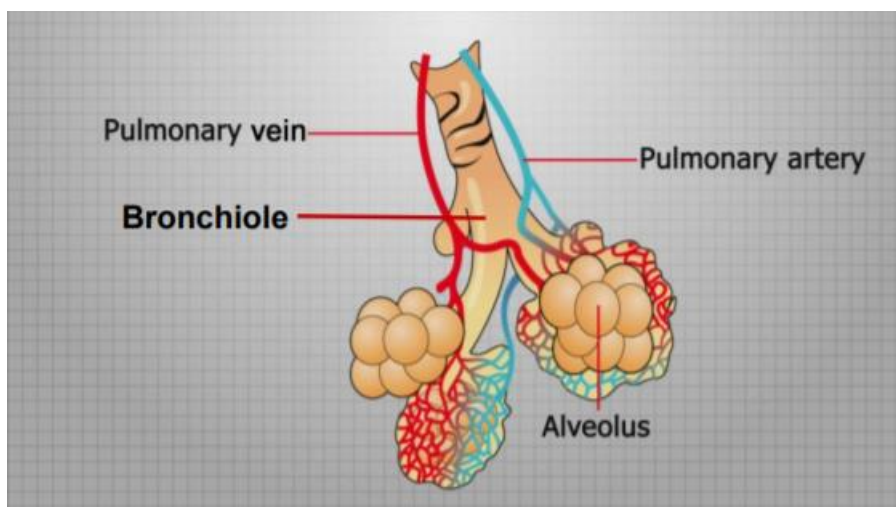
อากาศจากภายนอกเข้าทางช่องจมูก (nostril) เข้าสู่โพรงจมูก (nasal cavity) ต่อลงสู่คอหอย (pharynx) ซึ่งเป็นทางผ่านร่วมของทั้งอากาศและอาหาร เข้าสู่กล่องเสียง (larynx) ที่กล่องเสียงมีอวัยวะที่ทำหน้าที่ในการปิดเปิดกล่องเสียงเรียกว่าเอพิกลอทติส (epiglottis) ป้องกันไม่ให้อาหารตกลงสู่หลอดลม ถ้าไม่มีการกลืนอาหาร เอพิกลอทติส จะเปิดให้อากาศผ่านกล่องเสียง เข้าสู่หลอดลมใหญ่ (trachea) ซึ่งเป็นอวัยวะที่มีผนังหุ้มแกนวงกระดูกอ่อน เปิดเป็นช่องให้อากาศผ่านได้ตลอดเวลา จากท่อลมแยกเป็นหลอดลมย่อย (bronchi) เข้าปอดซ้ายและขวา แล้วแตกแขนงย่อยออกเป็นหลอดลมฝอย (bronchiole) ดังรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 ตำแหน่งของสายเสียงที่อยู่ในกล่องเสียง ท่อลมและท่อลมฝอยในปอด

ที่มา : ประคอง และ วิทยา, 2013

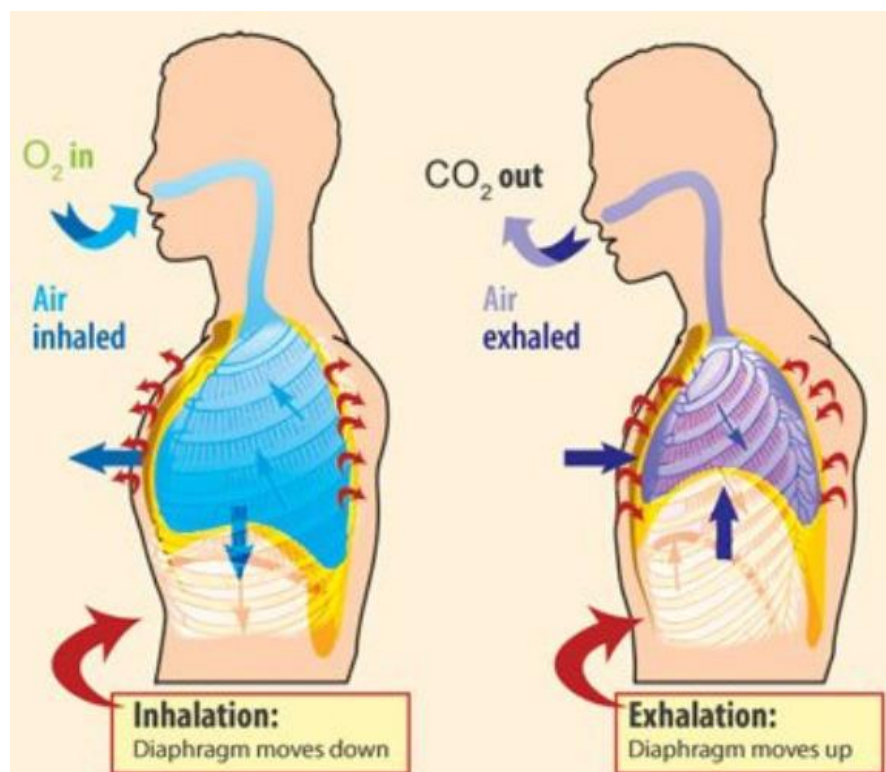
หลอดลมฝอยภายในปอดจะแตกแขนงออกเป็นแขนงเล็ก ๆ ปลายแขนงที่เล็กสุดจะมีลักษณะเป็นถุงลม (alveolus) ซึ่งมีผนังบาง ทำหน้าที่แลกเปลี่ยนก๊าซกับหลอดเลือดฝอยที่อยู่บนเซลล์ผนังที่ล้อมรอบ ซึ่งมีทั้งแขนงของหลอดเลือดดำ (pulmonary artery) และ หลอดเลือดแดง (pulmonary vein) มาแตกแขนงเป็นหลอดเลือดฝอย (capillaries) อยู่ โดยที่พูลโมนารี-อาร์เทอร์ซึ่งนำเลือดที่ขาดออกซิเจนเพื่อแลกเปลี่ยนก๊าซออกซิเจน แล้วนำเลือดที่มีออกซิเจนสูงกลับไปหัวใจทางหลอดเลือดพูลโมนารี-เวน ดังรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 ถุงลม พร้อมทั้งหลอดเลือด pulmonary artery และ pulmonary vein

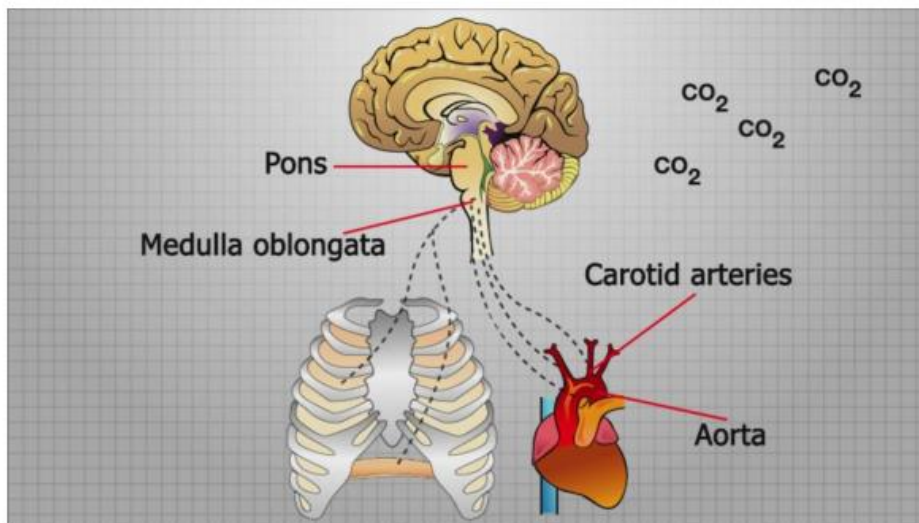
ที่มา : ประคอง และ วิทยา, 2013

การหายใจหรือ breathing คือ อากาศเข้าและออกจากปอดของคนเรา เกิดขึ้นจากความดันที่แตกต่างกันระหว่างความดันอากาศภายในปอดกับความดันของอากาศภายนอก เมื่อหายใจเข้าในภาวะปกติ กล้ามเนื้อหายใจ ได้แก่ กล้ามเนื้อที่ยึดอยู่กับกระดูกซี่โครงจะหดตัว ยกกระดูกซี่โครงขึ้น และกล้ามเนื้อกะบังลม (diaphragm) จะหดตัว ดึงแผ่นกะบังลมลงข้างล่าง ทรวงอกจะขยายตัวออก ปริมาตรของช่องอกเพิ่มขึ้น ความดันอากาศในช่องอกลดลง อากาศในปอดจะดันปอดให้ขยายออก ดึงอากาศจากภายนอกสู่ปอด ดังรูปที่ 2.3 ก. เมื่อกล้ามเนื้อทั้ง 2 ชุดคลายตัว กระดูกซี่โครงกลับสู่ระดับปกติและแผ่นกะบังลมจะโค้งขึ้นกลับเข้าสู่ช่องอก ทำให้ปริมาตรภายในช่องอกลดลง มีผลให้ความดันในช่องอกสูงขึ้น ทำให้ปอดให้แฟบลง ทำ ความดันอากาศออกสู่ภายนอก เป็นการหายใจออก ดังรูปที่ 2.3 ข.



รูปที่ 2.3 กลไกการหายใจ ก. ขณะเมื่อหายใจเข้า ข. ขณะเมื่อหายใจออก  
ที่มา : Abbie Fish, 2017

การควบคุมการหายใจมีระบบประสาทเป็นตัวควบคุมการหายใจ ซึ่งมี 2 แบบคือ แบบที่ 1 เป็นแบบอัตโนมัติ โดยมีศูนย์ควบคุมอยู่ที่สมองส่วน เมดัลลาออบ-ลองกาตา (medulla oblongata) และ พอนส์ (pons) โดยกระแสประสาทจากเมดัลลา-ออบลองกาตา ลงมากระตุ้นให้กล้ามเนื้อยึดกระดูกซี่โครง และกล้ามเนื้อกะบังลมเกิดการหดตัว ทำให้เกิดการหายใจเข้า และเมื่อกกล้ามเนื้อทั้งสองเกิดการคลายตัว จะทำให้เกิดการหายใจออก ในภาวะปกติเราจะหายใจเข้าออกประมาณนาทีละ 12 – 16 ครั้ง และสมองส่วนพอนส์จะคอยกำกับให้เกิดการหายใจเข้าออกสลับกันไปเป็นจังหวะสม่ำเสมอทั้งเวลาหลับและตื่น เมื่อเราออกกำลังกาย ปริมาณคาร์บอนไดออกไซด์ในเลือดและในของเหลวในสมองและไขสันหลังจะเพิ่มขึ้น เกิดความเป็นกรดมากขึ้น หรือ pH ลดลง ภาวะดังกล่าวจะไปกระตุ้นสมองส่วน เมดัลลาออบ-ลองกาตา ให้เพิ่มทั้งอัตราการหายใจและความลึกของการหายใจด้วย ปริมาณคาร์บอนไดออกไซด์ที่เพิ่มขึ้น นอกจากจะไปทำให้สมองส่วนเมดัลลา-ออบลองกาตากระตุ้นอัตราการหายใจแล้ว ยังไปกระตุ้นตัวรับที่ผนังหลอดเลือดใหญ่ เอออร์ตา (aorta) และหลอดเลือดคอติค-อาร์เทอร์รี่ (carotid arteries) ให้ส่งกระแสประสาทไปยังสมองส่วน เมดัลลา-ออบลองกาตาเพื่อกระตุ้นให้เพิ่มอัตราและความลึกของการหายใจได้อีกทางหนึ่งด้วยดังรูปที่ 2.4

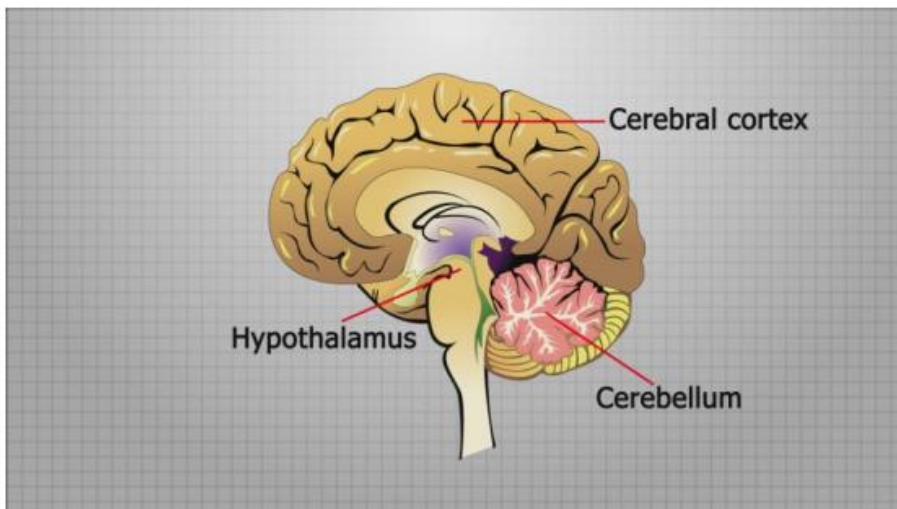


รูปที่ 2.4 ศูนย์ควบคุมการหายใจที่สมอง

ที่มา : ประคอง และ วิทยา, 2013




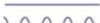





ปริมาณออกซิเจนในเลือดที่ต่ำมาก ๆ ก็เป็นสาเหตุให้เกิดการกระตุ้นตัวรับที่ผนังหลอดเลือดทั้งสอง ให้ส่งกระแสประสาทไปกระตุ้นสมองส่วนเมดัลลา-ออบลองกาตาให้เพิ่มอัตราการหายใจได้เช่นกัน เช่น ในกรณีของนักไต่เขา

การควบคุมการหายใจแบบที่ 2 เป็นการควบคุมภายใต้อำนาจจิตใจ โดยสมองส่วนซีรีบรัมคอร์เทกซ์ (cerebral cortex) ไฮโปทาลามัส (hypothalamus) และ ซีรีบรัม (cerebellum) ดังรูปที่ 2.5 จะควบคุมให้เราสามารถปรับการหายใจให้เหมาะสมกับพฤติกรรมต่าง ๆ ของร่างกาย เช่น การพูด การเป่าแตร การว่ายน้ำ การร้องเพลง การดำน้ำ หรือการกลั้นหายใจ ซึ่งการควบคุมดังกล่าว เราสามารถจะควบคุมได้ในระดับหนึ่ง ทั้งนี้ ขึ้นอยู่กับการหมั่นสังเกตติดตามและฝึกฝนให้ถูกต้องเหมาะสม



รูปที่ 2.5 บริเวณสมองที่ควบคุมการหายใจภายใต้อำนาจจิตใจ  
ที่มา : ประคอง และ วิทยา, 2013

การหายใจที่อยู่ในสภาวะปกติมักหายใจได้สะดวก ไม่ต้องใช้แรงมาก ไม่มีเสียงและไม่รู้สึกเจ็บปวด แต่ลักษณะของการหายใจที่ผิดปกตินั้นต้องพยายามออกแรงในการหายใจมากขึ้น การหายใจที่ผิดปกติ มักมีสาเหตุมาจากสภาพร่างกายและจิตใจ เช่น ไม่สบาย เป็นหวัด ปอดบวม หรือ มีความรู้สึกวิตกกังวล (Worry) ตื่นตระหนก(Panics) ฝันร้าย (Nightmare) หรือ เกิดความเครียด (Stress) เป็นต้น ซึ่งจะหายใจเป็นปกติได้เอง แต่ในรายที่มีภาวะหยุดหายใจนั้น อาจมีอันตรายถึงชีวิตได้ ดังตัวอย่างลักษณะการหายใจแบบต่าง ๆ และสาเหตุในรูปที่ 2.6

Table 2-2 BREATHING PATTERNS			
Condition	Description	Causes	Measurement Technology
	Eupnea	Normal breathing rate and pattern	NPT, Thermistor
	Tachypnea	Increased respiratory rate	Fever, anxiety, exercise, shock NPT, Thermistor
	Bradypnea	Decreased respiratory rate	Sleep, drugs, metabolic disorder, head injury, stroke NPT, Thermistor
	Apnea	Absence of breathing	Deceased patient, head injury, stroke NPT, Thermistor, Tracheal Sound Sensor
	Hyperpnea	Normal rate, but deep respirations	Emotional stress, diabetic ketoacidosis NPT, Thermistor
	Cheyne-Stokes	Gradual increases and decreases in respirations with periods of apnea	Increasing intracranial pressure, brain stem injury Respiratory Inductance Plethysmography
	Biot's	Rapid, deep respirations (gasps) with short pauses between sets	Spinal meningitis, many CNS causes, head injury Respiratory Inductance Plethysmography
	Kussmaul's	Tachypnea and hyperpnea	Renal failure, metabolic acidosis, diabetic ketoacidosis Respiratory Inductance Plethysmography
	Apneustic	Prolonged inspiratory phase with shortened expiratory phase	Lesion in brain stem Respiratory Inductance Plethysmography

รูปที่ 2.6 ตัวอย่างลักษณะการหายใจแบบต่าง ๆ สาเหตุ และเทคโนโลยีการวัด

ที่มา : ดัดแปลงจาก <https://mynotes4usmle.tumblr.com/post/78446501384/usmleaid-breathing-patterns-their-causes>

จากรูปที่ 2.6 สามารถสรุปรูปแบบการหายใจและสาเหตุได้ดังนี้

- 1) Eupnea คือ การหายใจปกติ หรือเรียกว่า quiet breathing เป็นการหายใจตามปกติ ที่มีวงจรการหายใจเข้าและการหายใจออกติดต่อกันอยู่ตลอดเวลา ระยะเวลาของการหายใจออกจะนานเป็น 1.2 เท่าของระยะเวลาการหายใจเข้า
- 2) Tachypnea คือ การหายใจเร็ว เป็นการหายใจที่มีอัตราการหายใจเพิ่มขึ้นจากปกติ มีสาเหตุมาจากเป็นไข้ กังวล ออกกำลังกาย หรือ เกิดอาการช็อค
- 3) Bradypnea คือ การหายใจช้า อัตราการหายใจที่ช้ากว่าปกติ เกิดจากความผิดปกติทางสมอง เช่น ศูนย์ควบคุมการหายใจในสมองถูกกดด้วยฤทธิ์ของยานอนหลับ ทำให้หายใจช้าลงจนอาจหยุดหายใจ
- 4) Sleep Apnea คือ ภาวะการหยุดหายใจขณะหลับซึ่งกินเวลาเท่ากับหรือนานกว่า 10 วินาที มีสาเหตุได้ 2 ลักษณะคือ สาเหตุจากการอุดกั้นในทางเดินหายใจและสาเหตุจากความผิดปกติของศูนย์ควบคุมการหายใจในสมอง
- 5) Hyperpnea คือการหายใจที่แรงกว่าปกติ หรือทั้งแรงและเร็วกว่าปกติ เกิดจากอารมณ์ที่มีความเครียด
- 6) Cheyne-Stokes Breathing เป็นการหายใจที่ไม่สม่ำเสมอ ทั้งอัตราและ ความถี่ลึก สลับกับการหยุดหายใจ จะเริ่มต้นโดยการหายใจตื้นๆและค่อยๆ เพิ่มความลึกขึ้นจนแรงสุด แล้วค่อยๆ ลดลงๆ จนหยุดหายใจใหม่ พบในกรณีที่ศูนย์ควบคุมการหายใจถูกกด เช่น ขาดเลือดไปเลี้ยง ได้รับพิษจากยาบางชนิด
- 7) Biot Breathing เป็นการหายใจที่มีอาการอ้าปากหายใจหอบแรงอย่างสม่ำเสมอสลับกับการเกิดภาวะหยุดหายใจ
- 8) Kussmaul Breathing มีการหายใจลึกและเร็ว เป็นผลจากการกระตุ้นของศูนย์ควบคุมการหายใจ
- 9) Apneustic Breathing เกิดการหายใจหยุดค้างในท่าหายใจเข้าเป็นระยะเวลานาน สลับกับการหายใจออกเป็นระยะเวลาสั้นๆ สาเหตุจากศูนย์ควบคุมการหายใจได้รับความกระทบกระเทือน

ที่มา : สรุปรูปจาก <http://physiology.md.chula.ac.th/index.php/component/phocadownload/category/2-2556> และ <https://www.facebook.com/Orscrubnurse/posts/850599261762586/>

ในการวัดรูปแบบการหายใจของการหายใจปกติ การหายใจเร็ว การหายใจช้า ภาวะหยุดหายใจ หรือ การหายใจที่แรงและเร็วกว่าปกติ นั้น โดยทั่วไปจะวัดจากลมหายใจเข้าออก (Air flow) จากทางจมูกและ/หรือปากโดยมีเทคโนโลยีที่นิยมใช้คือ ใช้การวัดความดันของลมหายใจเข้าออกที่

เปลี่ยนไปด้วยตัวตรวจวัดความดันของลมหายใจจากกรูจุมุก (Nasal Pressure Transducer หรือ NPT) หรือ ใช้วิธีวัดอุณหภูมิของลมหายใจเข้าออกที่เปลี่ยนไปด้วยเซนเซอร์วัดอุณหภูมิ (Thermal Sensor) ซึ่งส่วนใหญ่ จะใช้เซนเซอร์วัดอุณหภูมิที่มาจากสารกึ่งตัวนำที่มีชื่อว่า Thermistor ซึ่งสามารถใช้งานได้ถูกต้องแม่นยำพอกัน แต่ในขณะที่เกิดการหายใจแผ่วเนื่องจากการอุดกั้นของทางเดินหายใจส่วนบน Nasal Pressure Transducer จะตรวจวัดได้ถูกต้องมากกว่า Thermistor เนื่องจากลักษณะสมบัติที่ไม่เชิงเส้น (Non-linear) ของ Thermistor ทำให้การวัดผิดพลาดไป (Budhiraja et al., 2005)

ในกรณีของการเกิดภาวะหยุดหายใจ (apnea) ทั้งเทคโนโลยี Nasal Pressure Transducer และเทคโนโลยี Thermistor สามารถตรวจวัดได้ถูกต้องแม่นยำพอกัน นอกจากนี้ ยังสามารถใช้เทคโนโลยีของเซนเซอร์เสียงหายใจที่หลอดลม (Tracheal Sound Sensor) ตรวจวัดการเกิดภาวะหยุดหายใจได้ถูกต้องแม่นยำเช่นกัน (AbdelKebir Sabil et al., 2019)

สำหรับรูปแบบการหายใจที่ผิดปกติในลักษณะของ Cheyne-Stokes Breathing, Biot Breathing, Kussmaul Breathing และ Apneustic Breathing นั้น ส่วนใหญ่จะเกิดจากศูนย์ควบคุมการหายใจทำงานผิดปกติ ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทั้งรูปแบบการหายใจและปริมาตรของอากาศที่หายใจเข้าออกในแต่ละครั้ง (Tidal Volume) ในการตรวจวัดเพื่อการวินิจฉัยจึงนิยมใช้เทคโนโลยีของการวัดค่าอินดักแตนซ์ของขดลวดที่ติดอยู่บนสายรัดทรวงอกและรอบเอว (Respiratory Inductance Plethysmography หรือ RIP) ซึ่งสามารถวัดได้ทั้งรูปแบบการหายใจและปริมาตรอากาศที่หายใจเข้าออก (George Yuan, et al., 2013)

งานวิจัยนี้มุ่งที่จะพัฒนาต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจโดยมีวัตถุประสงค์อยู่ที่การตรวจจับการเกิดภาวะหยุดหายใจขณะหลับ (Sleep Apnea) เป็นหลัก โดยมีฟังก์ชันวัดและติดตามอัตราการหายใจและมีการแจ้งเตือนผู้ใช้งานเมื่อเกิดการหายใจที่ผิดปกติ (เร็วเกินไปหรือช้าเกินไป หรือหยุดการหายใจ) ตามที่กำหนดไว้ในกรอบแนวคิดในหัวข้อที่ 1.6 สำหรับการหายใจที่ผิดปกติในลักษณะของ Cheyne-Stokes Breathing, Biot Breathing, Kussmaul Breathing และ Apneustic Breathing นั้น จะอยู่นอกขอบเขตของการวิจัยนี้

### 2.1.2 ภาวะหยุดหายใจขณะหลับ (Sleep Apnea)

ภาวะหยุดหายใจขณะหลับแบ่งได้เป็น 2 ประเภท คือ ภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการที่สมองส่วนกลางหยุดสั่งการทำงานของกล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้องกับการหายใจ (Central Sleep Apnea) และภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นของทางเดินหายใจส่วนบน (Obstructive Sleep Apnea, OSA) ภาวะหยุดหายใจขณะหลับส่วนใหญ่จะมาจากการอุดกั้นซึ่งก่อให้เกิดความสูญเสียในชีวิตและทรัพย์สินจำนวนมาก จากเอกสารคำแนะนำสำหรับการวินิจฉัยและการดูแลรักษาภาวะ

หยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นในประเทศไทยสำหรับผู้ใหญ่ พ.ศ. 2561 ของสมาคมโรคจากการหลับแห่งประเทศไทยได้ให้ความหมายของภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นไว้ดังนี้

ภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นเป็นภาวะการหย่อนตัวของกล้ามเนื้อทางเดินหายใจส่วนต้นขณะหลับ ทำให้ทางเดินหายใจส่วนต้นยุบตัวตีบแคบลง ส่งผลให้ลมหายใจผ่านได้น้อยกว่าปกติ หรือไม่สามารถผ่านเข้าออกได้ แม้จะใช้แรงในการหายใจเพิ่มมากขึ้น เหตุการณ์ดังกล่าวทำให้เกิดภาวะพร่องออกซิเจน และเกิดภาวะคาร์บอนไดออกไซด์คั่งในเลือด เมื่อถึงระดับหนึ่งร่างกายจะมีกลไกการป้องกันตนเองด้วยการทำให้สมองเกิดการตื่นตัว (arousal) เพื่อให้กล้ามเนื้อทางเดินหายใจส่วนต้นกลับมาตึงตัวเพื่อเปิดทางเดินหายใจให้กว้างขึ้นเพียงพอที่จะหายใจใหม่ได้อีกครั้ง เหตุการณ์ดังกล่าวจะเกิดขึ้นเป็นระยะ ๆ ครั้งแล้วครั้งเล่า ส่งผลให้เกิดการตื่นตัวของสมองเป็นระยะ ทำให้ไม่สามารถนอนหลับได้ตามปกติ ผู้ป่วยจึงมักมีอาการคล้ายคนนอนจนถึงแม้จะได้นอนหลับแล้วอย่างเต็มที่ แต่กลับรู้สึกไม่สดชื่นหรือปวดศีรษะหลังตื่นนอน มีอาการง่วงนอนมากผิดปกติในเวลากลางวัน อารมณ์ฉุนเฉียวหงุดหงิดง่าย สมาธิความจำ สมรรถภาพการทำงานถดถอย นอกจากนี้อาจเพิ่มความเสี่ยงในการเกิดอุบัติเหตุจากยานพาหนะ หรืออุบัติเหตุจากการทำงานโดยเฉพาะอย่างยิ่งอาชีพที่เกี่ยวข้องกับเครื่องจักรกล และที่สำคัญภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นยังส่งผลให้เกิดภาวะแทรกซ้อนทางระบบหัวใจและหลอดเลือดต่าง ๆ อีกมากมาย ได้แก่ โรคความดันโลหิตสูง โรคเส้นเลือดหัวใจ ภาวะหัวใจวาย ภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ โรคเส้นเลือดสมอง ภาวะความดันหลอดเลือดปอดสูง รวมไปถึงการเปลี่ยนแปลงทางระบบเมตาบอลิซึม เช่น กลุ่มอาการอ้วนลงพุง

จากการศึกษาทางระบาดวิทยาของภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นพบว่า ถ้าใช้เกณฑ์ในการวินิจฉัยที่  $AHI \geq 5$  ครั้ง/ชั่วโมงดังตารางที่ 2.1 จะพบความชุกของภาวะดังกล่าวในประเทศไทยวัยกลางคนเฉลี่ยอยู่ที่ร้อยละ 11.4 โดยจะเป็นในเพศชายมากกว่าเพศหญิง คือร้อยละ 15.4 ในเพศชาย และร้อยละ 6.3 ในเพศหญิง (Neruntarat, C., & Chantapant, S., 2010) ซึ่งตัวเลขดังกล่าวใกล้เคียงกับรายงานการศึกษาวิกฤตการณ์ทางเศรษฐกิจของภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นของสถาบันโรคจากการหลับแห่งประเทศไทย (AASM, 2016) ความร้ายแรงของโรคหยุดหายใจขณะหลับมีตัวเลขโดยเฉลี่ยอยู่ที่ 12 % มีตัวอย่างให้เห็นจากกรณีของ Carrie Fisher ผู้แสดงนำฝ่ายหญิงในภาพยนตร์เรื่อง Star war ซึ่งเกิดอาการหัวใจหยุดเต้นเฉียบพลันระหว่างเดินทางโดยเครื่องบินจาก London มา Los Angeles หลังการเสียชีวิต เธอได้รับการวินิจฉัยว่าสาเหตุมาจากภาวะหยุดหายใจขณะหลับ ตามรูปที่ 2.7 ซึ่งก่อนหน้านั้นเธอไม่เคยได้รับการวินิจฉัยมาก่อน



## Yes, you can die from sleep apnea. Carrie Fisher did.

21  
Jun

Posted by: [sleepapnea.org](#) Category: News, Uncategorized

87 Comments

f Share

Tweet


in Share

Share

✉

←

News of the official cause of death of iconic Star Wars actress Carrie Fisher (Princess/General Leia) has swept the Internet, leaving open many unanswered questions. The headlines suggesting Fisher's death at age 60 was caused by **obstructive sleep apnea (OSA)** are giving many people reason to pause.



Can you actually die from sleep apnea? [The short answer: Yes.]

### รูปที่ 2.7 ตัวอย่างการเสียชีวิตจากภาวะหยุดหายใจขณะหลับ

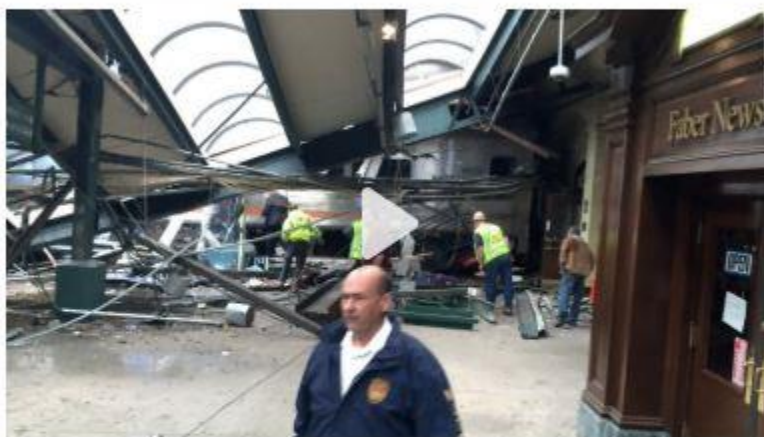
ที่มา : <https://www.sleepapnea.org/carrie-fisher-yes-you-can-die-from-sleep-apnea/>

นอกจากนี้ ความสูญเสียในชีวิตและทรัพย์สินจากการทำงานหรือการใช้นานพาหนะอันมีสาเหตุเนื่องมาจากภาวะหยุดหายใจขณะหลับก็เป็นต้นทุนหรือภาระทางเศรษฐกิจที่สูง (AASM, 2016) ดังตัวอย่างเหตุการณ์พนักงานขับรถไฟของ New Jersey Transit ขับรถไฟพุ่งชนสถานีปลายทางเสียหายยับเยิน มีผู้เสียชีวิต 1 รายและผู้บาดเจ็บอีกนับร้อยตามรูปที่ 2.8 โดยภายหลังเกิดอุบัติเหตุ พนักงานขับรถไฟได้รับการวินิจฉัยว่ามีภาวะหยุดหายใจขณะหลับ ซึ่งก่อนหน้านั้นไม่เคยได้รับการตรวจวินิจฉัยมาก่อน

## NJ train engineer in crash undiagnosed sleep apnea

By **Rene Marsh** and David Shortell, CNN

🕒 Updated 1805 GMT (0205 HKT) November 17, 2016



Eyewitnesses recount train crash horror 01:34

### Story highlights

The September crash killed one and injured more than 100

The diagnosis doesn't necessarily mean the disorder caused the crash, according to an NTSB source

**New York (CNN)** — The New Jersey Transit engineer involved in the fatal train crash in September was diagnosed post-accident with sleep apnea, according to his lawyer and an official with the National Transportation Safety Review Board.

รูปที่ 2.8 ตัวอย่างอุบัติเหตุอันเนื่องมาจากภาวะหยุดหายใจขณะหลับ

ที่มา : <https://edition.cnn.com/2016/11/17/us/njt-engineer-sleep-apnea/index.html>

ในประเทศไทยก็มีอุบัติเหตุจากการทำงานและการใช้ยานพาหนะอยู่บ่อยครั้ง นำมาซึ่งการสูญเสียในชีวิตและทรัพย์สินจำนวนมากโดยไม่ได้มีการตรวจสอบให้ลึกลงไปว่ามีสาเหตุมาจากการนอนน้อยเนื่องจากเป็นโรคหยุดหายใจขณะหลับหรือไม่ ถ้าผู้เกี่ยวข้องมีความตระหนักในเรื่องผลที่จะเกิดขึ้นจากภาวะหยุดหายใจขณะหลับและมีการตรวจวินิจฉัยคัดกรองผู้ที่มีความเสี่ยงมาทำการบำบัดรักษา คงจะช่วยลดการสูญเสียในชีวิตและทรัพย์สินซึ่งเป็นต้นทุนหรือภาระทางเศรษฐกิจได้เป็นจำนวนมาก สิ่งหนึ่งที่จะนำมาใช้ประโยชน์ได้คือเครื่องติดตามอัตราการหายใจเพื่อตรวจสอบว่าผู้ป่วยมีภาวะหยุดหายใจขณะหลับบ่อยครั้งเพียงใด หากมีภาวะหยุดหายใจขณะหลับมากครั้งเกินกว่าค่ามาตรฐาน จำเป็นที่จะต้องได้รับการบำบัดรักษา (Collop NA et al., 2007)

### 2.1.3 คำนวณการหยุดหายใจขณะหลับและการหายใจแผ่ว (Apnea-Hypopnea Index)

Apnea-Hypopnea Index หมายถึง คำนวณการหยุดหายใจและหายใจแผ่ววัดเป็นจำนวนครั้งใน 1 ชั่วโมง ใช้เป็นตัวบ่งชี้ความรุนแรงของภาวะหยุดหายใจขณะหลับ อาการของภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นและการหายใจแผ่ว สถาบันโรคจากการหลับแห่งประเทศสหรัฐอเมริกา (AASM, 1999) ได้กำหนดไว้ว่าจะต้องสอดคล้องกับหลักเกณฑ์ข้อ 1 หรือ ข้อ 2 พร้อมด้วยหลักเกณฑ์ข้อ 3 ดังต่อไปนี้

- 1) ระดับการหายใจตกลงมากกว่า 50% ของค่าขนาดปกติที่วัดระหว่างนอนหลับ ค่าขนาดปกตินิยามโดยใช้ค่าเฉลี่ยของขนาดการหายใจที่นิ่งในช่วงเวลา 2 นาทีก่อนที่จะเกิดอาการ (ในกรณีของผู้ที่มีรูปแบบการหายใจที่นิ่งระหว่างนอนหลับ) หรือใช้ค่าเฉลี่ยของค่าขนาดสูงสุด 3 ค่าในเวลา 2 นาทีก่อนเกิดอาการ (ในกรณีของผู้ที่มีรูปแบบการหายใจไม่นิ่ง)
- 2) ระดับการหายใจตกลงมาอย่างเด่นชัดจากค่าขนาดปกติที่วัดระหว่างนอนหลับ ซึ่งไม่ถึงหลักเกณฑ์ตามข้อ 1 แต่มีอาการเกิดขึ้นพร้อมกับการลดลงของความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดมากกว่า 3% หรือเกิดขึ้นพร้อมกับการตื่นตัวของสมอง (Arousal)
- 3) อาการเกิดขึ้นนานเท่ากับหรือมากกว่า 10 วินาที

ต่อมา สถาบันโรคจากการหลับแห่งประเทศอเมริกา (AASM, 2007) ได้มีการทบทวนและกำหนดเกณฑ์ของ Apnea และ Hypopnea ใหม่ดังนี้

- 1) Apnea หรือการหยุดหายใจ คือภาวะที่ไม่มีอากาศผ่านเข้าออก หรือลมหายใจลดลงอย่างน้อยร้อยละ 90 ของปกติ เป็นเวลานานอย่างน้อย 10 วินาที
- 2) Hypopnea หรือการหายใจแผ่ว อาจใช้เกณฑ์ข้อใดข้อหนึ่งดังนี้
  - a) เกณฑ์ที่แนะนำคือภาวะที่ลมหายใจแผ่วลดลงอย่างน้อยร้อยละ 30 ของปกติเป็นเวลานานอย่างน้อย 10 วินาที ร่วมกับการลดลงของค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนอย่างน้อยร้อยละ 3 หรือร่วมกับการตื่นตัวของสมอง
  - b) เกณฑ์ที่ยอมรับได้ คือ ภาวะที่ลมหายใจแผ่วลดลงอย่างน้อยร้อยละ 30 ของปกติ เป็นเวลานานอย่างน้อย 10 วินาที ร่วมกับการลดลงของค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนอย่างน้อยร้อยละ 4

ค่าดัชนีการหยุดหายใจขณะหลับและการหายใจแผ่ว (Apnea-Hypopnea Index, AHI) นิยามเป็นจำนวนครั้งที่เกิด Apnea และ Hypopnea ต่อ จำนวนชั่วโมงการนอนหลับ

ในการวินิจฉัยว่ามีความรุนแรงของภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นมากน้อยเพียงใดนั้นจะใช้ดัชนี AHI (Apnea-Hypopnea Index) ดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 ความรุนแรงของภาวะหยุดหายใจขณะหลับแยกตามค่า AHI

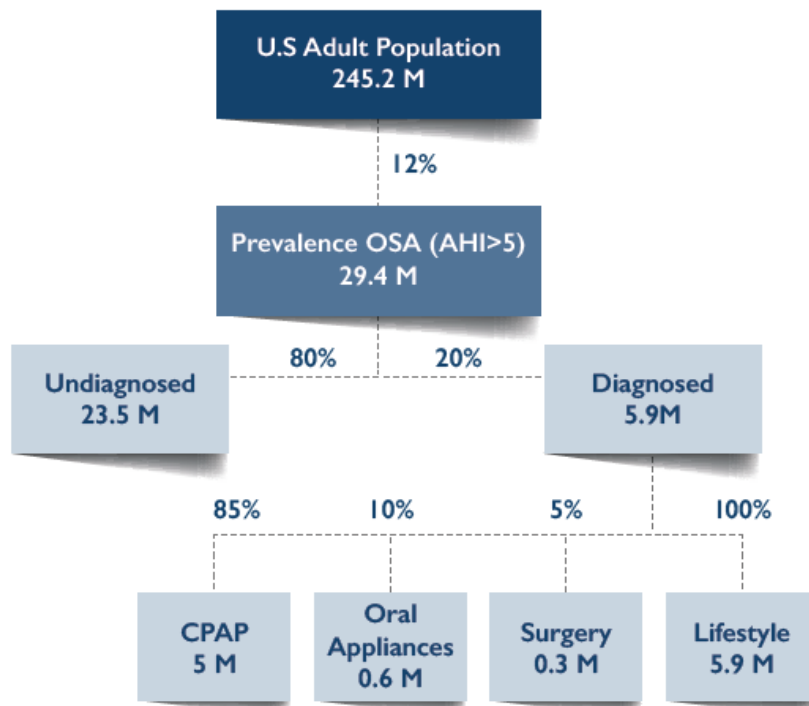
ที่มา : AASM, 1999

ดัชนี AHI (Apnea-Hypopnea Index)	ความรุนแรงของภาวะหยุดหายใจ
$AHI < 5$	ปกติ
$5 \leq AHI < 15$	รุนแรงน้อย
$15 \leq AHI < 30$	รุนแรงปานกลาง
$30 \leq AHI$	รุนแรงมาก

การที่นิยามของ Hypopnea แตกต่างกันไปแล้วแต่มาตรฐานที่ใช้ ทำให้ค่า AHI ที่ได้จากการทดสอบในผู้ป่วยมีค่าแตกต่างกันไปขึ้นกับมาตรฐานที่ใช้ มีการให้ความเห็นกันว่าควรมีนิยามของ Hypopnea เพียงอันเดียวที่ใช้เป็นมาตรฐานเพื่อให้สามารถเปรียบเทียบผลการทดสอบในผู้ป่วยได้ (Ruehland et al., 2009)

#### 2.1.4 ต้นทุนทางเศรษฐกิจของภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น

ในรายงานของ Frost & Sullivan (AASM, 2016) ระบุว่า ความชุกของภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นในประชากรอเมริกันวัยผู้ใหญ่จะมีค่าสูงถึง 29.4 ล้านคนหรือ 12% ของประชากรอเมริกันวัยผู้ใหญ่ซึ่งมีอยู่ 245.2 ล้านคน ในจำนวนนี้มีผู้ได้รับการตรวจวินิจฉัยแล้วว่าเป็นโรคหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นจำนวน 5.9 ล้านคน ส่วนอีก 23.5 ล้านคนยังไม่ได้รับการตรวจวินิจฉัย ทั้งนี้การประเมินความชุกของภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นคิดจากค่าดัชนีการหยุดหายใจและหายใจแผ่ว (AHI) ที่มากกว่า 5 ครั้งต่อชั่วโมง ดังรูปที่ 2.9



รูปที่ 2.9 ภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นในประชากรอเมริกันวัยผู้ใหญ่  
ที่มา : AASM, 2016

ในจำนวนผู้ป่วยที่ได้รับการตรวจวินิจฉัยว่ามีภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นจำนวน 5.9 ล้านคนนั้น ได้รับการดูแลรักษาแบ่งตามวิธีต่าง ๆ ดังในรูปที่ 2.9 คือใช้ CPAP 5 ล้านคน ใช้อุปกรณ์ทันตกรรม 6 แสนคน และใช้วิธีการผ่าตัด 3 แสนคน

ในรายงานของ Frost & Sullivan (AASM, 2016) ได้ประมาณการต้นทุนหรือภาระทางเศรษฐกิจของภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นในประชากรอเมริกันวัยผู้ใหญ่ที่ไม่ได้รับการตรวจวินิจฉัยว่าอยู่ที่ 149.6 พันล้านเหรียญสหรัฐในปี 2015 ตามรายละเอียดในรูปที่ 2.10

	Undiagnosed	Diagnosed
# People with OSA	23,500,000	5,900,000
	Cost of Undiagnosed OSA (\$US Bil)	Cost of Diagnosed OSA (\$US Bil)
Comorbidities & Mental Health	\$30.0	Diagnosis, Testing and Follow-up \$0.8
Motor Vehicle Accidents	\$26.2	Non-surgical Treatment (PAP and Oral Appliances) \$6.2
Workplace Accidents	\$6.5	Surgical Treatment \$5.4
Lost Productivity	\$86.9	
<b>Total Costs (\$US Bil)</b>	<b>\$149.6</b>	<b>\$12.4</b>
Cost per Person	\$6,366	\$2,105

รูปที่ 2.10 ต้นทุนหรือภาระทางเศรษฐกิจของภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น  
ที่มา : AASM, 2016

จากรูปที่ 2.10 พบว่าค่าใช้จ่ายของผู้ที่มีภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นโดยไม่ได้รับการตรวจวินิจฉัยประกอบด้วยภาวะโรคแทรกซ้อนและสุขภาพจิต 30,000 ล้านดอลลาร์สหรัฐ อุบัติเหตุทางรถยนต์ 26,200 ล้านดอลลาร์สหรัฐ อุบัติเหตุในสถานที่ทำงาน 6,500 ล้านดอลลาร์สหรัฐ ประสิทธิภาพในสถานที่ทำงานที่ลดต่ำลง 86,900 ล้านดอลลาร์สหรัฐ รวมทั้งสิ้น 149,600 ล้านดอลลาร์สหรัฐ คิดเป็นภาระทางเศรษฐกิจต่อคนเท่ากับ 6,366 เหรียญสหรัฐ ซึ่งสูงกว่าค่าใช้จ่ายในการดูแลรักษาผู้ที่เป็นโรคหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นที่ได้รับการตรวจวินิจฉัยแล้วเป็นจำนวนเงินสูงถึง  $6,366 - 2,105 = 4,261$  เหรียญสหรัฐต่อคน

### -ปัญหาเรื่องวัดอัตราการหายใจ

#### 2.1.5 เทคโนโลยีเกี่ยวกับอุปกรณ์สวมใส่/พกพาทางการแพทย์

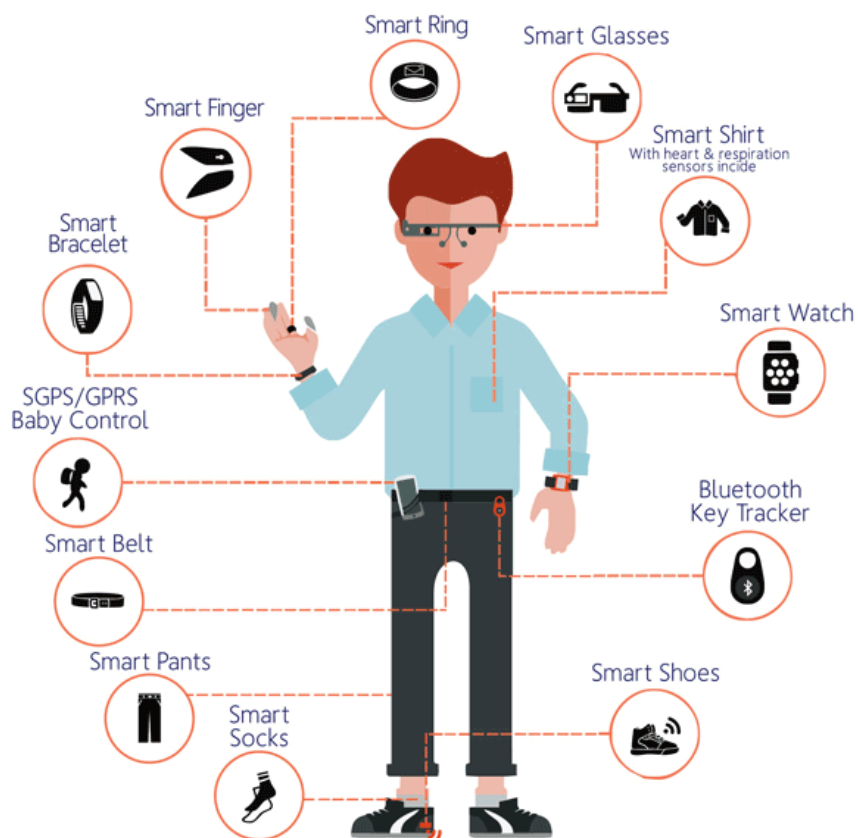
Gonzalo (2013) เจ้าของบริษัท Vandrico ผู้ก่อตั้งเว็บไซต์ที่จัดทำฐานข้อมูลของอุปกรณ์สวมใส่ (Wearable Devices) ที่ใหญ่ที่สุด ได้กล่าวไว้ในเว็บไซต์ของเขาว่าอุปกรณ์สวมใส่ในอุดมคตินั้นจะต้องประกอบด้วยความสามารถ 4 ด้าน คือ

- 1) Wearable หมายถึงอุปกรณ์สามารถสวมติดกับร่างกายตลอดการใช้งานได้โดยไม่ต้องหยิบถือ
- 2) Controllable หมายถึงอุปกรณ์สามารถถูกควบคุมโดยผู้ใช้ได้สะดวก
- 3) Enhancing หมายถึงอุปกรณ์สามารถสร้างเสริมประสบการณ์และการเรียนรู้ให้กับผู้ใช้
- 4) Mobile หมายถึงอุปกรณ์สามารถทำให้ผู้ใช้งานใช้ชีวิตได้ตามปกติโดยไม่ถูกจำกัดบริเวณ

Joseph Dvorak (2008) นักวิทยาศาสตร์แห่งบริษัทโมโตโรลา ผู้เชี่ยวชาญด้านเทคโนโลยีสวมใส่ได้ระบุว่าเทคโนโลยีสวมใส่นั้น มีความหมายกว้างครอบคลุมตั้งแต่อุปกรณ์และระบบที่ใส่ติดตัวซึ่งทำงานได้เทียบเท่าคอมพิวเตอร์ตั้งโต๊ะจนถึงอุปกรณ์ที่มีขนาดเล็กเท่าแหวนที่ฝังด้วยชิพ RFID

ในประเทศไทย อุปกรณ์สวมใส่/พกพาได้เข้ามามีบทบาทในชีวิตประจำวันของผู้คน โดยเฉพาะวิถีการดำเนินชีวิต (life style) ของคนรุ่นใหม่ สิทธิศักดิ์, (2015) ได้เขียนบทความพูดถึงอุปกรณ์สวมใส่/พกพาที่เข้ามามีบทบาทในชีวิตประจำวันของผู้คนว่ามีการนำอุปกรณ์สวมใส่/พกพามาใช้อย่างกว้างขวาง ส่วนใหญ่จะเป็นนาฬิกาอัจฉริยะ (Smart Watch) และสายรัดข้อมืออัจฉริยะ (Smart Wristband) เป็นต้น นอกจากนี้แล้ว ยังมีอุปกรณ์สวมใส่/พกพาอัจฉริยะอื่น ๆ อีกมากมาย

เช่น แว่นตาอัจฉริยะ(Smart Glass) แหวนอัจฉริยะ(Smart Ring) และรองเท้าอัจฉริยะ(Smart Shoes) เป็นต้น ดังรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.11 ตัวอย่างอุปกรณ์สวมใส่/พกพาอัจฉริยะ  
ที่มา : Kim R. 2016

บริษัท Vandrigo ได้ทำการศึกษาและรวบรวมอุปกรณ์สวมใส่ประเภทต่าง ๆ จัดทำเป็นฐานข้อมูลขึ้นมา (Gozalo Tudela, 2017) โดยปัจจุบันมีอุปกรณ์สวมใส่รวมทั้งสิ้น 427 รายการจาก 266 บริษัททั่วโลกและมีการจัดแบ่งเป็นอุปกรณ์สวมใส่ประเภทต่าง ๆ ดังรูปที่ 2.12

## The Wearables Database Facts



Note: Some devices fall into more than one category.

# 427

Number of Devices

# \$326

Average Price (USD)

# 266

Number of Companies

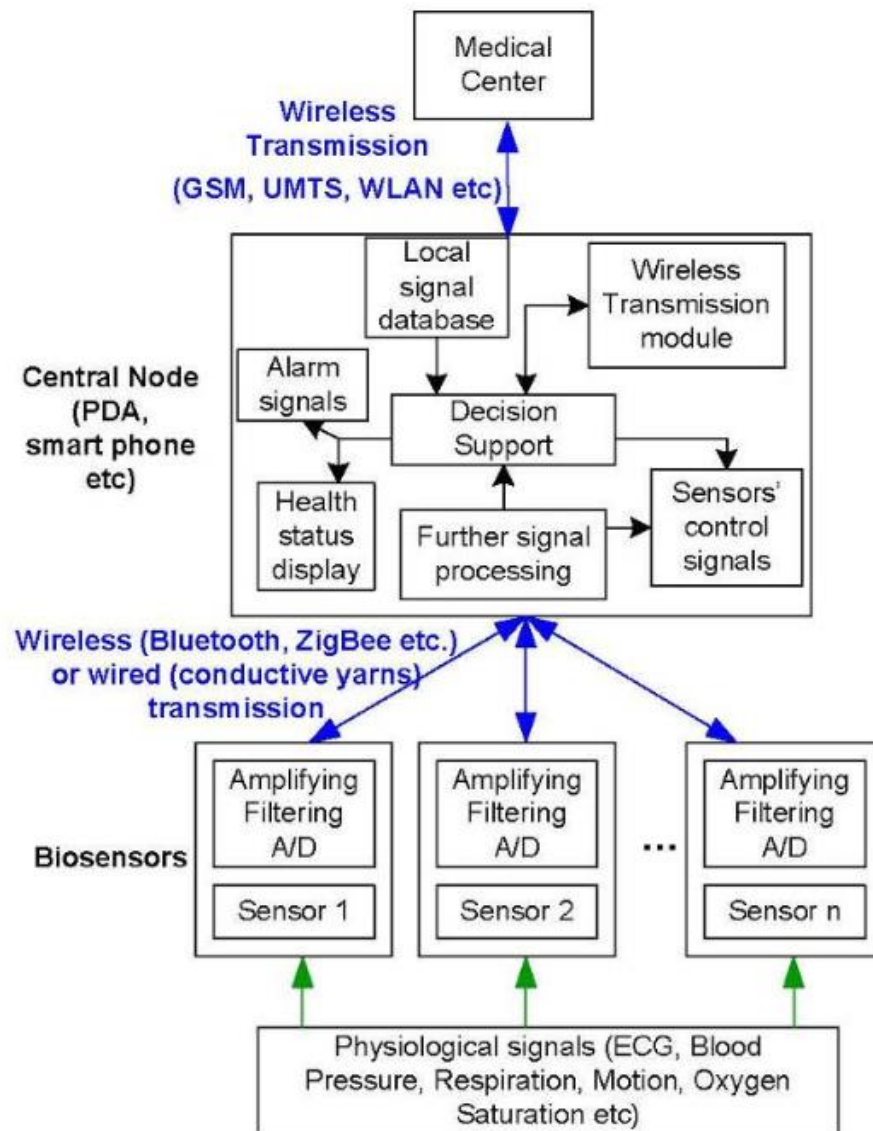
## รูปที่ 2.12 ฐานข้อมูลอุปกรณ์สวมใส่ประเภทต่าง ๆ

ที่มา : Gonzalo Tudela, 2017

ตามรูปที่ 2.12 อุปกรณ์สวมใส่บางอย่างสามารถจัดประเภทได้มากกว่า 1 ประเภท ประเภทที่มีจำนวนอุปกรณ์ที่เข้าข่ายมากที่สุดคือ อุปกรณ์สวมใส่ประเภทที่เสริมสร้างวิถีการดำเนินชีวิต (life style) 224 รายการ และ ประเภทที่เสริมสร้างการออกกำลังกาย 188 รายการ โดยมีอุปกรณ์สวมใส่ทางการแพทย์ (Medical) มากเป็นอันดับ 3 คือ 86 รายการ นอกจากนี้ จะมีอุปกรณ์สวมใส่ประเภทเพื่อความบันเทิง เกมส์ และประเภทที่ใช้ในอุตสาหกรรม เป็นต้น น่าเสียดายว่าในต้นปี 2019 บริษัท Vandrico ถูกซื้อไปโดยไม่มีกิจการเปิดเผยบริษัทผู้ซื้อ ทำให้ข้อมูลต่าง ๆ ของบริษัท รวมทั้งฐานข้อมูลอุปกรณ์สวมใส่ประเภทต่าง ๆ หายไปจากอินเทอร์เน็ต (Muzny et al., 2020).

Alexandros และ Nikolaos (2008) ได้ทำการวิจัยเชิงสำรวจระบบตรวจวัดชีวภาพแบบสวมใส่สำหรับการติดตามดูแลสุขภาพของคนพบว่าระบบจะมีโครงสร้างการทำงานดังรูปที่ 2.13 โดยจะประกอบด้วยหัวตรวจวัดขนาดเล็กซึ่งจะทำการวัดสัญญาณต่าง ๆ จากร่างกาย สัญญาณที่วัดได้จะถูกกรองและขยายก่อนที่จะส่งต่อไปยังหน่วยประมวลผลโดยอาจใช้สายต่อหรือส่งผ่านระบบไร้สาย (Bluetooth, ZigBee) ระบบประมวลผลที่ใช้ส่วนใหญ่จะเป็น PDA หรือ Smart Phone เพื่อใช้แสดงผลและอาจมีการส่งต่อไปยังศูนย์แพทย์หรือโรงพยาบาลเพื่อติดตามดูแลต่อไปแบบไร้สายดังรูปที่ 2.13





An architecture of a wearable health-monitoring biosensor system.

รูปที่ 2.13 โครงสร้างการทำงานระบบตรวจวัดชีวภาพเพื่อดูแลสุขภาพแบบสวมใส่

ที่มา : Alexandros & Nikolaos, 2008

อุปกรณ์สวมใส่/พกพาทางการแพทย์เพื่อดูแลสุขภาพที่พบส่วนใหญ่จะเป็นการวัดสัญญาณอัตราการเต้นของหัวใจ ความอึดตัวของออกซิเจนในเลือด วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ความดันโลหิต การหายใจ คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ คลื่นไฟฟ้าสมอง อุณหภูมิ (ผิวหนังหรือร่างกาย) ตลอดจนสัญญาณจากการเคลื่อนไหวของร่างกาย เป็นต้น (Alexandros & Nikolaos, 2008)

อุปกรณ์สวมใส่/พกพาเพื่อสุขภาพที่นิยมใช้กันมากที่สุดคือ สายรัดข้อมืออัจฉริยะ และ นาฬิกาอัจฉริยะ ซึ่งมีการพัฒนามีสรรณะที่ใกล้เคียงกันคือ นอกจากจะใช้ดูเวลาและตั้งเวลาปลุก

ตามปกติได้แล้ว ยังสามารถวัดอัตราการเต้นของหัวใจและวัดจำนวนก้าวอีกด้วย จากรายงานการศึกษาวิจัยตลาดของบริษัทไอดีซี (2017) พบว่ายอดขายอุปกรณ์สวมใส่เพื่อสุขภาพตลอดปี 2559 มีมากกว่า 102.4 ล้านเครื่อง เมื่อเปรียบเทียบกับยอดขายในปี 2558 ที่มีจำนวน 81.9 ล้านเครื่อง ยอดขายจะเพิ่มขึ้นสูงถึง 25.0% ผู้นำตลาดยังเป็นบริษัทฟิตบิท ซึ่งมียอดขายอยู่ที่ 22.5 ล้านเครื่อง เพิ่มขึ้นจากปี 2558 เพียง 2.4% ในขณะที่ผู้นำตลาดอันดับ 2 คือบริษัทเสียวหมีมียอดขายเพิ่มขึ้นถึง 31.0% จาก 12 ล้านเครื่องในปี 2558 เป็น 15.7 ล้านเครื่องในปี 2559 ส่วนบริษัทอันดับ 3 คือ แอปเปิลมียอดขายตกลง 7.9% จาก 11.6 ล้านเครื่องในปี 2558 เป็น 10.7 ล้านเครื่องในปี 2559 ดังตารางที่ 2.2

ตารางที่ 2.2 เปรียบเทียบยอดขายอุปกรณ์สวมใส่เพื่อสุขภาพปี 2558-2559

ที่มา : <http://www.adslthailand.com/post/idc>

ผู้ผลิต	ยอดจัดส่งสินค้า ปี 2559	ส่วนแบ่งตลาด ปี 2559	ยอดจัดส่งสินค้า ปี 2558	ส่วนแบ่งตลาด ปี 2558	อัตราการเติบโต ปีต่อปี
1. ฟิตบิท*	22.5	22.0%	22.0	26.8%	2.4%
2. เสียวหมี	15.7	15.4%	12.0	14.7%	31.0%
3. แอปเปิล	10.7	10.5%	11.6	14.2%	-7.9%
4. การ์มิน	6.1	5.9%	5.8	7.0%	5.4%
5. ซัมซุง	4.4	4.3%	3.2	3.9%	38.6%
อื่นๆ	43.0	42.0%	27.4	33.4%	57.1%
<b>รวม</b>	<b>102.4</b>	<b>100.0%</b>	<b>81.9</b>	<b>100.0%</b>	<b>25.0%</b>

ที่มา: ข้อมูลด้านอุปกรณ์สวมใส่ประจำไตรมาสทั่วโลกของไอดีซี ณ วันที่ 2 มีนาคม 2560

จากตารางที่ 2.2 จะเห็นได้ว่าในตลาดของอุปกรณ์สวมใส่เพื่อสุขภาพนั้นจะมุ่งไปที่การวัดอัตราการเต้นของหัวใจและการนับจำนวนก้าวเป็นส่วนใหญ่ ในประเทศไทย ยังไม่ปรากฏว่ามีอุปกรณ์สวมใส่ที่ใช้วัดอัตราการหายใจออกมาจำหน่ายแต่อย่างไร ล่าสุดในปี 2019 บริษัทการ์มินได้ออกนาฬิกา Smart Watch รุ่นใหม่ซึ่งสามารถแสดงผลอัตราการหายใจด้วยโดยใช้วิธีคำนวณจากสัญญาณ PPG และ ECG (ที่มา : <https://support.garmin.com/en-NZ/?faq=2yEgS0Pax53UDqUH7q4WC6>) แต่จากการทดสอบโดยผู้วิจัยเอง การตอบสนองใช้เวลานาน ไม่สามารถเปลี่ยนแปลงได้แบบทันทีทันใด

ในหัวข้อต่อไป จะได้ทบทวนวรรณกรรมเกี่ยวกับระบบการหายใจและเทคโนโลยีที่ใช้ในการวัดอัตราการหายใจ

### 2.1.6 เทคโนโลยีที่ใช้ในการวัดอัตราการหายใจ

จากการทบทวนวรรณกรรมเกี่ยวกับระบบการหายใจของคนเราในหัวข้อที่แล้ว ทำให้ทราบว่าการหายใจนั้นจะเกี่ยวข้องกับการส่งผ่านอากาศเข้าออกปอดผ่านรูจมูกและท่อลม ซึ่งทำให้เกิดการขยายตัวของทรวงอกและช่องท้อง ดังนั้น จึงได้มีความพยายามในการศึกษาวิจัยเพื่อพัฒนาเทคโนโลยีที่จะนำมาใช้ในการวัดอัตราการหายใจโดยอาศัยการเปลี่ยนแปลงปริมาณทางฟิสิกส์และเคมีตลอดจนชีววิทยาที่เกี่ยวข้องกับลมหายใจเข้าออก (air flow) และการขยับขึ้นลงของทรวงอกและช่องท้อง (Expansion of chest and abdomen) ให้เป็นปริมาณทางไฟฟ้าเพื่อให้ง่ายต่อการวิเคราะห์และแสดงผล เครื่องวัดอัตราการหายใจสามารถแบ่งประเภทได้เป็น 2 กลุ่มใหญ่ ๆ คือ ประเภทที่สัมผัสตัวผู้ใช้ (Contact) กับประเภทที่ไม่สัมผัสตัวผู้ใช้ (Non-contact) (AL-Khalidi et al., 2011)

ในอุปกรณ์การวัดอัตราการหายใจประเภทไม่สัมผัสตัวผู้ใช้นั้น มีข้อดีคือ ไม่มีการสัมผัสถูกตัวผู้ใช้ ทำให้ไม่รู้สึกอึดอัดรำคาญเหมือนเช่นกรณีของแบบสัมผัสตัวผู้ใช้ ผู้ใช้สามารถทำกิจกรรมต่าง ๆ ได้ตามปกติ จึงเหมาะสำหรับการใช้งานโดยเฉพาะกับเด็กหรือทารก (AL-Khalidi et al., 2011) แต่อุปกรณ์การวัดอัตราการหายใจประเภทไม่สัมผัสตัวผู้ใช้ส่วนมากจะต้องใช้พื้นที่ในการจัดวางอุปกรณ์ต่าง ๆ เป็นบริเวณกว้าง ไม่เหมาะที่จะนำมาใช้เป็นอุปกรณ์สวมใส่หรือพกพา เช่น ระบบการตรวจวัดการหายใจเข้าออกโดยใช้อัลตราโซนิกเซนเซอร์ (Se Dong Min et al., 2010) ระบบติดตามอัตราการหายใจโดยใช้เครื่องส่งและรับสัญญาณวิทยุ (Ossi K et al., 2014) หรือระบบติดตามอัตราการหายใจโดยการสแกนอุณหภูมิบนใบหน้า (Zhen Zhu et al., 2005)

เนื่องจากเป้าหมายของงานวิจัยนี้คือการพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา ดังนั้นเทคโนโลยีที่จะมุ่งเน้นไปที่เทคโนโลยีแบบสัมผัสตัวผู้ใช้เป็นสำคัญ ซึ่งสามารถแบ่งออกเป็น 3 ประเภทตามการเปลี่ยนแปลงของปริมาณทางฟิสิกส์และเคมีที่เกี่ยวข้องกับลมหายใจเข้าออก ปริมาณก๊าซออกซิเจนในกระแสเลือด และการขยับขึ้นลงของทรวงอกและช่องท้อง (Folke M., 2003) ได้ดังนี้

- 1) วัดจากการเปลี่ยนแปลงของลมหายใจเข้าออก
  - a. วัดอุณหภูมิของลมหายใจที่ผ่านเข้าออกจมูกและปากโดยใช้ตัวต้านทานที่ไวต่อการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ (รูปที่ 2.14)
  - b. วัดความเข้มข้นของคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจออก (Lenz, G et al., 1991)

- c. วัดปริมาณความชื้นของลมหายใจที่ผ่านเข้าออกโดยใช้เซนเซอร์ที่ไวต่อการเปลี่ยนแปลงของความชื้น (Larsson, C., & Staun, P., 1999)

2) วัดจากปริมาณก๊าซในเลือด

- a. วัดปริมาณการแพร่ของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์โดยใช้ขั้วไฟฟ้าที่ผิวหนัง (Kavanagh, 1992)
- b. วัดการอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดโดยใช้เซนเซอร์แสง (Jopling et al., 2000)

3) วัดจากการขยับตัวขึ้นลงของทรวงอกและช่องท้อง

- a. วัดค่าอินดัคแตนซ์ของขวดวัดที่ติดอยู่บนสายรัดทรวงอกหรือรอบเอวที่เปลี่ยนแปลงไปตามการขยับตัวขึ้นลงของทรวงอกและช่องท้อง (รูปที่ 2.15)
- b. วัดค่าความต้านทานของสเตรนเกจที่ติดอยู่บนสายรัดทรวงอกหรือรอบเอวที่เปลี่ยนแปลงไปตามการขยับตัวขึ้นลงของทรวงอกและช่องท้อง (รูปที่ 2.16)
- c. วัดค่าคาปาซิแตนซ์ของตัวเก็บประจุที่ติดอยู่บนสายรัดทรวงอกหรือรอบเอวที่เปลี่ยนแปลงไปตามการขยับตัวขึ้นลงของทรวงอกและช่องท้อง (รูปที่ 2.17)
- d. วัดค่าแรงเคลื่อนไฟฟ้าของไดนาโมที่ติดอยู่บนสายรัดทรวงอกหรือรอบเอวที่เปลี่ยนแปลงไปตามการขยับตัวขึ้นลงของทรวงอกและช่องท้อง (รูปที่ 2.18)
- e. วัดค่าอิมพีแดนซ์ของทรวงอกหรือช่องท้องที่เปลี่ยนแปลงไปตามการขยับตัวขึ้นลงของทรวงอกและช่องท้อง (Impedance Pneumography) (รูปที่ 2.19)



รูปที่ 2.14 ตัวอย่างการวัดอุณหภูมิของลมหายใจที่ผ่านเข้าออกจมูกและปากโดยใช้ตัวต้านทานที่ไวต่อการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ  
ที่มา : Maneesh Gupta & Hana Qudsi, 2013

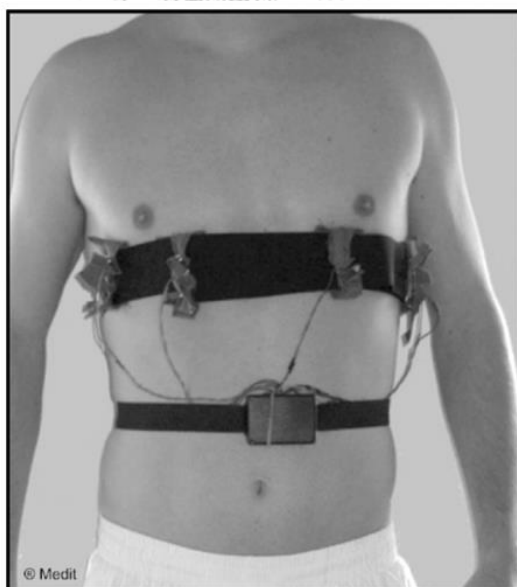


รูปที่ 2.15 ตัวอย่างการวัดอัตราการหายใจและรูปแบบการหายใจโดยการวัดค่าอินดิคแตนท์ของหลอดเลือดที่ติดอยู่บนสายรัดทรวงอกและรอบเอว  
ที่มา : พรทิพย์, นพ.ทชายาท และ คณะ, 2010



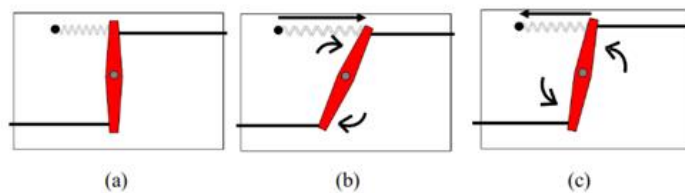
รูปที่ 2.16 ตัวอย่างการวัดอัตราการหายใจโดยการวัดค่าความต้านทานของสเตรนเกจที่ติดอยู่บนสายรัดทรงอกหรือรอบเอว

ที่มา : Neema Moraveji, 2011



รูปที่ 2.17 ตัวอย่างการวัดอัตราการหายใจโดยการวัดค่าคาปาซิแตนซ์ของตัวเก็บประจุที่ติดอยู่บนสายรัดทรงอกหรือรอบเอว

ที่มา : T. Hoffmann et al., 2011



Servo motor belt operation before inspiration (a), during inspiration (b), and during expiration (c).

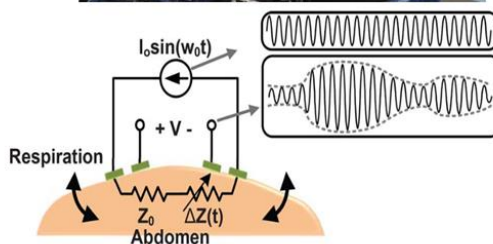


Servo motor belt worn around the chest.

รูปที่ 2.18 ตัวอย่างการวัดอัตราการหายใจ โดยการวัดค่าแรงเคลื่อนไฟฟ้าของไดนาโมที่ติดอยู่บนสายรัดทรงอกหรือรอบเอว

ที่มา : Bryson Padasdao et al., 2013

C



Respiration measurement using BI.

รูปที่ 2.19 ตัวอย่างการวัดอัตราการหายใจ โดยการวัดค่าอิมพีแดนซ์ของทรงอกหรือช่องท้อง

ที่มา : Woojae Lee et al., 2004

ภาวะหยุดหายใจขณะหลับเป็นปัญหาสำคัญที่มีผลต่อคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยและเป็นภาวะทางเศรษฐกิจตั้งได้กล่าวมาแล้วในหัวข้อที่ 2.1.2 และหัวข้อที่ 2.1.4 ในการวินิจฉัยภาวะหยุด

หายใจขณะหลับจำเป็นต้องมีการวัดและติดตามอัตราการหายใจ เทคโนโลยีที่ใช้ในการวัดอัตราการหายใจที่กล่าวมาข้างต้น มีทั้งข้อดีและข้อเสียซึ่งสามารถสรุปได้ ดังนี้ (ที่มา : Folke M., 2003)

- 1) การวัดอุณหภูมิของลมหายใจที่ผ่านเข้าออกจมูกและปากโดยใช้ตัวต้านทานที่ไวต่อการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ มีความไวต่อการเปลี่ยนแปลงสูง แต่เนื่องจากคุณสมบัติไม่เชิงเส้น ไม่เหมาะสำหรับวัดปริมาณอากาศเข้าออกและไม่สามารถวัดลมหายใจแผ่ว แต่นิยมใช้วัดการหยุดหายใจในการตรวจการนอนหลับ
- 2) การวัดความเข้มข้นของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจออก (End Tidal CO<sub>2</sub> Capnography) มีความถูกต้องสูง นอกจากใช้วัดอัตราการหายใจแล้ว ยังใช้ในห้องฉุกเฉินสำหรับการวัดก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจออกเพื่อตรวจสอบความถูกต้องของการสอดท่อหายใจ
- 3) การวัดปริมาณความชื้นของลมหายใจที่ผ่านเข้าออกโดยใช้เซนเซอร์ที่ไวต่อการเปลี่ยนแปลงของความชื้น มีความผิดพลาดสูง
- 4) การวัดการอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดโดยใช้เซนเซอร์แสงตอบสนองได้ช้าและมีความคลาดเคลื่อนเนื่องจากการเคลื่อนไหวของร่างกายสูง
- 5) การวัดอัตราการหายใจโดยการวัดค่าอินคัลแทนซ์ของขดลวดที่ติดอยู่บนสายรัดทรวงอกและรอบเอวมีความไวสูง ใช้เป็นอุปกรณ์มาตรฐานในเครื่องตรวจการนอนหลับในสถานพยาบาล สามารถแยกแยะภาวะการหยุดหายใจได้ว่ามีสาเหตุมาจากการอุดกั้นหรือมาจากความผิดปกติของสมอง แต่มีข้อเสีย คือ ใช้พื้นที่มาก มีราคาแพง และเกิดการรบกวนจากการเหนี่ยวนำของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าระหว่างขดลวดทั้งสองชุดได้ง่าย (Cohen et al., 1997)
- 6) การวัดอัตราการหายใจโดยการวัดค่าอิมพีแดนซ์ของทรวงอกหรือช่องท้อง (Impedance Pneumography) สามารถวัดปริมาณลมหายใจที่เข้าออกในแต่ละครั้งได้ แต่มีความคลาดเคลื่อนเนื่องจากการเคลื่อนไหวของร่างกายสูง
- 7) การวัดจากการขยับตัวขึ้นลงของทรวงอกและช่องท้องด้วยวิธีการแปลงเป็นสัญญาณไฟฟ้าอื่น ๆ นั้นยังไม่เป็นที่แพร่หลายมากนัก มีความคลาดเคลื่อนเนื่องจากการเคลื่อนไหวของร่างกายและทำให้รู้สึกอึดอัดในขณะที่ใช้งาน

ในงานวิจัยนี้ จะเป็นการพัฒนาต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยการวัดเสียงหายใจด้วยไมโครโฟนและท่อสั้นพ้อง จึงได้ทบทวนวรรณกรรมเกี่ยวกับการวัดเสียงหายใจ



โดยใช้ไมโครโฟนในหัวข้อที่ 2.1.9 และ การใช้ท่อสั้นพ้องในหัวข้อที่ 2.1.10 โดยจะศึกษาเปรียบเทียบกับเทคโนโลยีการวัดอัตราการหายใจที่มีความสำคัญและมีใช้กันแพร่หลาย 2 ชนิด คือ การวัดอัตราการหายใจโดยการวัดค่าอิมพีแดนซ์ของทรวงอกหรือช่องท้อง (Impedance Pneumography) และ การวัดอัตราการหายใจโดยการวัดความเข้มข้นของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจออก (End Tidal CO<sub>2</sub> Capnography) ดังรายละเอียดในหัวข้อที่ 2.1.7 และหัวข้อที่ 2.1.8

### 2.1.7 Impedance Pneumography

อิมพีแดนซ์นิวโมกราฟีเป็นวิธีการหนึ่งในการวัดอัตราการหายใจ โดยการวัดค่าอิมพีแดนซ์ของช่องอกที่เปลี่ยนแปลงไปเนื่องจากหายใจและยังสามารถวัดปริมาตรของอากาศที่หายใจเข้าออกในแต่ละครั้ง (Tidal Volume) ได้โดยการเทียบกับปริมาตรของลมหายใจซึ่งวัดโดยวิธีการอื่นที่ใช้เป็นมาตรฐาน เช่น โดยการใช้เครื่องตรวจสอบสภาพของปอดที่เรียกว่าสไปโรมิเตอร์ (Spirometer) (Baker & Geddes, 1970)

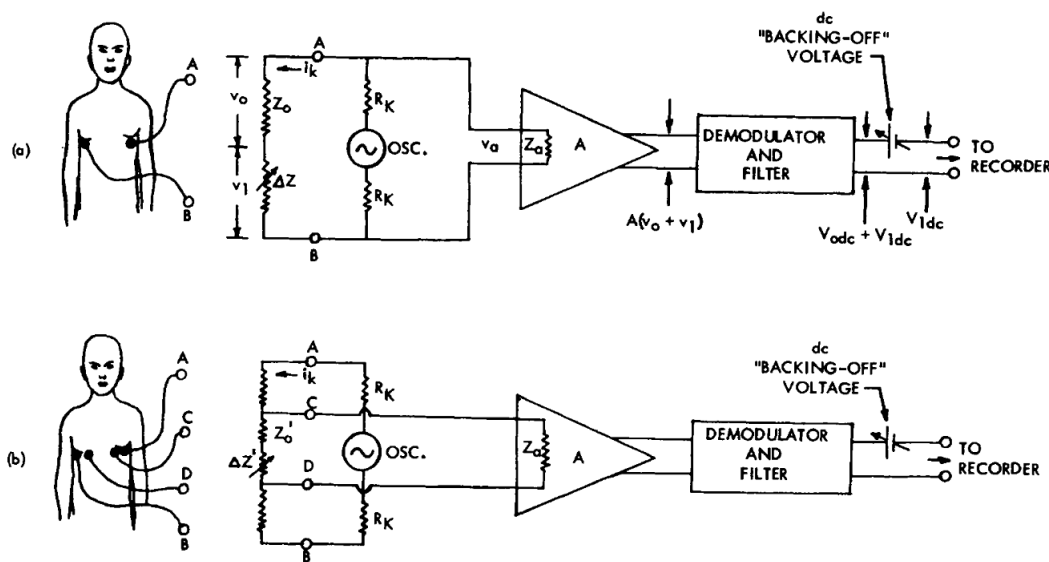
Schaefer และคณะ (1944) ได้รับการกล่าวอ้างว่าเป็นผู้ที่ทำการทดลองการวัดการหายใจโดยใช้ขั้วไฟฟ้าติดบนร่างกายของสัตว์และคนเป็นคนแรก โดยพวกเขาใช้วงจรวิทสโตน

บริดจ์วัดค่าอิมพีแดนซ์ระหว่างขั้วไฟฟ้าที่ติดไว้ใต้ผิวหนังของสัตว์และคน (Baker, 1979) การวัดอิมพีแดนซ์ในคนเริ่มมีการศึกษาอย่างเป็นระบบโดย Goldensohn และ Zablou (1959) โดยพวกเขาได้วางขั้วไฟฟ้าไว้ที่ข้อมือทั้ง 2 ข้างแล้วบ่อนกระแสความถี่ 10 kHz เข้าไปที่ขั้วไฟฟ้า จากนั้นวัดแรงดันตกคร่อมขั้วไฟฟ้าอีกคู่หนึ่งที่วางอยู่บนแขนทั้ง 2 ข้าง เพื่อที่จะคำนวณหาความสัมพันธ์ของค่าอิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลงไปกับปริมาตรของอากาศที่หายใจออกในแต่ละครั้ง

การวิจัยเกี่ยวกับการวัดและติดตามอัตราการหายใจในคนโดยการวัดค่าอิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลงไปเริ่มได้รับความสนใจมากขึ้นนับตั้งแต่ปี 1960 เป็นต้นมา ซึ่งเป็นปีที่รัฐบาลของสหรัฐอเมริกาเริ่มวางแผนส่งนักบินอวกาศขึ้นไปสู่ดวงจันทร์ ความจำเป็นเร่งด่วนของโครงการนี้คือการพัฒนาเทคโนโลยีในการวัดสัญญาณชีพของนักบินอวกาศ เช่น การเต้นของหัวใจและการหายใจ เนื่องจากในยานอวกาศมีพื้นที่จำกัด ไม่เหมาะที่จะใช้อุปกรณ์ใหญ่โตอย่าง Spirometer ได้นอกจากนี้ นักบินอวกาศจะต้องสามารถเคลื่อนไหวไปมาได้สะดวก ภายใต้อาณัติการเช่นนี้ อิมพีแดนซ์นิวโมกราฟีได้รับการพิจารณาว่าเป็นเทคโนโลยีที่มีความเหมาะสมที่สุดในการวัดและ

ติดตามอัตราการหายใจ กลุ่มนักวิจัยที่มหาวิทยาลัยเบย์เลอร์ เมืองฮิวส์ตันได้เข้ามารับภารกิจในการพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจในอวกาศโดยใช้การวัดอิมพีแดนซ์ (Valentinuzzi, 1996)

Geddes และคณะแห่งมหาวิทยาลัยเบย์เลอร์เป็นคณะแรกที่เริ่มใช้คำว่าอิมพีแดนซ์นิวโมกราฟี และเป็นคณะแรกที่วางหลักเกณฑ์ในการเลือกค่าความถี่ของกระแสเพื่อให้เกิดความปลอดภัยต่อร่างกายมนุษย์ในการวัดค่าอิมพีแดนซ์นั้น Geddes และคณะ (1962) ได้ใช้วิธีการป้อนกระแสความถี่ 50 kHz เข้าที่ขั้วไฟฟ้าซึ่งติดอยู่ระหว่างทรวงอกทั้ง 2 ข้าง แล้วทำการวัดค่าแรงดันตกคร่อมทรวงอกที่เปลี่ยนไป เนื่องจากการหายใจ จากนั้น นำค่าที่วัดได้ไปขยายสัญญาณแล้วส่งผ่านไปยังวงจรมอดูเลตและวงจรรองความถี่เพื่อตัดเสียงรบกวนออก ก็จะสามารควัดค่าอิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนไปได้ ในการวัดค่าอิมพีแดนซ์อาจใช้วิธีการวัดแบบ 2 ขั้วหรือ 4 ขั้วก็ได้ดังรูปที่ 2.20



รูปที่ 2.20 การวัดอัตราการหายใจโดยการวัดค่าอิมพีแดนซ์ (a) แบบ 2 ขั้ว (b) แบบ 4 ขั้ว  
ที่มา : Baker. & Geddes., 1970

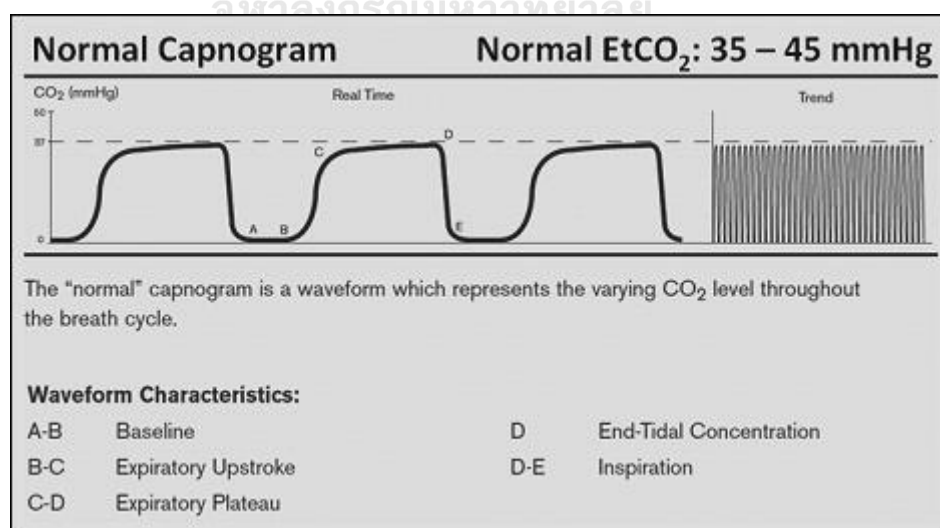
Geddes และคณะ (1962) ได้ทำการทดลองและพบว่าตำแหน่งของขั้วไฟฟ้าที่จะมีผลทำให้ความเปลี่ยนแปลงของอิมพีแดนซ์มีค่ามากที่สุดอยู่ที่กระดูกซี่โครงซี่ที่ 6 โดยอยู่บนเส้นกลางใต้รักแร้ทั้ง 2 ข้าง (Midaxillary) ถ้าอยู่สูงหรือต่ำกว่านี้จะทำให้วัดค่าความเปลี่ยนแปลงของอิมพีแดนซ์ได้ลดลง

นอกจากนี้ยังมีนักวิจัยอีกหลายท่านที่เสนอตำแหน่งการติดตั้งไฟฟ้าที่ตำแหน่งอื่น ๆ เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพและลดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว (Motion Artefacts) เช่น Allison และคณะ (1964), Khalafalla และ คณะ (1970) และ Khambete และคณะ (2000) เป็นต้น

บริษัท Texas Instruments ได้ทำางจรวม ADS1292R ที่สามารถวัดสัญญาณ ECG และสัญญาณ Respiration ได้พร้อมกันโดยใช้หลักการของ Impedance Pneumography ออกมาจำหน่าย พร้อมบอร์ดสาธิตการทำงาน ชื่อ ADS1292RECG-FE Demonstration Kit ออกมาจำหน่าย ดังรายละเอียดในภาคผนวก จ 9

### 2.1.8 NDIR End Tidal CO<sub>2</sub> Capnography

เครื่องวัดปริมาณก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจ (Capnometer) เป็นอุปกรณ์ใ้ระวังชนิดหนึ่งที่ไม่ก่อให้เกิดความเจ็บปวดต่อผู้ป่วย ใช้หลักการทำงานที่ก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์สามารถดูดกลืนแสงอินฟราเรด ซึ่งจำนวนแสงที่ถูกดูดกลืนจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับค่าร้อยละของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ เครื่องมือที่ใช้ คือ capnometer ซึ่งจะวัดค่าก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ออกมาเป็นตัวเลขและแสดงออกมาเป็นกราฟ (capnogram) โดยจะหาระดับก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ตลอดระยะเวลาของการหายใจเข้าออก ในช่วงหายใจเข้า จะมีก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจน้อยมาก ในช่วงหายใจออก ก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจจะมีค่าสูงขึ้น และ ก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในช่วงสุดท้ายของลมหายใจออก (End Tidal CO<sub>2</sub>) จะมีค่าสูงสุด ซึ่งปกติจะมีค่าอยู่ที่ 35-45 mmHg ดังรูปที่ 2.21



รูปที่ 2.21 NDIR End Tidal CO<sub>2</sub> Capnography

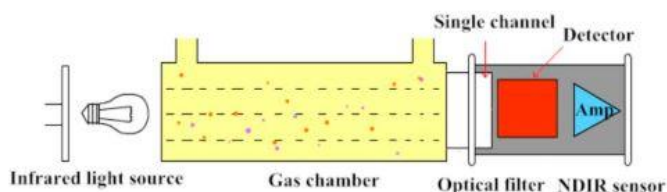
ที่มา : <https://www.zoll.com/medical-products/defibrillators/r-series/capnogram/>

จากกฎของก๊าซที่ว่า  $PV = nRT$  เมื่อจัดรูปใหม่จะได้ว่า  $n/V = P/RT$  โดยที่  $n/V$  มีหน่วยเป็น โมลต่อปริมาตรซึ่งคือความหนาแน่นนั่นเอง ดังนั้นความหนาแน่นจึงแปรผันโดยตรงกับความดันของก๊าซ เมื่อทราบความดันของก๊าซ ก็จะสามารถคำนวณหาความหนาแน่นของก๊าซได้ การตรวจวัดปริมาณก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจเข้าออกทำให้สามารถวัดอัตราการหายใจได้ ในการตรวจวัดปริมาณก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจเข้าออกจะใช้เทคโนโลยี NDIR (Nondispersive infrared sensor) ซึ่งจะใช้วิธีวัดการดูดกลืนแสงอินฟราเรดของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์โดยการยิงแสงอินฟราเรดผ่านเข้าไปในช่องทางของลมหายใจเข้าออกซึ่งแบ่งเป็นแบบ Single Beam และ Dual Beam ดังรูปที่ 2.22



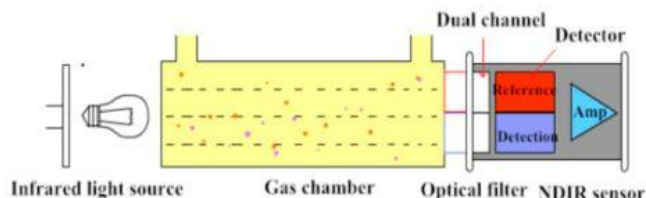
#### Single beam CO<sub>2</sub> gas sensor CM1106

The infrared detector is integrated with a photosensitive device and a narrow-band filter to enable a central wavelength of 4.26μm to reflect or attenuate light to other wavelengths at the same time.



#### Dual beam CO<sub>2</sub> gas sensor CM1107

In addition to this single channel, CM1107 has an internal reference within the sensor itself. The infrared detector is integrated with two photosensitive devices and two narrow band filters. One channel allows the central wavelength of 4.26μm to pass through and another channel is staggered with a specific wavelength where no gases are absorbing anything, and a stable signal can be used as a reference channel.



รูปที่ 2.22 NDIR CO<sub>2</sub> Gas Sensor แบบ Single beam (รูปบน) และแบบ Dual beam (รูปล่าง)

ที่มา : Wuhan Cubic Optoelectronics Co., Ltd

ตามรูปที่ 2.22 NDIR CO<sub>2</sub> Gas Sensor จะประกอบด้วยชิ้นส่วนหลักอยู่ 3 ชิ้นคือ หลอดไฟแบบหลอดไส้ที่จะเปล่งแสงอินฟราเรดออกมาเมื่อผ่านกระแสเข้าไป Gas Chamber หรือห้องที่ใช้เป็นทางผ่านของก๊าซที่ต้องการวัดความเข้มข้น โดยมีทางเข้าและทางออกของก๊าซแยกจากกัน และ Thermal Detector ที่ใช้เป็นตัวตรวจวัดแสงอินฟราเรดที่ผ่านก๊าซออกมาโดยจะมีแผ่นฟิลเตอร์ติดอยู่เพื่อกรองเฉพาะความถี่หรือความยาวคลื่นของแสงอินฟราเรดที่ต้องการวัด สัญญาณที่วัดได้จะถูกส่งเข้าวงจรขยายเพื่อให้มีขนาดใหญ่ขึ้นให้เหมาะกับการนำไปใช้คำนวณและแสดงผลต่อไป

ปัญหาของ NDIR CO<sub>2</sub> Gas Sensor คือ ใ้หลอดที่มีกระแสไหลผ่านจะร้อน ทำให้อะตอมของไส้หลอดหลุดลอยออกมาเป็นไอโลหะไปจับที่ผิวในของครอบแก้ว เมื่อเวลาผ่านไป ไอโลหะเหล่านี้จะเกาะเป็นชั้นที่หนาขึ้น บดบังแสงอินฟราเรดที่ออกจากหลอดไส้ ทำให้แสงอินฟราเรดไปถึง Thermal Detector น้อยลง ผลที่ตามมาคือ ค่าความเข้มข้นของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ที่วัดได้จะแสดงค่าสูงกว่าความเป็นจริง จึงทำให้ต้องมีการสอบเทียบด้วยก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์มาตรฐานที่รู้ค่าความเข้มข้นอยู่บ่อยครั้ง (BAPL., 2011)

เพื่อที่จะแก้ปัญหาค่าความยุ่งยากในการสอบเทียบบ่อยครั้ง จึงได้มีการออกแบบ NDIR CO<sub>2</sub> Gas Sensor ออกเป็น Dual beam (รูปล่าง) โดยการเพิ่มชุด Thermal detector พร้อมฟิลเตอร์และวงจรขยายสัญญาณอีกชุดหนึ่ง ทำหน้าที่เป็นสัญญาณอ้างอิงโดยที่ฟิลเตอร์จะกรองเฉพาะความยาวคลื่นของแสงอินฟราเรดที่ไม่ถูกดูดกลืนด้วยก๊าซใดๆใน Gas chamber ทำให้สามารถวัดปริมาณแสงที่ลดน้อยลงอันเนื่องมาจากหลอดไส้เสื่อมสภาพได้ สัญญาณอ้างอิงนี้จะถูกนำไปใช้ปรับเทียบสัญญาณหลักที่วัดได้จากช่องสัญญาณหลัก ทำให้ไม่มีความจำเป็นที่จะต้องมีการสอบเทียบด้วยก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์มาตรฐานที่รู้ค่าความเข้มข้นอยู่บ่อยครั้ง (Wong, J., & Tse, C., 2012)

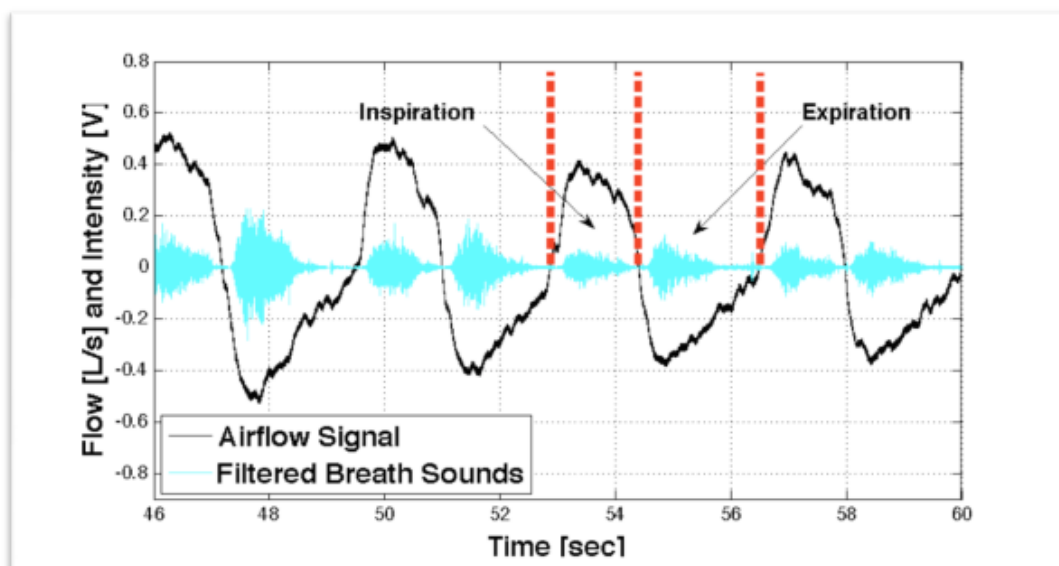
### 2.1.9 การวัดเสียงหายใจโดยใช้ไมโครโฟน

การวัดเสียงหายใจโดยใช้ไมโครโฟนส่วนใหญ่จะใช้ในการวิเคราะห์โรคเกี่ยวกับทางเดินหายใจโดยการฟังเสียงปอด (lung sounds) จากการแนบไมโครโฟนบนผิวหนังบริเวณทรวงอกหรือหลอดลม เสียงปอดปกติจะมีความถี่อยู่ในช่วง 100-1,000 Hz (S. Ohshimo et al., 2016). เสียงปอดที่ได้การแนบไมโครโฟนบนผิวหนังบริเวณหน้าอกหรือลำคอง่ายๆมักเกิดสัญญาณรบกวนจากเสียงหัวใจและการขยับของร่างกายได้ง่าย จึงจำเป็นต้องมีระบบกรองสัญญาณรบกวนเหล่านี้ออกไป (Corbishley et al., 2008 และ S. Cortes et al., 2006) จากการศึกษาพบว่าเสียงปอดที่ได้จากการแนบไมโครโฟนบนผิวหนังบริเวณหน้าอกหรือลำคอง่ายๆนั้นมีลักษณะต่าง ๆ กันสามารถแยกประเภทของ

เสียงปอดตามอาการผิดปกติที่เกิดขึ้นในระบบทางเดินหายใจซึ่งแพทย์สามารถนำไปใช้ในการวินิจฉัยโรคได้ (Reichert et al., 2008).

นอกจากเสียงปอดแล้ว ยังมีงานวิจัยที่วัดเสียงหายใจจากปากโดยตรงซึ่งเรียกว่าเสียงหายใจ (breath sound) โดย Forgacs (1971) พบว่าเสียงหายใจที่บันทึกโดยใช้ไมโครโฟนวางใกล้กับปากจะมีความถี่อยู่ในช่วง 200-2,000 Hz เสียงหายใจในคนปกติจะเบามาก แต่ในคนที่ เป็นโรคทางเดินหายใจ เสียงหายใจจะดังมาก อย่างไรก็ตาม ภายหลังจากต้นศตวรรษที่ 1970 เป็นต้นมา เสียงหายใจที่บันทึกโดยใช้ไมโครโฟนวางใกล้กับปากไม่ได้รับความสนใจ และ ไม่มีงานวิจัยที่สืบเนื่องตามมา เนื่องจากสัญญาณเสียงหายใจจากปากนั้นเบาและถูกรบกวนด้วยเสียงอื่น ๆ จากสิ่งแวดล้อมได้โดยง่าย (H. Pasterkamp et al., 1997)

Saiful Huq (2011) และ Hult et al (2000) ได้ศึกษาเกี่ยวกับเสียงหายใจโดยการใช้ไมโครโฟนวัดที่หลอดลมบริเวณลำคอ แล้วพัฒนาอัลกอริทึมที่จะแยกช่วงหายใจเข้าและช่วงหายใจออกซึ่งจะมีความสัมพันธ์อย่างใกล้ชิดกับลมหายใจที่เข้าออกดังรูปที่ 2.23 เส้นสีดำเป็นลมหายใจเข้าออก เส้นสีเขียวเป็นคลื่นเสียงหายใจที่กรองแล้ว จะเห็นว่าในช่วงหายใจเข้า เสียงหายใจจะเบา กว่าเสียงหายใจในช่วงหายใจออก และหลังเสียงหายใจในช่วงหายใจออกจะเป็นช่วงพักที่ไม่มีเสียงหายใจก่อนที่จะเข้าสู่ช่วงหายใจเข้ารอบใหม่



รูปที่ 2.23 ตัวอย่างสัญญาณลมหายใจและสัญญาณเสียงหายใจ

ที่มา : Saiful Huq, 2011

จากการทบทวนวรรณกรรมข้างต้น สามารถเปรียบเทียบข้อดีข้อเสียของการวัดอัตราการหายใจโดยการวัดค่าอิมพีแดนซ์ของทรวงอกหรือช่องท้อง (Impedance Pneumography) การวัดความเข้มข้นของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจออก (End Tidal CO<sub>2</sub> Capnography) และการวัดเสียงหายใจโดยใช้ไมโครโฟน ได้ดังตารางที่ 2.3

ตารางที่ 2.3 ข้อดีข้อเสียของวิธีการวัดอัตราการหายใจทั้ง 3 วิธี

วิธีการวัด	ข้อดี	ข้อเสีย
1. Impedance Pneumography	-นอกจากอัตราการหายใจแล้ว สามารถวัดปริมาตรอากาศที่หายใจได้ด้วย	-สัญญาณอ่อน -มีการรบกวนจากการเคลื่อนไหวของร่างกายมาก
2. NDIR End Tidal CO <sub>2</sub> Capnography	-เป็น non-invasive ใช้ต่อเข้ากับ Air way Adapter ได้สะดวก -มีความเที่ยงตรงสูง	-สัญญาณอ่อนมาก ต้องใช้เทคนิคและเครื่องมือขั้นสูงในการดึงสัญญาณออกจากสัญญาณรบกวน -มีราคาแพง
3. Respiration Sound using Microphone	-สามารถทำขึ้นเองได้ในราคาถูก	-สัญญาณอ่อนในขณะที่หายใจแผ่วเบาหรืออยู่ไกล มีเสียงรบกวนจากสภาพแวดล้อมมาก

จากตารางที่ 2.3 จะพบว่า วิธีการวัดอัตราการหายใจแต่ละแบบมีข้อดีข้อเสียแตกต่างกันไปด้วยข้อจำกัดของเวลาและงบประมาณ ในงานวิจัยนี้จะเลือกใช้วิธีวัดอัตราการหายใจโดยการวัดเสียงหายใจด้วยไมโครโฟนซึ่งสามารถทำขึ้นเองได้ในราคาถูก โดยจะใช้โมเดลการสร้างสรรค์ความคิดในบทที่ 4 สร้างแนวคิดในการพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาด้วยไมโครโฟนและหาทางแก้ปัญหาเสียงรบกวนจากสภาพแวดล้อมที่เป็นข้อเสียของการวัดเสียงหายใจด้วยไมโครโฟน

2.1.10 ท่อสั้นพ้อง (Resonance tube)

เสียงเกิดจากการเคลื่อนที่ของอากาศซึ่งมีลักษณะเป็นคลื่นจร เมื่อเสียงเดินทางผ่านเข้าไปในท่อ จะทำให้อากาศที่เคลื่อนที่อยู่ในท่อเกิดการสั่นพ้องขึ้นด้วยความถี่เรโซแนนซ์ซึ่งขึ้นกับความยาวของท่อ อากาศก็จะสั่นด้วยแอมพลิจูดมากขึ้น ทำให้เกิดเสียงดังมากขึ้นกว่าปกติ ปรากฏการณ์นี้เรียกว่า “การสั่นพ้องของเสียง” การสั่นพ้องของเสียงในท่อมี 2 ชนิด คือ ท่อปลายเปิด 1 ด้าน ปิด 1 ด้านและท่อชนิดปลายเปิดทั้งสองด้านซึ่งจะเกิดการสั่นพ้องขึ้นด้วยความถี่เรโซแนนซ์ที่ต่างกัน

1) การสั่นพ้องในท่อปลายเปิด 1 ด้าน ปิด 1 ด้าน เมื่อเสียงเคลื่อนที่จากปลายเปิดของท่อผ่านเข้าไปในท่อจนถึงปลายปิดของท่อ โมเลกุลของอากาศจะอยู่นิ่งกับที่ที่ปลายปิด เรียกว่าเกิดโนด (node) ของการเคลื่อนที่ของโมเลกุลของอากาศที่ปลายปิดดังรูปที่ 2.24 ส่วนความดันของอากาศจะแกว่งขึ้นลงสูงสุดที่ปลายปิด เรียกว่าเกิดแอนไทโนด (anti-node) ของความดันของอากาศที่ปลายปิด ดังนั้น ความยาวคลื่นของเสียงที่เกิดการสั่นพ้องจะขึ้นกับความยาวของท่อดังสมการ

$$\lambda = \frac{4L}{n} \dots \dots \dots (2.1)$$

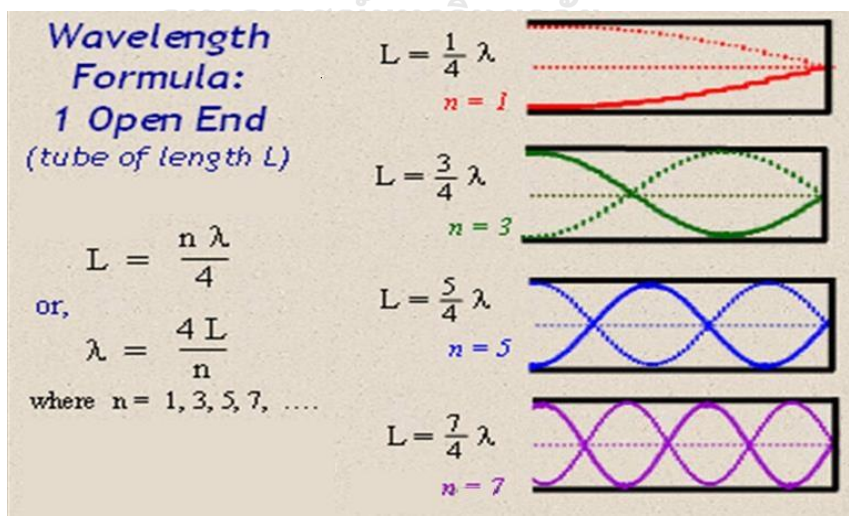
โดยที่ L = ความยาวของท่อ, n = 1, 3, 5, 7, ..... เลขคี่

และจากความสัมพันธ์ของความยาวคลื่น ( $\lambda$ ) ความถี่ ( $f$ ) และ ความเร็วของเสียง ( $v$ )

$$\lambda * f = v \dots \dots \dots (2.2)$$

ทำให้สามารถคำนวณหาความถี่มูลฐาน (Fundamental frequency) ได้ดังนี้

$$f = \frac{v}{\lambda} = \frac{v}{4L} \dots \dots \dots (2.3)$$



รูปที่ 2.24 การเกิดการสั่นพ้องในท่อปลายเปิด 1 ด้าน ปิด 1 ด้าน  
ที่มา : <http://www.sliderbase.com/spitem-1610-9.html>



2) การสั่นพ้องในท่อปลายเปิด 2 ด้าน เมื่อเสียงเคลื่อนที่จากปลายเปิดของท่อผ่านเข้าไปในท่อจนถึงปลายเปิดอีกด้านหนึ่งของท่อ ที่ปลายเปิดอีกด้านหนึ่งของท่อ โมเลกุลของอากาศจะมีแกว่งขึ้นลงไม่นิ่งอยู่กับที่ เรียกว่าเกิดแอนไทโนด (anti-node) ของการเคลื่อนที่ของอากาศที่ปลายเปิด ดังรูปที่ 2.25 ส่วนความดันของอากาศจะนิ่งอยู่กับที่ที่ปลายเปิด เรียกว่าเกิดโนด (node) ของความดันของอากาศที่ปลายเปิด ดังนั้น ความยาวคลื่นของเสียงที่เกิดการสั่นพ้องจะขึ้นกับความยาวของท่อดังสมการ

$$\lambda = \frac{2L}{n} \dots\dots\dots(2.4)$$

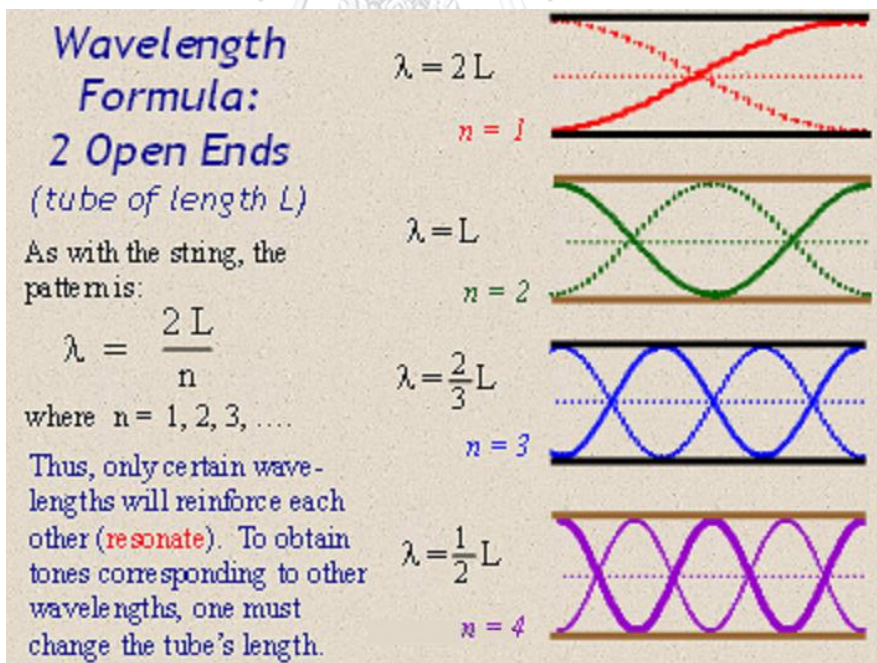
โดยที่ L = ความยาวของท่อ, n = 1, 2, 3, 4,.....เลขจำนวนเต็ม

และจากความสัมพันธ์ของความยาวคลื่น ( $\lambda$ ) ความถี่ ( $f$ ) และ ความเร็วของเสียง ( $v$ )

$$\lambda * f = v \dots\dots\dots(2.5)$$

ทำให้สามารถคำนวณหาความถี่มูลฐาน (Fundamental frequency) ได้ดังนี้

$$f = \frac{v}{\lambda} = \frac{v}{2L} \dots\dots\dots(2.6)$$



รูปที่ 2.25 การเกิดการสั่นพ้องในท่อปลายเปิด 2 ด้าน  
 ที่มา : <http://www.sliderbase.com/spitem-1610-9.html>

ในคนปกติ เสียงหายใจจากปอดจะมีช่วงความถี่ประมาณ 1,000 Hz แต่ส่วนใหญ่จะมีค่าสูงอยู่ในช่วง 60 - 600 Hz (Volker et al., 2000). เสียงเคลื่อนที่ด้วยความเร็วประมาณ 345 เมตรต่อวินาที โดยความเร็วของเสียงจะเท่ากับความเร็วคลื่นด้วยความยาวคลื่น เมื่อเราทราบความยาวท่อ ก็สามารถคำนวณหาความยาวคลื่นที่เกิดการสั่นพ้องได้ตามสูตรข้างบน และจากความยาวคลื่นที่ได้ ก็สามารถคำนวณหาความถี่ของเสียงที่ทำให้เกิดการสั่นพ้องได้ ดังนั้น เมื่อป้อนเสียงหายใจเข้าไปในท่อซึ่งมีปลายอีกข้างหนึ่งปิด จะเกิดการสั่นพ้องขึ้นที่ความถี่มูลฐานและความถี่ฮาร์โมนิกเลขคี่ซึ่งขึ้นกับความยาวของท่อและช่วงความถี่ของเสียงที่เคลื่อนที่เข้าไปในท่อ ซึ่งสามารถทดสอบและวิเคราะห์ได้โดยใช้โปรแกรม Audacity

### 3) ผลของเส้นผ่าศูนย์กลางของท่อ

เมื่อเส้นผ่าศูนย์กลางของท่อมีขนาดใหญ่ขึ้น จะมีผลทำให้ตำแหน่งการเกิดแอนไทโนด (anti-node) ของการเคลื่อนที่ของอากาศที่ปลายเปิด หรือ โหนด (node) ของความดันของอากาศที่ปลายเปิดเกิดขึ้นในตำแหน่งที่อยู่นอกปากท่อออกไป จำให้ต้องมีการชดเชยความยาวของท่อเพื่อให้ได้ค่าความถี่มูลฐานที่ถูกต้อง J.W.S. Baron Rayleigh, (1871) ได้ทำการทดลองแล้วเสนอค่าชดเชยความยาวของท่อในกรณีที่เส้นผ่าศูนย์กลางของท่อ D มีขนาดใหญ่ดังนี้ คือ  $\Delta L = 0.15 * D$

ในกรณีของท่อปลายหนึ่งปิดปลายหนึ่งเปิด จากสมการที่ 2.3 สามารถคำนวณหาความถี่มูลฐาน (Fundamental frequency) ได้ดังนี้

$$f = \frac{v}{\lambda} = \frac{v}{4(L + \Delta L)} \dots \dots \dots (2.7)$$

ในกรณีของท่อปลายเปิดทั้ง 2 ด้าน จากสมการที่ 2.6 สามารถคำนวณหาความถี่มูลฐาน (Fundamental frequency) ได้ดังนี้

$$f = \frac{v}{\lambda} = \frac{v}{2(L + \Delta L)} \dots \dots \dots (2.8)$$

จาก  $\Delta L = 0.15 * D$  และสมการที่ 5.9-5.10 ถ้าเส้นผ่าศูนย์กลางของท่อมีขนาดน้อยกว่า 10 % ของความยาวท่อ จะทำให้ค่าความยาวที่ต้องเอามาชดเชยมีค่าเพียง 1.5 % ของความยาวท่อ ซึ่งถือว่าน้อยมาก ไม่มีผลมากนักต่อความถี่มูลฐานที่เกิดการสั่นพ้อง ในการทดลอง ใช้ท่อที่มีเส้นผ่าศูนย์กลาง 6.0 มม. โดยมีความยาวท่อขนาดต่างๆตั้งแต่ 3 ถึง 160 ซม. ท่อที่มีขนาดยาวตั้งแต่ 10 ซม. ขึ้นไป จะไม่มีผลของเส้นผ่าศูนย์กลางของท่อ

#### 2.1.11 การคัดกรองผู้สงสัยว่าจะเป็นโรคหูดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น

การวินิจฉัยภาวะหูดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นนั้น ผู้ป่วยส่วนใหญ่มักจะมาพบแพทย์ด้วยอาการนอนกรนหรือมีอาการอ่อนเพลียง่วงนอนในเวลากลางวัน แพทย์จะซักประวัติโดยใช้

แบบสอบถามในการคัดกรองผู้ป่วยที่มีความเสี่ยงที่จะเป็นโรคหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น (OSA) มากน้อยเพียงใด แบบสอบถามที่ใช้เป็นส่วนใหญ่ได้แก่

- 1) Epworth Sleepiness Scale (ESS) ซึ่งประกอบด้วยคำถาม 8 ข้อ สำหรับใช้ประเมินความง่วงนอนในช่วงกลางวันในสถานการณ์ที่แตกต่างกัน
- 2) Berlin Questionnaire เป็นแบบสอบถามที่นำปัจจัยเสี่ยงของโรค OSA มาประเมินความเสี่ยงที่จะเป็นโรคประกอบด้วยคำถาม 10 ข้อซึ่งแบ่งเป็น 3 กลุ่ม ได้แก่ คำถามเกี่ยวกับเสียงกรน ภาวะง่วงนอนกลางวัน และการมีโรคประจำตัวความดันเลือดสูง หากผู้ป่วยตอบคำถาม positive ตั้งแต่สองกลุ่มคำถามขึ้นไป นับว่ามีความเสี่ยงสูงที่จะเป็นโรค OSA หากน้อยกว่าสองกลุ่มคำถามจะถือว่ามีความเสี่ยงต่ำ
- 3) STOP-Bang Questionnaire เป็นแบบสอบถามที่พัฒนาขึ้นเพื่อช่วยประเมินความเสี่ยงในการเป็น OSA ในผู้ป่วยทั่วไปที่กำลังจะได้รับการผ่าตัด โดยประกอบด้วยคำถามทั้งหมด 8 ข้อ ซึ่งประกอบด้วยคำถามเกี่ยวกับการกรนเสียงดัง ความเหนื่อยเพลียหรือง่วง การสังเกตพบลักษณะหยุดหายใจ โรคความดันเลือดสูง ดัชนีมวลกายที่บ่งบอกว่าเป็นโรคอ้วน อายุมากกว่า 50 ปี เส้นรอบคอมากกว่า 40 ซมและ เพศชาย โดยหากผู้ป่วยตอบแบบสอบถามได้ 3 คะแนนขึ้นไปให้ถือว่ามีความเสี่ยงที่จะเป็นโรค OSA

ในรายที่มีความเสี่ยงสูงจะได้รับการตรวจทางห้องปฏิบัติการซึ่งเรียกว่า การตรวจการนอนหลับ

(ที่มา : แนวทางการพัฒนาการวินิจฉัยและรักษาอนกรนและโรคหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นในประเทศไทยสำหรับผู้ใหญ่ พ.ศ. 2560)

#### 2.1.12 การตรวจการนอนหลับ

การตรวจการนอนหลับ (Sleep Test) เป็นการตรวจการทำงานของร่างกายขณะนอนหลับ เพื่อช่วยการวินิจฉัยโรคและประเมินความรุนแรงของโรคได้ เช่น การกระตุกของกล้ามเนื้อต่าง ๆ และพฤติกรรมที่ผิดปกติระหว่างการนอนหลับ โรคหยุดหายใจขณะหลับชนิดอุดกั้น ข้อมูลที่ได้จะนำมาใช้วางแผนหรือทำการรักษาให้ถูกต้อง

สมาคมความผิดปกติในการนอนหลับแห่งประเทศไทย (ASDA, 1994) ได้แบ่งวิธีการตรวจการนอนหลับออกเป็น 4 ประเภท ตามจำนวนช่องสัญญาณและรูปแบบการตรวจวัดดังรูปที่ 2.26

	Level I Standard polysomnography	Level II Comprehensive portable polysomnography	Level III Modified portable sleep apnea testing	Level IV Continuous single- or dual-bioparameter recording
Parameters	Minimum of seven, including EEG (C4-A1 or C3-A2), EOG, chin EMG, ECG, airflow, respiratory effort, oxygen saturation	Minimum of seven, including EEG (C4-A1 or C3-A2), EOG, chin EMG, ECG or heart rate, airflow, respiratory effort, oxygen saturation	Minimum of four, including ventilation (at least two channels of respiratory movement, or respiratory movement and airflow), heart rate or ECG, oxygen saturation	Minimum of one
Body position	Documented or objectively measured	May be objectively measured	May be objectively measured	Not measured
Leg movement	EMG or motion sensor desirable but optional	EMG or motion sensor desirable but optional	May be recorded	Not recorded
Personnel	In constant attendance	Not in attendance	Not in attendance	Not in attendance
Interventions	Possible	Not possible	Not possible	Not possible

Abbreviations used: EEG, electroencephalogram; EOG, electrooculogram; EMG, electromyogram; ECG, electrocardiogram.

## รูปที่ 2.26 การตรวจการนอนหลับ 4 ประเภทตามจำนวนช่องสัญญาณและรูปแบบการตรวจวัด

ที่มา : Ferber R et al., 1994

ตามรูปที่ 2.26 การตรวจการนอนหลับสามารถแบ่งได้เป็น 4 ระดับหรือ 4 ประเภท ดังนี้ คือ

### 1) การตรวจการนอนหลับแบบมาตรฐานประเภทที่ 1

การตรวจชนิดนี้เป็นการตรวจการนอนหลับระดับมาตรฐาน(Gold standard) เป็นวิธีที่ดีที่สุดในปัจจุบัน เพื่อใช้ในการวินิจฉัยและประเมินความรุนแรงของภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น โดยผู้ป่วยต้องนอนค้างคืนในห้องตรวจการนอนหลับ ซึ่งจัดให้มีสภาพแวดล้อมที่เงียบสบายคล้ายกับห้องนอนทั่วไป โดยเจ้าหน้าที่ตรวจการนอนหลับจะติดอุปกรณ์ในการตรวจการนอนหลับที่เชื่อมต่อไปยังจอแสดงผล และเฝ้าดูคลื่นสัญญาณจากพารามิเตอร์ต่าง ๆ ที่ส่งมายังจอแสดงผลตลอดทั้งคืน การติดตั้งอุปกรณ์ดังกล่าวมีอย่างน้อย 7 ช่องสัญญาณขึ้นไป ประกอบด้วย คลื่นไฟฟ้าสมอง คลื่นไฟฟ้าหัวใจ คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ การเคลื่อนไหวของลูกตา การวัดลมหายใจทางจมูกและ/หรือปาก การวัดการเคลื่อนไหวของทรวงอกและท้อง การวัดท่าทางการนอน เสียงกรน ความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด การขยับหรือกระตุกของขา เป็นต้น

### 2) การตรวจการนอนหลับประเภทที่ 2

การตรวจชนิดนี้มีการติดช่องสัญญาณอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับเช่นเดียวกับประเภทที่ 1 แต่ไม่มีเจ้าหน้าที่ตรวจการนอนหลับเฝ้าทั้งคืน และตรวจในสถานที่อื่นที่ไม่ใช่ห้องตรวจการนอนหลับ เช่น ในหอผู้ป่วย หรือ ในห้องไอซียู หรือทำนอกโรงพยาบาล เช่น บ้าน หรือที่พักของผู้ป่วย เป็นต้น

### 3) การตรวจการนอนหลับประเภทที่ 3

การตรวจชนิดนี้มีการติดอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับเพื่อวัดพารามิเตอร์สำคัญ 4-7 ช่องสัญญาณ โดยมีพารามิเตอร์ที่สำคัญคือ ระบบการหายใจขณะหลับ เช่น ลมหายใจเข้าออก และการเคลื่อนไหวของหน้าอกหรือท้อง ความอึดตัวของออกซิเจนในเลือด ระบบการทำงานของหัวใจ เช่น อัตราการเต้นของหัวใจ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ แต่พารามิเตอร์วัดระยะเวลาการนอนหลับจะไม่สามารถบอกได้ เนื่องจากไม่มีการติดอุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าสมอง

#### 4) การตรวจการนอนหลับประเภทที่ 4

การตรวจชนิดนี้มีการติดอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับเพื่อวัดพารามิเตอร์สำคัญเพียง 1 หรือ 2 ช่องสัญญาณ โดยวัดลมหายใจเข้าออก 1 ช่องสัญญาณ และ/หรือ วัดระดับออกซิเจนในเลือด 1 ช่องสัญญาณ โดยไม่มีเจ้าหน้าที่ตรวจการนอนหลับคอยเฝ้าดูแลผู้ป่วย โดยมักจะใช้ในการคัดกรองผู้ป่วยโดยให้ผู้ที่สงสัยว่ามีภาวะหยุดหายใจขณะหลับนำไปใช้วัดที่บ้านด้วยตนเอง

ส่วนการตรวจการนอนหลับประเภทที่ 2 ถึง 4 นั้นอาจเรียกรวมว่าอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพา (Portable Monitors) หรือปัจจุบันเรียกว่า Out of Center Sleep Test (OCST) เนื่องจากทำในสถานที่อื่นที่ไม่ใช่ห้องตรวจการนอนหลับ และไม่มีเจ้าหน้าที่ตรวจการนอนหลับเฝ้าทั้งคืน (Collop NA, 2011). ตัวอย่างอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาประเภทที่ 3 และที่ 4 สามารถดูได้ที่ภาคผนวก ซ (ที่มา : <http://www.sleepreviewmag.com>)

ในปัจจุบันมีการพัฒนาเครื่องมือหรือวิธีการตรวจการนอนหลับใหม่ ๆ เป็นจำนวนมาก บางอย่างไม่สามารถจำแนกตามหลักเกณฑ์ของ ASDA (1994) ดังกล่าวข้างต้นได้ ดังนั้นในปี 2011 สถาบันโรคจากการหลับแห่งประเทศไทยหรือ AASM ได้นำเสนอแนวทางการแบ่งประเภทแบบใหม่ เรียกว่า ระบบ SCOPER ซึ่งเป็นการประเมินชนิดของสัญญาณที่ตรวจวัดโดยแยกเป็น Sleep (S), Cardiovascular (C), Oximetry (O), Position (P), Effort (E) และ Respiratory (R) (Collop NA, 2011) ดังตารางที่ 2.4

ตารางที่ 2.4 การแยกประเภทของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับตามระบบ SCOPER

ที่มา : Collop NA, 2011

Sleep	Cardiovascular	Oximetry	Position	Effort	Respiratory
S <sub>1</sub> – Sleep by 3 EEG channels* with EOG and chin EMG	C <sub>1</sub> – more than 1 ECG lead – can derive events	O <sub>1</sub> – Oximetry (finger or ear) with recommended sampling	P <sub>1</sub> – Video or visual position measurement	E <sub>1</sub> – 2 RIP belts	R <sub>1</sub> – Nasal pressure and thermal device
S <sub>2</sub> – Sleep by less than 3 EEG* with or without EOG or chin EMG	C <sub>2</sub> – Peripheral arterial tonometry	O <sub>1x</sub> – Oximetry (finger or ear) without recommended sampling (per Scoring Manual) or not described	P <sub>2</sub> – Non-visual position measurement	E <sub>2</sub> – 1 RIP belt	R <sub>2</sub> – Nasal pressure
S <sub>3</sub> – Sleep surrogate: e.g. actigraphy	C <sub>3</sub> – Standard ECG measure (1 lead)	O <sub>2</sub> – Oximetry with alternative site (e.g. forehead)		E <sub>3</sub> – Derived effort (e.g. forehead versus pressure, FVP)	R <sub>3</sub> – Thermal device
S <sub>4</sub> – Other sleep measure	C <sub>4</sub> – Derived pulse (typically from oximetry)	O <sub>3</sub> – Other oximetry		E <sub>4</sub> – Other effort measure (including piezo belts)	R <sub>4</sub> – End-Tidal CO <sub>2</sub> (ETCO <sub>2</sub> )
	C <sub>5</sub> – Other cardiac measure				R <sub>5</sub> – Other respiratory measure

ตัวอย่างการตรวจการนอนหลับชนิดอื่น ๆ ในระบบ SCOPER ที่ได้รับการรับรองจาก FDA และมีค่าใช้จ่ายแพร่หลาย เช่น การตรวจ peripheral arterial tonometry ด้วย Watch-PAT และการตรวจวัดลมหายใจโดยใช้ ETCO<sub>2</sub> Capnometer ซึ่งถือเป็นเครื่องตรวจการนอนหลับประเภทที่ 4 นอกเหนือไปจากการตรวจวัดลมหายใจโดยใช้ Nasal Pressure Transducer และ/หรือ Thermal Sensor ในการตรวจตามปกติ

ค่าที่ได้จากการตรวจการนอนหลับประเภทที่ 1 และ 2 หรือ บางประเภทของระบบ SCOPER ที่มีการวัด sleep (S) มักรายงานเป็นค่าดัชนีหยุดหายใจและหายใจแผ่ว (apnea-hypopnea index; AHI) หรือ ดัชนีการหายใจถูกรบกวน (respiratory disturbance index; RDI) ส่วนการตรวจการนอนหลับประเภทที่ 3 และ 4 หรือบางประเภทของระบบ SCOPER ที่ไม่ได้มีการวัด sleep (S) จะรายงานเป็นค่าดัชนีเหตุการณ์เกี่ยวกับการหายใจ (respiratory event index; REI) โดยได้จากการคำนวณค่าเฉลี่ยของจำนวนการหยุดหายใจ (apnea) ร่วมกับการหายใจแผ่ว (hypopnea) และการตื่นตัวของสมองจากการพยายามหายใจ (respiratory effort-related arousal; RERA) ที่พบคิดเป็นจำนวนครั้งต่อชั่วโมงของเวลานอนหลับทั้งหมด (total sleep time; TST) หรือเวลายับบันทึกทั้งหมด (total recording time) เพื่อนำไปใช้สำหรับช่วยวินิจฉัยภาวะหยุดหายใจขณะหลับ

(ที่มา : แนวทางการพัฒนาการวินิจฉัยและรักษาอุดกรอนกรนและโรคหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกรันในประเทศไทยสำหรับผู้ใหญ่ พ.ศ. 2560)

ในงานวิจัยนี้ จะมุ่งเน้นไปที่อุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาประเภทที่ 4 ชนิด 1 ช่องสัญญาณเพื่อนำมาใช้เปรียบเทียบกับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น จากการทบทวนวรรณกรรม พบว่า AASM ได้กำหนดแนวทางเวชปฏิบัติสำหรับการใช้งานอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาเพื่อการวินิจฉัยในผู้ป่วยผู้ใหญ่ (Collop NA., 2007). ซึ่งได้กล่าวถึงอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาประเภทที่ 4 ชนิด 1 ช่องสัญญาณที่มีการใช้กัน คือ

- 1) เครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (Pulse Oximeter)
- 2) อุปกรณ์วัดการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิของลมหายใจ (Thermal sensor)
- 3) อุปกรณ์วัดการเปลี่ยนแปลงของความดันของลมหายใจที่รูจมูก (Nasal pressure transducer)
- 4) อุปกรณ์วัดการเปลี่ยนแปลงของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจออก (End Tidal CO<sub>2</sub> Sensor) (Collop NA., 2011)

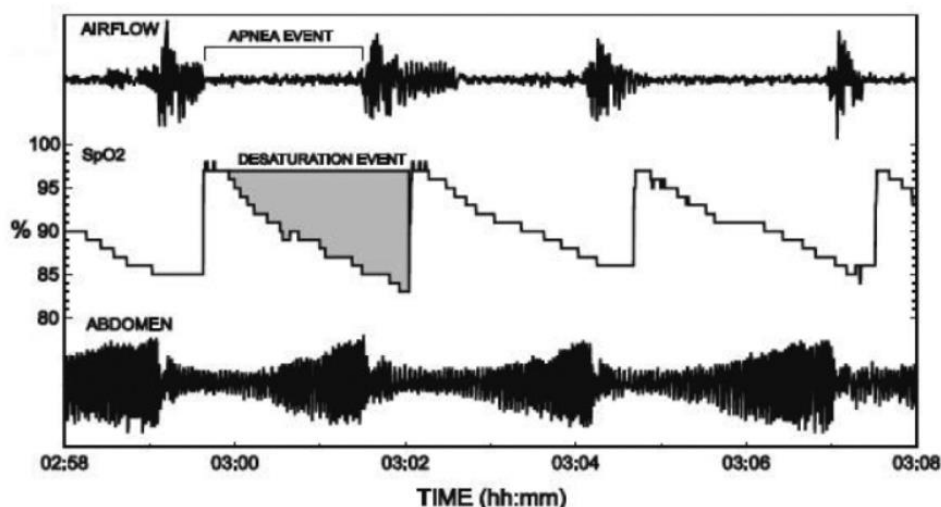
เทคโนโลยีที่ใช้ในอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาประเภทที่ 4 ดังกล่าวข้างต้นมีตัวอย่างและรายละเอียดดังนี้ คือ

- 1) เครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (Pulse Oximeter)

เป็นเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดโดยใช้หลักการดูดกลืนแสงของแสงที่ส่องจากด้านหนึ่งของปลายนิ้วไปยังตัวรับที่อยู่อีกด้านหนึ่ง โดยแสงที่ใช้นั้นจะมีความยาวคลื่นต่างกัน 2 ลำแสง เม็ดเลือดแดงที่ได้รับออกซิเจนจะดูดกลืนแสงอินฟราเรดที่มีความยาวคลื่น 940 nm ในขณะที่เม็ดเลือดแดงที่ปล่อยออกซิเจนออกไปแล้วจะดูดกลืนแสงสีเขียวที่มีความยาวคลื่น 660 nm ทำให้สามารถวัดปริมาณเม็ดเลือดแดงทั้ง 2 แบบ ได้แล้วนำมาคำนวณหาค่าความเข้มข้นหรือความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดได้ดังนี้

$$SpO_2 = \frac{Oxyhemoglobin*100}{Oxyhemoglobin+Deoxyhemoglobin} \dots\dots\dots(2.9)$$

นอกจากการวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแล้ว Pulse Oximeter ยังสามารถวัดค่าชีพจรได้ด้วย ค่าที่วัดได้จะเปลี่ยนแปลงขึ้นอยู่กับปริมาณออกซิเจนในเลือด ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดปกติจะอยู่ที่ 95-100% Pulse Oximeter สามารถนำมาใช้วัดภาวะหยุดหายใจขณะหลับได้ โดยดูจากการลดลงของค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดดังรูปที่ 2.27



รูปที่ 2.27 การลดลงของค่าความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดในขณะที่เกิดภาวะหยุดหายใจขณะหลับ

ที่มา : Dastan et al., 2018

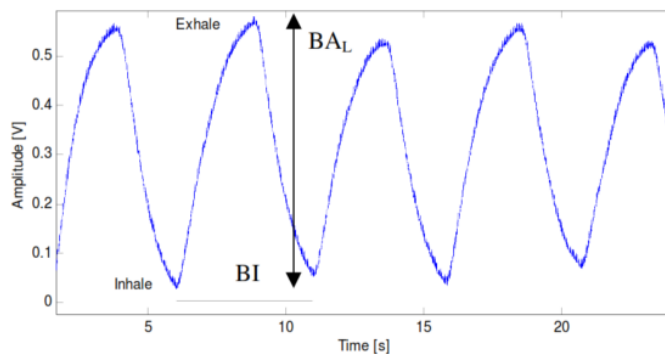
เครื่อง Pulse Oximeter จะคำนวณค่า ODI หรือ Oxygen Desaturation Index ซึ่งหมายถึงจำนวนครั้งที่ความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดลดต่ำกว่าค่าที่กำหนดต่อจำนวนชั่วโมงการนอนหลับ เช่น ODI 3% คำนวณโดยคิดจากจำนวนครั้งของการเกิดภาวะออกซิเจนในเลือดลดต่ำกว่าหรือมากกว่า 3%หารด้วยเวลาที่นอนหลับ งานวิจัยพบว่าค่า ODI นี้มีความสัมพันธ์และสอดคล้องกับค่า AHI เป็นอย่างดี (Dastan et al., 2018)

ข้อดีของ Pulse Oximeter คือ มีขนาดเล็ก ใช้งานง่ายและราคาถูก (Vazquez et al., 2000) แต่ข้อเสียคือสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหวของร่างกายมีผลต่อความถูกต้อง (Jopling et al., 2000).

## 2) Thermal Sensor

เป็นอุปกรณ์วัดการเปลี่ยนแปลงของลมหายใจโดยวัดอุณหภูมิของลมหายใจเข้าออกที่เปลี่ยนไปด้วยเซนเซอร์วัดความร้อนแล้วแปลงเป็นสัญญาณไฟฟ้า มี 2 แบบคือ แบบ Thermistor ซึ่งใช้คุณสมบัติการเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานทางไฟฟ้าอันเนื่องมาจากอุณหภูมิของลมหายใจเข้าออก และแบบ Thermocouple ซึ่งใช้คุณสมบัติการเกิดความต่างศักย์ทางไฟฟ้าที่เกิดขึ้นระหว่างปลายทั้ง 2 ของโลหะ 2 ชนิดที่เชื่อมปลายอีกข้างหนึ่งเข้าด้วยกันแล้วนำไปรองรับลมหายใจเข้าออก ซึ่งความต่างศักย์ทางไฟฟ้าที่วัดได้จะเปลี่ยนแปลงไปตามอุณหภูมิที่เปลี่ยนไปของลมหายใจเข้าออก (Emil et al., 2001 & Hayley et al., 2018) ดังตัวอย่างในรูปที่ 2.28





Single channel breathing signal;  $BA_L$  – left nostril breath amplitude; BI – breath interval.

### รูปที่ 2.28 การวัดการเปลี่ยนแปลงของลมหายใจเข้าออกด้วยเซนเซอร์วัดความร้อน

ที่มา : Emil et al., 2001

ขนาดของสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากเซนเซอร์วัดความร้อนจะมีความสัมพันธ์กับขนาดของลมหายใจเป็นแบบไม่เชิงเส้น จึงทำให้การแสดงค่าการหายใจแล้วไม่ถูกต้อง ไม่เหมาะที่จะใช้ตรวจวัด Hypopnea ส่วนใหญ่จะใช้ในการวัดค่าหยุดหายใจแบบ Apnea (AbdelKebir Sabil et al, 2019 & Farré et al., 1998).

### 3) Nasal Pressure Transducer

เป็นอุปกรณ์วัดการเปลี่ยนแปลงของลมหายใจโดยใช้เซนเซอร์ตรวจวัดการเปลี่ยนแปลงของความดันของลมหายใจเข้าออก สัญญาณที่ได้มีความสัมพันธ์เชิงเส้นกับลมหายใจค่อนข้างดี สามารถตรวจจับได้ทั้งเหตุการณ์หยุดหายใจหรือหายใจแล้ว (Masa et al, 2014) ดังตัวอย่างในรูปที่ 2.29 แต่ในการตรวจการนอนหลับแบบมาตรฐานประเภทที่ 1 Nasal Pressure Transducer จะใช้ร่วมกับ Thermal Sensor โดยให้ Thermal Sensor ตรวจจับ Apnea ในขณะที่ให้ Nasal Pressure Transducer คอยตรวจจับ Hypopnea (Rick Swanson., 2011)

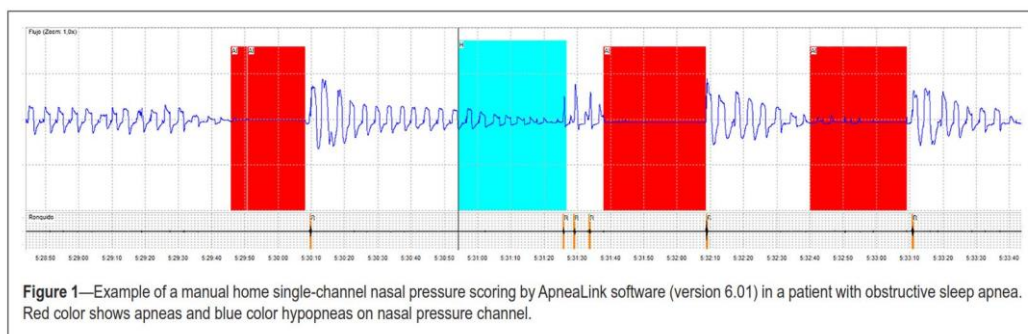


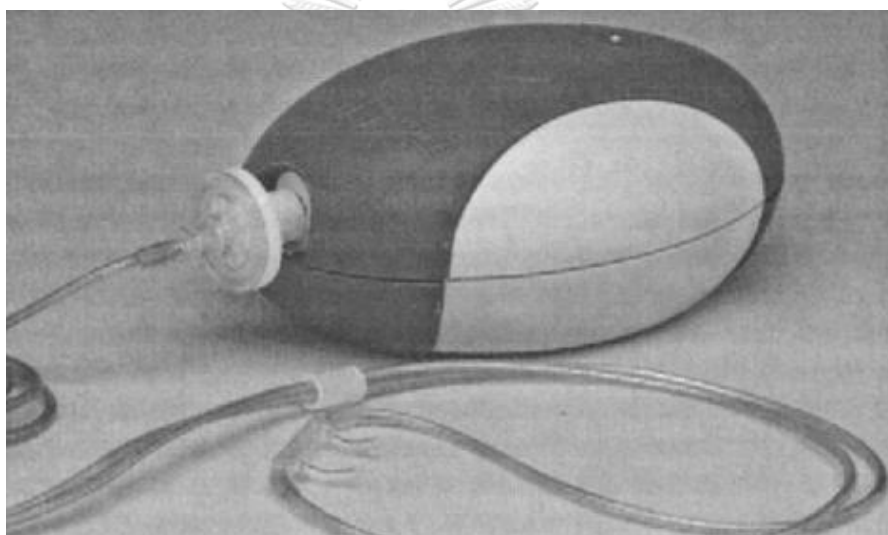
Figure 1—Example of a manual home single-channel nasal pressure scoring by ApneaLink software (version 6.01) in a patient with obstructive sleep apnea. Red color shows apneas and blue color hypopneas on nasal pressure channel.

### รูปที่ 2.29 ตัวอย่างสัญญาณลมหายใจเข้าออกที่ตรวจวัดด้วย Nasal Pressure Transducer

ที่มา : Masa et al., 2014

รูปที่ 2.29 เป็นตัวอย่างสัญญาณลมหายใจเข้าออกที่ตรวจวัดด้วย Nasal Pressure Transducer บริเวณแถบสีแดงจะแสดงการเกิดเหตุการณ์หยุดหายใจ (Apnea) ส่วนบริเวณแถบสีฟ้าจะแสดงการเกิดเหตุการณ์หายใจแผ่ว (Hypopnea) มีงานวิจัยอยู่เป็นจำนวนมากที่ทำการเปรียบเทียบการใช้ Nasal Pressure Transducer ในการตรวจจับภาวะหยุดหายใจขณะหลับเทียบกับอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับมาตรฐานประเภทที่ 1 ที่เรียกว่า Polysomnography ซึ่งได้ผลออกมาใกล้เคียงกัน เช่น Jin et al. (2015), Wong et al. (2008) และ Crowley et al. (2013).

รูปที่ 2.30 เป็นตัวอย่างเครื่องวัดความดันลมหายใจ (Flow Wizard) ซึ่งจะทำการบันทึกความดันลมหายใจจากรูจมูกผ่านท่อหายใจทางจมูก(Nasal Cannula) ไปยัง Nasal Pressure Transducer ซึ่งสามารถต่อสายไปแสดงผลบนคอมพิวเตอร์ผ่าน USB Port



รูปที่ 2.30 ตัวอย่างเครื่องวัดความดันลมหายใจ (Flow Wizard)

ที่มา : Wong et al., 2008

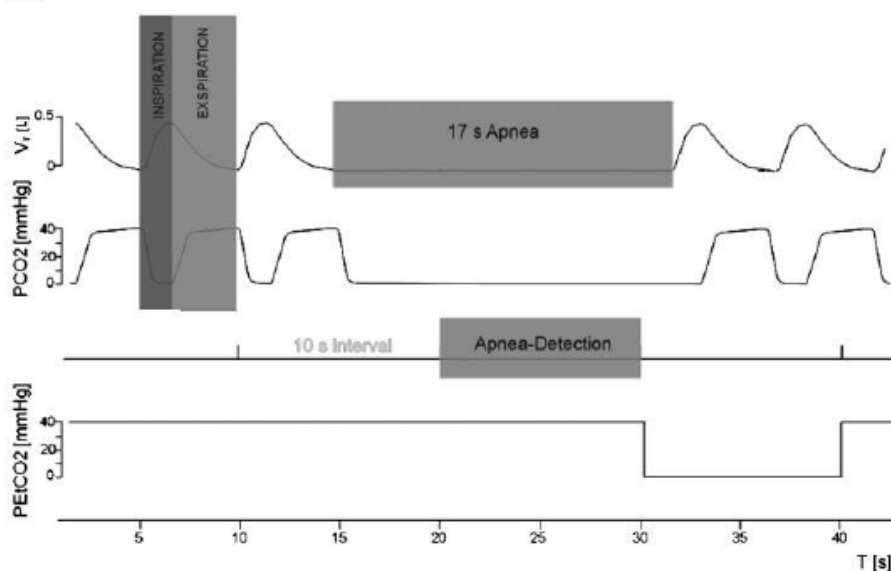
เครื่องวัดความดันลมหายใจ (Flow Wizard) จะคำนวณค่า RDI โดยอัตโนมัติระหว่างการบันทึกลมหายใจเข้าออก ค่า RDI นี้จะรวมทั้ง Apnea และ Hypopnea ทั้งหมดที่เกิดขึ้นใน 1 ชั่วโมง โดยที่ Apnea จะวัดจากสัญญาณลมหายใจลดต่ำกว่าค่าปกติมากกว่าหรือเท่ากับ 90% เป็นระยะเวลาเท่ากับหรือมากกว่า 10 วินาที ส่วน Hypopnea จะวัดจากสัญญาณลมหายใจตกลงมามากกว่าหรือเท่ากับ 50% เป็นเวลาเท่ากับหรือมากกว่า 10 วินาที ค่า RDI ที่วัดได้นี้จะมีความใกล้เคียงกับค่า AHI ที่วัดด้วย Polysomnography (Heitman et al., 2002)

#### 4) ETCO<sub>2</sub> Sensor

เป็นเครื่องวัดความเข้มข้นของ  $\text{CO}_2$  ในลมหายใจเข้าออก และจะแสดงค่าความเข้มข้นของ  $\text{CO}_2$  สูงสุดในขณะที่หายใจออกสุด (End Tidal  $\text{CO}_2$ ) การทำงานใช้หลักการดูดกลืนแสงอินฟราเรดของ  $\text{CO}_2$  ที่มีความยาวคลื่นเฉพาะ (4.26  $\mu\text{m}$ ) มาคิดคำนวณหาการเปลี่ยนแปลงของ  $\text{CO}_2$  ในลมหายใจเข้าออกได้

มีงานวิจัยที่นำ  $\text{ETCO}_2$  Sensor มาใช้ในการดูแลติดตามผู้ป่วยที่เป็นโรคหลอดเลือดสมองในห้อง ICU เพื่อประเมินภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นพบว่าค่า AHI ที่ได้มีความน่าเชื่อถือใกล้เคียงกับค่า AHI ที่ได้จาก Cardio-Respiratory Polygraph (CRP) (Dziewas, R et al., 2005)

ตามรูปที่ 2.31  $\text{CO}_2$  ในลมหายใจออกจะถูกวัดอย่างต่อเนื่องผ่านทางท่อหายใจ (Nasal Prongs) ค่าสูงสุดของ  $\text{CO}_2$  จะถูกวัดทุก 10 วินาทีและแสดงผล เป็นค่า  $\text{ETCO}_2$  ดังนั้นกว่าจะตรวจพบการตกลงของค่า  $\text{ETCO}_2$  อาจจะใช้เวลา 10-20 วินาทีหลังจากการเกิด Apnea หรือ Hypopnea ขึ้นอยู่กับจุดเริ่มต้นในการหาค่าสูงสุดของ  $\text{ETCO}_2$  ในช่วง 10 วินาทีว่าอยู่ที่ไหนดังรูปที่ 2.31 ดังนั้นเวลาในการตรวจพบการเกิด Apnea หรือ Hypopnea อาจล่าช้าไป 10-20 วินาที ในการคำนวณหาค่า AHI นั้น จะคำนวณจากจำนวนครั้งที่ค่า  $\text{ETCO}_2$  ตกลงมากกว่า 50% ต่อชั่วโมง โดยไม่แยกแยะว่าเป็น Apnea หรือ Hypopnea เนื่องจากวัตถุประสงค์ในการวัดด้วย  $\text{ETCO}_2$  นั้นต้องการเพียงเพื่อใช้ในการคัดกรองเท่านั้น (Dziewas, R et al., 2005)



รูปที่ 2.31 ตัวอย่างการใช้  $\text{ETCO}_2$  Sensor ในการตรวจจับ Apnea หรือ Hypopnea

ที่มา : Dziewas, R et al., 2005

เทคโนโลยีการตรวจการนอนหลับประเภทที่ 4 ชนิด 1 ช่องสัญญาณที่กล่าวมาทั้ง 4 ชนิดข้างต้นมีทั้งข้อดีและข้อเสีย ดังตารางที่ 2.5

ตารางที่ 2.5 เปรียบเทียบเทคโนโลยีระหว่างอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับประเภทที่ 4 ชนิด 1 ช่องสัญญาณ

ชื่ออุปกรณ์	เทคโนโลยีที่ใช้	ข้อดี	ข้อเสีย	หมายเหตุ
Oximeter	วัดการดูดกลืนแสงของเม็ดเลือดแดงที่ชุ่ม ออกซิเจนกับเม็ดเลือดแดงที่ปลอดออกซิเจนที่เปลี่ยนแปลงไปตามจังหวะการหายใจ	มีขนาดเล็ก ใช้งานสะดวก ราคาถูก (Whitelaw et al., 2005)	ตอบสนองช้า มีความผิดพลาดจากการเคลื่อนไหว ร่างกายสูง (Robertson, F. A., & Hoffman, G. M., 2004)	ส่วนใหญ่จะใช้ร่วมกับอุปกรณ์อื่น ๆ ในการตรวจการนอนหลับ ไม่ปรากฏว่ามีผลิตภัณฑ์ที่ใช้ Oximeter เพียง 1 ช่องสัญญาณในการคัดกรองผู้ป่วย (Rofail et al., 2010B).
Thermal Sensor	วัดลมหายใจโดยใช้ตัวตรวจจับอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงของลมหายใจเข้าออก	มีขนาดเล็ก ราคาถูก ตอบสนองเร็ว (Emil et al., 2001 & Hayley et al., 2018)	ความสัมพัทธ์ไม่เชิงเส้น ตรวจ Hypopnea ได้ลำบาก (Budhiraja et al., 2005)	ส่วนใหญ่จะใช้ร่วมกับอุปกรณ์อื่น ๆ ในการตรวจการนอนหลับ ไม่ปรากฏว่ามีผลิตภัณฑ์ที่ใช้ Thermal Sensor เพียง 1 ช่องสัญญาณในการคัดกรองผู้ป่วย
Nasal Pressure Transducer	วัดลมหายใจโดยใช้ตัวตรวจจับความดันที่เปลี่ยนแปลงของลมหายใจเข้าออก	ตอบสนองได้ดี มีความสัมพันธ์เชิงเส้น ใช้ตรวจจับได้ทั้ง Apnea และ Hypopnea (Masa et al., 2014)	ต้องใส่ท่อหายใจทางจมูก (Nasal Cannula) ทำให้อึดอัดและหลุดง่าย และเกิดความ	มีการวิจัยในห้องแล็บในชื่อของ Flow Wizard แต่ไม่ปรากฏว่ามีผลิตภัณฑ์ที่ใช้ Nasal Pressure Transducer เพียง 1 ช่องสัญญาณในการ

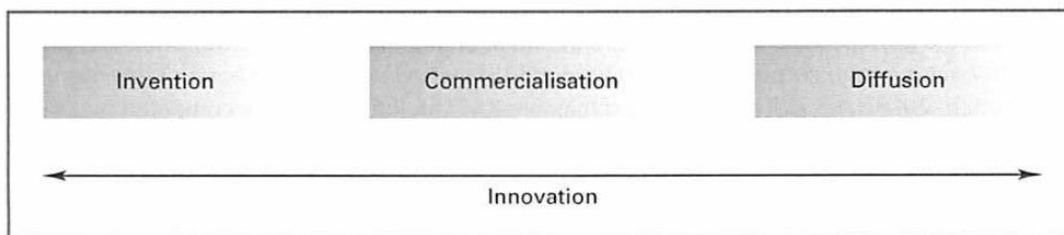
			คลาดเคลื่อนได้ เมื่อมีการหายใจ ทางปาก (AbdelKebir Sabil et al., 2019).	คัดกรองผู้ป่วย (Rofail et al., 2010A).
ETCO <sub>2</sub> Sensor	วัดลมหายใจโดยใช้ตัวตรวจจับคาร์บอนไดออกไซด์ที่เปลี่ยนแปลงของลมหายใจเข้าออก	มีความแม่นยำสูงใช้วัดได้ทั้งคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจและวัดอัตราการหายใจ (Nagler, J., & Krauss, B. 2008)	ราคาแพง ตอบสนองช้า ไม่สามารถแยก ระหว่าง Apnea กับ Hypopnea ได้ (Dziewas, R et al., 2005)	มีใช้ตามโรงพยาบาล ในห้องไอซียูและห้อง ผู้ป่วยหลังผ่าตัดเพื่อ ติดตามอัตราการ หายใจ ไม่ปรากฏว่ามี ผลิตภัณฑ์ที่ใช้ ETCO <sub>2</sub> Sensor เพียง 1 ช่องสัญญาณในการ คัดกรองผู้ป่วย (T. F. Morley,1990)

## 2.2 การทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องกับนวัตกรรมและการจัดการ

ในส่วนนี้ผู้วิจัยทำการทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องกับนวัตกรรมและกระบวนการจัดการ โดยเน้นเฉพาะเรื่องที่มีความสำคัญและได้ถูกใช้ในงานวิจัยนี้

### 2.2.1 นวัตกรรมและกระบวนการนวัตกรรม

นวัตกรรม (Innovation) มีรากศัพท์จากคำว่า Innovare แปลว่า ทำสิ่งใหม่ขึ้นมา คำนิยามของคำว่า นวัตกรรมมีหลากหลายมุมมอง อาทิ เช่น Smith (2006) ให้ความหมายของนวัตกรรมว่า ประกอบขึ้นองค์ประกอบ 3 อย่าง คือ การประดิษฐ์ การนำออกสู่ตลาด และการแพร่หลายเป็นที่ยอมรับของตลาด ดังรูปที่ 2.32



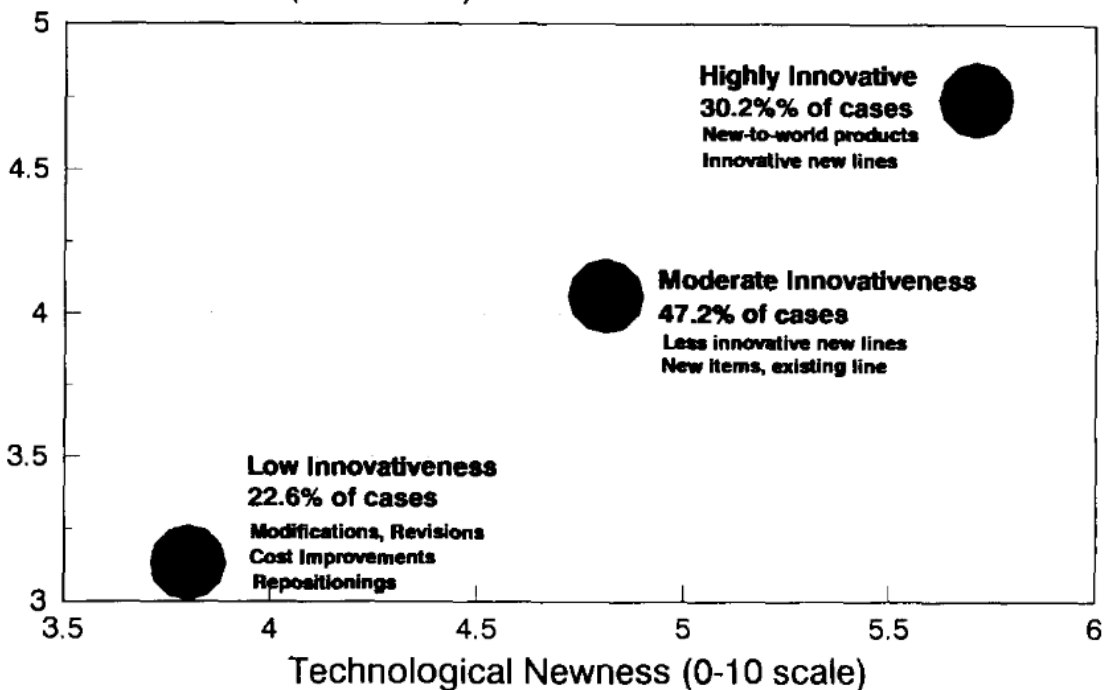
รูปที่ 2.32 ความหมายของนวัตกรรม

ที่มา : Smith, 2006

Peter Drucker นิยามความหมาย นวัตกรรม ในมุมมองของการเป็นผู้ประกอบการว่าเป็นเครื่องมือเฉพาะของผู้ประกอบการในการแสวงหาประโยชน์และโอกาสจากการเปลี่ยนแปลงต่าง ๆ เพื่อสร้างธุรกิจและบริการที่แตกต่างจากคู่แข่ง (Peter, 1985).

Kleinschmidt. & Cooper. (1991) ได้เสนอนิยามของระดับความใหม่ของนวัตกรรม (Degree of Newness of Innovation) ว่า ประกอบด้วยระดับความใหม่ของเทคโนโลยีและระดับความใหม่ของตลาด โดยได้ทำการวิเคราะห์ผลิตภัณฑ์ 3 โครงการเพื่อประเมินระดับความใหม่ของนวัตกรรมได้ผลเป็นระดับต่ำ ระดับปานกลาง และระดับสูงดังรูปที่ 2.33

**Market Newness (0-10 scale)**



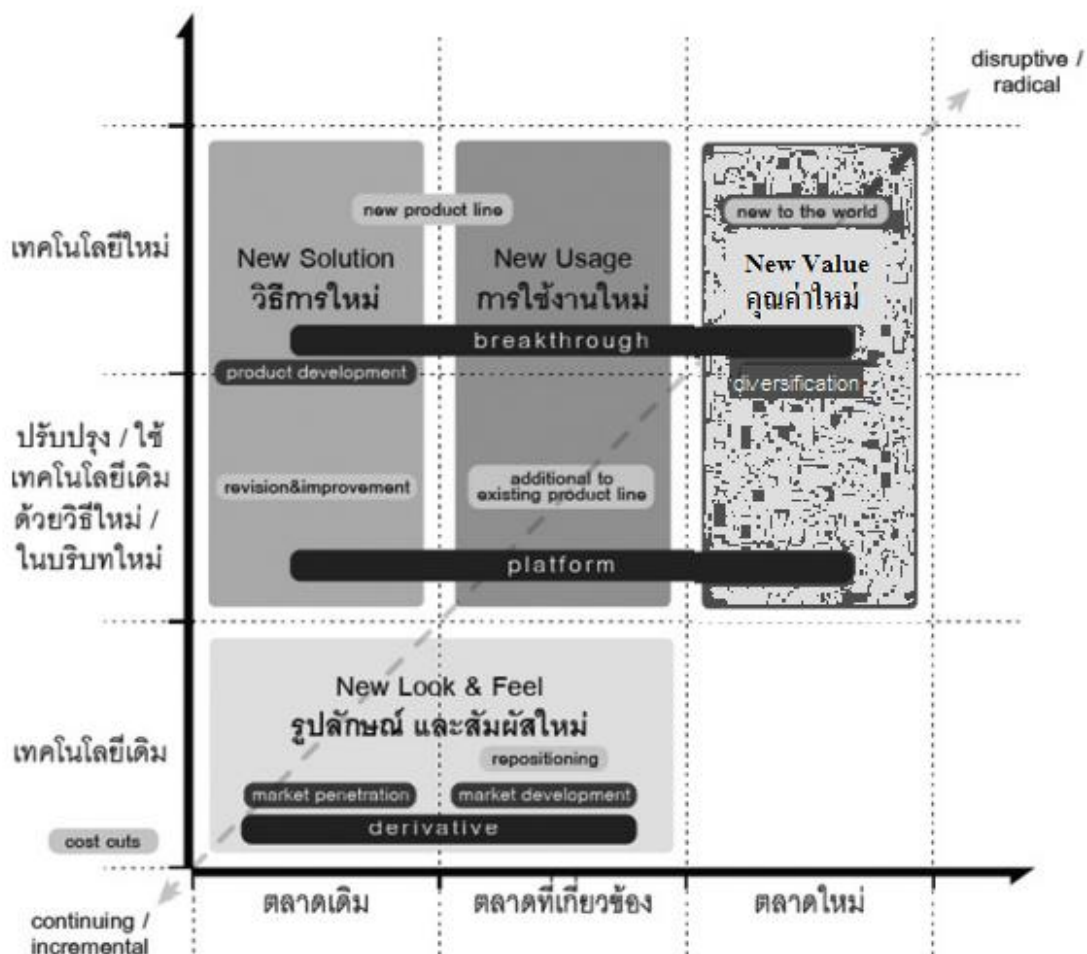
รูปที่ 2.33 การวิเคราะห์ผลิตภัณฑ์ 3 โครงการเพื่อประเมินระดับความใหม่ของนวัตกรรม

ที่มา : Kleinschmidt. & Cooper., 1991

ศ.ดร.ศุภวรรณ ตันตยานนท์ (2558) ได้เสนอวิธีการสังเคราะห์นวัตกรรมจากทฤษฎี นวัตกรรมต่าง ๆ โดยแบ่งเป็น 3 มุมมอง ดังนี้ คือ

- 1) Descriptive ทฤษฎีนวัตกรรมนั้นสามารถอธิบายปรากฏการณ์ที่เกิดขึ้นได้ชัดเจน
- 2) Analytical ทฤษฎีนวัตกรรมนั้นสามารถวิเคราะห์การเชื่อมโยงต่าง ๆ ได้อย่างมีเหตุผล
- 3) Predictive ทฤษฎีนวัตกรรมนั้นสามารถทำนายหรือคาดการณ์อนาคตเพื่อพัฒนาสิ่งที่ยังไม่เกิดขึ้นได้

ผศ.ดร.ไปรมา อิศรเสนา ณ อยุธยา (2010) ได้เสนอวิธีการจัดจำแนกประเภทโครงการ พัฒนาผลิตภัณฑ์ตามระดับนวัตกรรมแห่งคุณค่าหรือ VIPP (Value Innovation Strategic Product Planning) โดยจัดจำแนกโครงการนวัตกรรมออกเป็น 4 ระดับ คือ การพัฒนารูปลักษณ์และสัมผัส ใหม่ (new look & feel) การพัฒนาวิธีการแก้ปัญหาใหม่ (new solution) การพัฒนาการใช้งานใหม่ (new usage) และการพัฒนาคุณค่าผลิตภัณฑ์ใหม่ (new value) เพื่อให้เอื้อต่อการอธิบายรายละเอียด ของวิธีการทำงานที่แตกต่างกันอย่างชัดเจนและเชื่อมโยงข้อมูลจากขั้นตอนการสำรวจโอกาสสร้าง นวัตกรรม ไปสู่การสังเคราะห์ความคิด การคิดสรรความคิด และการพัฒนาและทดสอบแนวคิด เพื่อให้เกิดการทำงานอย่างต่อเนื่องและราบรื่น โดยได้ผนวกแนวคิดของ Wheelwright and Clark (1992) เรื่องความใหม่ในแง่การเปลี่ยนแปลงของผลิตภัณฑ์และกระบวนการผลิตเป็นเกณฑ์ในการ จำแนกโครงการออกเป็น 3 ประเภท ได้แก่ โครงการพัฒนาผลิตภัณฑ์นวัตกรรมขั้นสูง (breakthrough project) โครงการพัฒนาฐานผลิตภัณฑ์ (platform project) และโครงการพัฒนา ผลิตภัณฑ์ที่คล้ายเดิม (derivative project) ดังรูปที่ 2.34



รูปที่ 2.34 แผนภูมิแสดงความสัมพันธ์ของการแบ่งประเภทโครงการตามเกณฑ์ระดับนวัตกรรมเชิงคุณค่าทางเทคโนโลยี และตลาด  
ที่มา : ไปรมา อิศรเสนา ณ อยุธยา, 2010

นอกจากนี้ ในรูปที่ 2.34 ยังได้เปรียบเทียบให้เห็นความสัมพันธ์ระหว่างประเภทโครงการตามเกณฑ์ระดับนวัตกรรมเชิงคุณค่ากับโครงการตามเป้าหมายเชิงกลยุทธ์ของผลิตภัณฑ์ตามเกณฑ์ความใหม่ต่อองค์กรและตลาดของ Booz et. Al (1982) ซึ่งแบ่งออกเป็น 6 ประเภท คือ ผลิตภัณฑ์ใหม่ของโลก (new-to-the-world products), สายผลิตภัณฑ์ใหม่ขององค์กร (new product lines), ผลิตภัณฑ์เสริมในสายผลิตภัณฑ์ เดิม (additional to existing product line), การปรับปรุงผลิตภัณฑ์ที่มีอยู่ เดิม (revisions or Improvement to existing product line), การวางตำแหน่งผลิตภัณฑ์ใหม่ (repositionings), และผลิตภัณฑ์ที่ตัดราคา (cost reductions)



Smith (2006) แบ่งประเภทของนวัตกรรมไว้ 3 แบบ โดยใช้เกณฑ์จากรูปแบบและกระบวนการพัฒนา ได้แก่

- 1) นวัตกรรมผลิตภัณฑ์ (Product Innovation) คือ ผลิตภัณฑ์ที่คิดค้นใหม่ สามารถจับต้องได้
- 2) นวัตกรรมบริการ (Service Innovation) คือ กระบวนการบริการที่มีแนวคิดใหม่ ซึ่งผู้รับบริการได้รับประโยชน์และคุณค่า
- 3) นวัตกรรมกระบวนการ (Process Innovation) คือ กระบวนการ หลักการทำงานที่พัฒนาใหม่ เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพและประสิทธิผล

ภายหลัง Chesbrough (2010) ได้นำเสนอนวัตกรรมรูปแบบใหม่ จัดเป็นแบบที่ 4 คือ

- 4) นวัตกรรมรูปแบบการทำธุรกิจ (Business Model Innovation) หมายถึง นวัตกรรมเกี่ยวกับแนวคิดและแนวทางในการดำเนินธุรกิจให้ประสบผลสำเร็จ (เรวัต, 2552)

Henderson และ Clark (1990) แบ่งประเภทของนวัตกรรมโดยใช้การเกณฑ์การเปลี่ยนแปลงเชิงชิ้นส่วนประกอบกับการเปลี่ยนแปลงเชิงระบบหรือโครงสร้างสถาปัตยกรรม ซึ่งแบ่งได้เป็น 4 ประเภทตามรูปที่ 2.35

		Core Concepts	
		Reinforced	Overturned
Linkages between Core Concepts and Components	Unchanged	Incremental Innovation	Modular Innovation
	Changed	Architectural Innovation	Radical Innovation

รูปที่ 2.35 การแบ่งลักษณะนวัตกรรมตามโมเดลของ Henderson และ Clark

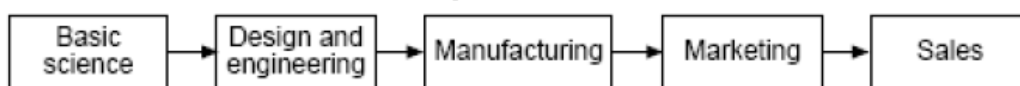
ที่มา : Henderson and Clark, 1990

โดยอธิบายของนวัตกรรมแต่ละประเภทได้ดังนี้

- 1) นวัตกรรมแบบพลิกโฉม (Radical innovation) หมายถึง นวัตกรรมที่เปลี่ยนแปลงทั้งชิ้นส่วนประกอบและระบบหรือ โครงสร้างสถาปัตยกรรม
- 2) นวัตกรรมแบบต่อเนื่อง (Incremental innovation) หมายถึง นวัตกรรมที่เกิดจากการปรับปรุงด้านชิ้นส่วนประกอบให้ได้ประโยชน์มากขึ้น แต่ระบบหรือ โครงสร้างสถาปัตยกรรมยังเหมือนเดิม
- 3) นวัตกรรมเปลี่ยนชิ้นส่วนประกอบใหม่ (Modular innovation) หมายถึง นวัตกรรมที่นำชิ้นส่วนประกอบใหม่มาใช้ โดยไม่มีการเปลี่ยนระบบหรือ โครงสร้างสถาปัตยกรรม
- 4) นวัตกรรมเชิงสถาปัตยกรรม (Architectural innovation) หมายถึง นวัตกรรมที่เป็นการนำระบบการทำงานรูปแบบใหม่หรือ โครงสร้างสถาปัตยกรรมใหม่เข้ามาใช้ โดยไม่เปลี่ยนชิ้นส่วนประกอบเดิม

Rothwell (1994) กล่าวว่ากระบวนการสร้างนวัตกรรมในแต่ละยุคสมัยจะมีอิทธิพลทั้งจากภายในองค์กรและภายนอกองค์กรเข้ามาเป็นแรงผลักดัน และได้แบ่งกระบวนการสร้างนวัตกรรมในแต่ละยุคดังนี้

- 1) ยุคที่ 1 ใช้เทคโนโลยีเป็นแรงผลักดันในการสร้างนวัตกรรม เพื่อให้เกิดผลิตภัณฑ์ใหม่ (Technology Push Model) ตามรูปที่ 2.36



รูปที่ 2.36 เทคโนโลยีเป็นแรงผลักดันในการสร้างนวัตกรรม

ที่มา : Rothwell., 1994

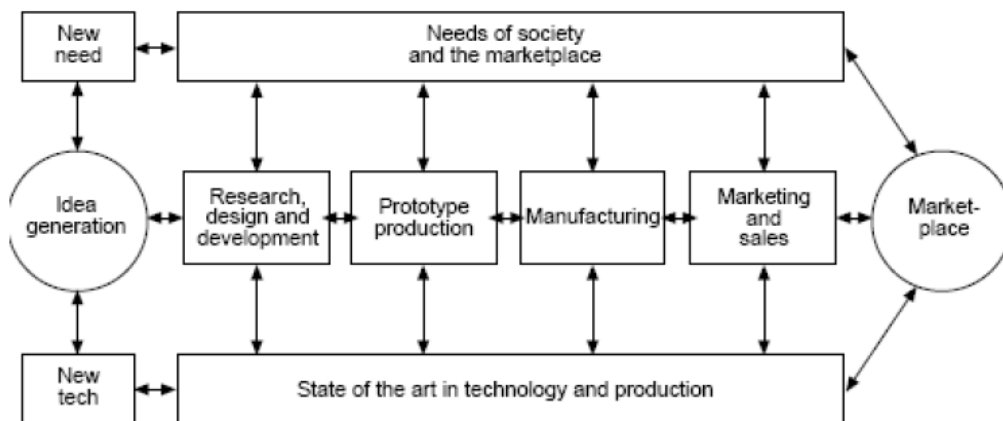
- 2) ยุคที่ 2 การสร้างนวัตกรรมโดยอาศัยความต้องการของตลาด เป็นตัวกำหนดแนวทางในการพัฒนานวัตกรรม เพื่อตอบสนองความต้องการของผู้บริโภค (Demand Pull Model) ตามรูปที่ 2.37



รูปที่ 2.37 ตลาด เป็นตัวกำหนดแนวทางในการพัฒนานวัตกรรม

ที่มา : Rothwell., 1994

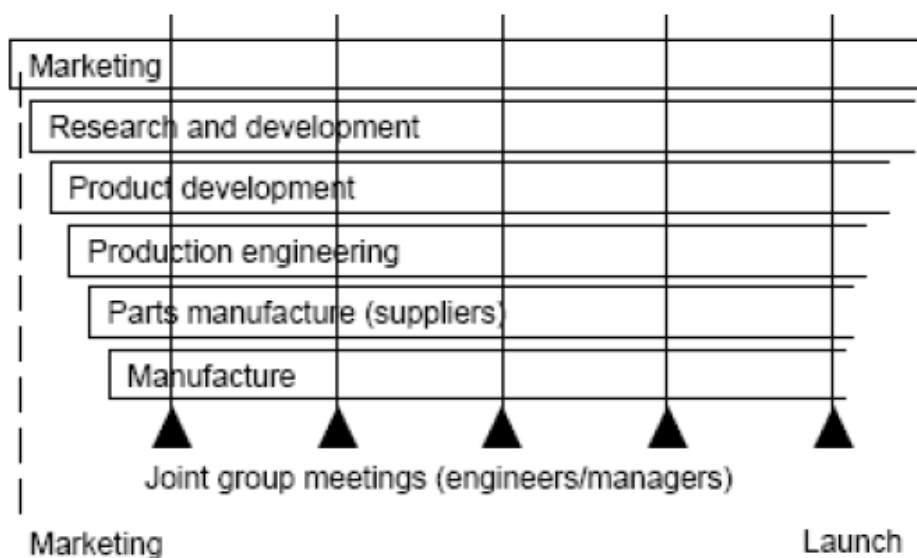
- 3) ยุคที่ 3 เป็นการสร้างนวัตกรรมโดยทำงานร่วมกันระหว่างฝ่ายการตลาด และฝ่ายวิจัยพัฒนา เพื่อการสร้างนวัตกรรมใหม่ที่มีประสิทธิภาพมากขึ้น (Coupling Model) ตามรูปที่ 2.38



รูปที่ 2.38 การสร้างนวัตกรรมโดยทำงานร่วมกันระหว่างฝ่ายการตลาด และฝ่ายวิจัยพัฒนา

ที่มา : Rothwell., 1994

- 4) ยุคที่ 4 กระบวนการสร้างนวัตกรรมเน้นการบูรณาการทั้งห่วงโซ่คุณค่าผลิตภัณฑ์ จากฝ่ายจัดหาวัตถุดิบถึงลูกค้า เพื่อการเรียนรู้ร่วมกันสำหรับการสร้างนวัตกรรมที่มีประสิทธิภาพ (Integrated Model) ตามรูปที่ 2.39



รูปที่ 2.39 กระบวนการสร้างนวัตกรรมเน้นการบูรณาการทั้งห่วงโซ่คุณค่าผลิตภัณฑ์

ที่มา : Rothwell., 1994

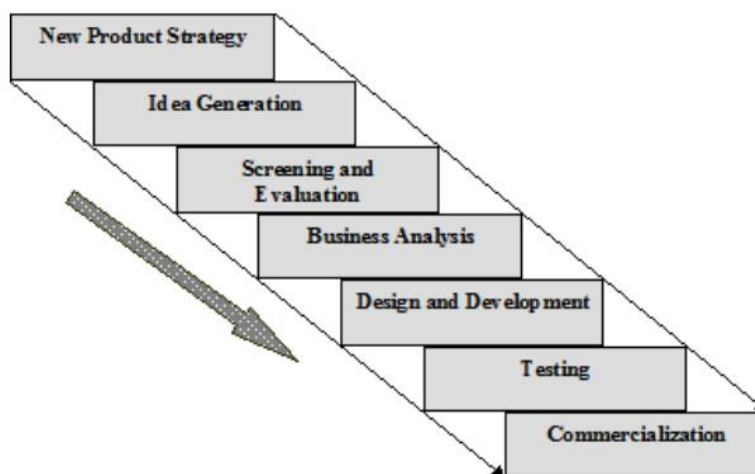
- 5) ยุคที่ 5 เป็นรูปแบบความร่วมมือเป็นเครือข่าย เป็นการพัฒนานวัตกรรมที่ให้ความสำคัญกับการใช้ประโยชน์และการพึ่งพาทรัพยากรจากภายนอกองค์กร แทนที่จะทำการค้นคว้าวิจัยและพัฒนานวัตกรรมเองทุกขั้นตอน (Network Model)

แม้ว่ายุคสมัยของกระบวนการพัฒนานวัตกรรมตามแนวคิดของ Rothwell จะไล่เรียงจากอดีตมายัง ปัจจุบัน แต่กระบวนการพัฒนานวัตกรรมในยุคก่อน ๆ ก็ยังสามารถนำมาใช้ได้ในปัจจุบันขึ้นกับเทคโนโลยีขององค์กรและสภาพแวดล้อมของตลาดว่าเหมาะสมกับรูปแบบกระบวนการพัฒนานวัตกรรมอย่างไร

### 2.2.2 การพัฒนาผลิตภัณฑ์ใหม่

การพัฒนาผลิตภัณฑ์ใหม่เป็นกระบวนการในการเปลี่ยนความคิดสร้างสรรค์ให้อยู่ในรูปของผลิตภัณฑ์ที่พร้อมจะขายได้ (Bhuiyan, 2011) การพัฒนาผลิตภัณฑ์ใหม่มีอยู่ด้วยกันหลายโมเดล โมเดลที่มีการใช้กันอย่างแพร่หลายคือ โมเดลที่พัฒนาขึ้นโดย Booz, Allen และ Hamilton (1982) เรียกว่า BAH Model ซึ่งเป็นพื้นฐานของโมเดลอื่น ๆ ที่ตามมา โดยจะประกอบด้วยขั้นตอนต่าง ๆ 7 ขั้นตอน คือ กลยุทธ์ผลิตภัณฑ์ใหม่ การสร้างสรรค์ความคิด การคัดกรองและประเมินความคิด การวิเคราะห์เชิงธุรกิจ การออกแบบและพัฒนา การทดสอบ และ การนำไปใช้ในเชิงพาณิชย์ ดังรูปที่

2.40

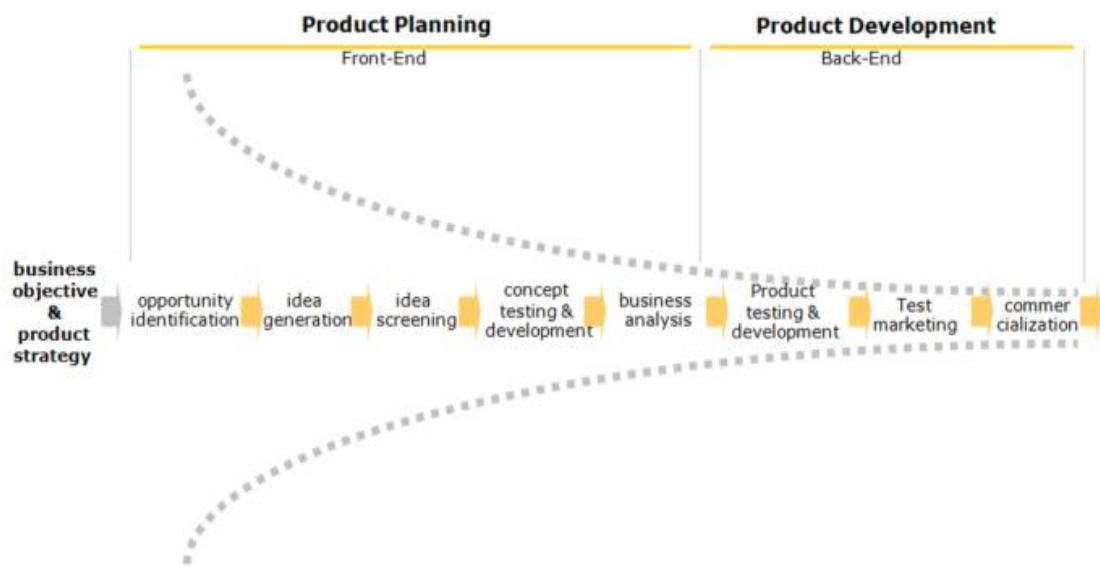


รูปที่ 2.40 ขั้นตอนของการพัฒนาผลิตภัณฑ์ใหม่ BAH Model

ที่มา : Booz, Allen & Hamilton, 1982

ผศ.ดร.ไปรมา (Israsena, P., 2011) ได้ทำการเปรียบเทียบโมเดลการพัฒนาผลิตภัณฑ์ใหม่ ของนักวิชาการหลาย ๆ ท่านในสาขาการบริหาร สาขาการออกแบบอุตสาหกรรม และสาขา

การตลาด แล้วทำการบูรณาการเป็นโมเดลใหม่ที่มีความชัดเจนโดยประกอบด้วย 8 ขั้นตอนดังรูปที่ 2.41



รูปที่ 2.41 กระบวนการการพัฒนาผลิตภัณฑ์ใหม่

ที่มา : Israsena, P., 2011

การวางแผนพัฒนาผลิตภัณฑ์สามารถแบ่งออกเป็น 2 ส่วนหลักคือ การวางแผนผลิตภัณฑ์ (product planning) และ การพัฒนาผลิตภัณฑ์ (product development) เป็นระยะเวลาก่อนโครงการได้รับการอนุมัติ ซึ่งมักพบปัญหาอันสับสน รูปแบบในการพัฒนานั้นไม่ตายตัว มีความคลุมเคลือไม่แน่ชัดซึ่งเรียกว่าช่วงต้นอันสับสน (fuzzy front-end) (Israsena, P., 2011)

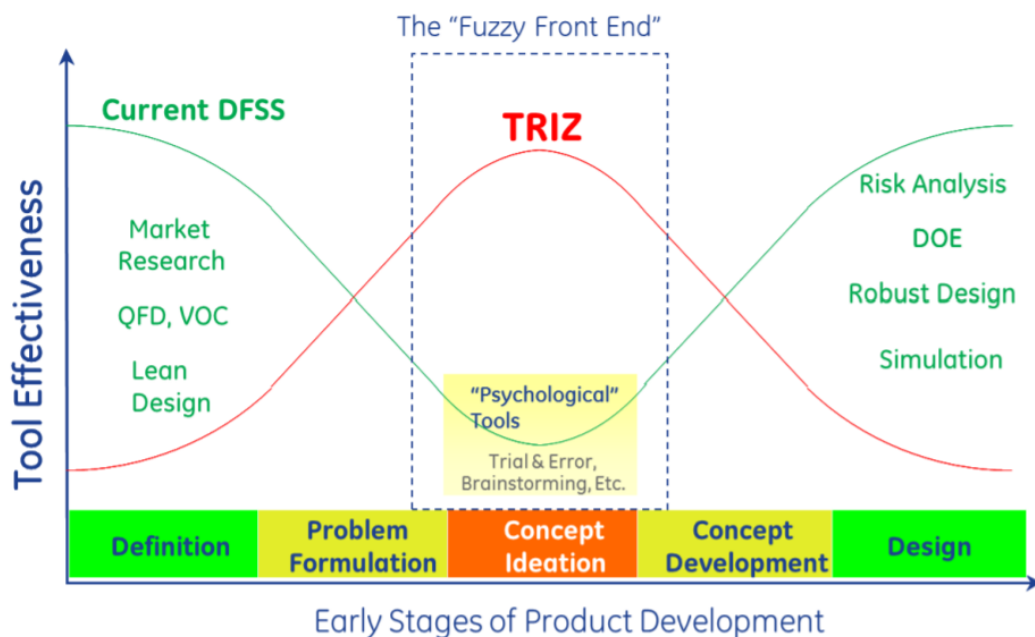
การวางแผนผลิตภัณฑ์นั้นจะเริ่มจาก การสำรวจโอกาส (opportunity identification) การสร้างสรรค์ความคิด (idea generation) การคัดกรองความคิด (idea screening) การพัฒนาและทดสอบแนวคิด (concept testing and development) และการวิเคราะห์ทางธุรกิจ (business analysis) ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

- 1) การสำรวจโอกาสเป็นการสำรวจโอกาสในการสร้างนวัตกรรม เป็นการสำรวจข้อมูลทั้งภายในและภายนอกองค์กร โดยการศึกษาภายนอกนั้นจะเน้นการศึกษาเกี่ยวกับความต้องการของลูกค้า ข้อมูลคู่แข่ง และแนวโน้มความเปลี่ยนแปลงที่มีผลต่อความต้องการของกลุ่มเป้าหมาย สำหรับการศึกษาภายในนั้น จะเน้นที่การสำรวจเทคโนโลยีและความสามารถหลักขององค์กรเกี่ยวกับขีดความสามารถขององค์กร

- 2) การสร้างสรรค์ความคิด มีเป้าหมายเพื่อสำรวจทางเลือก และสร้างความคิดทางเลือกใหม่จำนวนมาก โดยอาจใช้การสร้างสรรค์ความคิดแบบเอนกนัย (idea divergence) เพื่อให้เกิดความคิดจำนวนมาก
- 3) การคัดกรองความคิด เป็นการการคัดกรองความคิดที่เหมาะสม มีเป้าหมายเพื่อลดปริมาณตัวเลือกลง เพื่อให้ความคิดมีคุณภาพสูงมากขึ้น โดยใช้เกณฑ์ในการคัดกรองความคิดที่เหมาะสม เช่น ลำดับความสำคัญ คุณประโยชน์สำหรับผู้ใช้งาน ความเหมาะสมทางธุรกิจ และความเหมาะสมทางเทคโนโลยี
- 4) การพัฒนาและทดสอบแนวคิด เป็นการพัฒนาแนวคิด (concept) ขึ้นมาจากความคิด (idea) ที่คัดกรองไว้แล้ว มีเป้าหมายเพื่อ ระบุตำแหน่งแนวคิด (concept positioning) เมื่อเปรียบเทียบกับคู่แข่งและทางเลือกอื่น ๆ ในตลาด ตลอดจนประเมินแนวคิด (concept evaluation) โดยทดสอบกับผู้ใช้
- 5) การวิเคราะห์ทางธุรกิจ เป็นการศึกษาความเป็นไปได้และประเมินศักยภาพทางธุรกิจ ความคุ้มค่า และ ผลกำไร

### 2.2.3 การเพิ่มประสิทธิภาพของกระบวนการสร้างสรรค์ความคิดด้วยเครื่องมือของ TRIZ

Oliver และคณะ (2019) ได้เปรียบเทียบให้เห็นประสิทธิภาพของเครื่องมือต่าง ๆ ที่ถูกนำไปใช้ในออกแบบพัฒนาผลิตภัณฑ์ (DFSS, Design for SixSigma) กับเครื่องมือ TRIZ พบว่า ในช่วงต้นของการพัฒนาผลิตภัณฑ์ที่ยังสับสนคลุมเครือ (Fuzzy Front End) นั้น TRIZ จะมีประสิทธิภาพในการสร้างสรรค์ความคิดได้ดีกว่าเครื่องมืออื่น ๆ ดังรูปที่ 2.42



รูปที่ 2.42 เปรียบเทียบประสิทธิภาพของเครื่องมือ SixSigma กับ TRIZ ในขั้นตอนพัฒนาผลิตภัณฑ์  
ที่มา : Oliver et al., 2019

ในช่วงต้นอันสับสน (fuzzy front-end) อาจกล่าวได้ว่ากระบวนการที่มีความสำคัญและมีผลต่อความสำเร็จของการพัฒนาผลิตภัณฑ์ใหม่คือ กระบวนการสร้างสรรค์ความคิด หรือ Idea Generation ( Li, G et al., 2006). กระบวนการสร้างสรรค์ความคิดที่ใช้กันโดยทั่วไปมีอยู่หลายวิธี เช่น การระดมสมอง (Brainstorming), การป้อนข้อมูลสุม (Forced Relationship), การคิดแบบหมวก 6 ใบ (Six Thinking Hats), การคิดแนวขวาง (Lateral Thinking), เทคนิค SCAMPER และยังมีวิธีการอื่น ๆ อีกมากซึ่งรายละเอียดมีเขียนไว้ในหนังสือหลาย ๆ เล่ม เช่น หนังสือเรื่องการคิดสร้างสรรค์โดย ผศ.ดร.พงศ์พันธ์ อนันต์วรณิษฐ์ (2019) วิธีการสร้างสรรค์ความคิดเหล่านี้ส่วนใหญ่เป็นวิธีการเชิงจิตวิทยาที่พยายามให้ผู้คิดออกนอกแบบแผนของการคิดปกติ หรือ ให้คิดนอกกรอบนั่นเอง ซึ่งจะช่วยให้ผู้ใช้ได้ไอเดียที่หลากหลาย

การสร้างสรรค์ความคิดถูกนำไปใช้ในงานหลาย ๆ ลักษณะ เช่น ในงานศิลปะ ในงานผลิตสื่อ ในงานบริหารและการจัดการต่าง ๆ เป็นต้น แต่สำหรับงานทางด้านการวางแผนและพัฒนาผลิตภัณฑ์ใหม่ วิธีการสร้างสรรค์ความคิดเชิงจิตวิทยาเหล่านี้อาจไม่ใช่วิธีการที่ตอบโจทย์ได้หมดเมื่อย้อนกลับไปดูกระบวนการก่อนหน้าการสร้างสรรค์ความคิดจะพบว่าเป็น การค้นหาโอกาส (Opportunity Identification) ซึ่งเป็นการสำรวจโอกาสในการสร้างนวัตกรรม ในหนังสือเรื่อง Entrepreneurship : Successfully Launching New Ventures ที่เขียนโดย Barringer (2012) ได้กล่าวถึงช่องทางในการสำรวจโอกาสในการสร้างนวัตกรรมว่ามีอยู่ 3 ช่องทาง คือ

- 1) สังเกตแนวโน้มการเปลี่ยนแปลง (Observing Trends)
- 2) แก้ปัญหา (Solving a Problem)
- 3) หาช่องว่างในตลาด (Finding Gap in the Marketplace)

ในการสร้างนวัตกรรมผลิตภัณฑ์และกระบวนการ (Product and Process Innovation) ช่องทางทั้ง 3 ช่องทางข้างต้นโดยส่วนใหญ่แล้วจะเป็นเรื่องทางเทคโนโลยี เช่น จะพัฒนาเทคโนโลยีให้ทันต่อความเปลี่ยนแปลงได้อย่างไร หรือ จะพัฒนาผลิตภัณฑ์และกระบวนการให้สามารถตอบสนองช่องว่างในตลาดได้อย่างไร จะแก้ปัญหาทางเทคนิคได้อย่างไร ดังนั้น โอกาสในการพัฒนาผลิตภัณฑ์และกระบวนการใหม่โดยมากแล้วจึงเป็นโจทย์การแก้ปัญหาทางเทคโนโลยี หรือวิศวกรรมเป็นสำคัญ กระบวนการสร้างสรรค์ความคิดจึงต้องตอบโจทย์การแก้ปัญหาทางเทคโนโลยีเหล่านี้ซึ่งล้าพังวิธีการสร้างสรรค์ความคิดเชิงจิตวิทยาเพียงอย่างเดียวอาจไม่ใช่วิธีการที่ตอบโจทย์ได้ทั้งหมด

ผู้วิจัยได้มองเห็นปัญหาหรือช่องว่าง (Gap) ของการสร้างสรรค์ความคิดในกระบวนการวางแผนและพัฒนาผลิตภัณฑ์ที่ยังทำได้ไม่มีประสิทธิภาพและขาดประสิทธิผล จึงได้เสนอแนวทางแก้ไขปรับปรุงกระบวนการสร้างสรรค์ความคิดให้มีประสิทธิภาพและประสิทธิผลมากขึ้นโดยใช้เครื่องมือของ TRIZ ซึ่งจะถูกนำไปใช้ในโมเดลการสร้างสรรค์ความคิดในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัยในบทที่ 4

#### 2.2.4 เครื่องมือของ TRIZ

TRIZ เป็นชื่อย่อในภาษารัสเซีย ซึ่งแปลว่าทฤษฎีการแก้ปัญหาเชิงประดิษฐ์คิดค้น (Theory of Inventive Problem Solving) คำว่า Inventive มีความหมายว่าเป็นการแก้ปัญหาแบบเอาชนะความขัดแย้ง วิศวกรชาวรัสเซีย ชื่อ เจนริค อัลต์ชูลเลอร์ ได้ทำการศึกษาค้นคว้าและวิเคราะห์ลัทธิบัตรต่าง ๆ กว่า 2 ล้านฉบับ ตั้งแต่ปี ค.ศ. 1946 เพื่อศึกษานักประดิษฐ์ที่สร้างนวัตกรรมแบบเอาชนะความขัดแย้งได้นั้นมีวิธีการหรือหลักการอย่างไรในการแก้ปัญหาคความขัดแย้ง จากข้อมูลลัทธิบัตรที่ได้ศึกษาค้นคว้าอย่างกว้างขวางในหลาย ๆ ช่วงเวลาและในหลาย ๆ สาขาอุตสาหกรรม อัลต์ชูลเลอร์ได้พัฒนาขึ้นมาเป็นเครื่องมือและฐานความรู้ต่าง ๆ ในการแก้ปัญหาวทางเทคนิค เรียกว่า TRIZ (G. Altshuller, 1996)

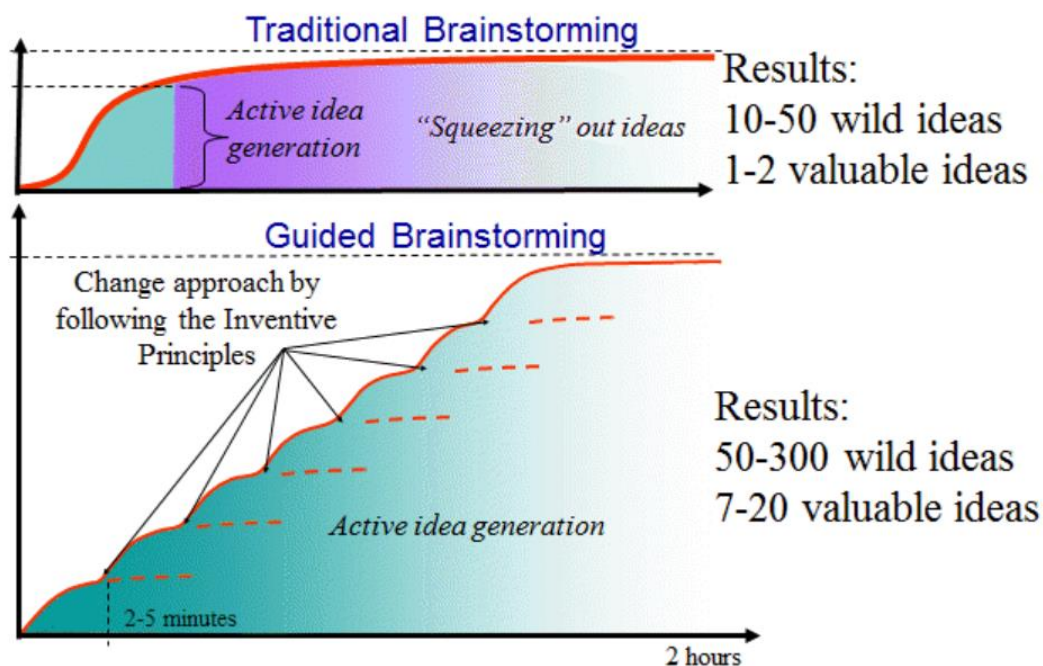
อัลต์ชูลเลอร์ได้พัฒนาเครื่องมือและฐานความรู้ต่าง ๆ ในการแก้ปัญหาวทางเทคนิคขึ้นมามากมายหลายเครื่องมือ แต่ละเครื่องมือจะใช้ในการแก้ปัญหาวที่มีลักษณะแตกต่างกัน ในงานด้านวิศวกรรม ระบบเทคโนโลยีแบ่งใหญ่ ๆ ได้เป็นผลิตภัณฑ์และกระบวนการผลิต ระบบเทคโนโลยีมักจะมีปัญหาคความขัดแย้งภายในระบบซึ่งแบ่งได้เป็นความขัดแย้งเชิงเทคนิคกับความขัดแย้งเชิงกายภาพ ความขัดแย้งเชิงเทคนิคคือความขัดแย้งที่เกิดขึ้นกับพารามิเตอร์ 2 ตัวในระบบ โดยที่เมื่อ



เราต้องการปรับปรุงพารามิเตอร์บางอย่างให้ดีขึ้น จะมีผลทำให้พารามิเตอร์อีกอย่างหนึ่งด้อยลง ส่วนความขัดแย้งเชิงกายภาพหมายถึงความขัดแย้งที่เกิดกับพารามิเตอร์ตัวเดียวกัน แต่มีความเรียกร้องต่อการต่อพารามิเตอร์นั้นในทิศทางที่ตรงข้ามกัน นักประดิษฐ์ส่วนใหญ่เมื่อพบปัญหาความขัดแย้งเหล่านี้ มักจะแก้ปัญหาโดยใช้วิธีต่างๆดังนี้ คือ หาจุดที่ดีที่สุด (Optimize) หรือ ประนีประนอมยอมความ (Compromise) หรือ ยอมได้อย่างเสียอย่าง (Trade-off) ทำให้ไม่สามารถสร้างนวัตกรรมแบบเอาชนะความขัดแย้ง (Break-through) ได้ (S. D. Savransky, 2000)

ในการแก้ปัญหาตามแนวทางของ TRIZ นั้น จะแปลงปัญหารูปธรรมให้เป็นปัญหาทั่วไปที่เป็นนามธรรม จากนั้น ใช้เครื่องมือและฐานความรู้ต่าง ๆ ของ TRIZ มาหาคำตอบทั่วไปเพื่อเป็นแนวทางในการแก้ปัญหา หลังจากนั้น จึงทำการระดมสมองเพื่อหาคำตอบเฉพาะที่เป็นรูปธรรม จากคำตอบทั่วไปที่ใช้เป็นแนวทางการแก้ปัญหา ดังนั้น การระดมสมองในแบบฉบับของ TRIZ จึงมีชื่อเรียกว่าการระดมสมองแบบมีทิศทาง (Guided Brain Storming)

เทคนิคการระดมสมอง (Brain Storming) เป็นวิธีการที่จะให้ได้ไอเดียโดยอิสระปราศจากเงื่อนไขหรือข้อจำกัดทั้งปวง เป็นวิธีการสร้างไอเดียอย่างง่าย ๆ แต่บ่อยครั้งไอเดียที่ได้ไม่มีสาระเมื่อเทียบกับเวลาที่สูญเสียไป โดยทั่วไปแล้วไอเดีย 80% ที่ได้จะเกิดขึ้นในตอน 20 นาทีแรก และเมื่อเวลาผ่านไป เนื้อหาของไอเดียที่ได้ก็จะกระจัดกระจาย ทำให้ความกระตือรือร้นของผู้ร่วมแก้ปัญหาค่อย ๆ ลดน้อยลง เมื่อสิ้นสุดการระดมสมอง อาจได้ไอเดียเพียง 10-50 ไอเดียโดยมีไอเดียที่ใช้งานได้เพียงแค่ 1-2 ไอเดียเท่านั้น ตามรูปที่ 2.43 (รูปบน) ในอีกด้านหนึ่ง การระดมสมองแบบมีทิศทาง (Guided Brain Storming) ของ TRIZ จะใช้เครื่องมือและฐานความรู้ต่าง ๆ ของ TRIZ มาเป็นแนวทางในการแก้ปัญหา ทำให้การระดมสมองมีทิศทางชัดเจนไม่กระจัดกระจาย และแนวทางในการแก้ปัญหาของ TRIZ นั้นสามารถมีได้หลาย ๆ แนวทาง ดังนั้น เมื่อสิ้นสุดการระดมสมองตามแนวทางหรือหลักการหนึ่ง ๆ แล้ว สามารถเข้าไปทำการระดมสมองตามแนวทางหรือหลักการอื่น ๆ ที่อยู่ถัดไปเรื่อย ๆ จนกว่าจะครบทุกแนวทางหรือหลักการ ทำให้ความกระตือรือร้นของผู้ร่วมแก้ปัญหามีอย่างต่อเนื่อง เมื่อสิ้นสุดการระดมสมองทุกแนวทางหรือหลักการแล้ว จะได้ไอเดียอย่างหลากหลายมากถึง 50-300 ไอเดียโดยมีไอเดียที่สามารถใช้งานได้อยู่ถึง 7-20 ไอเดียตามรูปที่ 2.43 (รูปล่าง) ทำให้สามารถหาคำตอบที่ถูกต้องและเหมาะสมที่สุดได้อย่างมีประสิทธิภาพในระยะเวลาอันสั้น เมื่อได้ไอเดียในการแก้ปัญหาแล้ว จึงนำไอเดียที่ได้ไปผสมผสานเป็นแนวคิด (concept) ต่าง ๆ จากนั้นจึงนำแนวคิดไปประเมินความเป็นไปได้ ความเหมาะสม ตลอดจนความคุ้มทุนอีกครั้งหนึ่ง (ที่มา : <http://gbtriz.com/method>)



รูปที่ 2.43 เปรียบเทียบการระดมสมองแบบดั้งเดิมกับการระดมสมองแบบมีทิศทางของ TRIZ

ที่มา : <http://gbtriz.com/method>

ในการวิจัยตามหัวข้อวิทยานิพนธ์ในครั้งนี้ ผู้วิจัยได้ใช้เครื่องมือและฐานความรู้ของ TRIZ ดังต่อไปนี้ คือ

- 1) ความขัดแย้งเชิงเทคนิค กับหลักการ 40 ข้อในเชิงประดิษฐ์คิดค้น
- 2) ความขัดแย้งเชิงกายภาพและหลักการในการแบ่งแยก
- 3) การวิเคราะห์แบบจำลองสสาร-สนามและคำตอบมาตรฐาน 76 ข้อ
- 4) การใช้ทรัพยากร (Resources) ในการแก้ปัญหา
- 5) การใช้ปรากฏการณ์ทางวิทยาศาสตร์ (Effects) ในการแก้ปัญหา

เครื่องมือและฐานความรู้ของ TRIZ แต่ละประเภท มีรายละเอียดเขียนไว้ในตำราหลาย ๆ เล่ม ในที่นี้จะสรุปโดยสังเขปเฉพาะเครื่องมือที่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้ ดังนี้

- 1) ความขัดแย้งเชิงเทคนิค กับหลักการ 40 ข้อ ในเชิงประดิษฐ์คิดค้น

ในการแก้ไขปัญหาด้านวิศวกรรม เรามักจะพบว่า ระบบมีความขัดแย้งเชิงด้านเทคนิค กล่าวคือ เมื่อต้องการปรับปรุงให้คุณสมบัติอย่างหนึ่งดีขึ้น มักมีผลทำให้คุณสมบัติอีกอย่างหนึ่งเลวลง อัลต์ชูลเลอร์เรียกความขัดแย้งเช่นนี้ว่า ความขัดแย้งเชิงเทคนิค ความขัดแย้งเชิงเทคนิคนี้ จะเกิดขึ้นทั่วไปในงานทางเทคนิค ทั้งการพัฒนา การออกแบบ และการผลิต ถ้าสามารถหาความขัดแย้งที่เกี่ยวข้องกับปัญหาออกมาได้ จะเพิ่มโอกาสความเป็นไปได้ในการแก้ปัญหาได้ด้วยการแก้ไขความขัดแย้งนั้น

อัลต์ซูลเลอร์และลูกศิษย์ได้ศึกษาสิทธิบัตรเป็นจำนวนกว่า 2 ล้านชิ้นตั้งแต่ปี ค.ศ 1946 และ ได้รวบรวมแนวคิดในการแก้ปัญหาของนักประดิษฐ์ในอดีตที่ผ่านมาจนสามารถสรุปแนวคิดหรือ หลักการทั้งหมดออกมาได้เป็นหลักการ 40 ข้อ หลักการ 40 ข้อนี้สามารถใช้เป็นจุดเริ่มต้นพาไปสู่ ไอเดียใหม่ ๆ ในการแก้ปัญหาได้ จึงถูกรวบรวมเป็นฐานความรู้หนึ่งของ TRIZ เรียกว่า หลักการ 40 ข้อเชิงประดิษฐ์คิดค้น (40 Inventive Principles) (G. Altshuller, 1974) ดังรายละเอียด ในภาคผนวก ก

## 2) ความขัดแย้งเชิงกายภาพและหลักการในการแบ่งแยก

ในการแก้ปัญหาทางเทคนิค บางครั้ง อาจพบว่ามีความขัดแย้งในคุณสมบัติอันเดียวกัน เช่น ในกรณีของพัดลมระบายความร้อนของคอมพิวเตอร์ การเพิ่มประสิทธิภาพการระบายความร้อน จะต้องทำให้มีปริมาณลมออกมามาก แต่ในแง่ของการลดเสียงรบกวน จะต้องทำให้ปริมาณลม ออกมาน้อย เป็นต้น ปริมาณลมจึงเป็นคุณสมบัติที่ขัดแย้งกันเองคือ ระบบจะต้องมีปริมาณลม ออกมามาก และ ปริมาณลมออกมาน้อย อัลต์ซูลเลอร์เรียกความขัดแย้งในลักษณะเช่นนี้ว่าความ ขัดแย้งเชิงกายภาพ

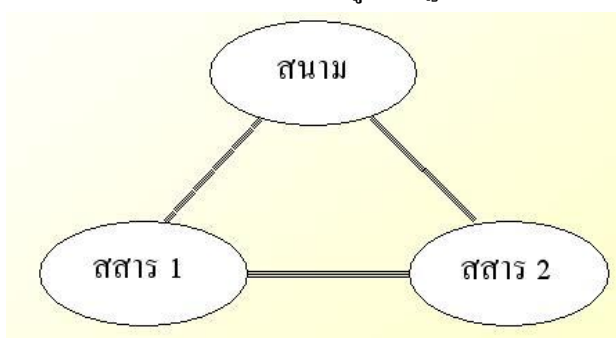
ในการแก้ไขความขัดแย้งเชิงกายภาพนั้น อัลต์ซูลเลอร์ได้พัฒนาแนวคิดหรือเครื่องมือ สำหรับการแก้ปัญหานี้ขึ้น เรียกว่า หลักการในการแบ่งแยก โดยได้สรุปแนวทางการแก้ปัญหา ความขัดแย้งเชิงกายภาพไว้เป็น 4 มิติ คือ การแบ่งแยกในเชิงพื้นที่ การแบ่งแยกในเชิงเวลา การ แบ่งแยกในเชิงสภาพรวมกับส่วนย่อย และการแบ่งแยกในเชิงเงื่อนไข (G. Altshuller, 1998) ดัง รายละเอียดในภาคผนวก ข

## 3) การวิเคราะห์แบบจำลองสสาร-สนามและคำตอบมาตรฐาน 76 ข้อ

อัลต์ซูลเลอร์ค้นพบในเวลาต่อมาว่าปัญหาบางอย่างไม่สามารถแสดงด้วยวิธีการของความ ขัดแย้งเชิงเทคนิค หรือ ความขัดแย้งเชิงกายภาพได้ ปัญหาดังกล่าวมักจะอยู่ในรูปของระบบมีการ ทำหน้าที่ไม่มีประสิทธิภาพ หรือ ระบบก่อให้เกิดผลที่เป็นอันตรายขึ้น ตัวอย่าง เช่น เครื่องจักร ทำงานได้ไม่เต็มที่ หรือ เครื่องจักรสั่นอย่างรุนแรง เกิดเสียงดังรบกวน ซึ่งเป็นสภาพปัญหาที่ไม่ สามารถเขียนแสดงในรูปของความขัดแย้งได้โดยง่าย อัลต์ซูลเลอร์ได้ทำการศึกษาค้นคว้าสิทธิบัตร ต่าง ๆ พบว่า ปัญหาหลายอย่างสามารถแก้ไขได้โดยการปรับปรุงเปลี่ยนแปลงระบบ เขาได้ รวบรวมจัดทำกฎเกณฑ์ต่าง ๆ ขึ้นมาเพื่อใช้เป็นแนวทางในการสร้างไอเดียที่จะนำไปสู่การปรับปรุง เปลี่ยนแปลงระบบ เรียกว่า คำตอบมาตรฐาน 76 ข้อ (76 Standard Solutions) โดยแบ่งหมวดหมู่ เป็น 5 คลาส แต่ละคลาสยังแบ่งเป็นคลาสย่อยอีกรวม 76 ข้อ (G. Altshuller, 1985 : J. Terninko et al., 2000) ดังรายละเอียดในภาคผนวก ค

ในการใช้คำตอบมาตรฐาน 76 ข้อเป็นแนวทางในการแก้ปัญหา นั้น อัลต์ชูลเลอร์ยังได้เสนอแบบจำลองของสสาร-สนามขึ้นสำหรับใช้เขียนและวิเคราะห์ปัญหาตั้งต้นเพื่อหาแนวทางแก้ปัญหาระบบที่มีการทำหน้าที่ที่ไม่มีประสิทธิภาพหรือระบบก่อให้เกิดผลที่เป็นอันตรายขึ้น (G. Altshuller et al., 1998)

แบบจำลองสสาร-สนามเป็นโมเดลโครงสร้างของสสารและสนามโดยมองที่แก่นของปัญหา แก่นของปัญหาจะมีองค์ประกอบพื้นฐานอยู่ 3 อย่าง คือ สสารที่เป็นตัวถูกระทำ (Substance 1) สสารที่เป็นตัวกระทำ (Substance 2) และสนาม (Field) ที่เกี่ยวข้องกับการกระทำ รูปสามเหลี่ยมที่สร้างจากองค์ประกอบสามอย่างนี้คือรูปพื้นฐานของแบบจำลองดังรูปที่ 2.44



รูปที่ 2.44 แบบจำลองสสาร-สนาม

ที่มา : ไตรสิทธิ์และคณะ, 2550

สสารและสนามในความหมายของ TRIZ จะมีความหมายที่กว้างกว่าความหมายทั่วไป ดังนี้

สสาร อาจเป็นระบบทางเทคนิคที่สลับซับซ้อนหรือเป็นส่วนย่อยของระบบ เช่น วัสดุ เครื่องมือ ชิ้นส่วน เป็นต้น รวมทั้งคน สิ่งมีชีวิต และสิ่งแวดล้อมก็ถือเป็นสสารด้วย

สนาม อาจเป็นแรงหรือพลังงานเพื่อให้สสารมีการกระทำซึ่งกันและกัน แล้วทำหน้าที่ได้ตามฟังก์ชันที่ต้องการ ตัวอย่างของสนาม มีดังนี้




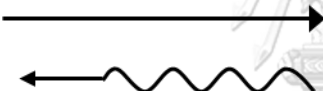
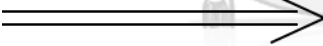
- 1) Me : Mechanical Field เช่น แรงโน้มถ่วง
- 2) Th : Thermal Field เช่น ทำให้เย็น
- 3) Ch : Chemical Field เช่น ทำให้เป็นผลึก
- 4) M : Magnetic Field เช่น ทำให้เป็นแม่เหล็ก
- 5) E : Electric Field เช่น คายประจุไฟฟ้า
- 6) EM : Electromagnetic Field เช่น รังสี การเขียนแบบจำลองให้เป็นรูปแบบ

ทั่วไปจะเขียนแสดงสนามด้วย F ในกรณีที่มีสนามจำนวนมากเกี่ยวข้องกับระบบที่พิจารณาจะ

เขียนแสดงเป็น  $F_1$   $F_2$   $F_3$  ส่วนสสารจะเขียนแสดงเป็น  $S_1$   $S_2$  ถ้ามีสสารที่เกี่ยวข้องมากกว่า 3 อย่าง จะเขียนแสดงเป็น  $S_3$   $S_4$

ส่วนความสัมพันธ์ระหว่างองค์ประกอบในแบบจำลองจะเขียนแสดงด้วยเส้นซึ่งมีความหมายดังตารางที่ 2.6

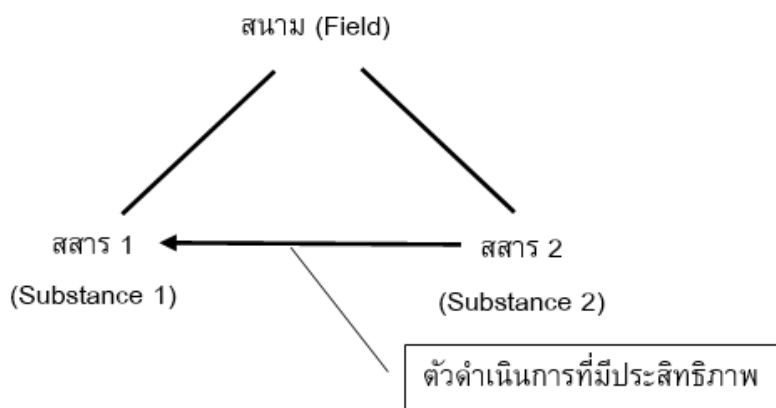
ตารางที่ 2.6 เส้นแสดงความสัมพันธ์ระหว่างองค์ประกอบในแบบจำลองและความหมาย ที่มา : ไตรสิทธิ์และคณะ, 2550

เส้นแสดงความสัมพันธ์ระหว่างองค์ประกอบ	ความหมาย
	การกระทำซึ่งกันและกันที่ขาดไม่ได้ระหว่างองค์ประกอบ 2 อย่าง
	การกระทำซึ่งกันและกันที่ไม่มีประสิทธิภาพระหว่างองค์ประกอบ 2 อย่าง
	การกระทำซึ่งกันและกันที่เป็นอันตรายระหว่างองค์ประกอบ 2 อย่าง
	ลูกศรแสดงทิศทางของความสัมพันธ์ซึ่งกันและกันจากฝ่ายที่สร้างขึ้นซึ่งไปหาฝ่ายที่รับผล
	ลูกศรหนาหมายถึงการดำเนินการต่อแบบจำลองให้มีการเปลี่ยนแปลงขององค์ประกอบหรือโครงสร้างจากซ้ายไปขวา

แบบจำลองสสาร-สนามซึ่งเป็นแก่นของปัญหานั้น เมื่อเขียนองค์ประกอบให้ครบถ้วนสมบูรณ์ทั้ง 3 องค์ประกอบแล้ว สามารถนำมาวิเคราะห์ปัญหาได้เป็น 3 โมเดลดังนี้ คือ

1) ระบบสมบูรณ์ที่มีประสิทธิภาพ

ระบบสมบูรณ์ที่มีประสิทธิภาพเป็นระบบที่มีองค์ประกอบน้อยที่สุด คือ มีสสาร 2 อย่าง ( $S_1/S_2$ ) และสนาม ( $F$ ) ครบ และทำหน้าที่ได้อย่างมีประสิทธิภาพโดยไม่มีปัญหา ดังรูปที่ 2.45



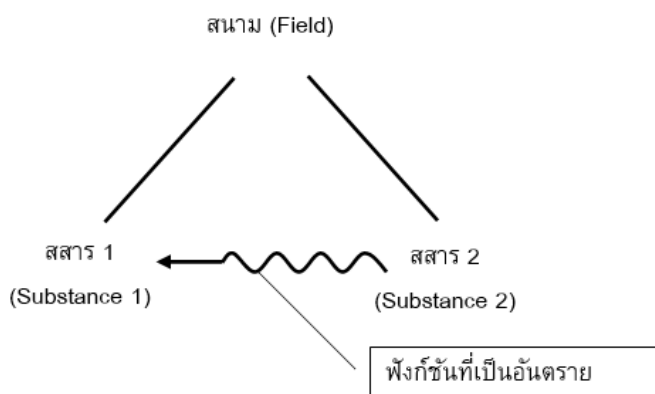
รูปที่ 2.45 ระบบสมบรูณ์ที่มีประสิทธิภาพ

ที่มา : ไตรสิทธิ์และคณะ, 2550

ระบบโดยทั่วไปที่สามารถเขียนเป็นแบบจำลองนี้ได้ คือ มีสสาร 2 อย่างอยู่ในสนามอย่างหนึ่ง เป็นโครงสร้างที่สามารถทำหน้าที่ได้ตามที่ต้องการอย่างมีประสิทธิภาพ ก็จะถือว่าระบบนั้นไม่มีปัญหาเกิดขึ้น เช่น กระบ้งลม (S2) ยึดหุดขึ้นลงด้วยแรงกลล้ามเนื้อ (F) ทำให้อากาศ (S1) ถูกดึงเข้าหรือดันออกจากปอดตามปกติ ถือว่าระบบทำหน้าที่ได้ตามที่ต้องการอย่างมีประสิทธิภาพ ไม่จำเป็นต้องแก้ปัญหาใดๆ

#### 2) ระบบสมบรูณ์ที่มีอันตราย

ระบบสมบรูณ์ที่มีอันตราย หมายถึงระบบที่มีองค์ประกอบพื้นฐานคือสสาร 2 อย่าง (S1/S2) และสนาม (F) ครบ แต่มีฟังก์ชันที่เป็นอันตรายอยู่ระหว่างองค์ประกอบ ซึ่งจะก่อให้เกิดผลที่เป็นอันตรายขึ้นดังรูปที่ 2.46

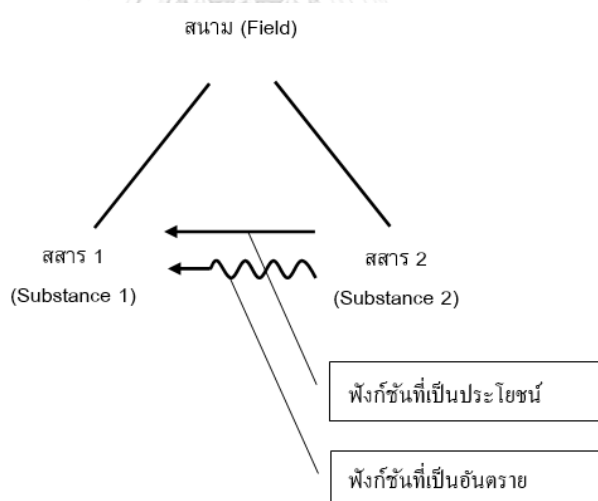


รูปที่ 2.46 ระบบสมบรูณ์ที่มีฟังก์ชันที่เป็นอันตราย

ที่มา : ไตรสิทธิ์และคณะ, 2550

เช่น เพดานอ่อนที่ลั่นไก (S2) หย่อนลงมาอุดกั้นด้วยแรงโน้มถ่วง (F) ทำให้อากาศ (S1) ถูกดิ่งเข้าสู่ปอดไม่ได้ ถ้าวาระบบมีฟังก์ชันที่ก่อให้เกิดอันตรายขึ้น จำเป็นต้องแก้ปัญหาการจัดฟังก์ชันที่ก่อให้เกิดอันตรายนี้ออกไป ระบบสมบูรณที่มีอันตรายในลักษณะเช่นนี้ สามารถแก้ปัญหาได้โดยการจัดโครงสร้างระบบใหม่ตามข้อแนะนำใน 76 คำตอบมาตรฐาน ชั้นคลาส 1.2 เรื่องการจัดฟังก์ชันที่เป็นอันตราย เช่น ใช้ลมเป่า (F2) ให้เพดานอ่อนไม่อุดกั้น หรือใช้อุปกรณ์ทันตกรรม (S3) ช่วยถ่างช่องทางหายใจให้กว้างขึ้น

ระบบที่มีทั้งฟังก์ชันที่มีประโยชน์และฟังก์ชันที่เป็นอันตรายก็จัดว่าเป็นระบบสมบูรณที่มีอันตราย ระบบสมบูรณที่มีอันตรายในรูปที่ 2.47 ข้างล่างนี้แสดงให้เห็นถึงความขัดแย้งที่มีทั้งฟังก์ชันที่มีประโยชน์และฟังก์ชันที่เป็นอันตราย เช่น อุปกรณ์ทันตกรรม (S2) ช่วยถ่างช่องทางหายใจ (S1) ให้กว้างขึ้นด้วยแรงกล (F) ได้ผลตามฟังก์ชันที่ต้องการอย่างมีประสิทธิภาพ แต่อุปกรณ์ทันตกรรม (S2) ทำให้อึดอัดอันเป็นฟังก์ชันที่เป็นอันตราย จะต้องแก้ปัญหาคือความอึดอัดให้หายไป ใน 76 คำตอบมาตรฐาน ชั้นคลาส 1.2 ได้รวมคำตอบมาตรฐานสำหรับการแก้ไขความขัดแย้งด้วยการวิเคราะห์ห้สาร-สนามไว้ด้วย เป็นปรับเปลี่ยนอุปกรณ์ทันตกรรม (S2) โดยใช้วัสดุที่อ่อนนุ่ม (S2')

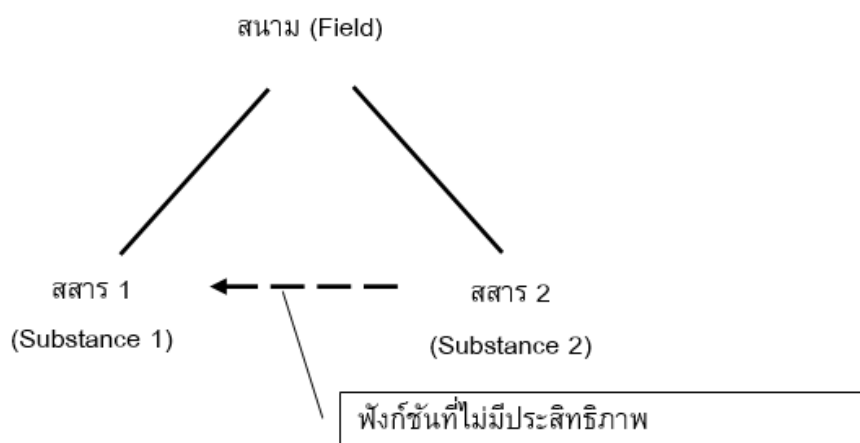


รูปที่ 2.47 ระบบที่มีทั้งฟังก์ชันที่มีประโยชน์และฟังก์ชันที่เป็นอันตราย (มีความขัดแย้ง)

ที่มา : ไตรสิทธิ์และคณะ, 2550

### 3) ระบบสมบูรณที่ไม่มีประสิทธิภาพ

ระบบสมบูรณที่ไม่มีประสิทธิภาพหมายถึงระบบที่มีองค์ประกอบเป็นสาร (S1/S2) และสนาม (F) ครบ แต่ฟังก์ชันที่เป็นประโยชน์นั้นไม่มีประสิทธิภาพ ไม่สามารถทำหน้าที่เดิมที่ได้ตามที่ต้องการดังรูปที่ 2.48



รูปที่ 2.48 ระบบสมบูรณที่ไม่มีประสิทธิภาพ

ที่มา : ไตรสิทธิ์และคณะ, 2550

เช่น กระบ้งลม (S2) ยึดหดขึ้นลงด้วยแรงกล้ามเนื้อ (F) ที่อ่อนแรง ทำให้อากาศ (S1) ถูกดึงเข้าหรือดันออกจากปอดได้น้อยกว่าปกติ ถือว่าระบบทำหน้าที่ได้ไม่มีประสิทธิภาพ ในการแก้ปัญหาของระบบสมบูรณที่ไม่มีประสิทธิภาพนั้น จะต้องทำฟังก์ชันที่ไม่มีประสิทธิภาพให้แข็งแกร่งขึ้น โดยจัดโครงสร้างของระบบใหม่ตามข้อเสนอแนะใน 76 คำตอบมาตรฐาน คลาส 2 เรื่องการเสริมแต่งแบบจำลองสสาร-สนามให้แข็งแกร่งขึ้น เพื่อให้สามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ เช่น ใช้เครื่องช่วยหายใจ (S3) เป็นต้น

#### 4) การใช้ทรัพยากร (Resources) ในการแก้ปัญหา

ทรัพยากร (Resources) คือ เป็นชื่อเรียกโดยรวมของสิ่งต่าง ๆ ที่อยู่ในระบบหรือรายล้อมระบบอยู่ซึ่งสามารถนำมาใช้แก้ไขปัญหของระบบได้ ประเภทของทรัพยากร (Resources) แบ่งได้เป็น 7 ประเภทดังนี้

- ฟังก์ชัน (Functional) เช่น ฟังก์ชันจนวนความร้อนของอากาศ ฟังก์ชันการรักษาความร้อนของน้ำ การใช้ประโยชน์จากอุณหภูมิและก๊าซเสียที่ออกจากเครื่องยนต์ เป็นต้น
- สนาม (Field) เช่น พลังงานในระบบและสิ่งแวดล้อม ปฏิกริยาเคมี สนามแม่เหล็ก เสียง การไหว การสั่น รังสีจากแสง คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและอื่น ๆ เป็นต้น
- สารสนเทศ (Information) เช่น ลักษณะเฉพาะของระบบหรือองค์ประกอบ สนามหรือสสารที่เกิดจากระบบหรือองค์ประกอบ เป็นต้น



- d) ความคิดสร้างสรรค์ (Ideas) เช่น การนำไอเดียกั้นหุ้มของโรงสีข้าวในอดีตมาใช้ทำเครื่องกำเนิดไฟฟ้าพลังงานลม เป็นต้น
- e) สสาร (Substance) เช่น องค์กรประกอบ วัตถุดิบ ผลผลิต หรือ ของเสียจากระบบหรือสภาพแวดล้อม เป็นต้น
- f) พื้นที่ (Space) เช่น พื้นที่ระหว่างองค์กรประกอบ พื้นที่ภายในองค์กรประกอบ พื้นที่ในมิติที่ยังไม่ใช้งาน พื้นที่วงค์ประกอบที่ยังไม่ใช้งาน เป็นต้น
- g) เวลา (Time) เช่น เวลาก่อนเริ่มกระบวนการ เวลาระหว่างกระบวนการ เวลาที่สูญเปล่าระหว่างกระบวนการ ช่วงต่างของเวลา เป็นต้น

การนำทรัพยากรในระบบหรือสภาพแวดล้อมที่ยังเหลืออยู่มาแก้ปัญหาของระบบ จะทำให้ได้คำตอบที่เป็นอุดมคติ (Ideal Solution) มากที่สุด เพราะไม่ต้องลงทุนไปหาทรัพยากรจากภายนอก หากจำเป็นต้องนำทรัพยากรจากที่อื่น ๆ มาใช้ในการแก้ปัญหา ก็ควรจะเป็นทรัพยากรราคาถูกที่มีอยู่อย่างเหลือเฟือ เช่น อากาศ น้ำ หรือ ทราบ เป็นต้น

#### 5) การใช้ปรากฏการณ์ทางวิทยาศาสตร์ (Effects) ในการแก้ปัญหา

การแก้ปัญหาทางเทคนิคหลาย ๆ อย่างสามารถค้นหาแนวทางการแก้ปัญหาได้ง่ายขึ้น หากมีการนำความรู้ต่าง ๆ ทางวิทยาศาสตร์มาจัดเรียงเป็นฐานความรู้ให้สามารถใช้ค้นหาคำตอบที่ต้องการได้โดยง่าย อัลต์ชูลเลอร์และลูกศิษย์ได้คัดเลือกและแบ่งประเภทฐานความรู้ของผลหรือปรากฏการณ์ทางฟิสิกส์ เคมี และเรขาคณิต โดยแยกตามมุมมองว่าผลหรือปรากฏการณ์ใดจะสามารถนำไปใช้งานในวัตถุประสงค์ใดได้บ้าง เรียกว่า Effects

ในการแก้ปัญหา จะต้องระบุวัตถุประสงค์ว่า ต้องการให้ระบบทำอะไรก่อน นั่นคือการกำหนดฟังก์ชันของระบบ จากนั้น จึงนำไปค้นหา Effects ที่สามารถนำไปใช้ให้เกิดผลจริงตามฟังก์ชันที่ต้องการ โดยทั่วไปคนเรามักจะพยายามพิจารณาปัญหาด้วยความรู้ที่ตนเองถนัดเท่านั้น ทำให้มองหาวิธีการแก้ปัญหาได้จำกัด ด้วยเหตุนี้ อัลต์ชูลเลอร์จึงได้รวบรวมฐานความรู้ที่เรียกว่า Effects ขึ้นมาซึ่งรวบรวมความรู้ในทุกสาขาไว้เพื่อให้สามารถนำมาประยุกต์ใช้แก้ปัญหาได้สะดวก ดังตัวอย่างในภาคผนวก ง ในปัจจุบันเมื่อมีการค้นพบทางวิทยาศาสตร์มากขึ้นเรื่อย ๆ ทำให้ผลและปรากฏการณ์ทางวิทยาศาสตร์มีจำนวนเพิ่มมากขึ้น ได้มีการนำเทคโนโลยีสารสนเทศมาจัดทำเป็นฐานข้อมูลออนไลน์เรียกว่า TRIZ Effects Database เพื่อให้คนเข้าไปใช้งานได้สะดวก เช่น เว็บไซต์ที่ <https://www.triz.co.uk/triz-effects-database> ดังตัวอย่างในรูปที่ 2.49

## 135 SUGGESTIONS FOR MOVE GAS

Absorption (physical)	Convection	Electrostatics	Ion Wind	Pulse Jet	Surface Acoustic Wave
Adsorption	Converse Piezoelectric	Electrowetting	Ionisation	Pulser Pump	Syphon
Advection	Effect	Entrainment	Jet	Pump	Temperature Gradient
Aeolipile	Coriolis Force	Entropic Explosion	Kármán Vortex Street	Ranque-Hilsch Effect	Tesla Turbine
Aeration	Corona Discharge	Evaporation	Kelvin-Helmholtz	Rayleigh-Bénard	Thermal Contraction
Aeroelastic Flutter	Couette Flow	Explosion	Instability	Convection	Thermal Expansion
Aerofoil	Darwin Drift	Fan	Linear Motor	Rayleigh-Taylor	Thermosyphon
Angular Momentum	De Laval Nozzle	Ferromagnetism	Magnetism	Instability	Trompe
Conservation	Deposition (physical)	Fin	Magnetohydrodynamic	Reaction (physics)	Turbine
Archimedes' Principle	Depressurisation	Flow Separation	Effect	Resonance	Turbulator
(Buoyancy)	Diffusion	Fluid Spray	Mechanical Force	Reverse Diffusion	Turbulence
Bernoulli Effect	Displacement	Flutter	Microfluidic Pump	Richtmyer-Meshkov	Two-Phase Flow
Boundary Layer	Effusion	Foil (fluid mechanics)	Misznay-Schardin Effect	Instability	Vacuum
Brownian Motion	Ekman layer	Force	Mixed Convection	Rocket	Vapour Pressure
Brownian Motor	Electret	Forced Convection	Moment of Inertia	Screw	Venturi Effect
Bubble	Electric Field	Free Convection	Nuclear Fission	Shock Wave	Vibrating String
Capillary Condensation	Electro-Osmosis	Gas Compressor	Optical Tweezers	Solvation	Vibration
Capillary Evaporation	Electroactive Polymer	Gravitation	Pascal's Law	Sorption	Voltaic Compressor

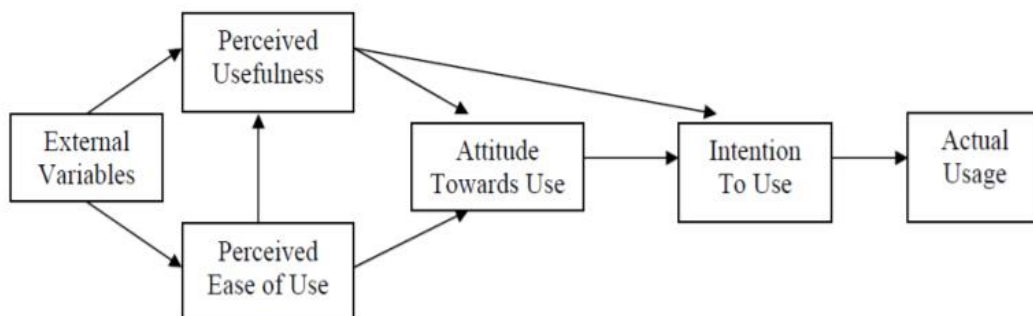
รูปที่ 2.49 ตัวอย่าง การใช้ปรากฏการณ์ทางวิทยาศาสตร์ (Effects) ในการแก้ปัญหา

ที่มา : <http://wbam2244.dns-systems.net/EDB/index.php>

### 2.2.5 โมเดลการยอมรับเทคโนโลยี

Davis, Bagozzi and Warshaw (1989) ได้นำเสนอโมเดลการยอมรับเทคโนโลยี (Technology Acceptance Model: TAM) โดยเป็นทฤษฎีที่ขยายองค์ความรู้ที่ต่อยอดมาจากทฤษฎีการกระทำด้วยเหตุผล (Theory of Reasoned Action: TRA) ของ Fishbein & Ajzen (1975) ซึ่งอธิบายพฤติกรรมของบุคคลไว้ว่า การที่บุคคลจะลงมือประกอบพฤติกรรมใดนั้น สามารถอธิบายได้จากการความเชื่อ (Beliefs) เจตคติ (Attitudes) และความตั้งใจกระทำ (Intention) ผลของความตั้งใจกระทำจะก่อให้เกิดการกระทำนั้นขึ้น ซึ่ง Davis ได้นำมาใช้ในการอธิบายการยอมรับระบบสารสนเทศ โดยพัฒนาในงานวิทยานิพนธ์ระดับปริญญาเอก จนได้เป็นโมเดลการยอมรับเทคโนโลยี (Technology Acceptance Model: TAM)

TAM ประกอบด้วยตัวแปร การรับรู้ว่ามีประโยชน์ (Perceived Usefulness) การรับรู้ว่าจะง่ายต่อการใช้งาน (Perceived Ease of Use) เจตคติต่อการใช้ (Attitude Toward Using) ความตั้งใจที่จะใช้ (Behavior Intention) และพฤติกรรมการใช้จริง (Actual Use) ดังรูปที่ 2.50

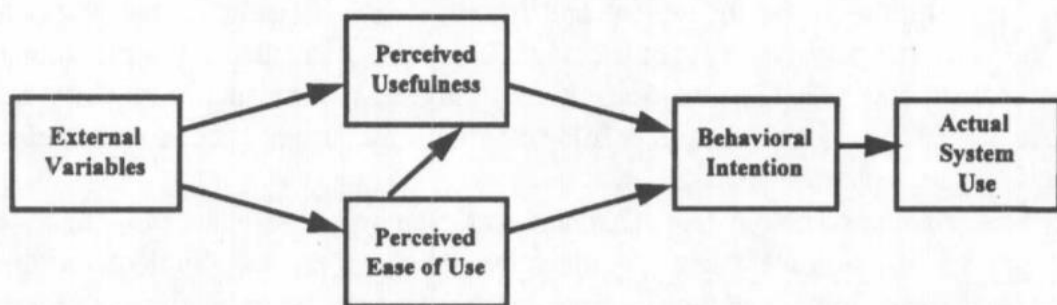


รูปที่ 2.50 โมเดลการยอมรับเทคโนโลยี

ที่มา : Davis et al., 1989

ตามรูปที่ 2.50 การรับรู้ว่าง่ายต่อการใช้ (Perceived Ease of Use) มีอิทธิพลทางตรงต่อการรับรู้ว่ามีประโยชน์ (Perceived Usefulness) การรับรู้ว่าง่ายต่อการใช้ (Perceived Ease of Use) และการรับรู้ว่ามีประโยชน์ (Perceived Usefulness) มีอิทธิพลทางตรงต่อเจตคติต่อการใช้ (Attitude Toward Using) การรับรู้ว่ามีประโยชน์ (Perceived Usefulness) มีอิทธิพลทางตรงต่อความตั้งใจใช้งาน (Behavior Intention) เจตคติต่อการใช้ (Attitude Toward Using) ยังมีอิทธิพลทางตรงต่อความตั้งใจใช้งาน (Behavior Intention) และความตั้งใจใช้งาน (Behavior Intention) มีอิทธิพลทางตรงต่อพฤติกรรมการใช้จริง (Actual Use)

ต่อมา Venkatesh and Davis (2000) ได้ดัดแปลงโมเดล TAM ให้กระชับขึ้นโดยตัดส่วนที่ว่าด้วย เจตคติต่อการใช้ (Attitude Toward Using) ออกไป เพื่อให้รับรู้ถึงความตั้งใจใช้งาน (Behavior Intention) ได้โดยตรง สามารถอธิบายถึงความตั้งใจของบุคคลในการใช้งานเทคโนโลยีนั้นอย่างชัดเจนยิ่งขึ้นดังรูปที่ 2.51



รูปที่ 2.51 โมเดลการยอมรับเทคโนโลยีล่าสุด

ที่มา : Venkatesh and Davis, 1996

## 2.3 การทบทวนเอกสารและข้อมูลอื่น ๆ ที่เกี่ยวข้อง

### 2.3.1 การแบ่งประเภทเครื่องมือแพทย์

ในเอกสาร “หลักเกณฑ์การจัดประเภทเครื่องมือแพทย์ตามความเสี่ยง” ซึ่งจัดทำโดยกองควบคุมเครื่องมือแพทย์ สำนักงานคณะกรรมการอาหารและยา เมื่อเดือนมีนาคม 2561 ได้แยกเครื่องมือแพทย์เป็น 2 กลุ่ม คือ

- 1) เครื่องมือแพทย์สำหรับการวินิจฉัยภายนอกร่างกาย
- 2) เครื่องมือแพทย์ที่ไม่ใช่เครื่องมือแพทย์สำหรับการวินิจฉัยภายนอกร่างกาย

โดยในแต่ละกลุ่มยังได้กำหนดหลักเกณฑ์การจัดประเภทเครื่องมือแพทย์ตามความเสี่ยง ดังนี้ คือ

- 1) เครื่องมือแพทย์ประเภทที่ 1 หมายความว่า เครื่องมือแพทย์ที่มีความเสี่ยงต่ำ
- 2) เครื่องมือแพทย์ประเภทที่ 2 หมายความว่า เครื่องมือแพทย์ที่มีความเสี่ยงปานกลางระดับต่ำ
- 3) เครื่องมือแพทย์ประเภทที่ 3 หมายความว่า เครื่องมือแพทย์ที่มีความเสี่ยงปานกลางระดับสูง
- 4) เครื่องมือแพทย์ประเภทที่ 4 หมายความว่า เครื่องมือแพทย์ที่มีความเสี่ยงสูง

โดยพิจารณาจากปัจจัยที่มีผลต่อความเสี่ยง เช่น ระดับการรุกรานเข้าสู่ร่างกาย ระยะเวลาที่อยู่ในร่างกาย ลักษณะการใช้งาน ผลทางชีวภาพ (biological effect) การควบคุมเครื่องมือแพทย์จะมีระดับความเข้มงวดมากขึ้นตามความเสี่ยงที่มากขึ้น โดยสามารถดูรายละเอียดของหลักเกณฑ์ต่าง ๆ ได้ในเอกสารดังกล่าว

ในเอกสารที่อ้างถึงข้างต้นยังได้ให้ความหมายของคำศัพท์ที่เกี่ยวข้องดังนี้

“เครื่องมือแพทย์” ในประกาศนี้หมายความว่า เครื่องมือ เครื่องใช้ อุปกรณ์ เครื่องจักร วัสดุ ที่ใส่เข้าไปในร่างกายมนุษย์ น้ำยาที่ใช้ในการตรวจในห้องปฏิบัติการ และตัวสอบเทียบ (Calibrator) ซอฟต์แวร์ วัสดุ หรือสิ่งคล้ายกันหรือเกี่ยวข้องกัน

- 1) เจ้าของผลิตภัณฑ์มุ่งหมายที่จะใช้งาน โดยลำพัง หรือใช้ร่วมกันสำหรับมนุษย์ โดยมีจุดมุ่งหมายเฉพาะอย่างใดอย่างหนึ่งหรือมากกว่าดังต่อไปนี้
  - (ก) วินิจฉัย ป้องกัน ติดตาม บำบัด บรรเทา หรือรักษาโรคของมนุษย์
  - (ข) วินิจฉัย ติดตาม บำบัด บรรเทา หรือชดเชยการบาดเจ็บของมนุษย์
  - (ค) ตรวจสอบ ทดแทน แก้ไข ดัดแปลง หรือสนับสนุนด้านกายวิภาค หรือกระบวนการทางสรีระของร่างกายมนุษย์

- (ง) ประคับประคองหรือช่วยชีวิตมนุษย์
  - (จ) คุ่มกำเนิดมนุษย์
  - (ฉ) ทำลายหรือฆ่าเชื้อสำหรับเครื่องมือแพทย์
  - (ช) ให้ข้อมูลจากการตรวจสิ่งส่งตรวจจากร่างกายมนุษย์ เพื่อวัตถุประสงค์ทางการแพทย์หรือวินิจฉัย
- 2) ผลสัมฤทธิ์ตามความมุ่งหมายของสิ่งที่กล่าวถึงในข้อ 1) ซึ่งเกิดขึ้นในร่างกายมนุษย์ต้องไม่เกิดจากกระบวนการทางเภสัชวิทยา วิทยาภูมิคุ้มกัน หรือปฏิบัติการเผาผลาญให้เกิดพลังงานเป็นหลัก

“เครื่องมือแพทย์สำหรับการวินิจฉัยภายนอกร่างกาย” (In Vitro Diagnostic medical devices) หมายความว่า น้ำยา (Reagent) ชุดตรวจ (reagent product) ตัวสอบเทียบ (Calibrator) สารควบคุม (control material) เครื่องมือหรืออุปกรณ์ (kit, instrument, apparatus or equipment) ระบบตรวจวิเคราะห์ (system) หรือวัตถุอื่นใดไม่ว่าจะใช้โดยลำพัง ใช้ร่วมกัน หรือใช้ร่วมกับเครื่องมือแพทย์อื่นที่เจ้าของผลิตภัณฑ์มุ่งหมายสำหรับตรวจสิ่งส่งตรวจจากร่างกายมนุษย์ รวมทั้งโลหิตและอวัยวะบริจาค เพื่อให้ข้อมูล

- 1) สภาพทางสรีรวิทยาหรือพยาธิสภาพ หรือความพิการแต่กำเนิด
- 2) พิจารณาความปลอดภัย และความเข้ากันได้ของเนื้อเยื่อของผู้มี โอกาสรับอวัยวะ หรือ
- 3) ตรวจติดตามการรักษา รวมทั้งภาวะเก็บสิ่งส่งตรวจ

“เครื่องมือแพทย์ที่มีกำลัง” (active medical device) หมายความว่า เครื่องมือแพทย์ใด ๆ ซึ่งการทำงานต้องใช้แหล่งพลังงานไฟฟ้า หรือแหล่งพลังงานอื่นที่ไม่ใช่พลังงานที่กำเนิดขึ้นโดยตรงจากร่างกายมนุษย์หรือแรงโน้มถ่วง และสามารถทำงานได้โดยการแปลงพลังงานเหล่านี้ แต่เครื่องมือแพทย์ที่มุ่งหมายเพื่อส่งผ่านพลังงานนสาร หรือองค์ประกอบอื่น ๆ ระหว่างเครื่องมือแพทย์ที่มีกำลังกับผู้ป่วย โดยไม่มีการเปลี่ยนแปลงที่มีนัยสำคัญใด ๆ ไม่ถือว่าเป็นเครื่องมือแพทย์ที่มีกำลัง

“เครื่องมือแพทย์ที่มีกำลังที่ใช้ในการรักษา” (active therapeutic devices) หมายความว่า เครื่องมือแพทย์ที่มีกำลังใด ๆ ไม่ว่าจะใช้โดยลำพัง หรือใช้ร่วมกับเครื่องมือแพทย์อื่น เพื่อพุง

คำ หรือจูน ดัดแปลง ทดแทน หรือฟื้นฟูสภาพการทำงานที่หรือโครงสร้างทางชีววิทยา โดยมุ่งหมายเพื่อรักษาหรือบรรเทาความเจ็บป่วย บาดเจ็บ หรือทุพพลภาพ

“เครื่องมือแพทย์ที่มีกำลังที่ใช้ในการวินิจฉัย” (active device intended for diagnosis) หมายความว่า เครื่องมือแพทย์ที่มีกำลังใด ๆ ไม่ว่าจะใช้โดยลำพังหรือใช้ร่วมกับเครื่องมือแพทย์อื่น เพื่อให้ข้อมูล (information) สำหรับการตรวจวินิจฉัย ติดตาม หรือเพื่อสนับสนุนการรักษา ภาวะทางสรีรวิทยา สภาวะสุขภาพ ความเจ็บป่วย หรือความพิการแต่กำเนิด

หลักเกณฑ์ที่ 10 (1) ระบุว่า เครื่องมือแพทย์ที่มีกำลังที่มุ่งหมายสำหรับการวินิจฉัย จัดเป็นเครื่องมือแพทย์ประเภทที่ 2

หากมุ่งหมายเพื่อจ่ายพลังงานที่ถูกดูดซับโดยร่างกายมนุษย์ (ยกเว้นเครื่องมือแพทย์ที่ใช้เพื่อให้แสงกับร่างกายผู้ป่วยอย่างเดียว ซึ่งแสงอยู่ในช่วงสเปกตรัมที่มองเห็นหรือใกล้อินฟราเรด จัดเป็นเครื่องมือแพทย์ประเภทที่ 1) หรือ

หากมุ่งหมายเพื่อทำให้เกิดเป็นภาพการกระจายของสารเภสัชรังสีในร่างกาย (radiopharmaceuticals) หรือ

หากมุ่งหมายเพื่อวินิจฉัยหรือติดตามกระบวนการทางสรีรวิทยาที่สำคัญต่อชีวิต โดยตรง (vital physiological processes)

หากมุ่งหมายเฉพาะเพื่อ

- ติดตามปัจจัยทางสรีรวิทยาที่สำคัญต่อชีวิต (vital physiological parameters) ซึ่งการเปลี่ยนแปลงดังกล่าว ทำให้เกิดผลที่เป็นโทษเฉียบพลันต่อผู้ป่วย ตัวอย่างเช่น การเปลี่ยนแปลงสมรรถนะของหัวใจ การหายใจ การทำงานของระบบประสาทส่วนกลาง หรือ

- วินิจฉัยทางคลินิกเพื่อแสดงว่าผู้ป่วยอยู่ในสภาวะอันตรายเฉียบพลัน

จัดเป็นเครื่องมือแพทย์ประเภทที่ 3

เครื่องมือแพทย์เป็นหัวข้อวิจัยที่สำคัญหัวข้อหนึ่งในหลักสูตรทางด้านวิศวกรรมชีวการแพทย์ เช่น หลักสูตรวิศวกรรมชีวเวช ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย (<https://www.chulabme.com/>) และ ในสมาคมวิศวกรรมชีวการแพทย์ของสถาบันวิชาชีพวิศวกรรมไฟฟ้าและอิเล็กทรอนิกส์ (IEEE Engineering in Medicine and Biology Society) ได้เน้นการวิจัยเครื่องมือแพทย์ในเชิงวิศวกรรมโดยแบ่งการวิจัยเครื่องมือแพทย์ออกเป็น 2 ลักษณะคือ เครื่องมือแพทย์สำหรับการตรวจวินิจฉัย (Diagnostic medical devices) และเครื่องมือแพทย์

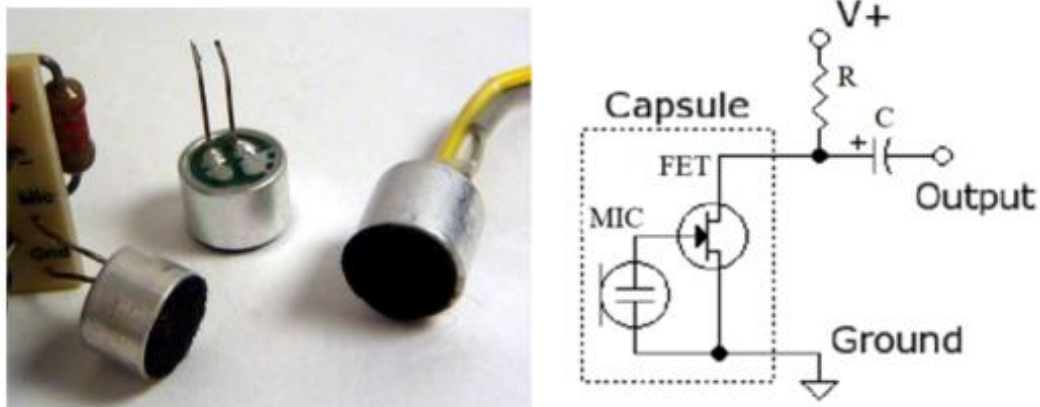
สำหรับการบำบัดรักษา (Therapeutic medical devices) (<https://www.embs.org/>). สำหรับงานวิจัยนี้จะเน้นไปที่เครื่องมือแพทย์สำหรับการตรวจวินิจฉัยเป็นหลัก

### 2.3.2 Microphone

ไมโครโฟน คือ อุปกรณ์ที่ใช้แปลงสัญญาณคลื่นเสียงให้กลายเป็นสัญญาณไฟฟ้าเพื่อนำไปใช้ประโยชน์ในลักษณะต่าง ๆ ไมโครโฟนโดยส่วนใหญ่ที่ใช้งานในปัจจุบันจะเป็นแบบทำงานด้วยการเหนี่ยวนำของแม่เหล็กไฟฟ้าซึ่งเรียกว่าไดนามิกไมโครโฟน (Dynamic microphone) และแบบทำงานด้วยการเปลี่ยนแปลงค่าประจุไฟฟ้าซึ่งเรียกว่า คอนเดนเซอร์

ไมโครโฟน (Condenser microphone) ต่อมามีการพัฒนาไมโครโฟนให้มีขนาดเล็กลงเพื่อใช้งานในวงจรอิเล็กทรอนิกส์ขนาดเล็กโดยการใช้เทคโนโลยีที่เรียกว่า Electret (Gerhard-Multhaupt, R., 1999). Electret เป็นคำที่มีความหมายคล้าย magnet (แม่เหล็กถาวร) Electret ถูกสร้างขึ้นโดยใช้สารที่มีการแยกขั้วไฟฟ้าเป็นไดโพล (dipoles) ให้เรียงตัวไปในทิศทางเดียวกันด้วยสนามไฟฟ้าสถิต เมื่อสนามไฟฟ้าภายนอกถูกนำออกไป สารที่ถูกสร้างขึ้นยังคงแสดงอำนาจสนามไฟฟ้าจากไดโพลแบบถาวรจึงเรียกว่า Electret สารที่แสดงอำนาจสนามไฟฟ้าจากไดโพลแบบถาวรนี้ถูกนำมาใช้เป็นสารไดอิเล็กทริกของคอนเดนเซอร์ในไมโครโฟน จึงเรียกว่า Electret Condenser microphone ซึ่งมีข้อดีคือไม่จำเป็นต้องใช้ไฟเลี้ยงเพื่อใช้ในการแบ่งการแยกขั้วไฟฟ้าเป็นไดโพลเนื่องจากวัสดุที่ใช้เป็นไดโพลแบบถาวร สัญญาณไฟฟ้าที่ออกมาจากตัว Electret Condenser จะน้อยมาก ดังนั้นจึงมักใส่วงจรพีแอมป์ที่จำจาก FET (Field Effect Transistor) เข้าไปในตัว Electret Condenser microphone เพื่อขยายสัญญาณก่อนที่จะนำไปใช้งาน ดังรูปที่ 2.52

ตามรูปที่ 2.52 แสดงให้เห็นถึงวงจรพีแอมป์ที่ทำจาก FET ภายในตัว Electret Condenser microphone ในการใช้งานจะต้องต่อไฟเลี้ยง  $V+$  ให้กับตัว FET ผ่านตัวต้านทาน  $R$  ซึ่งจะเป็นตัวกำหนดค่าเกนและเอาต์พุตอิมพีแดนซ์ของไมโครโฟน สัญญาณเสียงจะปรากฏออกมาที่ขา Output ภายหลังจากการบล็อคระแสตรงด้วยตัวเก็บประจุ  $C$



รูปที่ 2.52 ตัว Electret Condenser microphone (ซ้ายมือ) และวงจรภายใน (ขวามือ)

ที่มา : ดัดแปลงจาก [https://en.wikipedia.org/wiki/Electret\\_microphone](https://en.wikipedia.org/wiki/Electret_microphone)

พารามิเตอร์ที่สำคัญของไมโครโฟนคือ ความไว (Sensitivity) ซึ่งเป็นค่าที่แสดงประสิทธิภาพของไมโครโฟนในการแปลงพลังงานกลของคลื่นเสียงให้เป็นพลังงานไฟฟ้าโดยจะแสดงเป็นค่าความสัมพันธ์ระหว่างระดับความดันเสียง (Sound Pressure Level, SPL) ที่กระทำต่อแผ่นไดอะแฟรมของไมโครโฟนกับแรงดันเอาต์พุตที่ออกมา ค่าความไวเชิงเส้น (Sensitivity<sub>Pa</sub>)

จะมีหน่วยเป็น mV/Pa แต่หน่วยที่นิยมใช้กัน dBV ซึ่งเป็นค่าเดซิเบลของค่าความไวเชิงเส้นเทียบกับค่าอ้างอิงซึ่งกำหนดไว้ที่ 1000 mV/Pa (1V/Pa) โดยค่าความไวเชิงเส้น Sensitivity<sub>Pa</sub> สามารถถูกแปลงให้เป็นค่าความไวในหน่วย dBV ได้ตามสูตรข้างล่างดังนี้

$$Sensitivity_{dBV} = 20 * \log_{10} \left( \frac{Sensitivity_{mV/Pa}}{Output_{AREF}} \right) \dots \dots \dots (2.10)$$

Output<sub>AREF</sub> เป็นค่าสัดส่วนเอาต์พุตอ้างอิงซึ่งกำหนดไว้ที่ 1000 mV/Pa (1V/Pa)

ซึ่งหมายความว่า ถ้าค่าความไวเชิงเส้น (Sensitivity<sub>mV/Pa</sub>) มีค่าเท่ากับ 1V/Pa จะได้ค่าความไว Sensitivity<sub>dBV</sub> = 0 dB โดยทั่วไปแล้วค่าความไวเชิงเส้น (Sensitivity<sub>mV/Pa</sub>) จะมีค่าไม่ถึง 1V/Pa ดังนั้นค่าความไว Sensitivity<sub>dBV</sub> ที่ได้จากสมการที่ 2.10 จะมีค่าเป็นลบ ตัวอย่างของค่า Sensitivity<sub>mV/Pa</sub> โดยทั่วไปของคอนเดนเซอร์ไมโครโฟนจะอยู่ที่ประมาณ 8 ถึง 32 mV/Pa ที่ความถี่ 1 kHz ซึ่งจะเท่ากับ Sensitivity<sub>dBV</sub> ที่ประมาณ -42 ถึง -30 dBV/Pa ที่ความถี่ 1 kHz

ในการทดสอบหาค่าความไวของไมโครโฟนจะวัดด้วยสัญญาณ Sine wave ความถี่ 1 kHz ที่ระดับความดันเสียง (Sound Pressure Level, SPL) 94 dB ซึ่งเท่ากับความดัน 1 Pa



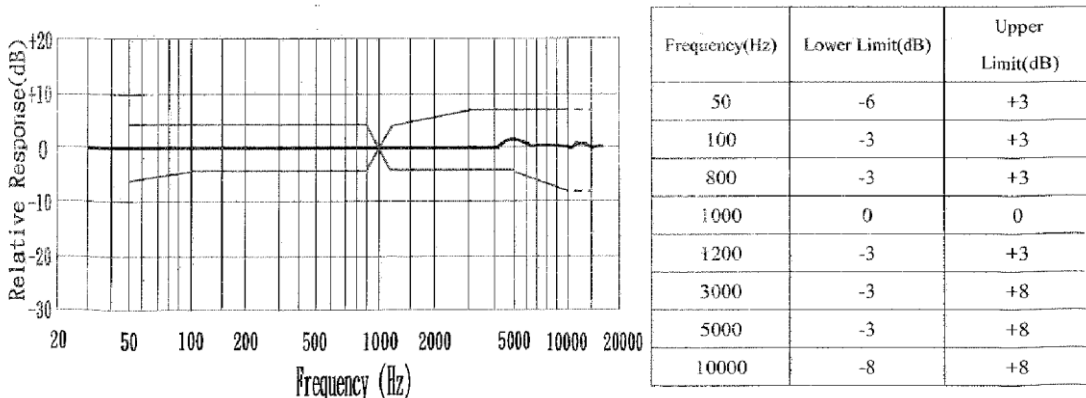
ระดับความดันเสียง (SPL) 94 dB ซึ่งเท่ากับความดัน 1 Pa นั้นได้มาจากการใช้ความดันอ้างอิงจากระดับเสียงต่ำสุดที่หูคนเราจะได้ยินซึ่งอยู่ที่ 20 μPa หรือเท่ากับ 0.00002 Pa มาหาค่าดัชนีเบลของความดัน 1 Pa ตามสมการ 2.11 ดังนี้

$$\text{Sound Pressure Level}_{dB} = 20 * \log_{10}\left(\frac{SPL_{Pa}}{SPL_{Ref}}\right) \dots\dots(2.11)$$

เมื่อแทนค่า  $SPL_{Pa}$  ด้วยความดัน 1 Pa และแทนค่า  $SPL_{Ref}$  ด้วยความดัน 0.00002 Pa จะได้ระดับความดันเสียง (SPL) มีค่าเป็น 94 dB

ระดับความดันเสียง (SPL) 94 dB จะค่อนข้างดังประมาณเท่ากับเสียงการจราจรที่คับคั่งหรือเสียงของเครื่องเจาะพื้นคอนกรีต เสียงพูดคุยสนทนาปกติที่ระยะห่าง 1 ม.จะมีระดับความดันเสียงอยู่ที่ประมาณ 60 dB และระดับความดันเสียงสูงสุดที่ทำให้คนปวดแก้วหูจนทนไม่ได้จะอยู่ที่ 130 dB (Jerad Lewis, 2012)

นอกจากนี้ คุณสมบัติที่สำคัญของไมโครโฟนอีกอย่างหนึ่ง คือ ผลตอบสนองเชิงความถี่ (Frequency Response) ซึ่งจะแสดงค่าช่วงความถี่ (Frequency Range) ที่ไมโครโฟนจะตอบสนองได้ และค่าความไวเป็น dB ของแต่ละความถี่ในช่วงที่หูคนเราได้ยิน (20 Hz - 20 kHz) แต่ไม่ใช่ว่าไมโครโฟนจะตอบสนองได้ไวดลอดทุกความถี่ในช่วง 20 Hz - 20 kHz จะมีบางช่วงความถี่ที่ตอบสนองได้ดีกว่าช่วงความถี่อื่น ตัวอย่างของผลตอบสนองเชิงความถี่ของไมโครโฟนที่ใช้ในงานวิจัยนี้จะเป็นดังรูปที่ 2.53



รูปที่ 2.53 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของไมโครโฟนที่ใช้ในงานวิจัย

ที่มา : <http://www.obopro2.com/Component/Detail/4>

(เป็นไมโครโฟนแบบรับเสียงได้รอบทิศทาง Omni Directional ตามรายละเอียดในภาคผนวก จ)

ตามรูปที่ 2.53 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของไมโครโฟนที่ใช้ในงานวิจัยนี้จะมีช่วงความถี่ที่ไมโครโฟนตอบสนองได้ดีอยู่ระหว่าง 50 Hz ถึง 10 kHz โดยมีค่าขีดจำกัดบนและขีดจำกัดล่างดังตารางในรูปที่ 2.53 ในบริเวณที่ความถี่ต่ำมากๆ เช่น 20 Hz หรือ บริเวณที่ความถี่สูงมากๆ เช่น 20 kHz ความไวจะลดลงอย่างมาก ทำให้การตอบสนองไม่ดีในบริเวณดังกล่าว

### 2.3.3 Stethoscope

สเต็ทโทสโคปเป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์อย่างหนึ่ง ใช้สำหรับฟังเสียงภายในร่างกายของมนุษย์หรือสัตว์ ถูกประดิษฐ์ขึ้นมาครั้งแรกในประเทศฝรั่งเศส เมื่อปี ค.ศ. 1816 โดยผู้ที่คิดค้นและสร้างขึ้นมาชื่อ ว่า นาย เรเน เลเน็ค เป็นนายแพทย์อยู่ที่ โรงพยาบาล Necker-Enfants Malades ในกรุงปารีส สเต็ทโทสโคปที่ประดิษฐ์ขึ้นมาครั้งแรกจะมีลักษณะเป็นท่อไม้ มีรูปร่างคล้ายกับเครื่องดนตรีที่มีชื่อว่าปี่ชวา ดังรูปที่ 2.54

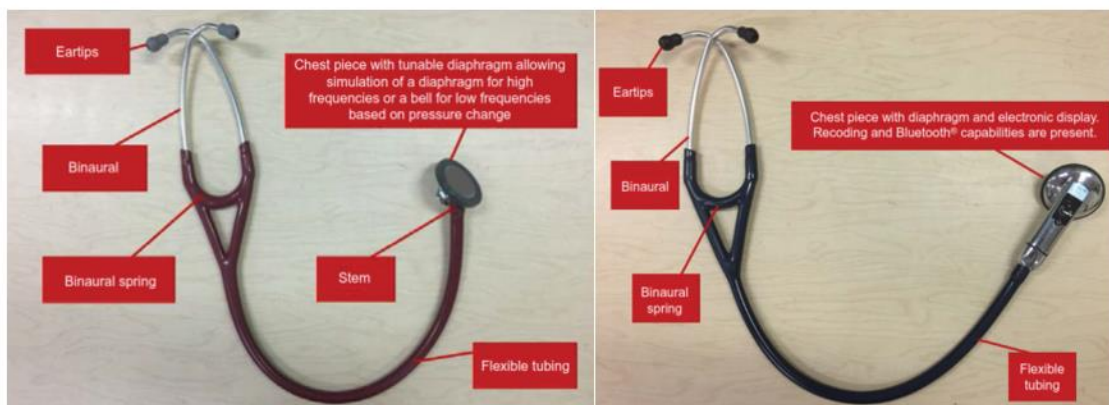


ROBERT A. THOM/CLINMEDRES.ORG

รูปที่ 2.54 หูฟังแพทย์ (Stethoscope) ในยุคแรก

ที่มา : <https://commons.wikimedia.org/>

สเต็ทโทสโคปแบ่งได้เป็น 2 แบบ คือ แบบดั้งเดิมและ แบบอิเล็กทรอนิกส์ ดังรูปที่ 2.55



รูปที่ 2.55 สเต็ทโทสโคปแบบดั้งเดิม (ซ้ายมือ) และ แบบอิเล็กทรอนิกส์ (ขวามือ)

ที่มา : Swarup, S., & Makaryus, A., 2018

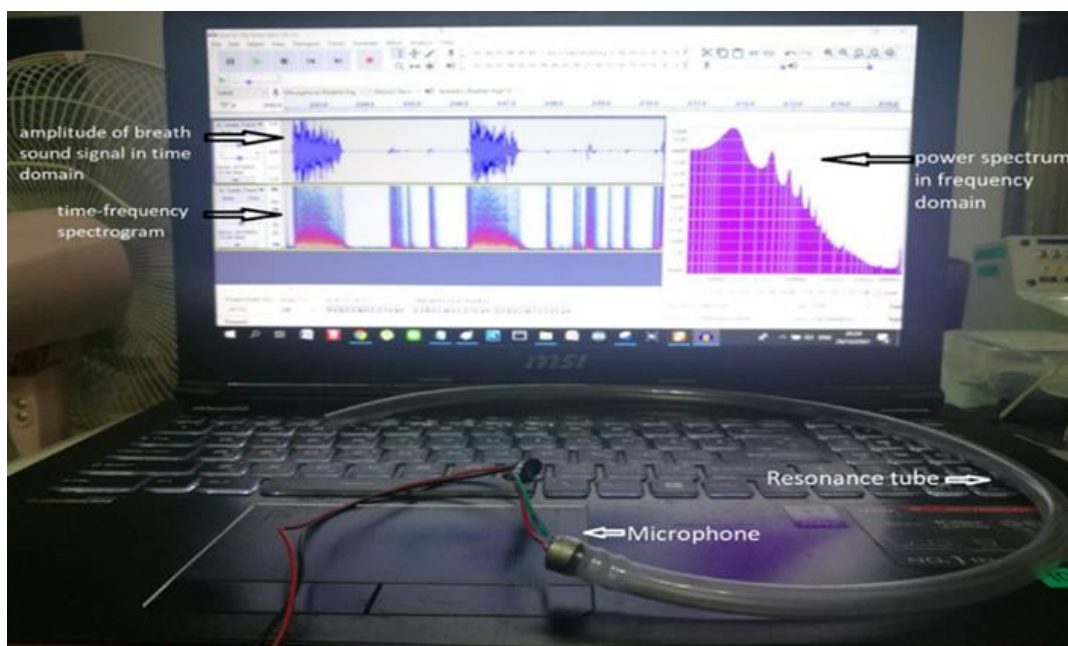
สเต็ทโทสโคปทั้ง 2 แบบจะคล้ายกันคือ มีส่วนประกอบ 3 ส่วน ดังนี้

- 1) ไโดอะแฟรม หรือ Chest piece คือส่วนที่แนบกับหน้าอกหรือลำคอผู้ป่วย เพื่อรับเสียงที่เกิดขึ้นในร่างกาย ซึ่งเสียงนี้จะทำให้ไโดอะแฟรมเกิดการสั่นสะเทือน
- 2) ท่อนำเสียง (Flexible tubing) คือส่วนที่เป็นสายขนานนำเสียงส่งต่อไปยังหูของนายแพทย์
- 3) หูฟัง (Ear tips) คือส่วนที่แนบอยู่กับหูของนายแพทย์ เพื่อรับฟังเสียงที่ส่งมาจากไโดอะแฟรม

สเต็ทโทสโคปแบบอิเล็กทรอนิกส์จะต่างจากสเต็ทโทสโคปแบบดั้งเดิมตรงที่มีวงจรอิเล็กทรอนิกส์เพิ่มเข้ามาเพื่อทำหน้าที่แปลงสัญญาณอะคูสติกให้เป็นสัญญาณไฟฟ้าซึ่งสามารถนำไปขยายให้เหมาะกับการฟังและประมวลผลเป็นแบบดิจิทัลลงบนคอมพิวเตอร์ (Swarup, S., & Makaryus, A., 2018). สเต็ทโทสโคปแบบอิเล็กทรอนิกส์มีตัวทรานสดิวเซอร์ที่ใช้แปลงเสียงอะคูสติกให้เป็นสัญญาณไฟฟ้าอยู่หลายชนิด แต่โดยมากจะนิยมใช้ไมโครโฟนติดตั้งไว้ที่ Chest piece สัญญาณเสียงจะถูกตรวจจับโดยแผ่นไโดอะแฟรมที่ Chest piece แล้วถูกส่งต่อไปที่แผ่นไโดอะแฟรมในไมโครโฟนอีกทีหนึ่งก่อนจะแปลงเป็นสัญญาณไฟฟ้าออกมา (Smith C., 2003) สัญญาณไฟฟ้าสามารถแสดงผลเป็นเส้นกราฟบนจอ LCD ของสเต็ทโทสโคปแบบอิเล็กทรอนิกส์ อย่างไรก็ตาม ช่องว่างระหว่างแผ่นไโดอะแฟรมที่ Chest piece กับ แผ่นไโดอะแฟรมในไมโครโฟนทำให้เกิดสัญญาณรบกวนและทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนขึ้นได้ (Leng S., 2015)

### 2.3.4 การใช้งานโปรแกรม Audacity

ในการทดสอบและวิเคราะห์เสียงหายใจในงานวิจัยนี้ใช้โปรแกรม Audacity เป็นเครื่องช่วย ทำให้การทำงานสะดวก โปรแกรม Audacity เป็นโปรแกรมฟรี (Open Source) โดยมากใช้ในการตัดต่อและบันทึกเสียง แต่ยังมีความสามารถในการวิเคราะห์เสียงในโดเมนความถี่ได้ดังรูปที่ 2.56



รูปที่ 2.56 การทดสอบและวิเคราะห์เสียงหายใจโดยใช้โปรแกรม Audacity

ตามรูปที่ 2.56 เสียงหายใจที่วิ่งในท่อสั้นพ้อง (Resonance tube) จะถูกแปลงเป็นสัญญาณไฟฟ้าด้วยไมโครโฟน ไมโครโฟนจะต่ออยู่กับซ็อกเก็ตของคอมพิวเตอร์ สัญญาณไฟฟ้าจะเข้าสู่คอมพิวเตอร์ซึ่งมีโปรแกรม Audacity ติดตั้งอยู่ เมื่อเปิดโปรแกรม Audacity โปรแกรมจะถูกประมวลผลแล้วนำไปแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์เพื่อแสดงผลเป็น 3 ลักษณะ คือ แสดงขนาดของสัญญาณเสียงในโดเมนเวลา แสดงขนาดในโดเมนความถี่หรือ Spectrum ซึ่งแสดงการเปลี่ยนแปลงของขนาดตามความถี่ (หน่วยเป็นเดซิเบล, dB) และแสดงกำลังของสัญญาณเสียงที่เปลี่ยนแปลงตามเวลาในแนวนอนและเปลี่ยนแปลงตามความถี่ในแนวตั้งซึ่งเรียกว่า Time-Frequency Spectrogram สัญญาณเสียงหายใจในโดเมนเวลาจะแสดงระดับความดันของเสียงหายใจซึ่งถูกเปลี่ยนมาสัญญาณแรงดันไฟฟ้าผ่านวงจรไบอัสของไมโครโฟน สัญญาณแรงดันนี้จะถูกขยายแล้วแปลงให้เป็นสัญญาณดิจิทัลโดย Analog to Digital Converter (ADC) ในวงจรอินเตอร์เฟซของคอมพิวเตอร์ สัญญาณดิจิทัลนี้จะถูกอ่านและแสดงผลเป็นคลื่นเสียงโดยโปรแกรม Audacity ออกทางจอคอมพิวเตอร์โดยถูก normalized ให้มีค่าอยู่ระหว่าง +1 กับ -1 ดังรูปที่ 2.56 (ซ้ายบน) เรา

สามารถปรับค่าเกณฑ์ของสัญญาณแรงดันก่อนเข้า ADC เพื่อให้คลื่นเสียงแสดงอยู่ระหว่าง +1 กับ -1 โดยไม่เกิดการบิดเบี้ยว (distort) ในโปรแกรม Audacity มีฟีเจอร์ให้เราแปลงสัญญาณเสียงในโดเมนเวลาให้เป็นสัญญาณในโดเมนความถี่โดยแสดงผลในรูปของ Spectrum (หน่วยเป็นเดซิเบล, dB) ตามแกนตั้ง โดยมีแกนนอนเป็นความถี่ ดังรูปที่ 2.56 (ขวามือ) ค่า dB ที่แสดง Spectrum จะมีค่าอยู่ระหว่างค่า 0 กับค่าติดลบเนื่องจากค่าสัญญาณเสียงในโดเมนเวลาอยู่ระหว่าง +1 กับ -1 นอกจากนี้โปรแกรม Audacity ยังมีฟีเจอร์ที่ใช้วิเคราะห์เสียงได้ดีอีกตัวหนึ่งคือ Time-Frequency Spectrogram โดยจะแสดงการเปลี่ยนแปลงของความถี่และ Spectrum ตามแนวแกนตั้งและแสดงเวลาในแนวแกนนอน ค่าการเปลี่ยนแปลงของ Spectrum จะถูกแสดงโดยการเปลี่ยนโทนสีของกราฟเริ่มจากกำลังมากไปสู่กำลังน้อยแทนด้วยสีเหลือง แดง ฟ้า และขาวไล่ขึ้นไปตามความถี่ที่เพิ่มมากขึ้นในแกนตั้ง ดังรูปที่ 2.56 (ซ้ายล่าง)

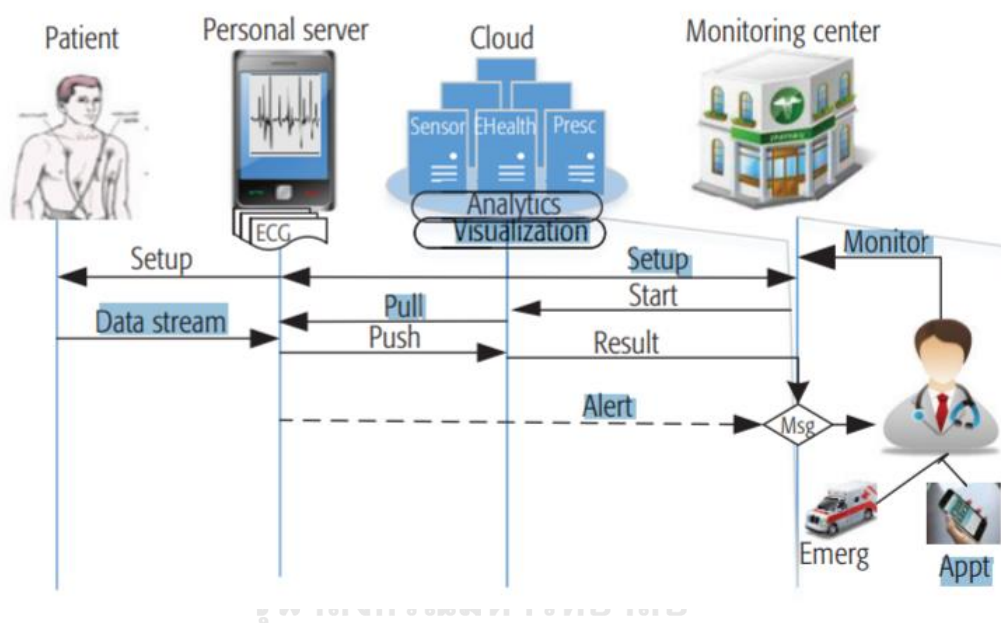


ตัวอย่างในรูปที่ 2.56 แสดงการทดสอบเสียงหายใจโดยการสอดขีดยึดไมโครโฟนไว้ปลายท่อแล้วต่อสายสัญญาณจากไมโครโฟนเข้าสู่คอมพิวเตอร์ ระดับความแรงของไมโครโฟนบนโปรแกรม Audacity ถูกตั้งค่าไว้สูงสุดคือ 100 % และตั้งค่าการขยายสัญญาณเป็น 0 dB คือไม่มีการขยายสัญญาณ ค่าการสุ่มตัวอย่าง (Sampling Rate) ถูกตั้งไว้ที่ 44,100 Hz โดยใช้ฟังก์ชันหน้าต่างเป็น Hanning และขนาดหน้าต่างเป็น 1024 สัญญาณเสียงหายใจในโดเมนเวลาที่ได้ตามรูปที่ 2.56 (ซ้ายบน) จะเป็นเสียงหายใจออกที่วิ่งเข้ามาในท่อไปกระทบถูกไมโครโฟน ส่วนในขณะที่หายใจเข้าจะไม่มีเสียงวิ่งเข้ามาในท่อจึงไม่ปรากฏเสียงหายใจในช่วงหายใจเข้าบนจอคอมพิวเตอร์ แต่อาจมีเสียงเค็ดลอดเข้ามาเพียงเล็กน้อย ซึ่งสามารถเห็นได้ชัดเจนขึ้นในรูป Time-Frequency Spectrogram ซึ่งแสดง spectrum ของเสียงหายใจเข้าและออก จะเห็นว่าสีของ spectrum ของเสียงหายใจเข้าเป็นสีฟ้า ซึ่งแสดงว่ามีกำลังน้อยมากเมื่อเทียบกับ spectrum ของเสียงหายใจออกซึ่งเป็นสีเหลืองและสีแดง ดังรูปที่ 2.56 (ซ้ายล่าง) ส่วนรูป Spectrum ในโดเมนความถี่ตามรูปที่ 2.56 (ขวามือ) สามารถอ่านได้ว่าเสียงหายใจมีช่วงความถี่อยู่ที่ประมาณระหว่าง 20 -2,000 Hz หลังจากนั้น ค่า dB จะตกลงอย่างรวดเร็วซึ่งสอดคล้องกับกราฟ Time frequency spectrogram และจากรูป Spectrum ในโดเมนความถี่จะพบการเกิดการสั่นพ้องขึ้นในท่อซึ่งมีผลทำให้สัญญาณเสียงหายใจมีค่ากำลัง (dB) สูงมากขึ้นกว่าเดิมที่ความถี่มูลฐานและความถี่ฮาร์โมนิกเลขคู่ซึ่งเป็นเหตุผลว่าทำไมเสียงใจจึงสามารถถูกส่งผ่านท่อไปได้ไกล

### 2.3.5 Internet of Things (IoT) and Cloud computing

ในปัจจุบัน จากความขาดแคลนทรัพยากรทางการแพทย์และจากความสะดวกของผู้ป่วยที่ไม่ต้องเดินทางมายังโรงพยาบาล ทำให้การติดตามดูแลผู้ป่วยทางไกล (Remote Patient Monitoring)

ได้รับความนิยมมากขึ้น (Mohammed, J. et al., 2014) แพทย์สามารถดูแลคนไข้รายบุคคล (Personalized) ผ่านเซนเซอร์ต่างๆที่ติดบนร่างกายผ่านระบบอินเทอร์เน็ตแบบนาฬิกาที่ต่อเนาที่ ทำให้แพทย์รู้ว่าผู้ป่วยมีอาการปกติหรือไม่อย่างไรเพื่อที่จะวางแผนการรักษาได้ถูกต้อง (Rolim, C. O. et al., 2010) ข้อมูลของคนไข้จะถูกส่งผ่านระบบอินเทอร์เน็ตขึ้นไปเก็บไว้ที่เซิร์ฟเวอร์บนคลาวด์เพื่อทำการวิเคราะห์ประมวลผลโดยไม่ต้องกลัวข้อมูลเหล่านี้จะรั่วไหล (Doukas, C., & Maglogiannis, I. 2012) ในยุคที่อินเทอร์เน็ตมีใช้กันอย่างแพร่หลายในราคาถูกลง การติดตามดูแลสุขภาพผู้ป่วยทางไกลอย่างทั่วถึง (Pervasive Patient Health Monitoring System) จึงสามารถทำได้โดยง่ายผ่าน Internet of Things และ Cloud Computing (Abawajy, J. H. et al., 2017) ดังรูปที่ 2.57



รูปที่ 2.57 การติดตามดูแลสุขภาพผู้ป่วยทางไกลผ่าน Internet of Things และ Cloud Computing

ที่มา : Abawajy, J. H. et al., 2017

ซึ่งสามารถอธิบายได้ดังนี้

#### 1) Internet of Things (IoT)

อินเทอร์เน็ตของสรรพสิ่ง คือ การที่อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ต่างๆ สามารถเชื่อมโยงหรือส่งข้อมูลถึงกันได้ผ่านอินเทอร์เน็ต เราสามารถควบคุมการใช้งานอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ต่างๆ ผ่านทางเครือข่ายอินเทอร์เน็ตได้ การเชื่อมโยงของอุปกรณ์อัจฉริยะทั้งหลายผ่านอินเทอร์เน็ตที่ใช้กันทั่วไป เช่น นาฬิกาข้อมืออัจฉริยะ (Smart Watch) แว่นตาจอสัมผัส หรือรองเท้าที่สามารถส่งข้อมูลการวิ่ง ทั้งความเร็ว ระยะทาง สถานที่ และสถิติไปยังเซิร์ฟเวอร์บนคลาวด์ได้ เครื่องมือแพทย์ที่ใช้สำหรับ

การตรวจวัดและติดตามอาการผู้ป่วยชนิดต่างๆในปัจจุบันก็มีความอัจฉริยะมากขึ้น สามารถส่งข้อมูลสัญญาณชีพต่างๆไปยังเซิร์ฟเวอร์บนคลาวด์เพื่อให้แพทย์ซึ่งอยู่ที่ศูนย์พยาบาล (Monitoring Center) สามารถติดตามดูแลสุขภาพผู้ป่วยจากระยะไกลได้

## 2) Cloud Computing

Cloud Computing ถูกนิยามและให้คำจำกัดความว่า เป็นการประมวลผลใด ๆ ผ่านเครือข่าย Internet ที่พร้อมให้บริการกับผู้ใช้งาน เมื่อไรก็ตามที่มีความต้องการใช้ โดยไม่ยึดติดกับสถานที่ อุปกรณ์ และไม่มีข้อจำกัดเรื่องปริมาณและเวลา

ประเภทของ Cloud Technology แบ่งตามรูปแบบการใช้งาน

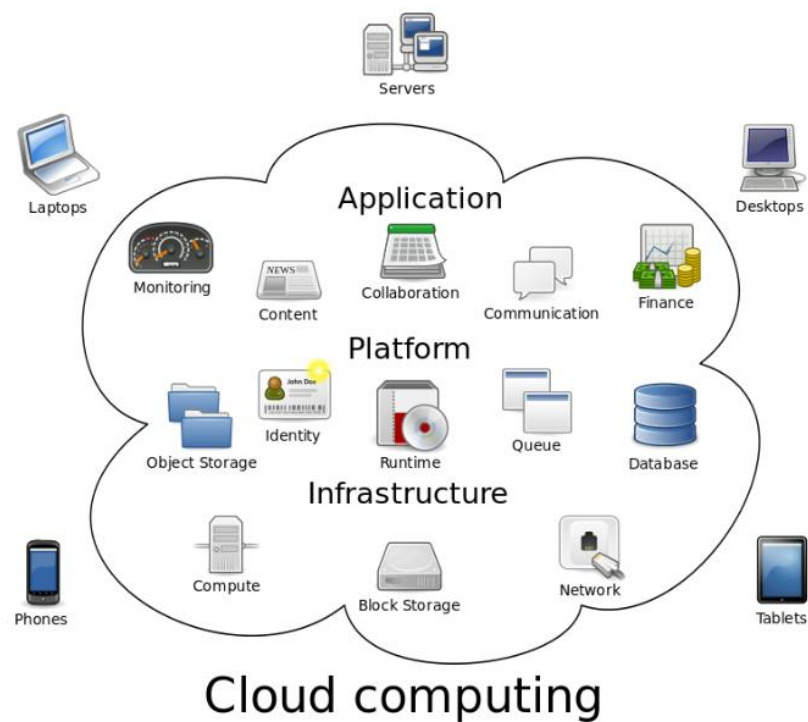
- a) Private Cloud เป็นการใช้งานภายในองค์กร สำหรับองค์กรใดองค์กรหนึ่ง ผู้ใช้บริการเป็นผู้บริหารจัดการระบบ สามารถปรับเปลี่ยนระบบต่างๆได้ด้วยตนเอง ผู้ให้บริการจะมีหน้าที่ติดตั้งและดูแลรักษาให้เท่านั้น ข้อดีของบริการนี้คือมีความปลอดภัยสูงสุด
- b) Community Cloud บริการ Cloud แบบกลุ่ม ประกอบไปด้วย Private Cloud ตั้งแต่ 2 ขึ้นไป ซึ่งมีการกำหนดข้อตกลงและแชร์ข้อมูลร่วมกัน
- c) Public Cloud เป็นบริการเข้าถึงข้อมูลผ่านเครือข่ายสาธารณะ โดยปกติจะใช้งานผ่านผู้ให้บริการซึ่งให้บริการผ่านเครือข่ายสาธารณะ จุดเด่นของบริการนี้คือ ประสิทธิภาพสูงและต้นทุนต่ำ
- d) Hybrid Cloud เป็นการผสมผสานกันระหว่าง Private Cloud และ Public Cloud โดยการนำข้อดีของแต่ละบริการมาใช้งานร่วมกัน

ประเภทของ Cloud Technology แบ่งตามรูปแบบการให้บริการ

- a) SaaS (Software as a service) เป็นรูปแบบการให้บริการใช้ซอฟต์แวร์หรือแอปพลิเคชัน ผู้ใช้สามารถใช้บริการได้โดยไม่ต้องติดตั้งซอฟต์แวร์ผ่านผู้ให้บริการ เช่น Google Docuement, Office365, Gmail เป็นต้น
- b) PaaS (Platform as a service) เป็นรูปแบบการให้บริการแพลตฟอร์ม สำหรับนักพัฒนาในการพัฒนาโปรแกรม เช่น บริการ Google App Engine, Azure DB และ Amazon RDS เป็นต้น

- c) IaaS (Infrastructure as a Service) เป็นรูปแบบการให้บริการโครงสร้างพื้นฐาน การประมวลผล Storage และ Network เป็นต้น ตัวอย่างผู้ให้บริการเช่น Azure, AWS และ Netway Cloud เป็นต้น

ดังตัวอย่างในรูปที่ 2.58



รูปที่ 2.58 Cloud Computing และ รูปแบบการให้บริการ  
ที่มา : <https://netway.co.th>

ผู้วิจัยได้นำทฤษฎีต่าง ๆ ที่ได้จากการทบทวนวรรณกรรมนี้ไปใช้ในงานวิจัยโดยจะได้แสดงรายละเอียดของการนำทฤษฎีไปใช้ในส่วนต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องในบทต่อ ๆ ไป



### บทที่ 3

#### ระเบียบวิธีวิจัย

การวิจัยเรื่องการพัฒนาต้นแบบเครื่องคิดตามอัตราการใช้แบบพกพาเป็นการวิจัยเชิงผสมผสานระหว่างการวิจัยทางวิทยาศาสตร์และการวิจัยทางสังคมศาสตร์ ใน ผู้วิจัยดำเนินการวิจัย โดยแบ่งการวิจัยออกเป็น 3 ระยะ เพื่อตอบวัตถุประสงค์ของการวิจัยทั้ง 3 ข้อ ในบทที่ 1 โดยในแต่ละระยะมีวิธีดำเนินการวิจัยและผลลัพธ์ที่คาดหวังดังตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 วิธีดำเนินการวิจัยและผลลัพธ์ที่คาดหวัง

วัตถุประสงค์ของการวิจัย	วิธีดำเนินการวิจัย	ผลลัพธ์ที่คาดหวัง
1. เพื่อพัฒนาต้นแบบเครื่องคิดตามอัตราการใช้แบบพกพา	<p>1. การวิจัยระยะที่ 1</p> <p>1.1 ทบทวนวรรณกรรมเกี่ยวกับกระบวนการการพัฒนาเครื่องมือแพทย์ (4.1)</p> <p>1.2 ค้นหาปัญหาและช่องว่างในการสร้างสรรค์ความคิดในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัย (4.2)</p> <p>1.3 ศึกษากระบวนการทำงานของร่างกาย(สรีรวิทยา) เพื่อดูฟังก์ชันการทำงานในส่วนต่างๆของร่างกายและแนวทางในการวัดความเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นในส่วนใดส่วนหนึ่งของระบบการทำงานในร่างกาย (4.2.1)</p> <p>1.4 หาค่าพารามิเตอร์ของระบบทางสรีรวิทยา การตรวจวัดเพื่อหาค่าพารามิเตอร์ของระบบการทำงานส่วนต่าง ๆ ของร่างกายนั้นอาจไม่สามารถตรวจวัดได้ โดยตรง อาจต้องวัดทางอ้อมโดยดูจากการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นกับองค์ประกอบอื่นภายในร่างกายหรือองค์ประกอบอื่นภายนอก ร่างกายซึ่งเป็นผลเนื่องมาจากการเปลี่ยนแปลงของ</p>	<p>1. โมเดลการสร้างสรรค์ความคิดในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัย (บทที่ 4)</p> <p>2. ต้นแบบเครื่องคิดตามอัตราการใช้แบบพกพา (บทที่ 5)</p> <p>3. ต้นแบบเครื่องคิดตามอัตราการใช้แบบพกพาเฟสที่ 2 (การพัฒนาแอปพลิเคชันบนมือถือ) (บทที่ 6)</p>

	<p>ค่าพารามิเตอร์ของระบบการทำงานของร่างกายในส่วนที่ต้องการวัด (4.2.2)</p> <p>1.5 ใช้เครื่องมือของ TRIZ เพื่อการสร้างสรรค์ความคิดในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัย (4.2.3)</p> <p>1.6 ใช้ 76 คำตอบมาตรฐาน (76 Standard Solutions) ซึ่งเกิดจากการค้นคว้าสิทธิบัตรโดย G. Altshuller, (1985) มาเป็นแนวทางในการแก้ปัญหา แบ่งเป็น 5 กลุ่มเรียกว่าคลาส คลาสที่ใช้ในงานวิจัยนี้คือคลาสที่ 4 จะเป็นคำตอบมาตรฐานสำหรับการแก้ปัญหาเกี่ยวกับการตรวจจับและการวัด (4.2.3.1)</p> <p>1.7 ใช้ตัวดำเนินการ MAR มาเป็นตัวช่วยในการเสริมแต่งไอเดีย แบ่งเป็น ปรับเปลี่ยน (Modify), เพิ่มเติม (Add), ทดแทน (Replace) (4.2.3.2)</p> <p>1.8 นำแนวคิดของคำตอบมาตรฐานในคลาสที่ 4 และตัวดำเนินการ MAR มาเชื่อมโยงเข้ากับระบบสรีรวิทยาของร่างกายพัฒนาขึ้นเป็นโมเดลการสร้างสรรค์ความคิดในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัย เรียกว่า โมเดล MDIG (Medical Devices Idea Generation) (4.2.4)</p> <p>1.9 ทดสอบโมเดล MDIG โดยใช้เคสของเครื่องวัดอัตราการหายใจที่รู้จักกันดีในท้องตลาด 2 เคส คือ Impedance pneumography และ End-tidal capnography เพื่อทดสอบความถูกต้องของโมเดลว่าสามารถแสดงทิศทางการพัฒนาเครื่องวัดอัตราการหายใจของทั้ง 2 เคสได้อย่างถูกต้องตามที่เป็นอยู่จริง (4.3)</p>	
--	---	--

	<p>1.10 ประยุกต์ใช้งาน โมเดล MDIG ในการพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้วิธีการวัดเสียงหายใจด้วยไมโครโฟน พัฒนาเป็นต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพ้องเฟสที่ 1 (4.4)</p> <p>1.11 ทดสอบความถูกต้องของต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพ้องเฟสที่ 1 ด้วยการเปรียบเทียบกับเครื่องวัดอัตราการหายใจแบบ End Tidal CO2 Capnography ซึ่งใช้เป็นมาตรฐานตามโรงพยาบาล (5.4)</p> <p>1.12 พัฒนาต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเฟสที่ 2 ให้สามารถส่งข้อมูลขึ้นสู่เซิร์ฟเวอร์บนคลาวด์ และพัฒนาแอปพลิเคชันบนมือถือให้มีฟังก์ชันการตรวจ ติดตาม แจ้งเตือน และฝึการหายใจ ตามกรอบแนวคิดของต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่ได้กำหนดไว้ในบทที่ 2 (6.1)</p> <p>1.13 ทดสอบความถูกต้องของแอปพลิเคชันบนมือถือโดยใช้อาสาสมัครทำการทดลองหายใจที่ระดับความเร็วต่าง ๆ ต่อเนื่องกัน แล้วทำการวัดเปรียบเทียบผลที่ได้ (6.5)</p> <p>1.14 ทำการทดสอบการตรวจการนอนหลับด้วยต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเฟสที่ 2 ที่พัฒนาขึ้น โดยใช้เสียงหายใจของผู้ป่วยโรคหยุดหายใจขณะหลับที่มีการบันทึกไว้เป็นไฟล์เสียง (6.6)</p>	
<p>2.เพื่อทดสอบการยอมรับใน</p>	<p>2. การวิจัยระยะที่ 2</p> <p>2.1 สัมภาษณ์กลุ่มผู้ใช้เป้าหมายจำนวน 27 คน โดย</p>	<p>1. ถูกคัดกลุ่มเป้าหมายที่ชัดเจนขึ้น โดยเป็น</p>

<p>เครื่องติดตาม อัตราการ หายใจแบบ พกพาที่ พัฒนาขึ้น</p>	<p>ทำการสาธิตการใช้เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นและแอปพลิเคชันบนมือถือให้ชมทั้งโดยตรงและโดยผ่านคลิปลิวิดีโอ แล้วสอบถามความเห็นเกี่ยวกับประโยชน์ของเครื่องที่พัฒนาขึ้น (7.1)</p> <p>2.2 ทดสอบการยอมรับในเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นตามทฤษฎี Technology Acceptance Model (TAM) ของ Davis et al. (1989) โดยใช้กลุ่มตัวอย่างจากบุคคลวัยผู้ใหญ่ทั่วไปที่มีอายุตั้งแต่ 20 ปีขึ้นไปซึ่งเป็นผู้มีโอกาสเกิดภาวะหยุดหายใจขณะหลับจำนวน 10 คนมาทำการทดลองใช้เครื่องและแอปพลิเคชันก่อนทดสอบการยอมรับ (7.2.1)</p> <p>2.3 ทำแบบสอบถามออนไลน์ให้บุคคลทั่วไปได้ร่วมแสดงความคิดเห็นและการยอมรับในเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นโดยใช้สื่อวิดีโอแนะนำการใช้งาน และให้ผู้ตอบแบบสอบถามดาวน์โหลดแอปพลิเคชันไปติดตั้งบนมือถือเพื่อทดลองใช้งานให้เกิดความเข้าใจและความคุ้นเคยก่อนตอบแบบสอบถาม โดยใช้กลุ่มตัวอย่างจากบุคคลวัยผู้ใหญ่ทั่วไปที่มีอายุตั้งแต่ 20 ปีขึ้นไปซึ่งเป็นผู้มีโอกาสเกิดภาวะหยุดหายใจขณะหลับจำนวน 189 คน (7.2.2)</p>	<p>บุคคลวัยผู้ใหญ่ทั่วไปที่มีอายุตั้งแต่ 20 ปีขึ้นไปซึ่งเป็นผู้มีโอกาสเกิดภาวะหยุดหายใจขณะหลับ (บทที่ 7)</p> <p>2. การยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น และข้อเสนอแนะเพื่อการปรับปรุง (บทที่ 7)</p>
<p>3.เพื่อศึกษา ความเป็นไปได้ ในการนำเครื่อง ติดตามอัตรา การหายใจแบบ พกพาที่</p>	<p>3. การวิจัยระยะที่ 3</p> <p>3.1 ประเมินเทคโนโลยี (Technology assessment) โดยเปรียบเทียบเทคโนโลยีระหว่างต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา (BrRate Monitor) ที่พัฒนาขึ้นกับอุปกรณ์ตรวจการนอน</p>	<p>1. รูปแบบทางธุรกิจในการนำเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นไปใช้ประโยชน์ในเชิง</p>

<p>พัฒนาขึ้นไปใช้ประโยชน์ในเชิงพาณิชย์</p>	<p>หลับประเภทที่ 4 ชนิด 1 ช่องสัญญาณ (8.1)</p> <p>3.2 ประเมินตลาด (Market Assessment) โดยใช้ข้อมูลตลาดของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับ จากรายงานเรื่อง “Home Sleep Apnea Testing Devices Market” ของบริษัท Global Market Insights และข้อมูลคลินิกที่ให้บริการอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพานอกสถานที่ในรูปแบบให้นำไปทดสอบด้วยตนเองที่บ้าน (8.2)</p> <p>3.3 จัดการทรัพย์สินทางปัญญาโดยทำการจดสิทธิบัตรกับกรมทรัพย์สินทางปัญญา (8.3.1)</p> <p>3.4 พัฒนารูปแบบธุรกิจโดยวางแผนรูปแบบทางธุรกิจที่จะใช้ในการนำเทคโนโลยีเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นไปใช้ประโยชน์ในเชิงพาณิชย์ (8.3.1)</p>	<p>พาณิชย์ (บทที่ 8)</p>
--	--	--------------------------

โดยมีรายละเอียดการดำเนินงานวิจัยในแต่ละระยะดังต่อไปนี้

### 3.1 การวิจัยระยะที่ 1

#### 3.1.1 ทบทวนวรรณกรรมเกี่ยวกับการหายใจและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

- 1) ศึกษาแนวโน้มของสังคมและพฤติกรรมที่เปลี่ยนไปของคนในยุคเบบี้บูม เจนเอ็กซ์ และเจนวายในสังคมไทยจากแหล่งข้อมูลทุติยภูมิ
- 2) ศึกษาแนวโน้มและทิศทางการเปลี่ยนแปลงของเทคโนโลยีแบบสวมใส่/พกพาในโลกจากเว็บไซต์และแหล่งข้อมูลทุติยภูมิ
- 3) ศึกษาทิศทางการเปลี่ยนแปลงของตลาดอุปกรณ์สวมใส่/พกพาเพื่อสุขภาพจากรายงานและแหล่งข้อมูลทุติยภูมิเพื่อหาช่องว่าง (Gap) ของตลาดทางด้านอุปกรณ์ติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา
- 4) ศึกษาทำความเข้าใจเกี่ยวกับกลไกการหายใจจากเอกสารทางการแพทย์
- 5) ศึกษาเทคโนโลยีที่ใช้ในการวัดอัตราการหายใจแบบพกพาจากงานวิจัยและสิทธิบัตรที่เกี่ยวข้องและเปรียบเทียบจุดเด่นจุดด้อยของอุปกรณ์แต่ละแบบ

- 6) ศึกษาปัญหาภาวะหยุดหายใจขณะหลับและเทคโนโลยีที่ใช้ในการตรวจการนอนหลับจากงานวิจัยที่เกี่ยวข้องเพื่อเป็นแนวทางในการพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา

### 3.1.2 ทบทวนวรรณกรรมเกี่ยวกับนวัตกรรมและการพัฒนาผลิตภัณฑ์ใหม่

- 1) ศึกษาทฤษฎีนวัตกรรมที่เกี่ยวข้องจากงานวิจัยที่เกี่ยวข้องเพื่อใช้เป็นแนวทางในการพัฒนาและประเมินระดับนวัตกรรมของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา
- 2) ศึกษาแนวคิดของการพัฒนาผลิตภัณฑ์ใหม่และกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์ที่ใช้กันในวงการแพทย์เพื่อหาช่องว่าง (Gap) ของปัญหาในกระบวนการพัฒนากระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์
- 3) ศึกษาแนวคิดและเครื่องมือของทฤษฎีการแก้ปัญหาเชิงประดิษฐ์คิดค้น (TRIZ) จากตำราและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องเพื่อใช้ในการสร้างสรรค์ความคิดในกระบวนการพัฒนากระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์

### 3.1.3 พัฒนาโมเดลการสร้างสรรค์ความคิดในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัย

- 1) ศึกษาระบบสรีรวิทยาจากเอกสารที่เกี่ยวข้องเพื่อดูฟังก์ชันการทำงานในส่วนต่างๆ ของร่างกายและแนวทางในการวัดความเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นในส่วนใดส่วนหนึ่งของระบบการทำงานในร่างกาย
- 2) เชื่อมโยงระบบสรีรวิทยาเข้ากับการสร้างสรรค์ความคิดโดยใช้คำตอบมาตรฐานและตัวดำเนินการ MAR ในเครื่องมือของ TRIZ พัฒนาขึ้นเป็น โมเดลการสร้างสรรค์ความคิดในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัย
- 3) ทดสอบโมเดลการสร้างสรรค์ความคิดในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัยด้วยเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาแบบ Impedance Pneumography และ NDIR End Tidal CO<sub>2</sub> Capnography ที่มีขายในท้องตลาดเพื่อดูว่าโมเดลที่พัฒนาขึ้นสามารถระบุแนวทางในการพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาทั้ง 2 แบบได้สอดคล้องกับความเป็นจริงหรือไม่

- 4) ประยุกต์ใช้โมเดลการสร้างสรรค์ความคิดในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์ เพื่อการตรวจวินิจฉัยเพื่อหาแนวทางในการพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบวัดเสียงหายใจแบบพกพาด้วยไมโครโฟน

#### 3.1.4 พัฒนาด้านแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา

- 1) ศึกษาคุณสมบัติและหลักการทำงานของไมโครโฟนและท่อสั้นพ้อง
- 2) ศึกษาการใช้งานของโปรแกรม Audacity เพื่อนำมาใช้ในการวิเคราะห์เสียงหายใจ
- 3) ศึกษาการใช้ไมโครโฟนในการวัดอัตราการหายใจและผลของท่อสั้นพ้อง โดยการทดลองเปรียบเทียบผลตอบสนองของไมโครโฟนระหว่างกรณีมีท่อสั้นพ้อง และไม่มีท่อสั้นพ้อง ศึกษาผลตอบสนองของไมโครโฟนที่เปลี่ยนแปลงตามขนาดความยาวของท่อ
- 4) ออกแบบวงจรต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ชิ้นส่วนอิเล็กทรอนิกส์ที่หาได้ทั่วไปในท้องตลาดและพัฒนาโปรแกรมประมวลผลและแสดงผลบนจอ LCD
- 5) แก้ปัญหาแรงดันอ้างอิง 2 ระดับในวงจรเปรียบเทียบสัญญาณโดยใช้วิธีการแก้ปัญหาความขัดแย้งเชิงกายภาพของ TRIZ และหลักการของการแบ่งแยกเชิงเวลา
- 6) ทดสอบการทำงานของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยเทียบกับ NDIR End Tidal CO<sub>2</sub> Capnography ซึ่งเป็นอุปกรณ์มาตรฐานที่ใช้ในโรงพยาบาล
- 7) พัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาให้มีสมรรถนะในการแสดงและแชร์ข้อมูลในระยะไกลโดยการพัฒนาโปรแกรมเชื่อมโยงต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาให้สามารถส่งข้อมูลขึ้นสู่ฐานข้อมูลเรียลไทม์บนคลาวด์ จากนั้นได้ทำการพัฒนาแอปพลิเคชันบนมือถือให้สามารถดึงข้อมูลจากคลาวด์มาทำการวิเคราะห์และแสดงผลบนมือถือ
- 8) ทดสอบความถูกต้องของแอปพลิเคชันบนมือถือในการติดตามอัตราการหายใจ โดยเฉพาะอย่างยิ่งการตรวจจับภาวะหยุดหายใจโดยใช้สัญญาณเสียงหายใจจากผู้ป่วยจริง

### 3.2 การวิจัยระยะที่ 2

#### 3.2.1 การสัมภาษณ์กลุ่มผู้เข้าหมาย

ผู้วิจัยทำการสัมภาษณ์เชิงลึกกลุ่มลูกค้าเป้าหมายจำนวน 5 กลุ่มรวม 27 คน เพื่อสอบถามความคิดเห็นเกี่ยวกับโอกาสในการใช้ประโยชน์เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น และข้อเสนอแนะในการแก้ไขปรับปรุงที่อยากให้มี โดยมีรายละเอียดขั้นตอนดังนี้

##### 3.2.1.1 กลุ่มตัวอย่างและการคัดเลือก

ผู้วิจัยได้กำหนดกลุ่มตัวอย่างจากกลุ่มลูกค้าเป้าหมายที่คาดว่าจะมีโอกาสดำเนินการใช้ประโยชน์จากเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น ดังนี้

- 1) กลุ่มหมอ ซึ่งคาดว่าจะมีโอกาสนำไปใช้งานในการดูแลผู้ป่วยโรคที่เกี่ยวกับการหายใจ
- 2) กลุ่มผู้บริหาร ซึ่งคาดว่าจะมีโอกาสนำไปใช้งานในการควบคุมการหายใจเพื่อจัดการความเครียด
- 3) กลุ่มฝึกสมาธิ ซึ่งคาดว่าจะมีโอกาสนำไปใช้งานในการฝึกสมาธิโดยการควบคุมลมหายใจ
- 4) กลุ่มออกกำลังกาย ซึ่งคาดว่าจะมีโอกาสนำไปใช้งานในการควบคุมอัตราการหายใจระหว่างหรือหลังการออกกำลังกาย
- 5) กลุ่มผู้ป่วยหรือผู้มีโอกาสของโรคที่เกี่ยวกับการหายใจ ซึ่งคาดว่าจะมีโอกาสนำไปใช้งานในการติดตามดูแลสุขภาพของตนเอง

โดยได้ทำการคัดเลือกกลุ่มตัวอย่างจากผู้เกี่ยวข้อง โดยมีเกณฑ์ในการคัดเลือกดังนี้

- 1) กลุ่มหมอ เป็นผู้ที่ทำงานเกี่ยวข้องกับการดูแลรักษาผู้ป่วยที่เป็นโรคที่เกี่ยวกับการหายใจหรือโรคอื่น ๆ ที่เกี่ยวข้องมากกว่า 10 ปี
- 2) กลุ่มผู้บริหาร เป็นผู้บริหารระดับสูงในองค์กรภาครัฐหรือเอกชนหรือเป็นเจ้าของธุรกิจโดยมีประสบการณ์ในการทำงานมานานกว่า 20 ปี
- 3) กลุ่มฝึกสมาธิ เป็นผู้ที่มีความสนใจในการดูแลสุขภาพตนเองโดยการฝึกสมาธิอย่างสม่ำเสมออย่างน้อยวันละ 1 ครั้ง
- 4) กลุ่มออกกำลังกาย เป็นผู้ที่มีความสนใจในการดูแลสุขภาพตนเองโดยการออกกำลังกายอย่างสม่ำเสมออย่างน้อยอาทิตย์ละ 1 ครั้ง
- 5) กลุ่มผู้ป่วยโรคที่เกี่ยวกับการหายใจหรือผู้มีโอกาสที่จะเป็นโรคดังกล่าว

ผู้วิจัยได้ทำการสุ่มตัวอย่างแบบเจาะจง (Purposive Sampling) ตามเกณฑ์การคัดเลือกดังกล่าวข้างต้นในกลุ่มคนที่เกี่ยวข้องได้จำนวนตัวอย่างทั้งสิ้น 27 ตัวอย่าง โดยแบ่งเป็น 5 กลุ่มดังนี้

- 1) กลุ่มหมอ 6 ตัวอย่าง



- 2) กลุ่มผู้บริหาร 5 ตัวอย่าง
- 3) กลุ่มฝึกสมาธิ 6 ตัวอย่าง
- 4) กลุ่มออกกำลังกาย 5 ตัวอย่าง
- 5) กลุ่มผู้ป่วยหรือผู้มีโอกาส 5 ตัวอย่าง

### 3.2.1.2 วิธีการสัมภาษณ์

ผู้วิจัยได้ดำเนินการนัดกลุ่มลูกค้าเป้าหมายทั้ง 27 คนเพื่อเข้าพบและทำการสัมภาษณ์เชิงลึก ครั้งละคนเพื่อสอบถามความคิดเห็นเกี่ยวกับโอกาสในการใช้ประโยชน์ของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นและขอข้อเสนอแนะในการปรับปรุงที่อยากให้มี โดยใช้บทสัมภาษณ์กึ่งโครงสร้าง (Semi-Structured) ตามบทสัมภาษณ์ในภาคผนวก ข การสัมภาษณ์ดำเนินการใน 2 ลักษณะดังนี้คือ

- 1) เป็นการสัมภาษณ์โดยตรง โดยผู้วิจัยทำการสาธิตการใช้งานของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นให้ผู้ให้สัมภาษณ์ได้ชมและให้สอบถามรายละเอียด จากนั้นจึงดำเนินการสัมภาษณ์ตามบทสัมภาษณ์กึ่งโครงสร้างที่ได้จัดเตรียมไว้โดยทำการบันทึกเสียงลงในโทรศัพท์มือถือและ/หรือโดยการจดบันทึกลงในสมุดโน้ต
- 2) เป็นการสัมภาษณ์ทางอ้อมสำหรับผู้ไม่สะดวกในการขอเข้าทำการสัมภาษณ์โดยตรง โดยผู้วิจัยได้จัดทำคลิปวิดีโอที่สาธิตการใช้งานของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นส่งให้ผู้ให้สัมภาษณ์ทางอีเมลหรือทางไลน์ได้ดูล่วงหน้า แล้วโทรศัพท์ไปอธิบาย ชี้แจงและเปิดโอกาสให้ผู้ให้สัมภาษณ์สอบถามรายละเอียด จากนั้นจึงดำเนินการสัมภาษณ์ตามบทสัมภาษณ์กึ่งโครงสร้างที่ได้จัดเตรียมไว้ผ่านโทรศัพท์หรือทางไลน์โดยทำการบันทึกเสียงลงในโทรศัพท์มือถือและ/หรือโดยการจดบันทึกลงในสมุดโน้ต

### 3.2.1.3 การวิเคราะห์ข้อมูล

ข้อมูลการสัมภาษณ์ของผู้ให้สัมภาษณ์แต่ละท่านจะถูกนำมารวบรวมไว้ในตารางบนเอกสารที่สร้างโดยโปรแกรม Microsoft word แล้วทำการค้นหาคำหลักในข้อมูลการให้สัมภาษณ์ โดยใช้ฟังก์ชันการสร้าง คอมเมนต์ ของ Microsoft word จากนั้นจึงทำการรวบรวมจัดหมวดหมู่และความถี่ของคำหลักที่สร้างขึ้นแล้วนำไปสร้างแผนภาพการเชื่อมโยงของคำหลักกับคำถามการวิจัยในบทสัมภาษณ์เพื่อที่จะค้นหาคำตอบที่มีความเป็นไปได้สูงสุด

### 3.2.2 การทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น

ผู้วิจัยได้ดำเนินการทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นโดยใช้โมเดลการยอมรับเทคโนโลยี (Technology Acceptance Model) หรือ TAM ของ

Davis et al. (1989) การทดสอบการยอมรับเทคโนโลยีนี้ได้ดำเนินการเป็น 2 ส่วนคือ ส่วนแรกให้กลุ่มลูกค้าเป้าหมายจำนวน 10 คนทดลองใช้งานแล้วตอบแบบสอบถามการยอมรับเทคโนโลยี ส่วนหลังเป็นการสำรวจการยอมรับเทคโนโลยีของกลุ่มลูกค้าเป้าหมายในวงกว้างจำนวน 189 คน โดยให้กลุ่มลูกค้าเป้าหมายคูคิปลิวิดิทัศน์แนะนำการใช้งานเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นและทดลองติดตั้งใช้งานแอปพลิเคชันบนมือถือให้เกิดความเข้าใจและคุ้นเคยก่อนตอบแบบสอบถามชุดเดียวกันกับส่วนแรก แต่ทำในลักษณะออนไลน์โดยใช้ Google Form

### 3.2.2.1 การพัฒนาและตรวจสอบความถูกต้องของแบบสอบถาม

แบบสอบถามที่จัดทำขึ้นได้นำผลที่ได้จากการสัมภาษณ์เชิงลึกกลุ่มลูกค้าเป้าหมายในหัวข้อก่อนมาเป็นแนวทางในการพัฒนาแบบสอบถามให้เกิดความสอดคล้องโดยมุ่งเป้าไปยังกลุ่มบุคคลทั่วไปวัยผู้ใหญ่ที่มีอายุตั้งแต่ 20 ปีขึ้นไปซึ่งเป็นผู้มีโอกาสเกิดภาวะหยุดหายใจขณะหลับ ซึ่งกลุ่มบุคคลทั่วไปวัยผู้ใหญ่ที่มีโอกาสได้ใช้ประโยชน์จากเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นโดยนำไปใช้ในการทดสอบด้วยตนเองที่บ้านก่อนจะเข้ารับการทดสอบการนอนหลับในโรงพยาบาล และได้นำโมเดลการยอมรับเทคโนโลยี (TAM) ของ Davis et al. (1989) มาปรับใช้ให้สอดคล้องกับบริบทของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นโดยแบบสอบถามแบ่งเป็น 3 ส่วนคือ

ส่วนที่ 1 สำรวจการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น

ส่วนที่ 2 สำรวจความคิดเห็นด้านการดูแลสุขภาพ

ส่วนที่ 3 ข้อมูลส่วนบุคคล

ในส่วนที่ 1 ข้อคำถามของการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นได้กำหนดให้ตอบตามมาตรวัดแบบ Likert Scale เพื่อนำไปคำนวณค่าเฉลี่ย โดยได้กำหนดระดับคะแนน ดังนี้

- 1) เห็นด้วยอย่างยิ่ง มีค่าคะแนนเท่ากับ 5
- 2) เห็นด้วย มีค่าคะแนนเท่ากับ 4
- 3) ไม่แน่ใจ มีค่าคะแนนเท่ากับ 3
- 4) ไม่เห็นด้วย มีค่าคะแนนเท่ากับ 2
- 5) ไม่เห็นด้วยอย่างยิ่ง มีค่าคะแนนเท่ากับ 1

เนื่องจากความกว้างของอันตรภาคชั้น = (คะแนนสูงสุด - คะแนนต่ำสุด) / จำนวนชั้น =  $(5 - 1) / 5 = 0.8$  ดังนั้น ในการแปลผลวิเคราะห์ข้อมูลค่าเฉลี่ยที่คำนวณได้จะแปลความหมาย ดังนี้

- 1) 4.21 – 5.00 หมายความว่า มีความเห็นด้วยในระดับมากที่สุด
- 2) 3.41– 4.20 หมายความว่า มีความเห็นด้วยในระดับมาก
- 3) 2.61 – 3.40 หมายความว่า มีความเห็นด้วยในระดับปานกลาง
- 4) 1.81 – 2.60 หมายความว่า มีความเห็นด้วยในระดับน้อย
- 5) 1– 1.80 หมายความว่า มีความเห็นด้วยในระดับน้อยที่สุด

#### 7.2.1.1 การตรวจสอบดัชนีความสอดคล้องของแบบสอบถาม

ในส่วนที่ 1 และส่วนที่ 2 ได้รับการตรวจสอบดัชนีความสอดคล้องของแบบสอบถาม (Index of Item-Objective Congruence หรือ IOC) โดยผู้เชี่ยวชาญ 3 ท่านดังมีรายชื่อดังนี้

- 1) ศาสตราจารย์ กิตติคุณ ดร. อัจฉรา จันทร์ฉาย อาจารย์ประจำคณะพาณิชยศาสตร์และการบัญชี จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
- 2) รองศาสตราจารย์ ไว จามรมาน กรรมการสภามหาวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง อดีตอาจารย์ประจำคณะพาณิชยศาสตร์และการบัญชี มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์
- 3) ผู้ช่วยศาสตราจารย์ รังสรรค์ เลิศในศักดิ์ คณบดี คณะบริหารธุรกิจ สถาบันเทคโนโลยีไทย-ญี่ปุ่น

โดยผู้เชี่ยวชาญทั้ง 3 ท่านได้ทำการประเมินและให้ข้อเสนอแนะ จากนั้นผู้วิจัยได้นำข้อเสนอแนะไปปรับปรุงแก้ไขจนมีความถูกต้องดังในแบบสอบถามที่แนบในภาคผนวก ข

นอกจากนี้ เพื่อตรวจสอบความน่าเชื่อถือของคำตอบที่ได้มา ผู้วิจัยได้สร้างคำถามที่คล้ายกันปรากฏอยู่ใน 2 ตำแหน่งของแบบสอบถามดังนี้ คือ

ในส่วนที่ 1 ข้อ 2.3 อุปกรณ์นี้มีประโยชน์อาจช่วยในการคัดกรองผู้ป่วยก่อนไปทำการทดสอบการนอนหลับที่โรงพยาบาล ท่านเห็นด้วยหรือไม่

ในส่วนที่ 2 ข้อ 7 ท่านคิดว่าจะมีประโยชน์หรือไม่ ถ้าเรามีเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาไว้ใช้ทดสอบภาวะหยุดหายใจขณะหลับเองที่บ้านเพื่อเป็นการคัดกรองก่อนไปทดสอบการนอนหลับที่โรงพยาบาล

ถ้าผู้ตอบแบบสอบถามตอบในลักษณะที่คำตอบมีทิศทางตรงข้ามกันโดยสิ้นเชิง ถือว่าคำตอบนั้นขาดความน่าเชื่อถือ แบบสอบถามชุดนั้นจะถูกลบออกไป

3.2.3 การทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น โดยการทดลองใช้งานเครื่องและแอปพลิเคชันบนมือถือ

#### 3.2.3.1 กลุ่มตัวอย่างและการคัดเลือก

ผู้วิจัยทำการทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น โดยให้กลุ่มลูกค้าเป้าหมายคือบุคคลทั่วไปที่มีอายุตั้งแต่ 20 ปีขึ้นไปซึ่งเป็นผู้มีโอกาสเกิดภาวะหยุดหายใจขณะหลับทดลองใช้งานเครื่องและแอปพลิเคชันบนมือถือแล้วตอบแบบสอบถามการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น โดยการสุ่มคัดเลือกจากผู้ที่แสดงความสนใจและมีอายุมากกว่า 20 ปีขึ้นไป กลุ่มตัวอย่างทำการสุ่มแบบเจาะจง (Purposive Sampling) รวมทั้งสิ้นจำนวน 10 คน เป็นชาย 7 คน หญิง 3 คนอายุเฉลี่ย 47.2 ปี

#### 3.2.3.2 การเก็บข้อมูล

ผู้วิจัยทำการติดต่อกับกลุ่มลูกค้าเป้าหมายที่สนใจจะร่วมการทดลองใช้งานเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาและแอปพลิเคชันบนมือถือที่พัฒนาขึ้น โดยได้ดำเนินการตามขั้นตอนดังนี้ คือ เบื้องต้นผู้วิจัยจะทำการแนะนำการใช้งานของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นและ แอปพลิเคชันบนมือถือให้ผู้สนใจเข้าใจโดยละเอียดและเปิดโอกาสให้ซักถาม จากนั้นให้ผู้สนใจทำการทดลองใช้เครื่องและแอปพลิเคชันบนมือถือจนเป็นที่พอใจแล้ว ผู้วิจัยให้ผู้ทดลองตอบแบบสอบถามการยอมรับเทคโนโลยีที่ได้เตรียมไว้ รวมทั้งให้เขียนข้อคิดเห็นและข้อเสนอแนะอื่น ๆ ลงในแบบสอบถามด้วย โดยผู้วิจัยทำการบันทึกภาพหนึ่งบรรยากาศการทดลองและบันทึกวิถีทัศน์ของการสาธิตขั้นตอนการใช้งานไว้

#### 3.2.3.3 การวิเคราะห์ข้อมูล

ข้อมูลที่ได้จากการตอบแบบสอบถามของกลุ่มลูกค้าเป้าหมายซึ่งร่วมการทดลองใช้เครื่องและแอปพลิเคชันบนมือถือจะถูกนำมาวิเคราะห์โดยใช้สถิติแบบพรรณนา แสดงผลการวิเคราะห์ข้อมูลเป็นจำนวนร้อยละหรือ % รวมทั้งค่าเฉลี่ยและค่าความเบี่ยงเบนมาตรฐานในแต่ละคำถามที่เกี่ยวข้อง

#### 3.2.4 การทำแบบสอบถามออนไลน์

เพื่อให้สามารถทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นของกลุ่มลูกค้าเป้าหมายในวงกว้าง ผู้วิจัยได้ทำการสำรวจความคิดเห็นและเก็บข้อมูลการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นผ่านสื่อออนไลน์ โดยนำแบบสอบถามชุดเดียวกันกับที่ใช้กับผู้ร่วมการทดลองใช้งานในหัวข้อก่อนขึ้นบน Google Form ให้ผู้สนใจได้ตอบในวงกว้างผ่านอินเทอร์เน็ต

### 3.2.4.1 กลุ่มตัวอย่างและการคัดเลือก

ในการทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นโดยการทำแบบสอบถามออนไลน์ ผู้วิจัยได้กำหนดกลุ่มตัวอย่างเป็นลูกค้ำกลุ่มเป้าหมายที่ได้จากการสัมภาษณ์เชิงลึกคือเป็นบุคคลทั่วไปวัยผู้ใหญ่ที่มีอายุตั้งแต่ 20 ปีขึ้นไปซึ่งเป็นผู้มีโอกาสเกิดภาวะหยุดหายใจขณะหลับ โดยการสุ่มตัวอย่างจะเป็นแบบเจาะจง (Purposive Sampling) และใช้วิธีการสุ่มตัวอย่างแบบตามสะดวก (Convenient Sampling)

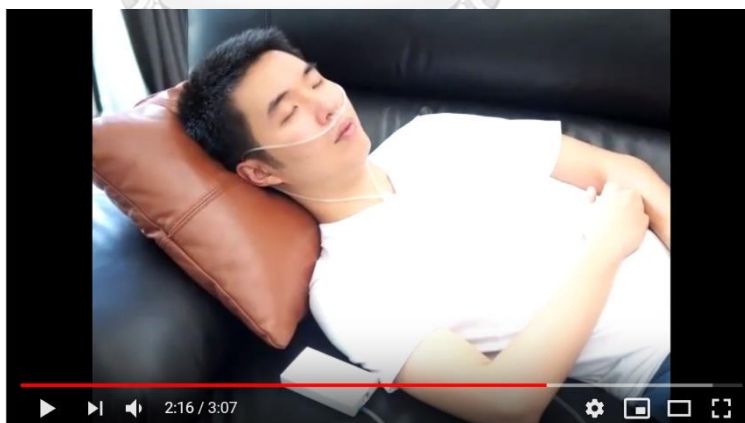
### 3.2.4.2 การเก็บข้อมูล

การเก็บข้อมูลจะทำผ่านสื่อออนไลน์คือ Google Form โดยส่งลิงค์ไปให้กลุ่มตัวอย่างตอบผ่านทางเฟสบุ๊ก ไลน์และทางอีเมล แต่สำหรับผู้ที่ไม่สะดวกในการกรอกข้อมูลออนไลน์ ผู้วิจัยจะให้ทำแบบสอบถามที่เตรียมไว้ แล้วจึงช่วยนำไปกรอกข้อมูลลงในแบบสอบถามออนไลน์ให้อีกครั้งหนึ่ง โดยทั้งสองกรณี จะมีการแนะนำให้ผู้ตอบแบบสอบถามดูคลิปวิดีโอที่แนะนำการใช้งานเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นและแนะนำให้ผู้ตอบแบบสอบถามติดตั้งทดสอบการใช้งานของแอปพลิเคชันบนมือถือตามลิงค์ที่ได้แจ้งไว้ในแบบสอบถามคือ

คลิปวิดีโอที่แนะนำการใช้งาน: <https://www.youtube.com/watch?v=3t0L8posfto>

แอปพลิเคชันบนมือถือสามารถดาวน์โหลดได้ที่:

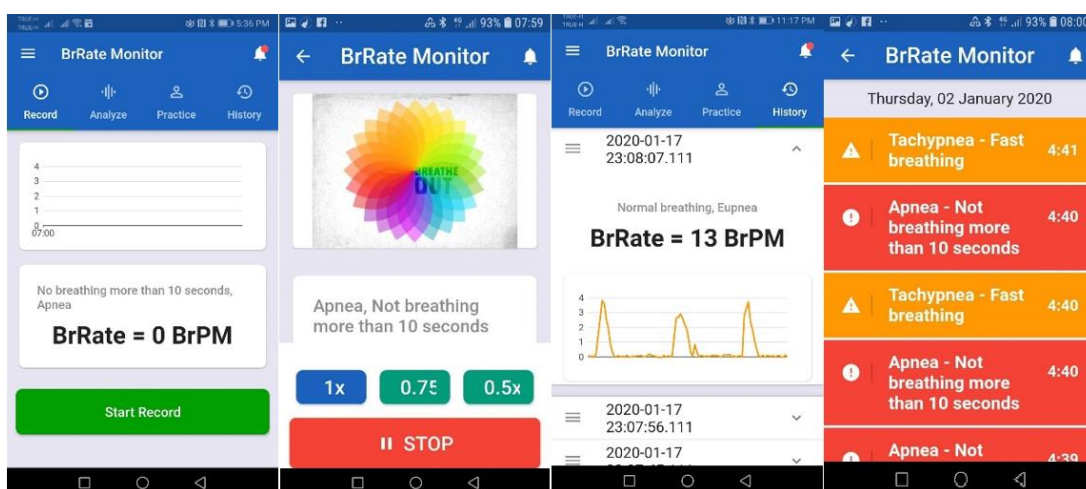
<https://drive.google.com/file/d/15S6g0tiKTmEd-OIEuI1wFiHG4J20VG3S/view?usp=sharing>



รูปที่ 3.1 คลิปวิดีโอที่แนะนำการใช้งานวันนี้คุณลืมภารกิจที่สำคัญในชีวิตไปหรือไม่

คลิปวิดีโอที่ได้อัพโหลดขึ้นบน YouTube มีความยาว 3.07 นาที บรรยายให้เห็นถึงความสำคัญของการหายใจ โรคหยุดหายใจขณะหลับ และแนะนำการใช้งานเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา ที่พัฒนาขึ้นดังรูปที่ 3.1

แอปพลิเคชันบนมือถือ สามารถดาวน์โหลดมาติดตั้งบนมือถือและใช้งานได้เหมือนจริง สามารถเปิดดูการทำงานของหน้าต่าง ๆ และดูตัวอย่างรูปคลื่นเสียงหายใจและอัตราการหายใจได้ในหน้า History สามารถดูตัวอย่างการแจ้งเตือนได้ในหน้าแจ้งเตือนโดยคลิกที่รูปกระดิ่งที่มุมขวาบน และสามารถฝึกฝนการหายใจได้ในหน้า Practice สำหรับหน้า Record และหน้า Analysis จะเห็นพื้นที่แบบฟอร์มสำหรับพล็อตกราฟแบบเรียลไทม์ (แต่ไม่มีข้อมูลแสดงให้เห็น หากไม่มีการส่งข้อมูลจากเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นสู่คลาวด์) ดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 ตัวอย่างการแสดงผลบนหน้าต่าง ๆ ของแอปพลิเคชันบนมือถือ

หลังจากกลุ่มลูกค้าเป้าหมายทำความเข้าใจและสร้างความคุ้นเคยกับการใช้งานของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาและแอปพลิเคชันบนมือถือที่พัฒนาขึ้นแล้ว จึงทำการออกแบบสอบถามออนไลน์ ซึ่งมีทั้งหมด 3 ส่วนรวม 26 ข้อ เหมือนกับแบบสอบถามที่ได้เตรียมไว้ในภาคผนวก ข

สำหรับจำนวนกลุ่มตัวอย่างที่เหมาะสมเพื่อนำไปใช้ในการวิเคราะห์นั้น เนื่องจากไม่ทราบขนาดของประชากรที่แน่นอนของผู้มีภาวะหยุดหายใจขณะหลับ แต่ทราบสัดส่วนของผู้มีภาวะหยุดหายใจขณะหลับอยู่ที่ประมาณ 12% ของประชากรวัยผู้ใหญ่ (อายุ 20 ปีขึ้นไป) จึงใช้สูตรคำนวณหาจำนวนกลุ่มตัวอย่างที่ต้องการได้จากสูตรของ Cochran. (1963) ดังนี้คือ

$$n = \frac{p(1-p)z^2}{e^2} \dots\dots\dots(3.1)$$

$n$  = ขนาดของกลุ่มตัวอย่างที่ต้องการ

$p$  = สัดส่วนของลักษณะที่สนใจในประชากร

$e$  = ระดับความคลาดเคลื่อนของการสุ่มตัวอย่างที่ยอมให้เกิดขึ้นได้

$z =$  ค่า  $z$  ที่ ระดับความเชื่อมั่นหรือระดับนัยสำคัญ เช่น ที่ระดับความเชื่อมั่น 95% หรือระดับนัยสำคัญ 0.05 จะได้ค่า  $z = 1.96$

ในการวิจัยนี้ ใช้ระดับความคลาดเคลื่อนของการสุ่มตัวอย่างที่ยอมให้เกิดขึ้นได้อยู่ที่ 5 % และระดับความเชื่อมั่นอยู่ที่ 95 % ซึ่งได้ค่า  $z = 1.96$  เมื่อแทนค่า  $p = 0.12$ ,  $e = 0.05$ ,  $z = 1.96$  ลงไปในสูตรของ Cochran ข้างต้น จะได้  $n = 162$  ซึ่งหมายถึงขนาดของกลุ่มตัวอย่างที่ต้องการคือ 162 ตัวอย่าง ต้องไม่ต่ำกว่านี้

#### 3.2.4.3 การวิเคราะห์ข้อมูล

ข้อมูลที่ได้จากการตอบแบบสอบถามออนไลน์ของกลุ่มลูกค้าเป้าหมายซึ่งเป็นผู้มีโอกาสเกิดภาวะหยุดหายใจขณะหลับจะถูกนำมาวิเคราะห์โดยใช้สถิติแบบพรรณนา แสดงผลการวิเคราะห์ข้อมูลเป็นจำนวนร้อยละหรือ % รวมทั้งค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานในแต่ละคำถามที่เกี่ยวข้อง

### 3.3 การวิจัยระยะที่ 3

#### 3.3.1 การประเมินเทคโนโลยี (Technology assessment)

ทำการเปรียบเทียบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องอื่น ๆ ที่มีในท้องตลาดเพื่อศึกษาความเป็นไปได้ในเชิงเทคโนโลยี

#### 3.3.2 การประเมินตลาด (Market Assessment)

ทำการสำรวจตลาดของเครื่องทดสอบโรคหยุดหายใจระหว่างหลับที่บ้าน (Home Sleep Apnea Testing Devices) และจำนวนประชากรคนไทยวัยผู้ใหญ่ซึ่งเป็นผู้ที่มีโอกาสจะเป็นโรคหยุดหายใจขณะหลับ

#### 3.3.3 การจัดการทรัพย์สินทางปัญญาและการพัฒนารูปแบบธุรกิจ

ดำเนินการจดสิทธิบัตรและใช้ประโยชน์จากทรัพย์สินทางปัญญาในการพัฒนารูปแบบธุรกิจ

รายละเอียดจะได้กล่าวถึงในแต่ละบทที่เกี่ยวข้องต่อไป

## บทที่ 4

### การสร้างสรรค์ความคิดในการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัย

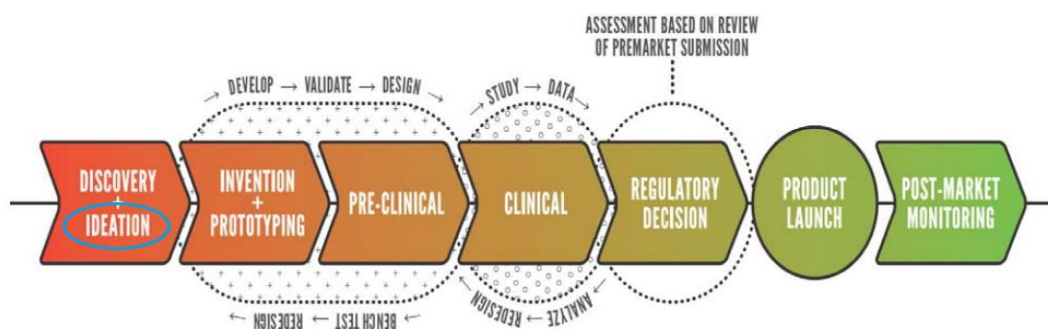
ในบทนี้จะได้กล่าวถึงการแบ่งประเภทของเครื่องมือแพทย์ กระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์ และโมเดลการสร้างสรรค์ความคิดในการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัยโดยใช้องค์ความรู้ของทฤษฎีการแก้ปัญหาเชิงประดิษฐ์คิดค้น (TRIZ) และในตอนท้ายจะได้กล่าวถึงการนำโมเดลนี้ไปใช้ในการพัฒนาต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา

#### 4.1 กระบวนการการพัฒนาเครื่องมือแพทย์

เครื่องมือแพทย์มีความสำคัญต่อการตรวจวินิจฉัยและการบำบัดรักษาความเจ็บป่วยของร่างกายมนุษย์ Songkajorn, Y., & Thawesaengskulthai, N. (2014) ได้ศึกษากระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์และได้นำเสนอกรอบแนวคิดของกระบวนการพัฒนานวัตกรรมเครื่องมือแพทย์ (Framework for Medical Device Innovation Development Process)

Center for Devices and Radiological Health (CDRH) แห่งสำนักงานคณะกรรมการอาหารและยาแห่งสหรัฐอเมริกา (FDA) ได้ออกสมุดปกขาวแนะนำกระบวนการพัฒนานวัตกรรมเครื่องมือแพทย์ (Medical Device Innovation Initiative White Paper, 2011) เพื่อสนับสนุนและลดค่าใช้จ่ายในการพัฒนาเครื่องมือแพทย์ (<https://www.fda.gov/about-fda/cdrh-innovation/medical-device-innovation-initiative-white-paper#execsum>) กระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์ของ CDRH มีขั้นตอนดังรูปที่ 4.1 ซึ่งมีลักษณะคล้ายคลึงกันกับโมเดลการพัฒนาผลิตภัณฑ์ใหม่ (Israsena, P., 2011) ส่วนที่ต่างกันคือจะต้องมีการทดลองทางคลินิกและการขอการรับรองจาก FDA อย่างไรก็ตาม ส่วนที่เหมือนกันซึ่งมีความสำคัญและเป็นจุดเริ่มต้นของกระบวนการพัฒนาผลิตภัณฑ์คือการสร้างสรรค์ความคิด (Ideation) ในรูปที่ 4.1





รูปที่ 4.1 กระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์

ที่มา : Medical Device Innovation Initiative White Paper, 2011

ปัญหาที่เป็นช่องว่าง (Gap) คือ จะสร้างสรรค์ความคิดได้อย่างไร จากการทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องในบทที่ 2 พบว่าเครื่องมือสร้างสรรค์ความคิดที่ใช้กันอยู่ในปัจจุบัน ส่วนใหญ่จะเป็นวิธีการเชิงจิตวิทยาที่พยายามช่วยให้คนคิดนอกกรอบ และทิศทางในการสร้างสรรค์ความคิดกระจัดกระจาย ไม่มีแนวทางที่ชัดเจน ทำให้การสร้างสรรค์ความคิดขาดประสิทธิภาพ ยิ่งถ้าความรู้หรือประสบการณ์ของผู้สร้างสรรค์ความคิดมีจำกัด เครื่องมือเชิงจิตวิทยาเหล่านี้ย่อมไม่สามารถให้คำตอบสำหรับโจทย์ที่ยากอย่างเช่นการพัฒนาเครื่องมือแพทย์ได้อย่างถูกต้อง การสร้างสรรค์ความคิดในการพัฒนาเครื่องมือแพทย์จำเป็นที่ผู้กระทำจะต้องมีความรู้ความเข้าใจเกี่ยวกับระบบการทำงานของร่างกายหรือระบบสรีรวิทยาของร่างกายในส่วนที่เกี่ยวข้องติดระดับหนึ่ง นอกจากนี้ยังต้องอาศัยความรู้ในเชิงวิทยาศาสตร์ เทคโนโลยี และวิศวกรรมมาหาคำตอบสำหรับโจทย์ที่ต้งขึ้นมา ซึ่งมีอยู่ในเนื้อหาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ (Bio-Medical Engineering) ถึงกระนั้นก็ตาม แม้จะมีความรู้ความเข้าใจเกี่ยวกับระบบการทำงานของร่างกายหรือระบบสรีรวิทยาของร่างกายในส่วนที่เกี่ยวข้องติดระดับหนึ่ง และมีความรู้ในเชิงวิทยาศาสตร์ เทคโนโลยี และวิศวกรรม บางครั้งอาจไม่สามารถหาคำตอบที่ดีได้อย่างมีประสิทธิภาพในเวลาที่รวดเร็ว จึงมีความจำเป็นที่จะต้องมีส่วนช่วยหรือเครื่องมือสร้างสรรค์ความคิดที่จะช่วยจุดประกายให้เกิดไอเดีย เชื่อมโยงความรู้ด้านระบบสรีรวิทยาของร่างกายเข้ากับความรู้ในเชิงวิศวกรรมได้อย่างเหมาะสม เครื่องมือของ TRIZ มีพื้นฐานมาจากการศึกษาค้นคว้าสิทธิบัตรทางด้านวิศวกรรมดังรายละเอียดที่ได้แนะนำไว้ในบทที่ 2 จึงได้นำเครื่องมือของ TRIZ มาเชื่อมโยงเข้ากับความรู้ด้านระบบสรีรวิทยาของร่างกายสร้างเป็นโมเดลการสร้างสรรค์ความคิดในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัยดังรายละเอียดในหัวข้อถัดไป

## 4.2 การสร้างสรรค์ความคิดในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัย

### 4.2.1 สรีรวิทยาและการตรวจวินิจฉัย

สรีรวิทยา (Physiology) เป็นศาสตร์ที่ศึกษาเกี่ยวกับหน้าที่และการทำงานของระบบต่างๆ ในร่างกายตลอดจนกลไกของการทำงานของระบบต่างๆ ในร่างกาย อันได้แก่ ระบบประสาท ระบบกล้ามเนื้อ ระบบไหลเวียนเลือด ระบบหายใจ ระบบทางเดินอาหาร ระบบไต ระบบต่อมไร้ท่อ และระบบสืบพันธุ์ ตลอดจนการทำงานร่วมกันของระบบเหล่านี้ในการควบคุมและรักษาสมดุลของร่างกายให้อยู่ในภาวะปกติ ร่างกายของมนุษย์ประกอบด้วยอวัยวะต่างๆ และแต่ละอวัยวะประกอบด้วยเซลล์ต่างๆ มากมาย อาจประมาณ อย่างคร่าวๆ ได้ว่ามนุษย์มีเซลล์มากถึง ๖๐ ล้านล้านเซลล์ การที่ เซลล์ต่างๆ จะทำงานได้นั้น จะต้องใช้พลังงานที่ได้จากอาหารซึ่ง กินเข้าไป และอาหารจะต้องทำปฏิกิริยากับออกซิเจนเพื่อให้เกิด พลังงาน การทำงานของเซลล์อาศัยปฏิกิริยาเคมีที่ซับซ้อนมากมายหลายอย่าง นอกจากนี้ยังมีของเสียเกิดขึ้นจากการทำงาน ของเซลล์ด้วย จากการที่เซลล์ต้องทำงานดังกล่าว ร่างกายจึงต้องมีระบบงานหลายระบบด้วยกันคือ ระบบทางเดินอาหาร ซึ่งมีหน้าที่นำอาหารซึ่งเปรียบเสมือนวัตถุดิบเข้าไปย่อยเพื่อเปลี่ยนแปลงให้เป็นสารโมเลกุลเล็ก ๆ ที่เซลล์ต่างๆ สามารถใช้ประโยชน์ ได้ ระบบหายใจทำหน้าที่นำออกซิเจนเข้าไปในร่างกายและยังทำหน้าที่ขับคาร์บอนไดออกไซด์ที่เป็นของเสียอย่างหนึ่งออกจากร่างกายด้วย ร่างกายต้องมีระบบการไหลเวียนเลือดซึ่งเปรียบเสมือน ระบบขนส่ง ทำหน้าที่ขนส่งอาหารและออกซิเจนไปให้เซลล์ใช้ และทำหน้าที่ขับของเสียที่เกิดจากเซลล์กลับมาด้วย นอกจากนี้ร่างกายยังต้องมีระบบขับถ่ายของเสียโดยเฉพาะขึ้นอีกระบบหนึ่ง ร่างกายมนุษย์ต้องมีการเคลื่อนไหวเพื่อกระทำกิจกรรมต่างๆ ระบบการเคลื่อนไหวซึ่งประกอบด้วยกล้ามเนื้อ กระดูกและข้อต่อ สิ่งสำคัญที่ต้องกล่าวถึงคือ ระบบควบคุมและประสานงาน ระบบต่อมไร้ท่อ ซึ่งมีการควบคุมโดยการปล่อยสารเคมีออกไป ในเลือดแล้วไหลไปพร้อมเลือดเพื่อไปยังอวัยวะที่ถูกควบคุม หรือปล่อยไปยังอวัยวะที่จะถูกควบคุมโดยตรง ระบบสุดท้ายคือระบบสืบพันธุ์ ซึ่งเป็นระบบที่สืบทอดเพื่อให้ มีลูกหลานสืบต่อไปเพราะเซลล์ต่างๆ ย่อมมีการเสื่อมและตายไปเรื่อย ๆ

ในการศึกษาเกี่ยวกับการทำงานของระบบต่าง ๆ ในสิ่งมีชีวิต จะมีทั้งในด้านกลศาสตร์ ด้านกายภาพ และด้านชีวเคมี สาขาวิชาอื่น ๆ ที่ถือกำเนิดจากการศึกษาวิจัยทางสรีรวิทยา ได้แก่ ชีวเคมี ชีวฟิสิกส์ ชีวกลศาสตร์ และเภสัชวิทยา

(ที่มา : สารานุกรมไทยสำหรับเยาวชน ฯ เล่ม 8 เรื่องที่ 2 ลิขสิทธิ์เป็นของพระบาทสมเด็จพระเจ้าอยู่หัว)

ในการตรวจวินิจฉัยโรค เบื้องต้นแพทย์จะใช้วิธีซักถามประวัติและสังเกตอาการของคนไข้ พร้อมกับการใช้เครื่องมืออย่างง่ายในการตรวจวัดสัญญาณต่างๆ เช่น อุณหภูมิ น้ำหนัก ความดัน

และ ชีพจร เป็นต้น จากนั้น เมื่อเห็นว่าจำเป็น จะทำการตรวจวัดเพื่อหาความผิดปกติทางสรีรวิทยา ในระบบที่เกี่ยวข้องให้ละเอียดมากขึ้น

(ที่มา : [https://en.wikipedia.org/wiki/Medical\\_diagnosis](https://en.wikipedia.org/wiki/Medical_diagnosis))

ในการตรวจวัดเพื่อหาความผิดปกติทางสรีรวิทยาในระบบที่เกี่ยวข้องให้ละเอียดมากขึ้น ตามโรงพยาบาลใหญ่ๆจะมีให้บริการการวัดทางสรีรวิทยา (Physiological Measurement Services) โดยประกอบด้วยระบบทางสรีรวิทยา 8 อย่างที่สำคัญ คือ โสตสัมผัสวิทยา สรีรวิทยาของระบบหัวใจ สรีรวิทยาของกระเพาะและลำไส้ สรีรวิทยาของระบบประสาท สรีรวิทยาเกี่ยวกับตาและการมองเห็น สรีรวิทยาของระบบหายใจและการนอนหลับ ปัสสาวะพลศาสตร์ และสรีรวิทยาเกี่ยวกับหลอดเลือด

การให้บริการการวัดทางสรีรวิทยาทั้ง 8 อย่างจะมีจะประกอบด้วยเทคนิคการตรวจวัด หลากๆชนิดแยกตามฟังก์ชันการทำงานของระบบใหญ่และระบบย่อยนั้น ๆ โดยมีแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ เฉพาะทางทำการวิเคราะห์ผลที่ได้จากการตรวจวัดนั้น

(ที่มา : What is Physiological Measurement ?, Department of Health, UK, May 2007)

จากการค้นคว้าสิทธิบัตรพบว่า มีการจดสิทธิบัตรเกี่ยวกับเทคนิคการวัดทางสรีรวิทยาอยู่ เป็นจำนวนมาก เช่น การวัดความดันโลหิตแบบไร้สัมผัสโดยใช้การยิงคลื่นวิทยุไปยังหลอดเลือดแดงที่ห่างกัน 2 ตำแหน่งแล้ววัดคลื่นพัลส์ที่สะท้อนกลับออกมาเพื่อคำนวณหาความเร็วของพัลส์ในหลอดเลือดแดงซึ่งจะแปรเปลี่ยนตามความดันในหลอดเลือดแดง จากนั้นจึงนำไปประมวลผลเพื่อคำนวณหาความดันโลหิตโดยใช้ระบบไร้สายรับส่งข้อมูลผ่านทางเสาอากาศ (สิทธิบัตรเลขที่ US20140171811A1) หรือการวัดอัตราการเต้นของหัวใจและอัตราการหายใจโดยใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าพลังงานต่ำยิงไปยังผู้ป่วยแล้ววัดคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่สะท้อนกลับมาจากหัวใจและปอด การเคลื่อนไหวของหัวใจและปอดจะทำให้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่สะท้อนกลับออกมามีการเปลี่ยนแปลงความถี่ เฟส และขนาดตามปรากฏการณ์ของ Doppler Effect ทำให้สามารถคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจและอัตราการหายใจ (สิทธิบัตรเลขที่ US009035775B2) เป็นต้น

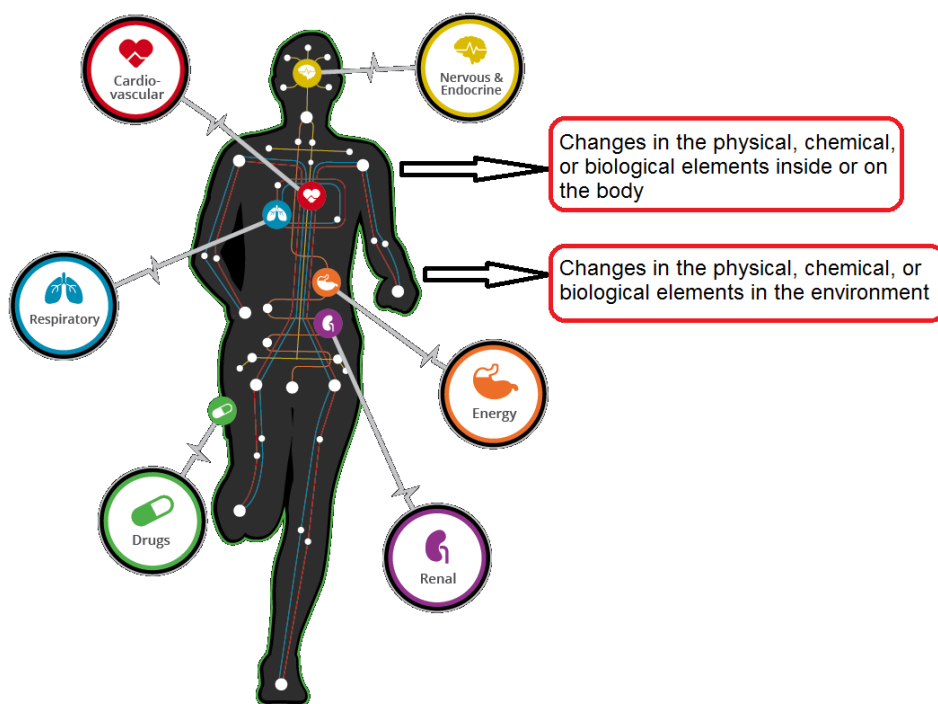
จากตัวอย่างสิทธิบัตร 2 รายการข้างต้นจะพบว่าการวัดทางสรีรวิทยาจะขึ้นกับการหาค่าพารามิเตอร์ในระบบที่เหมาะสมซึ่งเปลี่ยนแปลงไปตามค่าของระบบทางสรีรวิทยาที่ต้องการวัด ค่าพารามิเตอร์ในระบบที่เหมาะสมนี้อาจมีการเปลี่ยนแปลงไปตามการค้นพบใหม่ ๆ ของกลไกการทำงาน of ระบบต่างๆทางสรีรวิทยา หรือ ค่าพารามิเตอร์ตัวเดิมแต่วัดด้วยเทคโนโลยีแบบใหม่ที่มีความถูกต้องแม่นยำมากขึ้น ดังนั้น การพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัยจึงเกี่ยวข้องกับ

องค์ความรู้ของระบบต่างๆทางสรีรวิทยาและเทคโนโลยีที่จะนำมาใช้ในการวัดค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมซึ่งจะได้กล่าวรายละเอียดในหัวข้อถัดไป

#### 4.2.2 การหาค่าพารามิเตอร์ของระบบทางสรีรวิทยา

เป้าหมายของเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัยอยู่ที่การตรวจสอบการทำงานของระบบต่าง ๆ ในร่างกายว่าทำงานเป็นปกติหรือไม่ ในการวินิจฉัยจำเป็นต้องมีการตรวจวัดเพื่อหาค่าพารามิเตอร์ของระบบการทำงานนั้น ๆ ว่าอยู่ในช่วงของค่ามาตรฐานหรือไม่ Mike Allen (2017) ได้อธิบายถึงการวัดทางสรีรวิทยาไว้ในบทความวิจัยของเขาว่าการวัดทางสรีรวิทยาจะใช้การสังเกตตัวแปรทางตรงหรือตัวแปรทางอ้อมที่เกี่ยวข้องกับการทำงานของระบบต่าง ๆ ในร่างกายมนุษย์ เครื่องมือและเทคนิคของที่ใช้ในการวัดมีความหลากหลายขึ้นอยู่กับจะเลือกวัดตัวแปร(พารามิเตอร์)ใด แต่ทั้งหมดขึ้นอยู่กับ การสังเกตจากการทดลอง ตัวแปรที่สังเกตได้นี้จะมีคุณสมบัติที่วัดได้และเกี่ยวข้องกับฟังก์ชันการทำงานของระบบทางสรีรวิทยา

ดังนั้น การตรวจวัดเพื่อหาค่าพารามิเตอร์ของระบบการทำงานส่วนต่าง ๆ ของร่างกายนั้นอาจไม่สามารถตรวจวัดโดยตรงได้ อาจต้องวัดทางอ้อมโดยดูจากการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นกับองค์ประกอบอื่นภายในร่างกายหรือองค์ประกอบอื่นภายนอก ร่างกายซึ่งเป็นผลเนื่องมาจากการเปลี่ยนแปลงของค่าพารามิเตอร์ของระบบการทำงานของร่างกายในส่วนที่ต้องการวัด การเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นกับองค์ประกอบอื่นภายในร่างกาย (เช่น ระดับออกซิเจนในเลือด) หรือองค์ประกอบอื่นภายนอก (เช่น อุณหภูมิของลมหายใจออก) นั้นอาจเป็นการเปลี่ยนแปลงทางด้านฟิสิกส์ กลศาสตร์ หรือ ชีวเคมี หากสามารถระบุองค์ประกอบที่เปลี่ยนแปลงไปตามการเปลี่ยนแปลงของค่าพารามิเตอร์ของระบบการทำงานของร่างกายในส่วนที่ต้องการวัด และสามารถหาเทคนิคหรือวิธีการที่เหมาะสมในการวัดการเปลี่ยนแปลงขององค์ประกอบนั้นได้ ย่อมจะสามารถหาค่าพารามิเตอร์ของระบบการทำงานของร่างกายในส่วนที่ต้องการวัดได้ดังรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.2 การหาค่าพารามิเตอร์ของระบบสรีรวิทยา

ที่มา : ดัดแปลงจาก <https://pulse.kitware.com/>

แต่ปัญหาคือการหาองค์ประกอบที่เปลี่ยนแปลงไปตามการเปลี่ยนแปลงของค่าพารามิเตอร์ของระบบการทำงานของร่างกายในส่วนที่ต้องการวัด และการหาเทคนิคหรือวิธีการที่เหมาะสมในการวัดนั้นไม่สามารถหาได้โดยง่ายโดยใช้เทคนิคการสร้างสรรคความคิดแบบทั่วไป การที่จะให้ได้ไอเดียที่เหมาะสมนั้นนอกจากจะต้องมีความรู้เรื่องระบบการทำงานของร่างกายในส่วนที่ต้องการวัดแล้ว ยังจำเป็นที่จะต้องมือที่จะช่วยจุดประกายให้เกิดความคิดสร้างสรรค์

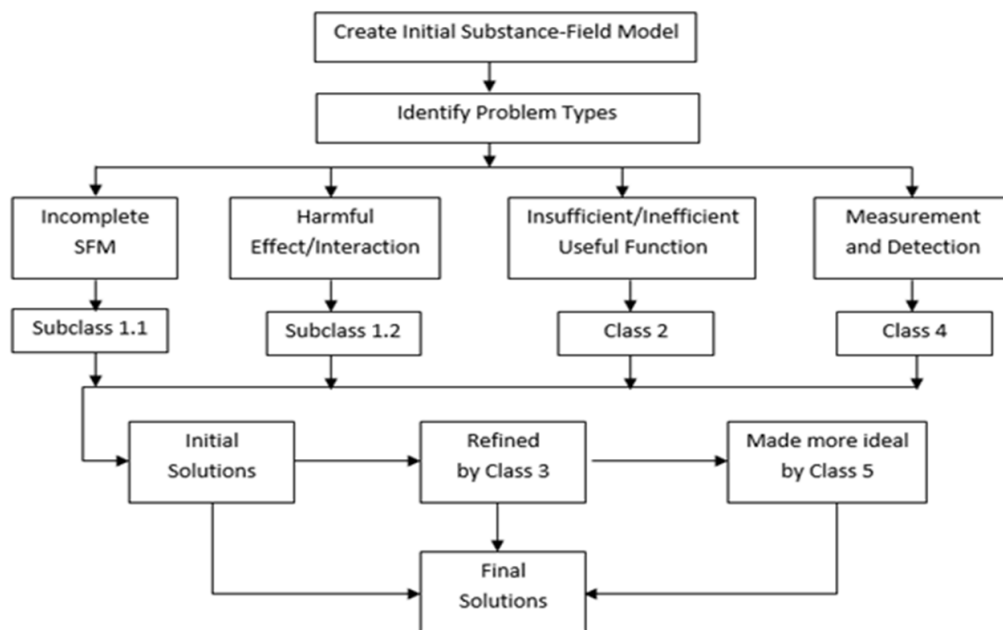
#### 4.2.3 เครื่องมือของ TRIZ เพื่อการสร้างสรรคความคิด

จากการทบทวนวรรณกรรมในบทที่ 2 พบว่า TRIZ เป็นเครื่องมือที่ใช้สร้างสรรคความคิดในการแก้ปัญหา เครื่องมือของ TRIZ มีหลายตัว แต่ที่เหมาะสมสำหรับการสร้างสรรคความคิดในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัยมีดังนี้ คือ

##### 4.2.3.1 76 คำตอบมาตรฐาน คลาสที่ 4

เครื่องมือของ TRIZ ที่มีความสำคัญอันหนึ่งเรียกว่า 76 คำตอบมาตรฐาน (76 Standard Solutions) เกิดจากการค้นคว้าสิทธิบัตรโดย G. Altshuller, (1985) เพื่อรวบรวมหลักการในการแก้ปัญหาที่นักประดิษฐ์ในอดีตได้ใช้ในการปรับปรุงฟังก์ชันที่เป็นประโยชน์ กำจัดฟังก์ชันที่เป็นโทษ และขจัดความขัดแย้งให้หมดไปจากระบบ หลักการเหล่านี้มีทั้งหมด 76 ข้อ ถูกรวบรวมเป็น

หมวดหมู่แบ่งตามลักษณะการใช้งานออกเป็น 5 คลาส ในการใช้งาน จะนำแบบจำลองสาร-สนาม (Substance-Field Model, ดูรายละเอียดได้ในหัวข้อที่ 2.2.4) ที่ได้จากการเขียนแก่นของปัญหาไปทำการวิเคราะห์เพื่อคุณลักษณะของปัญหา จากนั้นจึงไปหาแนวทางปรับปรุงแก้ไขเพื่อให้ปัญหานั้นหมดไปโดยไปเลือกใช้คำตอบมาตรฐานที่เหมาะสมในฐานความรู้ 76 คำตอบมาตรฐาน ดังรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.3 Flow-chart of applying 76 Standard Solutions

ที่มา : คัดแปลงจาก Flow chart ของ N. Khomenko

การจัดหมวดหมู่ของ 76 คำตอบมาตรฐาน แบ่งเป็นคลาสและ subclass ตามลักษณะการใช้งานดังนี้

- 1) คลาสที่ 1 แบ่งเป็น 2 subclassย่อย คือ subclass 1.1 มี 8 ข้อ ใช้เป็นแนวทางในการทำให้แบบจำลองสาร-สนามมีความสมบูรณ์โดยจะประกอบด้วย 3 องค์ประกอบครบถ้วน subclass 1.2 มี 5 ข้อ ใช้เป็นแนวทางในการจัดฟังก์ชันที่เป็นโทษหรือขจัดความขัดแย้งออกไป
  - 2) คลาสที่ 2 มี 23 ข้อ ใช้เป็นแนวทางในการปรับปรุงฟังก์ชันที่เป็นประโยชน์
  - 3) คลาสที่ 3 มี 6 ข้อ ใช้เป็นแนวทางในการเสริมแต่ง (refine) ละเอียด
  - 4) คลาสที่ 4 มี 17 ข้อ ใช้เป็นแนวทางในการแก้ปัญหาการตรวจจับและการวัด
  - 5) คลาสที่ 5 มี 17 ข้อ ใช้เป็นแนวทางในการทำให้คำตอบที่ได้มีความเป็นอุดมคติมากขึ้น
- รายละเอียดและตัวอย่างของคำตอบมาตรฐาน คลาสที่ 4 ว่าด้วยการตรวจจับและการวัด สามารถดูได้ในภาคผนวก ค

สำหรับคลาสที่ 4 ซึ่งว่าด้วยการตรวจจับและการวัด (Class 4 Detection and Measurement) จะถูกนำมาใช้ในโมเดล MDIG โดยตรง ประกอบด้วยคำตอบมาตรฐาน 17 ข้อดังรูปที่ 4.4

#### class 4 : Measurement and Detection problems

- ☐ 4-1-1 : Changing a problem
- ☐ 4-1-2 : Operations with a copy of an object or a system
- ☐ 4-2-3 : Changing measurement problem to successive detection
- ☐ 4-2-1 : Synthesis of a Measurement Substance-Filed System
- ☐ 4-2-2 : Introduction of easily detectibe additives to a system
- ☐ 4-2-3 : Introduction of easily detectibe additives to the environment
- ☐ 4-2-4 : Obtaining easil;y detectible additives from the environment
- ☐ 4-3-1 : Use of physical effects
- ☐ 4-3-2 : Exciting resonance oscillations
- ☐ 4-3-3 : Detecting change in the natural frequency
- ☐ 4-4-1 : Use of a ferromagnetic substance and a magnetic field
- ☐ 4-4-2 : Replacing substances with ferromagnetic particles
- ☐ 4-4-3 : Introducing ferromagnetic additives in the substance
- ☐ 4-4-4 : Introducing ferromagnetic additives in the environment
- ☐ 4-4-5 : Use of physical effects occuring on Ferromagnetic systems
- ☐ 4-5-1 : Formation of bi and polysystems
- ☐ 4-5-2 : Measuring the derivatives of a function

รูปที่ 4.4 คำตอบมาตรฐาน คลาสที่ 4 ว่าด้วยการตรวจจับและการวัด

ที่มา : G. Altshuller, 1985

ในการสร้างสรรค์ความคิดนั้น จะใช้คำตอบมาตรฐานแต่ละข้อมาเป็นแนวทางในการระดมสมองอย่างมีทิศทางซึ่งจะทำให้การระดมสมองนั้นไม่กระจัดกระจายไร้ทิศทาง ทำให้ได้คำตอบเบื้องต้นที่หลากหลายและมีคุณภาพ และมีความเป็นไปได้สูงที่จะนำไปพัฒนาต่อได้ แต่ถ้าหากคำตอบที่ได้นั้นยังไม่สมบูรณ์โดยอาจมีข้อที่ต้องปรับปรุงแก้ไข ผู้วิจัยได้เสนอเครื่องมือที่เรียกว่าตัวดำเนินการ MAR มาทำการแก้ไขปรับปรุงต่อไปได้ดังหัวข้อถัดไป

#### 4.2.3.2 ตัวดำเนินการ MAR

ในการใช้งานฐานความรู้ 76 คำตอบมาตรฐานของ TRIZ นั้น เมื่อได้คำตอบเบื้องต้น (Initial Solutions) ตามรูปที่ 4.3 แล้ว หากคำตอบที่ได้นั้นยังไม่สมบูรณ์โดยอาจมีข้อที่ต้องปรับปรุงแก้ไข สามารถใช้คำตอบมาตรฐานข้ออื่น ๆ มาทำการเสริมแต่งและทำให้คำตอบเบื้องต้นที่ได้มีความเป็นอุดมคติมากขึ้นโดยเน้นการใช้ทรัพยากรที่มีอยู่ภายในระบบ แต่เนื่องจากฐานความรู้ 76 คำตอบมาตรฐานมีรายละเอียดค่อนข้างมาก และมีเงื่อนไขในแต่ละข้อค่อนข้างซับซ้อนยากที่จะเข้าใจได้โดยง่าย ผู้วิจัยได้สรุปแนวทางการแก้ปัญหาจาก 76 คำตอบมาตรฐานให้อยู่ในรูปแบบที่กระชับใช้งานง่าย เรียกว่า ตัวดำเนินการ MAR (T. Benjaboonyazit, 2015) ดังรายละเอียดในตารางที่ 4.1

#### ตารางที่ 4.1 ตัวดำเนินการ MAR

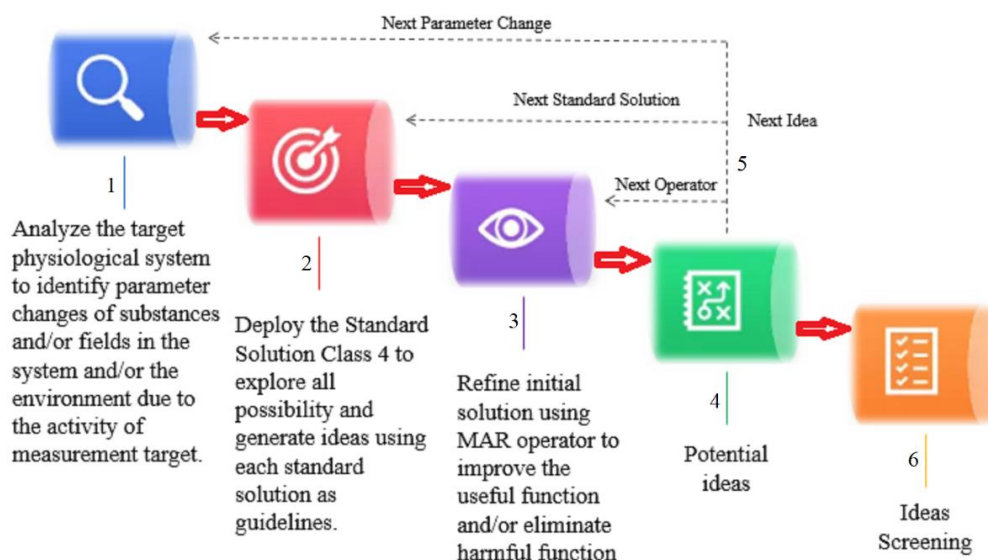
ที่มา : T. Benjaboonyazit, 2015

ลำดับ	ตัวดำเนินการ	คำอธิบาย
1	M: Modify	ปรับแต่งสสารและ/หรือสนามในแบบจำลองสสาร-สนาม หรือ ใน ลิ่งแวกดล้อม
2	A: Add	เพิ่มเติมสสารและ/หรือสนามเข้าไปในแบบจำลองสสาร-สนาม
3	R: Replace	ทดแทนสสารและ/หรือสนามในแบบจำลองสสาร-สนามด้วยสสาร และ/หรือสนามตัวใหม่

#### 4.2.4 โมเดลการสร้างสรรค์ความคิดในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัย

ผู้วิจัยได้นำแนวคิดของคำตอบมาตรฐานในคลาส 4 และตัวดำเนินการ MAR มาเชื่อมโยงเข้ากับระบบสรีรวิทยาของร่างกาย พัฒนาค้นเป็นโมเดลการสร้างสรรค์ความคิดในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัย (T. Benjaboonyazit, 2018) ตามรูปที่ 4.5 โดยเรียกโมเดลนี้ว่าโมเดล MDIG (Medical Devices Idea Generation)





รูปที่ 4.5 โมเดล MDIG

ที่มา : ดัดแปลงจาก T. Benjaboonyazit, 2018

โดยมีขั้นตอนในรายละเอียดตามหมายเลขในรูปที่ 4.5 ดังนี้

- 1) วิเคราะห์ระบบสรีรวิทยาที่ต้องการตรวจวินิจฉัยว่าค่าพารามิเตอร์ที่ต้องการวัดสามารถวัดโดยตรงได้หรือไม่ ถ้าไม่ได้ การเปลี่ยนแปลงของค่าพารามิเตอร์ที่ต้องการวัดนั้นมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของค่าพารามิเตอร์ของสสารและ/หรือสนามในระบบหรือในสิ่งแวดล้อมอย่างไรบ้าง
- 2) ใช้คำตอบมาตรฐานคลาสที่ 4 (การตรวจจับและการวัด) แต่ละข้อเป็นแนวทางในการสำรวจความเป็นไปได้และสร้างสรรค์ความคิดในทุกช่องทาง
- 3) ใช้ตัวดำเนินการ MAR เสริมแต่งไอเดียที่ได้โดยการปรับปรุงฟังก์ชันที่เป็นประโยชน์และขจัดฟังก์ชันที่เป็นอันตรายในแบบจำลองสสาร-สนามของปัญหา
- 4) บันทึกไอเดียที่มีความเป็นไปได้
- 5) หากยังพบปัญหา ให้ดำเนินการต่อโดยทำการวนลูปเปลี่ยนตัวดำเนินการ MAR หรือ เปลี่ยนคำตอบมาตรฐานที่ใช้เป็นแนวทาง หรือ เปลี่ยนค่าพารามิเตอร์ของสสารและ/หรือสนามในระบบ หรือ ในสิ่งแวดล้อมที่เปลี่ยนแปลงตามการเปลี่ยนแปลงของค่าพารามิเตอร์ของระบบสรีรวิทยาที่ต้องการวัดไปเรื่อย ๆ จนกว่าจะได้ไอเดียที่มีความเป็นไปได้เป็นจำนวนมากเพียงพอ
- 6) ดำเนินการคัดกรองไอเดียที่มีความเป็นไปได้และมีความเหมาะสมมากที่สุดโดยอาจใช้รูปแบบการวิเคราะห์และประเมินต่างๆ เช่น ตารางประเมิน Pugh's matrix

(Karnjanasomwong, J., & Thawesaengskulthai, N, 2015) ซึ่งอยู่นอกขอบเขตของ  
โมเดลการสร้างสรรค์ความคิดนี้

ความใหม่ของโมเดล MDIG จากที่กล่าวมาแล้วในหัวข้อกระบวนการพัฒนาเครื่องมือ  
แพทย์และหัวข้อการสร้างสรรค์ความคิดในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัย  
อาจสรุปความใหม่ของโมเดล MDIG ได้ดังตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 ความใหม่ของโมเดล MDIG

แนวคิด/กระบวนการที่มีมาแต่เดิม	แนวทางการปรับปรุงข้อเสีย (จากผลการทบทวนวรรณกรรม)	แนวคิด/กระบวนการ ใหม่ (MDIG)
กระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์ที่ ผ่านมามีขั้นตอนการสร้างสรรค์ ความคิดหรือ Ideation ตามรูปที่ 4.1 แต่ไม่ปรากฏว่ามีรูปแบบการ สร้างสรรค์ความคิดที่ชัดเจน	จำเป็นที่จะต้องมีการช่วยใน การสร้างสรรค์ความคิดเพื่อนำ ความรู้ที่ได้จากการค้นพบทาง การแพทย์ (Discovery) ไปพัฒนา เครื่องมือแพทย์ ตามรูปที่ 4.1	ผู้วิจัยได้นำแนวคิด ของคำตอบมาตรฐาน คลาสที่ 4 และตัว ดำเนินการ MAR มา เชื่อมโยงเข้ากับระบบ สรีรวิทยาของร่างกาย พัฒนาขึ้นเป็นโมเดล MDIG ตามรูปที่ 4.5 โดยทำวิเคราะห์ ระบบสรีรวิทยาที่ ต้องการตรวจวินิจฉัย เพื่อหาค่าพารามิเตอร์ ที่ต้องการวัดนำไป
TRIZ เป็นเครื่องมือช่วยในการ สร้างสรรค์ความคิดเพื่อการแก้ปัญหา ทางวิศวกรรม เครื่องมือที่เรียกว่า 76 คำตอบมาตรฐานได้มาจากการ ค้นคว้าสถิติที่มากกว่า 2 ล้านฉบับ สามารถใช้เป็นแนวทางในการแก้ปัญหา ได้หลากหลายลักษณะดังรูปที่ 4.3	76 คำตอบมาตรฐาน มีเงื่อนไขการ ใช้งานในแต่ละข้อยากที่จะเข้าใจ ได้โดยง่าย ผู้วิจัยได้สรุปแนว ทางการแก้ปัญหาจาก 76 คำตอบ มาตรฐานให้อยู่ในรูปแบบที่ใช้ งานง่าย เรียกว่า ตัวดำเนินการ MAR ตามตารางที่ 4.1	เชื่อมโยงกับคำตอบ มาตรฐานคลาสที่ 4 และตัวดำเนินการ MAR ดังรายละเอียด ในตารางที่ 4.3
คำตอบมาตรฐาน คลาสที่ 4 ว่าด้วย การตรวจจับและการวัด สามารถนำ ในการสร้างสรรค์ความคิดเพื่อการ แก้ปัญหาที่เกี่ยวข้องกับการวัดและ การตรวจจับดังรูปที่ 4.4	คำตอบมาตรฐาน คลาสที่ 4 มี ทั้งหมด 17 ข้อ ค่อนข้างซับซ้อน แต่สามารถใช้ในการสร้างสรรค์ ความคิดได้ทุกข้อดังตัวอย่างใน บทความ T. Benjaboonyazit, 2018	เชื่อมโยงกับคำตอบ มาตรฐานคลาสที่ 4 และตัวดำเนินการ MAR ดังรายละเอียด ในตารางที่ 4.3

โมเดลการสร้างสรรค์ความคิดในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัย (MDIG) ดังกล่าวข้างต้น สามารถใช้กับการวัดความเปลี่ยนแปลงต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นในระบบสรีรวิทยาของร่างกาย ยกตัวอย่างเช่น การเกิดอาการร้อนวูบวาบ (Hot flashes) ในสตรีที่หมดประจำเดือนจะส่งผลให้เกิดความเปลี่ยนแปลงในค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ ของสสารและ/หรือสนามในร่างกาย เช่น การเต้นของหัวใจ การไหลเวียนของเลือดที่ปลายนิ้ว สัดส่วนการใช้ออกซิเจนและจับคาร์บอนไดออกไซด์ อุณหภูมิของผิวหนัง อุณหภูมิภายในร่างกาย การออกเหงื่อ และ การนำไฟฟ้าของผิวหนังบริเวณกระดูกสันอก ซึ่งในงานวิจัยของ Sievert, L. L.(2013) ระบุว่า การนำไฟฟ้าของผิวหนังบริเวณกระดูกสันอกจะเปลี่ยนแปลงโดยสัมพันธ์กับการเกิดอาการร้อนวูบวาบอย่างมีนัยสำคัญ เราจึงอาจใช้โมเดลดังกล่าวข้างต้นสร้างสรรค์ความคิดเพื่อพัฒนาเครื่องตรวจวัดอาการร้อนวูบวาบอย่างเป็นขั้นตอนเป็นตัวอย่างตามตารางที่ 4.3

ตารางที่ 4.3 ตัวอย่างการใช้โมเดล MDIG ในการพัฒนาเครื่องตรวจวัดอาการร้อนวูบวาบ

ขั้นตอน	รายละเอียด	ตัวเลือก	ไอเดียที่ได้
1	วิเคราะห์ระบบสรีรวิทยาที่ต้องการตรวจวินิจฉัยว่าค่าพารามิเตอร์ที่ต้องการวัดสามารถวัดโดยตรงได้หรือไม่ ถ้าไม่ได้ การเปลี่ยนแปลงของค่าพารามิเตอร์ที่ต้องการวัดนั้นมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของค่าพารามิเตอร์ของสสารและ/หรือสนามในระบบหรือในสิ่งแวดล้อมอย่างไรบ้าง	วัดการนำไฟฟ้าของผิวหนังบริเวณกระดูกสันอก	
2	ใช้คำตอบมาตรฐานคลาสที่ 4 (การตรวจจับและการวัด) แต่ละข้อเป็นแนวทางในการสำรวจความเป็นไปได้และสร้างสรรค์ความคิดในทุกช่องทาง	ใช้คำตอบมาตรฐานข้อ (4) กรณีที่การวัดในระบบสสาร-สนามที่ไม่สมบูรณ์ทำได้ยาก เราสามารถแก้ปัญหาได้ด้วยการสร้างระบบสสาร-สนามให้สมบูรณ์เป็นแบบทั่วไปหรือแบบเชิงซ้อน โดยเพิ่ม	เพิ่มกระแสไฟฟ้าเข้าไปแล้ววัดเอาต์พุตที่ออกมาเป็แรงดันไฟฟ้าจะทำให้สามารถคำนวณค่าความนำไฟฟ้าออกมาได้โดยค่าความนำ

		สนามพลังเข้าไปแล้ววัดเอาต์พุตที่ออกมาเป็นสนามพลัง	ไฟฟ้ามีค่าเท่ากับกระแสหารด้วยแรงดัน
3	ใช้ตัวดำเนินการ MAR เสริมแต่งไอเดียที่ได้โดยการปรับปรุงฟังก์ชันที่เป็นประโยชน์และขจัดฟังก์ชันที่เป็นอันตรายในแบบจำลองสสาร-สนามของปัญหา	ระบบมีความคลาดเคลื่อนอันเนื่องมาจากค่ารีแอกแตนซ์ของตัวเก็บประจุระหว่างขั้วไฟฟ้ากับผิวหนัง ใช้ตัวดำเนินการ MAR โดยเลือกปรับเปลี่ยน (Modify)	ปรับเปลี่ยนความถี่ของกระแสที่ป้อนให้สูงขึ้นเพื่อให้ค่ารีแอกแตนซ์ของตัวเก็บประจุลดลง ทำให้ความคลาดเคลื่อนน้อยลง
4	บันทึกไอเดียที่มีความเป็นไปได้		ตรวจวัดค่าความนำไฟฟ้าโดยใช้กระแสความถี่สูง
5	หากไอเดียที่ได้ยังไม่เป็นที่พอใจ ให้ดำเนินการต่อโดยทำการวนลูปเปลี่ยนตัวดำเนินการ MAR หรือ เปลี่ยนคำตอบมาตรฐานที่ใช้เป็นแนวทางหรือ เปลี่ยนค่าพารามิเตอร์ของสสารและ/หรือสนามในระบบหรือ ในสิ่งแวดล้อมที่เปลี่ยนแปลงตามการเปลี่ยนแปลงของค่าพารามิเตอร์ของระบบ สรีรวิทยาที่ต้องการวัด	-เปลี่ยนตัวดำเนินการ MAR เป็น Add หรือ Replace -เปลี่ยนคำตอบมาตรฐานเป็นข้ออื่น ๆ ใน 17 ข้อ -เปลี่ยนไปวัดการเต้นของหัวใจ วัดการไหลเวียนของเลือดที่ปลายนิ้ว วัดสัดส่วนการใช้ออกซิเจนและจับคาร์บอนไดออกไซด์ วัดอุณหภูมิของผิวหนัง วัดอุณหภูมิภายในร่างกาย หรือ วัดการออกเหงื่อ	ได้ไอเดียหลากหลายมากขึ้น นำไอเดียที่ได้ไปยังขั้นตอนต่อไปคือ การคัดกรองไอเดีย

จากคำอธิบายและตัวอย่างที่กล่าวมาข้างต้น จะเห็นว่า โมเดลการสร้างสรรค์ความคิดในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัย (MDIG) จะต้องมีการบูรณาการระหว่างองค์ความรู้ของกลไกการทำงานของระบบต่างๆทางสรีรวิทยากับองค์ความรู้ของ TRIZ องค์ความรู้ของกลไกการทำงานของระบบต่างๆทางสรีรวิทยาทำให้เรารู้ว่า การตรวจวัดเพื่อหาค่าพารามิเตอร์ของระบบการทำงานส่วนต่าง ๆ ของร่างกายนั้นอาจไม่สามารถตรวจวัดโดยตรงได้ อาจต้องวัด

ทางอ้อม โดยดูจากการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นกับองค์ประกอบอื่นภายในร่างกายหรือองค์ประกอบอื่นภายนอกในร่างกายซึ่งเป็นผลเนื่องมาจากการเปลี่ยนแปลงของค่าพารามิเตอร์ของระบบการทำงานของร่างกายในส่วนที่ต้องการวัด การเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นนั้นอาจเป็นการเปลี่ยนแปลงทางด้านฟิสิกส์ กลศาสตร์ หรือ ชีวเคมี องค์ความรู้ของกลไกการทำงานของระบบต่างๆทางสรีรวิทยาช่วยให้เราสามารถระบุองค์ประกอบที่เปลี่ยนแปลงไปตามการเปลี่ยนแปลงของค่าพารามิเตอร์ของระบบการทำงานของร่างกายในส่วนที่ต้องการวัด ในขณะที่องค์ความรู้ของ TRIZ จะช่วยสร้างสรรค์ความคิดให้เราสามารถหาเทคนิคหรือวิธีการที่เหมาะสมในการวัดการเปลี่ยนแปลงขององค์ประกอบนั้นได้ ซึ่งจะทำให้หาค่าพารามิเตอร์ของระบบการทำงานของร่างกายในส่วนที่ต้องการวัดได้ ถ้ามีแต่องค์ความรู้ของ TRIZ เพียงอย่างเดียวโดยขาดความเข้าใจในกลไกการทำงานของระบบต่างๆทางสรีรวิทยาแล้วย่อมไม่สามารถหาค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมเพื่อการวัดได้

#### 4.3 การทดสอบโมเดล MDIG

ผู้วิจัยได้ดำเนินการทดสอบความถูกต้องของโมเดลการสร้างสรรค์ความคิดในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัย (MDIG) โดยใช้เลขของเครื่องวัดอัตราการหายใจที่รู้จักกันดีในท้องตลาด 2 เลข คือ Impedance pneumography และ End-tidal capnography เพื่อทดสอบโมเดล MDIG ว่าสามารถสร้างสรรค์ความคิดนำไปสู่การพัฒนาเครื่องวัดอัตราการหายใจตรงตามที่มีการใช้งานจริงอยู่หรือไม่ โดยเลือกจากเครื่องวัดอัตราการหายใจที่เป็นที่นิยมใช้ทั้งในอดีตและปัจจุบันดังรายละเอียดดังที่เขียนไว้ในบทที่ 2 เรื่องการทบทวนวรรณกรรม การทดสอบโมเดลด้วยเครื่องวัดอัตราการหายใจของทั้ง 2 เลข มีวัตถุประสงค์เพียงแค่การทดสอบความถูกต้องของโมเดลว่าสามารถแสดงทิศทางการพัฒนาเครื่องวัดอัตราการหายใจของทั้ง 2 เลขได้อย่างถูกต้องตามที่เป็นอยู่จริง ไม่ได้มีวัตถุประสงค์ที่จะแก้ไขปรับปรุงเครื่องวัดอัตราการหายใจของทั้ง 2 เลขให้ดีขึ้นกว่าที่เป็นอยู่จริง

##### 4.3.1 Impedance pneumography

จากการทบทวนวรรณกรรมในบทที่ 2 และระเบียบวิธีวิจัยในบทที่ 3 Impedance pneumography เป็นเทคนิคในการวัดอัตราการหายใจโดยการวัดค่าอิมพีแดนซ์ของทรวงอกหรือช่องท้องที่เปลี่ยนแปลงไปเนื่องจากการหายใจเข้าออก ในการวัดจำเป็นต้องมีการป้อนกระแสไฟฟ้าเข้าไปที่ขั้วไฟฟ้า 2 ขั้วที่แนบอยู่บนทรวงอกหรือช่องท้อง แล้ววัดแรงดันไฟฟ้าที่ตกคร่อมออกมา (Woojae Lee et al., 2004) จึงได้การทดสอบความถูกต้องของโมเดล MDIG ในการพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบ Impedance pneumography ตามขั้นตอนที่ระบุในหัวข้อที่ 4.2.4 ไว้ดังนี้

- 1) วิเคราะห์ระบบสรีรวิทยาที่ต้องการตรวจวินิจฉัยว่าค่าพารามิเตอร์ที่ต้องการวัดสามารถวัดโดยตรงได้หรือไม่ ถ้าไม่ได้ การเปลี่ยนแปลงของค่าพารามิเตอร์ที่ต้องการวัดนั้นมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของค่าพารามิเตอร์ของสสารและ/หรือสนามในระบบหรือในสิ่งแวดล้อมอย่างไรบ้าง

วิเคราะห์ อัตราการหายใจไม่สามารถวัดโดยตรงได้ ต้องวัดทางอ้อมโดยวัดจากการเปลี่ยนแปลงของค่าพารามิเตอร์ของสสารและ/หรือสนามในระบบหรือในสิ่งแวดล้อม ซึ่งเป็นผลเนื่องมาจากการเปลี่ยนแปลงของการหายใจที่ต้องการวัด ในที่นี้ต้องการวัดอิมพีแดนซ์ของทรวงอกที่เปลี่ยนแปลงไปตามจังหวะการหายใจ (Geddes et al., 1962)

- 2) ใช้คำตอบมาตรฐานคลาสที่ 4 (การตรวจจับและการวัด) แต่ละข้อเป็นแนวทางในการสำรวจความเป็นไปได้และสร้างสรรค์ความคิดในทุกช่องทาง

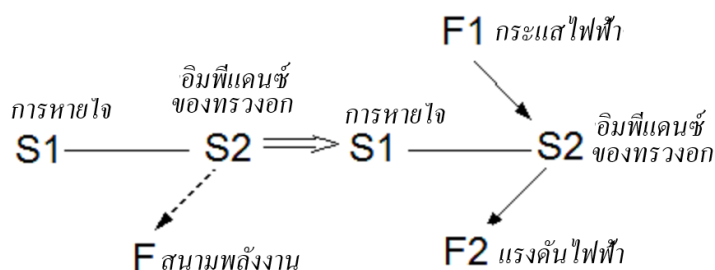
ใช้คำตอบมาตรฐาน ข้อ (4) การวัดในระบบสสาร-สนามที่ไม่สมบูรณ์

กรณีที่มีการวัดในระบบสสาร-สนามที่ไม่สมบูรณ์ทำได้ยาก เราสามารถแก้ปัญหาได้ด้วยการสร้างระบบสสาร-สนามให้สมบูรณ์เป็นแบบทั่วไปหรือแบบเชิงซ้อนโดยเพิ่มสนามพลังเข้าไปแล้ววัดเอาต์พุตที่ออกมาเป็นสนามพลัง

แปลงคำตอบมาตรฐานให้สอดคล้องกับโจทย์รูปธรรม ในการวัดค่าอิมพีแดนซ์ของทรวงอกจำเป็นที่จะต้องป้อนกระแสไฟฟ้าเข้าไปเพื่อให้สามารถวัดการเปลี่ยนแปลงของค่าอิมพีแดนซ์อันเนื่องมาจากการเปลี่ยนแปลงของการหายใจโดยวัดออกมาเป็นแรงดันไฟฟ้า

เราสามารถเขียนแบบจำลองสสาร-สนามก่อนและหลังการแก้ไขตามเส้นแสดงความสัมพันธ์ระหว่างองค์ประกอบในแบบจำลองในตารางที่ 2.6

จะได้แบบจำลองสสาร-สนามก่อนและหลังการแก้ไขได้ดังรูปที่ 4.6

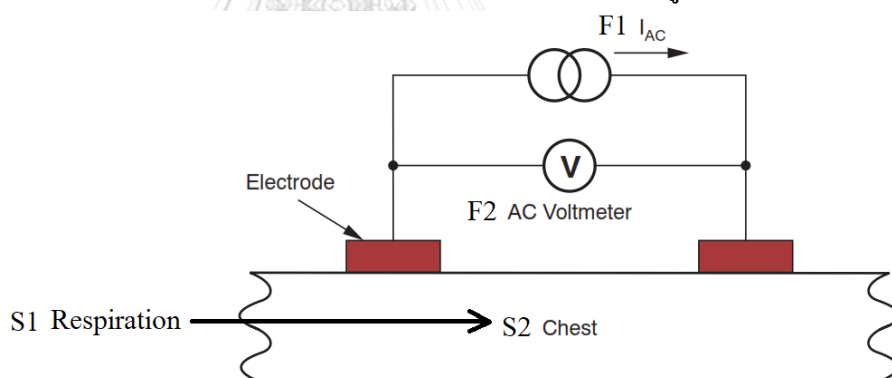


รูปที่ 4.6 แบบจำลองสสาร-สนามก่อนและหลังการแก้ไข

แบบจำลองสสาร-สนามที่อยู่ทางซ้ายมือของลูกศรหน้าคือสภาพปัญหาก่อนการแก้ไข ซึ่งแสดงให้เห็นว่า ก่อนการแก้ไข S1 คือ การหายใจ S2 คือ อิมพีแดนซ์ของทรวงอก ซึ่งมีสนามพลัง  $F$  ไม่เพียงพอ ไม่สามารถวัดออกมาได้

แบบจำลองสสาร-สนามที่อยู่ทางขวามือของลูกศรหน้าคือสภาพหลังการแก้ไขโดยใช้คำตอบมาตรฐานข้อ 4 ซึ่งแสดงให้เห็นว่า หลังการแก้ไข เมื่อจ่ายกระแสไฟฟ้า  $F1$  ซึ่งเป็นสนามพลังที่ใส่เข้าไป จะได้  $F2$  เป็นแรงดันไฟฟ้าเอาต์พุตออกมาซึ่งเป็นสนามพลังที่สามารถวัดได้

**ไอเดีย 1** ตามรูปที่ 4.6 S1 คือการหายใจ, S2 คือ อิมพีแดนซ์ของทรวงอก ซึ่งมีสนามพลัง  $F$  ไม่เพียงพอ ไม่สามารถวัดออกมาได้ จึงได้  $F$  เป็นเส้นปะในแบบจำลองสสาร-สนามที่ไม่สมบูรณ์ทางซ้ายมือ ภายหลังการแก้ไขตามคำตอบมาตรฐานข้อ (4) แล้ว จะได้แบบจำลองสสาร-สนามที่สมบูรณ์ทางขวามือ  $F1$  คือกระแสไฟฟ้าซึ่งเป็นสนามพลังที่ใส่เข้าไป  $F2$  เป็นแรงดันไฟฟ้าเอาต์พุตที่ออกมาซึ่งเป็นสนามพลังที่สามารถวัดได้ และจะมีค่าแปรผันตามจังหวะการหายใจ จะทำให้สามารถคำนวณค่าอิมพีแดนซ์ออกมาได้โดยอิมพีแดนซ์มีค่าเท่ากับแรงดันหารด้วยกระแสดังรูปที่ 4.7



รูปที่ 4.7 การวัดค่าอิมพีแดนซ์ของทรวงอกโดยการป้อนกระแสแล้ววัดแรงดัน

ที่มา :ดัดแปลงจาก Amit K and Gupta. 2011

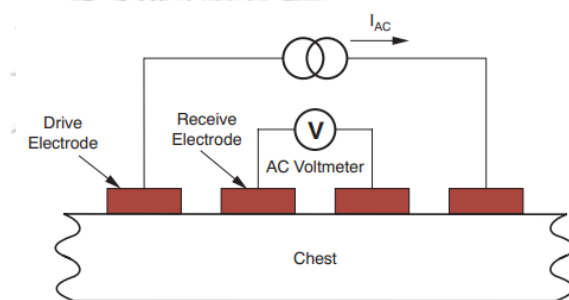
- 3) ใช้ตัวดำเนินการ MAR เสริมแต่งไอเดียที่ได้โดยการปรับปรุงฟังก์ชันที่เป็นประโยชน์ และ/หรือจัดฟังก์ชันที่เป็นอันตราย

**ปัญหา** เมื่อนำไปใช้งานจริงตามรูปที่ 4.7 จะพบว่ามี ความคลาดเคลื่อนเนื่องจากค่ารีแอกแตนซ์ของตัวเก็บประจุระหว่างขั้วไฟฟ้ากับผิวหนัง ทำให้มีแรงดันตกคร่อมค่ารีแอกแตนซ์ขณะที่มีกระแสไหลผ่าน ทำให้ค่าแรงดันที่วัดได้ไม่ถูกต้อง

ใช้ตัวดำเนินการ MAR เมื่อใช้ตัวดำเนินการ MAR มาพิจารณาปรับปรุงแก้ไข พบว่าสามารถปรับปรุงแก้ไขได้ 2 แนวทาง คือ ปรับเปลี่ยน (Modify) สนามพลัง และ เพิ่ม (Add) สสารในระบบ ดังนี้

ไอเดีย 2 ปรับเปลี่ยน (Modify) ความถี่ของแรงจ่ายกระแสให้มีค่าสูง ๆ เพื่อให้ค่ารีแอกแตนซ์ของตัวเก็บประจุระหว่างผิวหนังกับขั้วไฟฟ้ามีน้อย ๆ เนื่องจากค่ารีแอกแตนซ์ของตัวเก็บประจุจะแปรผกผันกับความถี่ของแหล่งจ่ายกระแสสลับ

ไอเดีย 3 เพิ่ม (Add) ขั้วไฟฟ้าอีก 2 ขั้วสำหรับวัดแรงดันแยกออกมาจากขั้วป้อนกระแสไฟฟ้าเป็น 4 ขั้วดังรูปที่ 4.8 ทั้งนี้เป็นเพราะขั้วไฟฟ้าที่ใช้วัดแรงดันนั้นแยกออกไปจากขั้วไฟฟ้าที่ป้อนกระแสเข้ามา ทำให้ไม่มีแรงดันตกคร่อมค่ารีแอกแตนซ์ของตัวเก็บประจุของขั้วไฟฟ้าที่ใช้วัดแรงดัน



รูปที่ 4.8 การวัดค่าอิมพีแดนซ์ของทรวงอกโดยการแยกขั้วป้อนกระแส และขั้ววัดแรงดันออกจากกันเป็น 4 ขั้ว

ที่มา : Amit K and Gupta, 2011

จากการทดสอบความถูกต้องของโมเดล MDIG ด้วย Impedance pneumography ดังกล่าวข้างต้น พบว่า โมเดล MDIG สามารถสร้างสรรค์ความคิดได้ตรงได้ผลตรงตามที่ถูกนำมาใช้งานจริง คือ มีการแก้ปัญหาความคลาดเคลื่อนเนื่องจากค่ารีแอกแตนซ์ของตัวเก็บประจุระหว่างขั้วไฟฟ้ากับผิวหนัง โดยการใช้แหล่งจ่ายกระแสที่มีความถี่สูงๆ และ ป้องกันแรงดันตกคร่อมค่ารีแอกแตนซ์ขณะที่มีกระแสไหลผ่าน โดยการแยกขั้วไฟฟ้าสำหรับวัดแรงดันแยกออกไปต่างหาก (Baker. & Geddes., 1970)



#### 4.3.2 NDIR End Tidal CO<sub>2</sub> Capnography

จากการทบทวนวรรณกรรมในบทที่ 2 และระเบียบวิธีวิจัยในบทที่ 3 NDIR End Tidal CO<sub>2</sub> Capnography เป็นเทคนิคในการวัดอัตราการหายใจโดยการวัดการเปลี่ยนแปลงของความเข้มข้นของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจออก ในการวัดจำเป็นที่จะต้องมีการป้อนแสงอินฟราเรดผ่านลมหายใจที่เข้าออก ซึ่งก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจออกจะดูดกลืนแสงอินฟราเรดไว้บางส่วน เมื่อเราวัดแสงอินฟราเรดที่ผ่านออกมา ก็จะสามารถทราบความเข้มข้นของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ที่เปลี่ยนไปได้ (Nagler et al., 2008, Jaffe, 2008) จึงได้การทดสอบความถูกต้องของโมเดล MDIG ในการพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบ NDIR End Tidal CO<sub>2</sub> Capnography ตามขั้นตอนที่ระบุในหัวข้อที่ 4.2.4 ไว้ดังนี้

- 1) วิเคราะห์ระบบสรีรวิทยาที่ต้องการตรวจวินิจฉัยว่าค่าพารามิเตอร์ที่ต้องการวัดสามารถวัดโดยตรงได้หรือไม่ ถ้าไม่ได้ การเปลี่ยนแปลงของค่าพารามิเตอร์ที่ต้องการวัดนั้นมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของค่าพารามิเตอร์ของสสารและ/หรือสนามในระบบหรือในสิ่งแวดล้อมอย่างไรบ้าง

**วิเคราะห์** อัตราการหายใจไม่สามารถวัดโดยตรงได้ ต้องวัดทางอ้อมโดยวัดจากการเปลี่ยนแปลงของค่าพารามิเตอร์ของสสารและ/หรือสนามในระบบหรือในสิ่งแวดล้อม ซึ่งเป็นผลเนื่องมาจากการเปลี่ยนแปลงของการหายใจที่ต้องการวัด ในที่นี้ต้องการวัดความเข้มข้นของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจออกที่เปลี่ยนแปลงไปตามจังหวะการหายใจ

- 2) ใช้คำตอบมาตรฐานคลาสที่ 4 (การตรวจจับและการวัด) แต่ละข้อเป็นแนวทางในการสำรวจความเป็นไปได้และสร้างสรรค์ความคิดในทุกช่องทาง

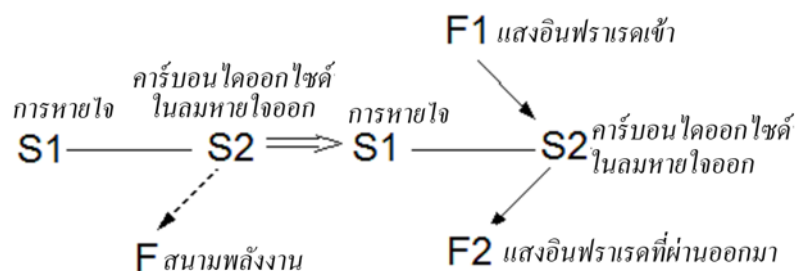
**ใช้คำตอบมาตรฐาน** ข้อ (4) การวัดในระบบสสาร-สนามที่ไม่สมบูรณ์

กรณีที่ต้องการวัดในระบบสสาร-สนามที่ไม่สมบูรณ์ทำได้ยาก เราสามารถแก้ปัญหาได้ด้วยการสร้างระบบสสาร-สนามให้สมบูรณ์เป็นแบบทั่วไปหรือแบบเชิงซ้อนโดยเพิ่มสนามพลังเข้าไปแล้ววัดเอาต์พุตที่ออกมาเป็นสนามพลัง

**แปลงคำตอบมาตรฐานให้สอดคล้องกับโจทย์รูปธรรม** ในการวัดความเข้มข้นของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจออกจำเป็นที่จะต้องป้อนแสงอินฟราเรดเข้าไป แล้ววัดแสงอินฟราเรดที่ผ่านออกมา ก็จะสามารถทราบความเข้มข้นของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ที่เปลี่ยนไปตามจังหวะการหายใจ

เราสามารถเขียนแบบจำลองสสาร-สนามก่อนและหลังการแก้ไขตามเส้นแสดงความสัมพันธ์ระหว่างองค์ประกอบในแบบจำลองในตารางที่ 2.6

จะได้แบบจำลองสสาร-สนามก่อนและหลังการแก้ไขได้ดังรูปที่ 4.9



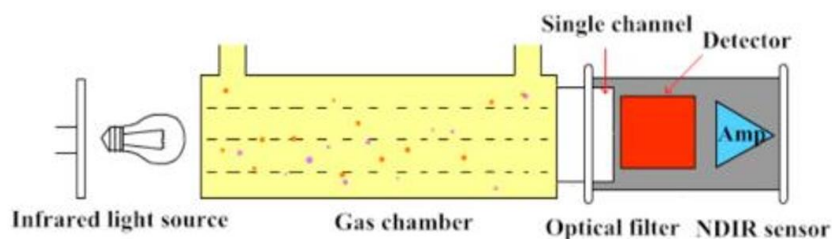
รูปที่ 4.9 แบบจำลองสสาร-สนามก่อนและหลังการแก้ไข

แบบจำลองสสาร-สนามที่อยู่ทางซ้ายมือของลูกศรหนาคือสภาพปัญหาก่อนการแก้ไข ซึ่งแสดงให้เห็นว่า ก่อนการแก้ไข S1 คือ การหายใจ S2 คือ คาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจออก ซึ่งมีสนามพลัง  $F$  ไม่เพียงพอ ไม่สามารถวัดออกมาได้

แบบจำลองสสาร-สนามที่อยู่ทางขวามือของลูกศรหนาคือสภาพหลังการแก้ไข โดยใช้คำตอบมาตรฐานข้อ 4 ซึ่งแสดงให้เห็นว่า หลังการแก้ไข เมื่อป้อนแสงอินฟราเรด  $F1$  ซึ่งเป็นสนามพลังที่ใส่เข้าไป จะได้  $F2$  เป็นแสงอินฟราเรดเอาต์พุตออกมาซึ่งเป็นสนามพลังที่สามารถวัดได้

**ไอดี 1** ตามรูปที่ 4.9 S1 คือการหายใจ, S2 คือ คาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจออก ซึ่งมีสนามพลัง  $F$  ไม่เพียงพอ ไม่สามารถวัดออกมาได้ จึงได้  $F$  เป็นเส้นปะในแบบจำลองสสาร-สนามที่ไม่สมบูรณ์ทางซ้ายมือ ภายหลังการแก้ไขตามคำตอบมาตรฐานข้อ (4) แล้ว จะได้แบบจำลองสสาร-สนามที่สมบูรณ์ทางขวามือ  $F1$  คือแสงอินฟราเรดที่ใส่เข้าไป  $F2$  เป็นแสงอินฟราเรดที่ผ่านออกมาซึ่งเป็นสนามพลังที่สามารถวัดได้ ทำให้ทราบปริมาณแสงอินฟราเรดที่ถูกดูดกลืนโดยก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจออก จะทำให้สามารถคำนวณค่าความเข้มข้นของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจออกที่เปลี่ยนไปตามจังหวะการหายใจดังรูปที่

4.10



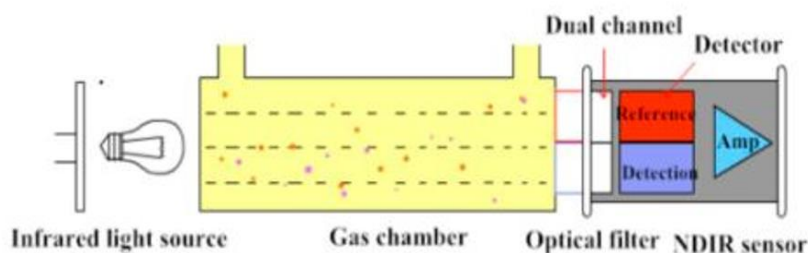
รูปที่ 4.10 การทำงานของ NDIR End Tidal CO<sub>2</sub> Gas Sensor แบบ Single beam

ที่มา : Wuhan Cubic Optoelectronics Co., Ltd

- 3) ใช้ตัวดำเนินการ MAR เสริมแต่งไอเดียที่ได้โดยการปรับปรุงฟังก์ชันที่เป็นประโยชน์ และ/หรือจัดฟังก์ชันที่เป็นอันตราย

**ปัญหา** ใส่หลอดที่มีกระแสไหลผ่านจะร้อน ทำให้อะตอมของใส่หลอดหลุดลอย ออกมาเป็นไอโลหะไปจับที่ผิวในของกรอบแก้ว เมื่อเวลาผ่านไป ไอโลหะเหล่านี้จะ เกาะเป็นชั้นที่หนาขึ้น บดบังแสงอินฟราเรดที่ออกจากหลอดใส่ ทำให้แสงอินฟราเรด ไปถึง Thermal Detector น้อยลง ผลที่ตามมาคือ ค่าความเข้มข้นของก๊าซ คาร์บอนไดออกไซด์ที่วัดได้จะแสดงค่าสูงกว่าความเป็นจริง จึงทำให้ต้องมีการสอบ เทียบด้วยก๊าซคาร์บอน ไดออกไซด์มาตรฐานที่รู้ค่าความเข้มข้นอยู่บ่อยครั้ง (BAPL., 2011)

ใช้ตัวดำเนินการ MAR มาพิจารณาปรับปรุงแก้ไข โดยเพิ่ม (Add) สนามพลัง ไอเดีย 2 เพิ่ม (Add) แสงอินฟราเรดขึ้นมาอีก 1 ลำแสงโดยมีตัวตรวจจับความร้อนแยก ต่างหากและให้แสงอินฟราเรดอยู่ในช่วงความยาวคลื่นที่ไม่ถูกดูดกลืนโดยก๊าซ คาร์บอน ไดออกไซด์เพื่อใช้เป็นค่าอ้างอิง (Shah et al., 2016) ดังรูปที่ 4.11



รูปที่ 4.11 การทำงานของ NDIR End Tidal CO<sub>2</sub> Gas Sensor แบบ Dual beam

ที่มา : Wuhan Cubic Optoelectronics Co., Ltd

ในทางปฏิบัติ ในการวัดค่าความเข้มข้นของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์จะใช้แสงอินฟราเรดที่มีความยาวคลื่นเท่ากับ  $4.2 \mu\text{m}$  ส่วนแสงอินฟราเรดที่ใช้ในช่องเปรียบเทียบจะมีความยาวคลื่นเท่ากับ  $4.0 \mu\text{m}$  ซึ่งจะไม่ถูกดูดกลืนโดยก๊าซใดๆ

จากการทดสอบความถูกต้องของโมเดลด้วย NDIR End Tidal  $\text{CO}_2$  Capnography ดังกล่าวข้างต้น พบว่าโมเดล MDIG สามารถสร้างสรรค์ความคิดได้ตรงได้ผลตรงตามที่ถูกนำมาใช้งานจริง คือ มีการแก้ปัญหาความยุ่งยากในการสอบเทียบบ่อยครั้ง โดยมีการออกแบบ NDIR  $\text{CO}_2$  Gas Sensor เป็น Dual beam โดยการเพิ่มชุด Thermal detector พร้อมฟิลเตอร์และวงจรขยายสัญญาณอีกชุดหนึ่ง ทำหน้าที่เป็นสัญญาณอ้างอิงโดยที่ฟิลเตอร์จะกรองเฉพาะความยาวคลื่นของแสงอินฟราเรดที่ไม่ถูกดูดกลืนด้วยก๊าซใดๆใน Gas chamber ทำให้สามารถวัดปริมาณแสงที่ลดน้อยลงอันเนื่องจากหลอดไส้เสื่อมสภาพได้ สัญญาณอ้างอิงนี้จะถูกนำไปใช้ปรับเทียบสัญญาณหลักที่วัดได้จากช่องตรวจวัดก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ ทำให้ไม่มีความจำเป็นที่จะต้องมีการสอบเทียบด้วยก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์มาตรฐานที่รู้ค่าความเข้มข้นอยู่บ่อยครั้ง (Wong, J., & Tse, C., 2012)

#### 4.4 การประยุกต์ใช้งานโมเดล MDIG ในการพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา

##### 4.4.1 การวัดเสียงหายใจโดยใช้ไมโครโฟน

การวัดเสียงหายใจโดยใช้ไมโครโฟนเป็นอีกแนวทางหนึ่งที่น่าสนใจ ผู้วิจัยจึงได้ทำการศึกษาค้นคว้าดังรายละเอียดดังที่เขียนไว้ในบทที่ 2 เรื่องการทบทวนวรรณกรรม พบว่า การวัดเสียงหายใจจากรูจมูกและ/หรือปากโดยใช้ไมโครโฟนนั้นมีปัญหาเสียงรบกวน จึงไม่มีการพัฒนาออกมาใช้งาน (H. Pasterkamp et al., 1997) ผู้วิจัยจึงได้ทดลองประยุกต์ใช้งานโมเดล MDIG ในการพัฒนาต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยการวัดเสียงหายใจด้วยไมโครโฟนตามขั้นตอนที่ระบุในหัวข้อที่ 4.2.4 โดยจะอธิบายควบคู่ไปกับการเขียนโมเดล MDIG ในแต่ละขั้นตอนเพื่อให้เกิดความเข้าใจได้โดยง่ายและผู้อื่นสามารถนำโมเดล MDIG ไปใช้งานอื่นๆที่ไม่ใช่การวัดอัตราการหายใจได้ดังนี้

- 1) วิเคราะห์ระบบสรีรวิทยาที่ต้องการตรวจวินิจฉัยว่าค่าพารามิเตอร์ที่ต้องการวัดสามารถวัดโดยตรงได้หรือไม่ ถ้าไม่ได้ การเปลี่ยนแปลงของค่าพารามิเตอร์ที่ต้องการวัดนั้นมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของค่าพารามิเตอร์ของสสารและ/หรือสนามในระบบหรือในสิ่งแวดล้อมอย่างไรบ้าง
- วิเคราะห์ อัตราการหายใจไม่สามารถวัดโดยตรงได้ ต้องวัดทางอ้อมโดยวัดจากการเปลี่ยนแปลงของค่าพารามิเตอร์ของสสารและ/หรือสนามในระบบหรือในสิ่งแวดล้อม

ซึ่งเป็นผลเนื่องมาจากการเปลี่ยนแปลงของการหายใจที่ต้องการวัด การวัดอัตราการหายใจสามารถแบ่งออกเป็น 3 ประเภทตามการเปลี่ยนแปลงของปริมาณทางฟิสิกส์และเคมีที่เกี่ยวข้องกับลมหายใจเข้าออก ปริมาณก๊าซออกซิเจนในกระแสเลือด และการขยับขึ้นลงของทรวงอกและช่องท้อง (Folke M., 2003) ในที่นี้ต้องการวัดเสียงหายใจ จึงเลือกวิธีการเคลื่อนที่ของอากาศที่อยู่ปลายจมูกซึ่งอยู่ในสิ่งแวดล้อมภายนอกร่างกายที่เปลี่ยนแปลงไปตามจังหวะการหายใจ (Forgacs, 1971) ดังรูปที่ 4.12



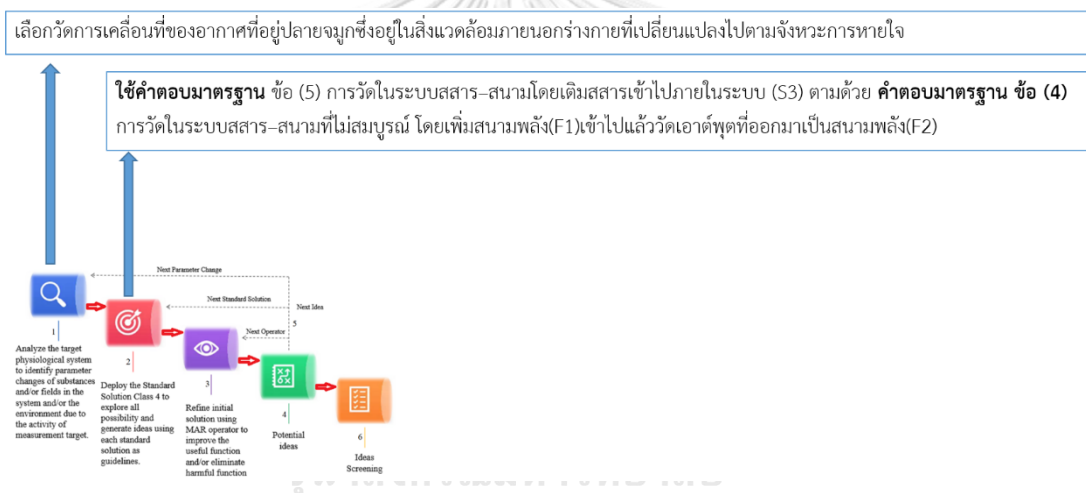
รูปที่ 4.12 ขั้นตอนการใช้งาน โมเดล MDIG ขั้นตอนที่ 1 การเลือกพารามิเตอร์ที่จะวัด

2) ไปค้นคำตอบมาตรฐานคลาสที่ 4 (การตรวจจับและการวัด) ซึ่งมีทั้งหมด 17 ข้อตั้งรายละเอียดในภาคผนวก ค ซึ่งได้มาจากวิธีการค้นคว้าสิทธิบัตร (G. Altshuller, 1985) เพื่อใช้เป็นแนวทางในการสร้างสรรค์ความคิด โดยพบว่าคำตอบมาตรฐานที่มีความเป็นไปได้ คือ ข้อ 4 และ ข้อ 5 โดยมีรายละเอียดดังนี้คือ

คำตอบมาตรฐาน ข้อ (4) ซึ่งระบุไว้ว่า กรณีที่การวัดในระบบสสาร-สนามที่ไม่สมบูรณ์ทำได้ยาก เราสามารถแก้ปัญหาได้ด้วยการสร้างระบบสสาร-สนามให้สมบูรณ์เป็นแบบทั่วไปหรือแบบเชิงซ้อน โดยเพิ่มสนามพลังเข้าไปแล้ววัดเอาต์พุตที่ออกมาเป็นสนามพลัง

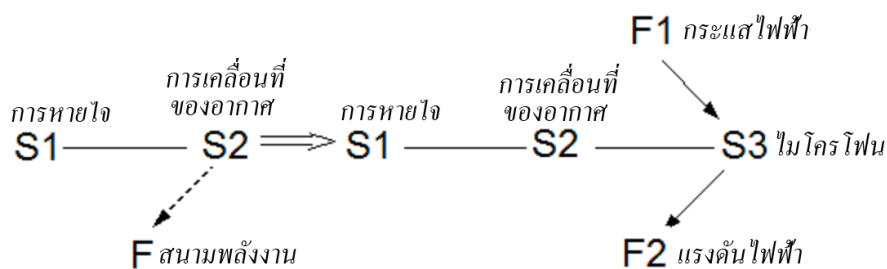
คำตอบมาตรฐาน ข้อ (5) ซึ่งระบุไว้ว่า กรณีที่ระบบหรือองค์ประกอบของระบบทำการตรวจจับหรือวัดได้ยาก เราสามารถแก้ปัญหานี้ได้ด้วยการเติมสสารที่ตรวจจับได้ง่ายเข้าไปภายในหรือภายนอกระบบ

เหตุผลที่เลือกคำตอบมาตรฐาน 2 ข้อนี้ เนื่องจากสังเกตเห็นว่า การเคลื่อนที่ของอากาศที่อยู่ปลายจมูกซึ่งอยู่ในสิ่งแวดล้อมภายนอก ร่างกายไม่สามารถวัดได้โดยลำพังตัวเอง เนื่องจากการเคลื่อนที่ของอากาศคือเสียง จากคำตอบมาตรฐานข้อ 5 จึงได้ไอเดียว่าให้ใส่ไมโครโฟนเข้าไปในระบบเพื่อแปลงสัญญาณเสียงจากการหายใจให้เป็นการเปลี่ยนแปลงของค่ารีแอกแตนซ์ของตัวเก็บประจุในไมโครโฟน แต่เนื่องจากการเปลี่ยนแปลงของค่ารีแอกแตนซ์ของตัวเก็บประจุในไมโครโฟนไม่สามารถวัดได้โดยลำพังตัวเอง จึงใช้ร่วมกับคำตอบมาตรฐานข้อ (4) โดยป้อนกระแสไฟฟ้าซึ่งเป็นสนามพลังเข้าไปเพื่อให้สามารถวัดการเปลี่ยนแปลงของค่ารีแอกแตนซ์ของตัวเก็บประจุอันเนื่องมาจากการเปลี่ยนแปลงของเสียงหายใจ โดยวัดออกมาเป็นแรงดันไฟฟ้าที่ตกคร่อมค่ารีแอกแตนซ์ของตัวเก็บประจุดังรูปที่ 4.13



รูปที่ 4.13 ขั้นตอนการใช้งาน โมเดล MDIG ขั้นตอนที่ 2 การเลือกใช้คำตอบมาตรฐาน

เราสามารถเขียนแบบจำลองสสาร-สนามก่อนและหลังการแก้ไขตามเส้นแสดงความสัมพันธ์ระหว่างองค์ประกอบในแบบจำลองในตารางที่ 2.6 จะได้แบบจำลองสสาร-สนามก่อนและหลังการแก้ไขได้ดังรูปที่ 4.14

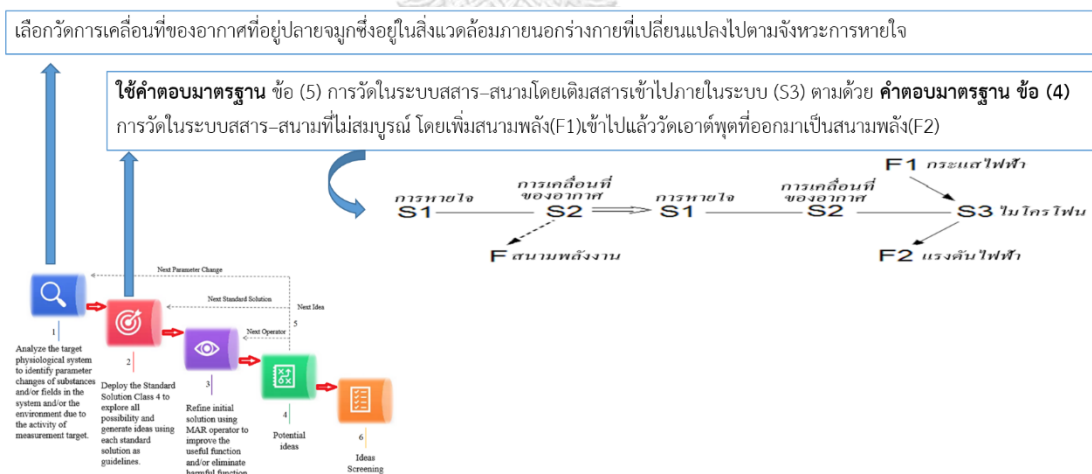


รูปที่ 4.14 แบบจำลองสสาร-สนามก่อนและหลังการแก้ไข

แบบจำลองสสาร-สนามที่อยู่ทางซ้ายมือของลูกศรหน้าคือสภาพปัญหาก่อนการแก้ไข ซึ่งแสดงให้เห็นว่า ก่อนการแก้ไข S1 คือ การหายใจ S2 คือ การเคลื่อนที่ของอากาศ ซึ่งมีสนามพลัง F ไม่เพียงพอ ไม่สามารถวัดออกมาได้

แบบจำลองสสาร-สนามที่อยู่ทางขวามือของลูกศรหน้าคือสภาพหลังการแก้ไขโดยใช้คำตอบมาตรฐานข้อ 4 และ 5 ซึ่งแสดงให้เห็นว่า หลังการแก้ไข S3 คือ คาร์บอนไดออกไซด์ของตัวเก็บประจุในไมโครโฟน F1 คือกระแสไฟฟ้าซึ่งเป็นสนามพลังที่ใส่เข้าไป F2 เป็นแรงดันไฟฟ้าเอาต์พุตที่ออกมาซึ่งเป็นสนามพลังที่สามารถวัดได้

**ไอเดีย 1** ในกรณีนี้ S1 คือ การหายใจ, S2 คือ การเคลื่อนที่ของอากาศ ซึ่งมีสนามพลัง F ไม่เพียงพอ ไม่สามารถวัดออกมาได้ จึงได้ F เป็นเส้นปะในแบบจำลองสสาร-สนามที่ไม่สมบูรณ์ทางซ้ายมือ ภายหลังจากแก้ไขตามคำตอบมาตรฐานข้อ (5) และคำตอบมาตรฐานข้อ (4) แล้ว จะได้แบบจำลองสสาร-สนามที่สมบูรณ์ทางขวามือ โดยที่ S3 คือ คาร์บอนไดออกไซด์ของตัวเก็บประจุในไมโครโฟน F1 คือกระแสไฟฟ้าซึ่งเป็นสนามพลังที่ใส่เข้าไป F2 เป็นแรงดันไฟฟ้าเอาต์พุตที่ออกมาซึ่งเป็นสนามพลังที่สามารถวัดได้ และจะมีค่าแปรผันตามระดับการเปลี่ยนแปลงของเสียงหายใจ ตามรูปที่ 4.15



รูปที่ 4.15 ขั้นตอนการใช้งาน โมเดล MDIG ขั้นตอนที่ 2 การสร้างสรรค์ไอเดียจากคำตอบมาตรฐาน

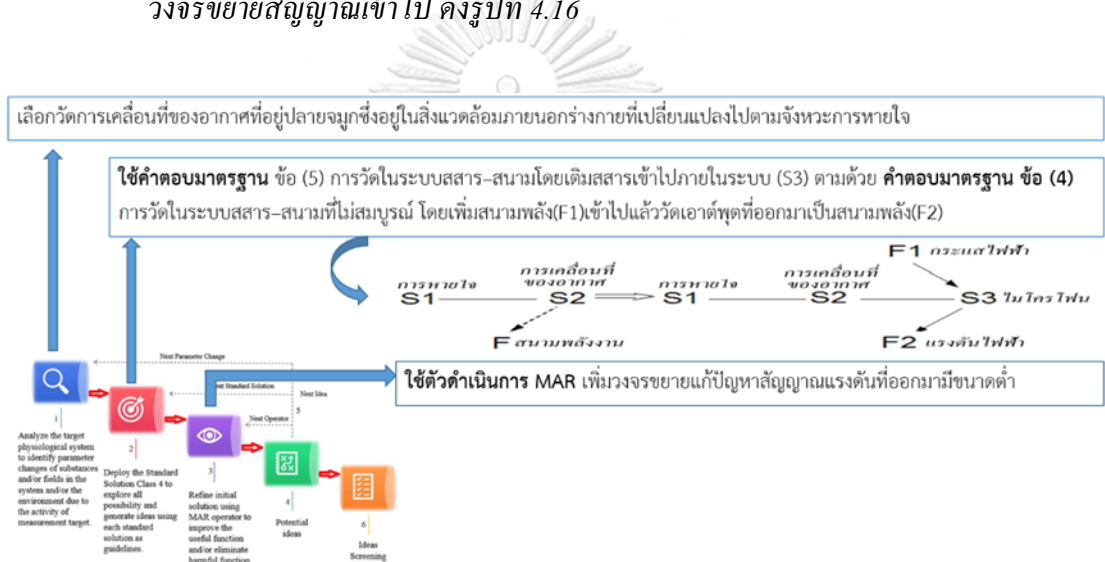
- เลือกใช้ตัวดำเนินการ MAR ตามตารางที่ 4.1 เพื่อเสริมแต่งไอเดียที่ได้โดยการปรับปรุงฟังก์ชันที่เป็นประโยชน์และ/หรือขจัดฟังก์ชันที่เป็นอันตราย

**ปัญหา** สัญญาณแรงดันที่ออกมาจากไมโครโฟนมีขนาดต่ำ จึงจำเป็นต้องปรับปรุง สัญญาณแรงดันที่ออกมาจากไมโครโฟนซึ่งเป็นฟังก์ชันที่เป็นประโยชน์ให้มีขนาดแรงขึ้น

เลือกใช้ตัวดำเนินการ MAR ในการสร้างสรรค์ไอเดีย ตามวิธีการในหัวข้อ 4.2.3.2

พบว่า การเพิ่ม (Add) สสารเข้าไปในระบบเป็นคำตอบที่เหมาะสม

**ไอเดีย 2** จากการทดลอง พบว่า สัญญาณแรงดันที่ออกมา มีขนาดต่ำ สัญญาณแรงดันเป็นฟังก์ชันที่เป็นประโยชน์ จึงต้องใช้ตัวดำเนินการ MAR ปรับปรุงฟังก์ชันที่เป็นประโยชน์ คือ ปรับปรุงแรงดันให้มีขนาดสูงขึ้น ในที่นี้เลือกใช้วิธีเพิ่ม (Add) วงจรขยายสัญญาณเข้าไป ดังรูปที่ 4.16



รูปที่ 4.16 ขั้นตอนการใช้งาน โมเดล MDIG ขั้นตอนที่ 3 การเลือกใช้ตัวดำเนินการ MAR ในการสร้างสรรค์ไอเดีย

4) การวนลูป หากยังพบปัญหา ให้ดำเนินการต่อโดยการวนลูปเปลี่ยนตัวดำเนินการ MAR หรือ เปลี่ยนคำตอบมาตรฐานที่ใช้เป็นแนวทางในการสร้างสรรค์ไอเดีย

**ปัญหา** สัญญาณแรงดันที่ออกมา มีสัญญาณรบกวนจากสภาพแวดล้อมปะปนอยู่มาก  
เลือกใช้ตัวดำเนินการ MAR ในการสร้างสรรค์ไอเดีย ตามวิธีการในหัวข้อ 4.2.3.2  
พบว่า การเพิ่ม (Add) สสารเข้าไปในระบบเป็นคำตอบที่เหมาะสม

**ไอเดีย 3** จากการทดลอง พบอีกว่าสัญญาณแรงดันที่ออกมา มีสัญญาณรบกวนจากสภาพแวดล้อมปะปนอยู่มาก สัญญาณรบกวนนี้ถือว่าเป็นฟังก์ชันที่เป็นอันตราย จึง



ต้องใช้ตัวดำเนินการ MAR ขจัดฟังก์ชันที่เป็นอันตราย คือขจัดสัญญาณรบกวนออกไป  
ในที่นี้เลือกใช้วิธีเพิ่ม (Add) วงจรกรองสัญญาณเข้าไป

- 5) การรวมรูป หากยังพบปัญหา ให้ดำเนินการต่อโดยการรวมรูปเปลี่ยนตัวดำเนินการ MAR หรือ เปลี่ยนค่าตอบมาตรฐานที่ใช้เป็นแนวทางในการสร้างสรรค์ไอเดีย  
ปัญหา เนื่องจากไอเดียที่ได้ยังขาดความแปลกใหม่ และไม่โครโฟนไม่สามารถวางห่าง  
ออกไปเป็นระยะไกลจากรวมรูปได้ จึงดำเนินการต่อโดยการรวมรูปใช้ค่าตอบมาตรฐาน  
อื่นเป็นแนวทาง

เลือกใช้ค่าตอบมาตรฐาน ข้อ (8) ซึ่งระบุไว้ว่า ประสิทธิภาพของการตรวจจับและการ  
วัดในระบบสาร-สนามสามารถปรับปรุงให้ดีขึ้น ได้ด้วยการใช้ผลและปรากฏการณ์  
ทางฟิสิกส์ (Effects)

การใช้ผลและปรากฏการณ์ทางฟิสิกส์ (Effects) ในการแก้ปัญหาที่มีรายละเอียดกล่าวไว้  
ในหัวข้อที่ 2.2.4 เมื่อลองไปค้นฐานข้อมูล Effects ของ TRIZ โดยเลือกฟังก์ชันที่  
เกี่ยวกับการเคลื่อนที่ของก๊าซหรืออากาศ จะได้วิธีการต่างๆ (Effects) ที่จะใช้เป็น  
แนวทางในการสร้างสรรค์ไอเดียมากถึง 135 วิธี ดังรูปที่ 4.17

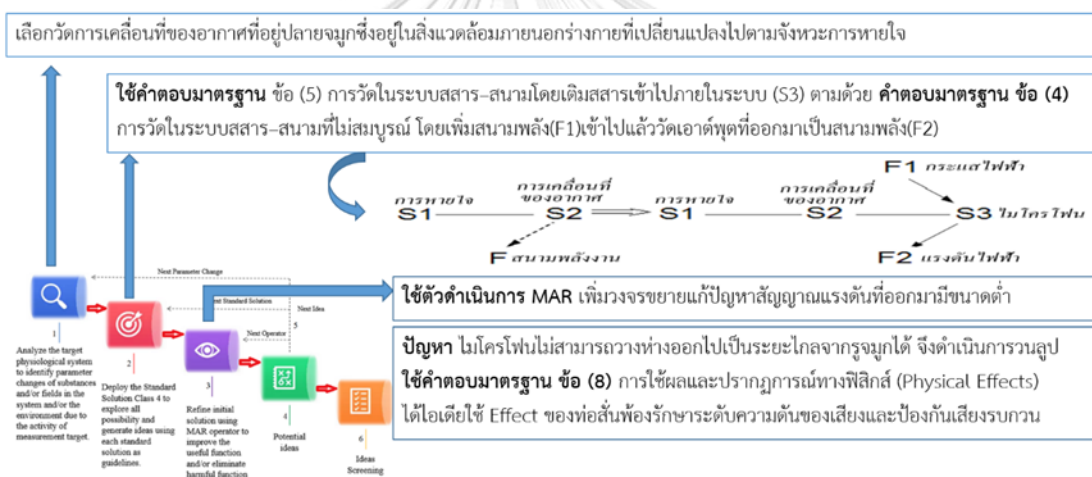
Effects Database			Home	About	Help	OXFORD CREATIVITY	
135 SUGGESTIONS FOR MOVE GAS							
Absorption (physical)	Convection	Electrostatics	Ion Wind	Pulse Jet	Surface Acoustic Wave		
Adsorption	Converse Piezoelectric	Electrowetting	Ionisation	Pulsar Pump	Syphon		
Advection	Effect	Entrainment	Jet	Pump	Temperature Gradient		
Aeolipile	Coriolis Force	Entropic Explosion	Kármán Vortex Street	Ranque-Hilsch Effect	Tesla Turbine		
Aeration	Corona Discharge	Evaporation	Kelvin-Helmholtz	Rayleigh-Bénard	Thermal Contraction		
Aeroelastic Flutter	Couette Flow	Explosion	Instability	Convection	Thermal Expansion		
Aerofoil	Darwin Drift	Fan	Linear Motor	Rayleigh-Taylor	Thermosyphon		
Angular Momentum	De Laval Nozzle	Ferromagnetism	Magnetism	Instability	Trompe		
Conservation	Deposition (physical)	Fin	Magnetohydrodynamic	Reaction (physics)	Turbine		
Archimedes' Principle	Depressurisation	Flow Separation	Effect	Resonance	Turbulator		
(Buoyancy)	Diffusion	Fluid Spray	Mechanical Force	Reverse Diffusion	Turbulence		
Bernoulli Effect	Displacement	Flutter	Microfluidic Pump	Richtmyer-Meshkov	Two-Phase Flow		
Boundary Layer	Effusion	Foil (fluid mechanics)	Misznay-Schardin Effect	Instability	Vacuum		
Brownian Motion	Ekman layer	Force	Mixed Convection	Rocket	Vapour Pressure		
Brownian Motor	Electret	Forced Convection	Moment of Inertia	Screw	Venturi Effect		
Bubble	Electric Field	Free Convection	Nuclear Fission	Shock Wave	Vibrating String		
Capillary Condensation	Electro-Osmosis	Gas Compressor	Optical Tweezers	Solvation	Vibration		
Capillary Evaporation	Electroactive Polymer	Gravitation	Pascal's Law	Sorption	Voltaic Compressor		

รูปที่ 4.17 การใช้ปรากฏการณ์ทางวิทยาศาสตร์ (Effects) ในการแก้ปัญหาการเคลื่อนที่ของอากาศ  
ที่มา : <http://wbam2244.dns-systems.net/EDB/index.php>

การเลือกใช้ Effects จากฐานข้อมูล Effects ที่เกี่ยวข้องกับเคลื่อนที่ของอากาศ  
พบว่า Resonance Effects มีความเหมาะสมที่จะนำมาพิจารณา เนื่องจากเสียงหายใจ

เป็นการเคลื่อนที่ของอากาศ หากสามารถทำให้อากาศเกิดการสั่นพ้อง (Resonance) ขึ้นได้ ย่อมทำให้อากาศที่ความดันเพิ่มมากขึ้น สามารถเคลื่อนที่ไปได้ไกลขึ้น

**ข้อ 4** เนื่องจากเสียงหายใจเป็นการเคลื่อนที่ของอากาศ ดังนั้นจึงพยายามหาปรากฏการณ์ทางฟิสิกส์ (Physical Effects) ที่เกี่ยวข้องกับเสียงหรือการเคลื่อนที่ของอากาศ พบว่าเสียงเป็นคลื่นจร เมื่อคลื่นจรเดินทางผ่านเข้าไปในท่อ จะเกิดปรากฏการณ์ที่เรียกว่าการสั่นพ้อง(Resonance) ขึ้นภายในท่อ ถ้าท่อนั้นมีปลายข้างหนึ่งปิด เสียงหายใจจะสั่นพ้องอยู่ในท่อด้วยความถี่มูลฐานและความถี่ฮาร์มอนิกเลขคี่ ทำให้ระดับสัญญาณของเสียงในท่อไม่ตกมาก สามารถเดินทางไปในท่อได้เป็นระยะไกล และการที่เสียงหายใจเดินทางอยู่ภายในท่อ โอกาสที่จะถูกรบกวนโดยเสียงหรือสัญญาณอื่น ๆ จากสภาพแวดล้อมจึงมีน้อย ดังรูปที่ 4.18



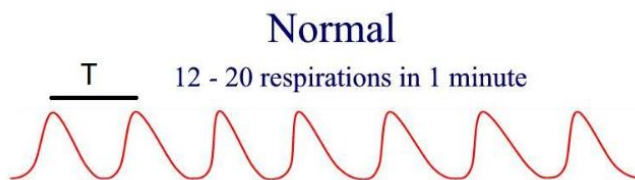
รูปที่ 4.18 ขั้นตอนการใช้งาน โมเดล MDIG ขั้นตอนที่ 2 การสร้างสรรค์ไอเดียจากคำตอบมาตรฐาน

6) การวนลูป หากยังพบปัญหา ให้ดำเนินการต่อโดยการวนลูปเปลี่ยนตัวดำเนินการ MAR หรือ เปลี่ยนคำตอบมาตรฐานที่ใช้เป็นแนวทาง

**ปัญหา** การคำนวณค่าอัตราการหายใจโดยทั่วไปใช้วิธีวัดจำนวนครั้งของการหายใจใน 1 นาที หรือ 30 วินาที ซึ่งอาจใช้เวลานานเกินจำเป็น

**เลือกใช้คำตอบมาตรฐาน ข้อ (3)** ซึ่งระบุไว้ว่า กรณีที่มีปัญหาด้านการวัดหรือการตรวจจับ และไม่สามารถใช้คำตอบมาตรฐานข้อ (1) และข้อ (2) ได้ วิธีการที่เหมาะสมคือลองเปลี่ยนให้เป็นปัญหาที่สามารถพิจารณาความเปลี่ยนแปลงได้โดยการตรวจจับสองครั้งต่อเนื่องกัน

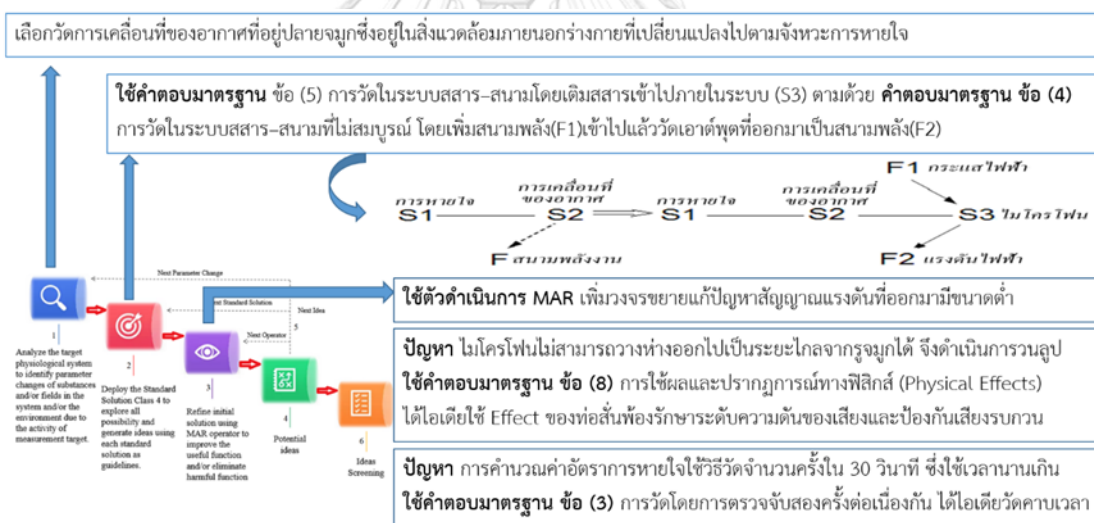
ไอเดีย 5 วัดคาบเวลาของการหายใจ 2 ครั้งติดกัน แล้วคำนวณเป็นอัตราการหายใจอย่างต่อเนื่อง ซึ่งจะทำให้สามารถทราบผลอัตราการหายใจได้อย่างต่อเนื่องในลักษณะ Breath by breath ดังรูปที่ 4.19



รูปที่ 4.19 การคำนวณอัตราการหายใจโดยการวัดคาบเวลาของการหายใจ 2 ครั้งติดกัน

ที่มา : T. Benjaboonyazit, 2018

- 7) จะได้ไอเดียที่มีความเป็นไปได้เพิ่มเติมดังรูปที่ 4.20 จากนั้นจึงดำเนินการคัดกรองไอเดียที่มีความเป็นไปได้และมีความเหมาะสมมาผสมผสานให้เป็นคอนเซ็ปท์



รูปที่ 4.20 ขั้นตอนการใช้งาน โมเดล MDIG ขั้นตอนที่ 4 ไอเดียที่มีความเป็นไปได้

สรุปแนวคิด (Concept) จากไอเดียต่าง ๆ ที่ได้ จึงได้นำมาคัดกรองและสรุปแนวคิดเป็นเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพอง (ไอเดีย 4) ซึ่งติดไมโครโฟนอยู่ที่ปลายท่อเพื่อนำสัญญาณเสียงหายใจจากจมูกและ/ปากไปยังไมโครโฟนเพื่อแปลงเป็นสัญญาณไฟฟ้า (ไอเดีย 1) แล้วนำสัญญาณไฟฟ้าไปเข้าวงจรขยาย (ไอเดีย 2) และวงจรประมวลผลเพื่อคำนวณอัตราการหายใจอย่างต่อเนื่อง (ไอเดีย 5) และวิเคราะห์สภาพการหายใจต่อไป ในที่นี้ จะไม่มีความจำเป็นในการได้

วงจรกรองสัญญาณรบกวน (ไอเดีย 3) เนื่องจากการใช้ท่อสั้นพ้อง (ไอเดีย 4) ช่วยป้องกันไม่ให้สัญญาณรบกวนจากสิ่งแวดล้อมเล็ดลอดเข้ามาได้

ความใหม่ของแนวคิดที่ได้ ผู้วิจัยได้ประยุกต์ใช้โมเดล MDIG ในการพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา ทำให้ได้แนวคิดการพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่ใช้หลักการของท่อสั้นพ้องซึ่งเป็นแนวคิดใหม่ที่ไม่เคยมีมาก่อน นอกจากนี้โมเดล MDIG ยังช่วยให้ได้แนวคิดของการวัดอัตราการหายใจแบบต่อเนื่องโดยคำนวณจากคาบเวลาของการหายใจ 2 ครั้งติดต่อกันอย่างต่อเนื่องซึ่งไม่พบว่ามีการใช้แนวคิดมาก่อนนี้เช่นกัน จากการนำแนวคิดที่ได้นี้ไปพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพ้องนำเสียงหายใจจากปลายจมูกไปยังไมโครโฟนซึ่งสอดคล้องอยู่ที่ปลายท่ออีกด้านหนึ่งดังรายละเอียดในบทที่ 5 พบว่า เสียงหายใจจะเกิดการสั้นพ้องขึ้นภายในท่อ ทำให้สัญญาณตกเพียง 28.8 dB แม้เสียงจะเคลื่อนที่ไปตามท่อเป็นระยะทางไกลถึง 250 ซม. เปรียบเทียบกับการใช้ไมโครโฟนอย่างเดียวโดยไม่มีท่อสั้นพ้อง สัญญาณจะตกมากถึง 52 dB ในระยะทางแค่ 15 ซม.จากปลายจมูก และจากการทดสอบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น (BrRate Monitor) เทียบกับเครื่องติดตามอัตราการหายใจชนิดวัดปริมาณคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจออก (CapnoMeter) ซึ่งเป็นอุปกรณ์มาตรฐานที่ใช้ตามโรงพยาบาล พบว่า BrRate Monitor มีการตอบสนองต่อความเปลี่ยนแปลงได้ไวกว่า CapnoMeter ในลักษณะ Breath by Breath ได้อย่างต่อเนื่อง และมีความแม่นยำสามารถวัดได้ถูกต้องเทียบเท่า CapnoMeter นอกจากนี้ การใช้ท่อสั้นพ้องช่วยป้องกันไม่ให้สัญญาณรบกวนจากสิ่งแวดล้อมเล็ดลอดเข้ามาได้ ทำให้ไม่มีความจำเป็นต้องใช้วงจรกรองสัญญาณ

#### 4.5 สรุปและอภิปรายผล

จากการทดสอบโมเดล MDIG ด้วยเครื่องวัดอัตราการหายใจที่มีขายในท้องตลาด 2 ชนิดคือ Impedance Pneumography และ ETCO<sub>2</sub> Capnography พบว่า สามารถแสดงทิศทางการพัฒนาของเครื่องวัดอัตราการหายใจทั้ง 2 แบบได้ถูกต้อง และได้มีการนำโมเดล MDIG มาสร้างสรรค์ความคิดของการวัดอัตราการหายใจโดยใช้เสียงหายใจ ทำให้ได้ทิศทางและแนวคิดการพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพ้องได้ในเวลาอันสั้น โมเดล MDIG สร้างขึ้นจากการเชื่อมโยงความรู้ทางระบบสรีรวิทยาเข้ากับฐานความรู้ 76 คำตอบมาตรฐานของ TRIZ ซึ่งได้มาจากการค้นคว้าและวิเคราะห์ลัทธิบัตรต่างๆกว่า 2 ล้านฉบับ จนได้คำตอบมาตรฐานและหลักการเชิงประดิษฐ์คิดค้นที่จะนำไปใช้เป็นแนวทางในการสร้างสรรค์ความคิดเพื่อพัฒนาเครื่องมือแพทย์ที่มีลักษณะปัญหาคล้ายกันได้อย่างมีประสิทธิภาพ

## บทที่ 5

### การพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสำน้ำ

ในบทนี้จะได้กล่าวถึงการพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสำน้ำ  
พร้อมที่ได้แนวคิดจากโมเดล MDIG ตามรายละเอียดในหัวข้อที่ 4.4 ในบทที่ 4 ในบทนี้จะได้นำ  
แนวคิดดังกล่าวมาพัฒนาเป็นต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสำน้ำ

#### 5.1 การใช้ไมโครโฟนในการวัดอัตราการหายใจและผลของท่อสำน้ำ

เทคโนโลยีของท่อสำน้ำตามรายละเอียดในหัวข้อที่ 2.1.10 ไม่ใช่เรื่องใหม่ มีใช้กันมา  
นานแล้ว โดยในยุคต้นๆ ถูกนำมาใช้ในเครื่องดนตรีชนิดต่างๆ เมื่อความถี่ของเสียงดนตรีนั้นตรง  
กับความถี่ธรรมชาติของเครื่องดนตรีนั้น จะทำให้เกิดการสำน้ำขึ้น เสียงดนตรีจะถูกขยายให้ดัง  
ขึ้น (Tracianne B. Neilsen and Jessica Morgan., 2011) ต่อมาเริ่มมีการนำมาประยุกต์ใช้ในการฟัง  
เสียงต่างๆ ที่ออกมาจากร่างกายมนุษย์ ซึ่งเรียกว่าสเต็ทโทสโคปหรือหูฟังแพทย์ สเต็ทโทสโคปถูก  
ประดิษฐ์ขึ้นมาครั้งแรกในประเทศฝรั่งเศส เมื่อปี ค.ศ. 1816 โดยผู้ที่คิดค้นและสร้างขึ้นมามีชื่อว่า  
นาย เรเน เลเน็ค เป็นนายแพทย์อยู่ที่ โรงพยาบาล Necker-Enfants Malades ในกรุงปารีส สเต็ท  
โทสโคปที่ประดิษฐ์ขึ้นมาครั้งแรกจะมีลักษณะเป็นท่อไม้ มีรูปร่างคล้ายกับเครื่องดนตรีที่มีชื่อว่าปี  
ซวา ต่อมาได้มีการพัฒนาเป็นสเต็ทโทสโคปเป็นแบบคังเดิมและ แบบอิเล็กทรอนิกส์ดังรายละเอียด  
ในหัวข้อที่ 2.3.3 สเต็ทโทสโคปหรือหูฟังแพทย์นี้ใช้วัดอัตราการหายใจได้โดยการนับจำนวนครั้ง  
ของการหายใจใน 30 วินาที หรือ 1 นาที แต่หลักการทำงานจะแตกต่างไปจากเครื่องติดตามอัตรา  
การหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสำน้ำที่พัฒนาขึ้นซึ่งมีการใช้ไมโครโฟนขยายเสียงหายใจอยู่ที่  
ปลายอีกข้างหนึ่งของท่อสำน้ำแล้วนำสัญญาณที่ได้ไปแปลงให้อยู่ในรูปแบบที่เหมาะสมก่อน  
นำไปประมวลผลและวิเคราะห์หาอัตราการหายใจและสภาพการหายใจต่อไปดังรายละเอียดที่จะ  
กล่าวถึงในบทนี้

จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่า มีงานวิจัยที่ใช้ไมโครโฟนในการวัดอัตราการหายใจอยู่  
ไม่มากนัก เช่น Y. Nam และคณะ (2016) ได้ทำการทดลองใช้ไมโครโฟนในโทรศัพท์มือถือวัดเสียง  
หายใจแล้วนำมาคำนวณค่าอัตราการหายใจบนโทรศัพท์มือถือ ซึ่งพบว่าเสียงรบกวนจาก  
สภาพแวดล้อมมาก ต้องมีอัลกอริทึมในการกรองสัญญาณรบกวนออกไป และสัญญาณเสียงหายใจ  
ที่ได้จะอ่อนลงเมื่อโทรศัพท์มือถืออยู่ห่างจากรูจมูกผู้ใช่มากขึ้น วัดได้ไกลสุดประมาณ 30 ซม. Ren,  
Y และคณะ (2015) ได้ใช้หูฟังและไมโครโฟนที่มากับโทรศัพท์มือถือตรวจจับเสียงหายใจนำมา  
วิเคราะห์ภาวะการหยุดหายใจ งานวิจัยส่วนใหญ่จะเป็นการวัดเสียงหายใจบริเวณหลอดลม  
(Trachea) หรือ ทรวงอก (Chest) โดยใช้เซนเซอร์เสียงวางชิดติดกับผิวหนังบริเวณหลอดลมหรือ

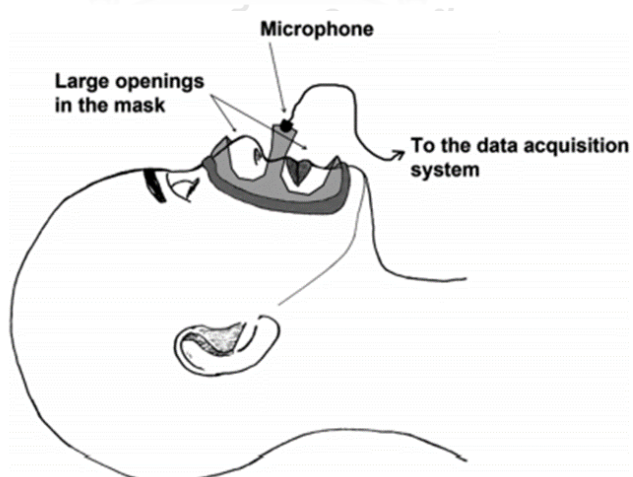
ทรงอกเพื่อตรวจจับเสียงหายใจก่อนนำไปคำนวณหาค่าอัตราการหายใจ (Kulkas et al., 2009. & Mimoz et al., 2012.) ดังเช่นรูปที่ 5.1



รูปที่ 5.1 อัตราการหายใจโดยใช้เซนเซอร์เสียงวางชิดติดกับผิวหนังบริเวณลำคอ

ที่มา : <https://www.masimo.com/technology/ventilation-and-respiration/rra/>

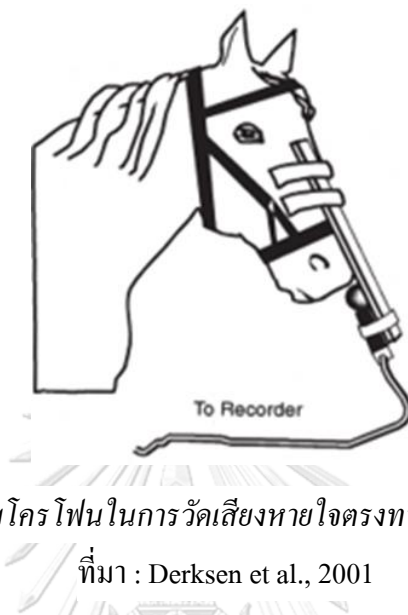
สำหรับการวัดอัตราการหายใจตรงบริเวณรูจมูก (Nostril) พบว่ามีงานวิจัยอยู่ไม่มากนัก เช่น Joseph และคณะ (1983) ใช้ไมโครโฟนติดกับท่อสวน (catheter) ยาว 36 ซม. วัดการหายใจในผู้ป่วยเด็กเพื่อตรวจจับภาวะหยุดหายใจขณะหลับ แต่ไม่ได้มีการวิเคราะห์ผลที่เกิดจากการสั่นพ้องของท่อที่ใช้ Alshaer และคณะ (2010) ศึกษาวิจัยการแยกเฟสระหว่างช่วงหายใจเข้าและหายใจออกโดยใช้ไมโครโฟนวัดเสียงหายใจที่ออกมาจากรูจมูกและปากดังรูปที่ 5.2



รูปที่ 5.2 การใช้ไมโครโฟนวัดเสียงหายใจที่ออกมาจากรูจมูกและปาก

ที่มา : Alshaer et al., 2010

นอกจากนี้ ยังพบว่ามีการใช้ไมโครโฟนในการวัดเสียงหายใจของสัตว์ เช่น ม้า เป็นการวัดโดยใช้ไมโครโฟนจ่อที่รูจมูกโดยตรงดังรูปที่ 5.3 การวัดโดยวิธีนี้จะมีเสียงรบกวนจากภายนอกมาก (Derksen et al., 2001)



รูปที่ 5.3 การใช้ไมโครโฟนในการวัดเสียงหายใจตรงทางออกของรูจมูกในม้า

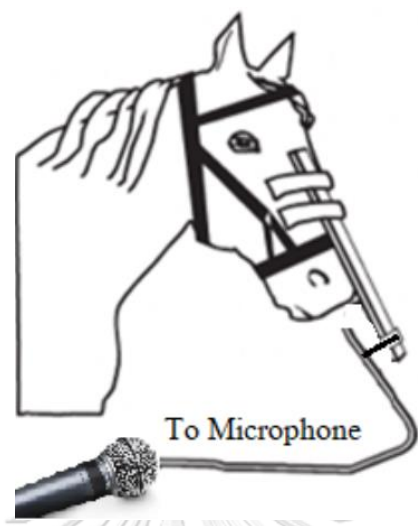
ที่มา : Derksen et al., 2001

#### 5.1.1 การสังเคราะห์นวัตกรรมการใช้หลักการเชิงประดิษฐ์คิดค้น

ในการวัดการหายใจของคนหรือสัตว์โดยใช้ไมโครโฟนจ่อที่รูจมูกหรือปากในหัวข้อที่แล้วนั้น สัญญาณเสียงหายใจจากจมูกหรือปากนั้นเบามาก ทำให้ถูกรบกวนจากเสียงอื่น ๆ ในสิ่งแวดล้อมได้ง่ายโดยง่าย (H. Pasterkamp et al., 1997) การแก้ปัญหาอาจต้องกระทำในห้องเก็บเสียงหรือชิลด์ส่วนของเซนเซอร์ไม่ให้เสียงรบกวนเล็ดลอดเข้าไปได้ แต่ก็ยังมีปัญหาเสียงรบกวนจากร่างกายที่ดูดกลืนเสียงรบกวนจากภายนอกเข้ามา นอกจากนี้ มีความพยายามใช้ไมโครโฟนตัวที่สองเพื่อวัดเสียงรบกวนแล้วนำมาหักล้างเสียงรบกวนในไมโครโฟนตัวแรก แต่ถ้าเป็นเสียงรบกวนที่มีคุณสมบัติทางสถิติเปลี่ยนแปลงตามเวลา (nonstationary signal) เช่น เสียงรบกวนที่เกิดขึ้นชั่วขณะ (transient) จะไม่สามารถหักล้างได้ (Noam Gavriely., 1995)

จากรอบแนวคิดของเครื่องวัดอัตราการหายใจที่จะพัฒนาขึ้นตามหัวข้อที่ 1.6 ที่ต้องการให้ใช้งานได้สะดวก มีราคาถูกลง มีความถูกต้องแม่นยำ และตรวจจับภาวะหยุดหายใจขณะหลับได้ ผู้วิจัยได้ใช้หลักการแก้ปัญหาเชิงประดิษฐ์คิดค้น (40 Inventive Principles, ภาคผนวก ก) มาหาแนวทางแก้ปัญหาเสียงรบกวนจากภายนอก พบว่า สามารถใช้หลักการข้อที่ 13 ทำกลับทาง (Do it in reverse) ได้ โดยที่จากหลักการข้อนี้ ทำให้เกิดไอเดียว่า แทนที่จะเอาไมโครโฟนไปจ่อที่รูจมูกโดยตรงแล้วค่อยลากสายสัญญาณไปที่เครื่องบันทึกเสียงตามรูปที่ 5.3 อาจใช้วิธีรับเสียงหายใจจากบริเวณรูจมูกผ่านท่ออ่อนขนาดเล็กไปยังไมโครโฟนที่ยึดอยู่ปลายท่อโดยเสียงหายใจที่เคลื่อนที่ไป

ในท่อ จะทำให้เกิดการสั่นพ้องขึ้นภายในท่อ วิธีนี้จะทำให้สามารถลากท่อไปได้ไกล ๆ โดยเกิดการลดทอนของสัญญาณน้อยและไม่เกิดสัญญาณรบกวนจากภายนอกเล็ดลอดเข้าไปในท่อดังรูปที่ 5.4



รูปที่ 5.4 การสังเคราะห์นวัตกรรม โดยใช้หลักการทำกลับทาง

ที่มา : คัดแปลงจาก Derksen et al., 2001

แต่ทั้งนี้ ไมโครโฟนที่อยู่ที่ปลายท่อ จะต้องมีการซึบคลื่นไว้เป็นอย่างดี ไม่ให้เสียงรบกวนเข้าไปที่ไมโครโฟนได้ (Noam Gavriely., 1995) ซึ่งสามารถทำได้โดยใช้ไมโครโฟนขนาดเล็กสอดยึดไว้ที่ปลายท่อ ทำให้รับเสียงหายใจได้เต็มที่โดยไม่มีเสียงรบกวน การสังเคราะห์นวัตกรรมโดยใช้หลักการทำกลับทางเช่นนี้จะสอดคล้องกับแนวคิดที่ได้จากโมเดลการสร้างสรรคความคิดในบทที่แล้ว ซึ่งได้มีการกลั่นกรองไอเดียต่าง ๆ ที่ได้แล้วสรุปแนวคิดเป็นเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพ้อง

5.1.2 การเปรียบเทียบผลตอบแทนของไมโครโฟนระหว่างกรณีมีท่อสั้นพ้องกับกรณีไม่มีท่อสั้นพ้อง

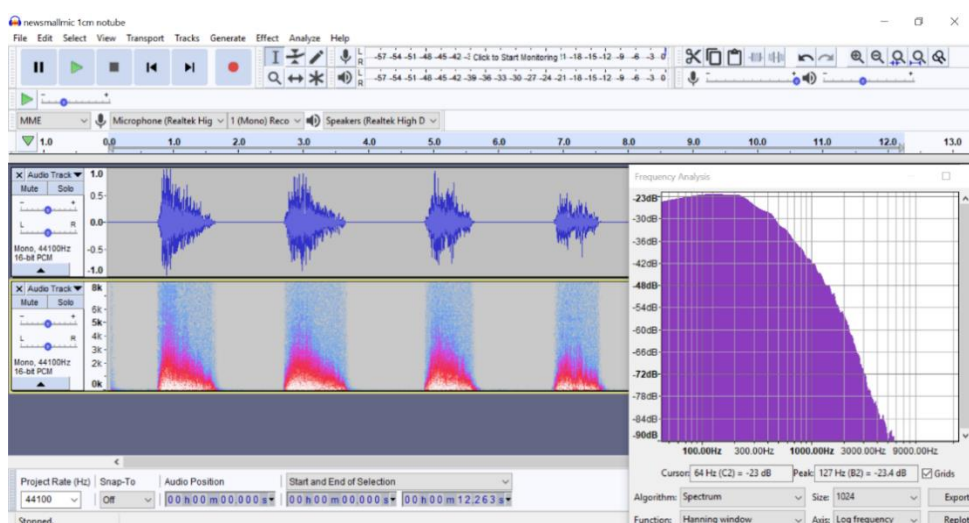
เพื่อประเมินผลของการใช้ท่อสั้นพ้องในการพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา ผู้วิจัยได้ทำการทดลองเปรียบเทียบผลตอบแทนของไมโครโฟนระหว่างกรณีมีท่อสั้นพ้องและไม่มีท่อสั้นพ้อง ดังนี้

1) กรณีไม่มีท่อสั้นพ้อง

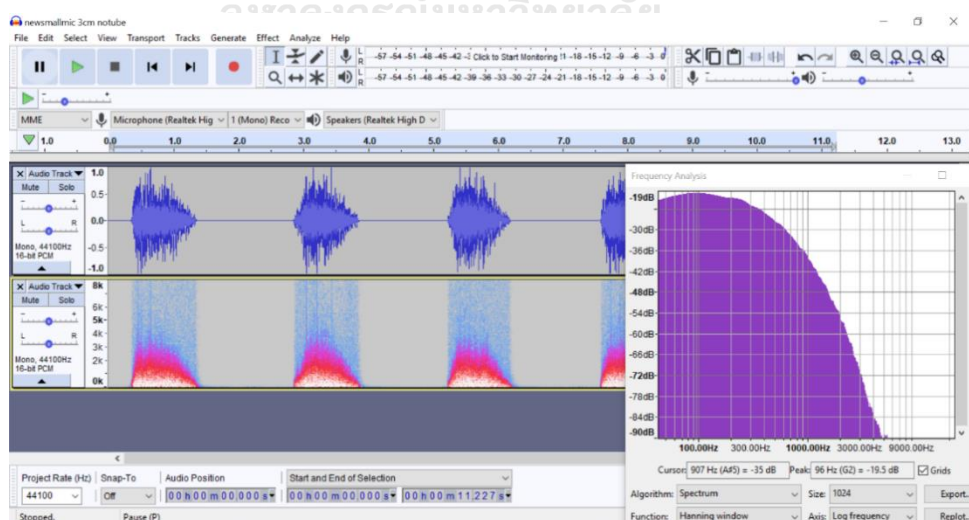
ในการทดลอง ใช้คอนเดนเซอร์ไมโครโฟนชนิด electret ของบริษัท OBO PRO.2 INC. รุ่น OBO-B62SW-3B-012 ตามรายละเอียดในภาคผนวก จ เป็นคอนเดนเซอร์ไมโครโฟนขนาดเล็ก เส้นผ่าศูนย์กลาง 6.0 มม. สูง 2.7 มม. มีค่า Signal to noise Ratio = 58 dB และ มีค่าความไวอยู่ที่ -42



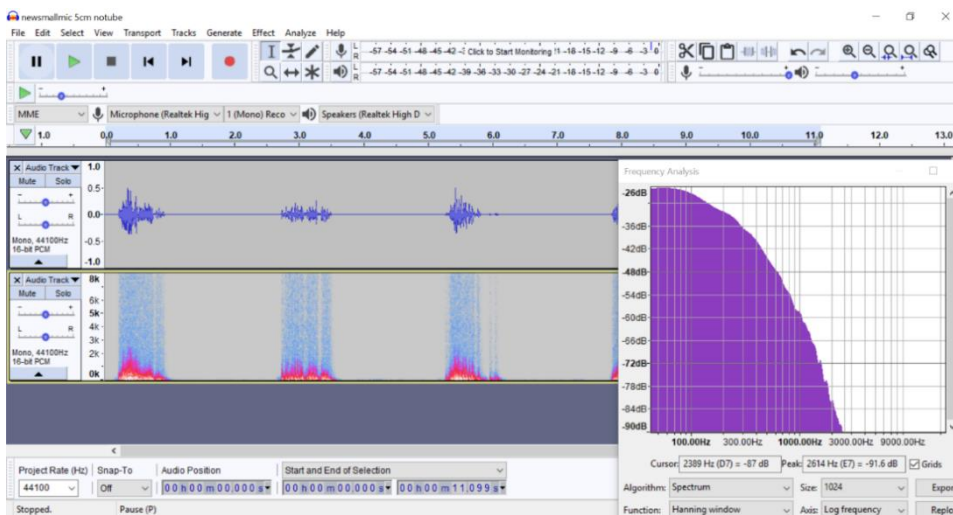
dB หรือ จ่ายแรงดันเอาต์พุตได้ 8 mVต่อความดันเสียง 1 Pa หรือที่ระดับความดันเสียง 94 dB มีช่วงความถี่ใช้งานอยู่ที่ 50 Hz – 10 kHz โดยมีผลตอบสนองเชิงความถี่ค่อนข้าง Flat ดังรูปที่ 2.53 (รายละเอียดตามภาคผนวก จ) นำคอนเดนเซอร์ไมโครโฟนชนิด electret ต่อเข้ากับ Sound card กับคอมพิวเตอร์ เปิดโปรแกรม Audacity บันทึกผลตอบสนองของไมโครโฟนที่ระยะห่างจากรูมูก 1, 3, 5, 10 และ 15 ซม. แล้วทำการหาใจด้วยความแรงปกติเท่า ๆ กันทุกการทดลอง ผลการทดลองได้ผลตอบสนองแสดงเป็นขนาดสัญญาณเสียงในโดเมนเวลา ขนาดในโดเมนความถี่ และ Time-Frequency Spectrogram ดังรูปที่ 5.5, 5.6, 5.7, 5.8 และ 5.9 ตามลำดับ



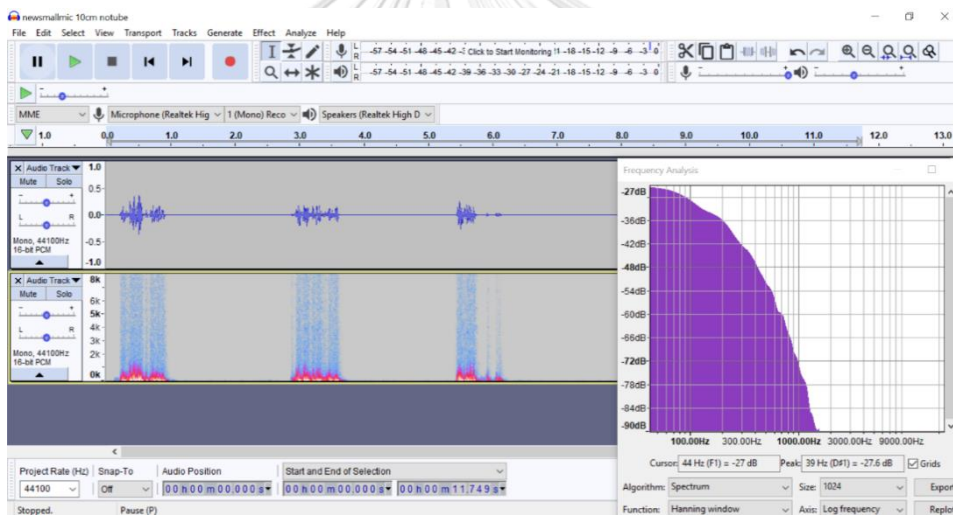
รูปที่ 5.5 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีไม่มีท่อสั้นพ้อง วางห่างจากรูมูก 1 ซม.



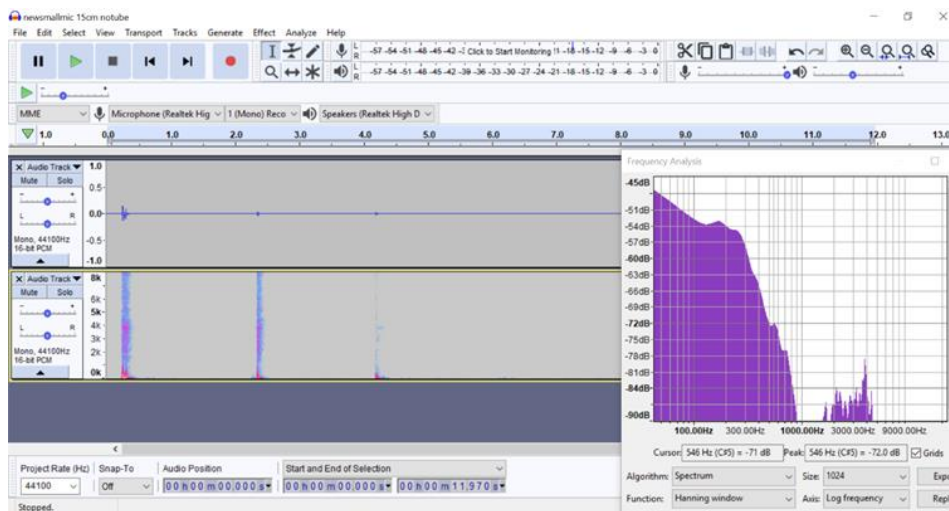
รูปที่ 5.6 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีไม่มีท่อสั้นพ้อง วางห่างจากรูมูก 3 ซม.



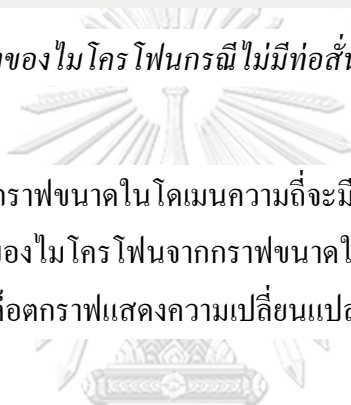
รูปที่ 5.7 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีไม่มีท่อสั้นพ้อง วางห่างจากรวมุก 5 ซม.



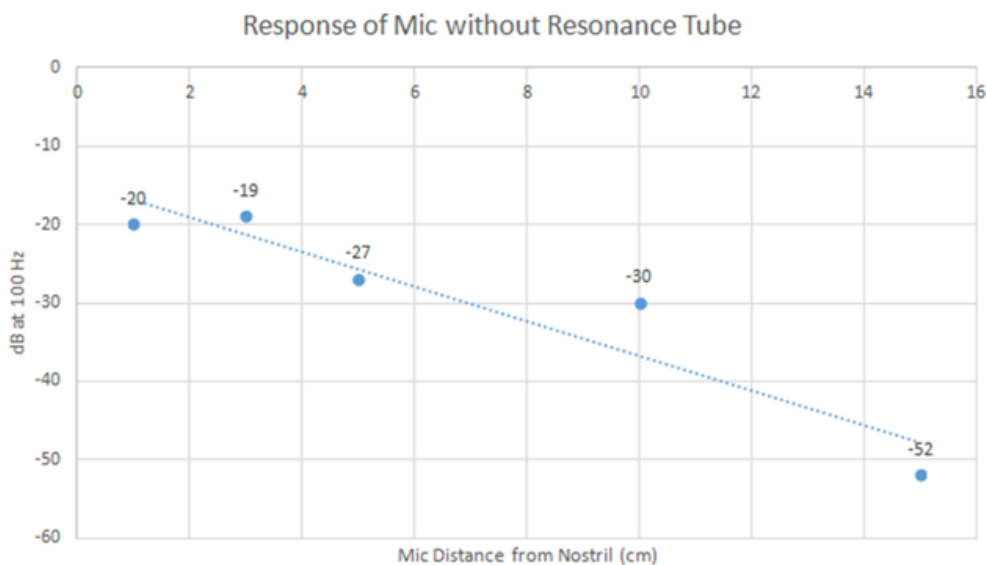
รูปที่ 5.8 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีไม่มีท่อสั้นพ้อง วางห่างจากรวมุก 10 ซม.



รูปที่ 5.9 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีไม่มีท่อสั้นพ้อง วางห่างจากรูจมูก 15 ซม.



จากรูปที่ 5.5 – 5.9 กราฟขนาดในโดเมนความถี่จะมีค่าสูงสุดที่ค่าความถี่ประมาณ 100 Hz จึงได้นำข้อมูลผลตอบสนองของไมโครโฟนจากกราฟขนาดในโดเมนความถี่ โดยเลือกค่าขนาด (dB) ที่ความถี่ 100 Hz มาพล็อตกราฟแสดงความเปลี่ยนแปลงของขนาดตามระยะห่างจากรูจมูกจะได้กราฟดังรูปที่ 5.10

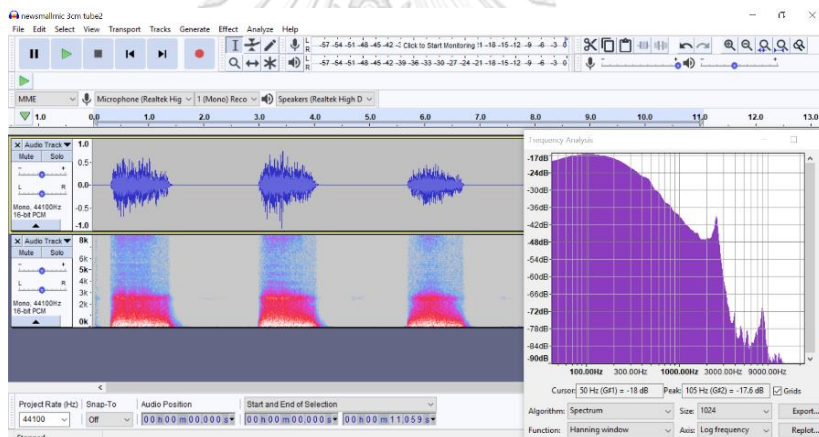


รูปที่ 5.10 ผลตอบสนองของไมโครโฟนที่เปลี่ยนแปลงตามระยะห่างจากรูจมูก

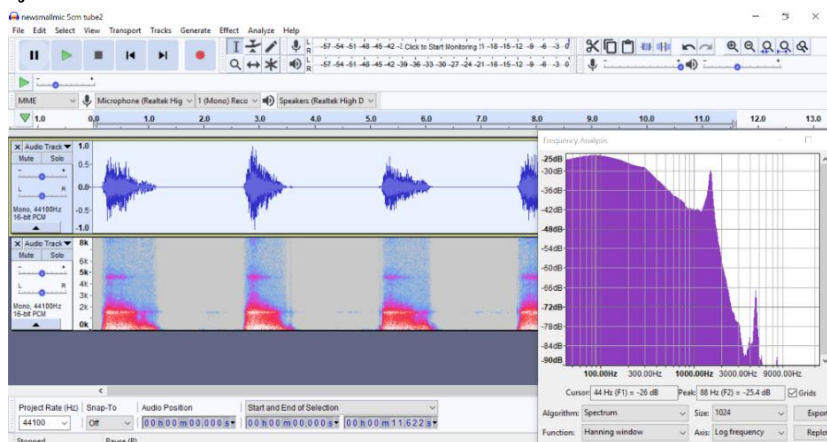
จากรูปที่ 5.10 จะพบว่า ในกรณีไม่มีท่อสั้นพ้องนั้น ผลตอบสนองของไมโครโฟนจะลดลงอย่างรวดเร็ว เมื่อระยะทางมากกว่า 15 ซม. จะมีการตอบสนองน้อยมากจนวัดไม่ได้

## 2) กรณีมีท่อสั้นพ้อง

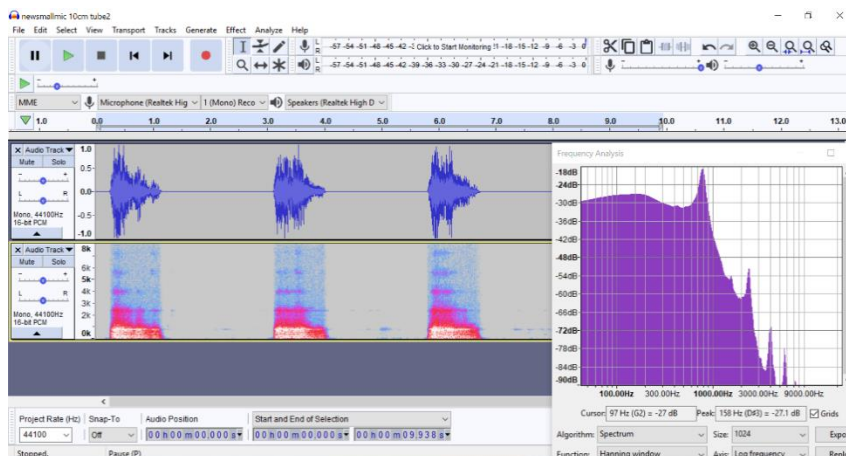
ในการทดลอง ใช้คอนเดนเซอร์ไมโครโฟน(รายละเอียดตามภาคผนวก จ) สอดยึดที่ปลายท่อสั้นพ้องแล้วต่อไมโครโฟนเข้ากับคอมพิวเตอร์ เปิดโปรแกรม Audacity บันทึกผลตอบสนองของไมโครโฟนที่สอดยึดที่ปลายท่อสั้นพ้องโดยปลายเปิดของท่อสั้นพ้องอยู่ห่างจากรูจุก 1 ซม. ขนาดความยาวของท่อเท่ากับ 3, 5, 10, 15, 25, 30, 50, 120 และ 160 ซม.ตามลำดับ ท่อมีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 6 มม. แล้วทำการหายใจด้วยความแรงปกติเท่า ๆ กันทุกการทดลอง ผลการทดลองได้ผลตอบสนองแสดงเป็นขนาดสัญญาณเสียงในโดเมนเวลา ขนาดในโดเมนความถี่ และ Time-Frequency Spectrogram ดังรูปที่ 5.11, 5.12, 5.13, 5.14, 5.15, 5.16, 5.17, 5.18 และ 5.19 ตามลำดับ



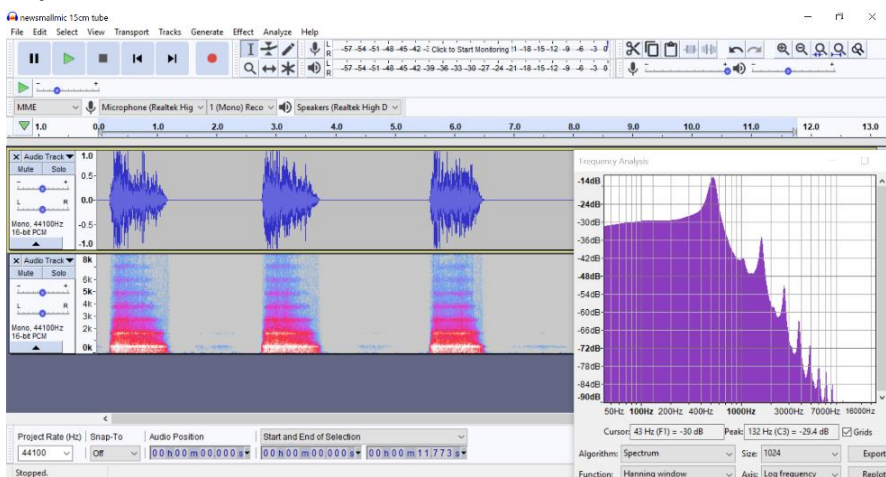
รูปที่ 5.11 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีมีท่อสั้นพ้อง ที่ยาว 3 ซม.



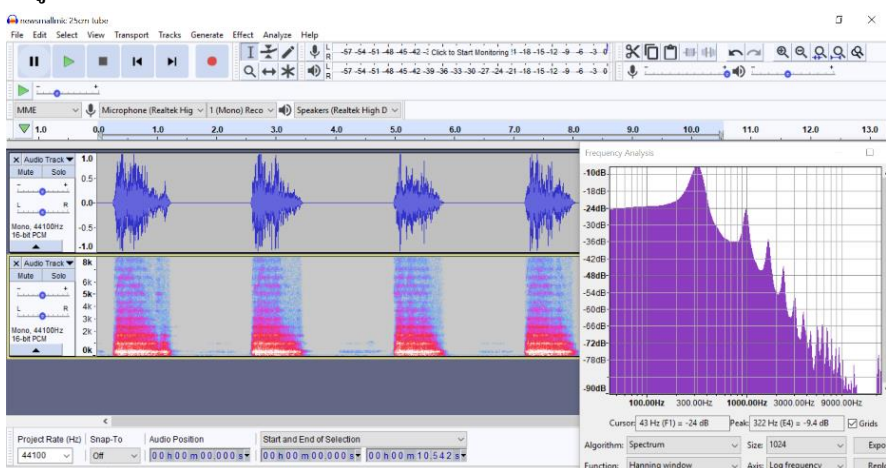
รูปที่ 5.12 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีมีท่อสั้นพ้อง ที่ยาว 5 ซม.



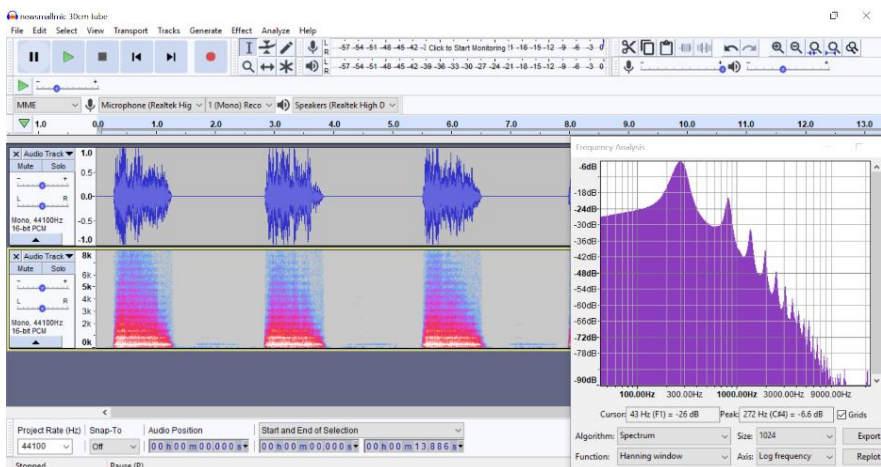
รูปที่ 5.13 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีมีท่อสั้นพ้อง ท่อยาว 10 ซม.



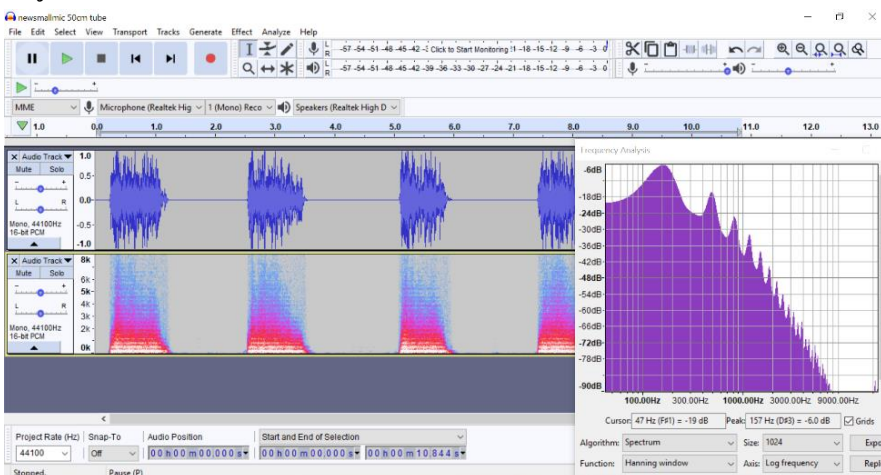
รูปที่ 5.14 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีมีท่อสั้นพ้อง ท่อยาว 15 ซม.



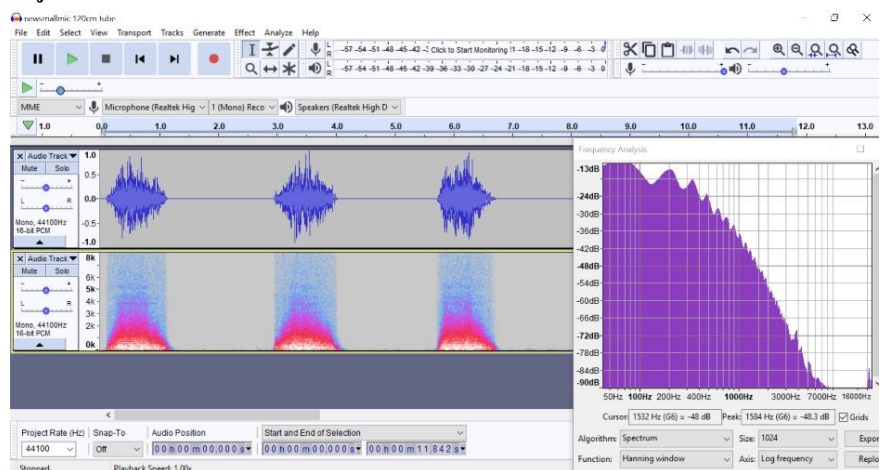
รูปที่ 5.15 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีมีท่อสั้นพ้อง ท่อยาว 25 ซม.



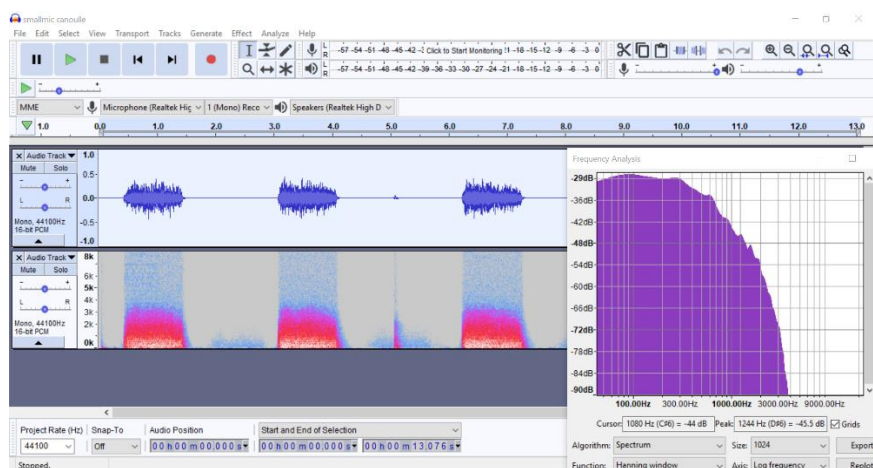
รูปที่ 5.16 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีมีท่อสั้นพ้อง ท่อยาว 30 ซม.



รูปที่ 5.17 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีมีท่อสั้นพ้อง ท่อยาว 50 ซม.

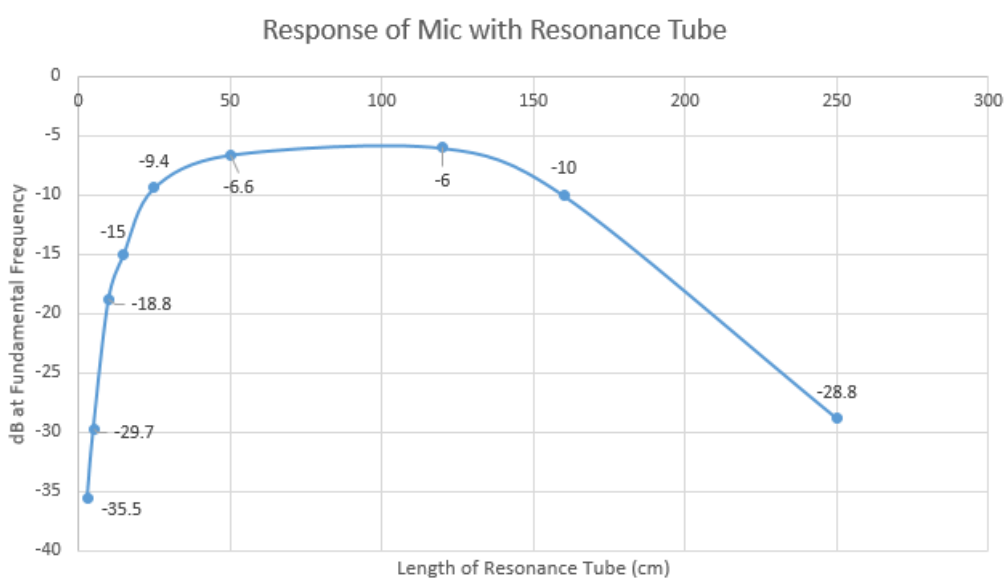


รูปที่ 5.18 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีมีท่อสั้นพ้อง ท่อยาว 120 ซม.



รูปที่ 5.19 ผลตอบสนองของไมโครโฟนกรณีมีท่อสั้นพ้อง ท่อยาว 160 ซม.

จากรูปที่ 5.11 – 5.19 กราฟขนาดในโดเมนความถี่แสดงให้เห็นถึงการเกิดการสั้นพ้อง จึงได้นำข้อมูลผลตอบสนองของไมโครโฟนจากกราฟขนาดในโดเมนความถี่ โดยเลือกค่าขนาด (dB) ที่ความถี่มูลฐาน (Fundamental Frequency) นำมาพล็อตกราฟแสดงความเปลี่ยนแปลงของขนาดตามความยาวของท่อจะได้กราฟดังรูปที่ 5.20

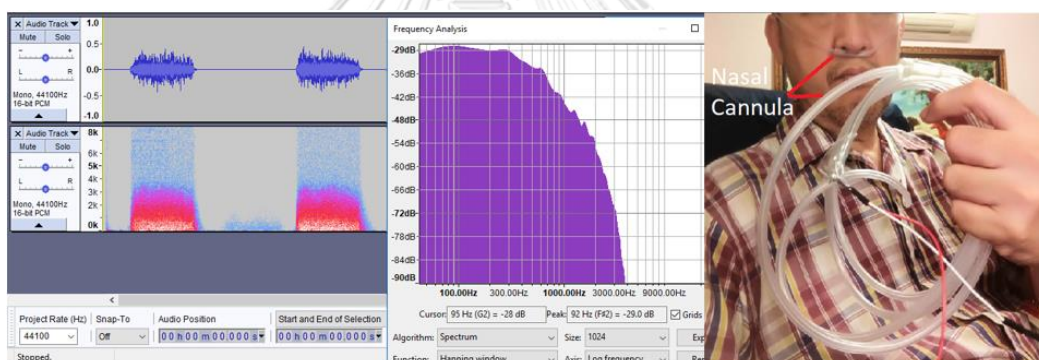


รูปที่ 5.20 ผลตอบสนองของไมโครโฟนที่เปลี่ยนแปลงตามขนาดความยาวของท่อ

จากรูปที่ 5.20 สามารถอธิบายตามผลงานวิจัยของ Volker et al. (2000) ที่พบว่าในคนปกติเสียงหายใจจากปอดจะมีช่วงความถี่ยาวประมาณ 1,000 Hz แต่ส่วนใหญ่จะมีค่าสูงอยู่ในช่วง 60 - 600 Hz ดังนั้น ในกรณีที่มีท่อสั้นพ้อง ในขณะที่ท่อมีขนาดสั้น (ต่ำกว่า 10 ซม.) ความถี่มูลฐานจะมี

ค่าสูงกว่าช่วง 60 - 600 Hz ผลตอบสนองของไมโครโฟนอันเนื่องมาจากความถี่มูลฐานจึงมีค่าไม่สูง กล่าวคือ จะมีขนาด(dB) ต่ำกว่าขนาด(dB) ของเสียงหายใจที่ความถี่ช่วง 60 - 600 Hz จึงไม่มีผลต่อการเสริมกำลังของเสียงหายใจ เมื่อความยาวท่อมีขนาดยาวขึ้น ผลตอบสนองของไมโครโฟนจะมีค่าสูงขึ้นด้วยอันเนื่องมาจากความถี่มูลฐานที่ลดลงมา กล่าวคือ ขนาด(dB) ที่ความถี่มูลฐานสูงกว่าขนาด(dB) ของเสียงหายใจที่ความถี่ช่วง 60 - 600 Hz จึงมีผลต่อการเสริมกำลังของเสียงหายใจ แต่เมื่อความยาวของท่อมีขนาดยาวกว่า 150 ซม. ผลตอบสนองของไมโครโฟนจะมีค่าลดลง แต่ไม่ได้ลดลงอย่างรวดเร็วเหมือนในกรณีไม่มีท่อสั้นพ้อง

ผู้วิจัยได้ลองทดสอบด้วยสายท่อออกซิเจนช่วยหายใจ(Nasal Cannula) ที่มีความยาว 250 ซม. หายใจผ่านรูจุกไปยังไมโครโฟนที่สอดคีตอยู่ที่ปลายท่อ จากการทดลองพบว่า แม้สายจะยาวและโค้งงอ ไมโครโฟนก็ยังสามารถตอบสนองต่อเสียงหายใจแผ่วเบาที่เข้ามาตามท่อได้อย่างชัดเจน และในกรณีที่ยาว ความถี่มูลฐานและความถี่ฮาร์โมนิกเลขคี่จะมีค่าต่ำและอยู่ชิดกันมากซึ่งมีส่วนช่วยเสริมกำลังของเสียงหายใจ ดังรูปที่ 5.21



รูปที่ 5.21 ผลตอบสนองของไมโครโฟนในกรณีมีท่อสั้นพ้อง โดยใช้ท่อหายใจยาว 250 ซม.

### 5.1.3 การเปรียบเทียบความถี่ เรโซแนนซ์ที่วัดได้กับค่าที่คำนวณได้จากความยาวท่อ

เมื่อทำการคำนวณค่าความยาวคลื่น ความถี่มูลฐานและความถี่ฮาร์โมนิกเลขคี่ตามขนาดความยาวท่อที่เพิ่มจาก 3 - 160 ซม เปรียบเทียบกับค่าความถี่มูลฐานและความถี่ฮาร์โมนิกที่วัดได้จากกราฟขนาดโดเมนความถี่ จะได้ผลตามตารางที่ 5.1



ตารางที่ 5.1 เปรียบเทียบระหว่างความถี่มูลฐานและความถี่ฮาร์โมนิกเลขคี่ที่คำนวณได้จากความยาวของท่อกับค่าที่วัดได้

Tube Length (cm)	Wave Length (cm)	F1(Calcu) Hz	F1(Meas) Hz	Error (%)	F3(Calcu) Hz	F3(Meas) Hz	Error (%)	F5(Calcu) Hz	F5(Meas) Hz	Error (%)	F7(Calcu) Hz	F7(Meas) Hz	Error (%)
3.3	13.2	2598	2518	3.10	7795	7900	-1.34	12992	-	-	18189	-	-
5.5	22	1559	1508	3.28	4677	4582	2.04	7795	8078	-3.62	10914	-	-
10.5	42	817	780	4.49	2450	2386	2.61	4083	3987	2.36	5717	5582	2.36
16	64	536	519	3.16	1608	1597	0.67	2680	2681	-0.05	3752	3759	-0.20
20	80	429	407	5.07	1286	1305	-1.46	2144	2119	1.15	3001	2938	2.11
26	104	330	322	2.37	989	983	0.65	1649	1643	0.37	2309	2325	-0.71
52	208	165	157	4.79	495	489	1.15	825	823	0.18	1154	1160	-0.49
125	500	69	64	6.71	206	195	5.25	343	332	3.21	480	466	2.96
170	680	50	43	14.75	151	147	2.86	252	245	2.86	353	345	2.29

จากตารางที่ 5.1 ค่าความยาวของท่อสั้นพ้องได้มีการปรับใหม่ให้ถูกต้องโดยวัดจากปากท่อถึงผิวด้านบนของไมโครโฟน พบว่า ค่าความถี่มูลฐานและความถี่ฮาร์โมนิกที่วัดได้จะแตกต่างกันไปจากค่าทางทฤษฎีเล็กน้อย ทั้งนี้เป็นเพราะจุด Anti-node ของโมเดลอากาศที่ปลายเปิดนั้นจะอยู่ห่างจากปลายท่อเล็กน้อย ทำให้ค่าความถี่มูลฐานที่คำนวณจากความยาวจริงของท่อจะมีค่ามากกว่าค่าที่วัดได้เล็กน้อยไม่เกิน 5 % แต่เมื่อท่อมีขนาดยาวขึ้นมากกว่า 125 ซม. ค่าความถี่มูลฐานที่คำนวณจากความยาวจริงของท่อจะมีค่ามากกว่าค่าที่วัดได้เกิน 5 % ซึ่งมีสาเหตุเนื่องมาเมื่อท่อยาวขึ้น ค่าความถี่มูลฐานจะมีขนาดเล็กลงมากอยู่ในช่วงความถี่ต่ำที่กราฟของค่าขนาด (dB) ก่อนข้างราบเรียบ มีขนาดใกล้เคียงกัน ทำให้การอ่านค่าขนาด (dB) ไม่ถูกต้องแม่นยำ นอกจากนี้การโค้งงอของท่อทำให้ความยาวคลื่นที่วัดได้มีขนาดน้อยกว่าความยาวคลื่นตามปกติของท่อที่ไม่มีการโค้งงอ(Bending effect) จึงเป็นอีกสาเหตุหนึ่งที่ทำให้เกิดความคลาดเคลื่อน (Félix et al., 2012). ส่วนความถี่ฮาร์โมนิกที่ 3, 5 และ 7 นั้นเป็นสัดส่วนโดยตรงกับค่าความถี่มูลฐาน ดังนั้น ค่าความถี่ฮาร์โมนิกที่ 3, 5 และ 7 ที่คำนวณได้จะมีค่ามากกว่าค่าที่วัดได้เล็กน้อยไม่เกิน 5 % เช่นกัน แต่มีค่าความถี่ฮาร์โมนิกที่ 3, 5 และ 7 บางอันที่มีค่าความคลาดเคลื่อนเป็นลบ คาดว่าสาเหตุเนื่องมาจากความคลาดเคลื่อนในการอ่านค่าความถี่ฮาร์โมนิกที่ 3, 5 และ 7 ซึ่งมีค่าสูงหลาย kHz และกราฟในโดเมนความถี่มีความละเอียดต่ำ ทำให้อ่านค่าได้ไม่ถูกต้อง

ในกรณีที่ท่อสั้นพ้องเป็นเส้นตรง ค่าความยาวต่ำสุดและสูงสุดของท่อที่จะทำให้เกิดเรโซแนนซ์ของเสียงหายใจขึ้นในท่อสามารถคำนวณได้จากสมการ (2.3) ในบทที่ 2 ดังนี้

$$f = \frac{v}{\lambda} = \frac{v}{4L} \dots \dots \dots (2.3)$$

จากผลงานวิจัยของ Volker et al. (2000) พบว่าในคนปกติ เสียงหายใจจากปอดจะมีช่วงความถี่ยาวประมาณ 1,000 Hz แต่ส่วนใหญ่จะมีค่าสูงอยู่ในช่วง 60 - 600 Hz และ จากผลงานวิจัยของ Forgacs (1971) พบว่าเสียงหายใจที่บันทึกโดยใช้ไมโครโฟนวางไว้ใกล้กับปากจะมีความถี่อยู่ในช่วง 200-2,000 Hz แต่จากการทดลองวัดเสียงหายใจโดยใช้ไมโครโฟนสอดยัดอยู่ในท่อสั้นพ้อง

วางปลายท่อด้านเปิดห่างจากรูจุมก 1 ซม. ได้ผลตามรูปที่ 5.11 – 5.19 เมื่ออ่านกราฟในโดเมนความถี่แล้ว พบว่า เสียงหายใจมีความถี่อยู่ในช่วงต่ำกว่า 50 Hz จนถึง 2,000 Hz นอกจากนี้ เสียงที่หูคนเราสามารถได้ยินอยู่ในช่วงความถี่ 20 Hz – 20 kHz ดังนั้น ในที่นี้ จะใช้เสียงหายใจในช่วงความถี่ 20 Hz – 2,000 Hz ตามผลการทดลองในรูปที่ 5.11 – 5.19 มาคำนวณหาค่าความยาวต่ำสุดและสูงสุดของท่อที่จะทำให้เกิดเรโซแนนซ์ที่ความถี่มูลฐานของเสียงหายใจขึ้นในท่อได้ดังนี้

(โดยให้ความเร็วของเสียงหายใจ  $v = 345 \text{ m/s}$ )

ความยาวต่ำสุดของท่อที่จะทำให้เกิดเรโซแนนซ์ที่ความถี่มูลฐานของเสียงหายใจขึ้นในท่อ

$$L_{2,000 \text{ Hz}} = \frac{v}{(4 * f)} = \frac{345}{4 * 2000} = 0.043 \text{ m} = 4.3 \text{ cm}$$

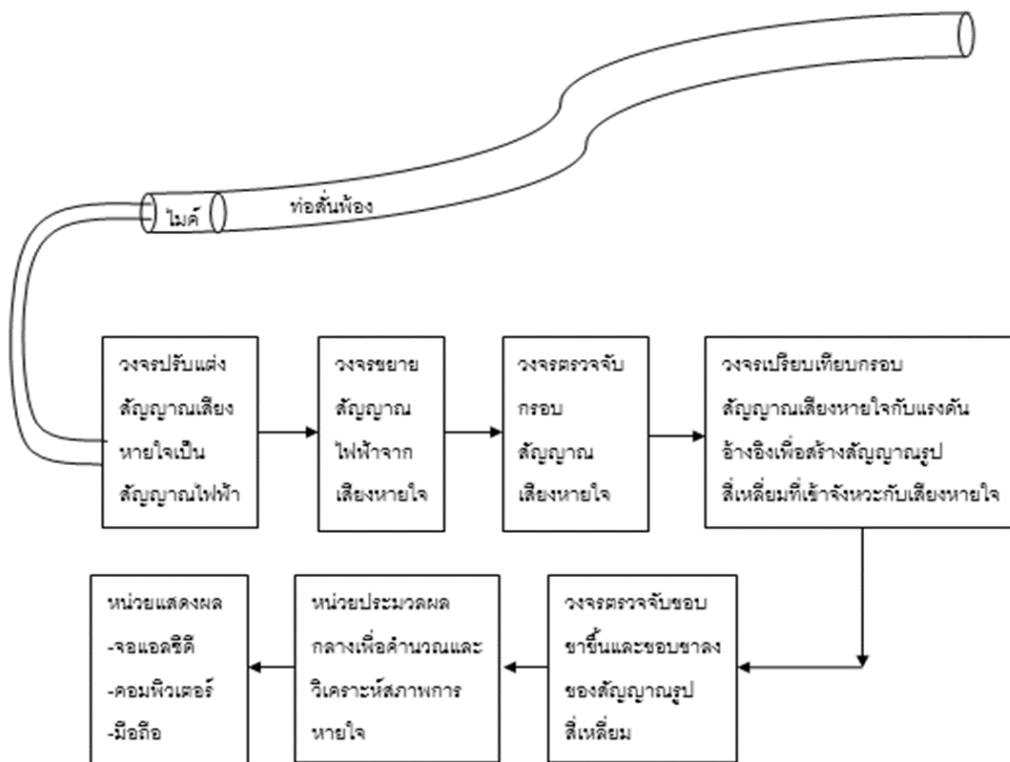
ความยาวสูงสุดของท่อที่จะทำให้เกิดเรโซแนนซ์ที่ความถี่มูลฐานของเสียงหายใจขึ้นในท่อ

$$L_{20 \text{ Hz}} = \frac{v}{(4 * f)} = \frac{345}{4 * 20} = 4.3 \text{ m} = 430 \text{ cm}$$

ดังนั้น ความยาวต่ำสุดและสูงสุดของท่อที่จะทำให้เกิดเรโซแนนซ์ของเสียงหายใจขึ้นในท่อจะต้องอยู่ระหว่าง 4.3-430 ซม. หากสั้นหรือยาวกว่านี้ จะไม่สามารถทำให้เกิดเรโซแนนซ์ที่ความถี่มูลฐานของเสียงหายใจขึ้นในท่อได้ (Johan Sunnanväder., 2016). ซึ่งสอดคล้องกับผลที่ได้ในตารางที่ 5.1

## 5.2 การพัฒนาต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพ้องเฟสที่ 1

จากข้อดีของท่อสั้นพ้องในหัวข้อก่อน จึงได้นำมาใช้ในการพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาด้วยท่อสั้นพ้องที่ใช้เทคโนโลยีของไมโครโฟนในการตรวจจับเสียงหายใจที่ออกมาจากจมูกและ/หรือปากโดยมีแนวคิดในการพัฒนาดังรูปที่ 5.22



รูปที่ 5.22 หลักการทำงานของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อส่งพ้อง

5.2.1 แนวคิดในการพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อส่งพ้อง

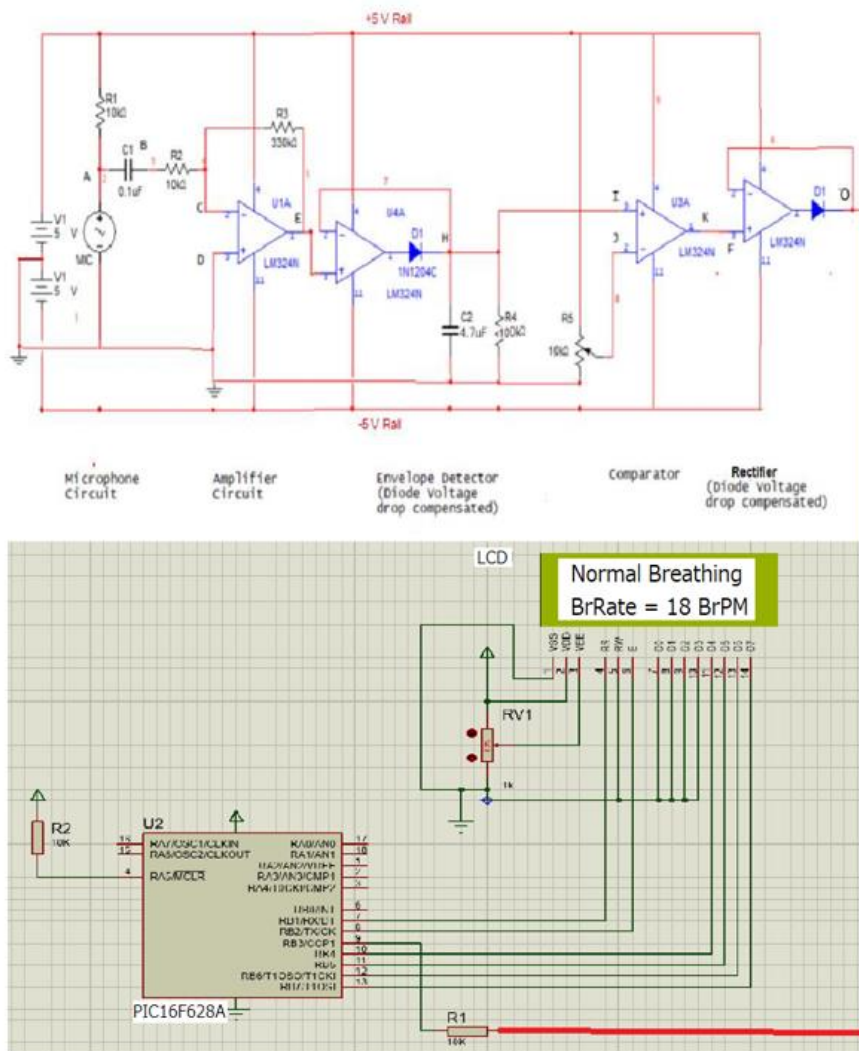
จากรูปที่ 5.22 เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อส่งพ้องจะใช้ไมโครโฟนชนิดคอนเดนเซอร์ที่มีขนาดเล็กและมีความไวสูง (รายละเอียดตามภาคผนวก จ) สอดยึคอยู่ที่ปลายข้างหนึ่งของท่อแบบอ่อนที่งอตัวได้ แล้วนำปลายอีกข้างหนึ่งซึ่งเป็รูเปิดไปวางไว้ในบริเวณที่ใกล้กับจมูกและ/หรือปาก เสียงหายใจที่ออกมาจากจมูกและ/หรือปากจะเคลื่อนที่เข้าไปสู่ภายในท่อผ่านรูเปิดในลักษณะคลื่นตามแนวยาวโดยจะเกิดการสั่นพ้องขึ้นภายในท่อ เมื่อคลื่นเสียงหายใจเดินทางถึงปลายอีกด้านหนึ่งของท่อซึ่งติดตั้งไมโครโฟนไว้ คลื่นเสียงหายใจจะแกว่งด้วยขนาดความดันสูงสุด ทำให้ไมโครโฟนสามารถตรวจจับคลื่นเสียงหายใจได้ แม้จะเป็นเสียงหายใจเพียงแผ่วเบาก็ตาม สัญญาณเสียงหายใจจะถูกแปลงให้เป็นสัญญาณไฟฟ้าและถูกขยายให้มีขนาดแรงดันที่เหมาะสมโดยวงจรอิเล็กทรอนิกส์เพื่อนำไปคำนวณและวิเคราะห์หาอัตราการหายใจโดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ จากนั้น ผลที่ได้จะถูกนำไปแสดงผลบนหน้าจอสัมผัส (LCD) ที่ติดตั้งอยู่ที่ตัวอุปกรณ์และ/หรือส่งผ่านระบบวายฟายไปยังคอมพิวเตอร์หรือโทรศัพท์มือถือได้

5.2.2 วงจรต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเฟสที่ 1

การออกแบบวงจรเน้นความเรียบง่าย ใช้ชิ้นส่วนธรรมดาที่สามารถหาได้ตามท้องตลาด ชิ้นส่วนหลักคือ ออปแอมป์(LM324N, รายละเอียดตามภาคผนวก จ) ซึ่งใช้ทำวงจรขยายและวงจร

เปรียบเทียบสัญญาณ ไมโครคอนโทรลเลอร์ (PIC16F628A, รายละเอียดตามภาคผนวก จ) ซึ่งใช้ในการประมวลผล และจอ LCD ซึ่งใช้ในการแสดงผล โดยมีการออกแบบวงจรตามรูปที่ 5.23 ซึ่งแบ่งเป็นวงจรย่อยหลัก ๆ ได้เป็น 5 วงจรดังนี้ คือ

- 1) วงจรของไมโครโฟน (Microphone Circuit)
- 2) วงจรขยายสัญญาณ (Amplifier Circuit)
- 3) วงจรตรวจจับกรอบสัญญาณ (Envelope Detector Circuit)
- 4) วงจรเปรียบเทียบสัญญาณ (Comparator Circuit)
- 5) วงจรประมวลผลและแสดงผล (Signal Processing and Display Circuit)



รูปที่ 5.23 วงจรต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเฟสที่ 1

การทำงานและการออกแบบของแต่ละวงจรย่อยสามารถอธิบายได้ดังนี้

- 1) วงจรของไมโครโฟน (Microphone Circuit) ทำหน้าที่รับสัญญาณเสียงหายใจที่เข้ามาตามท่อสั้นพ้องโดยการไปอัดไมโครโฟนด้วยตัวต้านทาน  $R1(10k\Omega)$  สัญญาณเสียงหายใจจะถูกแปลงเป็นสัญญาณไฟฟ้าแล้วถูกส่งต่อไปยังวงจรขยายสัญญาณผ่าน  $C1(0.1\mu F)$  ซึ่งจะทำหน้าที่ตัดแรงดันกระแสตรง ในการออกแบบการไปอัดไมโครโฟนเพื่อหาค่าตัวต้านทาน  $R1$  ที่เหมาะสมนั้น ใช้ความสัมพันธ์  $R1 = (V_{cc}-V_{mic})/I_{dss}$  โดยที่  $V_{cc} =$  แรงดันของแหล่งจ่าย = 5 V,  $V_{mic} =$  Operating Voltage ของไมโครโฟน = 1 V,  $I_{dss} =$  กระแสสูงสุดที่ผ่านไมโครโฟน = 0.5 mA ตามรายละเอียดข้อกำหนดของไมโครโฟนที่ใช้ในภาคผนวก จ เมื่อแทนค่า  $V_{cc} = 5$  V,  $V_{mic} = 1$  V,  $I_{dss} = 0.5$  mA ลงไป จะได้  $R1 = (5-1)/0.5 = 8$  k $\Omega$  เพื่อความสะดวก จึงเลือกตัวต้านทานที่มีค่าใกล้เคียงคือ  $R1 = 10$  k $\Omega$  ซึ่งจะทำให้กระแสที่ไหลผ่านไมโครโฟน  $= (5-1)/10 = 0.4$  mA ซึ่งไม่เกินค่าสูงสุด ( $I_{dss}$ )
- 2) วงจรขยายสัญญาณ (Amplifier Circuit) ทำหน้าที่รับสัญญาณเสียงหายใจจากวงจรไมโครโฟนมาขยายโดยใช้วงจรขยายแบบกลับเฟสของออปแอมป์ มีอัตราขยายเท่ากับ  $Gain = -R3/R2 = -330$  k $\Omega/10$  k $\Omega = -33$  เท่า สัญญาณเสียงหายใจที่ขยายแล้วจะถูกส่งเข้าวงจร Voltage Follower ที่ทำด้วยออปแอมป์เพื่อรักษาระดับแรงดันให้คงที่ก่อนที่จะส่งต่อไปยังวงจรตรวจจับกรอบสัญญาณ จากรายละเอียดข้อกำหนดของไมโครโฟนที่ใช้ในภาคผนวก จ ค่าความไวหรือ Sensitivity มีค่าเท่ากับ -42 dB เมื่อแปลงกลับเป็นหน่วย mV/Pa จะได้ 10 mV/Pa จากการทดลองพบว่า สัญญาณแรงดันเอาต์พุตจากไมโครโฟนจะอยู่ในช่วง 30 -100 mV ขึ้นกับความแรงของการหายใจดังรูปที่ 5.24 เมื่อนำไปผ่านวงจรขยายที่มีอัตราขยาย 33 เท่า จะได้สัญญาณแรงดันเอาต์พุตจากวงจรขยายอยู่ในช่วง (30-100) mV \* 33 = 1-3.3 V ซึ่งค่าสูงสุด 3.3 V นี้จะใกล้เคียงกับระดับอิมิตัวของสัญญาณแรงดันเอาต์พุตของวงจรตรวจจับกรอบสัญญาณ จึงได้ออกแบบให้อัตราขยายของวงจรขยายมีค่าเป็น 33 เท่าเพื่อไม่ให้กรอบสัญญาณเสียงหายใจเกิดการอิมิตัวดังรูปที่ 5.24
- 3) วงจรตรวจจับกรอบสัญญาณ (Envelope Detector Circuit) สัญญาณเสียงหายใจที่ออกมาจากวงจรขยายสัญญาณจะมีทั้งด้านบวกและด้านลบ ในการตรวจจับกรอบสัญญาณจะตรวจจับเฉพาะสัญญาณด้านบวก จึงใช้ไดโอดทำหน้าที่กรองสัญญาณด้านลบทิ้งไป สัญญาณที่กรองแล้วจะถูกป้อนให้กับ  $C2(4.7\mu F)$  และ  $R4(100k\Omega)$

ที่ต่อขนานกันอยู่ สัญญาณที่ออกมาจะเป็นกรอบ(Envelope) ของสัญญาณเสียงหายใจซึ่งมีค่าคงที่เวลา  $\text{Time constant} = C2 * R4 = 4.7\mu\text{F} * 100\text{k}\Omega = 470 \text{ ms}$  กรอบ(Envelope) ของสัญญาณเสียงหายใจนี้จะถูกส่งต่อไปให้วงจรเปรียบเทียบสัญญาณ

- 4) วงจรเปรียบเทียบสัญญาณ (Comparator Circuit) วงจรเปรียบเทียบสัญญาณทำจากออปแอมป์ ทำหน้าที่เปรียบเทียบกรอบ(Envelope) ของสัญญาณเสียงหายใจกับค่าแรงดันอ้างอิงที่ได้จากตัวแบ่งแรงดันที่ทำจากตัวต้านทานปรับค่าได้  $R5(10\text{k}\Omega)$  สัญญาณที่ออกมาจะเป็นรูปคลื่นสี่เหลี่ยมมีทั้งด้านบวกและด้านลบขึ้นอยู่กับค่าแรงดันที่นำมาเปรียบเทียบกันว่าอันไหนจะมีค่ามากกว่ากัน ในเบื้องต้น ตั้งค่าแรงดันอ้างอิงที่ใช้เปรียบเทียบอยู่ที่ 1 V สัญญาณรูปคลื่นสี่เหลี่ยมที่ได้จะถูกส่งเข้าวงจร Voltage Follower ที่ทำด้วยออปแอมป์เพื่อรักษาระดับแรงดันให้คงที่พร้อมกับกรองสัญญาณด้วยไดโอดเพื่อตัดรูปคลื่นสี่เหลี่ยมด้านลบออกไป ก่อนที่จะส่งต่อไปยังวงจรประมวลผลและแสดงผล
- 5) วงจรประมวลผลและแสดงผล (Signal Processing and Display Circuit) สัญญาณรูปคลื่นสี่เหลี่ยมที่ผ่านการกรองเหลือเฉพาะด้านบวกจะมีแรงดันประมาณ 4.5 V ซึ่งสูงเพียงพอที่จะใช้เป็นสัญญาณดิจิทัลในการขับไมโครคอนโทรลเลอร์ได้ สัญญาณรูปคลื่นสี่เหลี่ยมนี้จะถูกป้อนเข้าที่ขา 9 ของไมโครคอนโทรลเลอร์ (PIC16F628A) ซึ่งมีพีเจอร์ CCP (Capture/Compare/PWM) ที่ขา 9 จะทำหน้าที่ตรวจจับสัญญาณขาขึ้นของสัญญาณรูปคลื่นสี่เหลี่ยมที่เข้ามา แล้วนำไปประมวลผลเพื่อวิเคราะห์อัตราการหายใจและสภาพการหายใจก่อนที่จะถูกส่งไปแสดงผลที่จอ LCD

ในหน่วยประมวลผลที่ไมโครคอนโทรลเลอร์ได้ถูกโปรแกรมไว้ให้สามารถวิเคราะห์สภาพการหายใจแยกตามอัตราการหายใจที่คำนวณได้เป็น 5 ลำดับตามตารางที่ 5.2

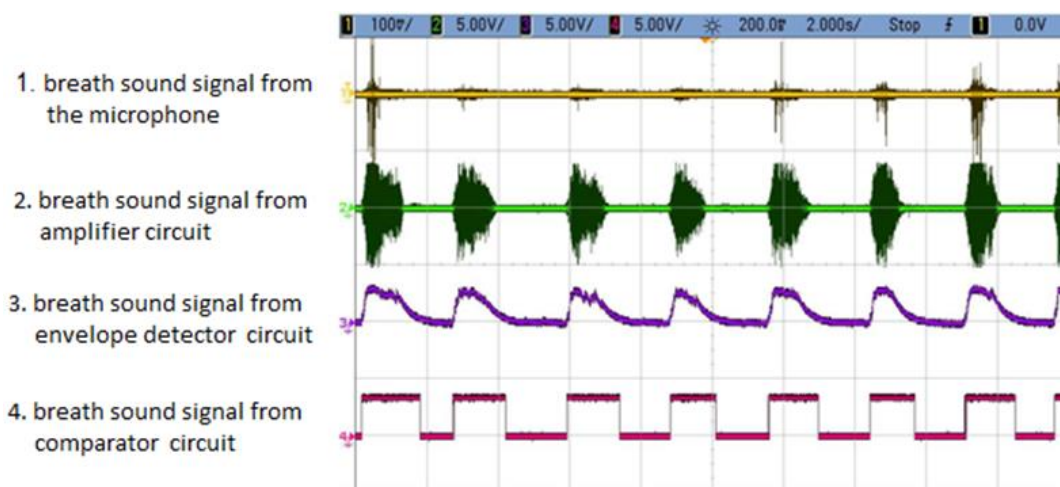
ตารางที่ 5.2 สภาพการหายใจแยกตามอัตราการหายใจ

ที่มา : Iain Wheatley, 2018

ช่วงอัตราการหายใจ (BrPM)	สภาพการหายใจ	หมายเหตุ
$> 20$	Fast, Tachypnea	หายใจเร็ว
$12 \leq \text{BrPM} \leq 20$	Normal Breathing	หายใจปกติ
$6 \leq \text{BrPM} < 12$	Slow, Bradypnea	หายใจช้า
$0 < \text{BrPM} < 6$	Critical, Apnea	ช่วงหยุดหายใจมากกว่า 10 วินาที
$\text{BrPM} = 0$	No breathing	ไม่หายใจตลอดเวลา 60 วินาที

ผู้วิจัยได้ต่อวงจรขึ้นมานบนแผ่นโปรโตบอร์ด แล้วใช้ออสซิลโลสโคปชนิด 4 ช่องสัญญาณ จับสัญญาณที่ได้ออกมาจากวงจรย่อยแต่ละวงจร ได้ผลออกมาดังรูปที่ 5.24 โดยมีรายละเอียดดังนี้ คือ

สัญญาณช่องที่ 1 เป็นสัญญาณเสียงหายใจที่ออกมาจากวงจรไมโครโฟน  
 สัญญาณช่องที่ 2 เป็นสัญญาณเสียงหายใจที่ออกมาจากวงจรขยายสัญญาณ  
 สัญญาณช่องที่ 3 เป็นสัญญาณเสียงหายใจที่ออกมาจากวงจรตรวจจับกรอบสัญญาณ  
 สัญญาณช่องที่ 4 เป็นสัญญาณเสียงหายใจที่ออกมาจากวงจรเปรียบเทียบสัญญาณ  
 การตั้งค่าออสซิลโลสโคปนั้น ตั้งค่าแกนเวลาอยู่ที่ 2 s/div ตั้งค่าแกนตั้งอยู่ที่ 5 V/div ทุก  
 ช่องสัญญาณ ยกเว้นช่องสัญญาณที่ 1 ตั้งค่าแกนตั้งอยู่ที่ 100 mV/div  
 แรงดันอ้างอิงของวงจรเปรียบเทียบสัญญาณตั้งค่าอยู่ที่ 0.25 V



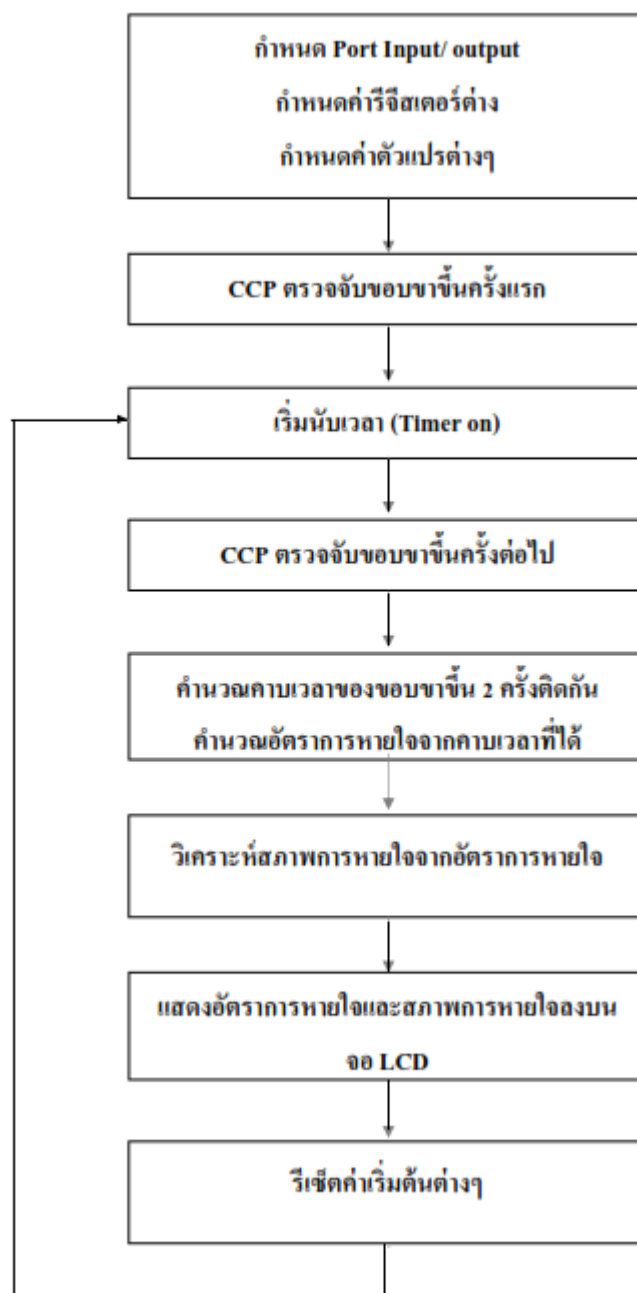
รูปที่ 5.24 สัญญาณที่ได้ออกมาจากวงจรย่อยแต่ละวงจร

จากรูปที่ 5.24 จะพบว่า กรอบสัญญาณเสียงหายใจที่ออกมาจะอิมพัลส์อยู่ที่ค่าประมาณ 3.5 V ทั้งนี้เป็นเพราะระดับแรงดันเอาต์พุตของออปแอมป์มีค่าสูงสุดเท่ากับ  $V_{cc}-1.5\text{ V}$  ในที่นี้ใช้แหล่งจ่ายแรงดันขนาด 5 V ดังนั้น ระดับแรงดันเอาต์พุตของออปแอมป์จะมีค่าสูงสุดเท่ากับ  $V_{cc}-1.5\text{ V} = 3.5\text{ V}$  ตามที่ได้

### 5.2.3 การพัฒนาโปรแกรมประมวลผลและแสดงผล

ผู้วิจัยได้เขียนโปรแกรมประมวลผลและแสดงผลขึ้นมาด้วยภาษา C แล้วนำไปเบิร์นใส่ลงในไมโครคอนโทรลเลอร์ (PIC16F628A) เพื่อให้รับสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมมาคำนวณหาค่าอัตราการหายใจและวิเคราะห์สภาพการหายใจ จากนั้นนำผลที่ได้ไปแสดงผลบนหน้าจอ LCD รูปที่ 5.25 แสดงให้เห็น Flow chart แบบย่อของโปรแกรมนี้นี้ สำหรับโปรแกรมฉบับเต็มสามารถดูได้ในภาคผนวก จ





รูปที่ 5.25 Flow chart แสดงการทำงานของโปรแกรมประมวลผลและแสดงผล

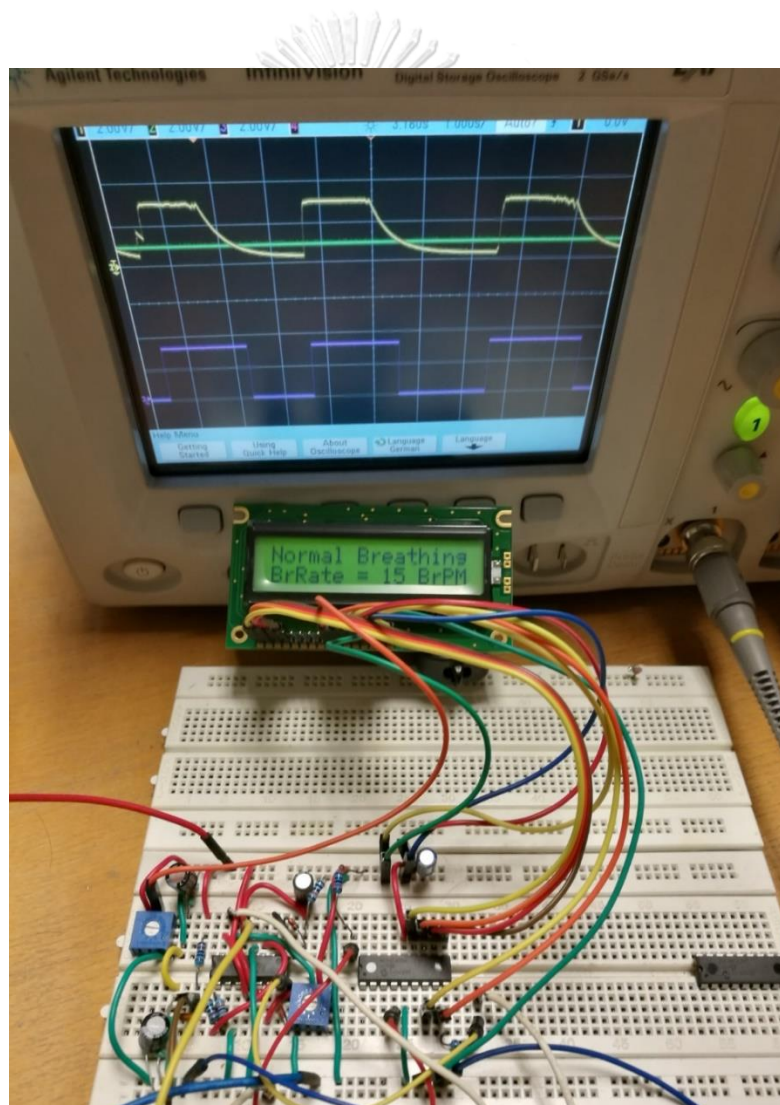
#### 5.2.4 การทดสอบการทำงานของโปรแกรมการประมวลผลและแสดงผล

ผู้วิจัยได้ทำการทดสอบการทำงานของโปรแกรมการประมวลผลและแสดงผล โดยการให้เครื่องคิดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นตรวจจับสัญญาณเสี่ยงหายใจของอาสาสมัครที่หายใจด้วยความถี่ในช่วงหายใจเร็ว หายใจปกติ หายใจช้า หายใจวิกฤต และหยุดหายใจ ตามตาราง

ที่ 5.2 แล้วทำการเปรียบเทียบอัตราการหายใจที่คำนวณได้จากค่าคาบเวลาบนจอออสซิลโลสโคป กับค่าอัตราการหายใจที่แสดงผลบน LCD โดยในทุกการทดลองจะใช้ท่อสั้นพ้องที่มีความยาวเท่ากับ 50 ซม. และใช้แรงดันอ้างอิงที่วงจรเปรียบเทียบสัญญาณเท่ากับ 1 V ตั้งค่าออสซิลโลสโคป แคนตั้งเป็น 2 v/div เหมือนกันทุกช่อง ได้ผลการทดลองดังนี้

### 1) หายใจปกติ

ให้อาสาสมัครหายใจด้วยความถี่ปกติ แล้วทำการบันทึกภาพหน้าจอ ออสซิลโลสโคปพร้อมกับหน้าจอ LCD เพื่อเปรียบเทียบผล ได้ผลดังรูปที่ 5.26 (แกนเวลาเป็น 1 s/div)

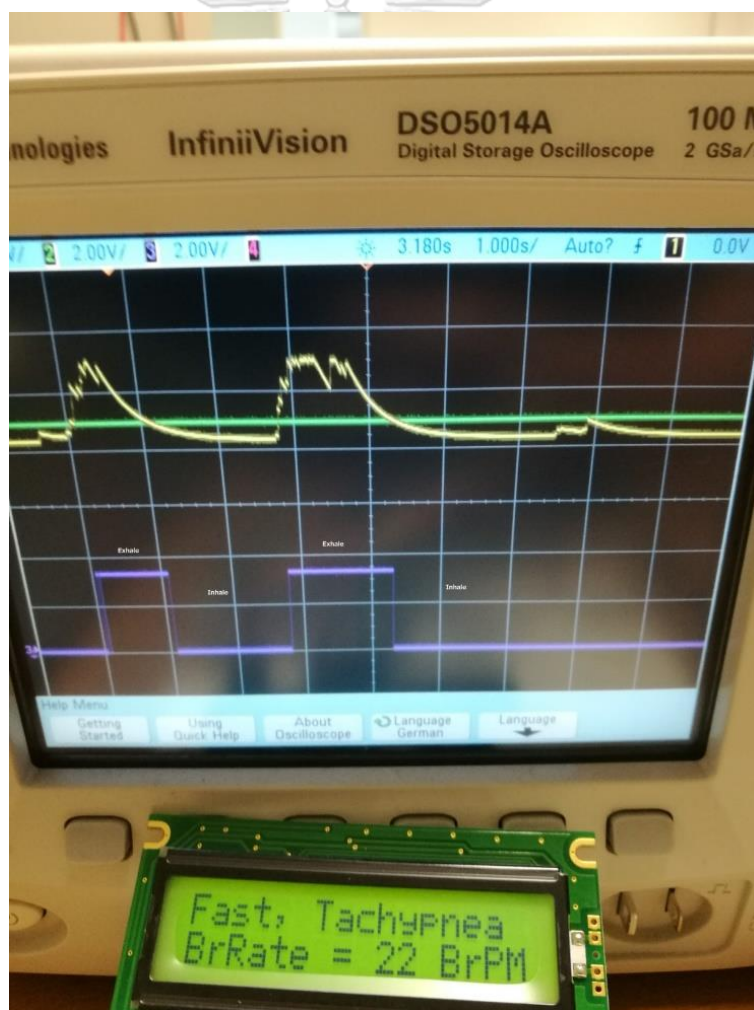


รูปที่ 5.26 การทดสอบการทำงานของโปรแกรมการประมวลผลและแสดงผล(หายใจปกติ)

รูปที่ 5.26 เป็นสัญญาณเสียงหายใจที่ค่อนข้างแรงและสม่ำเสมอ กรอบของสัญญาณเสียงหายใจเพิ่มขึ้นสูงจนถึงขีดอิมิตัวที่ 3.3 V แต่ไม่เป็นปัญหาในการวัดอัตราการหายใจ เนื่องจากเส้นกรอบของสัญญาณเสียงหายใจ(เส้นสีเหลือง) ตัดกับเส้นแรงดันอ้างอิง (เส้นสีเขียว) ทำให้ได้สัญญาณรูปคลื่นสีเหลี่ยม(เส้นสีม่วงด้านล่าง) คาบเวลาของสัญญาณรูปคลื่นสีเหลี่ยมวัดจากออสซิลโลสโคปได้ 3.9 s ซึ่งแปลงเป็นอัตราการหายใจต่อนาทีได้ 15 BrPM ตรงกับค่าที่คำนวณได้จากวงจรประมวลผลที่แสดงผลอยู่บนหน้าจอ LCD

## 2) หายใจเร็ว

ให้อาสาสมัครหายใจในช่วงหายใจเร็ว แล้วทำการบันทึกภาพหน้าจอออสซิลโลสโคปพร้อมกับหน้าจอ LCD เพื่อเปรียบเทียบผล ได้ผลดังรูปที่ 5.27 (แกนเวลาเป็น 1 s/div)

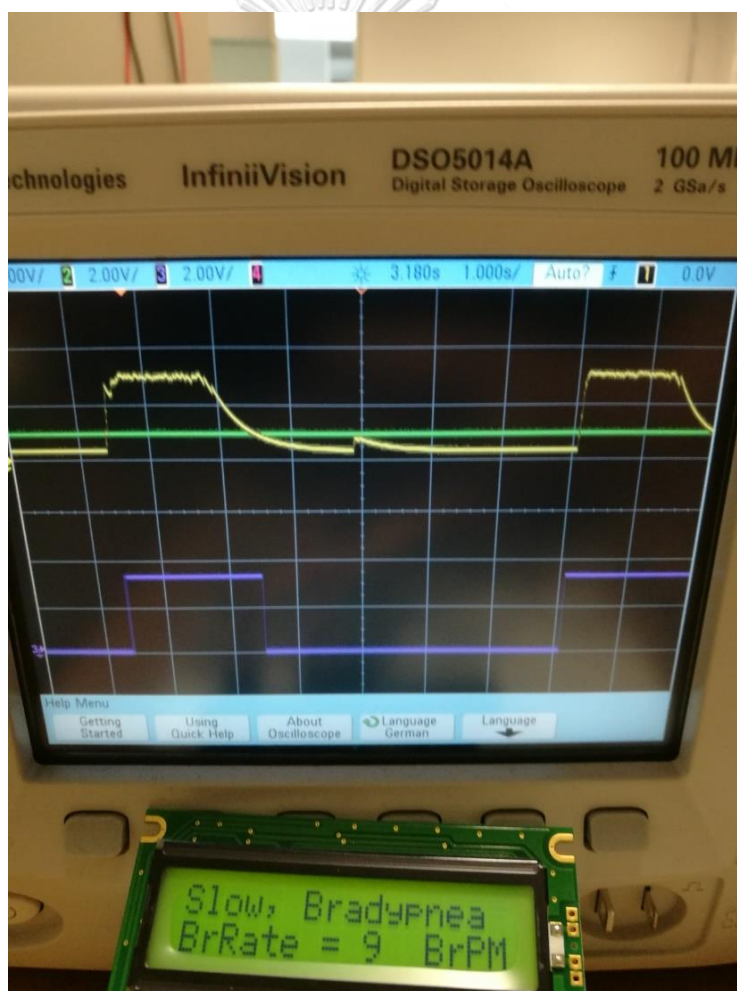


รูปที่ 5.27 การทดสอบการทำงานของโปรแกรมการประมวลผลและแสดงผล(หายใจเร็ว)

รูปที่ 5.27 แสดงสัญญาณเสียงหายใจเร็ว สัญญาณเสียงหายใจมี 3 ลูก แต่ลูกที่ 3 หายใจแผ่วเกินไป ทำให้ขนาดของสัญญาณต่ำกว่าค่าแรงดันอ้างอิงซึ่งมีขนาด 1 V ทำให้วงจรเปรียบเทียบสัญญาณไม่สามารถตรวจจับได้ อัตราการหายใจที่ปรากฏจึงเป็นของ 2 ลูกแรก วัดคาบเวลาจากออสซิลโลสโคปได้ 2.7 s ซึ่งแปลงเป็นอัตราการหายใจต่อนาทีได้ 22 BrPM ตรงกับค่าที่คำนวณได้จากวงจรประมวลผลที่แสดงผลอยู่บนหน้าจอ LCD

### 3) หายใจช้า

ให้อาสาสมัครหายใจในช่วงหายใจช้า แล้วทำการบันทึกภาพหน้าจอออสซิลโลสโคปพร้อมกับหน้าจอ LCD เพื่อเปรียบเทียบผล ได้ผลดังรูปที่ 5.28 (แกนเวลาเป็น 1 s/div)



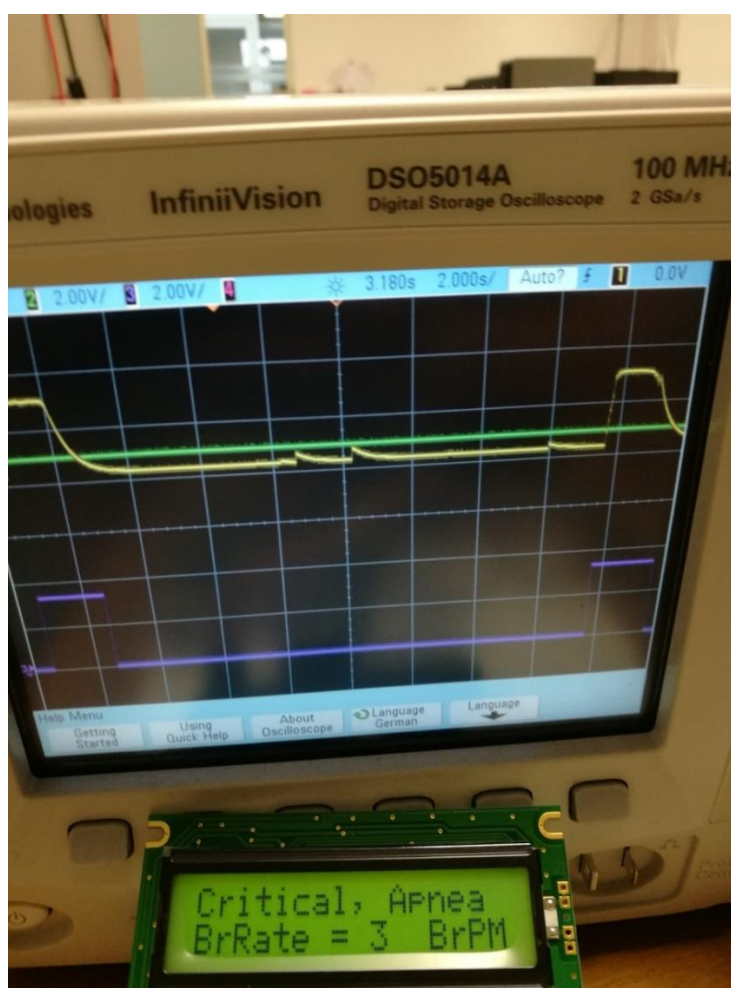
รูปที่ 5.28 การทดสอบการทำงานของโปรแกรมการประมวลผลและแสดงผล(หายใจช้า)

รูปที่ 5.28 เป็นสัญญาณเสียงหายใจช้า สามารถวัดคาบเวลาระหว่างคลื่นสี่เหลี่ยม 2 ลูกสุดท้ายได้เป็น 6.6 s ซึ่งแปลงเป็นอัตราการหายใจต่อนาทีได้ 9 BrPM ตรงกับค่าที่คำนวณได้จาก

วงจรประมวลผลที่แสดงผลอยู่บนหน้าจอ LCD รูปนี้มีสัญญาณรบกวนระหว่างการหายใจเข้า แต่แรงดันอ้างอิงซึ่งมีขนาด 1 V อยู่สูงพอที่จะข้ามสัญญาณรบกวนนี้ได้โดยไม่เกิดสัญญาณแปลกปลอม

#### 4) หายใจวิกฤต

ให้อาสาสมัครหายใจในช่วงหายใจวิกฤต คือ ต่ำกว่า 6 BrPM แล้วทำการบันทึกภาพหน้าจอออสซิลโลสโคปพร้อมกับหน้าจอ LCD เพื่อเปรียบเทียบผล ได้ผลดังรูปที่ 5.29 (แกนเวลาเป็น 2 s/div)



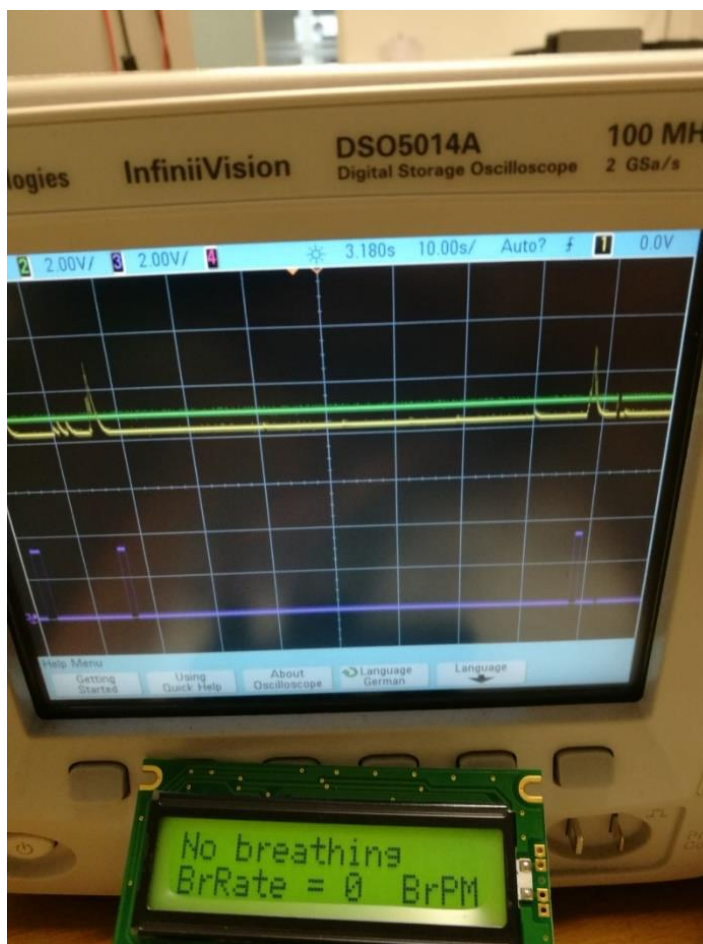
รูปที่ 5.29 การทดสอบการทำงานของโปรแกรมการประมวลผลและแสดงผล(หายใจวิกฤต)

รูปที่ 5.29 เป็นสัญญาณเสียงหายใจวิกฤต(หยุดหายใจนานกว่า 10 วินาที หรือ อัตราการหายใจต่ำกว่า 6 BrPM) สามารถวัดคาบเวลาระหว่างคลื่นสี่เหลี่ยม 2 ลูกสุดท้ายได้เป็น 17 s ซึ่งแปลงเป็นอัตราการหายใจต่อนาทีได้ 3 BrPM ตรงกับค่าที่คำนวณได้จากวงจรประมวลผลที่แสดงผลอยู่บนหน้าจอ LCD รูปที่ 5.29 นี้มีสัญญาณรบกวนระหว่างการหายใจเข้าเช่นเดียวกันกับรูปที่ 5.28

แต่แรงดันอ้างอิงซึ่งมีขนาด 1 V อยู่สูงพอที่จะข้ามสัญญาณรบกวนนี้ได้โดยไม่เกิดสัญญาณแปลกปลอม

### 5) หยุดหายใจ

ให้อาสาสมัครหยุดหายใจนานกว่า 60 วินาที หรือ อัตราการหายใจ เท่ากับ 0 BrPM แล้วทำการบันทึกภาพหน้าจอออสซิลโลสโคปพร้อมกับหน้าจอ LCD เพื่อเปรียบเทียบผล ได้ผลดังรูปที่ 5.30 (แกนเวลาเป็น 10 s/div)



รูปที่ 5.30 การทดสอบการทำงานของโปรแกรมการประมวลผลและแสดงผล(หยุดหายใจ)

รูปที่ 5.30 เป็นสัญญาณเสียงหายใจหยุดนานกว่า 60 วินาที หรืออัตราการหายใจ เท่ากับ 0 BrPM สามารถวัดคาบเวลาระหว่างคลื่นสี่เหลี่ยม 2 ลูกสุดท้ายได้เป็น 70 s ซึ่งแปลงเป็นอัตราการหายใจต่อนาทีได้ 0 BrPM ตรงกับค่าที่คำนวณได้จากวงจรประมวลผลที่แสดงผลอยู่บนหน้าจอ LCD (สเกลเวลาเป็น 10 s/div)

จากผลการทดลองทั้ง 5 ครั้ง สามารถนำมาสรุปผลได้ดังตารางที่ 5.3

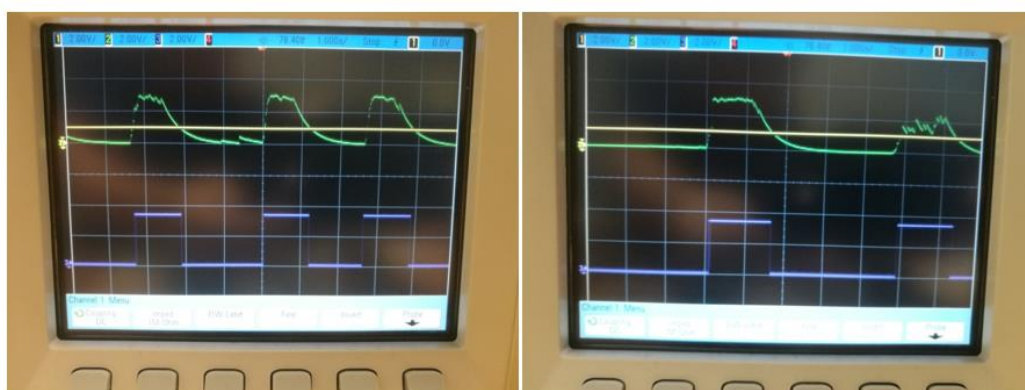
ตารางที่ 5.3 เปรียบเทียบอัตราการหายใจระหว่างค่าที่คำนวณได้จากคาบเวลาของคลื่นสี่เหลี่ยมบนจอออสซิลโลสโคปกับค่าที่แสดงผลบน LCD

Speed of respiratory cycle	Fast	Normal	Slow	Critical	No breathing
Period (s, calculated)	2.7	3.9	6.6	17	65
Breath per minute (calculated)	22.2	15.4	9.1	3.5	0.9
Breath per minute (Display on LCD)	22	15	9	3	0

จากตารางที่ 5.3 ค่าอัตราการหายใจที่คำนวณได้จากค่าคาบเวลาของคลื่นสี่เหลี่ยมบนจอออสซิลโลสโคปจะมีค่าสูงกว่าค่าอัตราการหายใจที่แสดงผลบน LCD เล็กน้อยเป็นหลักทศนิยม ซึ่งตรงตามอัลกอริทึมที่ใช้ในการเขียนโปรแกรม คือ อัตราการหายใจจะต้องแสดงผลเป็นเลขจำนวนเต็ม(จำนวนครั้งต่อนาที) กรณีที่ตัวเลขมีค่าทศนิยม เช่น หายุดหายใจ  $60/65 = 0.9$  BrPM ไม่ถึง 1BrPM โปรแกรมจะปัดลงมาที่ Floor เป็นเลขจำนวนเต็มคือ 0 ซึ่งถือว่าการปัดลงเป็น safe side เพราะถ้าไม่ถึง 1 BrPM แสดงว่าหยุดหายใจเกิน 60 วินาที ต้องเป็น 0 BrPM

### 5.3 การแก้ปัญหาความขัดแย้งในการกำหนดค่าแรงดันอ้างอิงในวงจรเปรียบเทียบสัญญาณ

จากผลการทดลองในหัวข้อก่อนพบว่า เมื่อนำเสียงหายใจที่ผ่านการสร้างกรอบสัญญาณ (Envelope Detector) ไปเปรียบเทียบกับแรงดันอ้างอิงเพื่อสร้างคลื่นสี่เหลี่ยม จะพบปัญหาที่ขัดแย้งกันดังรูปที่ 5.31 (ซ้ายมือ) และ รูปที่ 5.31 (ขวามือ).



รูปที่ 5.31 ความขัดแย้งกันระหว่างความต้องการแรงดันอ้างอิงค่าสูง (ซ้ายมือ) กับค่าต่ำ (ขวามือ)

รูปที่ 5.31 (ซ้ายมือ) และ รูปที่ 5.31 (ขวามือ) เส้นสีเขียวเป็นเส้นกรอบสัญญาณของเสียงหายใจ เส้นสีเหลืองเป็นเส้นแรงดันอ้างอิง ช่วงหายใจออกกรอบสัญญาณเสียงหายใจจะมีค่าสูงสุด

อยู่ในช่วง 1.5-3.3 V ช่วงหายใจเข้าสัญญาณเสียงหายใจจะมีค่าน้อยมากแทบไม่ปรากฏเมื่อเทียบกับช่วงหายใจออก แต่ถ้าหายใจเข้าแรง ๆ หรือมีการเคลื่อนไหวของร่างกายอาจทำให้เกิดสัญญาณรบกวนขึ้นมาได้ดังรูปที่ 5.31 (ซ้ายมือ) ถ้าแรงดันอ้างอิงมีค่าต่ำกว่าสัญญาณรบกวนในช่วงหายใจเข้า จะทำให้เกิดคลื่นสี่เหลี่ยมแทรกออกมาที่สัญญาณขาออกของวงจรเปรียบเทียบกับสัญญาณ(เส้นสีม่วงด้านล่างของรูป) เมื่อนำไปคำนวณหาอัตราการหายใจ จะทำให้ค่าที่ได้ไม่ถูกต้อง ดังนั้น ในช่วงหายใจเข้า แรงดันอ้างอิงจะต้องมีค่าสูง เพื่อไม่ให้วงจรเปรียบเทียบกับสัญญาณทำงานผิดพลาด แต่ในช่วงหายใจออก ถ้าหายใจแผ่วหรือไม่สม่ำเสมอ กรอบสัญญาณเสียงหายใจจะมีการแกว่งขึ้นลงค่อนข้างมาก อาจแกว่งลงต่ำกว่าแรงดันอ้างอิงดังรูปที่ 5.31 (ขวามือ) ซึ่งจะให้เกิดความผิดพลาดขึ้นได้เช่นกัน กล่าวคือ ถ้าแรงดันอ้างอิงมีค่าสูงกว่าสัญญาณรบกวนในช่วงหายใจออก คลื่นสี่เหลี่ยมของเสียงหายใจออกที่ขาออกของวงจรเปรียบเทียบกับสัญญาณจะถูกแยกออกเป็นคลื่นสี่เหลี่ยมย่อย ๆ หลายลูก เมื่อนำไปคำนวณหาอัตราการหายใจ จะทำให้ค่าที่ได้ไม่ถูกต้อง ดังนั้น ช่วงหายใจออก แรงดันอ้างอิงจะต้องมีค่าต่ำ เพื่อป้องกันความผิดพลาดที่เกิดจากปัญหาการหายใจแผ่วหรือไม่สม่ำเสมอ



### 5.3.1 การแก้ปัญหาความขัดแย้งโดยทฤษฎีการแก้ปัญหาเชิงประดิษฐ์คิดค้น

สถานการณ์ดังกล่าวข้างต้น เรียกได้ว่า เป็นสถานการณ์ที่ท้าทายความคิดสร้างสรรค์ หรือ Inventive Situation ตามแนวคิดของทฤษฎีการแก้ปัญหาเชิงประดิษฐ์คิดค้น (Theory of Inventive Problem Solving, TRIZ) ของ G. Altshuller, (1974) ซึ่งเน้นการแก้ปัญหาในลักษณะที่เอาชนะความขัดแย้งมากกว่าการหาค่ากลางที่เหมาะสมซึ่งในทางวิศวกรรมเรียกว่า Optimize (การหาค่าที่ดีที่สุด) หรือ ในทางบริหารเรียกว่า Compromise (การประนีประนอม) หรือ Trade-off (การยอมไปได้อย่างเสียอย่าง) ความขัดแย้งในลักษณะเช่นนี้ที่คุณสมบัติเดียวกันของระบบขัดแย้งกันเอง เรียกว่า ความขัดแย้งเชิงกายภาพ ทฤษฎีการแก้ปัญหาเชิงประดิษฐ์คิดค้นระบุว่าความขัดแย้งเชิงกายภาพ สามารถเอาชนะด้วยหลักการในการแก้ปัญหาที่เรียกว่า หลักการของการแบ่งแยก (Principle of Separation) ซึ่งแบ่งย่อยออกเป็น 4 มิติ (ตามรายละเอียดในภาคผนวก ข) คือ

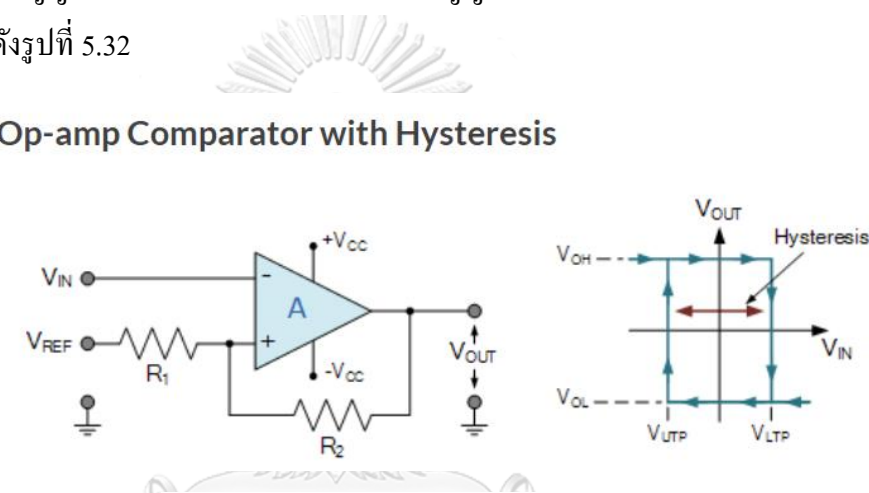
- 1) การแบ่งแยกเชิงพื้นที่
- 2) การแบ่งแยกเชิงเวลา
- 3) การแบ่งแยกเชิงโครงสร้าง(ภาพรวมและส่วนย่อย)
- 4) การแบ่งแยกเชิงเงื่อนไข

แต่ละมิติจะถูกใช้เป็นแนวทางในการระดมสมองเพื่อหาคำตอบ เช่น ในกรณีนี้ ถ้าใช้การแบ่งแยกในเชิงพื้นที่อาจคิดได้ว่าลองแยกวงจรเปรียบเทียบกับสัญญาณออกเป็น 2 ชุด ชุดหนึ่งมีแรงดัน



อ้างอิงสูง อีกชุดหนึ่งมีแรงดันอ้างอิงต่ำ แต่ดูเหมือนแนวทางการแบ่งแยกในเชิงพื้นที่นี้ไม่สามารถนำไปแก้ปัญหาได้จริง เนื่องจากรอบสัญญาณเสียงหายเข้ามาอย่างต่อเนื่อง จึงได้ลองคิดในอีกมิติหนึ่ง คือ ใช้การแบ่งแยกในเชิงเวลาโดยให้ช่วงหายใจเข้ามีแรงดันอ้างอิงสูง และช่วงหายใจออกมีแรงดันอ้างอิงต่ำ ซึ่งหมายความว่าให้สร้างแรงดันอ้างอิง 2 ระดับในวงจรเปรียบเทียบสัญญาณชุดเดียวกัน แต่ปัญหาที่ตามมาคือ จะใช้วิธีการอย่างไรในการสร้างแรงดันอ้างอิง 2 ระดับให้เหมาะกับสัญญาณเสียงหายที่เปลี่ยนไปตามเวลา

ผู้วิจัยได้ลองศึกษาค้นคว้าดูพบการมีตัวอย่างการสร้างแรงดันอ้างอิง 2 ระดับโดยใช้การแบ่งแรงดันจากสัญญาณขาออกจากวงจรเปรียบเทียบสัญญาณมาป้อนกลับให้กับขาแรงดันอ้างอิงทางด้านขาเข้าดังรูปที่ 5.32



รูปที่ 5.32 การสร้างแรงดันอ้างอิง 2 ระดับโดยใช้ Hysteresis

ที่มา : <https://www.electronics-tutorials.ws/opamp/op-amp-comparator.html>

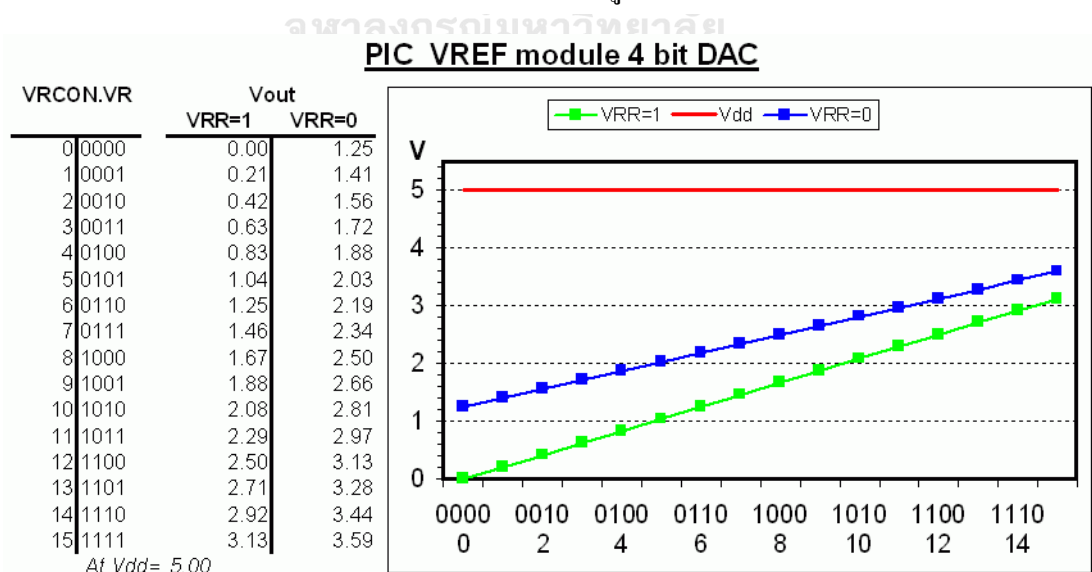
รูปที่ 5.32 ในขณะที่เริ่มต้น แรงดันอ้างอิง ( $V_{ref}$ ) มีค่าอยู่ที่ศูนย์ เมื่อสัญญาณขาเข้า ( $V_{in}$ ) มีค่าเป็นบวกมากขึ้นจะทำให้ได้สัญญาณขาออก ( $V_{out}$ ) ของวงจรเปรียบเทียบสัญญาณมีค่าเป็นลบ สัญญาณขาออกมีค่าเป็นลบนี้จะถูกป้อนกลับไปเป็นแรงดันอ้างอิงโดยการแบ่งแรงดันด้วยตัวต้านทาน  $R_1$  และ  $R_2$  ทำให้แรงดันอ้างอิงเปลี่ยนค่ามาเป็นค่าลบ เมื่อสัญญาณขาเข้า ( $V_{in}$ ) มีค่าน้อยลงจนมีค่าเป็นลบ สัญญาณขาออกจะยังไม่มีเปลี่ยนแปลงจนกว่าสัญญาณขาเข้าจะมีค่าน้อยกว่าแรงดันอ้างอิง สัญญาณขาออกจึงจะเปลี่ยนมาเป็นค่าบวกแล้วถูกป้อนกลับไปเป็นแรงดันอ้างอิง ทำให้แรงดันอ้างอิงเปลี่ยนค่ามาเป็นค่าบวก เมื่อสัญญาณขาเข้า ( $V_{in}$ ) มีค่ามากขึ้นจนมีค่าเป็นบวก สัญญาณขาออกจะยังไม่มีเปลี่ยนแปลงจนกว่าสัญญาณขาเข้าจะมีค่ามากกว่าแรงดันอ้างอิง ลักษณะเช่นนี้เรียกว่า เกิด Hysteresis ทำให้ได้แรงดันอ้างอิง 2 ระดับ

แต่วิธีนี้ ยังไม่สามารถแก้ปัญหาได้โดยง่าย เนื่องจากเส้นรอบสัญญาณของเสียงหายใจจะแกว่งอยู่เฉพาะในด้านบวก จำเป็นที่ต้องหาวิธีไบอัสแรงดันและกลับเฟสแรงดันให้อยู่ในช่วงที่

ต้องการ นอกจากนี้ วิธีการนี้ยังไม่ใช่วิธีการในอุดมคติ เนื่องจากต้องอาศัยทรัพยากรจากภายนอก คือตัวต้านทาน 2 ตัวมาแบ่งแรงดันป้อนกลับและยังต้องมีวงจรไบอัสแรงดันและกลับเฟสแรงดัน เพื่อให้ได้แรงดันอ้างอิง 2 ระดับตามต้องการ ทำให้วงจรมีความซับซ้อน ใช้ชิ้นส่วนมากขึ้นและใช้พื้นที่มากขึ้น

ทฤษฎีการแก้ปัญหาเชิงประดิษฐ์คิดค้นระบุว่า การแก้ปัญหาที่ดีควรเป็นการแก้ปัญหาแบบอุดมคติ (Ideal Solution) คือพยายามแก้ปัญหาโดยใช้ทรัพยากรที่มีอยู่ในระบบเอง โดยไม่จำเป็นต้องพึ่งพาทรัพยากรจากภายนอก

ในระบบของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา นี้ มีการใช้ ไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ PIC16F628A เป็นหน่วยประมวลผลในการคำนวณวิเคราะห์อัตราการหายใจ ในไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ที่ว่ามี Comparator Module และ Voltage Reference Module ที่ยังวางอยู่ ไม่ได้ถูกใช้งาน Voltage Reference Module จะทำหน้าที่สร้างแรงดันอ้างอิงให้กับวงจรเปรียบเทียบสัญญาณ โดยสามารถกำหนดค่าที่ต้องการ โดยการระบุรหัสในรีจิสเตอร์ที่เกี่ยวข้องได้ (รายละเอียดตามภาคผนวก จ) ซึ่งโดยปกติแล้ว จะกำหนดแรงดันอ้างอิงเป็นค่าคงที่เพียงค่าเดียว ในการกำหนดแรงดันอ้างอิงเป็น 2 ค่าหรือ 2 ระดับจึงต้องมีการพัฒนาโปรแกรมให้สามารถตรวจจับขอบขาขึ้นและขอบขาลงของคลื่นสี่เหลี่ยมที่เข้ามาต่อเนื่องกันเพื่อวินิจฉัยว่าเป็นช่วงหายใจเข้าหรือช่วงหายใจออก โดยที่เมื่อพบว่าเป็นช่วงหายใจเข้า แรงดันอ้างอิงจะถูกกำหนดให้มีค่าสูง และหากพบว่าเป็นช่วงหายใจออก แรงดันอ้างอิงจะถูกกำหนดให้มีค่าต่ำซึ่งสามารถเลือกค่าที่เหมาะสมได้ การตั้งค่ารีจิสเตอร์ที่เหมาะสมจากค่าแรงดันอ้างอิงตามรูปที่ 5.33



รูปที่ 5.33 ค่าแรงดันอ้างอิงแยกตามค่ารีจิสเตอร์ (รายละเอียดตามภาคผนวก จ)

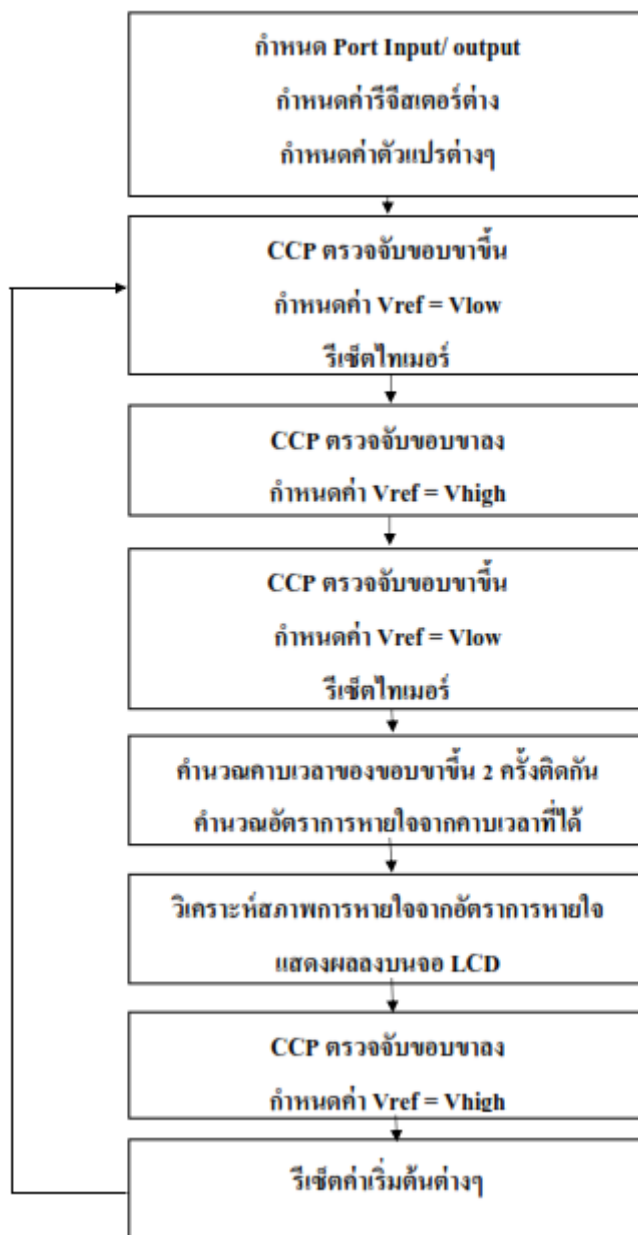
### 5.3.2 การแก้ไขโปรแกรมให้สามารถสร้างแรงดันอ้างอิงได้ 2 ระดับ

โปรแกรมประมวลผลและแสดงผลที่เขียนขึ้นมาก่อนหน้านี้(ข้อ 5.3.3) ถูกกำหนดแรงดันอ้างอิงเป็นค่าคงที่มาจากภายนอก ไม่สามารถแก้ไขในโปรแกรมได้ จึงต้องมีการแก้ไขวงจรและแก้ไขโปรแกรมให้สามารถสร้างแรงดันอ้างอิงได้ 2 ระดับเพื่อหลบหลีกสัญญาณรบกวนทั้งในช่วงหายใจเข้าและหายใจออก จึงมีความจำเป็นที่จะต้องแยกแยะว่าช่วงไหนเป็นช่วงหายใจเข้าและช่วงไหนเป็นช่วงหายใจออกซึ่งสามารถทำได้โดยการตรวจนับขอบขาขึ้นและขอบขาลงของคลื่นสี่เหลี่ยมที่เข้ามา

ในการตรวจนับขอบขาขึ้นและขอบขาลงของคลื่นสี่เหลี่ยมที่เข้ามานั้น

ไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ PIC16F628A มี CCP Module ที่จะทำหน้าที่นี้ได้ (รายละเอียดตามภาคผนวก จ) แต่เนื่องจาก CCP Module มีอยู่เพียงชุดเดียวซึ่งถูกใช้งานไปแล้วในการทำหน้าที่ตรวจนับขอบขาขึ้นของคลื่นสี่เหลี่ยม 2 ลูกต่อเนื่องกันเพื่อคำนวณอัตราการหายใจในโปรแกรมที่เขียนขึ้นครั้งก่อน จึงได้แก้ไขโปรแกรมให้สามารถตรวจนับขอบขาลงของคลื่นสี่เหลี่ยมด้วยดัง Flow chart แบบย่อในรูปที่ 5.34 สำหรับโปรแกรมฉบับเต็มสามารถดูได้ในภาคผนวก ฉ



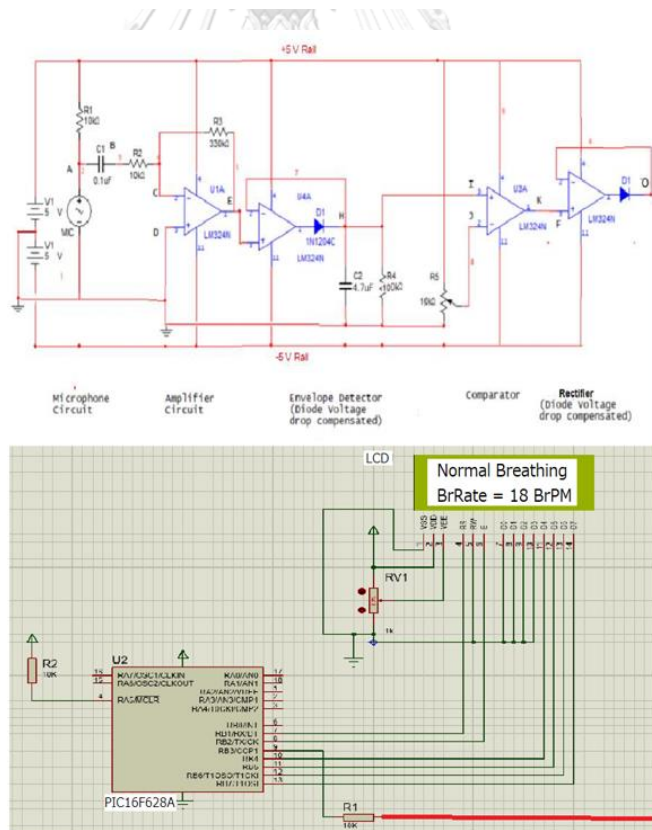


รูปที่ 5.34 โปรแกรมประมวลผลและแสดงผลแบบแรงดันอ้างอิง 2 ระดับ

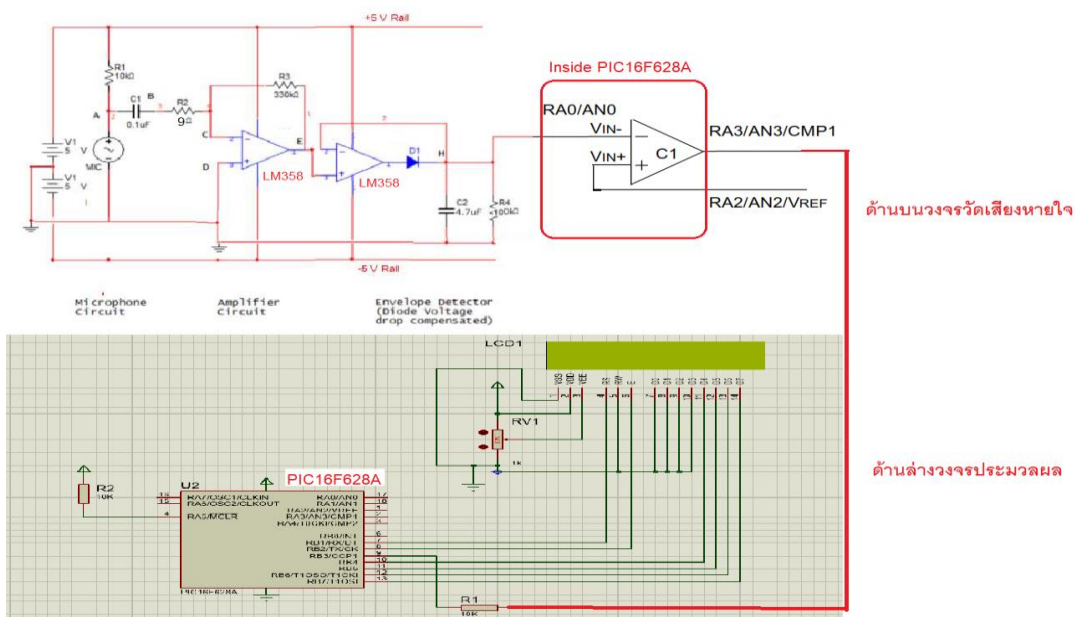
ตามรูปที่ 5.34 หลังจากที CCP Module ตรวจสอบขาขึ้นของคลื่นสี่เหลี่ยมได้แล้ว (ซึ่งหมายความว่าระบบเริ่มเข้าสู่ช่วงหายใจออก) CCP Module จะถูกเปลี่ยนมาทำหน้าที่ตรวจสอบขาลงของคลื่นสี่เหลี่ยม และเมื่อ CCP Module ตรวจสอบขาลงของคลื่นสี่เหลี่ยมได้แล้ว (ซึ่งหมายความว่าระบบเริ่มเข้าสู่ช่วงหายใจเข้า) CCP Module จะถูกเปลี่ยนมาทำหน้าที่ตรวจสอบขาขึ้นของคลื่นสี่เหลี่ยมอีกเป็นเช่นนี้สลับกันไป ระหว่างนั้น เมื่อพบว่าเป็นช่วงหายใจเข้า แรงดัน

อ้างอิงจะถูกกำหนดให้มีค่าสูง และหากพบว่าเป็นช่วงหายใจออก แรงดันอ้างอิงจะถูกกำหนดให้มีค่าต่ำ

จากการแก้ปัญหาความขัดแย้งในการกำหนดค่าแรงดันอ้างอิงในวงจรเปรียบเทียบสัญญาณ โดยใช้หลักการแบ่งแยกในเชิงเวลาของ TRIZ ตามรายละเอียดในหัวข้อที่ 5.3 และจากการใช้แนวคิดของทรัพยากร(Resources) ในการแก้ปัญหาของ TRIZ ตามรายละเอียดในหัวข้อที่ 2.2.4 ข้อย่อย 4) ทำให้สามารถปรับปรุงวงจรเดิมในเฟสที่ 1 ตามรูปที่ 5.23 ที่แนบมาด้านล่าง โดยการลดชิ้นส่วนเดิมไปใช้ทรัพยากรที่มีอยู่แล้วในระบบแทน กล่าวคือ วงจรเปรียบเทียบสัญญาณในเฟส 1 ได้เปลี่ยนจากการใช้ออปแอมป์มาใช้ Comparator Module (รายละเอียดตามภาคผนวก จ) ของไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ PIC16F628A ซึ่งมีแรงดันขาออกอยู่ในช่วง 0-5 V ทำให้ไม่มีความจำเป็นที่จะต้องใช้วงจรเรียงกระแสเคลื่อนที่เคลื่อนที่ออกมา ทำให้ประหยัดออปแอมป์ไปได้ 2 ตัว (ออปแอมป์ 2 ตัวสุดท้ายด้านขวาสุดของรูปที่ 5.23 ที่ใช้เป็น Comparater และ Rectifier นั้น ไม่จำเป็นต้องใช้อีกต่อไป) จึงเปลี่ยนจาก LM324N มาใช้ LM358N ซึ่งเป็น Dual Op Amp ซึ่งมีขนาดเล็กแทน ผู้วิจัยได้ทำการออกแบบและปรับปรุงวงจรใหม่ดังรูปที่ 5.35

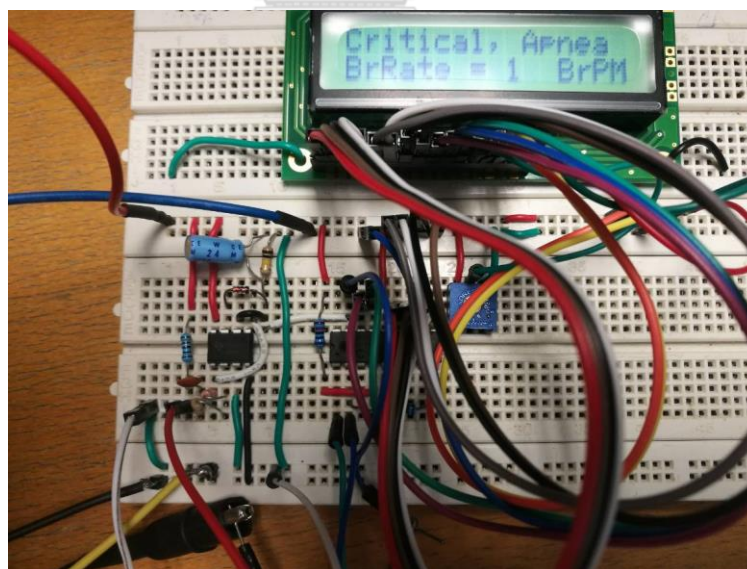


รูปที่ 5.23 วงจรต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเฟสที่ 1



รูปที่ 5.35 แผนภาพวงจรวัดและประมวลผลอัตราการหายใจหลังแก้ไข

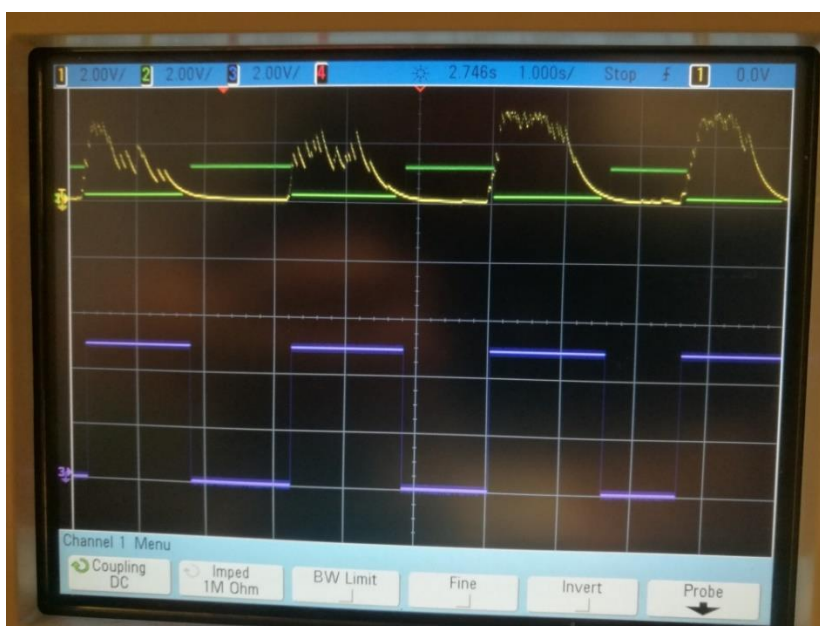
จากวงจรวัดและประมวลผลอัตราการหายใจที่แก้ไขแล้วในรูปที่ 5.35 ผู้วิจัยได้นำไปพัฒนาต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจดังรูปที่ 5.36 เพื่อนำไปทำการทดลองต่อไป



รูปที่ 5.36 ต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจที่แก้ไขปรับปรุง

### 5.3.3 การทดสอบการทำงานต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการใช้แบบพิกษาชนิดแรงดัน อ้างอิง 2 ระดับ

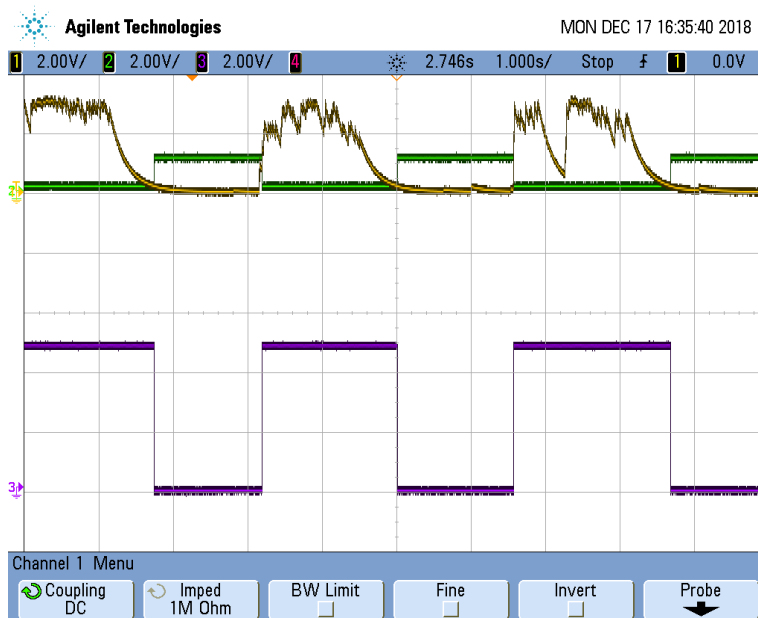
หลังจากที่ได้แก้ไขโปรแกรมและปรับปรุงวงจรของต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการใช้ให้สามารถทำงานที่แรงดันอ้างอิง 2 ระดับแล้ว ผู้วิจัยได้ทำการทดสอบการทำงานของโปรแกรมโดยใช้ต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการใช้ที่แก้ไขปรับปรุงแล้วมาทำการวัดสัญญาณขาเข้าและขาออกของวงจรเปรียบเทียบสัญญาณโดยใช้ออสซิลโลสโคป ได้ผลดังรูปที่ 5.37



รูปที่ 5.37 สัญญาณขาเข้าและขาออกของวงจรเปรียบเทียบสัญญาณที่วัดได้นบนออสซิลโลสโคป

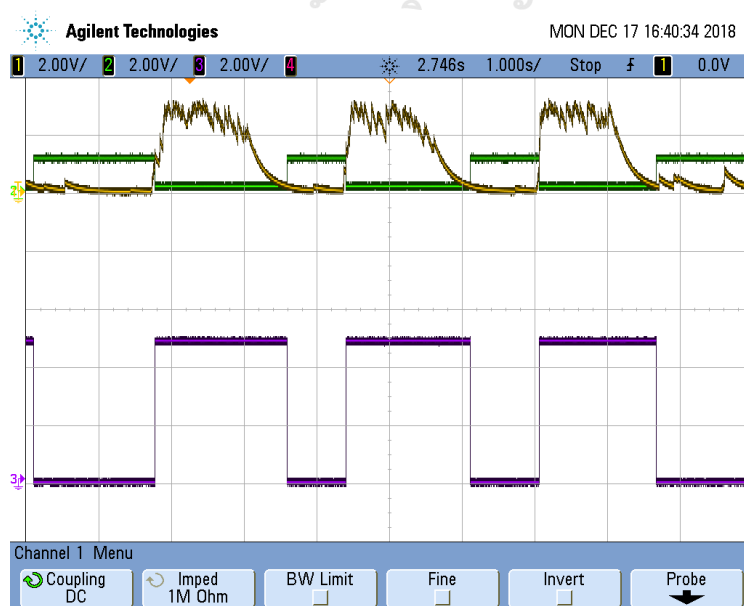
ตามรูปที่ 5.37 เส้นกราฟเส้นแรก(เส้นสีเหลือง)คือกรอบสัญญาณเสียงหายใจจากวงจรตรวจจับกรอบสัญญาณ เส้นที่ 2 (เส้นสีเขียว)เป็นแรงดันอ้างอิงที่โปรแกรมสร้างขึ้นมาที่ขา RA2/Vref ของไมโครคอนโทรลเลอร์ถูกนำไปเปรียบเทียบกับกรอบสัญญาณเสียงหายใจ(เส้นสีเหลือง)ในวงจรเปรียบเทียบสัญญาณ ส่วนเส้นที่ 3 (สีม่วง)เป็นสัญญาณขาออกจากวงจรเปรียบเทียบสัญญาณ เป็นคลื่นสี่เหลี่ยมที่เข้าจังหวะกับสัญญาณเสียงหายใจ ซึ่งจะถูกนำไปประมวลผลเพื่อหาค่าอัตราการใช้และกำหนดค่าแรงดันอ้างอิงในไมโครคอนโทรลเลอร์ตามโปรแกรมที่ได้แก้ไขไว้ โดยตั้งค่าออสซิลโลสโคปให้มีแกนเวลาเป็น 1 s/div และแกนตั้งเป็น 5 V/div ทุกช่องสัญญาณตามรูปจะเห็นว่าแรงดันอ้างอิงมีการปรับตัวขึ้นลงแยกตามช่วงเวลาหายใจเข้าและหายใจออกตามที่ได้ออกแบบไว้ คือ เมื่อพบว่าเป็นช่วงหายใจเข้า แรงดันอ้างอิงจะถูกกำหนดให้มีค่าสูงเป็น 1.25 V และหากพบว่าเป็นช่วงหายใจออก แรงดันอ้างอิงจะถูกกำหนดให้มีค่าต่ำเป็น 0.21 V ทำให้สามารถแก้ไขปัญหาความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากการหายใจไม่สม่ำเสมอในช่วงหายใจออกดังกล่าว

ทดลองในรูปที่ 5.38 และ ปัญหาสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวของร่างกายและจากสภาพแวดล้อมในช่วงหายใจเข้าได้ดังการทดลองในรูปที่ 5.39



รูปที่ 5.38 การหายใจออกไม่สม่ำเสมอ

ตามรูปที่ 5.38 แสดงตัวอย่างการหายใจออกที่ไม่สม่ำเสมอ(ลูกที่ 3) กรอบสัญญาณเสียงหายใจตกต่ำลงมาก แต่แรงดันอ้างอิงอยู่ต่ำกว่า จึงไม่เกิดการสร้างคลื่นสี่เหลี่ยมที่ผิดจังหวะ ปัญหาความคลาดเคลื่อนในการตรวจจับขอบขาขึ้นคลื่นสี่เหลี่ยมจึงถูกหลีกเลี่ยงไปได้ ไม่ทำให้ค่าอัตราการหายใจที่คำนวณออกมาเกิดความผิดพลาด



รูปที่ 5.39 สัญญาณรบกวนในช่วงหายใจเข้า

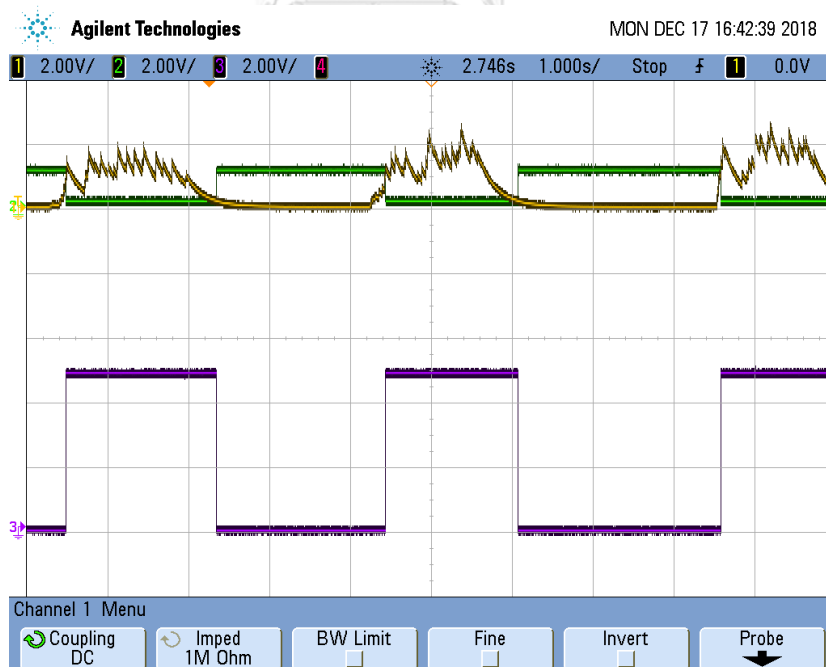


รูปที่ 5.39 แสดงสัญญาณรบกวนจากการเคาะท่อสั้นพ้อง 3 ครั้งในช่วงหายใจเข้า ทำให้เกิดสัญญาณรบกวนเข้ามาในกรอบสัญญาณเสียงหายใจ(ด้านขวาสุด) แต่แรงดันอ้างอิงอยู่สูงกว่าสัญญาณรบกวน จึงไม่เกิดการสร้างคลื่นสี่เหลี่ยมที่ผิดจังหวะ ปัญหาความคลาดเคลื่อนในการตรวจจับขอบขาขึ้นคลื่นสี่เหลี่ยมจึงถูกหลีกเลี่ยงไปได้ ไม่ทำให้ค่าอัตราการหายใจที่คำนวณออกมาเกิดความผิดพลาด

จากการทดลองทั้ง 2 กรณีเป็นการยืนยันว่า โปรแกรมประมวลผลที่ใช้แรงดันอ้างอิง 2 ระดับเปลี่ยนตามจังหวะการหายใจเข้าและหายใจออกนั้นสามารถแก้ไขปัญหาความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากการหายใจไม่สม่ำเสมอในช่วงหายใจออกได้ดังการทดลองในรูปที่ 5.38 และ ปัญหาสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวของร่างกายและจากสภาพแวดล้อมในช่วงหายใจเข้าได้ดังการทดลองในรูปที่ 5.39

#### 5.3.4 ปัญหาการหายใจแผ่ว

ในกรณีที่หายใจแผ่วเบา แม้กรอบสัญญาณเสียงหายใจจะมีค่าลดน้อยลงใกล้ระดับแรงดันอ้างอิง แต่โปรแกรมประมวลผลที่ใช้แรงดันอ้างอิง 2 ระดับเปลี่ยนตามจังหวะการหายใจเข้าและหายใจออกนั้นสามารถตรวจจับการหายใจแล้วสร้างรูปคลื่นสี่เหลี่ยมได้อย่างถูกต้องดังรูปที่ 5.40

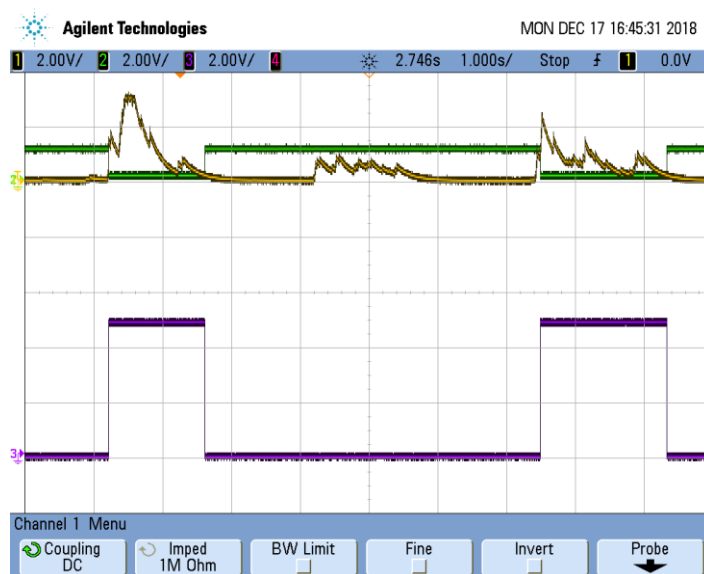


รูปที่ 5.40 แสดงการหายใจแผ่ว

รูปที่ 5.40 เป็นตัวอย่างของการหายใจแผ่ว จะเห็นว่ากรอบสัญญาณเสียงหายใจมีการสั่นไหวขึ้นลงระหว่าง 0.5-2 V แต่แรงดันอ้างอิงในช่วงหายใจเข้าตั้งไว้สูงที่ 1.25 V ทำให้วงจร

เปรียบเทียบสัญญาณสามารถตรวจจับช่วงหายใจออกได้ และแรงดันอ้างอิงในช่วงหายใจออกตั้งไว้ที่ 0.2 ซึ่งอยู่ต่ำกว่าการสั่นไหวขึ้นลงของกรอบสัญญาณเสียงหายใจ จึงไม่เกิดความคลาดเคลื่อนสามารถวัดอัตราการหายใจในช่วงหายใจแผ่วได้อย่างถูกต้อง

แต่หากหายใจแผ่วมาก ๆ กรอบสัญญาณเสียงหายใจในช่วงหายใจออกอยู่ต่ำกว่าแรงดันอ้างอิง 1.25 V ที่ตั้งไว้ วงจรเปรียบเทียบสัญญาณจะไม่สามารถตรวจจับช่วงหายใจออกได้ ทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนดังตัวอย่างในรูปที่ 5.41

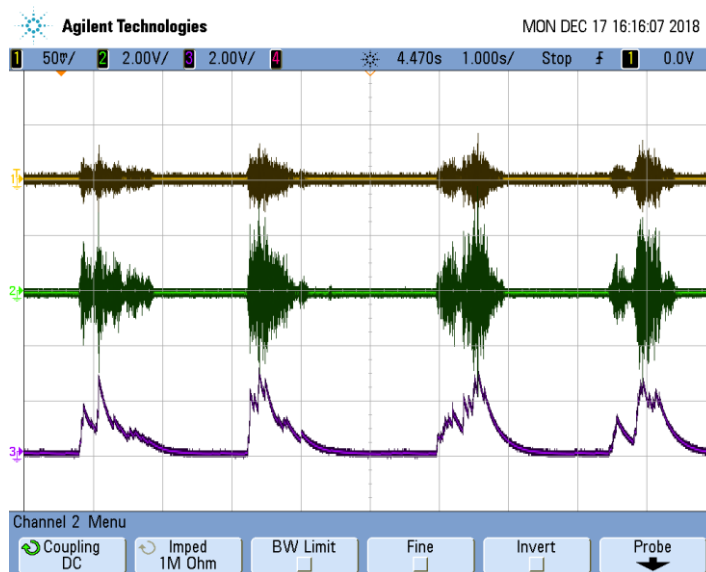


รูปที่ 5.41 แสดงการหายใจแผ่วมาก

รูปที่ 5.41 เป็นตัวอย่างการหายใจแผ่วมาก ๆ กรอบสัญญาณเสียงหายใจลูกที่ 2 ในช่วงหายใจออกอยู่ต่ำกว่าแรงดันอ้างอิง 1.25 V ที่ตั้งไว้ในช่วงหายใจเข้า ทำให้วงจรเปรียบเทียบสัญญาณไม่สามารถตรวจจับช่วงหายใจออกได้ เป็นผลให้ไม่สามารถสร้างคลื่นสี่เหลี่ยมออกมาในช่วงหายใจแผ่วนี้ ทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนในการคำนวณหาอัตราการหายใจในช่วงนั้น

### 5.3.5 การแก้ปัญหาความคลาดเคลื่อนในขณะที่หายใจแผ่ว

เพื่อให้สามารถแก้ปัญหาความคลาดเคลื่อนในขณะที่หายใจแผ่วได้อย่างถูกต้อง ผู้วิจัยได้ทำการทดลองเพื่อหาขนาดของเสียงหายใจในขณะที่หายใจแผ่ว ได้ผลดังรูปที่ 5.42



รูปที่ 5.42 การวัดขนาดของเสียงหายใจในขณะที่หายใจแผ่ว

ตามรูปที่ 5.42 กราฟเส้นบนสุดเป็นสัญญาณเสียงหายใจที่ออกจากวงจรไมโครโฟนซึ่งพบว่าเสียงหายใจในขณะที่หายใจแผ่วสุด(ลูกแรก)จะมีขนาดประมาณ 10-30 mV (แกนตั้ง 50 mV/div)

กราฟเส้นที่ 2 ตรงกลางเป็นสัญญาณเสียงหายใจที่ผ่านวงจรขยายสัญญาณแล้ว พบว่าเสียงหายใจที่ขยายแล้วในขณะที่หายใจแผ่วสุด(ลูกแรก)จะมีขนาดประมาณ 0.3-1 V (แกนตั้ง 2 V/div, อัตราขยายของวงจรขยายสัญญาณออกแบบไว้ที่ 33 เท่า)

กราฟเส้นล่างสุดเป็นกรอบสัญญาณเสียงหายใจที่ออกจากวงจรตรวจจับกรอบสัญญาณ ซึ่งจะได้ขึ้นตามพลัสความถี่สูงในสัญญาณเสียงหายใจ สัญญาณเสียงหายใจลูกแรกกับลูกที่ 2 เริ่มด้วยพลัสขนาดแรงดันสูง ทำให้กรอบสัญญาณได้ขึ้นตามพลัสด้วยความชันสูง แต่สัญญาณเสียงหายใจลูกที่ 3 นั้น เริ่มด้วยพลัสขนาดแรงดันไม่สูง ทำให้กรอบสัญญาณเสียงหายใจค่อย ๆ ได้ขึ้นตามค่าคงที่เวลาของวงจรตรวจจับกรอบสัญญาณก่อนที่จะตกลงมาหลังผ่านพินพลัสที่มีขนาดแรงดันสูงสุด ซึ่งจะตกลงมาด้วยความชันที่แปลผกผันตามค่าคงที่เวลาของวงจรตรวจจับกรอบสัญญาณ ค่าคงที่เวลาสามารถคำนวณได้ตามที่ออกแบบไว้ คือ  $\text{Time constant} = C2 \cdot R4 = 4.7\mu\text{F} \cdot 100\text{k}\Omega = 470 \text{ ms} = 0.47 \text{ s}$

เพื่อไม่ให้เกิดปัญหาความคลาดเคลื่อนในขณะที่หายใจแผ่ว ผู้วิจัยได้แก้ไขการออกแบบ ดังนี้

1) สัญญาณเสียงหายใจที่เบวเบาเกินไปจะต่ำกว่าแรงดันอ้างอิงในช่วงหายใจเข้า วงจรเปรียบเทียบสัญญาณไม่สามารถสร้างคลื่นสี่เหลี่ยมออกมาได้ ทำให้ตรวจจับช่วงหายใจออกไม่พบ เกิดความคลาดเคลื่อนในการวัดขึ้นได้ แนวทางแก้ไขจะใช้อัตราขยายเท่ากับ 100 เท่า เพื่อให้ได้สัญญาณเสียงหายใจที่ขยายแล้วอย่างต่ำอยู่ที่ 1 V และลดขนาดแรงดันอ้างอิงช่วงหายใจเข้าลงมาเป็น 0.83 V ซึ่งการแก้ไขดังกล่าวจะไม่กระทบต่อการตรวจจับการหายใจปกติหรือหายใจแรง เพราะหากหายใจแรง สัญญาณเสียงหายใจที่ขยายแล้วจะอิมพัลส์ที่ประมาณ 4.2 V ซึ่งวงจรเปรียบเทียบสัญญาณยังคงสามารถเปรียบเทียบกับแรงดันอ้างอิงและสร้างคลื่นสี่เหลี่ยมออกมาได้ และสัญญาณรบกวนในช่วงหายใจเข้ามีขนาดไม่สูงนัก(ไม่เกิน 0.8 V) ดังนั้นการลดขนาดแรงดันอ้างอิงในช่วงหายใจเข้าลงมาอยู่ที่ 0.83 V จึงยังคงเพียงพอที่จะหลบหลีกสัญญาณรบกวนนี้ได้

2) ค่าคงที่เวลาที่ออกแบบไว้ (0.47 s) อาจนานเกินไปสำหรับกรณีที่หายใจเร็ว เช่น มากกว่า 60 BrPM กรอบสัญญาณเสียงหายใจออกอาจลดลงไม่ถึงค่าแรงดันอ้างอิงในช่วงหายใจออก (0.21V) ก็เริ่มได้ขึ้นตามการหายใจออกครั้งใหม่ ทำให้ไม่สามารถตรวจจับช่วงหายใจเข้าได้ เกิดเป็นความคลาดเคลื่อนขึ้น แนวทางแก้ไขคือจะลดค่า Time constant ลงครึ่งหนึ่ง คือ ลดลงเป็น 0.24 s ซึ่งจะไม่มีผลกระทบแม้จะเกิดความไม่สม่ำเสมอในช่วงหายใจออกก็ตามเพราะระยะเวลาที่เกิดความไม่สม่ำเสมอในช่วงหายใจออกจะสั้นกว่าค่าคงที่เวลาที่ออกแบบไว้ ทำให้กรอบสัญญาณเสียงหายใจออกลดลงไม่ถึงค่าแรงดันอ้างอิงในช่วงหายใจออก

#### 5.4 การทดสอบความถูกต้องของต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา

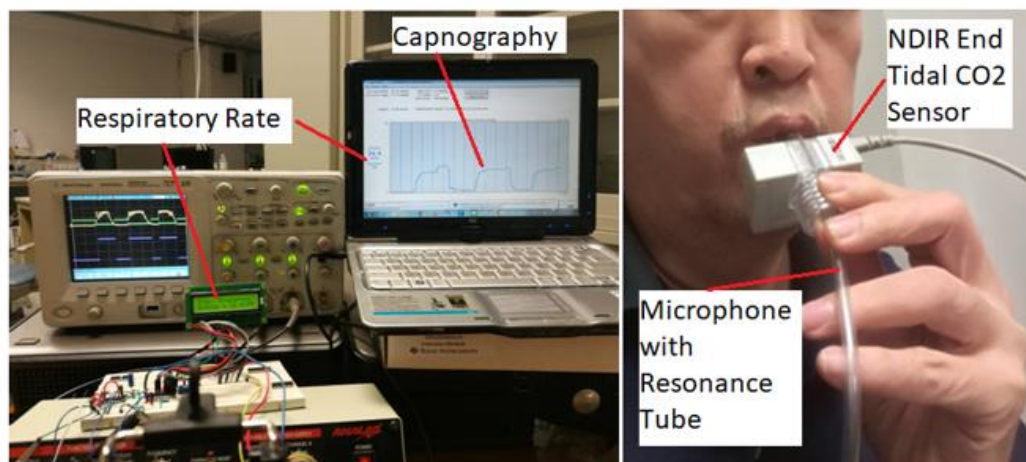
ในการทดสอบความถูกต้องของต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา มาตรฐานที่ใช้เปรียบเทียบคือเครื่องวัดอัตราการหายใจแบบ End Tidal CO<sub>2</sub> Capnography ซึ่งใช้วิธีวัดการดูดกลืนแสงอินฟราเรดของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจเข้าออก เครื่องวัดอัตราการหายใจแบบ End Tidal CO<sub>2</sub> Capnography นิยมใช้ในห้องฉุกเฉินเพื่อตรวจสอบความถูกต้องของการสอดท่อช่วยหายใจและใช้ติดตามการหายใจของผู้ป่วยในห้องไอซียู (T. Neideen, 2012, Ramsay et al., 2013) ถือเป็นเครื่องมาตรฐาน (Gold Standard) ผู้วิจัยได้จัดซื้อเครื่องวัดอัตราการหายใจแบบ End Tidal CO<sub>2</sub> Capnography (Mainstream ETCO<sub>2</sub>, Wuhan Cubic Optoelectronics รายละเอียดตามภาคผนวก จ) ซึ่งมาพร้อมกับโปรแกรมวิเคราะห์และแสดงผลการเปลี่ยนแปลงของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจเข้าออก และอัตราการหายใจ กราฟของการเปลี่ยนแปลงของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจเข้าออกมีชื่อเรียกว่า Capnography อุปกรณ์ที่ใช้วัดนี้จึงมีชื่อเรียกว่า Capnography Meter แสงอินฟราเรดที่ใช้ในอุปกรณ์นี้จะเป็นแสงอินฟราเรดที่ไม่มีการแยกกระจายเรียกว่า Non-dispersive Infrared (NDIR) จึงมักเรียกอุปกรณ์ตรวจจับก๊าซ

คาร์บอนไดออกไซด์นี้ว่า NDIR ETCO<sub>2</sub> Sensor. หมายถึงการตรวจจับก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในช่วงหายใจออก ซึ่งปกติแล้วช่วงหายใจเข้าจะเป็นก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในอากาศภายนอกซึ่งมีค่าน้อยมาก แต่ในช่วงหายใจออกจะมีก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์จากการเผาผลาญน้ำตาลในร่างกายออกมาด้วย จึงเห็นกราฟความเข้มข้นของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจออกเพิ่มสูงขึ้นจนมีค่าสูงสุดเมื่อถึงปลายสุดของการหายใจออกก่อนจะลดลงมาสู่ช่วงหายใจเข้า การหาอัตราการหายใจจะใช้อัลกอริทึมที่วัดจากการเปลี่ยนแปลงของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจเข้าออกนำมาคำนวณหาอัตราการหายใจซึ่งไม่มีการเปิดเผยรายละเอียดของอัลกอริทึมนี้ เมื่อดูจากกราฟ Capnography แล้ว จะมีลักษณะเหมือนกับต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นโดยที่สัญญาณเสียงหายใจที่ออกมาจะปรากฏเฉพาะในช่วงหายใจออกเช่นกัน เพื่อให้เปรียบเทียบได้สะดวก จะเรียกชื่อเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นนี้ว่า BrRate Monitor



#### 5.4.1 ขั้นตอนการทดสอบ

นำท่อสั้นพ้องของ BrRate Monitor สอดเข้าไปในท่อหายใจ (Airway adapter) ของ NDIR ETCO<sub>2</sub> Sensor โดยให้ท่อสั้นพ้องของ BrRate Monitor อยู่ในระดับที่ต่ำกว่าแนวแสงอินฟราเรดของ NDIR ETCO<sub>2</sub> Sensor เพื่อไม่ให้ท่อสั้นพ้องไปบังหรือขวางทางของแสงอินฟราเรด เพื่อความสะดวกจะใช้วิธีหายใจทางปากผ่านเข้าไปใน ท่อหายใจ (Airway adapter) ของ NDIR ETCO<sub>2</sub> Sensor ที่มีท่อสั้นพ้องของ BrRate Monitor สอดอยู่ดังรูปที่ 5.43 (ขวามือ) ให้อาสาสมัครหายใจที่ระดับความถี่และระดับความแรงต่าง ๆ ออกทางปากผ่านท่อหายใจ (Airway adapter) ของ NDIR ETCO<sub>2</sub> Sensor ที่มีท่อสั้นพ้องของ BrRate Monitor สอดอยู่ แล้วทำการวัดผลการเปลี่ยนแปลงและค่าอัตราการหายใจที่ได้ไปพร้อมกัน โดยที่กราฟ Capnography และอัตราการหายใจของ Capnography Meter จะถูกแสดงผลบนหน้าจอโน้ตบุ๊ก ส่วนกราฟสัญญาณเสียงหายใจ ระดับแรงดันอ้างอิงและคลื่นสี่เหลี่ยมที่ได้จากของ BrRate Monitor จะแสดงผลบนจอออสซิลโลสโคป พร้อมกับแสดงผลการคำนวณอัตราการหายใจและการวิเคราะห์สภาพการหายใจบนหน้าจอ LCD เพื่อเปรียบเทียบกันดังรูปที่ 5.43 (ซ้ายมือ)



รูปที่ 5.43 การทดสอบความถูกต้องของ BrRate Monitor ที่พัฒนาขึ้นเทียบกับ Capnography Meter โดยการทดสอบจะให้อาสาสมัครหายใจที่ระดับความถี่และระดับความแรงดังนี้

- 1) หายใจแผ่วที่ความถี่ปกติ
- 2) หายใจแรงปกติที่ความถี่ช้ากว่าปกติ
- 3) หายใจแรงปกติที่ความถี่เร็วกว่าปกติ
- 4) หายใจแรงปกติที่ความถี่สูง

#### 5.4.2 ผลการทดสอบ

- 1) หายใจแผ่วที่ความถี่ปกติ

อาสาสมัครหายใจแผ่วที่ความถี่ปกติ BrRate Monitor สามารถตรวจจับเสียงหายใจแผ่วได้โดยไม่เกิดความผิดพลาด เนื่องจากระดับแรงดันอ้างอิงในช่วงหายใจเข้าถูกตั้งค่าไว้ที่ 0.83 V ซึ่งต่ำกว่ากรอบสัญญาณเสียงหายใจในช่วงหายใจออก ทำให้ตรวจจับช่วงหายใจออกได้ แล้วระดับแรงดันอ้างอิงจะลดลงมาเหลือ 0.21 V ในช่วงหายใจออก ซึ่งอยู่ต่ำกว่าการสั่นไหวของลมหายใจออก จึงไม่เกิดความผิดพลาด เมื่อสิ้นสุดลมหายใจออก กรอบสัญญาณเสียงหายใจจะตกลงมาต่ำกว่าระดับแรงดันอ้างอิง ทำให้ตรวจจับช่วงหายใจเข้าได้ แล้วระดับแรงดันอ้างอิงจะเพิ่มขึ้นเป็น 0.83V ในช่วงหายใจเข้าซึ่งสูงกว่าสัญญาณรบกวนต่าง ๆ ที่อาจจะเกิดขึ้นในช่วงหายใจเข้า ทำให้ไม่เกิดความคลาดเคลื่อนดังรูปที่ 5.44 แกนเวลาของออสซิลโลสโคปถูกตั้งค่าไว้ที่ 2 s/div มีคลื่นสี่เหลี่ยมปรากฏบนจอออสซิลโลสโคป 5 ลูกซึ่งแกนเวลายาว 20 วินาที ดังนั้น อัตราการหายใจจะอยู่ที่ 15 ครั้งต่อนาทีซึ่งตรงกับค่าที่แสดงบนจอ LCD และตรงกับค่าที่แสดงบนโน้ตบุ๊กของ Capnography Meter และเนื่องจากเป็นการหายใจแผ่ว จึงมีก๊าซคาร์บอนได้ออกไซด์ออกมาน้อยกว่าปกติ ค่า  $\text{ETCO}_2$  อ่านได้ 29.9 mmHg



รูปที่ 5.44 การทดสอบ BrRate Monitor เทียบกับ Capnography Meter (หายใจแผ่วที่ความถี่ปกติ)

## 2) หายใจแรงปกติที่ความถี่ช้ากว่าปกติ

อาสาสมัครหายใจแรงปกติที่ความถี่ช้ากว่าปกติ BrRate Monitor สามารถตรวจจับเสียงหายใจได้โดยไม่เกิดความผิดพลาด เนื่องจากการหายใจแรงปกติ สัญญาณเสียงหายใจจะถูกขยายด้วยวงจรขยายสัญญาณขึ้นเป็น 100 เท่า ทำให้กรอบสัญญาณเสียงหายใจมีค่าสูงใกล้เคียงระดับอิมพัลส์ ระดับแรงดันอ้างอิงในช่วงหายใจเข้าถูกตั้งค่าไว้ที่ 0.83 V ซึ่งต่ำกว่ากรอบสัญญาณเสียงหายใจในช่วงหายใจออก ทำให้ตรวจจับช่วงหายใจออกได้ แล้วระดับแรงดันอ้างอิงจะลดลงมาเหลือ 0.21 V ในช่วงหายใจออก ซึ่งอยู่ต่ำกว่าการสั่นไหวของลมหายใจออก จึงไม่เกิดความผิดพลาด เมื่อสิ้นสุดลมหายใจออก กรอบสัญญาณเสียงหายใจจะตกลงมาต่ำกว่าระดับแรงดันอ้างอิง ทำให้ตรวจจับช่วงหายใจเข้าได้ แล้วระดับแรงดันอ้างอิงจะเพิ่มขึ้นเป็น 0.83V ในช่วงหายใจเข้าซึ่งสูงกว่าสัญญาณรบกวนต่าง ๆ ที่อาจจะเกิดขึ้นในช่วงหายใจเข้า ทำให้ไม่เกิดความคลาดเคลื่อนดังรูปที่ 5.45 แกนเวลาของออสซิลโลสโคปถูกตั้งค่าไว้ที่ 2 s/div มีคลื่นสี่เหลี่ยมปรากฏบนจอออสซิลโลสโคป 3 ลูกซึ่งแกนเวลายาว 20 วินาที ดังนั้น อัตราการหายใจจะอยู่ที่ 9 ครั้งต่อนาทีซึ่งตรงกับค่าที่แสดงบนจอ LCD และตรงกับค่าที่แสดงบนโน้ตบุ๊กของ Capnography Meter และเนื่องจากการหายใจแรงปกติ จึงมีก๊าซคาร์บอนได้ออกไซด์ออกมาในปริมาณปกติ ค่า ETCO<sub>2</sub> อ่านได้ 36.2 mmHg



รูปที่ 5.45 การทดสอบ BrRate Monitor เทียบกับ Capnography Meter (หายใจแรงปกติที่ความถี่ช้ากว่าปกติ)

### 3) หายใจแรงปกติที่ความถี่เร็วกว่าปกติ

อาสาสมัครหายใจแรงปกติที่ความถี่เร็วกว่าปกติ BrRate Monitor สามารถตรวจจับเสียงหายใจได้โดยไม่เกิดความผิดพลาด ดังรูปที่ 5.46 แกนเวลาของออสซิลโลสโคปถูกตั้งค่าไว้ที่ 2 s/div มีคลื่นสี่เหลี่ยมปรากฏบนจอออสซิลโลสโคป 7 ลูกซึ่งแกนเวลายาว 20 วินาที ดังนั้น อัตราการหายใจควรจะอยู่ที่ 21 ครั้งต่อนาที แต่ค่าที่แสดงบนจอ LCD ระบุอัตราการหายใจเป็น 22 ครั้งต่อนาที ทั้งนี้เป็นเพราะการหายใจไม่สม่ำเสมอ และ BrRate Monitor จะคำนวณอัตราการหายใจ ณ เวลาปัจจุบันโดยคำนวณจากคาบเวลาของคลื่นสี่เหลี่ยม 2 ลูกสุดท้ายที่อยู่ติดกันในลักษณะ Breath by Breath ซึ่งค่าที่ได้จะตรงกับค่าที่แสดงบนโน้ตบุ๊กของ Capnography Meter และ ค่า ETCO<sub>2</sub> อ่านได้ 30.7 mmHg น้อยกว่าค่าปกติ ซึ่งอธิบายได้ว่าแม้จะเป็นการหายใจแรงปกติ แต่การหายใจเร็วกว่าปกติทำให้คาบเวลาของการหายใจสั้น การเผาผลาญน้ำตาลในร่างกายไม่สมบูรณ์ จึงมีก๊าซคาร์บอนได้ออกไซด์ออกมาในปริมาณน้อยกว่าปกติ





รูปที่ 5.46 การทดสอบ BrRate Monitor เทียบกับ Capnography Meter (หายใจแรงปกติที่ความถี่เร็วกว่าปกติ)

#### 4) หายใจแรงปกติที่ความถี่สูง

แม้อาสาสมัครหายใจแรงปกติที่ความถี่สูง BrRate Monitor สามารถตรวจจับเสียงหายใจได้โดยไม่เกิดความผิดพลาด ดังรูปที่ 5.47 แกนเวลาของออสซิลโลสโคปถูกตั้งค่าไว้ที่ 2 s/div มีคลื่นสี่เหลี่ยมปรากฏบนจอออสซิลโลสโคป 25 ลูกในเวลายาวประมาณ 15 วินาที ดังนั้นอัตราการหายใจควรจะอยู่ที่ 100 ครั้งต่อนาที แต่ค่าที่แสดงบนจอ LCD ระบุอัตราการหายใจเป็น 98 ครั้งต่อนาที ทั้งนี้เป็นเพราะการหายใจไม่สม่ำเสมอ และ BrRate Monitor จะคำนวณอัตราการหายใจ ณ เวลาปัจจุบันโดยคำนวณจากคาบเวลาของคลื่นสี่เหลี่ยม 2 ลูกสุดท้ายที่อยู่ติดกันในลักษณะ Breath by Breath ซึ่งค่าที่ได้จะตรงกับค่าที่แสดงบนโน้ตบุ๊กของ Capnography Meter และค่า  $ETCO_2$  อ่านได้ 27.4 mmHg น้อยกว่าค่าปกติมาก ซึ่งอธิบายได้ว่าแม้จะเป็นการหายใจแรงปกติ แต่การหายใจด้วยความถี่สูงมากซึ่งในทางการแพทย์เรียกว่า Hyperventilation นั้น ทำให้คาบเวลาของการหายใจสั้นมาก การเผาผลาญน้ำตาลในร่างกายทำได้ไม่เต็มที่ จึงมีก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ออกมาในปริมาณน้อยกว่าปกติมาก

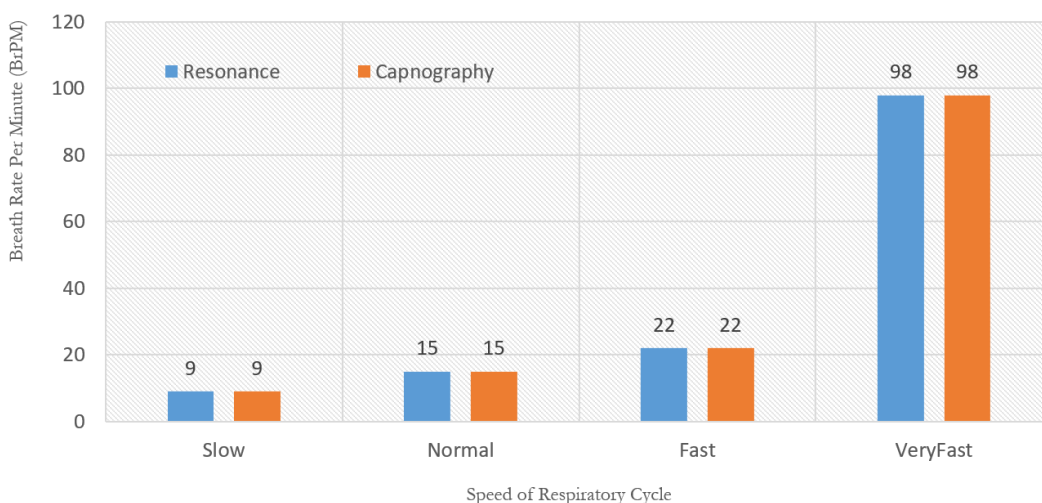


รูปที่ 5.47 การทดสอบ BrRate Monitor เทียบกับ Capnography Meter (หายใจแรงปกติที่ความถี่สูง)

### 5.5 สรุปและอภิปรายผล

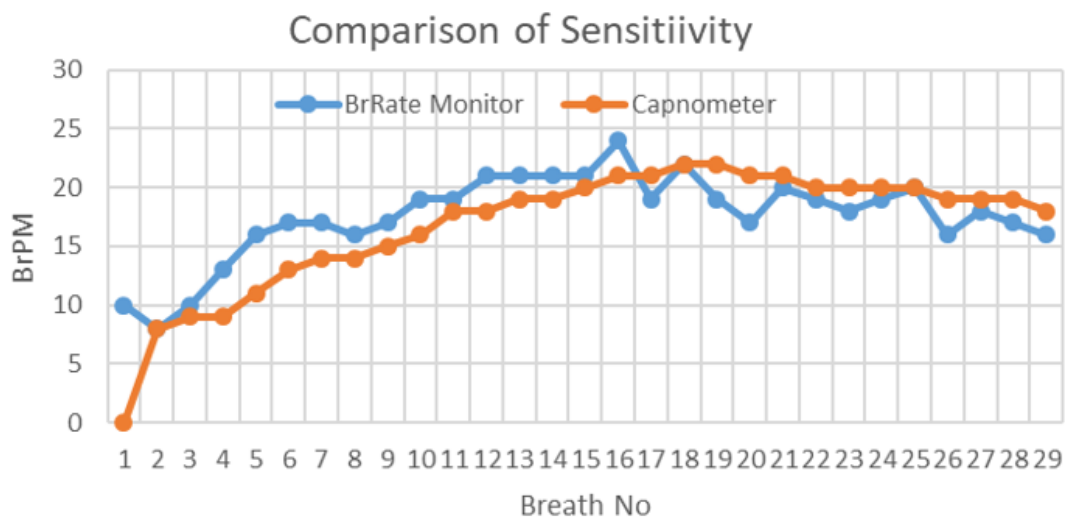
จากการทดสอบความถูกต้องของ BrRate Monitor ที่พัฒนาขึ้นเทียบกับ Capnography Meter ซึ่งถือเป็น Gold standard พบว่าเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพ้องที่พัฒนาขึ้นนั้นสามารถวัดค่าได้ถูกต้องเทียบเท่ากับเครื่องวัดอัตราการหายใจที่ใช้เป็นมาตรฐาน ไม่ว่าจะเป็นการหายใจแผ่วหรือหายใจปกติ หรือ หายใจช้า หายใจเร็ว จนถึงขั้นหายใจถี่มากที่เรียกว่า Hyperventilation เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพ้องที่พัฒนาขึ้นก็ยังสามารถวัดค่าได้ถูกต้องดังรูปที่ 5.48

Performance Test of Respiratory Rate Monitoring Device using Resonance Tube against Capnography Meter



รูปที่ 5.48 ผลการทดสอบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพ้องที่พัฒนาขึ้น (BrRate Monitor) เทียบกับเครื่อง Capnography Meter

นอกจากนี้ เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น (BrRate Monitor) จะมีผลตอบสนองที่เร็วกว่าเมื่อเทียบกับ CapnoMeter ที่ใช้เป็น Gold standard ดังรูปที่ 5.49



รูปที่ 5.49 เปรียบเทียบความไวในการตอบสนองระหว่าง เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา โดยใช้ท่อสั้นพ้องที่พัฒนาขึ้น (BrRate Monitor) เทียบกับเครื่อง Capnography Meter

รูปที่ 5.49 เป็นการทดลองการหายใจเปรียบเทียบความไวในการตอบสนองระหว่าง เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพ้องที่พัฒนาขึ้น (BrRate Monitor) เทียบกับเครื่อง CapnoMeter โดยทำการทดลองเช่นเดียวกันกับวิธีการในรูปที่ 5.43 ด้วยความเร็วของการหายใจ 3 ระดับคือ เริ่มจากหายใจช้า (ต่ำกว่า 12 BrPM) ค่อยๆได้ขึ้นมาให้หายใจเร็วขึ้นจนเท่ากับปกติ (12-20 BrPM) แล้วเพิ่มความเร็วขึ้นไปอีกจนอยู่ในช่วงหายใจเร็ว (มากกว่า 20 BrPM) จากนั้นค่อยๆลดความเร็วลงจนเข้าสู่ช่วงของการหายใจปกติอีกครั้ง (Slow -> Normal -> Fast -> Normal)

ผลการทดลองพบว่า ช่วงขาขึ้น BrRate Monitor จะขึ้นนำ Capnography Meter แต่ช่วงขาลง Capnography Meter จะลงตามหลัง BrRate Monitor แสดงให้เห็นว่า BrRate Monitor ที่พัฒนาขึ้น ตอบสนองต่อความเปลี่ยนแปลงได้ไวกว่า เนื่องจากเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นจะตรวจจับขอบขาขึ้นของคลื่นสี่เหลี่ยม 2 ลูกต่อเนื่องกันแบบ Breath by Breath แล้วนำค่าคาบเวลามาคำนวณค่าอัตราการหายใจทันที จึงสามารถตอบสนองได้เร็วกว่า Capnography Meter ซึ่ง Capnography Meter ตอบสนองได้ช้ากว่า เนื่องจากการหาค่าเฉลี่ยย้อนหลังแล้วจึงนำมาแสดงผลเป็นค่าปัจจุบัน (Dziewas, R et al., 2005)

ในการทดลองนี้ เนื่องจากไม่มีเครื่องจำลองการหายใจ ใช้วิธีประมาณอัตราการหายใจโดยการควบคุมลมหายใจเข้าออกทางปาก จึงไม่สามารถควบคุมอัตราการหายใจให้ขึ้นและลงเป็น

เส้นตรงได้ ค่าอัตราการหายใจจะมีการสั่นขึ้นลงเล็กน้อยในช่วง แต่ก็สามารถมองเห็นแนวโน้ม  
ได้ว่า BrRate Monitor มีข้อดีกว่า Capnometer ที่เป็น Gold Standard ตรงที่สามารถตอบสนองได้ไว  
กว่า ทำให้สามารถรู้อัตราการหายใจจริง ณ เวลปัจจุบัน แต่เมื่อการหายใจเริ่มเข้าสู่สภาวะนิ่ง คือ  
หายใจสม่ำเสมอแล้ว ค่าอัตราการหายใจที่อ่านได้จากอุปกรณ์ทั้ง 2 จะมีค่าเท่ากัน จึงกล่าวได้ว่า  
เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นมีความถูกต้องเทียบเท่ากับเครื่องวัดอัตราการ  
หายใจที่ใช้เป็นมาตรฐานในโรงพยาบาล และมีผลตอบสนองที่เร็วกว่าเมื่อเทียบกับ Capnography  
Meter ที่ใช้เป็น Gold standard ในโรงพยาบาล



## บทที่ 6

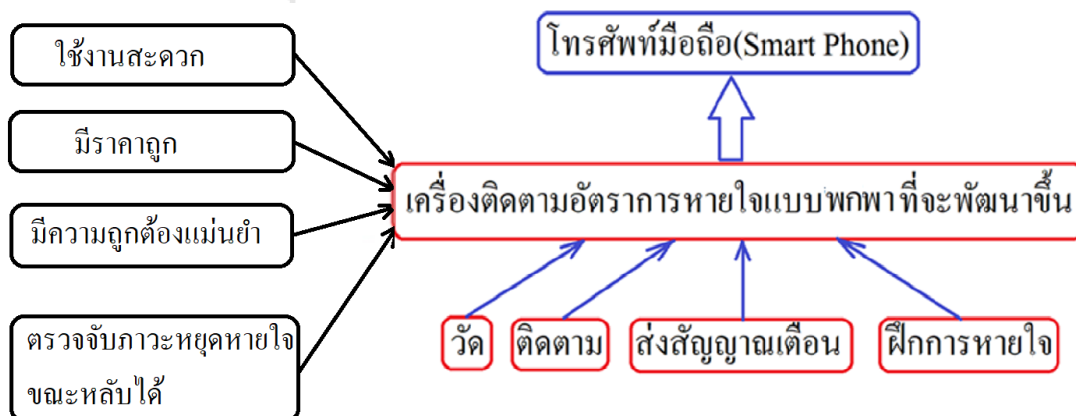
### การพัฒนาต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเฟสที่ 2 (การพัฒนาแอปพลิเคชันบนมือถือ)

อุปกรณ์ดูแลสุขภาพส่วนบุคคลในปัจจุบันส่วนใหญ่จะถูกออกแบบให้สามารถเชื่อมโยงกับมือถือและคอมพิวเตอร์ หรือสามารถแชร์ข้อมูลให้กับแพทย์หรือผู้เกี่ยวข้องได้ ซึ่งเป็นแนวโน้มใหม่ในการดูแลสุขภาพผู้ป่วยในระยะไกลโดยผู้ป่วยไม่จำเป็นต้องมารับการตรวจรักษาที่โรงพยาบาล Alexandros และ Nikolaos (2008)

ในบทนี้จะได้กล่าวถึงการพัฒนาต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเฟสที่ 2 ให้มีสมรรถนะในการแสดงและแชร์ข้อมูลในระยะไกล โดยการพัฒนาโปรแกรมเชื่อมโยงต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาให้สามารถส่งข้อมูลขึ้นสู่ฐานข้อมูลเรียลไทม์บนคลาวด์ จากนั้นได้ทำการพัฒนาแอปพลิเคชันบนมือถือให้สามารถดึงข้อมูลจากคลาวด์มาทำการวิเคราะห์และแสดงผลบนมือถือ ในตอนสุดท้ายจะเป็นการทดสอบความถูกต้องของแอปพลิเคชันบนมือถือในการติดตามอัตราการหายใจโดยเฉพาะอย่างยิ่งการตรวจจับภาวะหยุดหายใจ

#### 6.1 แนวคิดในการพัฒนาแอปพลิเคชันบนมือถือ

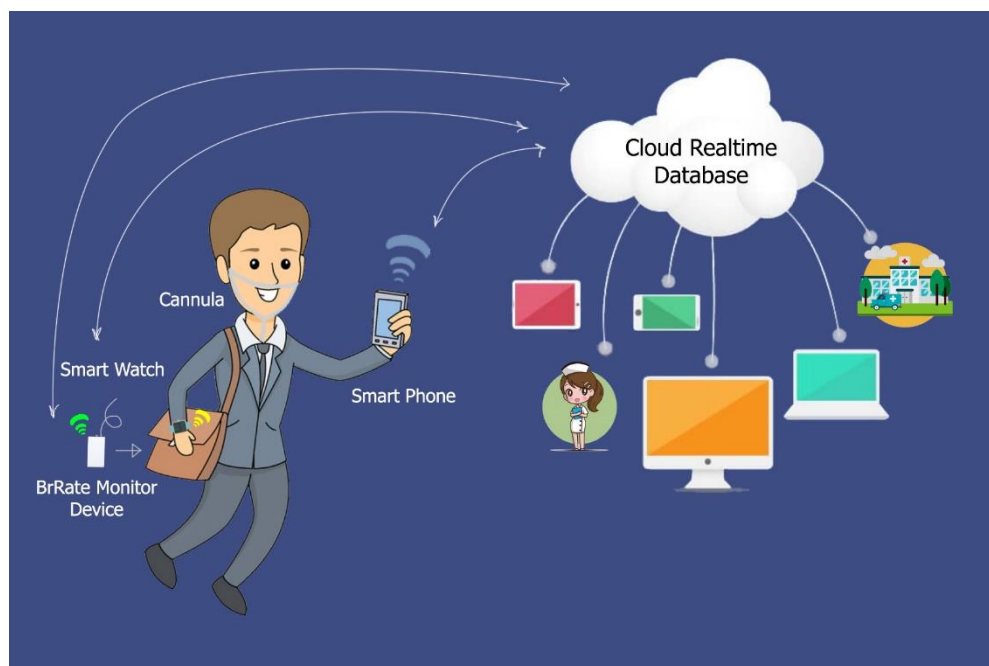
แอปพลิเคชันบนมือถือ ได้ถูกกำหนดให้มีฟังก์ชันการตรวจ ติดตาม แจ้งเตือน และฝีกการหายใจดังรูปที่ 6.1 ตามกรอบแนวคิดของต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่ได้กล่าวไว้ในบททบทวนวรรณกรรมในหัวข้อที่ 1.6



รูปที่ 6.1 กรอบแนวคิดของต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา

ข้อมูลรูปคลื่นเสียงหายใจและอัตราการหายใจของต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นซึ่งตั้งชื่อว่า BrRate Monitor จะถูกส่งขึ้นสู่ฐานข้อมูลเรียลไทม์บนคลาวด์

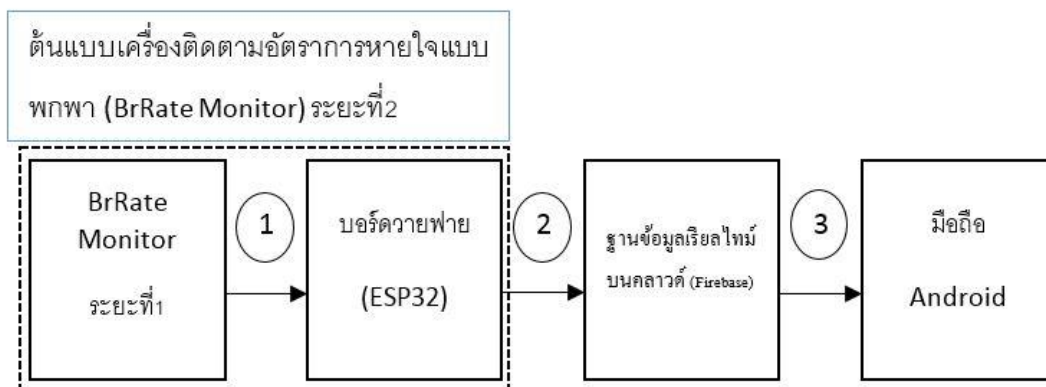
ผ่านระบบสายฟาย จากนั้นแอปพลิเคชันบนมือถือหรือคอมพิวเตอร์จะทำการดึงข้อมูลจากคลาวด์มาทำการวิเคราะห์และแสดงผลบนมือถือผ่านระบบอินเทอร์เน็ต โดยสามารถแชร์ข้อมูลบนคลาวด์ให้กับแพทย์หรือผู้เกี่ยวข้องได้ตามรูปที่ 6.2



รูปที่ 6.2 แนวคิดในการพัฒนาแอปพลิเคชันบนมือถือ

ในการพัฒนาต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเฟสที่ 2 นี้จะพัฒนาแอปพลิเคชันบนมือถือเฉพาะในระบบ Android ไม่รวมถึงระบบ IOS ส่วนการแสดงผลบนคอมพิวเตอร์จะใช้โปรแกรม Android Emulator มาเป็น Platform เพื่อรองรับแอปพลิเคชันบนมือถือของ Android มาแสดงบนคอมพิวเตอร์ สำหรับการแสดงผลบน Smart Watch นั้น จะต้องเป็น Smart Watch ที่สามารถเชื่อมโยงกับคลาวด์ผ่านระบบอินเทอร์เน็ตได้ ซึ่งสามารถพัฒนาแอปพลิเคชันบน Smart Watch มาวิเคราะห์และแสดงผลได้เช่นกัน

การพัฒนาแอปพลิเคชันบนมือถือจะเกี่ยวข้องกับการเชื่อมโยงข้อมูลเข้ากับบอร์ดสายฟาย การส่งข้อมูลจากบอร์ดสายฟายขึ้นสู่คลาวด์ และการดึงข้อมูลจากคลาวด์มาวิเคราะห์แสดงผลบนมือถือผ่านระบบอินเทอร์เน็ตดังแผนภาพในรูปที่ 6.3



รูปที่ 6.3 แผนภาพของการพัฒนาแอปพลิเคชันบนมือถือ

ในการพัฒนาแอปพลิเคชันบนมือถือ จะเกี่ยวข้องกับการพัฒนาโปรแกรม 3 ส่วนตามหมายเลขในรูปที่ 6.3 ดังนี้

- 1) โปรแกรมเชื่อมโยงข้อมูลคลื่นเสียงหายใจและอัตราการหายใจเข้าสู่บอร์ดเวายไฟ
- 2) โปรแกรมพักและส่งข้อมูลคลื่นเสียงหายใจและอัตราการหายใจขึ้นสู่ฐานข้อมูลเรียลไทม์บนคลาวด์
- 3) แอปพลิเคชันบนมือถือเพื่อดึงข้อมูลจากฐานข้อมูลเรียลไทม์บนคลาวด์มาวิเคราะห์และแสดงผลบนมือถือ

## 6.2 โครงสร้างทางฮาร์ดแวร์

ต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเฟสที่ 2 จะมีโครงสร้างเหมือนกับต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเฟสที่ 1 แต่จะเพิ่มบอร์ดเวายไฟเข้าไปเพื่อทำหน้าที่พักและส่งข้อมูลขึ้นสู่ฐานข้อมูลเรียลไทม์บนคลาวด์ บอร์ดเวายไฟที่ใช้จะใช้บอร์ด ESP32 ของบริษัท Espressif ดังรูปที่ 6.4 (รายละเอียดดูในภาคผนวก จ)

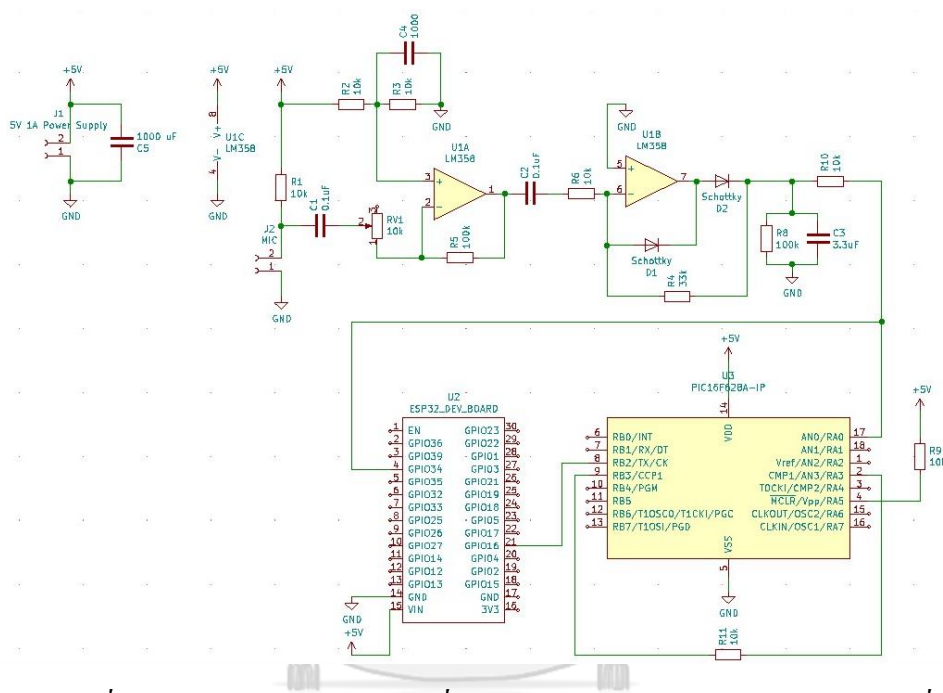
### 6.2.1 บอร์ด ESP32



รูปที่ 6.4 บอร์ด ESP32

6.2.2 แผนภาพวงจร

ไมโครคอนโทรลเลอร์ (PIC16F628A) ของต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาจะถูกเชื่อมต่อเข้ากับบอร์ด ESP32 โดยที่ขาที่ 8 (TX) ของ PIC จะถูกเชื่อมต่อเข้ากับขา GPIO16 (RX) ของบอร์ด ESP32 ซึ่งเป็นการสื่อสารบนพอร์ตอนุกรมแบบ USART (Khaled Magdy, 2019). และดังรูปที่ 6.5 ขาที่ 17 ของ PIC ซึ่งเป็นสัญญาณกรอบเสียงหายใจจะถูกเชื่อมต่อเข้ากับขา GPIO34



รูปที่ 6.5 แผนภาพวงจรต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเฟสที่ 2

แผนภาพวงจรในรูปที่ 6.5 ในส่วนก่อนที่จะต่อเข้ากับขา GPIO16 (RX) ของบอร์ด ESP32 ได้มีการปรับปรุงแก้ไขจากแผนภาพวงจรในรูปที่ 5.35 เพื่อให้มีประสิทธิภาพมากขึ้น ลดชิ้นส่วนให้น้อยลง และทำให้สะดวกต่อการพกพาดังนี้

- 1) ปรับปรุงแหล่งจ่ายไฟจากเดิมที่เป็น Dual Supply -5 V และ + 5 V ให้เป็น Single Supply +5 V ซึ่งสามารถใช้ได้กับออปแอมป์เบอร์ LM358 เดิมได้โดยไม่ต้องเปลี่ยนออปแอมป์
- 2) ออกแบบ Virtual Ground ด้วยตัวแบ่งแรงดันเพื่อให้ตำแหน่งกราวด์เสมือนของวงจรขยายชุดแรกอยู่ที่ครึ่งหนึ่งของแรงดันแหล่งจ่ายไฟ
- 3) ออกแบบวงจรขยายชุดแรกให้มีอัตราขยายที่ปรับค่าได้โดยใช้โพเทนซิโอมิเตอร์ขนาดเล็ก อัตราขยายอยู่ระหว่าง 10 – 100 เท่า



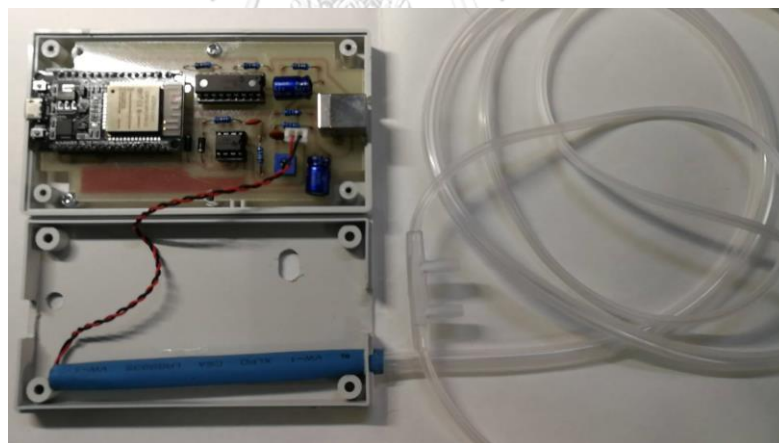
4) ออกแบบวงจรขยายชุดที่สองให้มีอัตราขยายเท่ากับ 3.3 เท่า ต่อแบบ AC Coupling กับวงจรขยายชุดแรกเพื่อตัดแรงดัน DC Bias ออกไป

5) ออกแบบวงจรเรียงกระแสต่อจากวงจรขยายชุดที่สองเพื่อตัดสัญญาณเสียงหายใจที่อยู่นิ่งด้านลบทิ้งไป เอาเฉพาะด้านบวกไปเข้าวงจรตรวจจับกรอบสัญญาณ

6) กรอบสัญญาณที่ได้จะถูกส่งไปเปรียบเทียบกับค่าแรงดันอ้างอิง 2 ระดับที่วงจรเปรียบเทียบสัญญาณซึ่งมีอยู่ในไมโครคอนโทรลเลอร์เหมือนกับวงจรเดิมในรูปที่ 5.35 ซึ่งมีข้อดีคือคลื่นสี่เหลี่ยมที่ออกจากวงจรเปรียบเทียบสัญญาณที่อยู่ในไมโครคอนโทรลเลอร์จะมีเฉพาะด้านบวกขนาด 0-5 V ไม่ต้องมีวงจรเรียงกระแสและสามารถนำไปขับขาคิจิทัลของวงจรดิจิทัลได้โดยตรงโดยไม่ต้องมีวงจร Voltage Follower ทำให้ประหยัดออฟแอมป์ไปได้ 2 ตัว

7) ได้เพิ่มตัวเก็บประจุขนาด 1000  $\mu\text{F}$  2 ตัว เพื่อแก้ปัญหาสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายไฟ ดังรายละเอียดที่ได้กล่าวในหัวข้อถัดไป

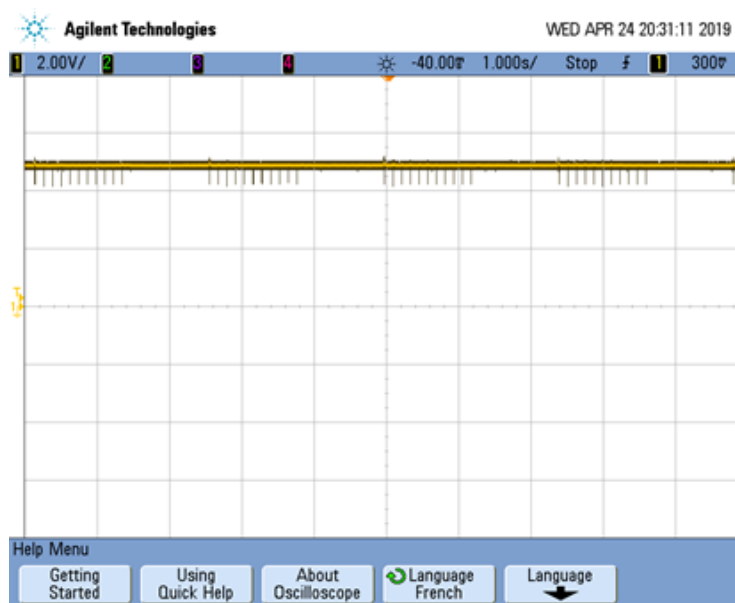
วงจรถูกออกแบบและจัดทำขึ้นบนแผ่นวงจรพิมพ์แล้วนำไปใส่ในกล่องพลาสติกขนาด 84x116x22 มม. โดยมีการเจาะช่องสำหรับการต่อสายไฟและช่องสำหรับสายท่อสั้นพ้องดังรูปที่ 6.6



รูปที่ 6.6 รูปต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเฟสที่ 2

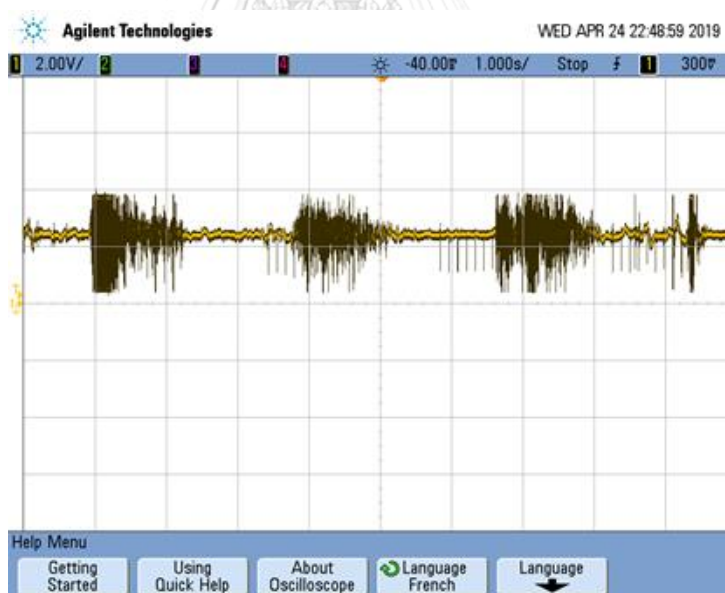
### 6.3 การแก้ปัญหาสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายไฟ

ในการพัฒนาต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเฟสที่ 2 พบปัญหาสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายไฟในลักษณะพัลส์ความถี่ประมาณ 10 Hz ซึ่งจะมาทุก 1.2 วินาทีเป็นระยะเวลา 1.2 วินาทีเช่นกัน โดยมีขนาดประมาณ 5 mV ดังรูปที่ 6.7



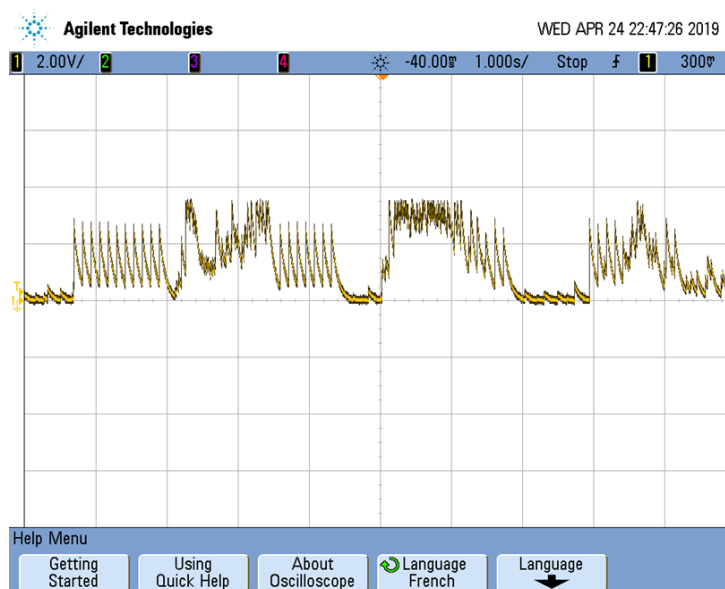
รูปที่ 6.7 สัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายไฟ

สัญญาณนี้จะถูกขยายให้มีขนาดสูงขึ้นด้วยวงจรขยายสัญญาณพร้อมกับสัญญาณเสียงหายจากไมโครโฟน ทำให้สัญญาณเสียงหายใจมีสัญญาณรบกวนแทรกอยู่ดังรูปที่ 6.8



รูปที่ 6.8 สัญญาณเสียงหายใจมีสัญญาณรบกวนแทรกอยู่

เมื่อสัญญาณเสียงหายใจที่มีสัญญาณรบกวนแทรกอยู่นี้ผ่านเข้าไปในวงจรตรวจจับกรอบสัญญาณ จะทำให้สัญญาณที่ออกจากวงจรตรวจจับกรอบสัญญาณมีการสั่นขึ้นลงมากแม้จะอยู่นอกช่วงหายใจออกก็ตามดังรูปที่ 6.9



รูปที่ 6.9 สัญญาณขาออกจากวงจรตรวจจับกรอบสัญญาณมีสัญญาณรบกวนแทรกอยู่

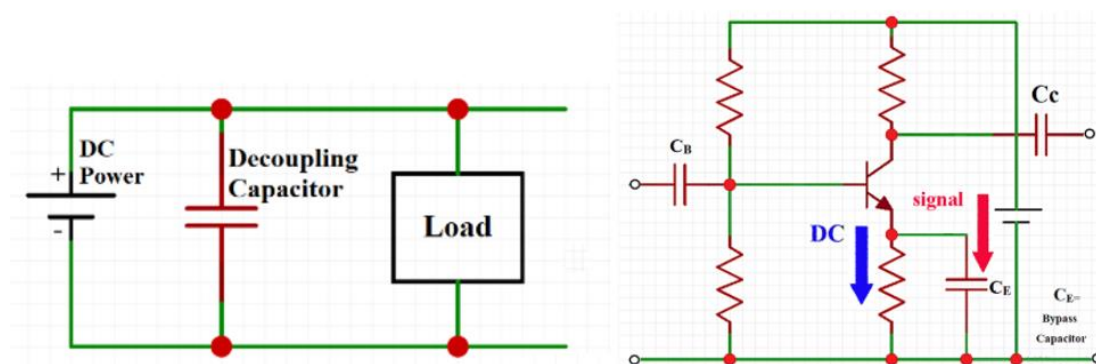
สัญญาณขาออกจากวงจรตรวจจับกรอบสัญญาณที่มีสัญญาณรบกวนแทรกอยู่นี้ เมื่อไปเข้าวงจรเปรียบเทียบสัญญาณ จะทำให้วงจรเปรียบเทียบสัญญาณทำงานผิดพลาดไม่สามารถสร้างคลื่นสี่เหลี่ยมที่เข้าจังหวะกับการหายใจเข้าออกได้ เนื่องจากสัญญาณรบกวนนี้มีค่าสูงเกินกว่าค่าระดับแรงดันอ้างอิงในช่วงหายใจเข้าอยู่มาก ดังตัวอย่างในรูปที่ 6.10



รูปที่ 6.10 สัญญาณขาออกจากวงจรเปรียบเทียบสัญญาณทำงานผิดพลาด

จากการค้นคว้าพบว่าสัญญาณรบกวนนี้มักเกิดจากการที่วงจรแอนะล็อกถูกต่อใช้งานร่วมกับวงจรดิจิทัล ทำให้สัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นในวงจรดิจิทัลแทรกซึมเข้าสู่วงจรแอนะล็อกผ่านทางแหล่งจ่ายไฟหรือผ่านทางพื้นผิว (Substrate) ที่วงจรต่ออยู่ และบางครั้งการเดินสายสัญญาณแ

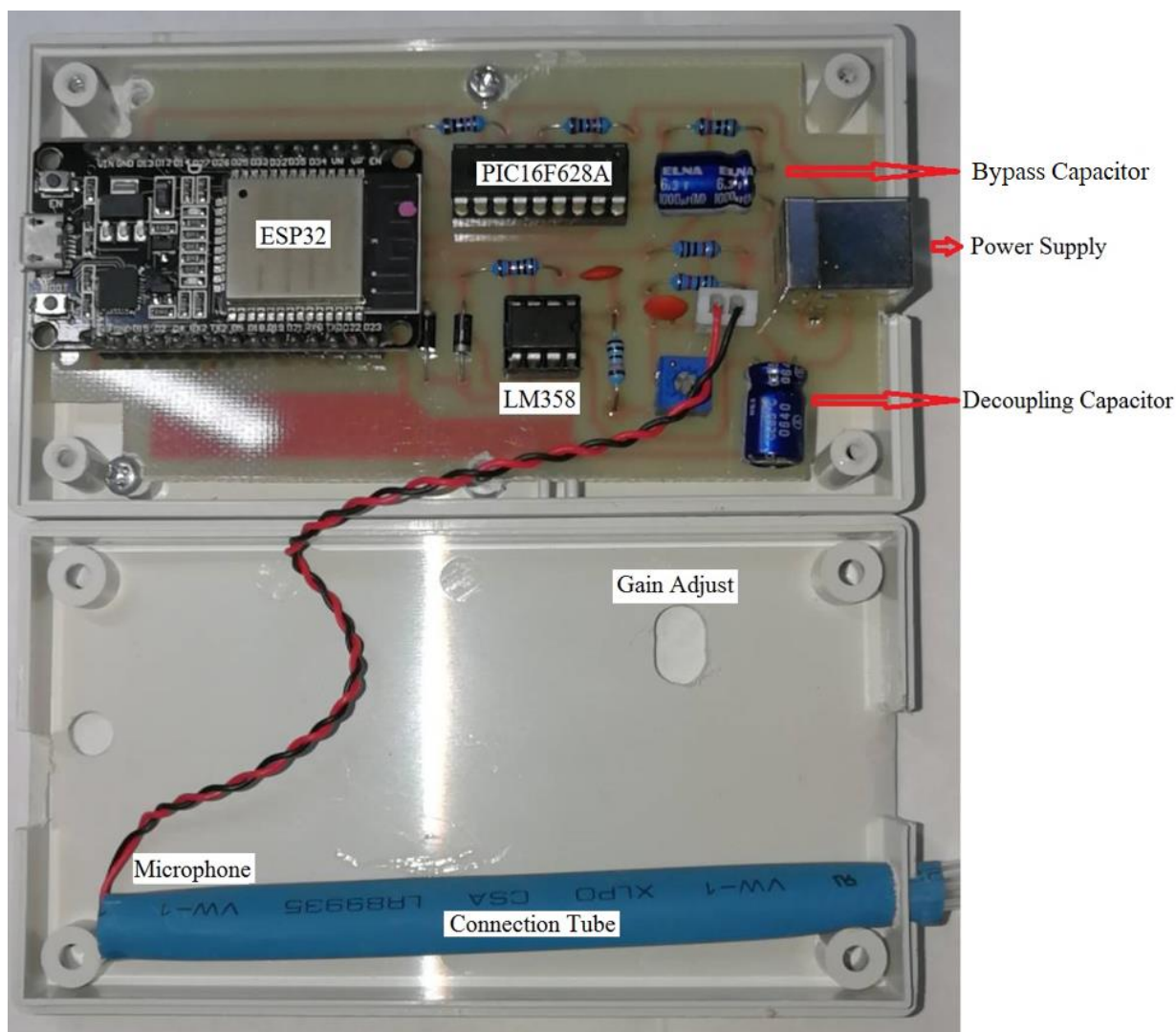
นละลือกขนานไปกับสายสัญญาณดิจิทัลก็อาจเหนี่ยวนำให้เกิดการรบกวนได้ สัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นในวงจรดิจิทัลนั้นเกิดขึ้นด้วยหลาย ๆ สาเหตุขึ้นกับค่าความถี่นาฬิกาและความถี่ฮาร์โมนิกในวงจรดิจิทัล จึงต้องพยายามออกแบบวงจรอย่าให้เดินสายสัญญาณแอนะลือกขนานไปกับสายสัญญาณดิจิทัล นอกจากนี้ ในการขจัดสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นจากวงจรดิจิทัลไม่ให้แทรกซึมเข้ามายังวงจรแอนะลือกผ่านทางแหล่งจ่ายไฟหรือผ่านทางพื้นผิว (Substrate) ที่วงจรต่ออยู่ มักนิยมใช้ตัวเก็บประจุที่มีขนาดใหญ่ต่อขนานกับแหล่งจ่ายไฟดังรูปที่ 6.11 (ซ้ายมือ) หรือ ต่อขนานกับตัวต้านทานที่ต่อลงกราวด์ดังรูปที่ 6.11 (ขวามือ)



รูปที่ 6.11 การขจัดสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นจากวงจรดิจิทัลแทรกซึมเข้ามายังวงจรแอนะลือก  
ที่มา : <https://components101.com/articles/decoupling-capacitor-vs-bypass-capacitors-working-and-applications>

ตัวเก็บประจุที่เอามาต่อขนานกับแหล่งจ่ายไฟในรูปที่ 6.11 (ซ้ายมือ) เรียกว่า Decoupling Capacitor หมายถึงตัวเก็บประจุทำหน้าที่แยกสัญญาณรบกวนออกไปจากแหล่งจ่ายไฟ ส่วนตัวเก็บประจุที่เอามาต่อขนานกับตัวต้านทานในรูปที่ 6.11 (ขวามือ) เรียกว่า Bypass Capacitor หมายถึงตัวเก็บประจุทำหน้าที่ปล่อยผ่านสัญญาณรบกวนลงสู่ดิน

ผู้วิจัยได้ทำการแก้ไขปัญหาเรื่องสัญญาณรบกวนจากแหล่งจ่ายไฟโดยการต่อเก็บประจุแรงดันต่ำความจุสูง 1,000  $\mu\text{F}$  คร่อมทางเข้าของแหล่งจ่ายไฟและต่อตัวเก็บประจุ 1,000  $\mu\text{F}$  ขนานกับตัวต้านทานต่อลงดิน ทำให้ปัญหาของสัญญาณรบกวนหมดไปดังรูปที่ 6.12



รูปที่ 6.12 การต่อ Decoupling Capacitor และ Bypass Capacitor เพื่อขจัดปัญหาสัญญาณรบกวน

#### 6.4 โครงสร้างทางซอฟต์แวร์

โครงสร้างทางซอฟต์แวร์จะประกอบด้วยโปรแกรมการทำงานซึ่งแยกได้เป็น 3 ส่วน ตามแผนภาพในรูปที่ 6.3 คือ

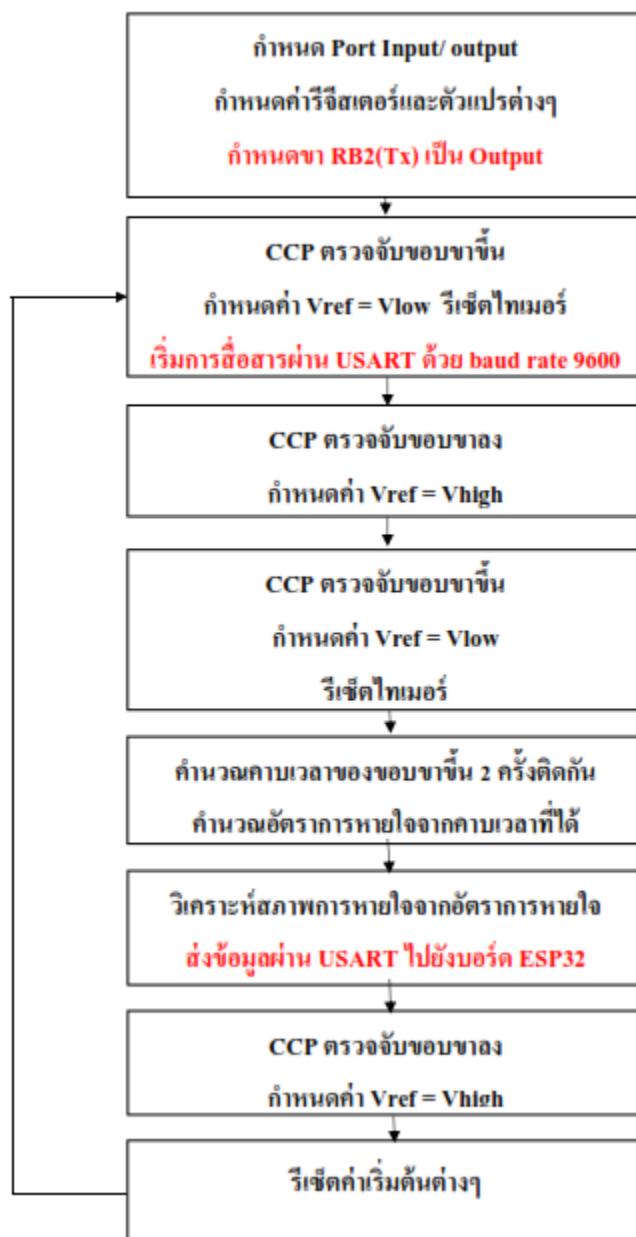
- 1) โปรแกรมเชื่อมโยงข้อมูลคลื่นเสียงหายใจและอัตราการหายใจเข้าสู่บอร์ดควายฟาย
- 2) โปรแกรมพักและส่งข้อมูลคลื่นเสียงหายใจและอัตราการหายใจขึ้นสู่ฐานข้อมูลเรียลไทม์บนคลาวด์
- 3) แอปพลิเคชันบนมือถือเพื่อดึงข้อมูลจากฐานข้อมูลเรียลไทม์บนคลาวด์มาวิเคราะห์และแสดงผลบนมือถือ

ในแต่ละส่วนจะมีรายละเอียดและขั้นตอนการทำงานดังนี้

#### 6.4.1 ส่วนเชื่อมโยงข้อมูลจาก PIC ไปสู่ ESP32

เป็นการปรับปรุงโปรแกรมคำนวณอัตราการหายใจและวิเคราะห์สถานะการหายใจในต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเฟสที่ 1 ให้สามารถส่งสัญญาณรูปคลื่นเสียงหายใจ และอัตราการหายใจออกจากตัว ไมโครคอนโทรลเลอร์ (PIC16F628A) ไปยังบอร์ดควายฟาย (ESP32) ด้วยช่องทางสื่อสารแบบ USART (Universal Synchronous/Asynchronous Receiver/Transmitter) ผ่านทางซีเรียลพอร์ต รูปที่ 6.13 แสดงให้เห็นแผนภาพขั้นตอนการทำงานแบบย่อของโปรแกรมนี้อย่างชัดเจน สำหรับโปรแกรมฉบับเต็มสามารถดูได้ในภาคผนวก จ



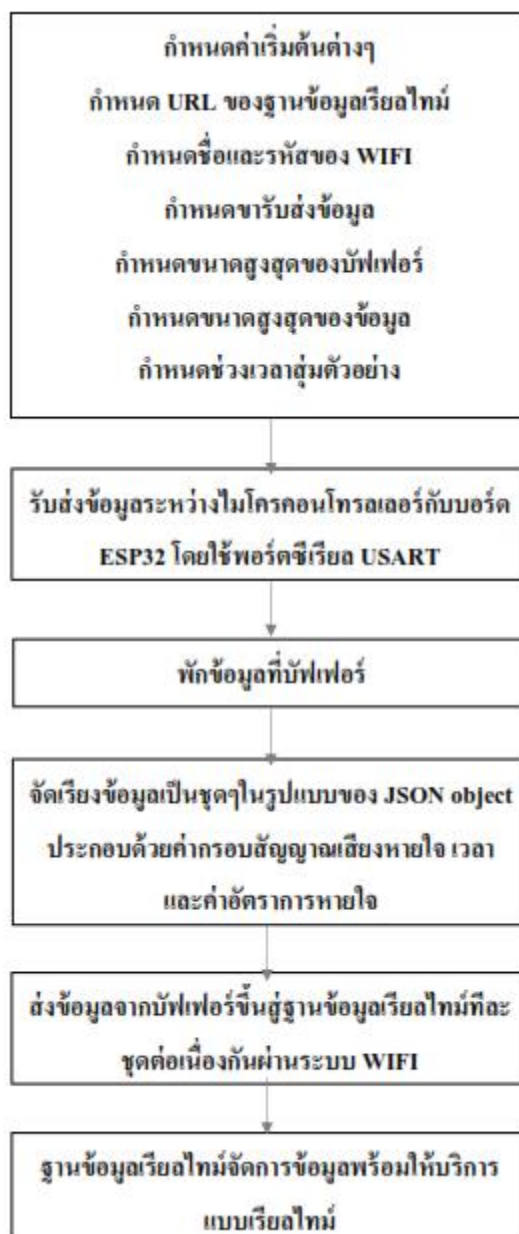


รูปที่ 6.13 แผนภาพขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมเชื่อมโยงจาก PIC ไปสู่ ESP32

6.4.2 โปรแกรมพักและส่งข้อมูลรอบสัญญาณเสียงหายใจและอัตราการหายใจขึ้นสู่ฐานข้อมูลเรียลไทม์บนคลาวด์

เมื่อบอร์ดควายฟ้า (ESP32) รับข้อมูลรอบสัญญาณเสียงหายใจและอัตราการหายใจจากไมโครคอนโทรลเลอร์ (PIC16F628A) แล้ว จะนำข้อมูลมาแบ่งเป็นชุด ๆ ในรูปแบบ JSON ชุด

หนึ่งมี 32 ข้อมูล มาพักเตรียมไว้ก่อนที่จะทำการส่งข้อมูลขึ้นสู่ฐานข้อมูลเรียลไทม์บนคลาวด์ อย่างต่อเนื่อง รูปที่ 6.14 แสดงให้เห็นแผนภาพขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมนี้

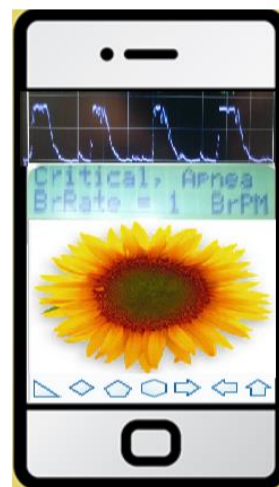
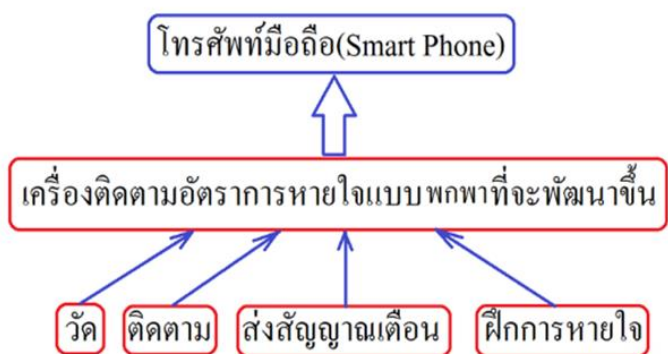


รูปที่ 6.14 แผนภาพขั้นตอนการทำงานของ โปรแกรมพักและส่งข้อมูลขึ้นสู่ฐานข้อมูลเรียลไทม์บนคลาวด์

#### 6.4.3 แอปพลิเคชันบนมือถือ

ผู้วิจัยได้ทำการออกแบบแอปพลิเคชันบนมือถือตามรูปที่ 6.15 ให้บริษัทผู้เชี่ยวชาญรับช่วงไปพัฒนาให้ แต่มีปัญหาโปรแกรมไม่สามารถทำงานได้สมบูรณ์ตามที่กำหนดไว้ ผู้วิจัยจึงได้เจรจาขอ Source Code มาศึกษาและปรับปรุงด้วยตนเองจนสามารถใช้งานได้ระดับหนึ่ง

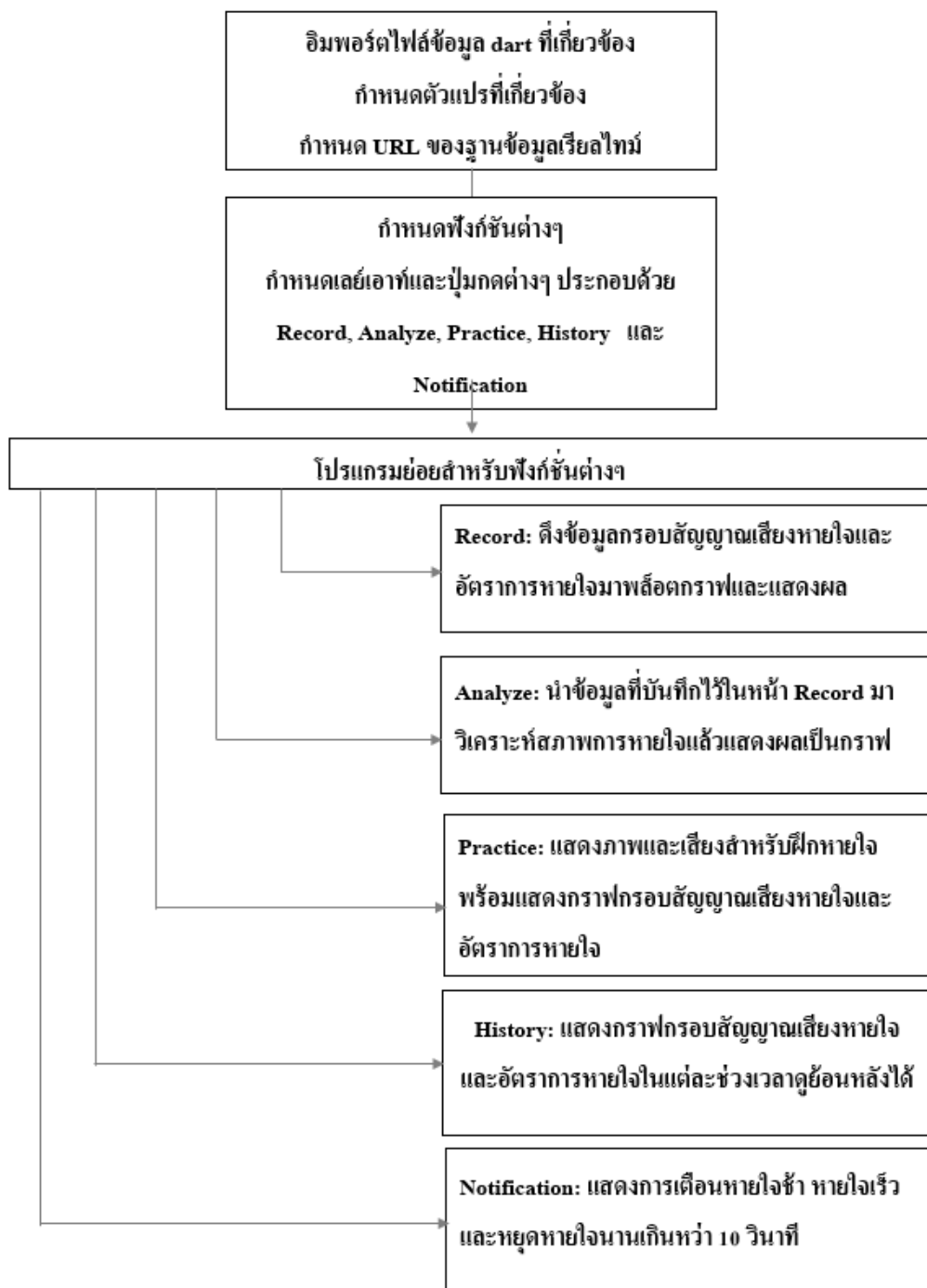




วัดแบบ real time  
 ติดตามข้อมูลย้อนหลังได้  
 ส่งเสียงเตือนเมื่อมีค่าสูงหรือต่ำกว่าค่าที่กำหนด  
 มีเสียงและรูปประกอบสำหรับฝึกการหายใจแบบ biofeedback (ตาเห็น หูได้ยิน) เพื่อให้เกิดสติในการควบคุมลมหายใจ

รูปที่ 6.15 รายละเอียดข้อกำหนดของแอปพลิเคชันบนมือถือที่ได้ออกแบบไว้ในตอนต้น

แอปพลิเคชันบนมือถือจะดึงข้อมูลจากฐานข้อมูลเรียลไทม์บนคลาวด์มาวิเคราะห์และแสดงผลบนมือถือ ข้อมูลคลื่นเสียงหายใจและอัตราการหายใจแต่ละชุดจะเขียนอยู่ในรูปแบบของ JSON ถูกส่งไปเก็บไว้บน Firebase ซึ่งเป็น Real time Database ของ Google แอปพลิเคชันบนมือถือซึ่งพัฒนาบนแพลตฟอร์มชื่อ Flutter จะดึงข้อมูลที่อยู่ในรูปแบบของ JSON จาก Firebase มาวิเคราะห์และแสดงผลบนมือถือ รูปที่ 6.16 แสดงให้เห็นแผนภาพขั้นตอนการทำงานแบบย่อของโปรแกรมนี้



รูปที่ 6.16 แผนภาพขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมแอปพลิเคชันบนมือถือ

#### 6.4.4 เครื่องมือที่ใช้ในการพัฒนาแอปพลิเคชันบนมือถือ

ในการพัฒนาแอปพลิเคชันบนมือถือ จะใช้แพลตฟอร์มที่เรียกว่า Flutter พัฒนาแอปพลิเคชันบนมือถือในรูปแบบของ JSON ทำการดึงข้อมูลจากฐานข้อมูล Firebase บนคลาวด์มาวิเคราะห์และแสดงผลบนมือถือ

ความหมายและรายละเอียดของ JSON, Firebase, และ Flutter สามารถอธิบายได้ดังนี้

- 1) JSON ย่อมาจาก JavaScript Object Notation อ่านว่าเจซัน เป็นฟอร์แมตสำหรับแลกเปลี่ยนข้อมูลคอมพิวเตอร์ ฟอร์แมต JSON นั้นอยู่ในรูปข้อความธรรมดา (plain text) ที่ทั้งมนุษย์และโปรแกรมคอมพิวเตอร์สามารถอ่านเข้าใจได้ มีนามสกุลของไฟล์เป็น .json เป็นวิธีการที่ทำให้ JavaScript แลกเปลี่ยนข้อมูลกับ Server ได้อย่างง่ายดาย ปัจจุบัน JSON นิยมใช้ในเว็บแอปพลิเคชัน โดยเฉพาะ AJAX โดย JSON เป็นฟอร์แมตทางเลือกในการส่งข้อมูล นอกเหนือไปจาก XML ซึ่งนิยมใช้กันอยู่แต่เดิม สาเหตุที่ JSON เริ่มได้รับความนิยมเป็นเพราะกระชับและเข้าใจง่ายกว่า XML  
ที่มา : <https://saixiii.com/what-is-json/>
- 2) Firebase (ไฟร์เบส) คือ บริการ backend และ แพลตฟอร์มครบวงจรสำหรับนักพัฒนาแอปพลิเคชัน ถูกออกแบบมาให้เป็น API (Application Programming Interface) และ Cloud Storage สำหรับพัฒนา Real time Application บริษัทก่อตั้งขึ้นในปี 2011 โดยแอนดรูว์และเจมส์ เทมปลิน Firebase เป็นฐานข้อมูลเรียลไทม์ซึ่งมี API ที่ช่วยให้นักพัฒนาในการจัดเก็บและซิงค์ข้อมูล บริษัท Google ได้ซื้อกิจการ Firebase และมีการพัฒนาให้เพิ่มความสามารถจากเดิมที่บริการ backend เก็บข้อมูลอย่างเดียว มาเป็นแพลตฟอร์มครบวงจรสำหรับนักพัฒนาแอปพลิเคชัน รองรับ iOS, Android, Web และมีบริการแทบทุกอย่างที่นักพัฒนาแอปพลิเคชันต้องใช้งาน มีทั้งแบบให้ใช้ฟรีและแบบเสียค่าบริการ  
ที่มา : <https://www.softmelt.com/article.php?id=588>
- 3) Flutter คือ Framework ที่ใช้สร้าง UI (User Interface) สำหรับ mobile application ที่สามารถทำงานข้ามแพลตฟอร์มได้ทั้ง iOS และ Android ในเวลาเดียวกัน โดยภาษาที่ใช้ใน Flutter นั้นจะเป็นภาษา dart ซึ่งถูกพัฒนาโดย Google และที่สำคัญคือเป็น open source ที่สามารถใช้งานได้ฟรี จุดเด่นของ Flutter คือความรวดเร็วในการพัฒนา มีระบบ hot reload เปลี่ยนโค้ดแล้ว UI เปลี่ยนให้ทันที เรียกใช้พื้เจอร์และ API ของระบบได้โดยตรง สามารถใช้ร่วมกับโค้ดเดิมที่เขียนไว้แล้วในภาษา

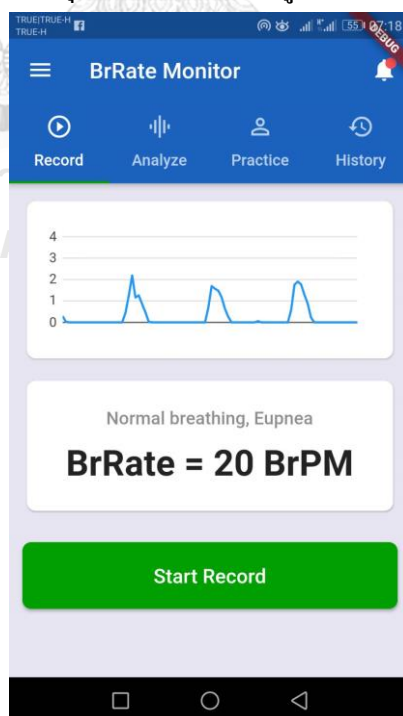
Java/Swift/Objective-C และใช้ร่วมกับ IDE ยอดนิยมทั้ง Android Studio และ VS Code ได้ด้วย ล่าสุด Flutter ออก version stable เรียบร้อยแล้วคือ Flutter 1.0.0 เมื่อ 4 ธันวาคม 2561 ที่ผ่านมานับว่าเป็นอีก SDK หนึ่งที่น่าใช้งานไม่น้อยไปกว่า Ionic หรือ Cross platform อื่น ๆ ที่สำคัญ Google support อยู่เบื้องหลัง ทำให้การพัฒนา Application ของ Developer ง่ายขึ้นอีกมาก  
ที่มา : <https://medium.com/@hizokaz/>

แอปพลิเคชันบนมือถือในหน้าหลักที่พัฒนาบนแพลตฟอร์ม Flutter โดยการดึงข้อมูลในรูปแบบ JSON จาก Firebase มาแสดงบนมือถือนั้น มีความยาวหลาย 10 หน้า และมีลิงก์กับไฟล์ไลบรารีต่าง ๆ อีกมาก ประกอบกับเป็นซอฟต์แวร์ลิขสิทธิ์ จึงไม่สามารถแสดงโปรแกรมละเอียดไว้ในภาคผนวก

#### 6.4.5 การวิเคราะห์และแสดงผลบนมือถือ

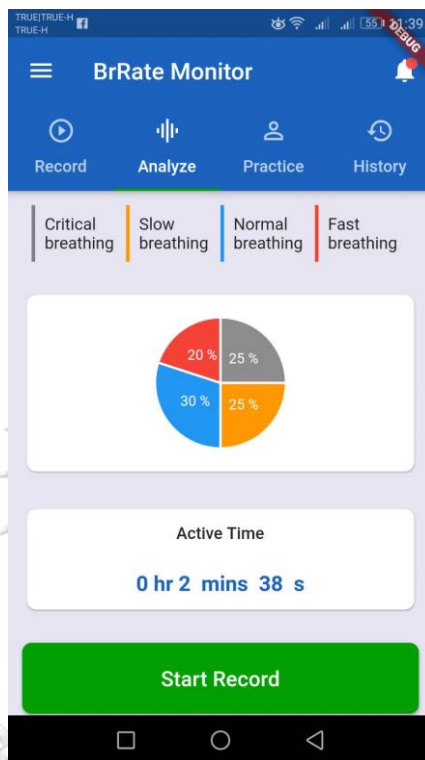
เมื่อดาวน์โหลดแอปพลิเคชันมาติดตั้งบนมือถือจะปรากฏบนหน้าจอดังนี้

- 1) หน้าจอหลัก (Record) เมื่อกดปุ่ม start โปรแกรมจะเริ่มดึงข้อมูลคลื่นเสียงหายใจและอัตราการหายใจมาแสดงบนหน้าจอ โดยข้อมูลจะไหลอย่างต่อเนื่อง เมื่อกดปุ่ม stop การไหลของข้อมูลจะหยุดลง ดังตัวอย่างในรูปที่ 6.17



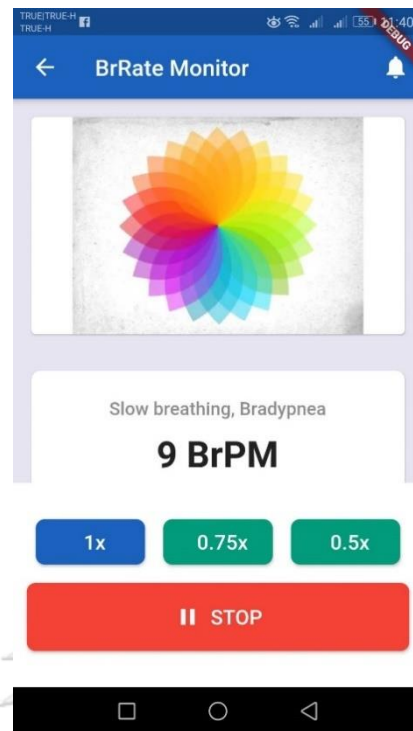
รูปที่ 6.17 หน้าจอหลัก (Record)

- 2) หน้าจอวิเคราะห์ (Analyze) ข้อมูลที่ถูกเก็บบันทึกไว้ที่หน้าหลักในช่วงเวลาหนึ่ง จะถูกนำมาประมวลผลเพื่อวิเคราะห์สภาพการหายใจในช่วงเวลานั้นว่ามีการหายใจปกติ หายใจเร็ว หายใจช้า หรือหยุดหายใจเป็นสัดส่วนเท่าไร โดยแสดงเป็นกราฟวงกลมดังตัวอย่างในรูปที่ 6.18



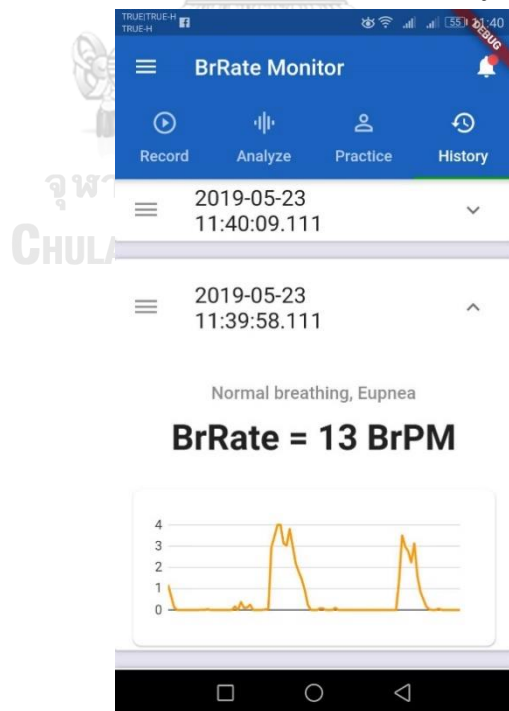
รูปที่ 6.18 หน้าจอวิเคราะห์ (Analyze)

- 3) หน้าฝึกฝนการหายใจ (Practice) โปรแกรมจะแสดงภาพและเสียงให้ผู้ฝึกการหายใจเข้าออกให้ได้จังหวะตามภาพและเสียงที่ปรากฏ โดยสามารถปรับความเร็วของภาพและเสียงได้เป็น 3 ระดับคือ 10, 8 และ 6 ครั้งต่อนาที ซึ่งเป็นการฝึกการหายใจแบบลึก ๆ ช้า ๆ สัญญาณกรอบเสียงหายใจและอัตราการหายใจจะถูกแสดงผลควบคู่ไปกับภาพกราฟิกและเสียงดนตรีเพื่อให้ผู้ใช้สามารถดูผลการหายใจได้อย่างเรียลไทม์ ดังรูปที่ 6.19



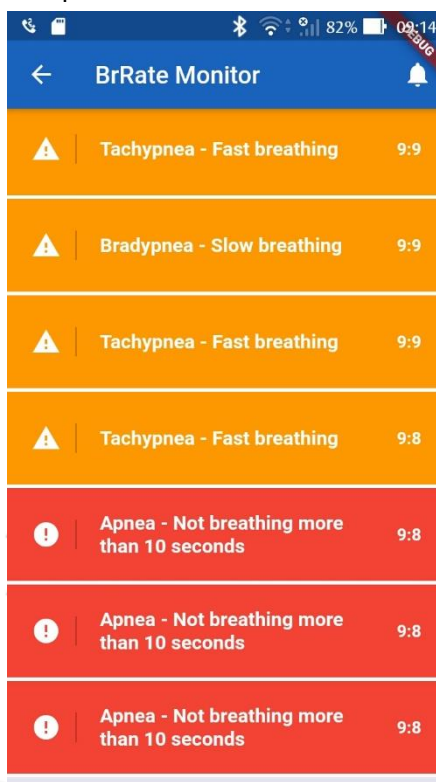
รูปที่ 6.19 หน้าฝึกฝนการหายใจ (Practice)

- 4) หน้าประวัติย้อนหลัง (History) โปรแกรมจะแสดงข้อมูลคลื่นเสียงหายใจและอัตราการหายใจในแต่ละคาบเวลาที่ผ่านมา ดังตัวอย่างในรูปที่ 6.20



รูปที่ 6.20 หน้าประวัติย้อนหลัง (History)

- 5) หน้าการแจ้งเตือน (Notification) เมื่อกดปุ่มรูปกระดิ่งที่มุมขวาบน โปรแกรมจะแสดงผลการแจ้งเตือนที่ผ่านมา โดยเรียงตามลำดับเวลา ว่ามีการหายใจที่เร็วเกินไป หรือช้าเกินไป หรือหยุดหายใจ ณ เวลาใด ดังตัวอย่างในรูปที่ 6.21



รูปที่ 6.21 หน้าการแจ้งเตือน (Notification)

จากหน้าแจ้งเตือนนี้ เราสามารถนับจำนวนครั้งของการเกิดภาวะหยุดหายใจ (Apnea) ซึ่งมีระยะเวลาเท่ากับหรือมากกว่า 10 วินาที เพื่อไปคำนวณหาค่าดัชนีการหยุดหายใจ AI (Apnea Index) ได้

## 6.5 การทดสอบความถูกต้องของแอปพลิเคชันบนมือถือ

### 6.5.1 ขั้นตอนการทดสอบ

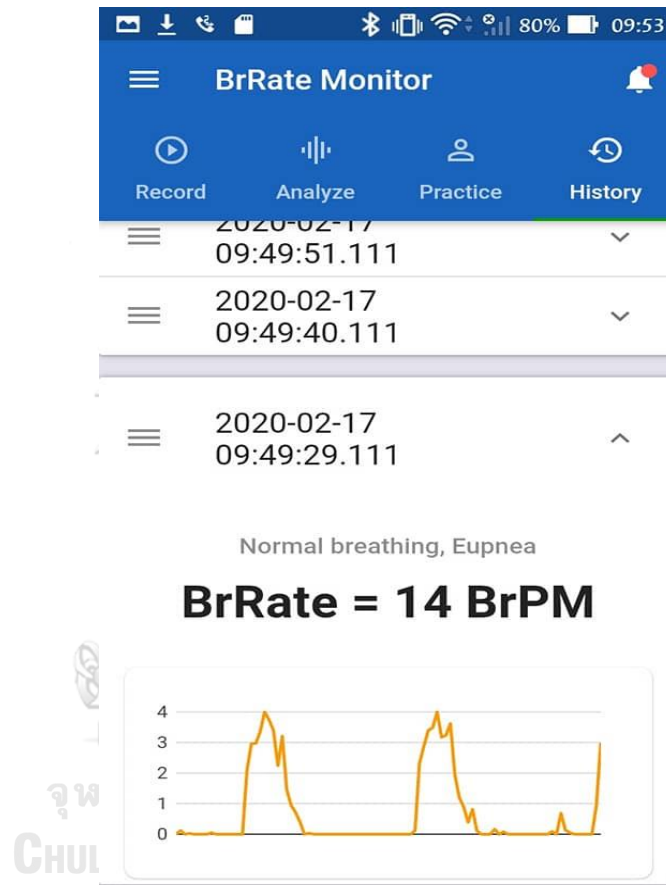
เพื่อที่จะทดสอบว่าแอปพลิเคชันบนมือถือวิเคราะห์และแสดงผลถูกต้องหรือไม่ ผู้วิจัยได้ออกแบบการทดลองโดยใช้อาสาสมัครทำการทดลองหายใจที่ระดับความเร็วต่าง ๆ ต่อเนื่องกัน แล้วทำการวัดและติดตามโดยใช้ต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเฟสที่ 2 ดังนี้

- 1) หายใจปกติ (12-20 ครั้ง/นาที) เป็นเวลา 15 วินาที
- 2) กลั้นหายใจเป็นเวลา 15 วินาที
- 3) หายใจเร็ว (มากกว่า 20 ครั้ง/นาที) เป็นเวลา 15 วินาที

4) หายใจช้า (น้อยกว่า 12 ครั้ง/นาที) เป็นเวลา 15 วินาที

#### 6.5.2 ผลการทดสอบ

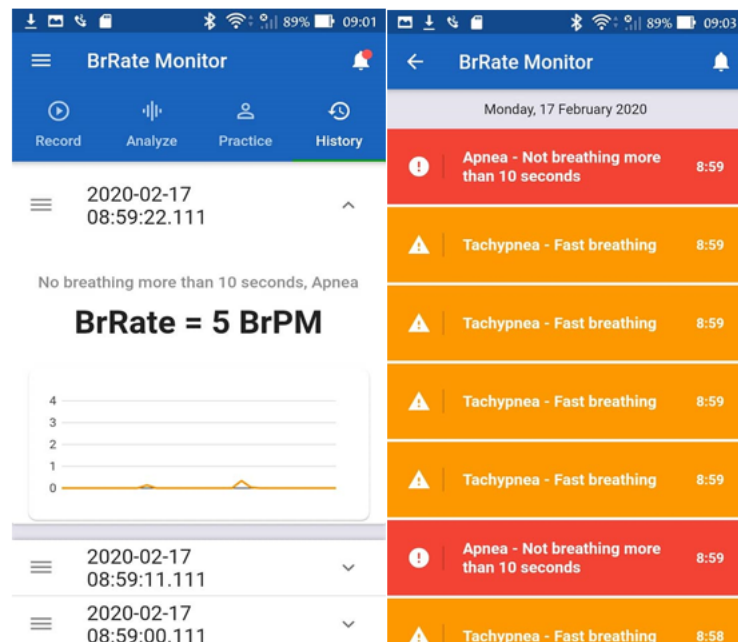
1) ขณะหายใจปกติ โปรแกรมจะแสดงคลื่นเสียงหายใจและอัตราการหายใจถูกต้อง อยู่ที่ 14 ครั้ง/นาที ไม่มีการแจ้งเตือนการหายใจที่ผิดปกติ ดังรูปที่ 6.22



รูปที่ 6.22 ขณะหายใจปกติ

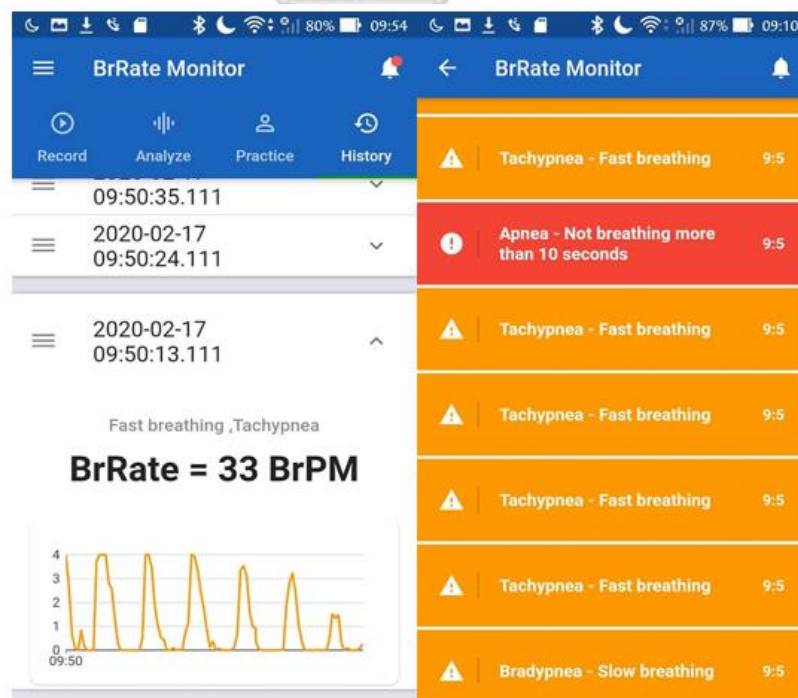
2) ขณะกลั้นหายใจ โปรแกรมจะแสดงคลื่นเสียงหายใจเป็นเส้นราบเรียบ และแสดงอัตราการหายใจเป็น 0 ครั้ง/นาที หน้าการแจ้งเตือนจะระบุการแจ้งเตือนการหยุดหายใจที่เวลา 8.59 ดังรูปที่ 6.23





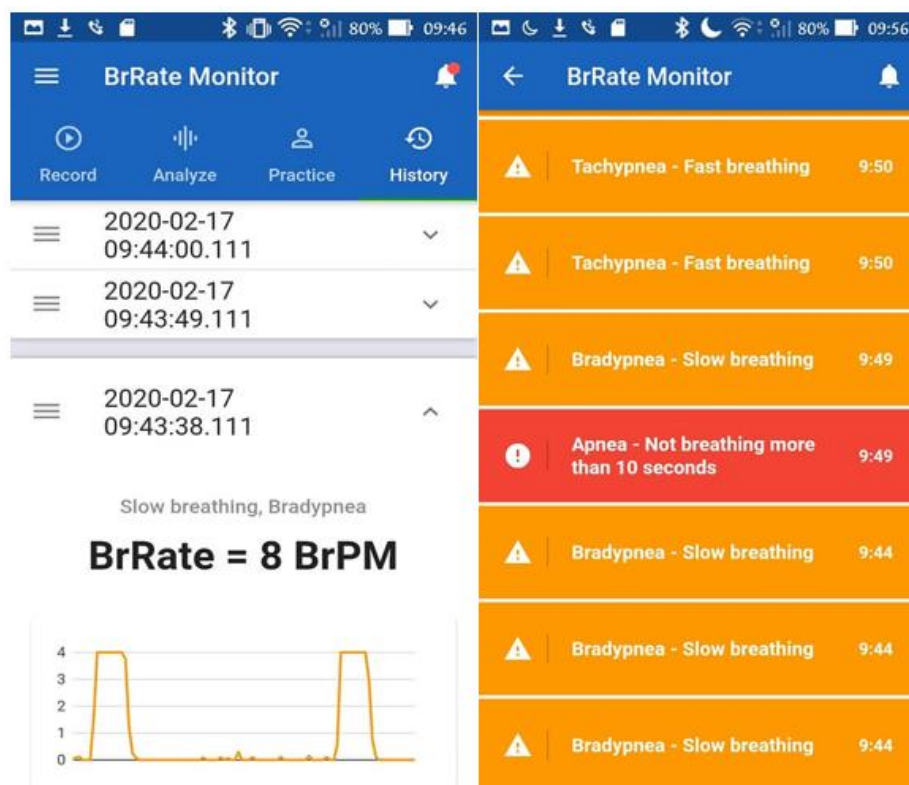
รูปที่ 6.23 ขณะกลืนหายใจ

- 3) ขณะหายใจเร็ว โปรแกรมจะแสดงคลื่นเสียงหายใจและอัตราการหายใจอยู่ที่ 53 ครั้ง/นาที และมีการแจ้งเตือนการหายใจเร็วอยู่หลายครั้ง ดังรูปที่ 6.24



รูปที่ 6.24 ขณะหายใจเร็ว

- 4) ขณะหายใจเข้า โปรแกรมจะแสดงคลื่นเสียงหายใจและอัตราการหายใจอยู่ที่ 8 ครั้ง/นาาที และมีการแจ้งเตือนการหายใจช้าอยู่หลายครั้ง ดังรูปที่ 6.25



รูปที่ 6.25 ขณะหายใจเข้า

จากผลการทดลองข้างต้นเป็นการยืนยันว่าต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นทำงานได้ถูกต้อง กรอบสัญญาณเสียงหายใจและอัตราการหายใจแสดงค่าได้ถูกต้องไปในทิศทางเดียวกัน และมีการแจ้งเตือนถูกต้องในขณะที่หายใจช้าเกินไป หรือ เร็วเกินไป หรือ หยุดหายใจนานเป็นเวลาเท่ากับหรือมากกว่า 10 วินาที

#### 6.6 การทดสอบการตรวจการนอนหลับ

เนื่องจากงานวิจัยนี้มีข้อจำกัดที่ไม่สามารถหาผู้ป่วยโรคหยุดหายใจขณะหลับมาทำการทดสอบการตรวจการนอนหลับด้วยต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นได้ ผู้วิจัยจึงได้ใช้เสียงหายใจของผู้ป่วยโรคหยุดหายใจขณะหลับที่มีการบันทึกไว้เป็นไฟล์เสียงจากเว็บไซต์ <https://bresotec.com/sleep-apnea/> ดังรูปที่ 6.26 มาทำการจำลองเสียงหายใจของผู้ป่วยโรคหยุดหายใจขณะหลับ

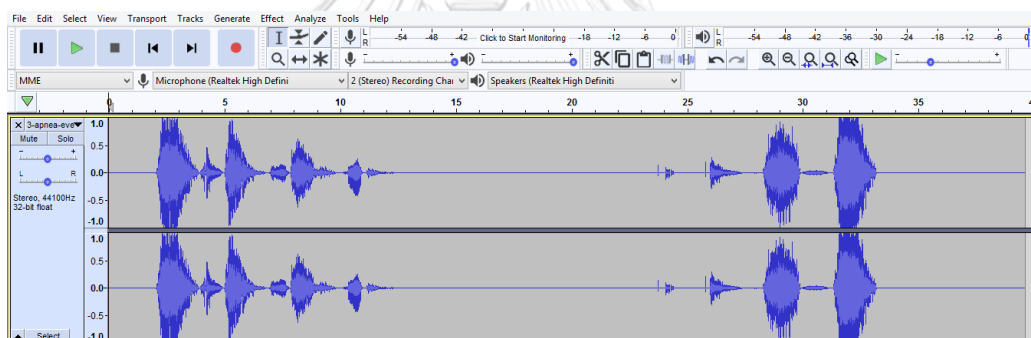


รูปที่ 6.26 เสียงหายใจของผู้ป่วยโรคหยุดหายใจขณะหลับ

ที่มา : <https://bresotec.com/sleep-apnea/>

### 6.6.1 ขั้นตอนการทดสอบ

1) จำลองเสียงหายใจของผู้ป่วยโรคหยุดหายใจขณะหลับ โดยใช้วิธีเปิดไฟล์เสียงด้วยโปรแกรม Audacity ซึ่งจะได้คลื่นเสียงหายใจถูกต้องตามไฟล์เสียงเดิมดังรูปที่ 6.27

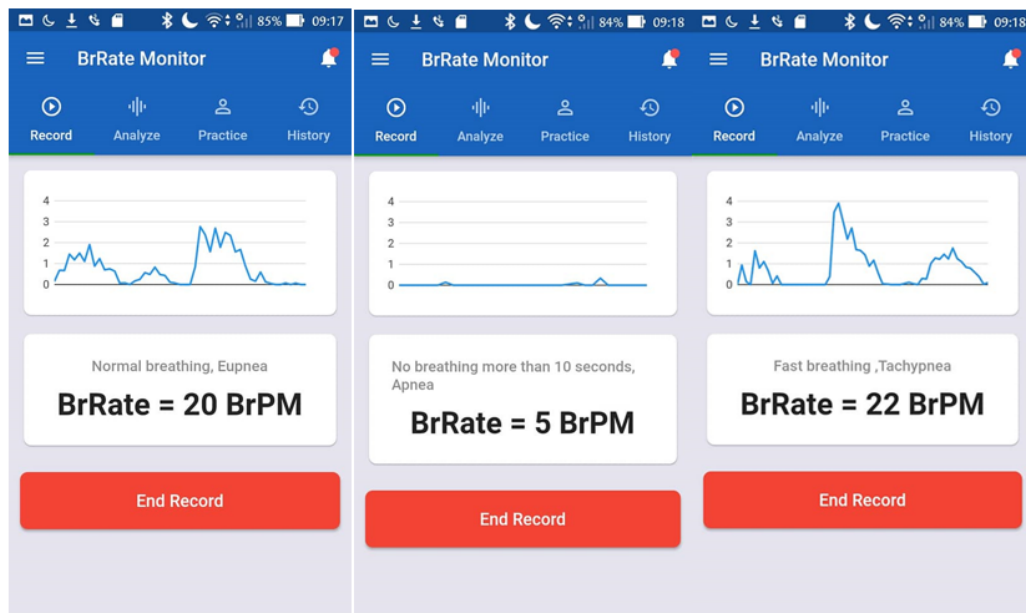


รูปที่ 6.27 การจำลองเสียงหายใจของผู้ป่วยโรคหยุดหายใจขณะหลับด้วยโปรแกรม Audacity

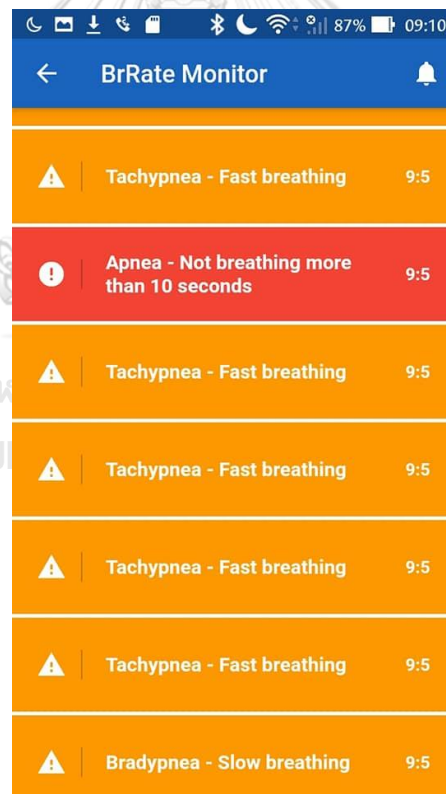
2) รันโปรแกรมให้เสียงหายใจออกมาที่ลำโพงของเครื่องคอมพิวเตอร์ ปรับระดับสัญญาณเสียงให้เหมาะสม แล้วทำการวัดเสียงหายใจด้วยต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเฟสที่ 2 ที่พัฒนาขึ้นโดยยึดท่อสั้นพ้องหันทันปลายเปิดเข้าหาลำโพงห่างประมาณ 3 ซม.

### 6.6.2 ผลการทดสอบ

จากการจับภาพ (Capture) หน้าจอ Record ที่แสดงกรอบสัญญาณเสียงหายใจและอัตราการหายใจพบว่ารูปและค่าที่ออกมาสอดคล้องกับสัญญาณเสียงหายใจที่ออกมาจากลำโพงในรูปที่ 6.27 โดยในช่วงกลางของการหายใจจะมีการหยุดหายใจนานประมาณ 12 วินาที โปรแกรมตรวจจับขอบขาขึ้นของคลื่นสี่เหลี่ยมระหว่างนั้น 2 ลูกแล้วคำนวณออกมาเป็นอัตราการหายใจได้ 5 ครั้งต่อนาที ดังรูปที่ 6.28 (รูปกลาง) โปรแกรมวิเคราะห์สภาพการหายใจวิเคราะห์ได้ว่าเป็นการหยุดหายใจมากกว่า 10 วินาที มีการแจ้งเตือนว่าเกิด Apnea 1 ครั้งดังตัวอย่างในรูปที่ 6.29



รูปที่ 6.28 กรอบสัญญาณเสียงหายใจและอัตราการหายใจบันทึกจากเสียงหายใจที่ออกมาจากลำโพง



รูปที่ 6.29 การแจ้งเตือนการหายใจผิดปกติ

## 6.7 สรุปและอภิปรายผล

ต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเฟสที่ 2 นี้ เป็นการขยายขีดความสามารถของต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเฟสที่ 1 ที่แสดงผลอัตราการหายใจและสภาพ

การหายใจบนจอ LCD เพียงอย่างเดียวให้สามารถอ่านผลได้จากเครื่องมือที่อยู่ระยะไกลเช่น โทรศัพท์มือถือ หรือ คอมพิวเตอร์ ด้วยการพัฒนาแอปพลิเคชันบนมือถือให้สามารถแสดงผลบน โทรศัพท์ หรือคอมพิวเตอร์ของผู้ใช้และผู้เกี่ยวข้อง นอกจากจะแสดงค่าอัตราการหายใจและสภาพ การหายใจแล้ว ยังสามารถแสดงการเปลี่ยนแปลงตามเวลาของรอบสัญญาณเสียงหายใจ สามารถ วิเคราะห์สัดส่วนของสภาพการหายใจในช่วงเวลาหนึ่ง ๆ ทำให้ทราบว่าตนเองโดยเฉลี่ยแล้วหายใจ เร็ว หรือ หายใจช้า หรือ หายใจปกติ เป็นสัดส่วนมากน้อยเท่าไร มีโปรแกรมที่จะช่วยให้ผู้ใช้ฝึก การหายใจให้ถูกต้อง สามารถดูข้อมูลย้อนหลังได้ และ มีการแจ้งเตือนเมื่อเกิดเหตุการณ์หายใจเร็ว ไป หรือ หายใจช้าไป หรือหยุดหายใจนานกว่า 10 วินาที

ที่สำคัญ ต้นแบบเครื่องคิดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเฟสที่ 2 ใช้วิธีส่งข้อมูลรอบ สัญญาณเสียงหายใจและอัตราการหายใจขึ้นสู่ฐานข้อมูลเรียลไทม์ผ่านระบบวายไฟ แอปพลิเคชัน บนมือถือสามารถดึงข้อมูลจากฐานข้อมูลเรียลไทม์มาแสดงผลบนมือถือหรือคอมพิวเตอร์ผ่าน ระบบอินเทอร์เน็ตได้ทุกที่ในลักษณะเรียลไทม์ โดยมีเวลาล่าช้าอยู่ ประมาณ 2-3 วินาทีเท่านั้น

จากการทดสอบการใช้งานกับอาสาสมัครและการทดสอบกับการจำลองเสียงหายใจของ ผู้ป่วยโรคหยุดหายใจขณะหลับด้วยไฟล์เสียงหายใจที่บันทึกไว้ ปรากฏผลตรงตามทีออกแบบไว้ทุก ประการ ไม่ว่าจะเป็นรอบสัญญาณเสียงหายใจ อัตราการหายใจ การวิเคราะห์และการแจ้งเตือน

จุดที่ต้องปรับปรุงคือ ผู้ป่วยหรือผู้เลี้ยงต่อโรคหยุดหายใจขณะหลับมักมีปัญหาเรื่องนอน กรน การกรนกรนเป็นตัวบ่งชี้ที่สำคัญตัวหนึ่งของภาวะหยุดหายใจขณะหลับชนิดอุดกั้นเกิดจาก เพดานอ่อนบริเวณลิ้นไก่เกิดอาการอ่อนตัวยุบลงมาปิดกั้นทางเดินหายใจขณะหลับทำให้เกิดการ สั่นดังของอากาศขณะที่ผู้ป่วยหรือผู้เลี้ยงพยายามหายใจเข้า ดังที่ปรากฏในตัวอย่างไฟล์เสียงหายใจ เสียงกรนที่ดังในขณะที่หายใจเข้านี้ จะทำให้เกิดสัญญาณรบกวนแทรกเข้าไปในท่อน้ำฟังได้ ไมโครโฟนจะตรวจจับเสียงกรนในขณะที่หายใจเข้า ทำให้เกิดรอบสัญญาณเสียงหายใจขึ้นทั้งใน ขณะที่หายใจออกและหายใจเข้า เสียงกรนนี้จะมีค่าแรงดันสูงกว่าระดับแรงดันอ้างอิงของวงจร เปรียบเทียบสัญญาณในช่วงหายใจเข้า เกิดเป็นคลื่นสี่เหลี่ยมออกจากวงจรเปรียบเทียบสัญญาณ แทรกเข้ามา ทำให้คำนวณหาอัตราการหายใจได้มากกว่าความเป็นจริง เกิดความคลาดเคลื่อนขึ้นมา การแก้ปัญหานี้อาจต้องมีวงจรกรองสัญญาณรบกวนที่เกิดจากเสียงกรนซึ่งอาจพัฒนาขึ้นในรูป ฮาร์ดแวร์หรือซอฟต์แวร์ อีกทางหนึ่งซึ่งง่ายกว่าคืออาจใช้ลิ้นเปิดปิดทางเดียวมาติดตั้งตรงทางเข้า ของท่อน้ำฟัง ในขณะที่หายใจออก ความดันอากาศจะดันออกมาจากรูจมูก ทำให้ลิ้นเปิดออก คลื่นเสียงหายใจสามารถเดินทางเข้าไปในท่อน้ำฟังได้ ในทางตรงข้าม ขณะที่หายใจเข้า อากาศ จากบริเวณโดยรอบจะถูกดึงเข้าสู่รูจมูก เกิดสภาพความดันอากาศต่ำที่ด้านปลายเปิดของท่อน้ำฟัง ลิ้นทางเดียวจะถูกดึงขึ้นมาปิดท่อน้ำฟัง ไม่ให้เสียงกรนสามารถเดินทางเข้าไปในท่อน้ำฟังได้

สัญญาณรบกวนก็จะไม่เกิดขึ้น เครื่องและโปรแกรมจะทำงานได้ถูกต้อง อย่างไรก็ตาม ในการตรวจการนอนหลับนั้น วัตถุประสงค์หลักอยู่ที่การนับจำนวนครั้งต่อชั่วโมงของการหยุดหายใจนานเท่ากับหรือเกิน 10 วินาที ดังนั้นต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเฟสที่ 2 ที่พัฒนาขึ้นนี้ จึงยังคงสามารถทำการตรวจจับภาวะหยุดหายใจขณะหลับได้อย่างถูกต้อง



## บทที่ 7

### การทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น

บทที่ 7 นี้ประกอบด้วยการสัมภาษณ์กลุ่มลูกค้าเป้าหมายจำนวน 5 กลุ่มรวม 27 คน และการทดสอบการยอมรับเทคโนโลยีซึ่งแบ่งเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนแรกให้กลุ่มผู้มีโอกาสเป็นโรคหุดหายใจขณะหลับจำนวน 10 คน ทดลองใช้งานแล้วตอบแบบสอบถามการยอมรับเทคโนโลยี ส่วนหลังเป็นการสำรวจการยอมรับเทคโนโลยีของกลุ่มผู้มีโอกาสเป็นโรคหุดหายใจขณะหลับในวงกว้างจำนวน 189 คน โดยให้กลุ่มลูกค้าเป้าหมายคูคิปีวิตส์แนะนำการใช้งานและทดลองติดตั้งใช้งานแอปพลิเคชันบนมือถือให้เกิดความเข้าใจและคุ้นเคยก่อนตอบแบบสอบถามในลักษณะออนไลน์

#### 7.1 การสัมภาษณ์กลุ่มลูกค้าเป้าหมาย

##### 7.1.1 ผลลัพธ์การสัมภาษณ์

รายละเอียดของผู้ให้สัมภาษณ์ทั้ง 5 กลุ่มรวม 27 คนได้แสดงไว้ในตารางที่ 7.1 โดยเรียงตามลำดับเวลาของการสัมภาษณ์ซึ่งได้ดำเนินการในช่วงเวลาตั้งแต่วันที่ 10 ธันวาคม 2562 ถึงวันที่ 30 ธันวาคม 2562 ชื่อ-นามสกุลของผู้ให้สัมภาษณ์ถูกแทนด้วยรหัสของผู้ให้สัมภาษณ์เพื่อรักษาความเป็นส่วนตัวของผู้ให้สัมภาษณ์

ตารางที่ 7.1 รายละเอียดของผู้ให้สัมภาษณ์

ลำดับ	รหัสผู้ให้สัมภาษณ์	ตำแหน่ง	สังกัด	เพศ	อายุ	วิธีการสัมภาษณ์	กลุ่ม
1	G1M1	กรรมการผู้จัดการ	บริษัท Prime Medical	M	66	สาริตและสัมภาษณ์โดยตรง	ผู้บริหาร
2	G2F1	ผู้จัดการ	บริษัท Chevron	F	31	สาริตและสัมภาษณ์โดยตรง	ฝึกสมาธิ
3	G3M1	ผู้อำนวยการศูนย์ตรวจสุขภาพ	โรงพยาบาลบางปะกอก 9	M	65	สาริตและสัมภาษณ์โดยตรง	หมอ

		เคลื่อนที่					
4	G4M1	ผู้จัดการ	บริษัท ปตท.สผ	M	32	สาธิตและ สัมภาษณ์ โดยตรง	ออก กำลังกาย
5	G4M2	กรรมการ ผู้จัดการ	บริษัทที่ ปรึกษา	M	45	สาธิตผ่านสื่อ วิดีโอทัศน์และ สัมภาษณ์ผ่าน โทรศัพท์หรือ ทางไลน์	ออก กำลังกาย
6	G1M2	กรรมการ ผู้จัดการ	บริษัท ACIS	M	42	สาธิตและ สัมภาษณ์ โดยตรง	ผู้บริหาร
7	G5F1	ผู้เชี่ยวชาญ	ธนาคารแห่ง ประเทศไทย	F	44	สาธิตผ่านสื่อ วิดีโอทัศน์และ สัมภาษณ์ผ่าน โทรศัพท์หรือ ทางไลน์	ผู้ป่วย หรือผู้มี โอกาส
8	G2F2	อาจารย์	สถาบันการศึก ษาเอกชน	F	39	สาธิตและ สัมภาษณ์ โดยตรง	ฝึกสมาธิ
9	G5M1	กรรมการ ผู้จัดการ	บริษัทเอกชน	M	57	สาธิตและ สัมภาษณ์ โดยตรง	ผู้ป่วย หรือผู้มี โอกาส
10	G4M3	อาจารย์	สถาบันการศึก ษาเอกชน	M	68	สาธิตและ สัมภาษณ์ โดยตรง	ออก กำลังกาย
11	G4M4	อดีต ผู้บริหาร	หน่วยงานของ รัฐ	M	71	สาธิตผ่านสื่อ วิดีโอทัศน์และ สัมภาษณ์ผ่าน โทรศัพท์หรือ	ออก กำลังกาย



						ทางไลน์	
12	G1M3	อดีต ผู้บริหาร	สถาบันการศึกษาเอกชน	M	70	สาธิตผ่านสื่อ วีดิทัศน์และ สัมภาษณ์ผ่าน โทรศัพท์หรือ ทางไลน์	ผู้บริหาร
13	G3M2	หมออายุรกร รรม	คลินิกส่วนตัว	M	65	สาธิตผ่านสื่อ วีดิทัศน์และ สัมภาษณ์ผ่าน โทรศัพท์หรือ ทางไลน์	หมอ
14	G5M2	นักธุรกิจ	ธุรกิจส่วนตัว	M	59	สาธิตผ่านสื่อ วีดิทัศน์และ สัมภาษณ์ผ่าน โทรศัพท์หรือ ทางไลน์	ผู้ป่วย หรือผู้มี โอกาส
15	G3M3	วิสัญญี แพทย์	โรงพยาบาล ของรัฐ	M	65	สาธิตและ สัมภาษณ์ โดยตรง	หมอ
16	G4M5	อาจารย์	โรงเรียนของ รัฐ	M	64	สาธิตและ สัมภาษณ์ โดยตรง	ออก กำลังกาย
17	G2F3	เภสัชกร	ธุรกิจส่วนตัว	F	65	สาธิตผ่านสื่อ วีดิทัศน์และ สัมภาษณ์ผ่าน โทรศัพท์หรือ ทางไลน์	ฝึกสมาธิ
18	G2M1	หมออายุรกร รรม	โรงพยาบาล ของรัฐ	M	65	สาธิตผ่านสื่อ วีดิทัศน์และ สัมภาษณ์ผ่าน	ฝึกสมาธิ

						โทรศัพท์หรือ ทางไลน์	
19	G5M3	ผู้จัดการ	บริษัทเอกชน	M	66	สาธิตและ สัมภาษณ์ โดยตรง	ผู้ป่วย หรือผู้มี โอกาส
20	G2F4	หมอชุมชน	โรงพยาบาล ประจำจังหวัด	F	34	สาธิตผ่านสื่อ วิดีโอทัศน์และ สัมภาษณ์ผ่าน โทรศัพท์หรือ ทางไลน์	ฝึกสมาธิ
21	G3M4	หมอเด็ก	คลินิกส่วนตัว	M	65	สาธิตผ่านสื่อ วิดีโอทัศน์และ สัมภาษณ์ผ่าน โทรศัพท์หรือ ทางไลน์	หมอ
22	G3F1	วิสัญญี แพทย์	โรงพยาบาล เอกชน	M	40	สาธิตผ่านสื่อ วิดีโอทัศน์และ สัมภาษณ์ผ่าน โทรศัพท์หรือ ทางไลน์	หมอ
23	G1M4	ผู้จัดการ	บริษัทส่วนตัว	M	65	สาธิตผ่านสื่อ วิดีโอทัศน์และ สัมภาษณ์ผ่าน โทรศัพท์หรือ ทางไลน์	ผู้บริหาร
24	G3M5	อดีต ผู้บริหาร	โรงพยาบาล ของรัฐ	M	69	สาธิตผ่านสื่อ วิดีโอทัศน์และ สัมภาษณ์ผ่าน โทรศัพท์หรือ ทางไลน์	หมอ

25	G1M5	ผู้บริหาร	สถาบันการศึกษาเอกชน	M	68	สาธิตผ่านสื่อ วิดีโอทัศน์และ สัมภาษณ์ผ่าน โทรศัพท์หรือ ทางไลน์	ผู้บริหาร
26	G2F5	อาจารย์	สถานปฏิบัติ ธรรม	F	40	สาธิตผ่านสื่อ วิดีโอทัศน์และ สัมภาษณ์ผ่าน โทรศัพท์หรือ ทางไลน์	ฝึกสมาธิ
27	G5M4	ทันตแพทย์	โรงพยาบาล เอกชน	M	38	สาธิตผ่านสื่อ วิดีโอทัศน์และ สัมภาษณ์ผ่าน โทรศัพท์หรือ ทางไลน์	ผู้ป่วย หรือผู้มี โอกาส

บรรยากาศของการสาธิตการใช้เครื่องมือและการสัมภาษณ์ได้แสดงไว้ในรูปที่ 7.1



รูปที่ 7.1 ตัวอย่างบรรยากาศของการสัมภาษณ์

ตัวอย่างความเห็นที่ได้จากการสัมภาษณ์เชิงลึกมีดังนี้

คุณหมอซึ่งเป็นผู้อำนวยการศูนย์ตรวจสุขภาพเคลื่อนที่ของโรงพยาบาลเอกชนแห่งหนึ่งได้ให้ความเห็นเกี่ยวกับการคัดกรองผู้ป่วยที่เป็นโรคภาวะหยุดหายใจขณะหลับว่า “เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นนี้มีประโยชน์มาก ควรนำไปใช้คัดกรองผู้ป่วยที่มีความเสี่ยงเป็นโรคหยุดหายใจขณะหลับ โดยให้ไปทดสอบการนอนหลับที่บ้าน .....หมอจะไม่สนใจอัตราการหายใจเท่ากับจำนวนครั้งของการเกิดภาวะหยุดหายใจขณะหลับต่อชั่วโมง”

คุณหมออายุรกรรมซึ่งเป็นอดีตผู้บริหารโรงพยาบาลของรัฐแห่งหนึ่งได้ให้ความเห็นเกี่ยวกับการเกิดภาวะหยุดหายใจในผู้ป่วยหลังผ่าตัดที่ได้รับยาระงับปวดว่า “การให้มอร์ฟีนระงับปวดเริ่มต้นใช้ยามอร์ฟีนในขนาดน้อย ๆ ก่อน ไม่ทำให้เกิดการกดการหายใจและไม่เป็นสาเหตุการเสียชีวิตของผู้ป่วย การกดการหายใจในผู้ป่วยมักเกิดจากการให้ยาขนาดมากเกินไป จึงต้องมีการติดตามการหายใจของคนไข้ตามข้อบังคับของ JCI.....”

คุณหมอซึ่งเป็นหมอดีกที่คลินิกส่วนตัวแห่งหนึ่งได้ให้ความเห็นเกี่ยวกับการทดสอบการนอนหลับในเด็กว่า “การ Detect เพื่อ diagnose ก็จะต้องนอนโรงพยาบาลตามนั้น ทีนี้ ที่ผมเคยดูคนไข้ โดยเฉพาะเด็กที่สงสัยว่ามี sleep apnea แต่มีอุปสรรคในการเข้าโรงพยาบาลทำ sleep test ก็อาจจะใช้อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นนี้ได้.....สรุปว่า อุปกรณ์นี้น่าจะใช้ได้แบบสะดวกกว่า”

ผู้บริหารซึ่งเป็นคณบดีของสถาบันการศึกษาเอกชนแห่งหนึ่งได้ให้ความเห็นเกี่ยวกับการจัดการความเครียดว่า “การจัดการความเครียดยากมาก ถ้าทำงานบริหาร เพราะต้องรับผิดชอบ นอนไม่หลับ มีผลกระทบเยอะ ฟังยี่ห้อหมอ เครื่องวัดควรแสดงผลในพารามิเตอร์ที่เข้าใจง่าย และควรมีตัวเลขวิกฤต เพื่อเตือนหาหมอด่วน หรือ บอกขึ้นตอนแก้ไข”

อาจารย์ซึ่งเป็นผู้เชี่ยวชาญด้านการฝึกสมาธิได้ให้ความเห็นเกี่ยวกับการฝึกสมาธิว่า “การฝึกสมาธิ ไม่จำเป็นต้องใช้เครื่องวัดอัตราการหายใจ แต่พบว่ามีคนจำนวนไม่น้อยที่หายใจไม่เป็นคือหายใจตื้นและเร็ว ถ้าเครื่องนี้สามารถช่วยฝึกให้เขาหายใจลึก ๆ ซ้ำ ๆ ได้ ก็เป็นทางหนึ่งที่จะช่วยให้เขามีสมาธิได้”

วิศวกรซึ่งออกกำลังกายโดยสม่ำเสมอได้ให้ความเห็นเกี่ยวกับการออกกำลังกายว่า “อยากฟังเสียงหายใจของตนเองขณะที่วิ่ง เพื่อเป็น Bio-Feedback ระหว่างวิ่ง ตอนวิ่งคงไม่มีเวลามาสนใจอัตราการหายใจ นอกจากจะบันทึกเก็บไว้ดูทีหลัง”

ผู้ป่วยซึ่งเป็นโรคที่เกี่ยวกับการหายใจได้ให้ความเห็นเกี่ยวกับการคัดกรองผู้ป่วยว่า “กลับมารุงเทพ เจอฝุ่นละออง เริ่มมีอาการ โรคหืดหอบอีก เครื่องติดตามอัตราการหายใจคงไม่ช่วย

อะไร แต่มีเพื่อนที่ทำงานด้วยกันเป็น Sleep Apnea หมอที่ทำการรักษาให้ยืมเครื่องทดสอบการนอนหลับอย่างง่ายมาใช้ที่บ้านเพื่อวัดผลส่งให้หมอตตรวจ เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นน่าจะมีประโยชน์ในการทดสอบการนอนหลับที่บ้านได้”

ข้อเสนอแนะและความเห็นของผู้ให้สัมภาษณ์แต่ละท่าน ได้แสดงไว้ในตารางที่ 7.2

ตารางที่ 7.2 ข้อเสนอแนะและความเห็นของผู้ให้สัมภาษณ์

ลำดับ	รหัสผู้ให้สัมภาษณ์	กลุ่ม	ข้อเสนอแนะและความเห็น
1	G1M1	ผู้บริหาร	เดิน 10 กิโลเมตรทุกวัน ทำสมาธิทุกเช้าครั้งละ 5 นาที สุขภาพแข็งแรงดี ไม่มีความเครียด ไม่จำเป็นต้องใช้เครื่องช่วย เครื่องวัดจะมีประโยชน์ต่อเมื่อเป็นเรื่องคอขาดบาดตาย เช่น ในผู้ป่วยโรคหยุดหายใจขณะหลับ สำหรับคนทั่วไป น่าจะขยายผลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจใน smart watch นั้น คนจะใส่ใจมากกว่า เพราะถ้าหยุดเต้น จะถึงตายได้
6	G1M2	ผู้บริหาร	เวลามีความเครียด หายใจเร็วขึ้นหรือเปล่าไม่แน่ใจ แต่ที่แน่ ๆ คือ ความดันจะขึ้น ได้ซื้อนาฬิกาข้อมือแบบวัดความดันได้มาใช้ แต่ไม่สามารถวัดต่อเนื่องได้ ต้องทำการวัดทุกครั้งที่ต้องการรู้ค่าความดันขณะนั้น โดยสายนาฬิกาจะบีบรัดข้อมือแล้วปล่อย เหมือนเครื่องวัดความดันที่ดันแขน ถ้าเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นสามารถวัดอัตราการหายใจได้ต่อเนื่องและสามารถแจ้งเตือนได้ในขณะที่หายใจผิดปกติตอนมีความเครียดก็เป็นเรื่องดี แต่ต้องออกแบบให้ดูสวยงาม น่าใช้กว่านี้
12	G1M3	ผู้บริหาร	ถ้าใช้ AI วิเคราะห์ความเครียดจากการหายใจได้และมีหน่วยวัดให้รู้ว่าเครียดมากน้อยแค่ไหน นานแค่ไหน ก็จะดีมาก สามารถทำกิจกรรมให้คลายเครียดได้ทันที ความเครียดเป็นบ่อเกิดของโรคความดันเบาหวานหัวใจอื่น ๆ ดีครับ ใช้ร่วมกับ smart watch ได้ยิ่งดี
23	G1M4	ผู้บริหาร	รู้แต่ว่าการหายใจที่มีประสิทธิภาพนั้นต้องรับ oxygen ให้มากที่สุดเข้าเซลล์ ก็ต้องหายใจให้ลึกที่สุดซ้ำ ๆ ไม่ต้องเร็วมาก เครื่องวัดได้ตามนี้ก็

			เป็นประโยชน์ครับ
25	G1M5	ผู้บริหาร	การจัดการความเครียดอย่างมาก ถ้าทำงานบริหาร เพราะต้อง รับผิดชอบ นอนไม่หลับ มีผลกระทบเยอะ พึงยาหามอ เครื่องวัดควรแสดงผลในพารามิเตอร์ที่เข้าใจง่าย และควรมี ตัวเลขวิกฤต เพื่อเตือนหาหามอด่วน หรือ บอกขึ้นตอนแก้ไข
2	G2F1	ฝึกสมาธิ	การฝึกสมาธิมีหลายแบบ ที่เรียนมาจะเน้นการมีสติอยู่กับการเฝ้า มองการหายใจโดยไม่สนใจว่าจะหายใจเร็วหรือช้า ส่วนการฝึก โยคะบางท่าที่ต้องควบคุมการหายใจ อาจจะมีประโยชน์บ้าง
8	G2F2	ฝึกสมาธิ	ไม่น่าจำเป็นต้องใช้เครื่องติดตามอัตราการหายใจในการฝึก สมาธิ
17	G2F3	ฝึกสมาธิ	การฝึกสมาธิ ไม่จำเป็นต้องใช้เครื่องวัดอัตราการหายใจ แต่พบว่ามีคนจำนวนไม่น้อยที่หายใจไม่เป็นคือหายใจตื้นและ เร็ว ถ้าเครื่องนี้สามารถช่วยฝึกให้เขาหายใจลึก ๆ ช้า ๆ ได้ ก็เป็น ทางหนึ่งที่จะช่วยให้เขามีสมาธิได้
18	G2M1	ฝึกสมาธิ	น่าสนใจมากครับ เครื่องนี้น่าจะมีประโยชน์ในการตรวจวินิจฉัย ความผิดปกติของการหายใจทั้งเวลาหลับและตื่นซึ่งจะมี ประโยชน์ทางการแพทย์มาก ในส่วนของการฝึกสมาธินั้นน่าจะ มีประโยชน์ในการเก็บข้อมูลการเปลี่ยนแปลงของการหายใจใน ระหว่างนั่งสมาธิได้ ส่วนการจะใช้เครื่องนี้ในการฝึกสมาธินั้น ผมไม่แน่ใจเพราะการทำสมาธินั้นจะใช้สติพิจารณาลมหายใจ ตลอดเวลาซึ่งไม่ต้องการการบังคับจากสมอง เพียงแต่ตั้งสติอยู่ กับลมหายใจเท่านั้น
20	G2F4	ฝึกสมาธิ	ได้เคยแนะนำให้ผู้ป่วยฟุ้งสมาธิไปยังจุดที่มีความเจ็บป่วย พร้อมกับสวดคาถาพระอภิธรรม พักหลังนี้วางเว้นไปนาน ยัง มองไม่ออกว่าจะใช้ประโยชน์จากเครื่องนี้อย่างไร
26	G2F5	ฝึกสมาธิ	การเจริญสติเราไม่ได้บังคับการหายใจ แต่ให้มีลมหายใจเป็น เครื่องอยู่ของจิต
3	G3M1	หโม	เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นนี้มี ประโยชน์มาก ควรนำไปใช้คัดกรองผู้ป่วยที่มีความเสี่ยงเป็น โรคหยุดหายใจขณะหลับโดยให้ไปทดสอบการนอนหลับที่บ้าน

			<p>นอกจากนี้ยังมีผู้ป่วยที่ได้รับมอร์ฟีนระดับปวดหลังผ่าตัดซึ่งอาจมีภาวะหยุดหายใจขณะหลับได้ ซึ่งตามมาตรฐานของ JCI กำหนดให้ต้องมีเครื่องติดตามอัตราการหายใจ ส่วนใหญ่ใช้ Capnography Meter ซึ่งมีราคาแพงหลายหมื่น ถ้าสามารถทำได้ในระดับราคาต่ำกว่าหมื่นและได้รับการรับรองจาก อ.ย. คิดว่าโรงพยาบาลพร้อมจะมีไว้ใช้งาน โดยหมอมจะไม่สนใจอัตราการหายใจเท่ากับจำนวนครั้งของการเกิดภาวะหยุดหายใจขณะหลับต่อชั่วโมงและอาจนำไปใช้กับทารกเกิดใหม่ซึ่งมีความเสี่ยงต่อการหยุดหายใจได้ เพราะเครื่องวัดอัตราการหายใจที่ใช้อยู่ในปัจจุบันเป็นแบบสายรัดวัดการขึ้นลงของทรวงอกค่อนข้างอึดอัด ควรปรับปรุงให้เครื่องสามารถเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลเพื่อแสดงผลและจัดการข้อมูล</p> <p>นอกจากนี้ ควรให้เครื่องสามารถส่งข้อมูลมายังมือถือโดยตรงผ่านระบบบลูทูทโดยไม่จำเป็นต้องแชร์ผ่านระบบวายฟาย</p>
13	G3M2	หมอ	<p>มีคนไข้ที่ปัญหาทางระบบทางเดินหายใจมากมายครับ การรักษานั้น เราต้องวินิจฉัยก่อนว่าคนไข้เป็นโรคอะไร ก็รักษาโรคนั้น ๆ แต่ละโรค เช่น ปอดอักเสบ</p> <p>หอบหืด ถุงลมโป่งพอง หลอดลมอักเสบเรื้อรัง การดูแลหายใจก็จะวิธีนับความเร็วของการหายใจ คุณลักษณะการหายใจ ฟังเสียงปอดโดยใช้หูฟัง วัดออกซิเจนในเลือด เอกซเรย์ปอด ไม่แน่ว่าเครื่องมือนี้จะช่วยได้ตรงไหน</p>
15	G3M3	หมอ	<p>ในห้องผ่าตัดหรือห้องไอซียูจะมีอุปกรณ์ที่ใช้วัดสัญญาณชีพรวมกันอยู่ในชุดเดียวกัน การวัด Respiratory rate ก็มีอยู่แล้ว มาเป็นชุดพร้อมการวัดค่าอื่น ๆ</p> <p>หมอผ่าตัดสามารถให้มอร์ฟีนระดับปวดแก่คนไข้หลังผ่าตัดแทนหมอดมยาได้ ถ้าคนไข้ไม่หนัก ก็ไม่มีความจำเป็นต้องวัด Respiratory rate การนำไปใช้วัดที่บ้านโดยไม่มีคนดูแล อาจเป็นอันตรายได้ ถ้าเกิด artefact หรือท่อหลุดออกมา ทำให้เกิด error และ false alarm ได้ ทำให้คนไข้เกิด Panic เครื่องวัดแบบ single channel ไม่เหมาะสม จำเป็นต้องวัดพารามิเตอร์อื่น ๆ</p>

			ควบคุมไปด้วย
21	G3M4	หมอ	<p>น่าจะมีประโยชน์สำหรับประชาชนทั่วไป</p> <p>คือปกติทางการแพทย์จะมี investigation procedureที่จะdetect ภาวะapnea+hypoxiaที่ตามมา เรียกว่า Sleep lab.test ซึ่งต้องนอนในโรงพยาบาลติดอุปกรณ์monitorหลายอย่างทั้ง breath' pattern oxygen sat. Heart rate...+ มีจินต.คอยเฝ้าดูตลอดคืน อีกอย่าง ผู้ป่วยหลายคนที่ผ่านมา sleep test แล้ว มีข้อบ่งชี้ว่าต้องใช้ เครื่องช่วยหายใจเวลานอน ( CPAP)ไปตปท.ก็ต้องหอบหิ้วไปด้วย ราคาเครื่อง~50,000฿</p> <p>การ Detect เพื่อ diagnose ก็จะต้องนอนโรงพยาบาลตามนั้น ที่นี้ ที่ผมเคยคุ้นใจ โดยเฉพาะเด็กที่สงสัยว่ามี sleep apnea แต่มีอุปสรรคในการเข้าโรงพยาบาลทำtest ก็อาจจะใช้อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นนี้ได้รับ</p> <p>แต่แต่(2แต่)เครื่องCPAPที่มีขาย คนขายเขาก็ยินดีที่จะให้ยืมใช้ที่บ้าน แล้วมาดูRecord ซึ่งเราพอตัวเองได้ เครื่องพวกนี้ก็จะมีการ record breathing patternอยู่ด้วยแล้วด้วย แต่ในที่สุดก็ต้องส่งให้หมอทางเดินหายใจเป็นคนตัดสินใจและดูแลต่อไปครับ</p> <p>สรุปว่า อุปกรณ์นี้น่าจะใช้ได้แบบสะดวกกว่า</p> <p>แต่ผมแนะนำ(จากความรู้ที่มีนิด ๆ เพราะไม่ได้อยู่โรงพยาบาลนานแล้ว)ว่า ลองเปรียบเทียบกับCPAPที่มีใช้อยู่กับคนไข้ มากมายดูครับ</p> <p>สำหรับคลิป คิดว่ากล่าวนำมาครับ เนื้อหาของอุปกรณ์ที่จะนำเสนอจึงไม่เด่นชัดว่าจะสู้ของที่มีอยู่แล้วในแง่ไหน (ที่มีขายก็ใช้ง่ายสะดวกครับ)</p>
22	G3F1	หมอ	<p>บางโรงพยาบาลไม่ยอมให้แพทย์สาขาอื่นทำmoderate sedation บางโรงพยาบาลให้ทำได้ ทั้งนี้ขึ้นกับมาตรฐานของโรงพยาบาล</p> <p>เรื่องการหายใจยัง ینگต้องระวังอยู่แล้ว เครื่องนี้ มีโอกาส ใช้ประโยชน์ในห้องผ่าตัดขณะดมยาได้ไว้ alert anesthesiologists ว่าผู้ป่วยหยุดหายใจ</p>
24	G3M5	หมอ	ปกติ ทารกแรกเกิดที่มีอาการผิดปกติจะทำการดูแลในห้อง ICU



			<p>ซึ่งมีอุปกรณ์ต่าง ๆ คอยวัดและติดตามอยู่แล้ว</p> <p>การให้มอร์ฟินในระดับปวดเริ่มต้นใช้ยามอร์ฟินในขนาดน้อย ๆ ก่อน ไม่ทำให้เกิดการกดการหายใจและไม่เป็นสาเหตุการเสียชีวิตของผู้ป่วย การกดการหายใจในผู้ป่วยมักเกิดจากการให้ยาขนาดมากเกินไป จึงต้องมีการติดตามดูการหายใจของคนไข้ตามข้อบังคับของ JCI ในกรณีที่โคสต่ำ คนไข้สามารถทานมอร์ฟินเองได้</p> <p>กรณีวัด Apnea มักจะวัดอัตราการหายใจควบคู่ไปกับการเต้นของหัวใจในลักษณะแขวนกับตัว (Holster) การแก้ Apnea สามารถทำได้โดยการนอนตะแคง มีอุปกรณ์ที่คอยสั่งเตือนเวลานอนหงาย</p>
4	G4M1	ออกกำลังกาย	<p>อยากฟังเสียงหายใจของตนเองขณะที่วิ่ง เพื่อเป็น Bio-Feedback ระหว่างวิ่ง ตอนวิ่งคงไม่มีเวลาสนใจอัตราการหายใจ นอกจากบันทึกเก็บไว้ดูทีหลัง</p>
5	G4M2	ออกกำลังกาย	<p>ยังมองไม่ออกว่าจะนำไปใช้ประโยชน์ในการออกกำลังกายได้อย่างไรบ้าง คงไม่สะดวกถ้ามีสายห้อยระโยงระยางในขณะวิ่ง</p>
10	G4M3	ออกกำลังกาย	<p>มี Smart watch ยี่ห้อ Garmin รุ่นล่าสุด สามารถคำนวณและแสดงผลอัตราการหายใจได้ด้วย สามารถแสดงค่าเฉลี่ยอัตราการหายใจเป็นรายชั่วโมง รายวัน และรายสัปดาห์ให้ดูได้ ใช้วิธีการคำนวณจากอัตราการเต้นของหัวใจ ไม่เรียลไทม์ ไม่เที่ยงตรงนัก เอาไว้ดูคร่าว ๆ ได้</p>
11	G4M4	ออกกำลังกาย	<p>ความเห็นเบื้องต้นจริง ๆ นะครับ</p> <p>สำหรับคนที่เดินออกกำลังกายทุกวัน</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. คนที่ออกกำลังกาย ส่วนใหญ่ มีconscious เรื่องการหายใจส่วนใหญ่อยู่แล้ว</li> <li>2. ผมใช้ Mi band วัดชีพจร</li> <li>3. ยังไม่แน่ใจ ว่าขณะเดิน จะวัดการหายใจอย่างไร ความลึกอะไรทำนองนั้นกระมัง หากนั่นเป็นเป้าหมาย น่าจะวัด จำนวนครั้งที่ลมเข้าออกจุมุกต่อนาที ซึ่งแสดง ความแข็งแรงของปอดได้ เพียงเครื่องมือ ควรกระทัดรัด ติดตั้งง่ายนะครับ</li> </ol>

16	G4M5	ออกกำลังกาย	อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นมาดูเข้าทำดี ยังก็นึกไม่ออกว่า จะเอาไปใช้งานอย่างไร เพราะขณะออกกำลังกายคงไม่ได้มาสนใจดู นอกจากจะให้คนอื่นดูให้ หรือ เอามาดูย้อนหลังทีหลัง
7	G5F1	ผู้ป่วย	โรคหืดหอบที่เคยเป็นหายดีแล้ว หลังจากที่ได้ไปทำงานต่างประเทศ รับอากาศบริสุทธิ์จากธรรมชาติอยู่หลายปี ไม่จำเป็นต้องใช้เครื่องพ่นขยายหลอดลมแล้ว กลับมากรุงเทพ เจอฝุ่นละออง เริ่มมีอาการอีก เครื่องติดตามอัตราการหายใจคงไม่ช่วยอะไร แต่มีเพื่อนที่ทำงานด้วยกันเป็น Sleep Apnea หมอที่ทำการรักษาให้ยืมเครื่องทดสอบการนอนหลับอย่างง่ายมาใช้ที่บ้านเพื่อวัดผลส่งให้หมอตรวจ เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นน่าจะมีประโยชน์ในการทดสอบการนอนหลับที่บ้านได้
9	G5M1	ผู้ป่วย	เริ่มพบว่าตนเองมีภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการลงใช้ อุปกรณ์ทางทันตกรรมเพื่อรักษาการนอนกรน จึงไปตรวจการนอนหลับ (Polysomnography) และเริ่มใช้เครื่องอัดอากาศแรงดันบวกชนิดต่อเนื่อง (Continuous Positive Airway Pressure: CPAP) ตั้งแต่นั้นมา อาการกรนน้อยลง นอนหลับได้สนิทมากขึ้น เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นจะมีประโยชน์ในการคัดกรองผู้ที่อาจมีความเสี่ยงในการเกิดโรคหยุดหายใจขณะหลับ แต่คนที่ใช้ CPAP อยู่แล้ว ไม่จำเป็นต้องใช้เครื่องนี้ เพราะ CPAP สามารถวัดและแสดงผลอัตราการหายใจในตัวอยู่แล้ว การคัดกรองอาจทำร่วมกับการใช้ Oximeter วัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดเพื่อให้เกิดความถูกต้องมากขึ้น นอกจากการพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา อยากให้พัฒนา Solution ควบคู่กันไปด้วย เช่น ผนวกเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเข้าเป็นส่วนหนึ่งของเครื่องรักษาโรคหยุดหายใจระหว่างหลับเช่นเดียวกับเครื่อง CPAP
14	G5M2	ผู้ป่วย	พบว่าตนเองมีอาการง่วงนอนตอนบ่ายมาก นอนหลับได้ไม่เต็มที่ นอนกรนเสียงดัง Deep sleep สั้นมาก ไปทำ sleep test ที่

			โรงพยาบาลจุฬา วัดค่าภาวะหยุดหายใจระหว่างหลับได้สูงถึง 50 ครั้งต่อชั่วโมง หมอวินิจฉัยว่ามีภาวะหยุดหายใจขณะหลับ มีไขมันพอกตรงช่องทางเดินหายใจส่วนบน จึงทำการรักษาโดยการผ่าตัดขยายช่องทางเดินหายใจ ทำให้นอนหลับได้ดีขึ้น อาการนอนกรนน้อยลง เครื่องที่พัฒนาขึ้นนี้เหมาะสำหรับใช้ screening ผู้ป่วยหรือไม่ คงต้องไปถามหมอครับ
19	G5M3	ผู้ป่วย	แฟนบอกว่ามีอาการนอนกรน เหนื่อยง่าย หมอบอกเป็นเส้นเลือดแดงโต ผนังหลอดเลือดบาง โชคดีที่ความดันต่ำ ไม่มีผลจากความเครียด ใช้วิธีมีสติ ควบคุมอารมณ์และปล่อยวาง กลางคืน ตื่นมาเข้าห้องน้ำบ่อย กินยาจีนก่อนนอน ทำให้หายใจคล่อง หลับง่ายขึ้น อยากรู้เหมือนกันว่ามีภาวะหยุดหายใจขณะหลับหรือไม่ ถ้าเครื่องนี้ช่วยได้
27	G5M4	ผู้ป่วย	บางครั้งจะได้ยินเสียงกรนตัวเองครับ หลัง ๆ มาจะรู้สึกหนักกว่าเดิมคือ นั่งรถ นั่งเครื่องบิน ก็สามารถกรนได้ บางครั้งสะดุ้งตื่น เหมือนเฮือกขึ้นมาหายใจ คิดว่า มีการหยุดหายใจ ตื่นขึ้นมา บางครั้งมีลิ้น ใก้บวมครับ ขณะนี้ตอนกลางคืนที่บ้านขณะนอนหลับจะใช้เครื่อง CPAP ครับ แต่ถ้าไปประชุมหรือนอนข้างแรมกับใครจะใช้เครื่องมือทางทันตกรรมคล้าย ๆ twin block ซึ่งยังไม่ได้ประสิทธิภาพเท่า CPAP ครับ

ข้อแนะนำและความเห็นของผู้ให้สัมภาษณ์ทั้ง 27 ท่านถูกนำมาค้นหาคำหลักโดยใช้ฟังก์ชันคอมเมนต์ในโปรแกรม Microsoft Word เป็นเครื่องมือในการจัดกลุ่มคำตามเนื้อหา คำหลักที่พบมีทั้งหมด 76 คำดังรายละเอียดข้างล่าง คำหลักที่มีเนื้อหาใกล้เคียงกันจะถูกนับรวมกันโดยใส่วงเล็บแสดงจำนวนครั้งที่ปรากฏต่อท้ายเนื้อหาในคำหลักนั้น ๆ

**Apnea Diagnosis:** เครื่องนี้มีประโยชน์ในการตรวจวินิจฉัยความผิดปกติของการหายใจ (2)

**Apnea Screening:** ใช้คัดกรองผู้ที่มีความเสี่ยงโดยนำไปใช้ทดสอบการนอนหลับที่บ้าน (4)

**Apnea Screening:** เครื่องที่พัฒนาขึ้นนี้เหมาะสำหรับใช้ screening ผู้ป่วยหรือไม่ คงต้องไปถามหมอ

**Apnea Screening:** การใช้คัดกรองผู้ป่วยที่บ้านโดยไม่มีผู้ดูแล จะมีความเสี่ยง เช่น สายหลุด ตกใจ

**Apnea Screening:** อยากรู้เหมือนกันว่ามีภาวะหยุดหายใจขณะหลับหรือไม่ ถ้าเครื่องนี้ช่วยได้

**Apnea Symptoms:** นอนกรน (2)

**Apnea Symptoms:** บางครั้งสะดุ้งตื่น เหมือนเฮือกขึ้นมาหายใจ ตื่นขึ้นมาบางครั้งมีลิ้นกำบวม

**Apnea Symptoms:** มีอาการง่วงนอนตอนบ่ายมาก นอนหลับได้ไม่เต็มที่ นอนกรนเสียงดัง

**Apnea Symptoms:** วัดค่าภาวะหยุดหายใจระหว่างหลับได้สูงถึง 50 ครั้งต่อชั่วโมง

**Apnea Treatments:** รักษาโดยใช้ CPAP (เครื่องอัดอากาศแรงดันบวกชนิดต่อเนื่อง) (3)

**Apnea Treatments:** ถ้าไปประชุมหรือนอนค้างแรมกับใครจะใช้เครื่องมือทางทันตกรรม

**Apnea Treatments:** รักษาโดยการผ่าตัดขยายช่องทางเดินหายใจ

**Apnea Treatments:** การแก้ Apnea สามารถทำได้โดยการนอนตะแคง มีอุปกรณ์ที่คอยสั่นเตือนเวลานอนหงาย

**Exercises:** ยังมองไม่ออกว่าจะนำไปใช้ประโยชน์ในการออกกำลังกายได้อย่างไรบ้าง (3)

**Exercises:** ตอนวิ่งคงไม่มีเวลามาสนใจอัตราการหายใจ นอกจากบันทึกเก็บไว้ดูทีหลัง

**Expected Design:** เครื่องมือควรกระทัดรัด ติดตั้งง่าย (2)

**Expected Design:** ต้องออกแบบให้ดูสวยงาม น่าใช้กว่านี้

**Expected Features:** วัดความลึกในการหายใจ (2)

**Expected Features:** ใช้ AI วิเคราะห์ความเครียดจากการหายใจได้และมีหน่วยวัดให้รู้ว่าเครียดมากน้อยแค่ไหน นานแค่ไหน ก็จะดีมาก

**Expected Features:** ใช้งานร่วมกับคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลแยกแยะเป็นรายบุคคล

**Expected Features:** ใช้ร่วมกับ Smart Watch

**Expected Features:** ใช้ร่วมกับมือถือผ่านระบบบลูทูธแทนสายพายุจะสะดวกกว่า

**Expected Features:** ให้ได้ยินเสียงหายใจของตนเองขณะที่วิ่ง เพื่อเป็น Bio-Feedback ระหว่างวิ่ง

**Expected Features:** ให้คนอื่นดูให้ขณะวิ่ง หรือ เอามาดูย้อนหลังทีหลัง

**Expected Features:** ให้มีการคำนวณและแสดงผล Apnea Index

**Expected Features:** ให้ลมหายใจเป็นที่อยู่ของจิต

**Expected Features:** การวัดต้องวัดควบคู่ไปกับการวัด vital sign อื่น ๆ

**Expected Features:** การวัดมักวัดควบคู่ไปกับการวัดการเต้นของหัวใจ

**Expected Features:** บอกขั้นตอนการแก้ไขเมื่อเกิดวิกฤต

**Expected Features:** มีการเตือนและติดต่อหมอด่วน

**FDA Approved:** ให้ได้รับการรับรองจาก อ.ย

**Meditation:** การฝึกสมาธิ ไม่จำเป็นต้องใช้เครื่องช่วย (5)

**Meditation:** เครื่องนี้สามารถช่วยฝึกให้คนหายใจลึก ๆ ช้า ๆ ได้ เป็นทางหนึ่งที่จะช่วยให้เขามีสมาธิ

**Meditation:** มีประโยชน์ในการเก็บข้อมูลการเปลี่ยนแปลงของการหายใจในระหว่างนั่งสมาธิได้

**Moderate Sedation Apnea:** ใช้ใ้ใ้ระวังคน ใ้ที่ใ้รับมอร์ฟีนระวังปวดหลังผ่าตัดซึ่งอาจมีภาวะหยุดหายใจขณะหลับได้ (4)

**Moderate Sedation Apnea:** ใช้ใ้ใ้ระวังคน ใ้หลังผ่าตัดที่มีอาการหนัก

**New-born Apnea:** ทารกแรกเกิดที่มีอาการผิดปกติจะทำการดูแลในห้อง ICU ซึ่งมีอุปกรณ์ต่าง ๆ คอยวัดและติดตามอยู่แล้ว

**New-born Apnea:** ใช้ในทารกเกิดใหม่ซึ่งมีความเสี่ยงต่อการหยุดหายใจ

**New-born Apnea:** อาจใ้ใช้อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นนี้ไปตรวจเด็กที่สงสัยว่ามี sleep apnea ที่บ้านได้

**Other RR devices:** CPAP มีฟังก์ชันติดตามอัตราการหายใจอยู่ด้วย (2)

**Other RR Devices:** ฟังเสียงปอดโดยใช้หูฟัง วัดออกซิเจนในเลือด

**Price:** ให้มีราคาต่ำกว่าอุปกรณ์จากต่างประเทศ

**Product Improvements:** ผนวกเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเข้าเป็นส่วนหนึ่งของเครื่องรักษาโรคหยุดหายใจระหว่างหลับเช่นเดียวกับเครื่อง CPAP (2)

**Product Improvements:** การใช้งานในลักษณะวัดพารามิเตอร์เดี่ยว (Single channel) ไม่เหมาะสม

**Product Improvements:** การคัดกรองอาจทำร่วมกับการใช้ Oximeter วัด SpO2 ในเลือด

**Respiratory diseases:** โรคระบบทางเดินหายใจ ไม่แน่ใจว่าเครื่องมือนี้จะช่วยได้ตรงไหน

**Respiratory diseases:** โรคหืดหอบ คงไม่ช่วยอะไร

**Smart Watch:** Garmin รุ่นล่าสุด สามารถคำนวณและประมาณค่าอัตราการหายใจได้ด้วย

**Smart Watch:** ใช้ Mi band วัดชีพจร

**Smart Watch:** ได้ซื้อนาฬิกาข้อมือแบบวัดความดันได้มาใช้วัดตอนเครียด

**Smart Watch:** การวัดอัตราการเต้นของหัวใจใน smart watch นั้น สำคัญ

**Stress Control:** มีวิธีจัดการความเครียด ไม่จำเป็นต้องใช้เครื่องช่วย (3)

**Stress Control:** เครื่องสามารถแจ้งเตือนได้ในขณะที่หายใจถี่ผิดปกติตอนมีความเครียดเป็นเรื่องดี

**Stress Control:** ไม่มีผลจากความเครียด ใช้วิธีมีสติ ควบคุมอารมณ์และปล่อยวาง

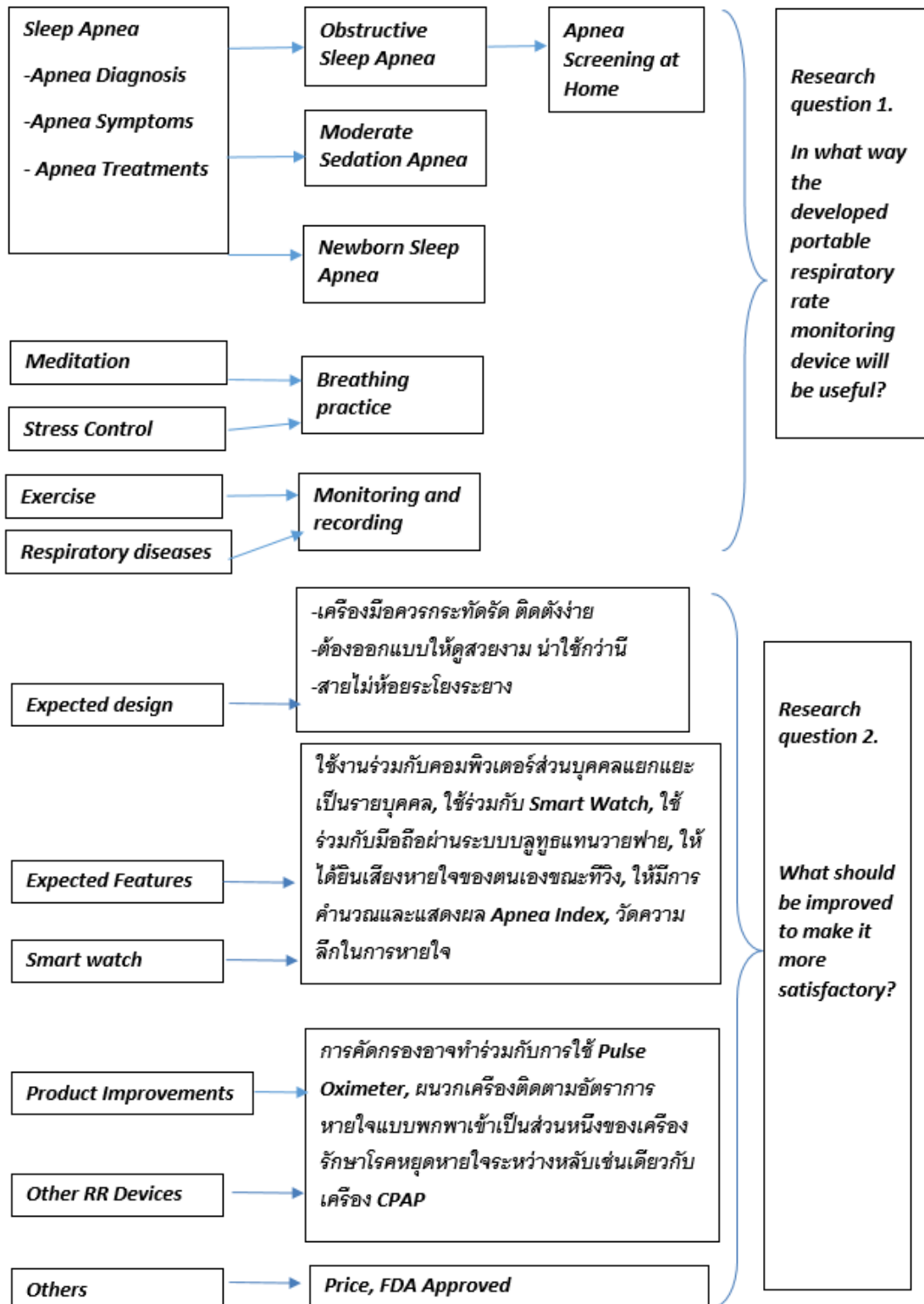
เมื่อนำความถี่ของคำหลักมาเขียนในรูป Word cloud จะเห็นภาพคำที่เกิดขึ้นถี่บ่อยมากน้อย แทนด้วยขนาดของตัวอักษรดังในรูปที่ 7.2 คำที่ปรากฏบ่อยซึ่งแทนด้วยขนาดของตัวอักษรที่ใหญ่ ได้แก่ Apnea, Expected Feature, Meditation, Stress control, Exercises ในกลุ่มของ Apnea จะมีคำในกลุ่มเดียวกัน คือ Screening, Moderate sedation, New-born, Symptom, treatment etc.



รูปที่ 7.2 ความถี่ของคำหลักเขียนในรูป *Word cloud*

ที่มา : <http://www.wordle.net/>

คำหลักถูกนำมาแสดงความเชื่อมโยงไปสู่คำถามการวิจัยในบทสัมภาษณ์ดังแผนภาพที่  
แสดงไว้ในรูปที่ 7.3



รูปที่ 7.3 แผนภาพแสดงการเชื่อมโยงของคำหลักกับคำถามการวิจัยในบทสัมภาษณ์



จากเนื้อหาในหมวดหมู่และความถี่ของคำหลักในรูปที่ 7.2 และจากแผนภาพแสดงความเชื่อมโยงของคำหลักกับคำถามการวิจัยในบทสัมภาษณ์ตามรูปที่ 7.3 ในส่วนของคำถามการวิจัยข้อที่ 1 เรื่องการใช้ประโยชน์ของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นสามารถสรุปได้ดังนี้คือ

- 1) เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นน่าจะมีประโยชน์ในการใช้คัดกรองผู้ที่มีโอกาสเป็นโรคหุดหายใจขณะหลับที่บ้านก่อนที่จะรับการตรวจสอบการนอนหลับในโรงพยาบาล
- 2) เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นอาจมีประโยชน์ในการดูแลติดตามอัตราการหายใจของผู้ป่วยที่ได้รับมอร์ฟีนระดับความเจ็บปวดหลังผ่าตัด
- 3) เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นอาจมีประโยชน์ในการดูแลติดตามอัตราการหายใจของทารกแรกเกิดซึ่งมีปัญหาการหายใจไม่คงที่
- 4) กลุ่มผู้บริหารที่มีความเครียด กลุ่มฝึกสมาธิและกลุ่มออกกำลังกาย มองไม่เห็นประโยชน์ของ เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น ในกิจกรรมที่ทำมากนัก
- 5) เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นอาจมีประโยชน์ในการฝึกฝนการหายใจให้กับผู้ที่หายใจไม่ถูกต้อง(หายใจเร็วและตื้น)ให้หายใจให้ถูกต้องและมีประสิทธิภาพ(ช้า ๆ และลึก ๆ )

ในส่วนของคำถามการวิจัยข้อที่ 2 เรื่องความเห็นและข้อเสนอแนะในการปรับปรุงสามารถสรุปสาระสำคัญ ได้ดังนี้

- 1) ในด้านการออกแบบ ต้องการให้ออกแบบให้สวยงาม กะทัดรัด นำใช้ เก็บสายอย่าให้ระโยงระยาง
- 2) ในด้านฟังก์ชันการใช้งาน ต้องการให้สามารถได้ยินเสียงหายใจของตนเอง ต้องการให้สามารถใช้ระบบบลูทูธแสดงผลบนมือถือ ต้องการให้แสดงผลบนพีซีและแยกแยะคนไข้เป็นรายบุคคลได้ ต้องการให้สามารถแสดงความถี่ของการหายใจด้วย
- 3) ในด้านปรับปรุงผลิตภัณฑ์ ให้สามารถใช้งานร่วมกับ smart watch ได้ ให้ใช้งานร่วมกับ pulse oximeter ได้ ให้ผนวกเป็นส่วนหนึ่งของเครื่องรักษาโรคหุดหายใจขณะหลับ เช่นเดียวกับ CPAP

จากผลการสัมภาษณ์กลุ่มลูกค้าเป้าหมายที่ได้ดำเนินการมาทำให้ทราบว่ากลุ่มที่น่าจะได้อะไรประโยชน์จากเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นมากที่สุดคือกลุ่มบุคคลทั่วไปวัยผู้ใหญ่ที่มีอายุตั้งแต่ 20 ปีขึ้นไปซึ่งเป็นผู้มีโอกาสเกิดภาวะหุดหายใจขณะหลับโดยสามารถนำ

เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นไปใช้ในการคัดกรองผู้ป่วยที่บ้านก่อนจะเข้ารับการตรวจสอบการนอนหลับที่โรงพยาบาล และจากรายงานของ American Academy of Sleep Medicine ระบุว่า มีคนประมาณ 29.4 ล้านคน หรือ 12 % ของประชากรชาวอเมริกันวัยผู้ใหญ่เป็นโรคหยุดหายใจขณะหลับชนิดอุดกั้นและได้คำนวณไว้ว่าการวินิจฉัยและรักษาผู้ป่วยโรคหยุดหายใจขณะหลับชนิดอุดกั้นที่ไม่ได้รับการวินิจฉัยจะสามารถประหยัดต้นทุนทางเศรษฐกิจของประเทศได้เป็นเงินสูงถึง 150,000 ล้านดอลลาร์สหรัฐ (AASM, 2016)

ดังนั้น การทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นในหัวข้อถัดไป จะพุ่งเป้ากลุ่มลูกค้าเป้าหมายไปยังบุคคลวัยผู้ใหญ่ทั่วไปที่มีอายุตั้งแต่ 20 ปีขึ้นไปซึ่งเป็นผู้มีโอกาสเกิดภาวะหยุดหายใจขณะหลับได้ และสำหรับข้อเสนอแนะในการปรับปรุงฟังก์ชันและผลิตภัณฑ์ใหม่จะได้นำไปเป็นข้อพิจารณาในเรื่องข้อจำกัดของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นและการปรับปรุงในอนาคตในอนาคตในบทสุดท้ายต่อไป

## 7.2 การทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น

7.2.1 การทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น โดยทดลองใช้งานเครื่องและแอปพลิเคชันบนมือถือ

### 7.2.1.1 ผลลัพธ์ของการทดสอบ

กลุ่มลูกค้าเป้าหมายซึ่งเป็นผู้มีโอกาสเกิดภาวะหยุดหายใจขณะหลับที่แสดงความสนใจเข้าร่วมทดลองใช้เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาและแอปพลิเคชันบนมือถือมีจำนวนทั้งสิ้น 10 คน ผู้ชาย 7 คน ผู้หญิง 3 คน อายุเฉลี่ย 47 ปีตั้งรายละเอียดที่แสดงไว้ในตารางที่ 7.3

ตารางที่ 7.3 รายละเอียดของผู้ร่วมทดลอง

ลำดับ	รหัสผู้ร่วมทดลอง	เพศ	อายุ	อาชีพ	การศึกษา
1	M1	ชาย	40	พนักงานบริษัท	ปริญญาโท
2	M2	ชาย	44	พนักงานบริษัท	ปริญญาเอก
3	F1	หญิง	42	อาจารย์	ปริญญาโท
4	F2	หญิง	43	อาจารย์	ปริญญาโท
5	F3	หญิง	44	นักวิจัย	ปริญญาโท

6	M3	ชาย	38	พนักงาน บริษัท	ปริญญาโท
7	M4	ชาย	41	พนักงาน บริษัท	ปริญญาโท
8	M5	ชาย	45	อาจารย์	ปริญญาเอก
9	M6	ชาย	65	หมอ	ปริญญาโท
10	M7	ชาย	68	หมอ	ปริญญาโท

บรรยากาศการทดลองใช้เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาและแอปพลิเคชันบนมือถือ  
ถือได้แสดงไว้ในรูปที่ 7.4



รูปที่ 7.4 บรรยากาศการทดลองใช้เครื่องติดตามอัตราการหายใจและแอปพลิเคชันบนมือถือ

ผลการตอบแบบสอบถามและการวิเคราะห์ข้อมูลแยกตามประเภทข้อมูลได้ดังนี้คือ

- 1) ข้อมูลการยอมรับเทคโนโลยี ได้ผลดังตารางที่ 7.4

ตารางที่ 7.4 การวิเคราะห์ข้อมูลการยอมรับเทคโนโลยี

การรับรู้ประโยชน์ (Perceived Usefulness)	ค่าเฉลี่ย	ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน	ระดับความเห็น
1. อุปกรณ์นี้ช่วยเตือนให้เรารู้ตัวว่าหายใจเร็วหรือช้าเกินไปหรือหยุดหายใจนานกว่า 10 วินาที	4.6	0.70	เห็นด้วยมากที่สุด
2. อุปกรณ์นี้ช่วยให้รู้จำนวนครั้งที่เกิดภาวะหยุดหายใจขณะหลับ	4.8	0.42	เห็นด้วยมากที่สุด
3. อุปกรณ์นี้ช่วยให้เรามีสติอยู่กับการหายใจมากขึ้น	4.1	0.99	เห็นด้วย
4. อุปกรณ์นี้อาจช่วยในการคัดกรองผู้ป่วยก่อนไปทำการทดสอบการนอนหลับที่โรงพยาบาลได้	4.5	0.53	เห็นด้วยมากที่สุด
5. โดยรวมแล้ว เราคิดว่าเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพามีประโยชน์	4.7	0.48	เห็นด้วยมากที่สุด
การรับรู้ถึงความง่ายในการใช้งาน (Perceived Ease of Use)	ค่าเฉลี่ยที่ได้	ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน	ระดับความเห็น
1. อุปกรณ์นี้ใช้งานง่าย เพียงเปิดสวิตซ์ เครื่องก็จะเริ่มทำงาน	4.6	0.52	เห็นด้วยมากที่สุด
2. อุปกรณ์นี้มีน้ำหนักเบา พกพาสะดวก (น้ำหนักน้อยกว่า 50 กรัม)	4.9	0.32	เห็นด้วยมากที่สุด
3. แอปพลิเคชันบนมือถือเข้าใจง่าย ใช้งานสะดวก	4.4	0.52	เห็นด้วยมากที่สุด
4. แอปพลิเคชันบนมือถือมีความชัดเจน เรียนรู้ได้ง่าย	4.4	0.52	เห็นด้วยมากที่สุด
5. โดยรวมแล้ว เราคิดว่าเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาใช้งานง่าย	4.8	0.42	เห็นด้วยมากที่สุด
ความตั้งใจในการใช้งาน (Intention to Use)	ค่าเฉลี่ยที่ได้	ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน	ระดับความเห็น
1. มีความสนใจ อยากได้รายละเอียดเพิ่มเติม	4.7	0.48	เห็นด้วยมากที่สุด

2. มีความสนใจ อยากทดลองใช้งาน	4.4	0.84	เห็นด้วยมากที่สุด
3. มีความสนใจ อยากซื้อไว้ใช้งานในอนาคตอันใกล้	4.0	0.94	เห็นด้วย
4. ตั้งใจจะแนะนำให้คนรู้จัก(ผู้ป่วยหรือคนใกล้ชิด)มีไว้ใช้งาน	4.8	0.42	เห็นด้วยมากที่สุด

จากตารางที่ 7.4 พบว่าผู้ร่วมทดลองใช้เครื่องและแอปพลิเคชันบนมือถือทั้ง 10 คน ประเมินการรับรู้ประโยชน์และการรับรู้ถึงความง่ายในการใช้งานอยู่ในระดับเห็นด้วยมากที่สุด เกือบทั้งหมด (มากกว่า 4.21คะแนน) มีเพียงข้อ 3. อุปกรณ์นี้ช่วยให้เรามีสติอยู่กับการหายใจมากขึ้น ที่ได้คะแนน 4.1 คะแนนซึ่งอยู่ในระดับเห็นด้วย แต่โดยภาพรวมแล้ว คะแนนประเมินการรับรู้ประโยชน์และการรับรู้ถึงความง่ายในการใช้งานอยู่ที่ 4.7 และ 4.8 คะแนนซึ่งอยู่ในระดับเห็นด้วยมากที่สุด ส่วนการประเมินความตั้งใจในการใช้งานอยู่ในระดับเห็นด้วยมากที่สุดเกือบทั้งหมด (มากกว่า 4.21คะแนน) มีเพียงข้อ 3. มีความสนใจ อยากซื้อไว้ใช้งานในอนาคตอันใกล้ ที่ได้คะแนน 4.0 คะแนนซึ่งอยู่ในระดับเห็นด้วย

2) ข้อมูลด้านการดูแลสุขภาพ ได้ผลดังแสดงไว้ในตารางที่ 7.5

ตารางที่ 7.5 การวิเคราะห์ข้อมูลด้านการดูแลสุขภาพ

ข้อความ	จำนวนคำตอบ	ร้อยละ
1. กิจกรรมเพื่อสุขภาพที่ท่านให้ความสำคัญและทำอย่างสม่ำเสมอ(อย่างน้อยอาทิตย์ละครั้ง)		
1. ออกกำลังกาย	8	66.67
2. นั่งสมาธิ	2	16.66
3. เล่นโยคะ ฟิตเนส ปราณ		
4. ไม่มี	2	16.66
5. อื่น ๆ		
รวม	12	100
2. อุปกรณ์ติดตามดูแลสุขภาพที่ท่านใช้สวมใส่อย่างสม่ำเสมอ		
1. Smart Watch	4	40
2. Fitness Tracker	1	10
3. ไม่มี	5	50

4. อื่น ๆ		
รวม	10	100
3. ท่านมีวิธีการจัดการอย่างไรหากต้องเผชิญกับความเครียด		
1. หายใจลึก ๆ ซ้ำ ๆ	6	54.55
2. มีสติอยู่กับตัว	1	9.09
3. ไม่แน่ใจ	2	18.18
4. อื่น ๆ ฟังเพลง ทานอาหาร	2	18.18
รวม	11	100
4. ท่านมีวิธีการจัดการอย่างไรหากต้องเผชิญกับภาวะนอนกรน		
1. นอนตะแคง	6	50
2. ใช้อุปกรณ์ช่วยลดการนอนกรน	3	25
3. ไม่แน่ใจ	2	16.67
4. อื่น ๆ	1	8.33
รวม	12	100
5. ท่านคิดว่าการนอนกรนเสียงดังเป็นสาเหตุหนึ่งของภาวะหยุดหายใจขณะหลับหรือไม่		
1. ใช่	8	80
2. ไม่ใช่		
3. ไม่แน่ใจ		20
4. อื่น ๆ		
รวม	10	100
6. ท่านคิดว่าคนทั่วไปมีโอกาสเป็นโรคหยุดหายใจขณะหลับหรือไม่		
1. มี	8	80
2. ไม่มี		
3. ไม่แน่ใจ	2	20
4. อื่น ๆ		
รวม	10	100
7. ท่านคิดว่าจะมีประโยชน์หรือไม่ ถ้าเรามีเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาไว้ใช้ทดสอบภาวะหยุดหายใจขณะหลับเองที่บ้านเพื่อเป็นการคัดกรองก่อนไปทดสอบการนอนหลับ		

ที่โรงพยาบาล		
1. มี	10	100
2. ไม่มี		
3. ไม่แน่ใจ		
4. อื่น ๆ		
รวม	10	100
8. ท่านคิดว่าราคาของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่เหมาะสมควรอยู่ในระดับใด		
1. 1,500- 2,500 บาท	6	60
2. 3,000-5,000 บาท	4	40
3. 6,000-10,000 บาท		
4. อื่น ๆ		
รวม	10	100

จากตารางที่ 7.5 พบว่าผู้ร่วมทดลองใช้เครื่องและแอปพลิเคชันบนมือถือทั้ง 10 คน ส่วนใหญ่จะดูแลสุขภาพโดยการออกกำลังกายและนั่งสมาธิร้อยละ 66.67 และ 16.66 ของผู้ร่วมทดลองทั้งหมด มีการสวมใส่อุปกรณ์ติดตามดูแลสุขภาพทั้ง Smart Watch และ Fitness Tracker รวมกันร้อยละ 50 มีวิธีการจัดการความเครียดด้วยการหายใจลึก ๆ ซ้ำ ๆ และมีสติอยู่กับตัวอยู่มากกว่าครึ่งคืออยู่ที่ร้อยละ 63.64 ทราบวิธีการจัดการกับภาวะนอนกรนทั้งโดยการนอนตะแคงและใช้อุปกรณ์ช่วยลดการนอนกรนรวมกันร้อยละ 75 ร้อยละ 80 เชื่อว่าการนอนกรนเสียงดังเป็นสาเหตุหนึ่งของภาวะหยุดหายใจขณะหลับ ร้อยละ 80 เชื่อว่าคนทั่วไปมีโอกาสเป็นโรคหยุดหายใจขณะหลับ และทั้งหมดเห็นด้วยว่าจะมีประโยชน์ ถ้าเรามีเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาไว้ใช้ทดสอบภาวะหยุดหายใจขณะหลับเองที่บ้านเพื่อเป็นการคัดกรองก่อนไปทดสอบการนอนหลับที่โรงพยาบาล สำหรับข้อสุดท้ายเป็นการขอความเห็นในแง่ราคาที่เหมาะสมเพื่อนำไปใช้ในการวิเคราะห์ความเป็นไปได้ในนำไปใช้ประโยชน์เชิงพาณิชย์ในบทต่อไปซึ่งทั้งหมดเห็นว่าราคาควรอยู่ในช่วง 1,500-5,000 บาท

3) ข้อมูลส่วนบุคคลของผู้ร่วมทดลอง ได้แสดงไว้ดังตารางที่ 7.6

ตารางที่ 7.6 การวิเคราะห์ข้อมูลส่วนบุคคล

ข้อคำถาม	จำนวนคำตอบ	ร้อยละ
1. เพศ		
1. ชาย	7	70
2. หญิง	3	30
รวม	10	100
2. อายุ		
1. น้อยกว่า 20		
2. 20 – 40 ปี	2	20
3. 41 – 60 ปี	6	60
4. มากกว่า 60	2	20
รวม	10	100
3. การศึกษา		
1. ต่ำกว่าปริญญาตรี		
2. ปริญญาตรี	1	10
3. ปริญญาโท	6	60
4. ปริญญาเอก	3	30
รวม	10	100
4. อาชีพ		
1. แพทย์/พยาบาล	2	20
2. อาจารย์	3	30
3. ผู้บริหาร/เจ้าของธุรกิจ	1	10
4. พนักงานบริษัท	3	30
5. รับราชการ		
6. นักศึกษา		
7. อื่น ๆ พนักงานรัฐวิสาหกิจ	1	10
รวม	10	100



จากตารางที่ 7.6 พบว่าผู้ร่วมทดลองใช้เครื่องและแอปพลิเคชันบนมือถือทั้ง 10 คน ส่วนใหญ่เป็นเพศชายร้อยละ 70 มีเพศหญิงร้อยละ 30 ส่วนใหญ่ร้อยละ 60 มีอายุอยู่ในช่วง 41-60 ปี ส่วนใหญ่ร้อยละ 60 จบการศึกษาระดับปริญญาโท เป็นอาจารย์และพนักงานบริษัทอยู่อย่างละร้อยละ 30 เป็นหมอร้อยละ 20

7.2.2 การทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น โดยการทำแบบสอบถามออนไลน์

#### 7.2.2.1 ผลลัพธ์ของการทดสอบ

จำนวนข้อมูลการตอบแบบสอบถามจาก Google Form มีทั้งสิ้น 195 ข้อมูล ในที่นี้ 5 ข้อมูลแรกเป็นข้อมูลที่ผู้วิจัยใส่เข้าไปเพื่อการทดสอบ จึงเหลือข้อมูลที่ได้จากการสำรวจจริงเท่ากับ 190 ข้อมูล ในจำนวนนี้มีข้อมูลที่ขาดความน่าเชื่อถืออยู่ 1 ข้อมูลเนื่องจากตอบคำถามขัดแย้งกันในคำถามที่คล้ายกันตามเกณฑ์ที่กำหนดไว้ จึงถูกลบออกไป และไม่ปรากฏว่ามีผู้ตอบแบบสอบถามที่มีอายุต่ำกว่าเกณฑ์ที่กำหนดคือ 20 ปีขึ้นไป จึงเหลือข้อมูลที่สามารถนำมาวิเคราะห์ได้อยู่ 189 ข้อมูล ซึ่งเป็นจำนวนข้อมูลที่สูงกว่าขนาดของกลุ่มตัวอย่างขั้นต่ำที่ได้คำนวณไว้คือ 162 ข้อมูล จึงถือว่ามากเพียงพอที่จะนำมาใช้วิเคราะห์ได้

ผลการวิเคราะห์ข้อมูลแยกตามประเภทข้อมูลได้ผลดังนี้คือ

- 1) ข้อมูลส่วนบุคคล ได้ผลตามตารางที่ 7.7

ตารางที่ 7.7 การวิเคราะห์ข้อมูลส่วนบุคคล

ข้อคำถาม	จำนวนคำตอบ	ร้อยละ
1. เพศ		
1. ชาย	110	58.20
2. หญิง	79	41.80
รวม	189	100
2. อายุ		
1. น้อยกว่า 20		
2. 20 – 40 ปี	92	48.68
3. 41 – 60 ปี	57	30.16
4. มากกว่า 60	40	21.16
รวม	189	100

3. การศึกษา		
1. ต่ำกว่าปริญญาตรี	9	4.76
2. ปริญญาตรี	69	36.51
3. ปริญญาโท	81	42.86
4. ปริญญาเอก	30	15.87
รวม	189	100
4. อาชีพ		
1. แพทย์/พยาบาล	17	8.99
2. อาจารย์	26	13.76
3. ผู้บริหาร/เจ้าของธุรกิจ	23	12.17
4. พนักงานบริษัท	65	34.39
5. รับราชการ	13	6.87
6. นักศึกษา	13	6.87
7. อื่น ๆ เกษียณ, พนักงานรัฐวิสาหกิจ, เกษีซ, ล่าม, นักวิจัย, วิศวกร, ทนายความ	32	19.93
รวม	189	100

จากตารางที่ 7.7 พบว่าผู้ตอบแบบสอบถามออนไลน์ทั้งสิ้น 189 คน เป็นเพศชายร้อยละ 58 เป็นเพศหญิงร้อยละ 42 ประมาณครึ่งหนึ่งคือร้อยละ 49 มีอายุอยู่ในช่วง 20-40 ปี ส่วนใหญ่ร้อยละ 43 จบการศึกษาระดับปริญญาโท เป็นพนักงานบริษัทอยู่ร้อยละ 34 และอาชีพอื่น ๆ ร้อยละ 20

2) ข้อมูลการยอมรับเทคโนโลยี ได้ผลตามตารางที่ 7.8

ตารางที่ 7.8 การวิเคราะห์การยอมรับเทคโนโลยี

การรับรู้ประโยชน์ (Perceived Usefulness)	ค่าเฉลี่ย	ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน	ระดับความเห็น
1 อุปกรณ์นี้ช่วยเตือนให้เราทราบว่าหายใจเร็วหรือช้าเกินไปหรือหยุดหายใจนานกว่า 10 วินาที	4.37	0.04	เห็นด้วยมากที่สุด

2. อุปกรณ์นี้ช่วยให้รู้จำนวนครั้งที่เกิดภาวะหยุดหายใจขณะหลับ	4.46	0.05	เห็นด้วยมากที่สุด
3. อุปกรณ์นี้ช่วยให้เรามีสติอยู่กับการหายใจมากขึ้น	3.88	0.06	เห็นด้วย
4. อุปกรณ์นี้อาจช่วยในการคัดกรองผู้ป่วยก่อนไปทำการทดสอบการนอนหลับที่โรงพยาบาลได้	4.33	0.05	เห็นด้วยมากที่สุด
5. โดยรวมแล้ว เราคิดว่าเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพามีประโยชน์	4.38	0.05	เห็นด้วยมากที่สุด
การรับรู้ถึงความง่ายในการใช้งาน (Perceived Ease of Use)	ค่าเฉลี่ย	ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน	ระดับความเห็น
1. อุปกรณ์นี้ใช้งานง่าย เพียงเปิดสวิตช์ เครื่องก็จะเริ่มทำงาน	4.21	0.05	เห็นด้วยมากที่สุด
2. อุปกรณ์นี้มีน้ำหนักเบา พกพาสะดวก (น้ำหนักน้อยกว่า 50 กรัม)	4.31	0.05	เห็นด้วยมากที่สุด
3. แอปพลิเคชันบนมือถือเข้าใจง่าย ใช้งานสะดวก	4.22	0.05	เห็นด้วยมากที่สุด
4. แอปพลิเคชันบนมือถือมีความชัดเจน เรียนรู้ได้ง่าย	4.13	0.05	เห็นด้วย
5. โดยรวมแล้ว เราคิดว่าเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาใช้งานง่าย	4.20	0.05	เห็นด้วย
ความตั้งใจในการใช้งาน (Intention to Use)	ค่าเฉลี่ย	ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน	ระดับความเห็น
1. มีความสนใจ อยากได้รายละเอียดเพิ่มเติม	3.86	0.06	เห็นด้วย
2. มีความสนใจ อยากทดลองใช้งาน	3.89	0.07	เห็นด้วย
3. มีความสนใจ อยากซื้อไว้ใช้งานในอนาคตอันใกล้	3.49	0.07	เห็นด้วย
4. ตั้งใจจะแนะนำให้คนรู้จัก(ผู้ป่วยหรือคนใกล้ชิด)มีไว้ใช้งาน	3.99	0.06	เห็นด้วย

จากตารางที่ 7.8 พบว่าผู้ตอบแบบสอบถามออนไลน์ทั้งสิ้น 189 คน ประเมินการรับรู้ประโยชน์และการรับรู้ถึงความง่ายในการใช้งานอยู่ในระดับเห็นด้วยมากที่สุดเกือบทั้งหมด (มากกว่า 4.21 คะแนน) มีเพียงข้อ 3. อุปกรณ์นี้ช่วยให้เรามีสติอยู่กับการหายใจมากขึ้นที่ได้คะแนน 3.88 คะแนนซึ่งอยู่ในระดับเห็นด้วย และข้อ 4. แอปพลิเคชันบนมือถือมีความชัดเจน เรียนรู้ได้ง่ายที่ได้คะแนน 4.13 คะแนนซึ่งอยู่ในระดับเห็นด้วย โดยรวมแล้ว คิดว่าเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพามีประโยชน์ได้คะแนน 4.38 คะแนนซึ่งอยู่ในระดับเห็นด้วยมากที่สุด และ โดยรวมแล้ว คิดว่าเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาใช้งานง่ายได้คะแนน 4.20 คะแนนซึ่งอยู่ในระดับเห็นด้วย ส่วนการประเมินความตั้งใจในการใช้งานอยู่ในระดับเห็นด้วยทั้งหมด (มากกว่า 3.40 แต่ น้อยกว่า 4.21 คะแนน) โดยมีเพียงข้อ 3. มีความสนใจ อยากซื้อไว้ใช้งานในอนาคตอันใกล้ ที่ได้คะแนนต่ำสุดคือ 3.49 คะแนนซึ่งอยู่ในระดับเห็นด้วย

### 3) ข้อมูลด้านการดูแลสุขภาพ ได้ผลตามตารางที่ 7.9

ตารางที่ 7.9 การวิเคราะห์ข้อมูลด้านการดูแลสุขภาพ

ข้อคำถาม	จำนวนคำตอบ	ร้อยละ
1. กิจกรรมเพื่อสุขภาพที่ท่านให้ความสำคัญและทำอย่างสม่ำเสมอ(อย่างน้อยอาทิตย์ละครั้ง)		
1. ออกกำลังกาย	154	66.37
2. นั่งสมาธิ	46	19.82
3. เล่นโยคะ ฟีกลมปราณ	7	3.02
4. ไม่มี	22	9.48
5. อื่น ๆ ร้องเพลง เดินข้างนอก	3	1.29
รวม	232	100
2. อุปกรณ์ติดตามดูแลสุขภาพที่ท่านใช้สวมใส่อย่างสม่ำเสมอ		
1. Smart Watch	66	33.17
2. Fitness Tracker	20	10.05
3. ไม่มีใช้	109	54.77
4. อื่น ๆ	4	2.01
รวม	199	100

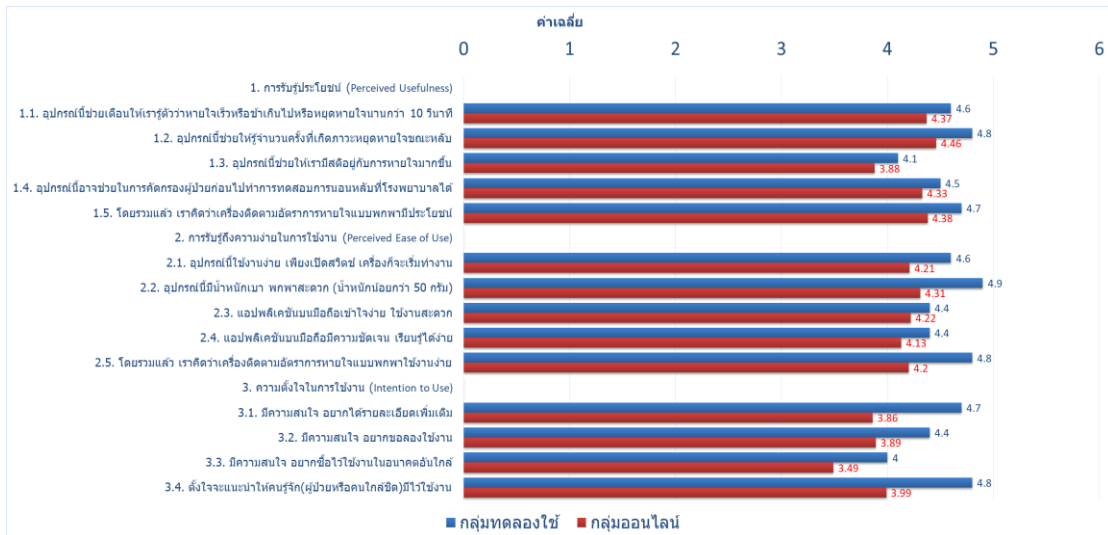
3. ท่านมีวิธีการจัดการอย่างไรหากต้องเผชิญกับความเครียด		
1. หายใจลึก ๆ ช้า ๆ	97	37.60
2. มีสติอยู่กับตัว	129	50.00
3. ไม่แน่ใจ	12	4.65
4. อื่น ๆ ฟังเพลง ทานอาหาร	20	7.75
รวม	258	100
4. ท่านมีวิธีการจัดการอย่างไรหากต้องเผชิญกับภาวะนอนกรน		
1. นอนตะแคง	110	57.29
2. ใช้อุปกรณ์ช่วยลดการนอนกรน	8	4.17
3. ไม่แน่ใจ	65	33.85
4. อื่น ๆ ลดน้ำหนัก, ใช้หมอนเพื่อสุขภาพ	9	4.69
รวม	192	100
5. ท่านคิดว่าการนอนกรนเสียงดังเป็นสาเหตุหนึ่งของภาวะหยุดหายใจขณะหลับหรือไม่		
1. ใช่	136	71.96
2. ไม่ใช่	6	3.17
3. ไม่แน่ใจ	47	24.87
4. อื่น ๆ		
รวม	189	100
6. ท่านคิดว่าคนทั่วไปมีโอกาสเป็นโรคหยุดหายใจขณะหลับหรือไม่		
1. มี	152	80.42
2. ไม่มี	4	2.17
3. ไม่แน่ใจ	33	17.46
4. อื่น ๆ		
รวม	189	100
7. ท่านคิดว่าจะมีประโยชน์หรือไม่ ถ้าเรามีเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาไว้ใช้ทดสอบภาวะหยุดหายใจขณะหลับเองที่บ้านเพื่อเป็นการคัดกรองก่อนไปทดสอบการนอนหลับที่โรงพยาบาล		
1. มี	172	91.01

2. ไม่มี	3	1.59
3. ไม่แน่ใจ	14	7.40
4. อื่น ๆ		
รวม	189	100
8. ท่านคิดว่าราคาของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่เหมาะสมควรอยู่ในระดับใด		
1. 1,500- 2,500 บาท	128	67.72
2. 3,000-5,000 บาท	49	25.92
3. 6,000-10,000 บาท	6	3.17
4. อื่น ๆ	6	3.17
รวม	189	100

จากตารางที่ 7.9 พบว่าผู้ตอบแบบสอบถามออนไลน์ทั้ง 189 คน ส่วนใหญ่จะดูแลสุขภาพ โดยการออกกำลังกายและนั่งสมาธิร้อยละ 66.37 และ 19.82 ของผู้ตอบแบบสอบถามออนไลน์ทั้งหมด มีการสวมใส่อุปกรณ์ติดตามดูแลสุขภาพทั้ง Smart Watch และ Fitness Tracker รวมกัน ร้อยละ 43.22 ไม่มีการสวมใส่อุปกรณ์ติดตามดูแลสุขภาพร้อยละ 54.77 มีวิธีจัดการความเครียดด้วยการหายใจลึก ๆ ซ้ำ ๆ และมีสติอยู่กับตัวอยู่มากกว่าครึ่งคืออยู่ที่ร้อยละ 87.60 ทราบวิธีจัดการกับภาวะนอนกรนทั้งโดยการนอนตะแคงและใช้อุปกรณ์ช่วยลดการนอนกรนรวมกันร้อยละ 61.46 ร้อยละ 71.96 เชื่อว่าการนอนกรนเสี่ยงตั้งเป็นสาเหตุหนึ่งของภาวะหยุดหายใจขณะหลับ ร้อยละ 80.42 เชื่อว่าคนทั่วไปมีโอกาสเป็นโรคหยุดหายใจขณะหลับ และเกือบทั้งหมดคือ ร้อยละ 91.01 เห็นด้วยว่าจะมีประโยชน์ ถ้าเรามีเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาไว้ใช้ทดสอบภาวะหยุดหายใจขณะหลับเองที่บ้านเพื่อเป็นการคัดกรองก่อนไปทดสอบการนอนหลับที่โรงพยาบาล สำหรับข้อสุดท้ายเป็นการขอความเห็นในแง่ราคาที่เหมาะสมเพื่อนำไปใช้ในการวิเคราะห์ความเป็นไปได้ ในนำไปใช้ประโยชน์เชิงพาณิชย์ในบทต่อไปซึ่งเกือบทั้งหมดคือร้อยละ 93.64 เห็นว่าราคาควรอยู่ในช่วง 1,500-5,000 บาท

เมื่อลองเปรียบเทียบการทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นระหว่างกลุ่มทดลองใช้เครื่อง (10 คน) กับกลุ่มสำรวจออนไลน์ (189) จะพบว่ามีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกันดังรูปที่ 7.5 คือ ประเมินการรับรู้ประโยชน์และการรับรู้ถึงความง่ายในการใช้งานอยู่ในระดับเห็นด้วยมากที่สุดเกือบทั้งหมด (มากกว่า 4.21คะแนน) มีเพียงข้อ 3. อุปกรณ์นี้ช่วยให้เรามีสติอยู่กับอาการหายใจมากขึ้นได้คะแนนในระดับเห็นด้วย และการประเมินความตั้งใจอยาก

ซื้อไว้ใช้งานได้คะแนนในระดับเห็นด้วยทั้งนี้ขึ้นกับราคาซึ่งผู้ตอบแบบสอบถามส่วนใหญ่เห็นว่าราคาควรอยู่ในช่วง 1,500-5,000 บาท และเกือบทั้งหมดคือ ร้อยละ 91.01 เห็นด้วยว่าจะมีประโยชน์ถ้าเรามีเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาไว้ใช้ทดสอบภาวะหยุดหายใจขณะหลับที่บ้านเพื่อเป็นการคัดกรองก่อนไปทดสอบการนอนหลับที่โรงพยาบาล



### รูปที่ 7.5 การทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น เปรียบเทียบกลุ่มทดลองใช้เครื่อง(10 คน) กับกลุ่มสำรวจออนไลน์

จากการแสดงความเห็นของผู้ตอบแบบสอบถามทั้งกลุ่มผู้ทดลองใช้ 10 คน และกลุ่มสำรวจออนไลน์ 189 คน พบว่าส่วนใหญ่มีความตระหนักในปัญหาของภาวะหยุดหายใจขณะหลับและเข้าใจถึงความสำคัญของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นมากกว่ากลุ่มผู้ป่วยหรือผู้มีความเสี่ยงที่ให้ความเห็นในขณะที่ทำการสัมภาษณ์เชิงลึก ดังตัวอย่างความเห็นดังนี้

- ✓ การพัฒนาอุปกรณ์ดังกล่าวมีความจำเป็นต้องทำในลักษณะที่ง่ายต่อการพกพาหรือไม่ เพราะสถานการณ์การใช้ส่วนใหญ่จะใช้ทดสอบเวลานอนหลับเท่านั้น
- ✓ The equipment should be light weight and easy to use. Without iPad or iPhone, it seems difficult to monitor respiration rate.
- ✓ ต้องการดีไซน์ที่วัดได้อย่างมีประสิทธิภาพ และท่อนำเสียงไม่รบกวนการหายใจ สะดวกกับการใช้งาน
- ✓ ปกติใช้นาฬิกา ในการตรวจจับการหายใจ และไม่แน่ใจว่า มันเป็นข้อมูลที่ถูกต้องไหม อุปกรณ์เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาเหมาะสมแล้ว
- ✓ Diagnose device อาจขาย B2B กับ โรงพยาบาลให้เป็น ฟรีสกรีนนิ่ง คล้ายๆกับเครื่อง diagnose หัวใจที่รพ.ให้ติดมอนิเตอร์หัวใจเดินผิดจังหวะ

- ✓ เป็นเทคโนโลยีที่ดีมากต่อสุขภาพครับ อยากให้พัฒนาเพื่อให้สามารถเข้าถึงกับคนทุกระดับครับ
- ✓ มีเสียงเตือนเมื่อหยุดหายใจให้รู้สึกตัวตื่นก็ดี หรือหายใจตื่นไป มีแอปประเมินผล
- ✓ การใช้งานนอกสถานที่อาจลำบากเนื่องจากการใส่สายวัดลักษณะนี้นอกบ้านดูแปลกตาสำหรับผู้พบเห็น ใช้ในบ้านขณะนอนหลับน่าจะสะดวกที่สุด
- ✓ อุปกรณ์ควรมีน้ำหนักเบา ทนทาน และสามารถใช้งานได้อย่างต่อเนื่องอย่างน้อย 24 ชั่วโมง และสามารถชาร์จเข้ากับมือถือได้ทุกระบบ

### 7.3 สรุปและอภิปรายผล

จากการสัมภาษณ์กลุ่มลูกค้าเป้าหมายจำนวน 5 กลุ่มรวม 27 คน และการทดสอบการยอมรับเทคโนโลยีซึ่งแบ่งเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนแรกให้กลุ่มลูกค้าเป้าหมายจำนวน 10 คน ทดลองใช้งานแล้วตอบแบบสอบถามการยอมรับเทคโนโลยี ส่วนหลังเป็นการสำรวจการยอมรับเทคโนโลยีของกลุ่มลูกค้าเป้าหมายในวงกว้างจำนวน 189 คน โดยให้กลุ่มลูกค้าเป้าหมายดูคลิปวิดีโอแนะนำการใช้งานและทดลองติดตั้งใช้งานแอปพลิเคชันบนมือถือให้เกิดความเข้าใจและคุ้นเคยก่อนตอบแบบสอบถามในลักษณะออนไลน์สามารถสรุปผลได้ดังนี้

- 1) เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาและแอปพลิเคชันบนมือถือเป็นเทคโนโลยีใหม่ที่พัฒนาขึ้นจากการมองเห็นว่าอัตราการหายใจเป็นสัญญาณชีพที่สำคัญและในตลาดยังไม่มีอุปกรณ์ติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา แต่ยังมองไม่เห็นกลุ่มลูกค้าเป้าหมายที่ชัดเจน มีลักษณะเป็น Technology-push คือ นำเทคโนโลยีเข้าสู่ตลาดโดยคาดว่าจะเป็นที่ต้องการของผู้ใช้ในภายหลัง แต่หลังจากนำต้นแบบที่ใช้งานได้ (Works-like prototype) ไปสาธิตและขอความเห็นโดยการสัมภาษณ์เชิงลึกกลุ่มลูกค้าเป้าหมายจำนวน 5 กลุ่ม จำนวน 27 คน ซึ่งคาดว่าจะได้ใช้ประโยชน์จากเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น ผลปรากฏว่ากลุ่มผู้บริหารที่มีความเครียด กลุ่มฝึกสมาธิและกลุ่มออกกำลังกาย มองไม่เห็นประโยชน์มากนัก แต่กลุ่มหมอมและกลุ่มผู้ป่วยหรือผู้มีโอกาสเป็นโรคที่เกี่ยวข้องกับการหายใจให้ความเห็นว่าเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นน่าจะมีประโยชน์ในการใช้คัดกรองผู้ที่มีโอกาสเป็นโรคหยุดหายใจขณะหลับที่บ้านก่อนที่จะรับการตรวจนอนหลับในโรงพยาบาล โดยได้รับคำแนะนำในการปรับปรุงให้สามารถใช้ประโยชน์ได้มากขึ้นซึ่งมีลักษณะเป็น Demand-pull คือนำความต้องการของผู้ใช้มาปรับปรุงพัฒนาผลิตภัณฑ์ใหม่
- 2) จากผลการสัมภาษณ์กลุ่มลูกค้าเป้าหมายที่ได้ดำเนินการมาทำให้ทราบว่ากลุ่มที่น่าจะได้ใช้ประโยชน์จากเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นมากที่สุด (Potential users)



คือกลุ่มบุคคลทั่วไปวัยผู้ใหญ่ที่มีอายุตั้งแต่ 20 ปีขึ้นไปซึ่งเป็นกลุ่มผู้มีโอกาสเกิดภาวะหยุดหายใจขณะหลับ โดยสามารถนำเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นไปใช้ในการคัดกรองอาการของตนเองที่บ้านก่อนจะเข้ารับการตรวจสอบการนอนหลับที่โรงพยาบาล โดยกลุ่มหมจะเข้าใจและตระหนักถึงประโยชน์ของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นมากกว่ากลุ่มผู้ป่วยเองซึ่งยังมีความระมัดระวังในปัญหาน้อยกว่า

- 3) หลังจากการสัมภาษณ์เชิงลึกกลุ่มลูกค้าเป้าหมายจำนวน 5 กลุ่มรวม 27 คนเพื่อเป็นการค้นหาโอกาสและกลุ่มผู้ใช้งานที่ชัดเจนมากขึ้น (Opportunity Identification) ทำให้ทราบว่ากลุ่มที่น่าจะได้ใช้ประโยชน์จากเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นมากที่สุด คือกลุ่มบุคคลทั่วไปวัยผู้ใหญ่ที่มีอายุตั้งแต่ 20 ปีขึ้นไปซึ่งเป็นกลุ่มผู้มีโอกาสเกิดภาวะหยุดหายใจขณะหลับ โดยสามารถนำเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นไปใช้ในการคัดกรองอาการของตนเองที่บ้านก่อนจะเข้ารับการตรวจสอบการนอนหลับที่โรงพยาบาล ดังนั้นในขั้นตอนต่อไปซึ่งเป็นขั้นตอนการทดสอบแนวคิด (Concept Testing) โดยการทดสอบการยอมรับเทคโนโลยี จึงได้กำหนดกลุ่มตัวอย่างเป็นกลุ่มบุคคลทั่วไปวัยผู้ใหญ่ที่มีอายุตั้งแต่ 20 ปีขึ้นไปซึ่งเป็นกลุ่มผู้มีโอกาสเกิดภาวะหยุดหายใจขณะหลับ ขั้นตอนการทดสอบแนวคิด (Concept Testing) แบ่งเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนแรกให้กลุ่มลูกค้าเป้าหมายจำนวน 10 คน ทดลองใช้งานแล้วตอบแบบสอบถามการยอมรับเทคโนโลยี ส่วนที่ 2 เป็นการสำรวจการยอมรับเทคโนโลยีของกลุ่มลูกค้าเป้าหมายในวงกว้างจำนวน 189 คน ซึ่งได้ผลไปในทิศทางเดียวกันโดยเกือบทั้งหมดคือ ร้อยละ 91.01 เห็นด้วยว่าจะมีประโยชน์ ถ้าเรามีเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาไว้ใช้ทดสอบภาวะหยุดหายใจขณะหลับเองที่บ้านเพื่อเป็นการคัดกรองก่อนไปทดสอบการนอนหลับที่โรงพยาบาล และจากการแสดงความคิดเห็นของผู้ตอบแบบสอบถามทั้งกลุ่มผู้ทดลองใช้ 10 คน และกลุ่มสำรวจออนไลน์ 189 คน พบว่าส่วนใหญ่มีความระมัดระวังในปัญหาของภาวะหยุดหายใจขณะหลับและเข้าใจถึงความสำคัญของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นมากกว่ากลุ่มผู้ป่วยหรือผู้มีความเสี่ยงที่ให้ความเห็นในขณะทำการสัมภาษณ์เชิงลึกในตอนแรก

ในบทที่ 8 ต่อไป จะได้กล่าวถึงการศึกษาความเป็นไปได้ในการนำต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นไปใช้ประโยชน์ในเชิงพาณิชย์

## บทที่ 8

### การศึกษาความเป็นไปได้ในการนำต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาไป ใช้ประโยชน์ในเชิงพาณิชย์

จากผลการทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นในบทก่อน ทำให้มองเห็น โอกาสที่จะนำเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นไปใช้ในการคัดกรองผู้ป่วยที่เสี่ยงต่อการเกิดภาวะหยุดหายใจขณะหลับ ในบทนี้จะได้กล่าวถึงเทคโนโลยีการตรวจการนอนหลับที่ใช้กันอยู่ในปัจจุบัน ตลาดของเครื่องตรวจการนอนหลับ โดยจะทำการเปรียบเทียบสมรรถนะของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องตรวจการนอนหลับที่ใกล้เคียงกันในตลาด เพื่อประเมินความเป็นไปได้ในการนำต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นไปใช้ประโยชน์ในเชิงพาณิชย์

#### 8.1 การประเมินเทคโนโลยี (Technology Assessment)

##### 8.1.1 การแบ่งประเภทของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพา

การตรวจการนอนหลับที่เรียกว่า Polysomnography เป็นการตรวจเต็มรูปแบบที่กระทำในห้องตรวจการนอนหลับของสถานพยาบาล ซึ่งคนไข้จะต้องไปนอนค้างคืน ทำให้ไม่สะดวกและมีค่าใช้จ่ายสูง ในปัจจุบัน อุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาได้รับความสนใจมากขึ้น สามารถนำไปใช้ตรวจภาวะหยุดหายใจขณะหลับที่บ้านได้โดยมีความถูกต้องใกล้เคียงกับเครื่อง Polysomnography ที่ใช้ในโรงพยาบาล (Ndegwa et al., 2009 & Jeffrey A., 2005) อุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบ่งออกเป็น 4 ประเภทแยกตามจำนวนช่องสัญญาณและสภาพแวดล้อมในการตรวจการนอนหลับ ประเภทที่ 1 คือ เครื่อง Polysomnography ซึ่งถือเป็นเครื่องมาตรฐาน ประเภทที่ 2-4 เรียกว่าอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพา (Portable Monitors) แยกตามจำนวนช่องสัญญาณได้ดังนี้ คือ

- 1) อุปกรณ์ตรวจการนอนหลับประเภทที่ 1 อย่างน้อย 7 ช่องสัญญาณ
- 2) อุปกรณ์ตรวจการนอนหลับประเภทที่ 2 อย่างน้อย 7 ช่องสัญญาณเหมือนประเภท 1 แต่ไม่มีเจ้าหน้าที่ตรวจการนอนหลับเฝ้าทั้งคืน และตรวจในสถานที่อื่นที่ไม่ใช่ห้องตรวจการนอนหลับ
- 3) อุปกรณ์ตรวจการนอนหลับประเภทที่ 3 อย่างน้อย 4-7 ช่องสัญญาณ

#### 4) อุปกรณ์ตรวจการนอนหลับประเภทที่ 4 อย่างน้อย 1-2 ช่องสัญญาณ

ดังรายละเอียดที่ได้มีการทบทวนวรรณกรรมไว้แล้วในหัวข้อที่ 2.1.12 ในบทนี้จะได้กล่าวถึงอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาประเภทที่ 4 ซึ่งมีช่องสัญญาณไม่เกิน 2 ช่อง

##### 8.1.2 เทคโนโลยีของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพา

การตรวจการนอนหลับแบบมาตรฐานประเภทที่ 1 มีค่าใช้จ่ายสูงและต้องไปนอนค้างคืนตรวจในห้องตรวจการนอนหลับของโรงพยาบาลซึ่งผู้ป่วยอาจจะไม่คุ้นเคย ทำให้ผลการตรวจวัดอาจคลาดเคลื่อนได้ จึงได้มีความพยายามในการพัฒนาอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาประเภทที่ 3 และประเภทที่ 4 ออกมาสนองความต้องการของตลาดมากมายหลายยี่ห้อดังตัวอย่างในภาคผนวก ซ (ที่มา : <http://www.sleepreviewmag.com>)

อุปกรณ์ตรวจการนอนหลับประเภทที่ 4 วัดพารามิเตอร์สำคัญเพียง 1 หรือ 2 ช่องสัญญาณ โดยวัดลมหายใจเข้าออก 1 ช่องสัญญาณ และ/หรือ วัดระดับออกซิเจนในเลือด 1 ช่องสัญญาณ โดยไม่มีเจ้าหน้าที่ตรวจการนอนหลับคอยเฝ้าดูแลผู้ป่วย ส่วนใหญ่จะใช้ในการคัดกรองผู้ป่วยที่สงสัยว่ามีภาวะหยุดหายใจขณะหลับโดยให้นำไปใช้วัดที่บ้านด้วยตนเอง (Nakano et al., 2007).

AASM ได้กำหนดแนวทางเวชปฏิบัติสำหรับการใช้งานอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาเพื่อการวินิจฉัยในผู้ป่วยผู้ใหญ่ (Collop NA., 2007). ซึ่งได้กล่าวถึงอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาประเภทที่ 4 ชนิด 1 ช่องสัญญาณที่มีการใช้กัน คือ

- 1) เครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (Pulse Oximeter)
- 2) อุปกรณ์วัดการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิของลมหายใจ (Thermal sensor)
- 3) อุปกรณ์วัดการเปลี่ยนแปลงของความดันของลมหายใจที่รูจมูก (Nasal pressure transducer)
- 4) อุปกรณ์วัดการเปลี่ยนแปลงของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจออก (End Tidal CO<sub>2</sub> Sensor)

เทคโนโลยีการตรวจการนอนหลับประเภทที่ 4 ชนิด 1 ช่องสัญญาณที่กล่าวมาทั้ง 4 ชนิดข้างต้นมีทั้งข้อดีและข้อเสีย เมื่อนำเปรียบเทียบกับต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา (BrRate Monitor) ที่พัฒนาขึ้น จะเป็นไปตามตารางที่ 8.1

ตารางที่ 8.1 เปรียบเทียบเทคโนโลยีระหว่างต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา (BrRate Monitor) ที่พัฒนาขึ้นกับอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับประเภทที่ 4 ชนิด 1 ช่องสัญญาณ

ชื่ออุปกรณ์	เทคโนโลยีที่ใช้	ข้อดี	ข้อเสีย	หมายเหตุ
Oximeter	วัดการดูดกลืนแสงของเม็ดเลือดแดงที่ซึมออกซิเจนกับเม็ดเลือดแดงที่ปลอดออกซิเจนที่เปลี่ยนแปลงไปตามจังหวะการหายใจ	มีขนาดเล็ก ใช้งานสะดวก ราคาถูก (Whitelaw et al., 2005)	ตอบสนองช้า มีความผิดพลาดจากการเคลื่อนไหว ร่างกายสูง (Robertson, F. A., & Hoffman, G. M., 2004)	ส่วนใหญ่จะใช้ร่วมกับอุปกรณ์อื่น ๆ ในการตรวจการนอนหลับ ไม่ปรากฏว่ามีผลิตภัณฑ์ที่ใช้ Oximeter เพียง 1 ช่องสัญญาณในการคัดกรองผู้ป่วย (Rofail et al., 2010B).
Thermal Sensor	วัดลมหายใจโดยใช้ตัวตรวจจับอุณหภูมิที่เปลี่ยนไปของลมหายใจเข้าออก	มีขนาดเล็ก ราคาถูก ตอบสนองเร็ว (Emil et al., 2001 & Hayley et al., 2018)	ความสัมพัทธ์ไม่เชิงเส้น ตรวจ Hypopnea ได้ลำบาก (Budhiraja et al., 2005).	ส่วนใหญ่จะใช้ร่วมกับอุปกรณ์อื่น ๆ ในการตรวจการนอนหลับ ตัวอย่างผลิตภัณฑ์ที่ใช้ Thermal Sensor เพียง 1 ช่องสัญญาณในการคัดกรองผู้ป่วย เช่น SleepStrip ดังรูปที่ 8.1
Nasal Pressure Transduce	วัดลมหายใจโดยใช้ตัวตรวจจับความดันที่เปลี่ยนไปของลมหายใจเข้าออก	ตอบสนองได้ดี มีความสัมพันธ์เชิงเส้น ใช้ตรวจจับได้ทั้ง Apnea และ Hypopnea (Masa et al., 2014)	ต้องใส่ท่อหายใจทางจมูก (Nasal Cannula) ทำให้อึดอัดและหลุดง่าย และเกิดความคลาดเคลื่อนได้ เมื่อมีการหายใจทางปาก (AbdelKebir	มีการวิจัยในห้องแล็บในชื่อของ Flow Wizard (Rofail et al., 2010A) ตัวอย่างผลิตภัณฑ์ที่ใช้ Nasal Pressure Transducer เพียง 1 ช่องสัญญาณในการคัดกรองผู้ป่วย เช่น SmartStrip

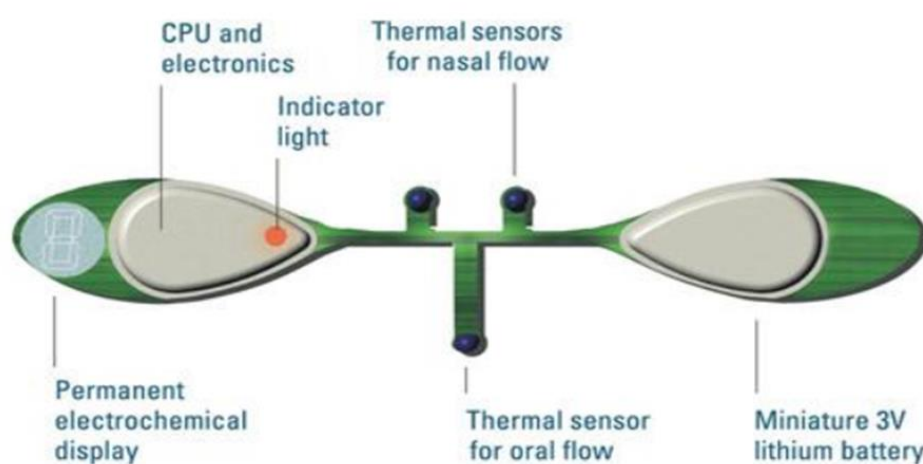
			Sabil et al., 2019).	ดังรูปที่ 8.2
ETCO <sub>2</sub> Sensor	วัดลมหายใจโดย ใช้ตัวตรวจจับ คาร์บอนไดออกไซด์ ที่เปลี่ยนแปลงไป ของลมหายใจเข้า ออก	มีความแม่นยำสูง ใช้วัดได้ทั้ง คาร์บอนไดออกไซด์ ในลมหายใจ และวัดอัตราการ หายใจ (Nagler, J., & Krauss, B. 2008)	ราคาแพง ตอบสนองช้า ไม่สามารถแยก ระหว่าง Apnea กับ Hypopnea ได้ (Dziewas, R et al., 2005)	มีใช้ตามโรงพยาบาล ในห้องไอซียูและห้อง ผู้ป่วยหลังผ่าตัดเพื่อ ติดตามอัตราการ หายใจ ไม่ปรากฏว่ามี ผลิตภัณฑ์ที่ใช้ ETCO <sub>2</sub> Sensor เพียง 1 ช่องสัญญาณในการ คัดกรองผู้ป่วย (T. F. Morley,1990)
BrRate Monitor ต้นแบบ เครื่อง ติดตาม อัตราการ หายใจ แบบพกพา ที่ พัฒนาขึ้น	วัดลมหายใจโดย ใช้ตัวตรวจจับ เสียงหายใจ (ไมโครโฟน)ที่ เปลี่ยนแปลงไปของลม หายใจเข้าออก และใช้หลักการ ของท่อสั้นพ้องนำ เสียงจากปลาย จุมุกไปยังเครื่อง	ตอบสนองเร็ว (Breath by Breath) เสียง รบกวนน้อย วัด ได้ไกล สัญญาณ ไม่ตก	ท่อสั้นพ้องอาจ หลุดได้ คู่มือสวยงาม วัด Apnea ได้ อย่างเดียว ไม่ สามารถวัด Hypopnea ได้	ในท้องตลาดยังไม่ ปรากฏว่ามีผลิตภัณฑ์ ที่ใช้หลักการการ ตรวจจับเสียงหายใจ เพียง 1 ช่องสัญญาณ ในการคัดกรองผู้ป่วย แต่มีผลิตภัณฑ์ที่ คล้ายกันใช้ 2 ช่องสัญญาณ ยี่ห้อ BresoDX ซึ่งจะมี เปรียบเทียบให้เห็นใน รายละเอียดต่อไป

### 8.1.3 ตัวอย่างผลิตภัณฑ์ตรวจการนอนหลับประเภทที่ 4 ชนิด 1-2 ช่องสัญญาณ

ผลิตภัณฑ์ตรวจการนอนหลับประเภทที่ 4 ชนิด 1-2 ช่องสัญญาณเพื่อการคัดกรองผู้ป่วยที่มีโอกาสเป็นโรคหยุดหายใจขณะหลับที่มีวางขายในท้องตลาดนั้น มีอยู่ไม่มากนัก ในที่นี้จะยกตัวอย่างผลิตภัณฑ์ที่น่าสนใจดังนี้

### 1) SleepStrip

SleepStrip เป็นเครื่องตรวจการนอนหลับประเภท 4 แบบ 1 ช่องสัญญาณ ใช้ Thermal Sensor ถูกออกแบบให้วัดลมหายใจโดยติดไว้ที่เหนือริมฝีปากดังรูปที่ 8.1 ทำวงจรให้มีขนาดเล็กลงในรูปของวงจรรวมที่ใช้เฉพาะงาน ทำให้กินไฟน้อย แบตเตอรี่มีขนาดเล็ก ไม่กินพื้นที่ โดยจะแสดงผล Apnea events ที่หน้าจอของตัวเครื่อง โดยระบุเป็นระดับความรุนแรงของการเกิดภาวะหยุดหายใจขณะหลับว่า รุนแรงน้อย รุนแรงปานกลาง หรือ รุนแรงมาก ไม่สามารถระบุเป็นค่า AHI ได้ จึงไม่เป็นที่นิยมใช้ และ เริ่ม fade-out ออกจากตลาดไป (ที่มา : ผศ.นพ.ทนายาท, 2563)



รูปที่ 8.1 The SleepStrip

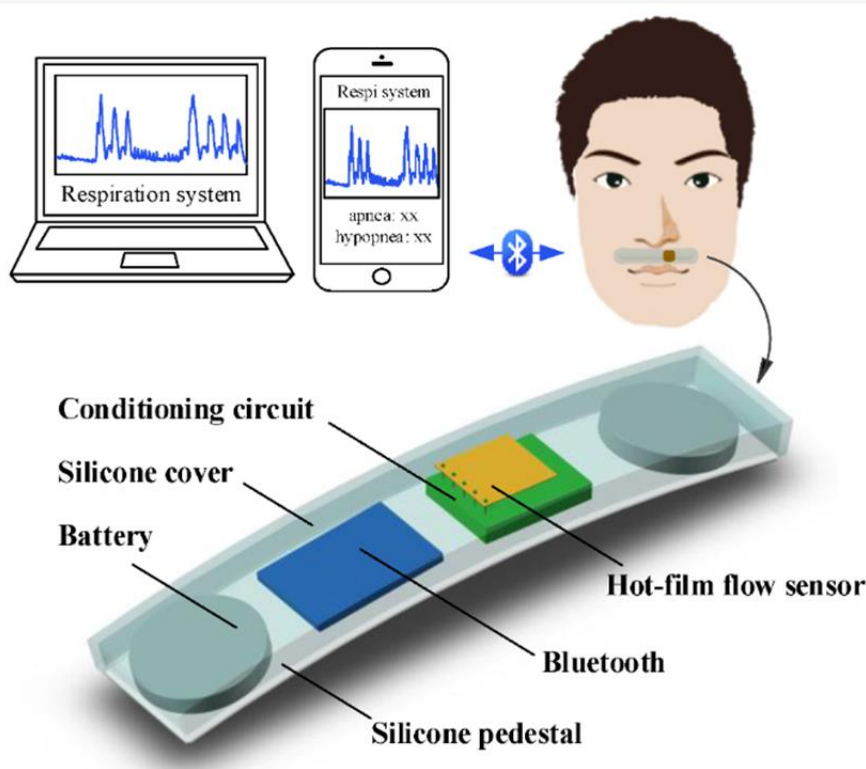
ที่มา : [https://www.medgadget.com/2006/01/the\\_sleepstrip\\_1.html](https://www.medgadget.com/2006/01/the_sleepstrip_1.html)

### 2) SmartStrip

SmartStrip เป็นเครื่องตรวจการนอนหลับประเภท 4 แบบ 1 ช่องสัญญาณ ใช้ Flow Sensor แบบ Hotwire ขนาดเล็ก ถูกออกแบบให้วัดลมหายใจโดยติดไว้ที่เหนือริมฝีปากดังรูปที่ 8.2 จึงทำวงจรให้มีขนาดเล็กลงในรูปของวงจรรวมที่ใช้เฉพาะงาน ทำให้กินไฟน้อย แบตเตอรี่มีขนาดเล็ก ไม่กินพื้นที่ ตัวเครื่องจะส่งข้อมูลไปแสดงผลบนคอมพิวเตอร์หรือโทรศัพท์มือถือผ่านระบบ Bluetooth เครื่องสามารถแสดงค่าจำนวนครั้งการหยุดหายใจและจำนวนครั้งการหายใจแผ่วใน 1 ชั่วโมงแยกออกจากกัน เมื่อรวมค่าจำนวนครั้งการหยุดหายใจและจำนวนครั้งการหายใจแผ่วใน 1 ชั่วโมงเข้าด้วยกันก็จะได้เป็นค่า AHI

ในเว็บไซต์ของ SmartStrip ระบุว่าตัวเครื่องไม่ได้มาพร้อมกับ Oximeter แต่สามารถใช้ร่วมกับ Oximeter เพื่อวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนที่ลดลงระหว่างเกิดการหยุดหายใจหรือการหายใจแผ่ว ซึ่งจะทำการวินิจฉัยมีความถูกต้องแม่นยำมากขึ้น

Figure 1. Schematic of the system.



รูปที่ 8.2 SmartStrip

ที่มา : <https://www.mdpi.com/1424-8220/15/12/29881/htm>

### 3) BresDX

BresDX เป็นเครื่องตรวจการนอนหลับประเภท 4 แบบ 2 ช่องสัญญาณ ใช้เทคโนโลยีอะคูสติกในการวัดเสียงหายใจ และ เซนเซอร์วัดความเร่ง (accelerometer) ในการวัดการเคลื่อนไหวของศีรษะ ถูกออกแบบให้วัดเสียงหายใจการเคลื่อนไหวของศีรษะโดยการยึดเซนเซอร์ติดไว้กับที่ครอบจมูกและปากดังรูปที่ 8.3 BresDX ได้รับการพัฒนาขึ้นที่สถาบันฟื้นฟูสมรรถภาพโทรนอนโตของ the University Health Network ซึ่งได้ก่อตั้งบริษัท Bresotec ขึ้นมาเพื่อพัฒนาและจัดจำหน่ายผลิตภัณฑ์ภายใต้ชื่อ BresDX สามารถแสดงค่า AHI โดยใช้ค่าระยะเวลาการนอนหลับที่ตรวจจับได้โดยเซนเซอร์วัดความเร่งโดยตรงแทนการใช้ระยะเวลาของการวัด ข้อมูลจะถูกบันทึกลงใน SD Card แล้วจึงอัปโหลดขึ้นสู่เว็บ Portal เพื่อการวิเคราะห์และแสดงผลต่อไป



รูปที่ 8.3 รูปร่างหน้าตาและการใช้งานของ BresDX  
ที่มา : <https://jcs.m.aasm.org/doi/full/10.5664/jcs.m.7676>

เนื่องจากอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับประเภทที่ 4 ที่กล่าวมาข้างต้นวัดเพียง 1 ช่องสัญญาณ ทำให้ค่าดัชนี RDI หรือ ค่าดัชนี AHI ที่ได้อาจมีความเที่ยงตรงไม่สูงนักเมื่อเทียบกับการตรวจการนอนหลับแบบมาตรฐานประเภทที่ 1 การตรวจวัดลมหายใจในอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับประเภทที่ 4 จึงมักมีการวัดความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดควบคู่กันไปด้วยเป็น 2 ช่องสัญญาณ คือ ใช้ Thermal sensor ร่วมกับ Oximeter (Budhiraja et al., 2005) หรือใช้ Nasal pressure transducer ร่วมกับ Oximeter (Rofail, L. M et al., 2010B)

8.1.4 เปรียบเทียบสมรรถนะระหว่างเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นกับอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาประเภทที่ 4 ชนิด 1-2 ช่องสัญญาณ

ในห้องทดลอง อุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาประเภทที่ 4 ชนิด 1-2 ช่องสัญญาณมีการพัฒนาเพิ่มเติมช่องสัญญาณระดับตนเองเป็นอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาประเภทที่ 3 จนแทบจะหาอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาประเภทที่ 4 ชนิด 1-2 ช่องสัญญาณไม่ได้ ดังตัวอย่างอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาประเภทที่ 3 และประเภทที่ 4 ในภาคผนวก ข แต่อย่างไรก็ตาม หลังจากการค้นหาคำครอบคลุม พบว่ามีอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาประเภทที่ 4 ชนิด 1-2 ช่องสัญญาณผลิออกมาจำหน่ายเช่นกันดังตัวอย่างในหัวข้อที่ 8.1.3 ในการเปรียบเทียบกับเครื่องติดตามอัตราการหายใจที่พัฒนาขึ้นจะเปรียบเทียบกับอุปกรณ์ที่มีความใกล้เคียงกัน ดังนั้น จึงเลือกเปรียบเทียบกับ BresDX ซึ่งใช้หลักการวัดลมหายใจโดยการตรวจจับเสียงหายใจที่เปลี่ยนไปของลมหายใจเข้าออกด้วยไมโครโฟนเช่นเดียวกับต้นแบบเครื่องติดตาม





อัตราการหายใจแบบพกพา (BrRate Monitor) ที่พัฒนาขึ้น แต่ก็มี ความแตกต่างในแง่ของการ ออกแบบและการใช้งานดังรายละเอียดในหัวข้อ 8.1.3 และ รูปที่ 8.3

BresoDX เป็น อุปกรณ์ไร้สาย ใช้แบตเตอรี่ในการทำงาน สามารถใช้งานได้มากกว่า 8 ชั่วโมงในการตรวจการนอนหลับทั้งคืน โครงสร้างถูกออกแบบให้ใช้งานง่ายโดยการสวมครอบ ศีรษะให้ไมโครโฟนรองรับเสียงลมหายใจที่ออกจากจมูกและปากโดยไม่มี การปิดกั้น เสียงลมหายใจจะถูกนำมาวิเคราะห์เพื่อแยกเสียงกรนและเสียงรบกวนอื่น ๆ เพื่อตรวจหา Apnea และ Hypopnea เช่น เซอร์วัดความเร่งที่ติดอยู่บนเครื่องจะทำการตรวจสอบสภาพการเคลื่อนไหวของ ศีรษะเพื่อวิเคราะห์สภาพการนอนหลับ ทำให้สามารถประมาณระยะเวลาการนอนหลับได้แม้ว่าจะไม่มี การวัดคลื่นไฟฟ้าสมอง (EEG) ก็ตาม ทำให้สามารถคำนวณหาดัชนี AHI ได้ จากการทดสอบกับ ผู้ป่วยจริง ค่าดัชนี AHI ที่ได้มีความสอดคล้องและใกล้เคียงกับค่าดัชนี AHI ที่ได้จากเครื่องตรวจ การนอนหลับแบบมาตรฐานประเภทที่ 1 (Polysomnography)

เมื่อลองเปรียบเทียบสมรรถนะและการใช้งานของต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจ แบบพกพา (BrRate Monitor) ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่อง BresoDX แล้ว จะได้ผลดังตารางที่ 8.2

ตารางที่ 8.2 เปรียบเทียบสมรรถนะและการใช้งานระหว่างต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจ แบบพกพา (BrRate Monitor) ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่อง BresoDX

ชื่อเปรียบเทียบ	BresoDX	BrRate Monitor
รูปร่างหน้าตา		
หลักการ ทำงาน	ใช้ไมโครโฟนรับเสียงลมหายใจ โดยตรง และ ใช้เซนเซอร์วัดความเร่ง ตรวจสอบสภาพการนอนหลับ	ใช้ท่อสั้นพ้องนำเสียงลมหายใจจากปลายจมูกไปยังไมโครโฟนที่ติดตั้งอยู่ในเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่วางห่างออกไป

การเกาะเกี่ยว	ใช้สายรัดยึดโครงที่ติดตั้งไมโครโฟน และเซนเซอร์วัดความแรงสวมครอบลงบนจมูกและปากโดยไม่ปิดกั้นการหายใจ	ใช้ท่อสั้นพ้องแบบ Nasal Cannula คล้องเกี่ยวใบหูให้ช่องปลายเปิด (Prongs) อยู่นอกจมูกเพื่อรับเสียงลมหายใจ
ประเภทอุปกรณ์	4	4
จำนวนช่องสัญญาณ	2	1
การใช้ไฟ	แบตเตอรี่	แบตเตอรี่
กำลังไฟฟ้าที่ใช้	ไม่มีข้อมูล	ประมาณ 320 mW
น้ำหนัก	ไม่มีข้อมูล	ประมาณ 50 g
การบันทึกข้อมูล	บันทึกลง SD Card	บันทึกขึ้นสู่คลาวด์
การแสดงผล	แสดงผลบนพีซีแบบ offline	แสดงผลบนมือถือหรือพีซีแบบ real time
การวิเคราะห์ผล	แสดงค่าดัชนี AHI	คำนวณหาค่าดัชนี AI (Apnea Index) โดยการนับจำนวนครั้งของการแฉ่งเดือนเมื่อหยุดหายใจเกิน 10 วินาที
การแปลผล	แปลผลโดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ	แปลผลโดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญหรือด้วยตนเอง
การใช้งาน	ใช้วินิจฉัยภาวะหยุดหายใจขณะหลับที่บ้าน	ใช้ติดตามอัตราการหายใจ มีการแฉ่งเดือนเมื่อหยุดหายใจเกิน 10 วินาที และใช้ฝึกการหายใจให้เกิดสมาธิ
ราคา	199 CAD (เท่ากับ 4,670 บาท) มีขายเฉพาะในประเทศแคนาดา	2,500 บาท
แหล่งข้อมูล	<a href="https://bresotec.com/">https://bresotec.com/</a>	<a href="https://www.youtube.com/watch?v=3t0L8posfto">https://www.youtube.com/watch?v=3t0L8posfto</a>

จากตารางที่ 8.2 จะพบว่าทั้ง BresDX กับ BrRate Monitor ต่างมีจุดอ่อนและจุดแข็งต่างกันซึ่งพอสรุปได้ดังตารางที่ 8.3 ดังนี้

ตารางที่ 8.3 เปรียบเทียบจุดแข็งและจุดอ่อนระหว่างต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา (BrRate Monitor) ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่อง BresDX

ชื่ออุปกรณ์	จุดแข็ง	จุดอ่อน
BresDX	<ul style="list-style-type: none"> <li>• วัดค่า AHI ได้</li> <li>• วัดสภาพการนอนหลับได้</li> <li>• มีการยึดเกาะที่แข็งแรง ไม่หลุดง่าย</li> <li>• ไม่จำเป็นต้องใช้ Oximeter</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• ใช้ SD Card ในการเก็บข้อมูล ไม่สามารถติดตามอัตราการหายใจแบบเรียลไทม์ได้</li> <li>• ไม่สามารถแชร์ข้อมูลให้ผู้เกี่ยวข้องดูได้ทันที</li> </ul>
BrRate Monitor	<ul style="list-style-type: none"> <li>• บันทึกข้อมูลขึ้นสู่คลาวด์ผ่าน 와이파이 ทำให้สามารถติดตามอัตราการหายใจแบบเรียลไทม์ผ่านมือถือและพีซีได้</li> <li>• สามารถแชร์ข้อมูลให้ผู้เกี่ยวข้องดูได้ทันที</li> <li>• มีการแจ้งเตือนเมื่อหยุดหายใจเกิน 10 วินาที</li> <li>• ใช้ฝักการหายใจให้เกิดสมาธิได้</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• วัดได้เฉพาะ AI (Apnea Index)</li> <li>• ไม่สามารถวัดสภาพการนอนหลับได้</li> <li>• ท่อสั้นพองซึ่งใช้ท่อหายใจ(Nasal Cannula) อาจหลุดได้ขณะหลับ</li> <li>• เครื่องกินไฟมากเกินไป ทำให้ต้องใช้แบตเตอรี่ขนาดใหญ่</li> </ul>

โดยสรุป ต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา (BrRate Monitor) ที่พัฒนาขึ้น แม้จะมีจุดอ่อนที่ต้องปรับปรุงพัฒนาให้มีความสมบูรณ์มากขึ้น แต่สมรรถนะที่มีอยู่ในปัจจุบันเพียงพอที่จะนำไปใช้ในการคัดกรองผู้ป่วยที่อาจมีภาวะหยุดหายใจขณะหลับได้

## 8.2 การประเมินตลาด (Market Assessment)

### 8.2.1 ตลาดของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับในโลก

ข้อมูลตลาดของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับมีค่อนข้างจำกัด จากรายงานเรื่อง “Home Sleep Apnea Testing Devices Market” ของบริษัท Global Market Insights ได้ให้ข้อมูลส่วนหนึ่งที่น่าสนใจเกี่ยวกับตลาดของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับในปี 2014-2015 ผู้วิจัยจึงได้นำมาดัดแปลงโดยแยกวิเคราะห์เป็นตลาดของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแยกตามประเภทอุปกรณ์ดังตารางที่ 8.4

ตารางที่ 8.4 ตลาดของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแยกตามประเภทในปี 2014-2015

ที่มา : ดัดแปลงจาก “Home Sleep Apnea Testing Devices Market” ของบริษัท GMI

Segment	2014		2015		Increase		2020 (Estimate)	
	USD Million	%	USD Million	%	USD Million	%	USD Million	%
Type 1	27.0	6.9	29.2	6.8	2.2	8.1	43.2	6.5
Type 2	76.8	19.7	83.9	19.7	7.1	9.2	130.5	19.5
Type 3	209.2	53.7	229.3	53.8	20.1	9.6	362.8	54.2
Type 4	76.8	19.7	84.1	19.7	7.3	9.5	132.4	19.8
Total	389.8	100.0	426.5	100.0	36.7	9.4	668.9	100.0

จากตารางที่ 8.4 จะพบว่า มูลค่าตลาดของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับในปี 2015 อยู่ที่ 426.5 ล้านดอลลาร์สหรัฐ เพิ่มขึ้นจากปีก่อนหน้า 36.7 ล้านดอลลาร์สหรัฐ หรือ 9.4 % มูลค่าตลาดกระจายอยู่ในอยู่ในอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับประเภทต่าง ๆ โดยมีประเภทที่ 3 มีส่วนแบ่งการตลาดสูงสุดอยู่ที่ 229.3 ล้านดอลลาร์สหรัฐ หรือ 53.8 % เพิ่มขึ้นจากปีก่อนหน้า 20.1 ล้านดอลลาร์สหรัฐ หรือ 9.6 % รองลงมาได้แก่อุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาประเภทที่ 4 มีส่วนแบ่งการตลาดอยู่ที่ 84.1 ล้านดอลลาร์สหรัฐ หรือ 19.7 % เพิ่มขึ้นจากปีก่อนหน้า 7.3 ล้านดอลลาร์สหรัฐ หรือ 9.5 % อุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาประเภทที่ 3 และประเภทที่ 4 มีมูลค่าตลาดรวมกันสูงถึง 313.4 ล้านดอลลาร์สหรัฐ หรือ 73.5 % ของมูลค่าตลาดรวมทั้งหมดอันแสดงให้เห็นว่าประชาชนมีความตื่นตัวในเรื่องภาวะหยุดหายใจขณะหลับโดยหันมาใช้อุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาที่บ้านมากขึ้น

เมื่อลองประมาณการมูลค่าตลาดของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับในปี 2020 โดยใช้อัตราการเพิ่มต่อปีของส่วนแบ่งตลาดของอุปกรณ์แต่ละประเภทมาคำนวณแล้วรวมยอดออกมา จะพบว่า

มูลค่าตลาดโดยรวมของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับในปี 2020 จะมีมูลค่าสูงถึง 668.9 ล้านดอลลาร์สหรัฐ หรือ ประมาณ 20,067 ล้านบาท

เมื่อมองมูลค่าตลาดของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแยกตามเขตพื้นที่จะเป็นดังตารางที่ 8.5

ตารางที่ 8.5 ตลาดของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแยกตามเขตพื้นที่ในปี 2014-2015

ที่มา : ดัดแปลงจาก “Home Sleep Apnea Testing Devices Market” ของบริษัท GMI

Region	2014		2015		Increase		2020 (Estimate)	
	USD Million	%	USD Million	%	USD Million	%	USD Million	%
North America	135.0	34.6	146.5	34.3	11.5	8.5	220.5	32.9
Europe	106.1	27.2	115.9	27.2	9.8	9.2	180.3	26.9
Asia Pacific	70.7	18.1	78.8	18.5	8.1	11.5	135.5	20.2
Latin America	46.8	12.0	51.4	12.0	4.6	9.8	82.1	12.2
Middle East & Africa	31.2	8.0	34.1	8.0	2.9	9.3	53.2	7.9
Total	389.8	100.0	426.7	100.0	36.9	9.5	670.7	100.0

จากตารางที่ 8.5 จะพบว่า มูลค่าตลาดของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับในปี 2015 อยู่ที่ 426.7 ล้านดอลลาร์สหรัฐ เพิ่มขึ้นจากปีก่อนหน้า 36.9 ล้านดอลลาร์สหรัฐ หรือ 9.5 % (ตัวเลขต่างจากตารางที่ 8.4 เล็กน้อยเนื่องจากการปัดเศษ) มูลค่าตลาดกระจายอยู่ในอยู่ในเขตพื้นที่ต่าง ๆ โดยมีเขตอเมริกาเหนือซึ่งรวมประเทศอเมริกาและแคนาดามีมูลค่าตลาดสูงสุดอยู่ที่ 146.5 ล้านดอลลาร์สหรัฐ หรือ 34.3 % เพิ่มขึ้นจากปีก่อนหน้า 11.5 ล้านดอลลาร์สหรัฐ หรือ 8.5 % รองลงมาได้แก่เขตยุโรปมีมูลค่าตลาดอยู่ที่ 115.9 ล้านดอลลาร์สหรัฐ หรือ 27.2 % เพิ่มขึ้นจากปีก่อนหน้า 9.8 ล้านดอลลาร์สหรัฐ หรือ 9.2 % เขตอเมริกาเหนือและเขตยุโรปมีมูลค่าตลาดรวมกันสูงถึง 262.4 ล้านดอลลาร์สหรัฐ หรือ 61.5 % ของมูลค่าตลาดรวมทั้งหมดอันแสดงให้เห็นว่าเขตอเมริกาเหนือและเขตยุโรปซึ่งเป็นประเทศพัฒนาแล้ว ประชาชนมีความตื่นตัวในเรื่องภาวะหยุดหายใจขณะหลับโดยหันมาใช้อุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาที่บ้านมากขึ้น สำหรับประเทศในเขตเอเชียอาคเนย์มาเป็นอันดับ 3 โดยมีมูลค่าตลาดอยู่ที่ 78.8 ล้านดอลลาร์สหรัฐ หรือ 18.5 % เพิ่มขึ้นจากปีก่อนหน้า 8.1 ล้านดอลลาร์สหรัฐ หรือ 11.5 % ซึ่งเป็นอัตราเพิ่มที่อยู่กว่าเขตพื้นที่อื่น ๆ ทั้งหมด อันแสดงว่าตลาดทางด้านเอเชียอาคเนย์ซึ่งรวมประเทศใหญ่ ๆ คือ จีน เกาหลี และ ญี่ปุ่น มีศักยภาพที่จะเติบโตได้อีกมาก

เมื่อลองประมาณการมูลค่าตลาดของเขตพื้นที่ต่าง ๆ ในปี 2020 โดยใช้อัตราการเพิ่มต่อปีของมูลค่าตลาดของแต่ละเขตพื้นที่มาคำนวณแล้วรวมยอดออกมา จะพบว่ามูลค่าตลาดโดยรวมของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับในปี 2020 จะมีมูลค่าสูงถึง 670.7 ล้านดอลลาร์สหรัฐ หรือ ประมาณ 20,121 ล้านบาท ซึ่งใกล้เคียงกับตัวเลขในตารางที่ 8.4 จะสังเกตเห็นว่าเขตเอเชียอาคเนย์มาเป็นอันดับ 3 โดยมีมูลค่าตลาดอยู่ที่ 135.5 ล้านดอลลาร์สหรัฐ หรือ 20.2 % ซึ่งเป็นสัดส่วนตลาดที่เพิ่มขึ้นในขณะที่เขตพื้นที่อื่น ๆ มีสัดส่วนลดลงจากเดิม

### 8.2.2 ตลาดของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาในประเทศไทย

คลัสเตอร์กลุ่มอุตสาหกรรมเครื่องมือแพทย์กรุงเทพและปริมณฑล(Thai Medical Device Cluster) รายงานว่า ปัจจุบันมีผู้ป่วยมีปัญหาด้านคุณภาพการนอนหลับและหรือหลับไม่พอเพียง 6.5 ล้านคน เครื่องมือตรวจการนอนหลับต้องนำเข้าต่างประเทศทั้งหมด และโรงพยาบาลของรัฐทั่วประเทศที่มีเครื่องตรวจและให้บริการตรวจการนอนหลับได้มีไม่ถึง 20 โรงพยาบาล เครื่องมือตรวจการนอนหลับ 1 เครื่อง สามารถตรวจได้เพียง 1 คนต่อ 1 วัน โดยเจ้าหน้าที่ตรวจการนอนหลับอีก 1 คนเฝ้าตลอดทั้งคืน (ตรวจแบบ Type I) ทำให้ผู้ป่วยต้องเข้าคิวรอรับบริการตรวจการนอนหลับนานถึง 4-6 เดือนในโรงพยาบาลของรัฐ ทำให้ผู้ป่วยต้องยอมทนโรคร้ายต่างๆตามมามากมายจากเพราะการขาดคุณภาพการนอนหลับที่ดี และเกิดโรคร้ายต่างๆจากภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับตามมาโดยไม่ทราบสาเหตุที่แท้จริง เช่น การเกิดอุบัติเหตุจากคนหลับใน ปัญหาสุขภาพทางจิต ประสิทธิภาพการทำงานลดลง ฯลฯ (ที่มา : <https://www.tmdcluster.com/>)

ตลาดของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาในประเทศไทยส่วนใหญ่จะอยู่ในกลุ่มผู้ที่ได้รับการวินิจฉัยแล้วว่า มีภาวะหยุดหายใจขณะหลับหรือผู้ที่สงสัยว่าจะมีภาวะหยุดหายใจขณะหลับ โดยแพทย์ที่ทำการวินิจฉัยจะเป็นผู้ส่งอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาให้คนไข้ นำไปใช้ตรวจการนอนหลับที่บ้าน จากนั้นคนไข้จึงนำผลการทดสอบกลับมาให้แพทย์ทำการแปลผลเพื่อรักษาและติดตามอาการต่อไป ในตลาดทั่วไปไม่พบว่ามีผู้นำเข้าเครื่องตรวจการนอนหลับมาขายให้คนนำไปใช้ที่บ้าน แต่จากการค้นหาผ่านอินเทอร์เน็ตพบว่ามีคลินิกหลายแห่งที่ให้บริการอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพานอกสถานที่ในรูปแบบให้นำไปทดสอบด้วยตนเองที่บ้าน โดยมีแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญคอยให้คำปรึกษาและทำการแปลผลให้ ส่วนใหญ่จะเป็นอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับประเภทที่ 2 และ 3 ดังตัวอย่างในตารางที่ 8.6

ตารางที่ 8.6 ตัวอย่างคลินิกที่ให้บริการอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพานอกสถานที่

คลินิกผู้ให้บริการ	ประเภทอุปกรณ์	จำนวนช่องสัญญาณ	ชื่ออุปกรณ์ตรวจการนอนหลับ	ราคาค่าบริการ (บาท/ครั้ง)	แหล่งข้อมูล
NK Sleepcare	2	12	AliceNightOne	8,900	nksleepcare.com
NK Sleepcare	3	6	Alice_PDx	3,900	nksleepcare.com
Vitalsleep clinic	3	7	Watch Pat	10,000	Vitalsleep clinic.com
PHC Clinic	N/A	N/A	HSAT	8,900	Professionsleep clinic.com

ผู้วิจัยได้ประมาณการตลาดของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาในประเทศไทยโดยมุ่งเป้าไปที่กลุ่มคนที่มีภาวะหยุดหายใจขณะหลับ โดยไม่ได้รับการตรวจวินิจฉัยตามตารางที่ 8.7 ดังนี้

ตารางที่ 8.7 ประชากรไทยวัยผู้ใหญ่ตั้งแต่ปี 2553-2562 และจำนวนผู้ที่ไม่ได้รับการตรวจวินิจฉัยที่ม : ดัดแปลงจากข้อมูลของกรมการปกครอง [http://stat.dopa.go.th/stat/statnew/upstat\\_age.php](http://stat.dopa.go.th/stat/statnew/upstat_age.php)

ปี พ.ศ	53	54	55	56	57	58	59	60	61	62
ประชากรวัยผู้ใหญ่(คน)	45,381,084	45,949,359	46,530,817	47,063,548	47,585,424	48,134,846	48,651,303	49,167,084	49,613,015	49,956,817
ประชากรกลุ่มเสี่ยง (11.4%)	5,173,444	5,238,227	5,304,513	5,365,244	5,424,738	5,487,372	5,546,249	5,605,048	5,655,884	5,695,077
ประชากรที่ได้รับการตรวจวินิจฉัยแล้ว (20%)	1,034,689	1,047,645	1,060,903	1,073,049	1,084,948	1,097,474	1,109,250	1,121,010	1,131,177	1,139,015
ประชากรที่ยังไม่ได้รับการตรวจวินิจฉัย (80%)	4,138,755	4,190,582	4,243,611	4,292,196	4,339,791	4,389,898	4,436,999	4,484,038	4,524,707	4,556,062
การเพิ่มของประชากรที่ยังไม่ได้รับการตรวจวินิจฉัย		51,827	53,029	48,585	47,595	50,107	47,101	47,039	40,669	31,355
การเพิ่มของประชากรที่ยังไม่ได้รับการตรวจวินิจฉัย (%)		1.25	1.27	1.14	1.11	1.15	1.07	1.06	0.91	0.69

จากข้อมูลสถิติทะเบียนราษฎรของกรมการปกครอง ผู้วิจัยได้รวบรวมตัวเลขของประชากรไทยวัยผู้ใหญ่(อายุ 20 ปีขึ้นไป) ตั้งแต่ 2553-2562 เป็นเวลา 10 ปี พบว่ามีจำนวนอยู่ในช่วง 45-50 ล้านคน ตัวเลขในปีหลัง ๆ จะเพิ่มไม่สูงนักซึ่งเป็นผลเนื่องมาจากอัตราการเกิดที่ลดลง ผู้วิจัยได้นำตัวเลขของประชากรไทยวัยผู้ใหญ่มาคำนวณหาจำนวนประชากรที่มีภาวะหยุดหายใจขณะหลับโดยใช้ตัวเลข 11.4 % (Neruntarat et al., 2010) ซึ่งได้จำนวนประชากรที่มีความเสี่ยงอยู่ในช่วง 5.2- 5.7

ล้านคน จำนวนประชากรที่มีภาวะหยุดหายใจขณะหลับนี้จะมีทั้งผู้ที่ได้รับการตรวจวินิจฉัยและบำบัดรักษาแล้วกับผู้ที่ยังไม่เคยได้รับการตรวจวินิจฉัยซึ่งจากรายงานของ Frost & Sullivan (AASM, 2016) พบว่าภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นในประชากรอเมริกันวัยผู้ใหญ่มีสัดส่วนของผู้ที่ได้รับการตรวจวินิจฉัยและบำบัดรักษาแล้วกับผู้ที่ยังไม่เคยได้รับการตรวจวินิจฉัยอยู่ที่ 20:80 เมื่อลองคำนวณดูแล้ว จะได้จำนวนประชากรไทยกลุ่มที่มีภาวะหยุดหายใจขณะหลับที่ยังไม่ได้รับการตรวจวินิจฉัยอยู่ในช่วง 4.1-4.5 ล้านคน ซึ่งเพิ่มขึ้นประมาณ 1 % ต่อปี(รายละเอียดตามตารางที่ 8.7)

เมื่อลองใช้ตัวเลขในของ Frost & Sullivan (AASM, 2016) เทียบกับประเทศไทย ซึ่งมีประชากรในวัยผู้ใหญ่อยู่ที่ประมาณ 50 ล้านคน (ตัวเลขปี 2019 ตามตารางที่ 8.7) จะพบว่าผู้มีภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นอยู่ 5.7 ล้านคน (11.4%) ในจำนวนนี้จะเป็นผู้ที่มีภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นโดยไม่ได้รับการตรวจวินิจฉัยเป็นจำนวนประมาณ 4.56 ล้านคน (80%) คิดเป็นภาระทางเศรษฐกิจสูงถึง  $4,560,000 * 6,366 * 30 = 870,869$  ล้านบาท หรือประมาณ 8.7 แสนล้านบาท เมื่อเทียบ GDP ต่อหัวระหว่างไทยกับสหรัฐซึ่งต่างกันอยู่ประมาณ 10 เท่า ภาระทางเศรษฐกิจของประชากรไทยวัยผู้ใหญ่ที่มีภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นโดยไม่ได้รับการตรวจวินิจฉัยก็ยังสูงถึงประมาณ 8.7 หมื่นล้านบาท เมื่อเทียบกับภาระค่าใช้จ่ายในการดูแลรักษาผู้ที่ได้รับการวินิจฉัยว่าเป็นโรคหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นจะสามารถประหยัดค่าใช้จ่ายได้ถึง  $4,560,000 * 4,261 * 30 * 1/10 = 5.8$  หมื่นล้านบาท ซึ่งเมื่อเทียบกับงบประมาณปี 2563 ของกระทรวงสาธารณสุขที่ตั้งไว้ 138,735,342,800 บาท จะสูงประมาณ 42% ของงบประมาณกระทรวงสาธารณสุขเลยทีเดียว

จำนวนประชากรกลุ่มที่มีภาวะหยุดหายใจขณะหลับโดยไม่ได้รับการตรวจวินิจฉัยนี้ทำให้เกิดความเสียหายทางเศรษฐกิจปีละ 8.7 หมื่นล้านบาทตามที่ได้วิเคราะห์ไว้นั้น มีสาเหตุหลักคือการตรวจการนอนหลับแบบมาตรฐานที่โรงพยาบาลมีค่าใช้จ่ายสูงและไม่สะดวกที่จะไปนอนค้างคืน อีกทั้งผู้รับผิดชอบไม่ได้ตระหนักถึงความร้ายแรงของโรคนี้ จึงยังไม่มีมาตรการที่ชัดเจน หากประชากรกลุ่มที่มีภาวะหยุดหายใจขณะหลับโดยไม่ได้รับการตรวจวินิจฉัยนี้มีช่องทางที่จะหาอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาไปใช้ตรวจการนอนหลับด้วยตนเองที่บ้านได้สะดวก แล้วทำการรักษาและดูแลสุขภาพตนเองให้ดี อาจช่วยประหยัดค่าใช้จ่ายที่มองไม่เห็นซึ่งเป็นต้นทุนทางเศรษฐกิจได้ 5.8 หมื่นล้านบาท



### 8.3 การนำต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นไปใช้ประโยชน์ในเชิงพาณิชย์

จากการประเมินเทคโนโลยีในหัวข้อที่ 8.1 ต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา (BrRate Monitor) ที่พัฒนาขึ้น แม้จะมีจุดอ่อนที่ต้องปรับปรุงพัฒนาให้มีความสมบูรณ์มากขึ้น แต่สมรรถนะที่มีอยู่ในปัจจุบันเพียงพอที่จะนำไปใช้ในการคัดกรองผู้ป่วยที่อาจมีภาวะหยุดหายใจขณะหลับได้ และจากการประเมินตลาดในหัวข้อที่ 8.2 พบว่าตลาดของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับมีการขยายตัวอย่างมากทั้งในระดับโลกและระดับภูมิภาค ในตลาดของประเทศไทยเองก็มีตลาดของประชากรกลุ่มที่มีภาวะหยุดหายใจขณะหลับโดยไม่ได้รับการตรวจวินิจฉัยอยู่เป็นจำนวนมากซึ่งเป็นตลาดเฉพาะกลุ่ม (Niche Market) ที่ยังไม่ได้รับการตอบสนองความต้องการ (Unmet Needs)

#### 8.3.1 การปกป้องทรัพย์สินทางปัญญา

ผู้วิจัยได้ทำการจดสิทธิบัตรในลักษณะอนุสิทธิบัตรของกรมทรัพย์สินทางปัญญา โดยใช้ชื่อว่า อุปกรณ์ติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาด้วยท่อสั้นพ้อง เมื่อวันที่ 11 มกราคม 2562 เลขที่คำขอ 1903000058 โดยยื่นผ่านสถาบันทรัพย์สินทางปัญญาแห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ผู้วิจัยมีแผนที่จะทำการปรับปรุงพัฒนาต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจให้มีความสมบูรณ์มากขึ้นก่อนที่จะนำผลิตภัณฑ์ออกสู่ตลาด โดยจะได้ทำการยื่นขอรับสิทธิบัตรสิ่งประดิษฐ์พร้อมกับการขอจดทะเบียนสิทธิบัตรการประดิษฐ์ระหว่างประเทศ (PCT)

#### 8.3.2 รูปแบบทางธุรกิจ (Business Model)

ผู้วิจัยได้วางแผนรูปแบบทางธุรกิจที่จะใช้ในการนำเทคโนโลยีเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นไปใช้ประโยชน์ในเชิงพาณิชย์ดังนี้ คือ

##### 1) การให้ใช้สิทธิ์แบบ Non-exclusive

บริษัทที่สนใจสามารถที่จะมายื่นขอใช้สิทธิในสิทธิบัตรที่ทำขึ้นผ่านสถาบันทรัพย์สินทางปัญญาแห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย โดยข้อตกลงจะเป็นลักษณะ Non-exclusive โดยมีค่าเทคโนโลยีแรกเข้า (Upfront Fee) และ ค่าตอบแทนการใช้สิทธิ (Royalty fee) ที่เหมาะสมตามแต่ละตกลงกัน

##### 2) การตั้งบริษัทร่วมทุน (Joint Venture)

หาบริษัทที่มีประสบการณ์ความเชี่ยวชาญและมีช่องทางจำหน่ายสินค้าร่วมทุนเพื่อขยายธุรกิจออกสู่ต่างประเทศ

##### 3) การตั้งบริษัทของตนเองโดยการระดมทุน

เพื่อทำการพัฒนาตลาดภายในประเทศด้วยตนเอง

### 8.3.3 กลยุทธ์การตลาด

ผู้วิจัยได้กำหนดกลยุทธ์เพื่อให้สามารถขยายตลาดได้ทั้งในและต่างประเทศดังนี้

- 1) ยื่นขอการรับรองจากสำนักงานคณะกรรมการอาหารและยา (อย.) ผ่านช่องทางของ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
- 2) ผลักดันให้เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นสามารถนำไปตรวจ การนอนหลับที่บ้านได้ด้วยตนเองโดยไม่ต้องผ่านใบสั่งแพทย์ เช่นเดียวกับเครื่องวัด ความดันในเลือดและเครื่องตรวจน้ำตาลในเลือด
- 3) ร่วมมือกับแพทย์ในการติดตามดูแลอาการของคนไข้โดยใช้เครื่องติดตามอัตราการ หายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น
- 4) ขยายตลาดของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นไปสู่การเฝ้าระวัง คนไข้หลังผ่าตัดหรือคนไข้ที่ได้รับยาระงับปวด
- 5) พัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นให้มีความเหมาะสมที่จะใช้ เฝ้าระวังทารกแรกเกิด

ในบทที่ 9 ต่อไป จะได้สรุปผลการดำเนินงานที่ผ่านมา และ แนวทางการปรับปรุง ดัชนีแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา (BrRate Monitor) ที่พัฒนาขึ้นให้มีความสมบูรณ์ มากขึ้นพร้อมที่จะนำออกสู่ตลาด

## บทที่ 9

### สรุปและอภิปรายผล

ในบทนี้จะได้สรุปการดำเนินงานที่ผ่านมาและอภิปรายผลตามวัตถุประสงค์การวิจัยที่ได้ตั้งไว้ และกล่าวถึงข้อจำกัดของการวิจัย และงานวิจัยในอนาคต

#### 9.1 สรุปผลการดำเนินงานที่ผ่านมา

##### 9.1.1 การพัฒนาต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา

1) ระยะเวลาที่ 1 ผู้วิจัยได้มีการพัฒนาโมเดลการสร้างสรรค์ความคิดในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัย โดยการใช้ฐานความรู้ 76 คำตอบมาตรฐานของ TRIZ ในคลาสที่ 4 ว่าด้วยการตรวจจับและการวัดผนวกกับตัวดำเนินการ MAR มาเป็นแนวทางในการค้นหาไอเดียที่เป็นไปได้จากการเชื่อมโยงค่าพารามิเตอร์ในระบบทางสรีรวิทยาที่ต้องการวัดเข้ากับค่าพารามิเตอร์ของสสารและ/หรือสนามในระบบหรือสิ่งแวดล้อมทั้งทางฟิสิกส์ กลศาสตร์ หรือชีวเคมีที่เปลี่ยนแปลงไปตามค่าพารามิเตอร์ของระบบทางสรีรวิทยาที่ต้องการวัดนั้น ผู้วิจัยได้ทำการทดสอบความถูกต้องของโมเดล โดยใช้เคสที่ใช้งานจริงในปัจจุบัน คือ เครื่องวัดอัตราการหายใจแบบ Impedance Pneumography และแบบ End Tidal CO<sub>2</sub> Capnography ผลปรากฏว่าโมเดลสามารถสร้างสรรค์ความคิดด้วยเครื่องมือต่าง ๆ ใน โมเดลออกมาได้อย่างสอดคล้องกับเคสจริง เป็นการยืนยันความถูกต้องของโมเดล ผู้วิจัยจึงได้นำโมเดลนี้ไปสร้างสรรค์ความคิดในการพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยการวัดอัตราการหายใจจากเสียงหายใจที่เปลี่ยนไป ผลออกมาได้ไอเดียเบื้องต้นว่าจะต้องใช้ไมโครโฟนมาเปลี่ยนสัญญาณเสียงหายใจให้เป็นสัญญาณไฟฟ้า หลังจากนั้น ผู้วิจัยได้ใช้โมเดลนี้ทำการวนลูบสร้างสรรค์ความคิดอีกหลายรอบ ทำให้ได้ไอเดียเพิ่มเติมอย่างหลากหลาย เมื่อนำไอเดียต่าง ๆ มาผสมผสานกัน จึงเกิดเป็นแนวคิดการพัฒนาต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพ้อง โดยมีไมโครโฟนยึดติดอยู่ที่ปลายท่อ ต่อสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากไมโครโฟนเข้าสู่วงจรขยายสัญญาณ วงจรตรวจจับกรอบสัญญาณ และ วงจรเปรียบเทียบสัญญาณ ได้เป็นคลื่นสี่เหลี่ยมที่เข้าจังหวะกับการหายใจออกมาจากนั้นจึงเขียนโปรแกรมใส่ลงในไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อคำนวณหาอัตราการหายใจจากคาบเวลาของคลื่นสี่เหลี่ยม 2 ลูกต่อเนื่องกันพร้อมกับวิเคราะห์สภาพการหายใจว่าปกติหรือไม่

เมื่อไปทำการออกแบบและทดสอบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพ้องตามแนวคิดที่ได้จากโมเดลการสร้างสรรค์ความคิดในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัยนี้ พบว่ามีปัญหาความขัดแย้งในส่วนของแรงดันอ้างอิงของวงจรเปรียบเทียบ

สัญญาณที่ต้องการแรงดันอ้างอิงสูงในขณะที่หายใจเข้า และต้องการแรงดันอ้างอิงต่ำในขณะที่หายใจออก ซึ่งลักษณะความขัดแย้งนี้ตรงกันกับความขัดแย้งเชิงกายภาพของ TRIZ จึงได้ดำเนินการแก้ปัญหาเอาชนะความขัดแย้งโดยใช้หลักการของการแบ่งแยก ได้ทำการแบ่งแยกเชิงเวลาให้แรงดันอ้างอิงมีค่าสูงในขณะที่หายใจเข้า และมีค่าต่ำในขณะที่หายใจออกโดยใช้พีเจอร์ CCP Module ของไมโครคอนโทรลเลอร์ (PIC16F628A) และแก้ไขโปรแกรมให้สามารถตรวจจับช่วงหายใจเข้าและช่วงหายใจออก แล้วกำหนดค่าแรงดันอ้างอิงในแต่ละช่วงของการหายใจให้มีค่าเหมาะสมโดยการป้อนค่าเรจิสเตอร์ที่สัมพันธ์กับค่าแรงดันอ้างอิงที่ต้องการให้กับ Vref Module ซึ่งเป็นอีกพีเจอร์หนึ่งของไมโครคอนโทรลเลอร์ (PIC16F628A) จากนั้น ได้กำหนดแรงดันอ้างอิงในขณะที่หายใจเข้าให้มีค่าสูงเท่ากับ 0.83 V และมีค่าต่ำในขณะที่หายใจออกเท่ากับ 0.21 V ทำให้สามารถหลบหลีกสัญญาณรบกวนในช่วงหายใจเข้าและหายใจออกได้โดยไม่ต้องมีวงจรกรองสัญญาณที่ซับซ้อน เมื่อนำไปทดสอบเปรียบเทียบกับเครื่องวัดอัตราการหายใจแบบ  $\text{ETCO}_2$  ซึ่งใช้เป็น Gold Standard พบว่าเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสำน้ำสามารถทำงานได้ถูกต้องเทียบเท่าเครื่องมือมาตรฐานที่ใช้ตามโรงพยาบาลโดยวัดอัตราการหายใจในขณะที่หายใจปกติ หายใจเข้า หายใจเร็ว และหายใจเร็วมาก (Hyperventilation) ได้ค่าออกมาเท่ากับค่าที่วัดได้จากเครื่องวัดอัตราการหายใจแบบ  $\text{ETCO}_2$  ทุกการทดลอง และจากการทดลองพบว่าเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสำน้ำที่พัฒนาขึ้นมีการตอบสนองต่อการเปลี่ยนแปลงเร็วกว่าเครื่องวัดอัตราการหายใจแบบ  $\text{ETCO}_2$

จากการสร้างสรรค์ความคิดในการพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสำน้ำดังกล่าวข้างต้น เป็นการยืนยันว่าโมเดลการสร้างสรรค์ความคิดที่ได้พัฒนาขึ้นนี้สามารถใช้งานได้จริง และมีประโยชน์ไม่เฉพาะการพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจเท่านั้น ยังสามารถนำไปใช้สร้างสรรค์ความคิดในการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัยของระบบอื่น ๆ ในร่างกายได้อีกด้วย ซึ่งจากการศึกษาค้นคว้าบทความและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง ไม่ปรากฏว่าเคยมีการสร้างสรรค์ความคิดในการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัยอย่างเป็นระบบเช่นนี้มาก่อน ผู้วิจัยได้นำแนวคิดของโมเดลการสร้างสรรค์ความคิดในการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัยนี้ไปนำเสนอในที่ประชุมนานาชาติ The 10<sup>th</sup> International Conference on Systematic Innovation (ICSI) & Global Competition on Systematic Innovation (GCSI) Date: July 08-11, 2019, Liverpool, UK ได้รับรางวัล Excellent Presentation Award ในส่วนของ International Conference และได้รางวัล Gold Medal Award ในส่วนของ Global Competition (คู่ได้ที่ภาคผนวก ฅ) สามารถดูรายละเอียดและอ่านรายงานสืบเนื่องการประชุมวิชาการ (Proceedings) ได้ที่ <http://www.i-sim.org/icsi2019/>

และจากการแก้ปัญหาความขัดแย้งของระดับแรงดันอ้างอิงในวงจรเปรียบเทียบสัญญาณ ทำให้สามารถลดต้นทุนของเสียงรบกวนและความคลาดเคลื่อนออกไปได้ ทำให้เครื่องทำงานได้อย่างถูกต้องโดยไม่ต้องใช้วงจรกรองสัญญาณ ซึ่งจากการศึกษาค้นคว้าบทความและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง ไม่ปรากฏว่าเคยมีการใช้วิธีการเช่นนี้มาก่อน จึงถือได้ว่าเป็นวิธีการที่มีความใหม่ในการแก้ปัญหาเสียงรบกวนที่ต้นเหตุ ทำให้ความคลาดเคลื่อนในการวัดลดลงไปได้เป็นอย่างมาก อย่างไรก็ตามในกรณีที่เสียงรบกวนนั้นมีขนาดใหญ่มาก เช่น เสียงกรนที่เกิดจากการสั่นของเพดานอ่อนบริเวณหลอดลมที่เกิดขึ้นในช่วงหายใจเข้า เสียงกรนนี้สามารถเล็ดลอดเข้ามาในท่อสำน้ำออกไปจ่ออยู่ที่รูจมูก ทำให้กรอบสัญญาณเสียงหายใจในช่วงหายใจเข้ามีค่าสูงกว่าระดับแรงดันอ้างอิงในวงจรเปรียบเทียบสัญญาณ เกิดเป็นคลื่นสี่เหลี่ยมที่ผิดจังหวะออกมา ทำให้การคำนวณอัตราการหายใจคลาดเคลื่อนไป ในการแก้ปัญหา อาจต้องใช้วงจรกรองสัญญาณเสียงกรนนี้ออกไป หรือหาทางป้องกันไม่ให้เสียงกรนนี้เล็ดลอดเข้ามาในท่อสำน้ำ เช่น การใช้ลิ้นเปิดปิดทางเดียวที่ทางเข้าของท่อสำน้ำ ซึ่งจะอยู่ในหัวข้องานวิจัยในอนาคต

2) ระยะที่ 2 เป็นการพัฒนาต่อยอดเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาให้สามารถแสดงผลบนโทรศัพท์มือถือ และสามารถแชร์ข้อมูลให้กับผู้ที่เกี่ยวข้องที่อยู่ห่างไกล เช่น ญาติพี่น้องหรือหมอได้ โดยใช้บอร์ด ESP32 ส่งข้อมูลกรอบสัญญาณเสียงหายใจและอัตราการหายใจขึ้นสู่ Real Time Database บนคลาวด์ผ่านระบบวายฟาย จากนั้นจึงดึงข้อมูลจากคลาวด์มายังโทรศัพท์มือถือแบบเรียลไทม์ผ่านระบบอินเทอร์เน็ต การดึงข้อมูลมาแสดงผลที่โทรศัพท์มือถือนั้นได้ใช้วิธีพัฒนาแอปพลิเคชันบนมือถือขึ้นมา ให้สามารถแสดงผลได้ทั้งรูปคลื่นกรอบสัญญาณเสียงหายใจ และอัตราการหายใจ ทั้งยังได้พัฒนาฟังก์ชันต่าง ๆ ให้สามารถวิเคราะห์สภาพการหายใจในช่วงเวลาหนึ่ง ๆ สามารถทำการแจ้งเตือนเมื่อเกิดเหตุการณ์หายใจผิดปกติ เช่น หายใจช้าหรือเร็วเกินไป หรือหยุดหายใจเท่ากับหรือมากกว่า 10 วินาที ข้อมูลเหล่านี้จะถูกบันทึกไว้สามารถดูย้อนหลังได้ นอกจากนี้ยังมีฟังก์ชันฝึกฝนการหายใจ เพื่อการเรียนรู้วิธีการหายใจที่ถูกต้องอย่างมีประสิทธิภาพ และช่วยทำให้เกิดสมาธิได้โดยง่าย

เมื่อนำเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา ระยะที่ 2 นี้ไปทดสอบการใช้งานกับอาสาสมัครที่หายใจช้า หายใจเร็ว และหยุดหายใจสลับกันไป พบว่าเครื่องสามารถแสดงผลบนมือถือได้อย่างถูกต้องตามฟังก์ชันที่โปรแกรมไว้ นอกจากนี้ยังได้นำไฟล์เสียงหายใจของผู้ป่วยโรคหยุดหายใจขณะหลับชนิดอุดกั้นมาทำการทดสอบกับเครื่องด้วย ผลปรากฏว่าเครื่องสามารถตรวจจับการหยุดหายใจได้อย่างถูกต้อง แต่มีปัญหาการวัดอัตราการหายใจคลาดเคลื่อน เนื่องจากเสียงกรนที่ดังผิดปกติในช่วงหายใจเข้า ซึ่งปัญหานี้และแนวทางแก้ไขได้กล่าวไว้แล้วในหัวข้อก่อน อย่างไรก็ตาม

ตาม ในช่วงที่เกิดภาวะหยุดหายใจ จะไม่มีเสียงรบกวนใด ๆ เครื่องสามารถตรวจจับภาวะการหยุดหายใจได้อย่างถูกต้อง

นอกจากนี้ จากการทดสอบแอปพลิเคชันบนมือถือพบว่ามีความล่าช้ากว่าความเป็นจริง ประมาณ 2-3 วินาที เนื่องจากการเสียเวลาในการอัปเดตและดาวน์โหลดข้อมูล และกราฟที่แสดง กรอบสัญญาณเสียงหายใจเคลื่อนที่ไม่ต่อเนื่องและไม่สามารถปรับระยะเวลาของแกนเวลาได้ ระยะเวลาของแกนเวลาที่กำหนดตายตัวอยู่ที่ 11 วินาที ทำให้เห็นกราฟไม่ชัดเจนในช่วงที่หายใจช้า หรือหยุดหายใจ และตัวเลขอัตราการหายใจบางครั้งไม่สัมพันธ์กับกรอบสัญญาณเสียงหายใจที่ปรากฏ เนื่องจากข้อจำกัดในการส่งข้อมูลมาเป็นชุดพร้อมกับกรอบสัญญาณเสียงหายใจ ทำให้ส่งข้อมูลอัตราการหายใจได้เพียง 1 ครั้งใน 11 วินาที ค่าอัตราการหายใจจึงเป็นค่าสุดท้ายในช่วงเวลานั้น แม้ว่าช่วงเวลานั้นอัตราการหายใจอาจจะเปลี่ยนแปลงไปหลายค่าก็ตาม จำเป็นจะต้องแก้ไข อัลกอริทึมให้สามารถแสดงค่าอัตราการหายใจได้อย่างเรียลไทม์ตามการเปลี่ยนแปลงของกรอบสัญญาณเสียงหายใจในช่วงเวลานั้น ซึ่งจะเป็นงานต่อเนื่องที่ต้องทำต่อไปในอนาคต

#### 9.1.2 การสัมภาษณ์กลุ่มลูกค้าเป้าหมายและการทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น

##### 1) การสัมภาษณ์กลุ่มลูกค้าเป้าหมาย

ในช่วงแรกของการทำวิจัย พบว่ายังมีช่องว่างตลาดของอุปกรณ์ดูแลสุขภาพสำหรับผู้ใส่ใจสุขภาพ เนื่องจากอุปกรณ์ดูแลสุขภาพ เช่น Smart watch หรือ Wristband มีฟังก์ชันดูแลสุขภาพที่หลากหลายมากขึ้น สามารถวัดสัญญาณชีพต่าง ๆ ได้ เช่น อัตราการเต้นของหัวใจ อุณหภูมิของร่างกาย ความดันโลหิตหรือความอึดตัวของออกซิเจนในเลือด เป็นต้น แต่ยังขาดอุปกรณ์สวมใส่หรือพกพาที่สามารถวัดอัตราการหายใจได้ ผู้วิจัยจึงมุ่งพัฒนาด้านเทคโนโลยีเป็นหลักโดยพยายามมองหาเทคโนโลยีที่ง่าย สะดวก สามารถทำขึ้นเองได้ โดยใช้ชิ้นส่วนที่มีในท้องตลาด เมื่อได้เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพองแล้ว จึงพยายามหาทางที่จะนำออกสู่ตลาด โดยกลุ่มลูกค้าเป้าหมายมุ่งไปที่กลุ่มออกกำลังกาย กลุ่มฝึกสมาธิ และกลุ่มที่มีปัญหาความเครียด ซึ่งในทฤษฎีการพัฒนานวัตกรรมของ Rothwell (1994) เรียกลักษณะนี้ว่าเป็น Technology Push

แต่หลังจากที่ได้นำเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพองไปสาธิต และทำการสัมภาษณ์กลุ่มลูกค้าเป้าหมาย 5 กลุ่ม พบว่า กลุ่มออกกำลังกาย กลุ่มฝึกสมาธิ และกลุ่มที่มีปัญหาความเครียด มองไม่เห็นประโยชน์ของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาในกิจกรรมที่ตนเองทำหรือในปัญหาของตนเองมากนัก แต่กลุ่มหมอและกลุ่มผู้ป่วยหรือกลุ่มผู้มีโอกาสที่จะเกิดปัญหาเกี่ยวกับการหายใจให้การตอบรับที่ดีมาก โดยมองว่าน่าจะนำเครื่องติดตามอัตราการหายใจ

แบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพอง ไปใช้ประโยชน์ในการคัดกรองกลุ่มผู้มีโอกาสเป็นโรคหูดหยาใจ ขณะหลับด้วยตนเองที่บ้านก่อนที่จะไปรับการตรวจการนอนหลับที่โรงพยาบาลซึ่งต้องนอนค้างคืน ทำให้ไม่สะดวกและเสียค่าใช้จ่ายสูง

นอกจากนี้ ยังได้ข้อแนะนำดี ๆ จากการสัมภาษณ์กลุ่มลูกค้าเป้าหมาย สามารถที่จะนำมาปรับปรุงเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพองให้สอดคล้องกับความต้องการของลูกค้าได้ ซึ่งมีลักษณะเป็น “Demand Pull” ตามทฤษฎีการพัฒนานวัตกรรมของ Rothwell (1994)

อย่างไรก็ตาม เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นนั้นยังเป็นเพียงเครื่องต้นแบบที่สามารถทำงานได้จริง เรียกว่าเป็น Works-like Prototype ซึ่งจะต้องนำไปสาธิตและขอความเห็นจากกลุ่มลูกค้าเป้าหมายเพื่อนำมาปรับปรุงอยู่แล้ว ดังนั้นในการพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาจึงมีลักษณะเป็นทั้ง Technology Push และ Demand Pull ที่สอดคล้องประสานกันซึ่ง Rothwell (1994) เรียกลักษณะเช่นนี้ว่า Coupling Model.

## 2) การทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น

จากการสัมภาษณ์กลุ่มลูกค้าเป้าหมาย 5 กลุ่ม ทำให้ทราบว่า กลุ่มที่มีแนวโน้มเป็นลูกค้าหลัก (Potential customer) จะเป็นกลุ่มผู้ป่วยหรือผู้ที่มีโอกาสเป็นโรคหูดหยาใจขณะหลับ จากการศึกษาข้อมูลความชุกของโรคนี้พบว่า ในประชากรวัยผู้ใหญ่มีอยู่ประมาณ 12% ที่มีโอกาสเป็นโรคนี้ และในจำนวนนี้มีอยู่ประมาณ 20% ที่ได้รับการตรวจวินิจฉัยแล้ว แต่ยังมีอีก 80% ที่ยังไม่ได้รับการตรวจวินิจฉัย เนื่องจากห้องแล็บการตรวจการนอนหลับในสถานพยาบาลรับผู้ป่วยได้จำนวนจำกัด อีกทั้งมีค่าใช้จ่ายสูง และไม่สะดวกสำหรับผู้ป่วยที่จะต้องมานอนค้างคืนเพื่อรับการตรวจการนอนหลับ

ดังนั้นในการทดสอบการยอมรับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น จึงมุ่งไปที่กลุ่มประชากรวัยผู้ใหญ่ในประเทศไทยโดยมีอายุ 20 ปีขึ้นไป ซึ่งมีอยู่ประมาณ 55 ล้านคน โดยใช้เครื่องมือการทดสอบที่เรียกว่า Technology Acceptance Model (Davis et al., 1989) ทำการสำรวจการรับรู้ประโยชน์ การรับรู้ความง่ายในการใช้งาน และความตั้งใจที่จะซื้อ การทดสอบทำใน 2 ลักษณะ คือ การทดสอบโดยตรง (10 คน) กับ การทดสอบผ่านระบบออนไลน์ (189 คน) ตามแบบสอบถามในภาคผนวก ข พบว่าผลออกมาใกล้เคียงกันคือ การรับรู้ประโยชน์โดยรวมเท่ากับ 4.7 คะแนน และ 4.38 คะแนนตามลำดับซึ่งอยู่ในระดับเห็นด้วยมากที่สุด การรับรู้ความง่ายในการใช้งานโดยรวมเท่ากับ 4.8 คะแนน และ 4.20 คะแนนตามลำดับซึ่งอยู่ในระดับเห็นด้วยมากที่สุด และความตั้งใจที่จะซื้อในอนาคตอันใกล้เท่ากับ 4.0 คะแนน และ 3.49 คะแนนตามลำดับซึ่งอยู่ใน

ระดับเห็นด้วย และเห็นว่าจะมีประโยชน์ในการนำไปใช้คัดกรองผู้ป่วยโรคหุดหายใจขณะหลับ ด้วยตนเองที่บ้านอยู่ที่ 100 % และ 91.01 % ตามลำดับซึ่งอยู่ในระดับเห็นด้วยมาก จะเห็นว่าเมื่อกลุ่มตัวอย่างมีจำนวนเพิ่มมากขึ้น ระดับคะแนนที่ได้ของการทดสอบผ่านระบบออนไลน์ (189 คน) จะมีค่าน้อยกว่าการทดสอบโดยตรง 10 คนเล็กน้อย แต่อยู่ในระดับความเห็นด้วยระดับเดียวกัน

มีผู้ตั้งข้อสังเกตว่าการทดสอบการยอมรับเทคโนโลยีผ่านระบบออนไลน์นั้นสามารถกระทำได้หรือไม่ โดยให้ความเห็นว่าถ้าผู้ตอบแบบสอบถามไม่ได้เห็นตัวสินค้าและไม่ได้ลองใช้งาน จะทราบได้อย่างไรว่ามีประโยชน์หรือมีความง่ายในการใช้งาน จากการทบทวนวรรณกรรม ผู้วิจัยพบว่าสามารถกระทำได้โดยจะต้องมีสื่ออื่น ๆ เช่น เอกสาร ภาพ วิดีทัศน์ที่จะช่วยทำให้ผู้ตอบแบบสอบถามเกิดความเข้าใจและคุ้นเคย ดังเช่นการวิจัยของ Mobark and Anna (2018).

ผู้วิจัยจึงได้ผลิตสื่อวีดิทัศน์แนะนำการใช้งานเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา ความยาว 3 นาที ให้ผู้ตอบแบบสอบถามได้ชม และได้ให้ผู้ตอบแบบสอบถามดาวน์โหลดแอปพลิเคชันบนมือถือมาติดตั้งบนมือถือของตนเองเพื่อทดลองใช้งานให้เกิดความเข้าใจและความคุ้นเคยในการใช้งานแอปพลิเคชันก่อนที่จะตอบแบบสอบถาม และยังเปิดโอกาสให้ผู้ตอบแบบสอบถามได้โทรศัพท์มาสอบถามพูดคุยในรายละเอียดอีกด้วย

ผู้วิจัยได้เชิญผู้สนใจมารับชมการสาธิตและทดสอบการใช้งานโดยตรง 10 คน แล้วให้ตอบแบบสอบถามชุดเดียวกัน ผลออกมาใกล้เคียงกับที่ได้จากแบบสอบถามออนไลน์ดังที่แสดงไว้ข้างต้น แสดงให้เห็นว่าการใช้สื่ออื่น ๆ เช่น เอกสาร ภาพ วิดีทัศน์นั้น ช่วยทำให้ผู้ตอบแบบสอบถามเกิดความเข้าใจและความคุ้นเคยได้ไม่ต่างกับการรับชมการสาธิตและทดสอบการใช้งานโดยตรงมากนัก

3) การศึกษาความเป็นไปได้ในการนำต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาไปใช้ประโยชน์ในเชิงพาณิชย์ ผู้วิจัยได้ทำการศึกษาประเมินทั้งด้านเทคโนโลยีและด้านตลาด สรุปได้ดังนี้ คือ

3.1) ด้านเทคโนโลยี ผู้วิจัยได้ศึกษาค้นคว้าเกี่ยวกับเทคโนโลยีที่ใช้ในการตรวจการนอนหลับพบว่าแบ่งได้เป็น 4 ประเภทตามจำนวนช่องสัญญาณและความจำเป็นในการที่จะต้องมีผู้เชี่ยวชาญในการเฝ้าติดตามดูแลระหว่างการตรวจการนอนหลับ ต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นจัดอยู่ในเครื่องตรวจการนอนหลับ ประเภทที่ 4 คือ มีจำนวนช่องสัญญาณไม่เกิน 2 ช่องสัญญาณ ซึ่งส่วนใหญ่จะใช้เทคโนโลยีของ Thermal Sensor, Nasal Pressure Transducer, Pulse Oximeter และ End Tidal CO<sub>2</sub> Sensor แต่ละเทคโนโลยีต่างมีข้อดีและ



ข้อเสียแตกต่างกันซึ่งผู้วิจัยได้นำมาเปรียบเทียบกับต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่ได้พัฒนาขึ้น (BrRate Monitor) ดังตารางที่ 8.1 เทคโนโลยีของ Thermal Sensor, Nasal Pressure Transducer หรือ Pulse Oximeter ส่วนใหญ่จะใช้ร่วมกับอุปกรณ์อื่น ๆ ในการตรวจการนอนหลับ ส่วน End Tidal CO<sub>2</sub> Sensor จะใช้ตามโรงพยาบาลในห้องไอซียูและห้องผู้ป่วยหลังผ่าตัด (Gordh, 1995) เพื่อติดตามอัตราการหายใจ ไม่ปรากฏว่ามีผลิตภัณฑ์ที่ใช้ End Tidal CO<sub>2</sub> Sensor ในการคัดกรองผู้ป่วยโรคหยุดหายใจขณะหลับด้วยตนเองที่บ้าน

แม้ว่าอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาประเภทที่ 4 ชนิด 1-2 ช่องสัญญาณจะมีการพัฒนาเพิ่มเติมช่องสัญญาณยกระดับตนเองเป็นอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาประเภทที่ 3 จนแทบจะหาอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาประเภทที่ 4 ชนิด 1-2 ช่องสัญญาณในท้องตลาดไม่ได้เลยก็ตาม แต่หลังจากการค้นหาลักษณะครอบคลุม พบว่ามีอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาประเภทที่ 4 ชนิด 1-2 ช่องสัญญาณผลิออกมาจำหน่ายเช่นกัน เช่น SleepStrip, SmartStrip และ BresDX เป็นต้น ที่น่าสนใจคือ BresDX ซึ่งใช้หลักการวัดเสียงหายใจที่เปลี่ยนแปลงของลมหายใจเข้าออกด้วยไมโครโฟนเช่นเดียวกับต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา (BrRate Monitor) ที่พัฒนาขึ้น แต่มีความแตกต่างในแง่ของการออกแบบและการใช้งาน เครื่องคัดกรองผู้สงสัยเป็นโรคหยุดหายใจขณะหลับนี้ชื่อ BresDX ของบริษัท Bresotec (Bresotec.com). BresDX เป็นเครื่องตรวจวินิจฉัยและคัดกรองผู้สงสัยเป็นโรคหยุดหายใจขณะหลับประเภท 4 ชนิด 2 ช่องสัญญาณโดยใช้ไมโครโฟนวัดเสียงหายใจที่ออกจากจมูกโดยตรง และใช้ตัวตรวจจับความเร่งวัดการเคลื่อนไหวของร่างกาย ผู้วิจัยได้ทำการประเมินเปรียบเทียบต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา (BrRate Monitor) ที่พัฒนาขึ้นกับ BresDX ผลการเปรียบเทียบจุดอ่อนจุดแข็งปรากฏดังตารางที่ 8.3 โดยสรุป คือ ต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา (BrRate Monitor) ที่พัฒนาขึ้นแม้จะยังอยู่ในขั้นต้นแบบ มีจุดอ่อนที่ต้องปรับปรุงพัฒนาให้มีความสมบูรณ์อีกมาก เช่น การตรวจวัดเวลานอนหลับจริงและการคำนวณค่า AHI แต่ก็มียจุดแข็งที่เหนือกว่า BresDX เช่น สามารถดูและแชร์ข้อมูลได้แบบเรียลไทม์ อย่างไรก็ตาม สมรรถนะที่มีอยู่ในปัจจุบันของต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา (BrRate Monitor) นั้นเพียงพอที่จะนำไปใช้ในการคัดกรองผู้ป่วยที่อาจมีภาวะหยุดหายใจขณะหลับได้ และหากได้รับการปรับปรุงเพิ่มเติม จะมีความสมบูรณ์มากขึ้นเพียงพอที่จะนำออกสู่ตลาดได้

3.2) ด้านตลาด ได้ศึกษาประเมินตลาดของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับประเภทที่ 4 และขนาดตลาดของผู้ที่มีแนวโน้มจะใช้อุปกรณ์ตรวจการนอนหลับประเภทที่ 4 ได้ผลดังนี้ คือ

3.2.1) ตลาดของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับประเภทที่ 4 ผู้วิจัยได้นำข้อมูลจากรายงานเรื่อง “Home Sleep Apnea Testing Devices Market” ของบริษัท Global Market Insights ในปี 2014-2015 มาทำนายโดยแยกวิเคราะห์เป็นตลาดของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแยกตามประเภทอุปกรณ์ดังตารางที่ 8.4 และตลาดของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแยกตามเขตพื้นที่ดังตารางที่ 8.5

จากตารางที่ 8.4 พบว่า เมื่อลองประมาณการมูลค่าตลาดของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับในปี 2020 โดยใช้อัตราการเพิ่มต่อปีของส่วนแบ่งตลาดของอุปกรณ์แต่ละประเภทมาคำนวณแล้วรวมยอดออกมา จะพบว่ามูลค่าตลาดโดยรวมของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับในปี 2020 จะมีมูลค่าสูงถึง 668.9 ล้านดอลลาร์สหรัฐ หรือ ประมาณ 20,067 ล้านบาท โดยอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับประเภทที่ 4 มีส่วนแบ่งการตลาดสูงสุดอยู่ที่ 132.4 ล้านดอลลาร์สหรัฐ หรือ ประมาณ 3,972 ล้านบาท เทียบเป็น 19.8 % ของมูลค่าตลาดโดยรวมของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับในปี 2020

และจากตารางที่ 8.5 พบว่า เมื่อลองประมาณการมูลค่าตลาดของเขตพื้นที่ต่าง ๆ ในปี 2020 โดยใช้อัตราการเพิ่มต่อปีของมูลค่าตลาดของแต่ละเขตพื้นที่มาคำนวณแล้วรวมยอดออกมา จะพบว่ามูลค่าตลาดโดยรวมของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับในปี 2020 จะมีมูลค่าสูงถึง 670.7 ล้านดอลลาร์สหรัฐ หรือ ประมาณ 20,121 ล้านบาท ซึ่งใกล้เคียงกับตัวเลขในตารางที่ 8.4 จะสังเกตเห็นว่า เขตเอเชียอาคเนย์มาเป็นอันดับ 3 โดยมีมูลค่าตลาดอยู่ที่ 135.5 ล้านดอลลาร์สหรัฐ หรือ ประมาณ 4,065 ล้านบาท เทียบเป็น 20.2 % ของมูลค่าตลาดโดยรวมของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับในปี 2020

3.2.2) ขนาดตลาดของผู้ที่มีแนวโน้มจะใช้อุปกรณ์ตรวจการนอนหลับประเภทที่ 4 ในประเทศไทย ตลาดของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาในประเทศไทยจะอยู่ในกลุ่มที่ได้รับการวินิจฉัยแล้วว่ามีความหุดหายใจขณะหลับหรือผู้ที่สงสัยว่าจะมีความหุดหายใจขณะหลับ โดยแพทย์ที่ทำการวินิจฉัยจะเป็นผู้ส่งอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาให้คนไข้ นำไปใช้ตรวจการนอนหลับที่บ้าน จากนั้นคนไข้จึงนำผลการทดสอบกลับมาให้แพทย์ทำการแปลผลเพื่อรักษาและติดตามอาการต่อไป ในตลาดทั่วไปไม่พบว่ามีกรขาย แต่มีคลินิกที่ให้บริการอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพานอกสถานที่ดังตัวอย่างในตารางที่ 8.6 ผู้วิจัยได้ประมาณการตลาดของอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาในประเทศไทยโดยมุ่งเป้าไปที่กลุ่มคนที่มีโอกาสเป็นโรคหุดหายใจขณะหลับแต่ยังไม่ได้รับการตรวจวินิจฉัยดังตารางที่ 8.7 พบว่า จำนวนประชากรกลุ่มที่มีโอกาสเป็นโรคหุดหายใจขณะหลับแต่ยังไม่ได้รับการตรวจวินิจฉัยอยู่ในช่วง 4.1-4.5 ล้านคนต่อปีซึ่งคนกลุ่มนี้จะเป็นผู้ที่มีแนวโน้มจะใช้อุปกรณ์ตรวจการนอนหลับประเภทที่ 4 โดยการนำไปทดสอบด้วยตนเองที่บ้านเป็นการคัดกรองก่อนที่จะไปรับการตรวจการนอนหลับที่

โรงพยาบาล วิธีนี้จะเสียค่าใช้จ่ายน้อยกว่าและสะดวกกว่าการไปรับการตรวจการนอนหลับตามสถานพยาบาล สมมุติว่าสามารถทำตลาดได้ลูกค้า 10 % ต่อปีของประชากรกลุ่มที่มีภาวะหยุดหายใจขณะหลับที่ยังไม่ได้รับการตรวจวินิจฉัย จะเป็นตัวเลขสูงถึง 4.1-4.5 แสนเครื่อง หากตั้งราคาถูกกว่าของที่นำเข้ามาจากต่างประเทศ เช่น BresoDX ประมาณครึ่งหนึ่ง คือ ตั้งราคาขายอยู่ที่ประมาณ 2,500 บาทต่อเครื่อง จะเป็นยอดขายสูงถึง 1,025-1,125 ล้านบาท โดยมีต้นทุนอยู่ที่ประมาณ 50 % ดังนั้นจะมีกำไรอยู่ที่ประมาณ 500 ล้านบาทต่อปี

## 9.2 ความเป็นนวัตกรรม

ต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพ้องที่พัฒนาขึ้นมีความใหม่และเป็นนวัตกรรมที่ไม่เคยมีมาก่อน โดยการใช้หลักการของ TRIZ แก้ปัญหาสัญญาณรบกวนและความคลาดเคลื่อนเนื่องจากการเคลื่อนไหวของร่างกายที่เป็นปัญหาในเครื่องวัดแบบอื่นเช่น Impedance Pneumography มีการตอบสนองต่อความเปลี่ยนแปลงได้เร็วกว่า และมีความแม่นยำสามารถวัดได้ถูกต้องเทียบเท่า CapnoMeter ซึ่งเป็นอุปกรณ์มาตรฐานที่ใช้ตามโรงพยาบาล แต่เครื่องที่พัฒนาขึ้นมีราคาถูกลงเนื่องจากใช้ชิ้นส่วนน้อย และสามารถใช้ชิ้นส่วนที่มีขายตามท้องตลาด

ความเป็นนวัตกรรมในงานวิจัยนี้สามารถแบ่งได้เป็น 2 ส่วนคือ นวัตกรรมของโมเดลการสร้างสรรคความคิดในกระบวนการการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัยและนวัตกรรมของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นดังรายละเอียดดังนี้

### 9.2.1 โมเดลการสร้างสรรคความคิดในกระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์เพื่อการตรวจวินิจฉัย (MDIG)

ผู้วิจัยได้นำแนวคิดของคำตอบมาตรฐานคลาสที่ 4 และตัวดำเนินการ MAR มาเชื่อมโยงเข้ากับระบบสรีรวิทยาของร่างกาย พัฒนาขึ้นเป็นโมเดล MDIG ตามรูปที่ 4.5 โดยทำวิเคราะห์ระบบสรีรวิทยาที่ต้องการตรวจวินิจฉัยเพื่อหาค่าพารามิเตอร์ที่ต้องการวัดนำไปเชื่อมโยงกับคำตอบมาตรฐานคลาสที่ 4 และตัวดำเนินการ MAR ดังตัวอย่างขั้นตอนการใช้งานของโมเดล MDIG ในตารางที่ 4.3 ความใหม่ของโมเดล MDIG สามารถอธิบายได้ด้วยตาราง 9.1 ซึ่งกล่าวถึงแนวคิด/กระบวนการที่มีมาแต่เดิม แนวทางการปรับปรุงข้อเสียจากผลการทบทวนวรรณกรรม ก่อนจะมาเป็นแนวคิด/กระบวนการใหม่ที่เรียกว่า โมเดล MDIG ดังรายละเอียดในตารางที่ 9.1 ข้างล่างนี้ จากการศึกษาและทดสอบการใช้งานโมเดล MDIG ในบทที่ 4 พบว่า สามารถสร้างสรรคความคิดในการพัฒนาเครื่องวัดอัตราการหายใจและเครื่องมือแพทย์เพื่อการวินิจฉัยอื่นๆ ได้อย่างเป็นระบบและ และได้แนวคิดที่มีความเป็นไปได้สูงในการนำไปพัฒนาเป็นเครื่องมือแพทย์เพื่อการวินิจฉัยต่อไป

จึงอาจกล่าวได้ว่า โมเดล MDIG นี้มีความเป็นนวัตกรรมสูงและมีความใหม่โดยยังไม่เคยปรากฏที่  
ไหนมาก่อน

#### ตารางที่ 9.1 ความใหม่ของโมเดล MDIG

แนวคิด/กระบวนการที่มีมาแต่เดิม	แนวทางการปรับปรุงข้อเสีย (จากผลการทบทวนวรรณกรรม)	แนวคิด/กระบวนการ ใหม่ (MDIG)
กระบวนการพัฒนาเครื่องมือแพทย์ที่ผ่านมามีขั้นตอนการสร้างสรรค์ความคิดหรือ Ideation ตามรูปที่ 4.1 แต่ไม่ปรากฏว่ามีรูปแบบการสร้างสรรค์ความคิดที่ชัดเจน	จำเป็นที่จะต้องมีการช่วยในการสร้างสรรค์ความคิดเพื่อนำความรู้ที่ได้จากการค้นพบทางการแพทย์ (Discovery) ไปพัฒนาเครื่องมือแพทย์ ตามรูปที่ 4.1	ผู้วิจัยได้นำแนวคิดของคำตอบมาตรฐานคลาสที่ 4 และตัวดำเนินการ MAR มาเชื่อมโยงเข้ากับระบบสรีรวิทยาของร่างกายพัฒนาขึ้นเป็นโมเดล MDIG ตามรูปที่ 4.5 โดยทำวิเคราะห์ระบบสรีรวิทยาที่ต้องการตรวจวินิจฉัยเพื่อหาค่าพารามิเตอร์ที่ต้องการวัดนำไป
TRIZ เป็นเครื่องมือช่วยในการสร้างสรรค์ความคิดเพื่อการแก้ปัญหาด้านวิศวกรรม เครื่องมือที่เรียกว่า 76 คำตอบมาตรฐานได้มาจากการค้นคว้าสถิติบัตรกว่า 2 ล้านฉบับสามารถใช้เป็นแนวทางในการแก้ปัญหาได้หลากหลายลักษณะดังรูปที่ 4.3	76 คำตอบมาตรฐาน มีเงื่อนไขการใช้งานในแต่ละข้อยากที่จะเข้าใจได้ง่าย ผู้วิจัยได้สรุปแนวทางการแก้ปัญหามาจาก 76 คำตอบมาตรฐานให้อยู่ในรูปแบบที่ใช้งานง่าย เรียกว่า ตัวดำเนินการ MAR ตามตารางที่ 4.1	เชื่อมโยงกับคำตอบมาตรฐานคลาสที่ 4 และตัวดำเนินการ MAR ดังรายละเอียดในตารางที่ 4.3
คำตอบมาตรฐาน คลาสที่ 4 ว่าด้วยการตรวจจับและการวัด สามารถนำไปใช้ในการสร้างสรรค์ความคิดเพื่อการแก้ปัญหาที่เกี่ยวข้องกับการวัดและการตรวจจับดังรูปที่ 4.4	คำตอบมาตรฐาน คลาสที่ 4 มีทั้งหมด 17 ข้อ ค่อนข้างซับซ้อนแต่สามารถใช้ในการสร้างสรรค์ความคิดได้ทุกข้อดังตัวอย่างในบทความ T. Benjaboonyazit, 2018	เชื่อมโยงกับคำตอบมาตรฐานคลาสที่ 4 และตัวดำเนินการ MAR ดังรายละเอียดในตารางที่ 4.3

#### 9.2.2 เครื่องคิดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพ้อง

ผู้วิจัยได้ประยุกต์ใช้โมเดล MDIG ในการพัฒนาเครื่องคิดตามอัตราการหายใจแบบพกพา ทำให้ได้แนวคิดการพัฒนาเครื่องคิดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่ใช้หลักการของท่อสั้นพ้องซึ่งเป็นแนวคิดใหม่ที่ไม่เคยมีมาก่อน นอกจากนี้โมเดล MDIG ยังช่วยให้ได้แนวคิดของการวัดอัตราการหายใจแบบต่อเนื่องโดยคำนวณจากคาบเวลาของการหายใจ 2 ครั้งติดต่อกันอย่างต่อเนื่องซึ่งไม่

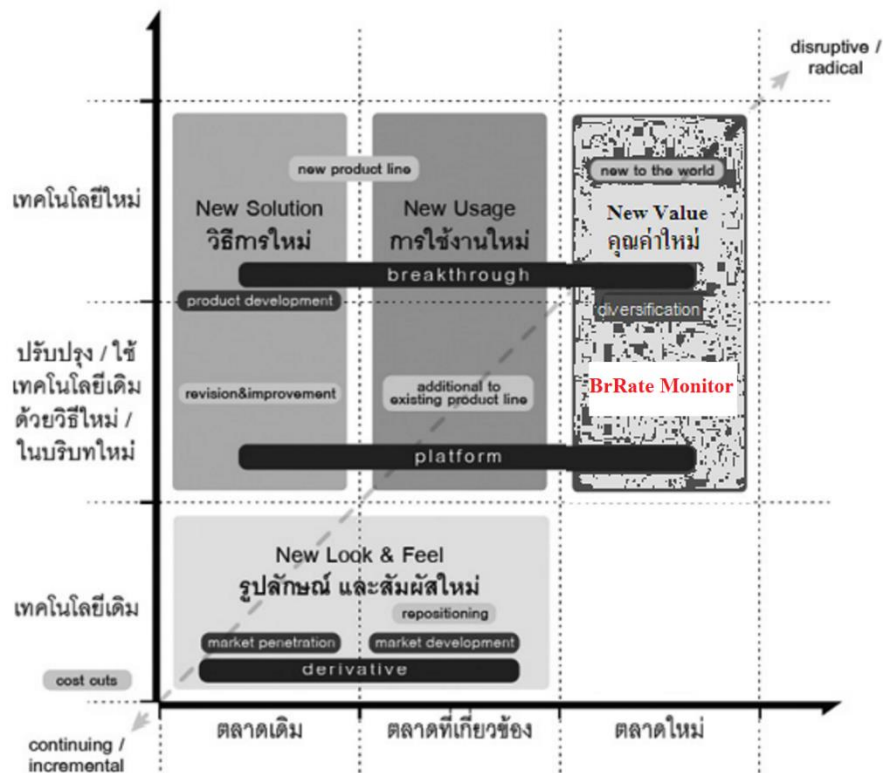
พบว่ามีการใช้แนวคิดมาก่อนเช่นกัน จากการนำแนวคิดที่ได้นำไปพัฒนาเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพ้องนำเสียงหายใจจากปลายจมูกไปยังไมโครโฟนซึ่งสอดยัดอยู่ที่ปลายท่ออีกด้านหนึ่งดังรายละเอียดในบทที่ 5 พบว่า เสียงหายใจจะเกิดการสั่นพ้องขึ้นภายในท่อ ทำให้สัญญาณตกเพียง 28.8 dB แม้เสียงจะเคลื่อนที่ไปตามท่อเป็นระยะทางไกลถึง 250 ซม. เปรียบเทียบกับการใช้ไมโครโฟนอย่างเดียวโดยไม่มีท่อสั้นพ้อง สัญญาณจะตกมากถึง 52 dB ในระยะทางแค่ 15 ซม. จากปลายจมูก และจากการทดสอบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น (BrRate Monitor) เทียบกับเครื่องติดตามอัตราการหายใจชนิดวัดปริมาณคาร์บอนไดออกไซด์ในลมหายใจออก (CapnoMeter) ซึ่งเป็นอุปกรณ์มาตรฐานที่ใช้ตามโรงพยาบาล พบว่า BrRate Monitor มีการตอบสนองต่อความเปลี่ยนแปลงได้ไวกว่า CapnoMeter ในลักษณะ Breath by Breath ได้อย่างต่อเนื่อง และมีความแม่นยำสามารถวัดได้ถูกต้องเทียบเท่า CapnoMeter นอกจากนี้ การใช้ท่อสั้นพ้องช่วยป้องกันไม่ให้สัญญาณรบกวนจากสิ่งแวดล้อมเล็ดลอดเข้ามาได้ ทำให้ไม่มีความจำเป็นต้องใช้วงจรกรองสัญญาณ ความเป็นนวัตกรรมของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพ้อง อาจประเมินได้จากทฤษฎีนวัตกรรม 3 มุมมอง ดังนี้

#### 1) ประเมินในเชิงของความใหม่

สามารถประเมินได้จากทฤษฎีความใหม่ (Kleinschmidt and Cooper, 1991) เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาโดยใช้ท่อสั้นพ้องที่พัฒนาขึ้นนี้เท่าที่ได้สืบค้นไม่พบว่าเคยปรากฏที่ไหนมาก่อน ถือได้ว่าเป็นเทคโนโลยีใหม่ที่ถูกนำมาใช้ในเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา แม้ว่าการใช้เทคโนโลยีการสั่นพ้องของอากาศในท่อจะคล้ายคลึงกับหลักการทำงานของท่อนำเสียงในหูฟังแพทย์ แต่เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาแตกต่างจากหูฟังแพทย์ตรงที่หูฟังแพทย์ใช้ฟังการสั่นสะเทือนของเสียงต่าง ๆ ภายในร่างกายรวมทั้งเสียงหายใจผ่านออกมาทางผิวหนังที่ทรวงอก แผ่นหลังหรือที่บริเวณหลอดลม แต่เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นนี้จะวัดเสียงของลมหายใจที่เข้าออกจุมูกผ่านท่อสั้นพ้องไปสู่ไมโครโฟนที่ยึดติดที่ปลายท่อ ซึ่งจะแปลงเสียงหายใจเป็นสัญญาณไฟฟ้าเพื่อนำไปคำนวณอัตราการหายใจและวิเคราะห์สภาพการหายใจโดยไม่ต้องใช้วิธีนับอัตราการหายใจด้วยมือเหมือนหูฟังแพทย์

#### 2) ประเมินในเชิงระดับนวัตกรรมแห่งคุณค่า

สามารถประเมินได้จากทฤษฎีวิธีการจัดจำแนกประเภทโครงการพัฒนาผลิตภัณฑ์ตามระดับนวัตกรรมแห่งคุณค่าหรือ VIPP (Value Innovation Strategic Product Planning) โดย ผศ.ดร. ไปรมา อิศรเสนา ณ อยุธยา (2010) ตามรูปที่ 9.1



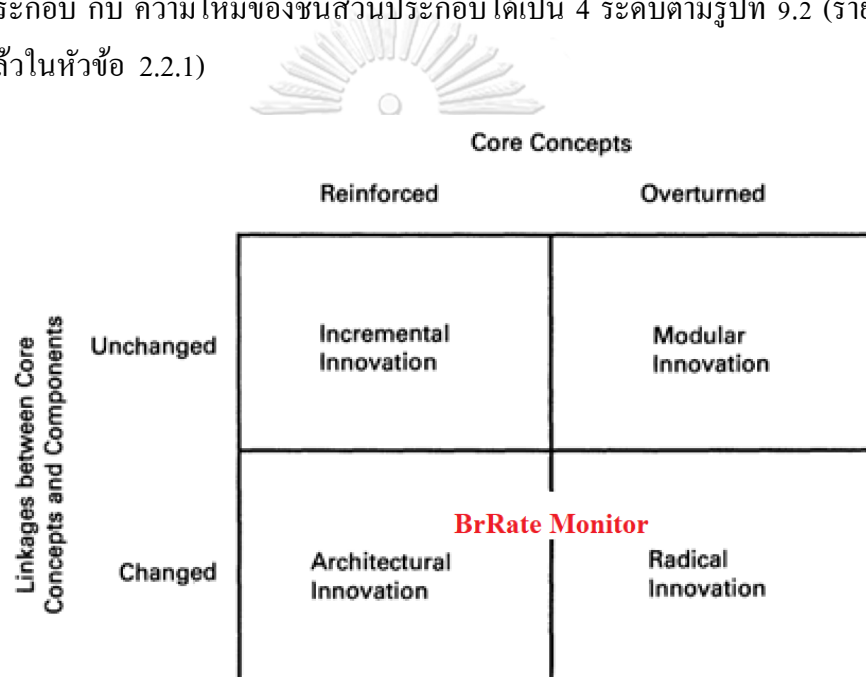
รูปที่ 9.1 ประเมินนวัตกรรมของ BrRate Monitor ในเชิงระดับนวัตกรรมแห่งคุณค่า  
ที่มา : คัดแปลงจาก ไปรมา อิศรเสนา ณ อยุธยา (2010)

ตามรูปที่ 9.1 เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นซึ่งมีชื่อว่า BrRate Monitor เป็นเทคโนโลยีที่ปรับปรุงขึ้นจากเทคโนโลยีการใช้ไมโครโฟนในการตรวจวัดอัตราการหายใจด้วยวิธีการใช้ท่อสั้นพ้องนำเสียงหายใจจากรูจมูกไปยังไมโครโฟนที่สอดยึดอยู่ที่ปลายท่ออีกด้านหนึ่ง วิธีการนี้จะช่วยให้เสียงหายใจสามารถเดินทางผ่านเข้าไปในท่อเป็นระยะทางไกลโดยสัญญาณตกน้อยมากและเสียงรบกวนจากภายนอกไม่สามารถสอดแทรกเข้ามาได้ง่าย สอดคล้องกับทฤษฎีสองเคราะห์นวัตกรรมโดยอาศัยหลักการแก้ปัญหาเชิงประดิษฐ์คิดค้นของ TRIZ (G. Altshuller, 1974) ข้อที่ 13 ทำกลับทาง (ภาคผนวก ก) โดยการสลับตำแหน่งของไมโครโฟนในทิศทางตรงกันข้ามกับประกอบกับใช้ผลหรือปรากฏการณ์ทางฟิสิกส์ (Effects) โดยใช้ท่อสั้นพ้อง (ข้อ 12 ภาคผนวก ง) ทำให้สัญญาณเสียงหายใจมีความแรงมากขึ้น ในด้านตลาดของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น (BrRate Monitor) ถือได้ว่าเป็นตลาดใหม่ โดยมุ่งเป้าไปที่กลุ่มคนที่มีโอกาสเป็นโรคหุดหายใจขณะหลับแต่ยังไม่ได้รับการตรวจวินิจฉัยมาก่อน ในประเทศไทยมีอยู่เป็นจำนวนมากถึง 4.5 ล้านคนในแต่ละปี ซึ่งเป็นตลาดเฉพาะกลุ่ม (Niche Market) ที่ยังไม่ได้รับการตอบสนองความต้องการ (Unmet Needs) โดยผู้ป่วยสามารถนำเครื่องติดตามอัตราการ

หายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นไปใช้ในการคัดกรองที่บ้านด้วยตนเองก่อนจะเข้ารับการตรวจสอบการนอนหลับที่โรงพยาบาล ดังนั้นเมื่อพิจารณาจากรูปที่ 9.1 จึงถือได้ว่าเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น (BrRate Monitor) เป็นนวัตกรรมระดับคุณค่าใหม่ (New Value)

### 3) ประเมินในเชิงโครงสร้างและชิ้นส่วนประกอบ

เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น (BrRate Monitor) เป็นระบบที่ประกอบด้วยชิ้นส่วนต่าง ๆ มาเชื่อมต่อกัน สามารถใช้โมเดลของ Henderson & Clark (1990) แยกแยะระดับนวัตกรรมตามรูปแบบโครงสร้างสถาปัตยกรรมของการเชื่อมโยงแนวคิดหลักและชิ้นส่วนประกอบ กับ ความใหม่ของชิ้นส่วนประกอบได้เป็น 4 ระดับตามรูปที่ 9.2 (รายละเอียดได้กล่าวไว้แล้วในหัวข้อ 2.2.1)



รูปที่ 9.2 ประเมินนวัตกรรมของ BrRate Monitor ในเชิงโครงสร้างและชิ้นส่วนประกอบ

ที่มา : ดัดแปลงจาก Henderson & Clark (1990)

จากรูปที่ 9.2 แนวคิดหลัก (Core Concepts) ของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นคือการใช้ไมโครโฟนในการตรวจจับเสียงหายใจ แนวคิดหลักไม่ได้เปลี่ยนไปจากเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาอื่น ๆ ที่ใช้ไมโครโฟนในการตรวจจับเสียงหายใจ เช่น BresDX ของบริษัท Bresotec (Bresotec.com) แต่แนวคิดหลักได้ถูกเสริมกำลัง (Reinforced) โดยใช้ท่อสั้นพ้องมาทำให้สัญญาณเสียงหายใจมีความแรงมากขึ้น โครงสร้างสถาปัตยกรรมของการเชื่อมโยงแนวคิดหลักและชิ้นส่วนอันประกอบด้วย ไมโครโฟน ท่อสายไฟ วงจรไฟฟ้า แตกต่างไปจากเดิม ชิ้นส่วนสำคัญคือท่อสั้นพ้องเป็นชิ้นส่วนใหม่ ซึ่งไม่เคยปรากฏในเครื่องวัดอัตราการหายใจ

แบบอื่น ๆ มาก่อน ดังนั้นเมื่อพิจารณาจากรูปที่ 9.2 จึงถือได้ว่าเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น (BrRate Monitor) มีความใหม่ทั้งในเชิงโครงสร้างสถาปัตยกรรม ส่วนแนวคิดหลักของชิ้นส่วนประกอบยังเหมือนเดิม แต่มีชิ้นส่วนใหม่คือท่อสั้นพ้องเข้ามาเสริมกำลังแนวคิดเดิมอย่างมีนัยสำคัญ แต่ไม่ถึงกับยกเลิก (Overturned) แนวคิดเดิมที่ใช้ไมโครโฟน ดังนั้น จึงอยู่ระหว่างกลางของนวัตกรรมเชิงสถาปัตยกรรมกับนวัตกรรมแบบพลิกโฉม

ผู้วิจัยได้ยื่นจดสิทธิบัตรผลงานวิจัยที่ได้พัฒนาขึ้นต่อกรมทรัพย์สินทางปัญญาผ่านสำนักงานทรัพย์สินทางปัญญาแห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยในชื่อของอุปกรณ์ติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาด้วยท่อสั้นพ้อง เมื่อวันที่ 11 มกราคม 2562 เลขที่คำขอ 1903000058 และได้รับการจดทะเบียนเมื่อวันที่ 6 มีนาคม 2563 เลขที่สิทธิบัตร 16009 นอกจากนี้ ผู้วิจัยยังได้ส่งบทความวิจัยไปเผยแพร่ผลงานลงในวารสาร Engineering Journal ในชื่อของ Novel Approach to Respiratory Rate Measurement Using Resonance Tube with Contradictory Thresholding Technique เมื่อวันที่ 7 กุมภาพันธ์ 2562 และได้รับการตีพิมพ์เมื่อวันที่ 29 พฤศจิกายน 2562

### 9.3 ข้อจำกัดการวิจัยและปัญหาที่พบ

การวิจัยในครั้งนี้ มีข้อจำกัดหลายประการดังนี้

1) การวิจัยครั้งนี้ไม่ได้มีงบประมาณมาสนับสนุน ผู้วิจัยจำเป็นต้องใช้เงินส่วนตัวในการจัดซื้อชิ้นส่วนและอุปกรณ์ต่าง ๆ เท่าที่จะหาได้มาทำการวิจัย มีเพียงชิ้นส่วนพื้นฐานเท่านั้นที่สามารถหาได้จากห้องวิจัย

2) เครื่องมือและอุปกรณ์ในห้องวิจัยเป็นเครื่องมือและอุปกรณ์พื้นฐาน ไม่สามารถใช้งานวิจัยที่ต้องการความละเอียดสูง ดังนั้นจึงทำได้เพียงต้นแบบที่สร้างบนแผ่นวงจรพิมพ์ (PCB) ด้วยชิ้นส่วนพื้นฐานและชิ้นส่วนที่หาได้ในท้องตลาด ไม่สามารถทำให้เล็กลงในระดับวงจรรวมเฉพาะทาง (ASIC) ได้ ทำให้มีปัญหาในด้านของวงจรที่มีขนาดใหญ่และมีการใช้พลังงานที่มาก

3) งานวิจัยทางด้านเครื่องมือแพทย์โดยส่วนใหญ่แล้ว จำเป็นที่จะต้องทดสอบการใช้งานในคน หรือ ใช้เครื่อง Simulator เช่น เครื่องจำลองการหายใจ แต่ด้วยข้อจำกัดของเครื่องมือ เวลาและข้อกำหนดทางจริยธรรม จึงไม่สามารถทำการทดสอบการใช้งานในคนได้ มีเพียงการทดสอบการทำงานเบื้องต้นที่ผู้วิจัยเป็นอาสาสมัครทดสอบการใช้งานด้วยตนเอง และใช้ไฟล์เสียงหายใจของผู้ป่วยโรคหยุดหายใจขณะหลับที่มีการบันทึกอยู่บนอินเทอร์เน็ตมาใช้จำลองแทนผู้ป่วยจริงเพื่อทดสอบการตรวจจับการหยุดหายใจ (Apnea) ของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้น



4) ด้วยข้อจำกัดทางหน้าที่การงาน จึงไม่สามารถเข้าถึงฐานข้อมูลของประชาชนที่มาเข้ารับ การตรวจการนอนหลับในโรงพยาบาลต่าง ๆ ได้ ดังนั้น กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการทดสอบการยอมรับ เทคโนโลยีจึงใช้เพียงกลุ่มตัวอย่างจากประชากรวัยผู้ใหญ่ทั่วไปซึ่งส่วนใหญ่จะเป็นผู้ที่ไม่ได้รับการ ตรวจวินิจฉัยภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากโรงพยาบาล

#### 9.4 งานวิจัยในอนาคต

เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นนั้นยังอยู่ในขั้นตอนของต้นแบบที่ใช้ งานได้ (Works-like Prototype) ภายหลังจากการสัมภาษณ์กลุ่มลูกค้าเป้าหมายและทำการทดสอบ การยอมรับเทคโนโลยีในกลุ่มประชากรผู้มีโอกาสเป็นโรคหยุดหายใจขณะหลับ ได้รับ ข้อเสนอแนะเพื่อการปรับปรุงมาเป็นจำนวนมาก ดังแสดงไว้ในบทที่ 7 และจากการเปรียบเทียบกับ ผลิตภัณฑ์ที่ใกล้เคียงกันในท้องตลาด ทำให้เห็นจุดที่สมควรปรับปรุงแก้ไขเพื่อให้มีสมรรถนะ สูงขึ้นเพียงพอที่จะแข่งขันในตลาดได้

งานวิจัยในอนาคตอาจแบ่งได้เป็น 3 ระยะดังนี้

##### 1) ระยะที่ 1

1.1) ปรับปรุงอัลกอริทึมให้สามารถตรวจจับลมหายใจแผ่ว (Hypopnea) และ สามารถคำนวณค่า AHI (Apnea-Hypopnea Index) ได้

1.2) ออกแบบวิธีการเกาะเกี่ยวของท่อสั้นพ้องให้ใช้งานสะดวก ไม่อึดอัด ไม่หลุด ง่าย และแลดูสวยงามน่าใช้

1.3) แก้ปัญหาเสียงรบกวนจากเสียงกรนไม่ให้เข้ามาในท่อสั้นพ้องจนทำให้เกิด ความคลาดเคลื่อนได้

1.4) ปรับปรุงแอปพลิเคชันบนมือถือให้สามารถใช้นระบบ IOS และบน คอมพิวเตอร์ได้ด้วย

1.5) เพิ่มระบบบลูทูทให้เป็นทางเลือกสำหรับผู้ที่ไม่จำเป็นต้องใช้ระบบสายพาย

1.6) ปรับปรุงการแสดงผลบนมือถือให้มีความยืดหยุ่นมากขึ้น ให้สามารถ ปรับเปลี่ยนระยะเวลาของแกนเวลา ให้กรอบสัญญาณเสียงหายใจเคลื่อนที่ได้อย่างต่อเนื่องและ แสดงผลอัตราการหายใจแบบเรียลไทม์

1.7) ทดสอบประสิทธิภาพและประสิทธิผลของโมเดล MDIG โดยการเปรียบเทียบกับวิธีการอื่น ๆ เช่น การวิเคราะห์สถิติบัตร หรือ การทำแผนที่สถิติบัตร

## 2) ระยะที่ 2

2.1) พัฒนาให้เป็นเครื่องวัดประเภท 4 ชนิด 2 ช่องสัญญาณโดยผนวกสัญญาณความถี่ของออกซิเจนในเลือดเข้าในการประมวลหาค่า AHI เพื่อให้มีความน่าเชื่อถือมากขึ้น

2.2) พัฒนาระบบจัดการข้อมูลแยกตามผู้ป่วยบนคอมพิวเตอร์เพื่อใช้ในสถานพยาบาล

## 3) ระยะที่ 3

3.1) พัฒนาผลิตภัณฑ์ใหม่โดยผนวกเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาในปัจจุบันเข้ากับเครื่องบำบัดรักษาโรคหยุดหายใจขณะหลับให้ผู้ป่วยสามารถนำไปใช้ตรวจวินิจฉัยและบำบัดรักษาที่บ้านได้ด้วย

3.2) พัฒนาผลิตภัณฑ์ใหม่โดยการนำเทคโนโลยีของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาไปใช้ในงานด้านอื่น ๆ เช่น การติดตามอัตราการหายใจของสุนัขป่วย หรือ การวัดเสียงสันสะเทือนของเครื่องจักรในบริเวณที่เข้าถึงลำบาก เป็นต้น

3.3) พัฒนาผลิตภัณฑ์ใหม่โดยผนวกเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาในปัจจุบันเข้ากับเครื่องช่วยหายใจในผู้ป่วยที่หายใจลำบากเพื่อใช้ตรวจวินิจฉัยและบำบัดรักษา

## บรรณานุกรม

- AASM. (1999). Sleep-related breathing disorders in adults: Recommendations for syndrome definition and measurement techniques in clinical research. In *Sleep*. Vol. 22, pp. 667-689.
- AASM. (2007). The AASM manual for the scoring of sleep and associated events: rules, terminology and technical specifications. *1st ed. Westchester, IL: American Academy of Sleep Medicine.*
- AASM. (2016). Economic burden of undiagnosed sleep apnea in U.S. is nearly \$150B per year. The American Academy of Sleep Medicine. *Press Releases*. August 8th.
- Abawajy, J. H., & Hassan, M. M. (2017). Federated Internet of Things and Cloud Computing Pervasive Patient Health Monitoring System. *IEEE Communications Magazine*, 55(1), 48–53.
- Abbie F. (2017). “Coach, I need to Breathe!” [Online]. Available from : <https://rittersp.com/technique/coach-i-need-to-breathe>. [2017, November 10]
- AbdelKebir Sabil et al. (2019). Comparison of Apnea Detection Using Oronasal Thermal Airflow Sensor, Nasal Pressure Transducer, Respiratory Inductance Plethysmography and Tracheal Sound Sensor. *Journal of Clinical Sleep Medicine*, Vol. 15, No. 2. 285-292, February 15.
- Alexandros P., Nikolaos B. (2008), A Survey on Wearable Biosensor Systems for Health Monitoring, *30th Annual International IEEE EMBS Conference*, August 20-24
- AL-Khalidi, F. Q., Saatchi, R., Burke, D., Elphick, H., & Tan, S. (2011). Respiration rate monitoring methods: A review. *Pediatric Pulmonology*, 46(6), 523–529.
- Allison, R. D., Homes, E. L. and Nyboer, J. (1964) Volumetric dynamics of respiration as measured by electrical impedance plethysmography. *J. Appl. Physiol.*, 19, 166-173.
- Alshaer, H., Fernie, G. R., & Bradley, T. D. (2010). Phase tracking of the breathing cycle in sleeping subjects by frequency analysis of acoustic data. *International Journal of Healthcare Technology and Management*, 11(3), 163.
- Amit K. Gupta. (2011). Respiration Rate Measurement Based on Impedance Pneumography, *Texas*

*Instruments Application report SBAA181–February.*

- Baker, L. E. & Geddes L. A. (1970). The measurement of respiratory volumes in animals and man with use of electrical impedance. *Ann NY Acad Sci*, 170, 667-688.
- Baker, L. E. (1979) Electrical Impedance Pneumography. In: P. Rolfe (ed.) *Non-Invasive Physiol. Meas.*, Vol. 1. London, *Academic Press*. p 65-91.
- Bernardi L, Peter S., Gabriele B., Simone C., Lamberto F., (2001): Effect of rosary prayer and yoga mantras on autonomic cardiovascular rhythms: comparative study. *BMJ*, 323:22–29.
- Bhuiyan, N. (2011). A framework for successful new product development. *Journal of Industrial Engineering and Management*, 4(4), 25.
- Booz, Allen, Hamilton (1982), *New product management for the 1980's*. New York: *Booz, Allen & Hamilton, Inc.*
- Bryson P. et al. (2013). Electromagnetic Biosensing of Respiratory Rate, *IEEE Sensors-8215*.
- Budhiraja, R., Goodwin, J. L., Parthasarathy, S., & Quan, S. F. (2005). Comparison of Nasal Pressure Transducer and Thermistor for Detection of Respiratory Events During Polysomnography in Children. *Sleep*, 28(9), 1117–1121.
- Carey R., Troy N., Edward G., (2009). Textile-Based Capacitive Sensors for Respiration Monitoring *IEEE SENSORS JOURNAL, VOL. 9, NO. 1, JANUARY*.
- Cavallucci, D., Rousselot, F., & Zanni, C. (2009). Linking Contradictions and Laws of Engineering System Evolution within the TRIZ Framework. *Creativity and Innovation Management*, 18(2), 71–80.
- Cheng, A. C., Black, J. F., & Buising, K. L. (2008). Respiratory rate: the neglected vital sign. *Medical Journal of Australia*, 189(9), 531–532.
- Chesbrough, H. (2010). Business Model Innovation: Opportunities and Barriers. *Long Range Planning*, 43(2–3), 354-363.
- Cochran, W. G. (1963). *Sampling Techniques*, 2nd Ed., New York: *John Wiley and Sons, Inc.*
- Cohen, K. P., Ladd, W. M., Beams, D. M., Sheers, W. S., Radwin, R. G., Tompkins, W. J., & Webster, J. G. (1997). Comparison of impedance and inductance ventilation sensors on adults during breathing, motion, and simulated airway obstruction. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 44(7), 555–566.

- Collop NA; Anderson WM; Boehlecke B; Claman D; Goldberg R; Gottlieb DJ; Hudgel D; Sateia M; Schwab R. (2007). Clinical guidelines for the use of unattended portable monitors in the diagnosis of obstructive sleep apnea in adult patients. *J Clin Sleep Med*. 3(7):737-747.
- Collop NA. Tracy SL; Kapur V; Mehra R; Kuhlmann D; Fleishman SA; Ojile JM. (2011). Obstructive sleep apnea devices for out-of-center (OOC) testing: technology evaluation. *J Clin Sleep Med*. 7(5):531-548.
- Cooper R.G.. (1990). "Stage-gate systems: A new tool for managing new products". *Business Horizons*. 33 (3): 44–55.
- Corbishley, P., & Rodriguez-Villegas, E. (2008). Breathing Detection: Towards a Miniaturized, Wearable, Battery-Operated Monitoring System. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(1), 196–204.
- Crowley KE, Rajaratnam SM, Shea SA, Epstein LJ, Czeisler CA, Lockley SW, (2013). Evaluation of a Single-Channel Nasal Pressure Device to Assess Obstructive Sleep Apnea Risk in Laboratory and Home Environments. *J Clin Sleep Med*. Feb 1;9(2):109-16.
- Davis, F. D., Bagozzi, R. P., & Warshaw, P. R. (1989). User Acceptance of Computer Technology: A Comparison of Two Theoretical Models. *Management Science*, 35(8), 982–1003.
- Dastan Temirbekov, Selçuk Güneş, Zahide Mine Yazıcı, İbrahim Sayın. (2018). The Ignored Parameter in the Diagnosis of Obstructive Sleep Apnea Syndrome: The Oxygen Desaturation Index. *Turk Arch Otorhinolaryngol*; 56: 1-6
- Derksen, F. J., Holcombe, S. J., Hartmann, W., Robinson, N. E., & Stick, J. A. (2001). Spectrum analysis of respiratory sounds in exercising horses with experimentally induced laryngeal hemiplegia or dorsal displacement of the soft palate. *American Journal of Veterinary Research*, 62(5), 659–664.
- Devin M., Marshal D., Matt B. (2013). Body-worn monitor for measuring respiration rate, *Patent US8545417*.
- Doukas, C., & Maglogiannis, I. (2012). Bringing IoT and Cloud Computing towards Pervasive Healthcare. 2012 Sixth International Conference on Innovative Mobile and Internet Services in Ubiquitous Computing.

Dziewas, R et al. (2005). Capnography screening for sleep apnea in patients with acute stroke.

*Neurological Research*, 27(1), 83–87.

BAPL (2011). Calibration Methods for Single and Dual Beam CO2 Sensors. Air Quality &

Combination Sensors, Building Automation Products, Inc. Rev. 04/15/11.

Eberle, Bob. (1996). Scamper: Games for Imagination Development. *Prufrock Press Inc.*

Eisenberg, M. E., Givony, D., & Levin, R. (2018). Acoustic respiration rate and pulse oximetry-derived respiration rate: a clinical comparison study. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*.

Elizabeth B et al. (2010). Intensive meditation training, immune cell telomerase activity, and psychological mediators, *Psychoneuroendocrinology* 36, 664–681.

Emil Jovanov, Dejan Raskovic, Rick Hormigo. (2001). Thermistor-based Breathing Sensor for Circadian Rhythm Evaluation. *Biomedical sciences instrumentation*.

Evans, D., Hodgkinson, B., & Berry, J. (2001). Vital signs in hospital patients: a systematic review.

*International Journal of Nursing Studies*, 38(6), 643–650.

Fabiola A.C. (2012) Respiratory Monitoring System Based on the Thoracic Expansion Measurement, *University of South Florida Scholar Commons, Graduate Theses and Dissertations*, January.

Farré, R., Montserrat, J. M., Rotger, M., Ballester, E., & Navajas, D. (1998). Accuracy of thermistors and thermocouples as flow-measuring devices for detecting hypopnoeas.

*European Respiratory Journal*, 11(1), 179–182.

Félix, S., Dalmont, J.-P., & Nederveen, C. J. (2012). Effects of bending portions of the air column on the acoustical resonances of a wind instrument. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 131(5), 4164–4172.

Ferber R, Millman R, Coppola M, Fleetham J, Murray CF, Iber C, et al. (1994). Portable recording in the assessment of obstructive sleep apnea. ASDA standards of practice. *Sleep* 1994

Jun;17(4):378-92.

Fishbein, Martin, and Icek Ajzen. (1975). Belief, attitude, intention and behaviour An introduction

to theory and research. *Addison-Wesley*.

Folke M. (2003). Critical review of non-invasive respiratory monitoring in medical care, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 41, 377-383.

Forgacs, P., Nathoo, A. R., & Richardson, H. D. (1971). Breath sounds. *Thorax*, 26(3), 288–295.

G. Altshuller. (1985). 76 Standard Solutions, translated and edited by Shinsuke Kuroswa. (2013) [Online]. Available at <http://www.trizstudy.com/altshuller1988.html> (last visited Mar. 12, 2020).

G. Altshuller. (1996). And suddenly the inventor appeared: TRIZ, the theory of inventive problem solving. *Amazon.com*

G. Altshuller. (1974). 40 Principles: TRIZ Keys to Technical Innovation. *Technical Innovation Center, Inc.*

G. Altshuller, B. Zlotin, A. Zusman, and V. Philatov. (1998). Tools of Classical TRIZ. *Ideation International, Inc.*

Geddes L A. Hoff H E. Hickman D M and Moore A G. (1962). The impedance pneumograph *Aerospace Med.* 33 28-33

Goldensohn ES., Zablow L. 1959, An electrical spirometer. *J. Appl. Physiol.*, 14, 463-464.

Gerhard-Mulhaupt, R. (1999). Electrets. *Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering*.

Ginsburg, A. S., Lenahan, J. L., Izadnegahdar, R., & Ansermino, J. M. (2018). A Systematic Review of Tools to Measure Respiratory Rate in Order to Identify Childhood Pneumonia. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 197(9), 1116–1127.

Gonzalo Tudela. (2017), The Wearables Database Facts, Printed from Vandrico Inc. Powered by Deloitte. [Online]. Available from : <https://vandrico.com/wearables/wearable-technology-database> [2017, November 10]

Gordh, W., Rawl, N., Strom, S., and Hok, B. (1995). Respiratory monitoring during postoperative analgesia. *J Clin. Nonit.*, 11, pp. 365-372

- George Yuan. et al., (2013), Respiratory Rate and Breathing Pattern, Clinical Review, MUMJ, Volume 10 No. 1.
- H. Pasterkamp, S. S. Kraman, and G. R. Wodicka. (1997). Respiratory Sounds: advances beyond the stethoscope. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 156(3), 974–987.
- Hayley Turnbull, Masumbuko Claude Kasereka, Israel Amirav, Sivasivugha Eugénie, Sahika, Ian Solomon, Yossi Aldar, Michael T Hawkes. (2018). Development of a novel device for objective respiratory rate measurement in low-resource settings. *BMJ Innov.* 4:185–191.
- Heitman, S. J., Atkar, R. S., Hajduk, E. A., Wanner, R. A., & Flemons, W. W. (2002). Validation of Nasal Pressure for the Identification of Apneas/Hypopneas during Sleep. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 166(3), 386–391.
- Henderson, R. M., & Clark, K. B. (1990). Architectural Innovation: The Reconfiguration of Existing Product Technologies and the Failure of Established Firms. *Administrative Science Quarterly*, 35(1), 9.
- Hoilett, O. S., Twibell, A. M., Srivastava, R., & Linnes, J. C. (2018). Kick LL: A Smartwatch for Monitoring Respiration and Heart Rate using Photoplethysmography. *40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*.
- Hök, B., Wiklund, L., & Henneberg, S. (1993). A new respiratory rate monitor: development and initial clinical experience. *International Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 10(2), 101–107.
- Hult, P., Wranne, B., & Ask, P. (2000). A bioacoustic method for timing of the different phases of the breathing cycle and monitoring of breathing frequency. *Medical Engineering & Physics*, 22(6), 425–433.
- Iain Wheatley. (2018). Respiratory rate 3: how to take an accurate measurement. *Nursing Times*. 114(7):21–22, JULY 2018.
- Israsena, P. (2011). Product Planning and Development, *Lecture Note. TIP, Chulalongkorn*



*University.*

J. Terninko, E. Domb, and J. Miller, The seventy-six standard solutions, Classes from 1 to 5, TRIZ Journal, 2000. [Online]. Available at <https://triz-journal.com/seventy-six-standard-solutions-examples-section-one/> (last visited Mar. 12, 2020).

J.W.S. Baron Rayleigh. (1871). On the theory of resonance, *Philos. Trans.*, 161, 77-118

Jaffe, M. B. (2008). Infrared Measurement of Carbon Dioxide in the Human Breath: “Breathe-Through” Devices from Tyndall to the Present Day. *Anesthesia & Analgesia*, 107(3), 890–904.

Jeffrey A. (2005). Portable Devices for Home Testing for Obstructive Sleep Apnea. *California Technology Assessment Forum*, June 15, 2005.

Jerad Lewis. (2012). Understanding Microphone Sensitivity. Analog Dialogue 46-05 Back Burner . [Online]. Available at <http://www.analog.com/analogdialogue> (last visited Mar. 14, 2020).

Jin, J., & Sanchez-Sinencio, E. (2015). A Home Sleep Apnea Screening Device With Time-Domain Signal Processing and Autonomous Scoring Capability. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 9(1), 96–104.

Johan Sunnanväder. (2016). Design of an Optimal Analogue Microphone System for Best Possible Capture of Incoming Acoustic Signals. *Master's Thesis, Faculty of Engineering, Lund University.*

Jopling, M. W., Manheimer, P. D., and Bebout, D. E. (2000): 'Effects of severe motion on three pulse oximeters designed for use in motion', *Int. J. Intens. Care*, pp. 177-179

Joseph CN, Porta C, Casucci G, Casiraghi N, Maffei M, Rossi M. (2005): Slow breathing improves arterial baroreflex sensitivity and decreases blood pressure in essential hypertension. *Hypertension*. 46 (4): 714-8.

Joseph Werthammer et al. (1983). Apnea Monitoring by Acoustic Detection of Airflow, *PEDIATRICS Vol. 71 No. 1 January 1983*

Karnjanasomwong, J., & Thawesaengskulthai, N. (2015). TRIZ-PUGH model, new approach for creative problem solving and decision making. *2015 IEEE International Conference on*

*Industrial Engineering and Engineering Management (IEEM).*

- Kavanagh, B. P., Sandler, A. N., Turner, K. E., Wick, V., and Lawson, S. (1992): Use of end-tidal PCO<sub>2</sub> and transcutaneous PCO<sub>2</sub> as noninvasive measurement of arterial PCO<sub>2</sub> in extubated patients recovering from general anesthesia', *J Clin. Nonit.*, 8, pp. 226-230
- Khalafalla, A. S., Stackhouse, S. P. and Schmitt, O. H. (1970). Thoracic Impedance Gradient with Respect to Breathing. *IEEE, Trans. Biomed. Engng.*, 17(3), 191-198.
- Khambete ND. (2000), Movement artefact rejection in impedance pneumography using six strategically placed electrodes, *Physiol. Meas.* 21 (2000) 79–88.
- Khaled Magdy. (2019). UART | Serial Communication With PIC Microcontrollers Tutorial. [Online]. Available at <https://deepbluembedded.com/uart-pic-microcontroller-tutorial/> (last visited Mar. 14, 2020).
- Kim R. (2016), Develop Wearable Devices on the IoT Cutting Edge, Oct 28, 2016 [Online]. Available from : <http://www.electronicdesign.com/iot/develop-wearable-devices-iot-cutting-edge> [2017, November 10]
- Kleinschmidt, E. J., & Cooper, R. G. (1991). The Impact of Product Innovativeness on Performance. *Journal of Product Innovation Management*, 8(4), 240–251.
- Kroutil, J., Laposa, A., & Husak, M. (2011). Respiration monitoring during sleeping. *Proceedings of the 4th International Symposium on Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies - ISABEL '11.*
- Kulkas, A., Huupponen, E., Virkkala, J., Tenhunen, M., Saastamoinen, A., Rauhala, E., & Himanen, S.-L. (2009). Intelligent methods for identifying respiratory cycle phases from tracheal sound signal during sleep. *Computers in Biology and Medicine*, 39(11), 1000–1005.
- Larsson, C., & Staun, P. (1999). Evaluation of a New Fibre-Optical Monitor for Respiratory Rate Monitoring. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 15(5), 295–298.
- Laurie B. (2016). THE SMARTWATCH REPORT. Business Insider [Online]. Available from : <http://www.businessinsider.com/smartwatch-and-wearables-research-forecasts-trends-market-use-cases-2016-9>. [2020, Mar 20]

- Leng, S., Tan, R. S., Chai, K. T. C., Wang, C., Ghista, D., & Zhong, L. (2015). The electronic stethoscope. *BioMedical Engineering OnLine*, 14(1).
- Lenz, G., Heipertz, W., & Epple, E. (1991). Capnometry for continuous postoperative monitoring of nonintubated, spontaneously breathing patients. *Journal of Clinical Monitoring*, 7(3), 245–248.
- Leonard P., Beattie T F., Addison P S., Watson J N. (2003) Standard pulse oximeters can be used to monitor respiratory rate, *Emerg Med J*;20:524–525.
- Li, G., Tan, R., Liu, Z., & Zhang, H. (2006). Idea Generation for Fuzzy Front End Using TRIZ and TOC. *2006 IEEE International Conference on Management of Innovation and Technology*.
- Madhurima Chattopadhyay, Deborshi Chakraborty, (2014) A New Scheme for Determination of Respiration Rate in Human Being using MEMS Based Capacitive Pressure Sensor: Simulation Study, *Proceedings of the 8 International conference on Sensing Technology*.
- Maneesh G., Hana Qudsi. (2013), Low-Cost, Thermistor Based Respiration Monitor, *39th Annual Northeast Bioengineering Conference, IEEE*.
- Masaoka, Homma. (1997). Anxiety and respiratory patterns: their relationship during mental stress and physical load. *International Journal of Psychophysiology* 27 153-159.
- Masa, J. F., Duran-Cantolla, J., Capote, F., Cabello, M., Abad, J., Garcia-Rio, F. (2014). Effectiveness of Home Single-Channel Nasal Pressure for Sleep Apnea Diagnosis. *Sleep*, 37(12), 1953–1961.
- Medical Device Innovation Initiative White Paper. (2011). *Center for Devices and Radiological Health. U.S. Food and Drug Administration*.
- Mike Allen. (2017), Physiological Measurement, The SAGE Encyclopedia of Communication Research Methods, <https://dx.doi.org/10.4135/9781483381411.n429>
- Mimoz, O., Benard, T., Gaucher, A., Frasca, D., & Debaene, B. (2012). Accuracy of respiratory rate monitoring using a non-invasive acoustic method after general anaesthesia. *British Journal of Anaesthesia*, 108(5), 872–875.
- Mohammed, J., Lung, C.-H., Ocneanu, A., Thakral, A., Jones, C., & Adler, A. (2014). Internet of Things: Remote Patient Monitoring Using Web Services and Cloud Computing. *2014 IEEE*

- International Conference on Internet of Things(iThings), and IEEE Green Computing and Communications (GreenCom) and IEEE Cyber, Physical and Social Computing (CPSCom).
- Muzny, M., Henriksen, A., Giordanengo, A., Muzik, J., Grøttland, A., Blixgård, H., Årsand, E. (2020). Dataset of wearable sensors with possibilities for data exchange. *Data in Brief*, 28, 104978.
- Nagler, J., & Krauss, B. (2008). Capnography: A Valuable Tool for Airway Management. *Emergency Medicine Clinics of North America*, 26(4), 881–897.
- Nakano, H., Tanigawa, T., Furukawa, T., & Nishima, S. (2007). Automatic detection of sleep-disordered breathing from a single-channel airflow record. *European Respiratory Journal*, 29(4), 728–736.
- Ndegwa, S., Clark, M. and Arga'ez, C. (2009). Portable Monitoring Devices for Diagnosis of Obstructive Sleep Apnea at Home: Review of Accuracy, Cost-Effectiveness, *Guidelines and Coverage in Canada. Canadian Agency for Drugs and Technologies in Health, Ottawa.*
- Neema M. (2011), Peripheral Paced Respiration Influencing User Physiology during Information Work, *UIST'11*, October 16–19.
- Neruntarat, C., & Chantapant, S. (2010). Prevalence of sleep apnea in HRH Princess Maha Chakri Srinthorn Medical Center, Thailand. *Sleep and Breathing*, 15(4), 641–648.
- Noam Gavriely. (1995). Breath Sounds Methodology. *CRC Press*.
- Oliver Mayer, Tiziana Bertocelli, Martha Gardner, Robert Adunka. (2019). APPLYING TRIZ ACROSS COMPANIES. *TRIZ Review: Journal of the International TRIZ Association – MATRIZ*. Vol 1, #1, February.
- Osborn, Alex. (1953). *Applied Imagination: Principles and Procedures of Creative Problem Solving*. New York: Charles Scribner's Sons.
- Ossi K, Neal P, (2014). Non-invasive Respiration Rate Monitoring Using a Single COTS TX-RX Pair, *IEEE 978-1-4799-3146-0/14*.
- Peter F. Drucker, (1985). The Discipline of Innovation, *Harvard Business Review*.
- Philippe A., Michel G., Roomila N., Jean G. (2014) An Ultrasonic Contactless Sensor for Breathing Monitoring, *Sensors*, 14(8), 15371-15386.

- Ramsay, M. A. E., Usman, M., Lagow, E., Mendoza, M., Untalan, E., & De Vol, E. (2013). The Accuracy, Precision and Reliability of Measuring Ventilatory Rate and Detecting Ventilatory Pause by Rainbow Acoustic Monitoring and Capnometry. *Anesthesia & Analgesia*, 117(1), 69–75.
- Reichert, S., Gass, R., Brandt, C., & Andrès, E. (2008). Analysis of Respiratory Sounds: State of the Art. *Clinical Medicine. Circulatory, Respiratory and Pulmonary Medicine*, 2, CCRPM.S530.
- Ren, Y., Wang, C., Yang, J., & Chen, Y. (2015). Fine-grained sleep monitoring: Hearing your breathing with smartphones. *2015 IEEE Conference on Computer Communications (INFOCOM)*.
- Renata (2014). My Notes for USMLE [Online]. Available from : <https://mynotes4usmle.tumblr.com/post/78446501384/usmleaid-breathing-patterns-their-causes> [2017, November 10]
- Rick Swanson. (2011). Understanding Pressure Transducers and Pressure Flow Signals. *Sleep Scholar*. [Online]. Available at <https://www.sleepscholar.com/understanding-pressure-transducers-and-pressure-flow-signals/> (last visited Mar. 14, 2020).
- Robertson, F. A., & Hoffman, G. M. (2004). Clinical Evaluation of the Effects of Signal Integrity and Saturation on Data Availability and Accuracy of Masimo SET?? and Nellcor N-395 Oximeters in Children. *Anesthesia & Analgesia*, 617–622.
- Rofail, L. M., Wong, K. K. H., Unger, G., Marks, G. B., & Grunstein, R. R. (2010A). The Utility of Single-Channel Nasal Airflow Pressure Transducer in the Diagnosis Of OSA at Home. *Sleep*, 33(8), 1097–1105.
- Rofail, L. M., Wong, K. K. H., Unger, G., Marks, G. B., & Grunstein, R. R. (2010B). Comparison between a Single-Channel Nasal Airflow Device and Oximetry for the Diagnosis of Obstructive Sleep Apnea. *Sleep*, 33(8), 1106–1114.
- Rolim, C. O., Koch, F. L., Westphall, C. B., Werner, J., Fracalossi, A., & Salvador, G. S. (2010). A Cloud Computing Solution for Patient's Data Collection in Health Care Institutions. 2010

Second International Conference on eHealth, Telemedicine, and Social Medicine.

- Rothwell, R. (1994b). Towards the Fifth-generation Innovation Process. *International Marketing Review*, 11(1), 7-31.
- Roy G. Soto et al. (2004). Capnography Accurately Detects Apnea During Monitored Anesthesia Care. *Anesth Analg*. 99:379–82.
- Ruehland et al. (2009) The New AASM Criteria for Scoring Hypopneas: Impact on the Apnea Hypopnea Index. *SLEEP*, Vol. 32, No. 2, 2009
- S. Cortes, R. Jane, A. Torres, J. A. Fiz, and J. Morera. (2006) Detection and adaptive cancellation of heart sound interference in tracheal sounds. *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*.
- S. D. Savransky. (2000). Engineering of Creativity: Introduction to TRIZ Methodology of Inventive Problem Solving. *CRC Press; 1 edition*.
- S. Ohshimo, T. Sadamori, and K Tanigawa. (2016). Innovation in analysis of respiratory sounds. *Annals of Internal Medicine*, vol. 164, no. 9, p. 638.
- Saiful Huq. (2011), Automatic Breath Phase Detection using only Tracheal Breath Sounds. *Master Thesis, Faculty of Graduate Studies of The University of Manitoba*.
- Se D. M. et al, (2010). Noncontact Respiration Rate Measurement System Using an Ultrasonic Proximity Sensor, *IEEE SENSORS JOURNAL*, VOL. 10, NO. 11, Nov.
- Schaefer et al, (1944). Ein einfaches Gerät zur Registrierung der Atmung und anderer mechanischer Vorgänge, *Pflügers Arch.*, Bd. 247, S. 606–610.
- Shah, D. S., Fuke, M., Upadhyay, S., Verma, A., & Rehman, S. U. (2016). Development and characterization of NDIR-based CO<sub>2</sub> sensor for manned space missions. *Multispectral, Hyperspectral, and Ultraspectral Remote Sensing Technology, Techniques and Applications VI*.
- Sievert, L. L. (2013). *Subjective and objective measures of hot flashes*. *American Journal of Human Biology*, 25(5), 573–580.
- Smith C, inventor; Smith C, assignee. (2003) Transducer for sensing body sounds. *United States*

*patent US 6661897B2. 2003 Dec 9.*

Smith, D. J. (2006). *Exploring Innovation* (2 ed.): McGraw-Hill Education.

Songkajorn, Y., & Thawesaengskulthai, N. (2014). Medical Device Innovation Development Process. *International Journal of Innovation and Technology Management*, 11(04), 1450027.

Souvik D. (2013). Development of a Respiration Rate meter a low-cost design approach, *Health Informatics - An International Journal (HIJ) Vol.2, No.2, May.*

Swarup, S., & Makaryus, A. (2018). Digital stethoscope: technology update. *Medical Devices: Evidence and Research, Volume 11*, 29–36.

Tracianne B. Neilsen and Jessica Morgan., (2011), How musical instruments make sounds: An exploration of standing waves and resonance frequencies. *The Journal of the Acoustical Society of America* 129, 2539

T. Benjaboonyazit. (2014). Systematic approach to problem solving of low quality arc welding during pipeline maintenance using ARIZ (algorithm of inventive problem solving). *Engineering Journal, vol. 18, no. 4*, pp. 113-134.

T. Benjaboonyazit. (2015). Simplification of System of Standard Solutions for TRIZ beginners using MAR Operator, *Proceedings of TRIZfest 2015*, September 10-12.

T. Benjaboonyazit. (2018). Searching for innovative respiratory rate monitoring devices: A case study and review of TRIZ Standard Solutions Class 4 and MAR Operator. *Proceedings of the 9th International Conference on Systematic Innovation*, July 19-21.

T. F. Morley. (1990). Capnography in the intensive care unit. *Journal of Intensive Care Medicine*, vol. 5, no. 5, pp. 209–223.

T. Hoffmann, B. Eilebrecht, and S. Leonhardt, (2011). Respiratory Monitoring System on the Basis of Capacitive Textile Force Sensors, *IEEE SENSORS JOURNAL, VOL. 11, NO. 5, MAY.*

T. Neideen. (2012). Monitoring devices in the Intensive Care Unit. *Surgical Clinics of North America, vol. 92, no. 6*, pp. 1387–1402.

- Testing instruction of ETCO<sub>2</sub> Sensor CM2200.(2019). Wuhan Cubic Optoelectronics. [Online]. Available at <http://en.gassensor.com.cn/MainstreamEtCO2/mainstream-etco2/31/44/224/> (last visited Mar. 14, 2020).
- Thornton, A. T., Singh, P., Ruehland, W. R., & Rochford, P. D. (2012). AASM Criteria for Scoring Respiratory Events: Interaction between Apnea Sensor and Hypopnea Definition. *SLEEP*.
- Valentinuzzi, M.E., Morucci, J-P. and Felice, C. J. 1996, Bioelectrical Impedance Techniques in Medicine Part II Monitoring of Physiological Events by Impedance. *In: J. R. Bourne (ed.) Crit. Rev. Biomed. Eng.*, 24(4-6), 353466.
- Vázquez J C, Willis H Tsai, W Ward Flemons, Akira Masuda, Rollin Brant, Eric Hajduk, William A Whitelaw, John E Remmers. (2000). Automated analysis of digital oximetry in the diagnosis of obstructive sleep apnoea. *Thorax*, 55(4), 302–307.
- Wheelwright, Steven C. and Kim B. Clark.(1992). Creating Project Plans to Focus Product Development. *Harvard Business Review* (March-April): 2-14.
- Whitelaw, W. A., Brant, R. F., & Flemons, W. W. (2005). Clinical Usefulness of Home Oximetry Compared with Polysomnography for Assessment of Sleep Apnea. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 171(2), 188–193.
- Wong, K. K. H., Jankelson, D., Reid, A., Unger, G., Dungan, G., Hedner, J. A., & Grunstein, R. R. (2008). Diagnostic test evaluation of a nasal flow monitor for obstructive sleep apnea detection in sleep apnea research. *Behavior Research Methods*, 40(1), 360–366.
- Wong, J., & Tse, C. (2012). Recalibration technique for NDIR gas sensors without the need for gas standards. *Sensor Review*, 32(3), 217–221.
- Woojae Lee, SeongHwan Cho, (2015), Integrated All Electrical Pulse Wave Velocity and Respiration Sensors Using Bio-Impedance, *IEEE JOURNAL OF SOLID-STATE CIRCUITS, VOL. 50, NO. 3, MARCH*
- Y Dai et al. (1995). Respiratory rate and signs in roentgenographically confirmed pneumonia among children in China. *The Pediatric Infectious Disease Journal. Vol.14 No.1* January.
- Y. Nam, B. A. Reyes, and K. H. Chon (2016). Estimation of respiratory rates using the built-in



microphone of a smartphone or headset. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 20, no. 6, pp. 1493–1501.

Yang, J., Chen, B., Zhou, J., & Lv, Z. (2015). A Low-Power and Portable Biomedical Device for Respiratory Monitoring with a Stable Power Source. *Sensors*, 15(8), 19618–19632.

Young T; Finn L; Peppard PE; Szklo-Coxe M; Austin D; Nieto FJ; Stubbs R; Hla KM. (2008). Sleep disordered breathing and mortality: eighteen-year follow-up of the wisconsin sleep cohort. *SLEEP* 2008;31(8):1071-1078.

Zhen Zhu, Jin Fei, Ioannis Pavlidis, (2015) Tracking Human Breath in Infrared Imaging, *Proceedings of the 5th IEEE Symposium on Bioinformatics and Bioengineering (BIBE'05)*, 0-7695-2476-1/05.

เดชภาส มากคง และศิลาปชัย สุวรรณธาดา (2015) ผลของโปรแกรมการฝึกไป โอไฟดแบคที่มีต่อความวิตกกังวลและความแม่นยำในการยิงปืนของนักกีฬายิงปืนระดับมัธยมศึกษา *Journal of Sports Science and Health* Vol.16 No.2, (May-August 2015)

แนวทางการพัฒนาการวินิจฉัยและรักษาอาการและโรคหูดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นในประเทศไทยสำหรับผู้ใหญ่ พ.ศ. 2560 สมาคมโรคนอนกรนและหูดหายใจขณะหลับ ราชวิทยาลัย โสต ศอ นาสิกแพทย์ แห่งประเทศไทย

คำแนะนำสำหรับการวินิจฉัยและการดูแลรักษาภาวะหูดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นในประเทศไทยสำหรับผู้ใหญ่ พ.ศ. 2561 สมาคมโรคจากการหลับแห่งประเทศไทย

ไตรสิทธิ์ เบญจบุณยสิทธิ์ (2552) TRIZ เรียนรู้ความคิดสร้างสรรค์ สถาบันทรัพยากรมนุษย์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

ไตรสิทธิ์ เบญจบุณยสิทธิ์, ดร. พงศ์ศักดิ์ วิวรรณะเดช, พันธพงศ์ ตั้งธีระสุนันท์ (2550) การพัฒนาความคิดสร้างสรรค์โดย TRIZ (Theory of Inventive Problem Solving), สมาคมส่งเสริมเทคโนโลยี (ไทย-ญี่ปุ่น)

ไปรมา อิศรเสนา ณ อยุธยา (2010). กลยุทธ์การวางแผนผลิตภัณฑ์ ‘นวัตกรรมแห่งคุณค่า’. *วารสารวิชาการ คณะสถาปัตยกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย* 161 -174.

ประคอง ตั้งประพจน์กุล, วิทยา ขยี่งหวด. (2013). กลไกการหายใจและศูนย์ควบคุมการหายใจในคน คู่มือสื่อการสอนวิชาชีววิทยา โดยความร่วมมือระหว่างสำนักงานคณะกรรมการการศึกษาขั้นพื้นฐาน และ คณะวิทยาศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

- พงศ์พันธ์ อนันต์วรณิษฐ์. (2562) Creative Thinking การคิดสร้างสรรค์ สาขาธุรกิจเทคโนโลยีและการจัดการนวัตกรรม จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
- พรทิพย์, นพ.ทนายาท และ คณะ. (2010). การออกแบบและประดิษฐ์เครื่องวัดการหายใจแบบเหนียวนา, วิทยาพนธ์ปริญญาโท สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- มานะ ศรียุทธศักดิ์, (2015). เครื่องตรวจจับและแจ้งเตือนการหลับใน. สิทธิบัตร เลขที่คำขอ 1501003654. ผู้รับสิทธิ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- รายงานการศึกษาวิจัยตลาดของบริษัทไอดีซี (2017), ไอดีซีเผยอนาคตอุปกรณ์แวร์เอเบิลยังไม่ถึงทางตัน, Mar 25 [Online]. Available from : <http://www.adslthailand.com/post/idc-เผยอนาคตอุปกรณ์-wearable-ยังไม่ถึงทางตัน-แค่เปลี่ยนรูปแบบการใช้งาน> [2017, September 1]
- รายงานสุขภาพคนไทยปี (2559). สถาบันวิจัยประชากรและสังคม มหาวิทยาลัยมหิดล
- เรวัต ต้นตยานนท์ (2552) นวัตกรรมรูปแบบการทำธุรกิจ [Online]. Available from : <http://www.bangkokbiznews.com/blog/detail/635779> [2017, November 10]
- ศุภวรรณ ต้นตยานนท์ (2558) เอกสารประกอบการบรรยายวิชาการสังเคราะห์นวัตกรรม สาขาธุรกิจเทคโนโลยีและการจัดการนวัตกรรม จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
- สิทธิศักดิ์ (2015). แวร์เอเบิล (Wearable) เทคโนโลยีเคียงคู่ Life Style สุดล้ำหน้า September 22 [Online]. Available from : <https://ireview.in.th/article-what-is-wearable-technology/> [2017, September 1]
- คำแนะนำสำหรับการวินิจฉัยและดูแลรักษาภาวะหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้นในประเทศไทยสำหรับผู้ใหญ่ (2561) สมาคมโรคจากการหลับแห่งประเทศไทย
- หลักเกณฑ์การจัดประเภทเครื่องมือแพทย์ตามความเสี่ยง (2561) กองควบคุมเครื่องมือแพทย์ สำนักงานคณะกรรมการอาหารและยา
- ศรียุทธศักดิ์, ม. (2015). สิทธิบัตร เลขที่คำขอ 1501003654. จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.

ภาคผนวก



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
**CHULALONGKORN UNIVERSITY**

## ภาคผนวก ก

## หลักการ 40 ข้อเชิงประดิษฐ์คิดค้น

ข้อที่	หลักการ	คำอธิบาย	ตัวอย่าง
1	แบ่งเป็นส่วน ๆ	แบ่งวัตถุออกเป็นส่วน ๆ แยกอิสระออกจากกัน หากระบบเดิมหรือวัตถุเดิมมีการแบ่งแยกอยู่แล้ว ให้เพิ่มระดับของการแบ่งแยก	มิดโคนหนดแบบใบมีดแบ่งเป็นหลายใบ
2	สกัดออก	สกัดชิ้นส่วนหรือลักษณะสมบัติที่ "รบกวน" ออกจากวัตถุหรือระบบ สกัดเฉพาะชิ้นส่วนหรือลักษณะสมบัติที่ "จำเป็น" ออกจากวัตถุหรือระบบ	มูมสูบนุหรีในร้านอาหาร
3	ลักษณะเฉพาะที่	แปลงวัตถุจากสิ่งที่เป็นเนื้อเดียวกันให้ต่างกัน เฉพาะส่วน ส่วนต่าง ๆ ของวัตถุหรือระบบ ควรมีฟังก์ชันต่างกัน หรือแต่ละส่วนของวัตถุควรอยู่ภายใต้เงื่อนไขซึ่งเหมาะสมที่สุดสำหรับการใช้งาน	ห้องแช่แข็งในตู้เย็น
4	อสมมาตร	แทนที่ลักษณะสมมาตรด้วยลักษณะไม่สมมาตร ถ้าวัตถุมีความไม่สมมาตรอยู่แล้ว ให้เพิ่มระดับของความไม่สมมาตรให้มากขึ้น	ขั้วต่อสายเคเบิลหรือสายพรีนเตอร์
5	รวมกัน	เชื่อมต่อวัตถุที่เหมือนกันหรือที่ทำงานอย่าง ต่อเนื่องกัน หรือรวมวัตถุเอกพันธ์หรือวัตถุที่จะถูกนำไปใช้งานใกล้เคียงกันเข้าเป็นหน่วยเดียวกัน ในเชิงสถานที่ หรือเชิงเวลา	แว่นตาแบบสายตาสั้น และสายตายาวรวมกัน
6	เอนกประสงค์	เสริมสร้างสมรรถนะหลากหลายเข้าไปในวัตถุ เดียวกัน จนสามารถตัดส่วนอื่นที่ไม่จำเป็น ออกไปได้	วิทยุแบบมินาฬิกา ปลุกในตัว
7	ซ้อนกันเป็น ชั้น ๆ	ใส่วัตถุอันหนึ่งเข้าไปในวัตถุอีกอันหนึ่ง ซ้อนกันเป็นชั้น ๆ หรือใส่วัตถุอันหนึ่งผ่านลอด โพรงในวัตถุอีกอันหนึ่ง	เสาอากาศของวิทยุในรถยนต์

8	คานน้ำหนัก	ชดเชยน้ำหนักของวัตถุโดยรวมวัตถุนั้นเข้ากับวัตถุอีกชิ้นหนึ่งซึ่งทำให้เกิดแรงยกขึ้น หรือชดเชยน้ำหนักของวัตถุด้วยแรงอากาศพลศาสตร์หรือแรงชลพลศาสตร์ ซึ่งได้รับจากสภาพแวดล้อมภายนอก	บอลลูน
9	กระทำการต้านทานก่อน	ใส่แรงต้านทานในวัตถุไว้ก่อน เพื่อชดเชยความเค้นหรือแรงไม่พึงปรารถนา	กางเกงยีนแบบซักน้ำแล้วไม่หด
10	กระทำก่อน	เตรียมหรือดำเนินการกับวัตถุล่วงหน้าทั้งหมดหรือบางส่วนเพื่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงที่ต้องการ หรือจัดวาง ติดตั้งวัตถุไว้ล่วงหน้าในตำแหน่งที่สะดวกที่สุด เพื่อให้สามารถใช้งานได้ทันทีที่ต้องการ	ซองจดหมายที่ตากาวไว้ล่วงหน้า
11	ป้องกันไว้ก่อน	เตรียมมาตรการฉุกเฉินไว้ล่วงหน้า เพื่อชดเชยความน่าเชื่อถือที่ต่ำของตัววัตถุ	ยางอะไหล่ หรือ UPS
12	สัปดาห์เท่ากัน	เปลี่ยนเงื่อนไขการทำงานเพื่อไม่ต้องยกวัตถุขึ้น ๆ ลง ๆ	ลานรับส่งสินค้าที่ยกสูงขึ้นให้ไต่ระดับเดียว กับตู้ของรถส่งของ
13	ทำกลับทาง	แทนที่จะกระทำโดยตรงตามที่กำหนด ให้กระทำในทางตรงกันข้าม ทำให้ส่วนที่เคลื่อนไหวของวัตถุหรือสภาพแวดล้อมภายนอกอยู่หนึ่งกับที่ และทำให้ส่วนที่อยู่หนึ่งกับที่นั้นเคลื่อนไหว หรือจับวัตถุพลิกกลับหัวกลับหาง	คู่วิ่งไฟฟ้าสำหรับออกกำลังกาย
14	ความเป็นทรงกลม	เปลี่ยนส่วนที่เป็นเส้นตรงให้เป็นเส้นโค้ง เปลี่ยนผิวแบนให้เป็นผิวโค้ง เปลี่ยนรูปลูกบาศก์ให้เป็นลูกบอล	หลังคารูปโดมของสนามกีฬา
15	ความเป็นพลวัตร	เปลี่ยนลักษณะสมบัติของวัตถุหรือสภาพแวดล้อมภายนอก เพื่อทำให้เกิดการทำงานที่เหมาะสมที่สุดในแต่ละขั้นตอนของการ	คีย์บอร์ดแบบจอยพับได้

		ทำงาน ถ้าวัดดูไม่เคลื่อนที่ ทำให้เคลื่อนที่ ทำให้ เปลี่ยนกลับไปกลับมาได้ แบ่งวัดดูออกเป็นส่วนย่อย เปลี่ยนตำแหน่งหรือ แทนที่กันได้	
16	กระทำ บางส่วนหรือ มากกว่า	ถ้าเป็นการยากที่จะสร้างผลที่ต้องการให้สำเร็จ 100 % ให้พยายามทำให้ได้ผลใกล้เคียง อาจจะมากกว่าหรือน้อยกว่าเล็กน้อย แล้วค่อย แก้ไขทีหลัง	การดวงข้าวสารด้วย ถ้วยตวง แล้วปาดออกทีหลัง
17	แปลงผู้มีติ ใหม่	เปลี่ยนการเคลื่อนไหวหนึ่งมิติของวัตถุไปเป็น สองมิติ จากสองมิติเป็นสามมิติ ใช้ประโยชน์จากองค์ประกอบหลายระดับของ วัตถุ เอียงวัตถุหรือวางตะแคง	ที่จอดรถทรงตั้งแบบ ใช้สายพาน ยกรถขึ้นลงตาม แนวตั้ง
18	สั้นเชิงกล	ใช้ประโยชน์จากการแกว่ง ถ้ามีการแกว่งอยู่ ให้เพิ่มความถี่ให้สูงขึ้นจนถึง ชั้นความถี่เหนือเสียง ใช้ความถี่สั้นพ้อง เปลี่ยนความสั้นสะเทือนเชิงกลเป็นความ สั้นสะเทือนจากความดัน ใช้การสั้นสะเทือนความถี่เหนือเสียงร่วมกับ สนามแม่เหล็กไฟฟ้า	ใช้คลื่นอัลตราโซนิก ทำความสะอาด แว่นตา
19	กระทำเป็น จังหวะ	เปลี่ยนการกระทำต่อเนื่องเป็นการกระทำเป็น จังหวะหรือแทนที่ด้วยการกระทำเป็นช่วงเป็น ตอน ถ้ากระทำเป็นจังหวะอยู่แล้ว ให้เปลี่ยนความถี่ ใช้ช่วงหยุดพักระหว่างจังหวะให้เป็นประโยชน์	ส่วนเจาะปูนแบบ กระแทก
20	การกระทำที่ เป็นประโยชน์ อย่างต่อเนื่อง	ชิ้นส่วนของวัตถุทุกชิ้นจะต้องทำงานอย่าง ต่อเนื่องเต็มกำลัง ย้ายการเคลื่อนซึ่งไม่เกิดการทำงานและอยู่	เปลี่ยนไฟฉายไร้ถ่าน แบบโยกไป ๆ มา ๆ ให้เป็นแบบบีบแล้ว

		ระหว่างกลางออกไป เปลี่ยนการเคลื่อนที่แบบ “กลับไปกลับมา” เป็น การเคลื่อนที่แบบหมุน	หมุน
21	กระทำอย่าง รวดเร็ว	ทำงานที่อันตรายหรือเสี่ยงภัยให้แล้วเสร็จอย่าง รวดเร็ว	การตัดหรือป้อนขึ้นรูป วัตถุอย่างรวดเร็ว
22	เปลี่ยนวิกฤติ ให้เป็น โอกาส	ใช้ประโยชน์จากปัจจัยอันตราย โดยเฉพาะอย่างยิ่ง คือปัจจัยสภาพแวดล้อม เพื่อให้เกิดผลในเชิง บวก ใช้ปัจจัยอันตรายรวมเข้ากับปัจจัยอันตรายอีก อย่างเพื่อหักล้างกัน เพิ่มระดับขึ้นของการกระทำที่มีอันตรายให้ถึง จุดที่หมดอันตราย	ใช้ก๊าซเสียจากการเผา ไหม้มาทำความร้อน
23	ป้อนกลับ	นำการป้อนกลับมาใช้ ถ้ามีการป้อนกลับอยู่แล้วให้ลองปรับเปลี่ยน หรือกลับทิศทางดู	การเปิดปิดแอร์โดยใช้ เทอร์โมสแตต
24	ตัวกลาง	ใช้วัตถุตัวกลางเพื่อส่งผ่านหรือก่อให้เกิดการ กระทำ ต่อหรือเชื่อมโยงวัตถุเดิมกับวัตถุซึ่งเคลื่อนย้าย ออกได้ง่ายเป็นการชั่วคราว	การประมูลซื้อขายบน อินเทอร์เน็ต
25	การบริการ ตนเอง	วัตถุสามารถให้บริการ ทำงานเสริมหรือ ซ่อมแซมตัวเองได้ ใช้ประโยชน์จากวัสดุและพลังงานที่เป็นของ เสีย	นำมูลสัตว์มาทำเป็น ปุ๋ย
26	เลียนแบบ	ควรใช้วัตถุที่ง่ายและราคาไม่แพง แทนที่จะใช้ ของเดิมที่เปราะบาง หรือวัตถุที่ใช้งานยาก ถ้าใช้ภาพถ่ายที่มองเห็นได้ด้วยสายตา ให้ เปลี่ยนเป็นภาพจากรังสีอินฟราเรดหรือ อัลตราไวโอเลต แทนที่วัตถุด้วยภาพถ่ายจะทำให้สามารถย่อย หรือขยายภาพของวัตถุนั้นได้	ห้องจำลองสำหรับฝึก นักบิน

27	ใช้แล้วทิ้ง	ใช้วัตถุราคาถูกแทนวัตถุราคาแพง โดยยอมเสียลักษณะสมบัติบางประการ เช่น ความทนทาน	ไม่ตะเกียบ
28	แทนระบบเชิงกล	แทนระบบเชิงกลด้วยระบบแสง ระบบเสียง ระบบความร้อน หรือระบบสัมผัสด้วยกลืน ใช้สนามไฟฟ้า สนามแม่เหล็ก หรือ สนามแม่เหล็กไฟฟ้าให้มีปฏิสัมพันธ์กับวัตถุ เปลี่ยนสภาพแวดล้อม ใช้อนุภาพแม่เหล็ก	จากแผ่นเสียงที่ใช้ระบบการสั่นของเข็มพัฒนา มาเป็นแผ่นซีดีที่อ่านด้วยแสง
29	ใช้ระบบนิวมติกหรือไฮดรอลิก	แทนชิ้นส่วนที่เป็นของแข็งด้วยก๊าซหรือของเหลว โดยชิ้นส่วนเหล่านี้สามารถทำให้ขยายได้ด้วยอากาศ น้ำ หรือ ของไหล	เตียงน้ำ
30	เยื่อยืดหยุ่นและฟิล์มบาง	ใช้เยื่อยืดหยุ่นและฟิล์มบางเพื่อแทนที่โครงสร้างแข็ง แยกวัตถุออกจากสภาพแวดล้อมภายนอกโดยการใช้เยื่อยืดหยุ่นหรือฟิล์มบาง	กระจกแบบหุ้มผิวด้วยฟิล์มบาง
31	วัสดุพอรุน	ทำให้วัตถุเป็นพอรุนหรือใช้ส่วนประกอบย่อยที่มีพอรุนเสริม ถ้าเป็นวัตถุที่มีพอรุนอยู่แล้วให้เติมสารที่ต้องการไว้ในพอรุนก่อน	ฟองน้ำฉูตัว
32	เปลี่ยนสี	เปลี่ยนสีของวัตถุหรือสภาพแวดล้อม เปลี่ยนระดับความโปร่งแสงของวัตถุหรือสภาพแวดล้อมให้มองเห็นได้ง่าย ใช้สารเติมแต่งที่มีสีเพื่อสังเกตหรือกระบวนการซึ่งมองเห็นได้ยาก หากมีการใช้สารเติมสีอยู่แล้ว ให้ใช้สารเรืองแสงหรือสารที่เรืองจ้อช่วย	กระดาษลิตมัสเปลี่ยนสีแสดงความเป็นกรดต่าง
33	เนื้อเดียวกัน	วัตถุซึ่งมีปฏิสัมพันธ์กับวัตถุหลักควรทำจากวัสดุอย่างเดียวกัน	น้ำแข็งทำจากเบียร์ใช้แช่เบียร์



34	ใช้ชิ้นส่วนที่สลายและเกิดใหม่	หลังจากที่ชิ้นส่วนบางอย่างได้ทำหน้าที่ของตนเองเสร็จสิ้นแล้วหรือไม่ได้ใช้งานอีก ชิ้นส่วนนั้นจะถูกคัดออก (โดยกระบวนการทำลาย ละลาย ระเหย เป็นต้น) หรือถูกตัดแปลงไปในระหว่างกระบวนการทำงาน ชิ้นส่วนของวัตถุที่ถูกใช้หมดไปในระหว่างการทำงานควรถูกนำกลับมาใช้ใหม่อีก	แบบหล่อโลหะที่ทำจากทราย
35	เปลี่ยนลักษณะสมบัติ	เปลี่ยนสถานะทางกายภาพของระบบ เปลี่ยนความเข้มข้นหรือความหนาแน่น เปลี่ยนระดับความยืดหยุ่น เปลี่ยนโครงสร้างหรือลักษณะสมบัติทางเคมี	หม้อดันความดันสูง
36	เปลี่ยนสถานะ	ใช้ปรากฏการณ์ที่เกิดขึ้นจากการเปลี่ยนสถานะของวัตถุ เปลี่ยนจากของแข็งเป็นของเหลว หรือ ของเหลวเป็นก๊าซมาใช้ให้เกิดประโยชน์ เช่น ปริมาตรเปลี่ยนไป เกิดการรับหรือสูญเสียความร้อน เป็นต้น	ฮีตปั๊มที่ใช้ความร้อนจากการระเหยและการควบแน่น
37	ขยายตัวด้วยความร้อน	ใช้การขยายหรือหดตัวของวัตถุ โดยการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ ใช้วัตถุต่างชนิดที่มีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเนื่องจากความร้อนต่างกัน	ไบเมทัลที่ใช้ในเทอร์โมสแตต
38	เติมออกซิเจนอย่างเข้มข้น	เปลี่ยนการเติมออกซิเจนจากระดับหนึ่งไปสู่ระดับที่สูงขึ้น การเติมออกซิเจนเข้าไปในอากาศ การใช้ประโยชน์จากไอออนของออกซิเจน เปลี่ยน ไอ โชนให้เป็นออกซิเจนอะตอมเดี่ยว	เติมออกซิเจนในงานเชื่อมด้วยแก๊ส
39	สภาพแวดล้อมเฉื่อย	เปลี่ยนสภาพแวดล้อมปกติเป็นสภาพแวดล้อมที่เฉื่อย เติมสารที่เป็นกลางหรือสารเติมแต่งเข้าไปในวัตถุ ดำเนินการในสุญญากาศ	การดับไฟด้วยไนโตรเจน

40	วัสดุคอมโพสิต	เปลี่ยนจากวัสดุเนื้อเดียวเป็นวัสดุคอมโพสิต (วัสดุผสม)	กระแทกแบบเคลือบเทพรอน
----	---------------	---	-----------------------

ที่มา : ไตรสิทธิ์และคณะ, 2550



## ภาคผนวก ข

## หลักการในการแบ่งแยก

การแบ่งแยก 4 มิติ	วิธีพิจารณา	ตัวอย่าง
<p>การแบ่งแยกในเชิงพื้นที่</p> <p>แยกระบบออกไปในพื้นที่ที่ต่างกัน แล้วให้ค่าของคุณสมบัติแต่ละพื้นที่ตรงข้ามกัน</p>	<p>คุณสมบัติจะมากขึ้นเมื่ออยู่ในที่หนึ่ง และจะลดลงเมื่ออยู่ในอีกที่หนึ่ง</p> <p>คุณสมบัติจะมีเมื่ออยู่ในที่หนึ่ง และจะหายไปเมื่ออยู่ในอีกที่หนึ่ง</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ พลาสติกปิดแผล (จะต้องแนบติดกับผิวหนังเพื่อปิดกั้นแผล แต่ผิวหนังต้องมีการระบายอากาศ)</li> <li>▪ สะพานทางข้าม (แยกการจราจรของรถออกจากกัน)</li> <li>▪ ที่นั่งสูบบุหรี่ในร้านอาหาร</li> <li>▪ फिल्मภาพยนตร์ (แถบบันทึกภาพและเสียง)</li> <li>▪ ดินสอ 2 สี</li> </ul>
<p>2. การแบ่งแยกในเชิงเวลา</p> <p>แยกสถานะของระบบออกไปในเวลาที่แตกต่างกัน แล้วให้คุณสมบัติของแต่ละเวลาตรงข้ามกัน</p>	<p>คุณสมบัติจะมากขึ้นเมื่ออยู่ในเวลาหนึ่ง และจะลดลงเมื่ออยู่ในอีกเวลาหนึ่ง</p> <p>คุณสมบัติจะมีเมื่ออยู่ในเวลาหนึ่ง และจะหายไปเมื่ออยู่ในอีกเวลาหนึ่ง</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ การเปลี่ยนพื้นที่ปีกของเครื่องบิน (ขณะบินลงจอดกับขณะกำลังบิน)</li> <li>▪ การเปลี่ยนรูปร่างของห้องนักบินของเครื่องบินคอนคอร์ด (ขณะบินลงจอดกับขณะกำลังบิน)</li> <li>▪ สัญญาณไฟที่ทางแยก (ทำให้เวลาจราจรของคนกับรถต่างกัน)</li> <li>▪ เชื้อเพลิงไฟฟ้าแบบปั้มน้ำเข้าอ่างเก็บในเวลาไฟเหลือ</li> </ul>
<p>3. การแบ่งแยกในเชิงภาพรวมกับส่วนย่อย</p> <p>แบ่งแยกเป็นระบบทั้งระบบกับส่วนย่อยของระบบ แล้วให้คุณสมบัติของแต่ละอย่างตรงข้ามกัน</p>	<p>คุณสมบัติอย่างหนึ่งสำหรับทั้งระบบจะมีค่าค่าหนึ่ง สำหรับส่วนย่อย จะมีค่าตรงกันข้าม</p> <p>คุณสมบัตินั้นมีในระบบทั้งระบบ แต่จะหายไปเมื่อมองส่วนย่อย (เฉพาะส่วน)</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ โข่จักรยาน (โข่แต่ละข่อจะแข็ง แต่รวมกันทั้งหมดจะอ่อน)</li> <li>▪ แนวคิดการแยกด้วยแรงหนีศูนย์กลาง</li> <li>▪ เทคโนโลยีการสื่อสารไร้สาย (ถ้ามองเป็นส่วนย่อยจะใช้คลื่นความถี่สูงเป็นคลื่นพา โดยรวมแล้วสัญญาณจะอยู่บนคลื่นความถี่ต่ำ)</li> </ul>

<p>4. การแบ่งแยกในเชิง เงื่อนไข</p> <p>ตั้งเงื่อนไขที่เกี่ยวพัน กับระบบขึ้น แล้วแยก ให้ค่าของเงื่อนไขแต่ ละอย่างตรงข้ามกัน</p>	<p>คุณสมบัติจะมากขึ้นตาม เงื่อนไขหนึ่งและจะลดลง ตามอีกเงื่อนไขหนึ่ง</p> <p>คุณสมบัติจะมีตามเงื่อนไข หนึ่ง และจะหายไปตามอีก เงื่อนไขหนึ่ง</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ อ่างล้างชามในครัว (ปล่อยน้ำทิ้งผ่าน ออกไป แต่ไม่ให้ของแข็งผ่าน)</li> <li>▪ วาล์วป้องกันการไหลกลับ (ให้ไปทาง หนึ่ง แต่ไม่ให้กลับมา)</li> <li>▪ ฟิลเตอร์ต่าง ๆ</li> <li>▪ เข็มขัดนิรภัยในรถ</li> </ul>
--	--	---

ที่มา : ไตรสิทธิ์และคณะ, 2550



## ภาคผนวก ค

### คำตอบมาตรฐาน 76 ข้อ

#### คลาส 1. การสร้างและสลายแบบจำลองสสาร-สนาม

##### 1.1 การสร้างแบบจำลองสสาร-สนาม

1.1.1 การสร้างแบบจำลองสสาร-สนาม

1.1.2 การผสมผสานสสารเพิ่มเติมภายในแบบจำลองสสาร-สนาม

1.2.3 การสกัดการกระทำที่เป็นอันตรายออกมา

1.2.4 การผสมให้การกระทำที่เป็นอันตรายอ่อนลงด้วย F2

1.2.5 การตัดอิทธิพลจากแม่เหล็ก

1.1.6 จีดจำกัดที่น้อยที่สุด

1.1.7 จีดจำกัดที่มากที่สุด

1.1.8 จีดจำกัดที่มากที่สุดตามการเลือก

##### 1.2 การสลายแบบจำลองสสาร-สนาม

1.2.1 การกำจัดการกระทำที่เป็นอันตรายโดยนำ S3 เข้ามา

1.2.2 การกำจัดการกระทำซึ่งกันและกันที่เป็นอันตรายโดยนำ S1 และ (หรือ) S2 ที่ดัดแปลงแล้วเข้ามา

1.2.3 การสกัดการกระทำที่เป็นอันตรายออกมา

1.2.4 การผสมให้การกระทำที่เป็นอันตรายอ่อนลงด้วย F2

1.2.5 การตัดอิทธิพลจากแม่เหล็ก

#### คลาส 2. การเสริมแต่งแบบจำลองสสาร-สนาม

##### 2.1 การย้ายไปสู่แบบจำลองสสาร-สนามแบบผสม

2.1.1 แบบจำลองสสาร-สนามแบบลูกโซ่

2.1.2 แบบจำลองสสาร-สนามแบบซ้อน 2 ชั้น

##### 2.2 การเสริมแรงแบบจำลองสสาร-สนาม

2.2.1 การใช้สนามที่ถูกควบคุมได้ง่ายขึ้น

2.2.2 การแยกย่อยของสสาร S2

2.2.3 การใช้วัสดุที่มีรูพรุนและวัสดุที่เป็นโพรงเล็ก ๆ

2.2.4 การทำให้เป็นพลวัต

2.2.5 การเปลี่ยนสนามให้เป็นแบบมีโครงสร้างแน่นอน

2.2.6 การเปลี่ยนสสารให้เป็นแบบมีโครงสร้างแน่นอน

### 2.3 การเสริมแรงด้วยการปรับจิงหวะ

- 2.3.1 การปรับจิงหวะระหว่างสนามกับสสาร S1 หรือ S2
- 2.3.2 การปรับจิงหวะระหว่างสนาม F1 กับ F2
- 2.3.3 การปรับให้เข้ากันของการกระทำที่ไม่เข้ากันหรืออยู่แยกกันโดยอิสระ

### 2.4 แบบจำลองของสนามที่มีความเป็นแม่เหล็กสูง

- 2.4.1 แบบจำลอง Pre-Ferro-Field
- 2.4.2 แบบจำลอง Ferro-Field
- 2.4.3 ของเหลวที่มีสมบัติเป็นแม่เหล็ก
- 2.4.4 การใช้โครงสร้างที่เป็นโพรงเล็ก ๆ ในแบบจำลอง Ferro-Field
- 2.4.5 แบบจำลอง Ferro-Field ที่ผสมกันขึ้น
- 2.4.6 แบบจำลอง Ferro-Field ที่ใช้สิ่งแวดล้อม
- 2.4.7 การใช้ผลและปรากฏการณ์ทางฟิสิกส์
- 2.4.8 การเพิ่มความเป็นพลวัต
- 2.4.9 การปรับเปลี่ยนโครงสร้าง
- 2.4.10 การปรับจิงหวะของแบบจำลอง Ferro-Field
- 2.4.11 แบบจำลองสนามไฟฟ้า ( Electro-Field )
- 2.4.12 ของเหลวที่สามารถควบคุมความหนืดได้

### คลาส 3. การย้ายไปยังระบบส่วนบนและระดับจุลภาค

- 3.1 การย้ายไปยังระบบสองชั้น (bi) และหลายชั้น (poly)
  - 3.1.1 การย้ายระบบ 1a: การสร้างระบบสองชั้น (bi) และหลายชั้น (poly)
  - 3.1.2 การเชื่อมโยงที่มีประสิทธิภาพสำหรับระบบสองชั้น (bi) และหลายชั้น (poly)
  - 3.1.3 การย้ายระบบ 1b :การเพิ่มความแตกต่างระหว่างองค์ประกอบ
  - 3.1.4 การทำระบบสองชั้น (bi) และหลายชั้น (poly) ให้ง่ายขึ้น
  - 3.1.5 การย้ายระบบ 1c : คุณสมบัติที่ตรงกันข้ามของระบบทั้งหมดกับส่วนย่อย
- 3.2 การย้ายไปยังระดับจุลภาค
  - 3.2.1 การย้ายระบบ 2 : การย้ายไปยังระดับจุลภาค

### คลาส 4. การตรวจจับและการวัด

- 4.1 วิธีการทางอ้อม
  - 4.1.1 การเปลี่ยนแปลงระบบเพื่อให้การวัดหรือการตรวจจับหมดความจำเป็นลง
  - 4.1.2 การวัดโดยการใช้วิธีคัดลอก

- 4.1.3 การวัดโดยการตรวจจับสองครั้งต่อเนื่องกัน
  - 4.2 การสร้างแบบจำลองสสาร-สนามเชิงการวัด
    - 4.2.1 แบบจำลองสสาร-สนามเชิงการวัด
    - 4.2.2 แบบจำลองสสาร-สนามเชิงการวัดที่ผสมขึ้น
    - 4.2.3 แบบจำลองสสาร-สนามเชิงการวัดโดยใช้สิ่งแวดล้อม
    - 4.2.4 การทำให้ได้สสารเพิ่มเติมที่มีอยู่ในสิ่งแวดล้อม
  - 4.3 การเสริมแรงแบบจำลองสสาร-สนามเชิงการวัด
    - 4.3.1 การใช้ผลและปรากฏการณ์ทางฟิสิกส์
    - 4.3.2 การใช้การสั่นสะท้อนของชั้นทดสอบ
    - 4.3.3 การใช้การสั่นสะท้อนของตัวเชื่อมต่อ
  - 4.4 การย้ายไปยังแบบจำลองสนามแม่เหล็ก(Ferro-Field)
    - 4.4.1 แบบจำลอง Pre-Ferro-Field เชิงการวัด
    - 4.4.2 แบบจำลอง Ferro-Field เชิงการวัด
    - 4.4.3 แบบจำลอง Ferro-Field เชิงการวัดที่ผสมขึ้น
    - 4.4.4 แบบจำลอง Ferro-Field เชิงการวัดที่เพิ่มสิ่งแวดล้อม
    - 4.4.5 การใช้ผลและปรากฏการณ์ทางฟิสิกส์
  - 4.5 ทิศทางการวิวัฒนาการของระบบการวัด
    - 4.5.1 การย้ายไปยังระบบสองชั้น (bi) และหลายชั้น (poly)
    - 4.5.2 วัดอนุพันธ์ที่หนึ่งและที่สองแทนการวัดโดยตรง
- คลาส 5. หลักเกณฑ์ในการใช้คำตอบมาตรฐาน
- 5.1 การนำสสารเข้ามา
    - 5.1.1 วิธีการทางอ้อม
    - 5.1.2 การแยกย่อยของสสาร
    - 5.1.3 การสลายตัวของสสาร
    - 5.1.4 การนำสสารจำนวนมากเข้ามา
  - 5.2 การนำสนามเข้ามา
    - 5.2.1 การใช้สนามหลายอย่างที่ใช้งานได้
    - 5.2.2 การนำสนามเข้ามาจากสิ่งแวดล้อม
    - 5.2.3 การใช้สสารที่มีความสามารถในการทำให้เกิดสนาม
  - 5.3 การย้ายสถานะ

- 5.3.1 การย้ายสถานะ 1: เปลี่ยนสถานะ
- 5.3.2 การย้ายสถานะ 2: เปลี่ยนสถานะพลวัต
- 5.3.3 การย้ายสถานะ 3: การใช้ปรากฏการณ์ที่เกี่ยวข้อง
- 5.3.4 การย้ายสถานะ 4: การย้ายไปยังสถานะซ้อน 2 ชั้น
- 5.3.5 การกระทำซึ่งกันและกันระหว่างสถานะ
- 5.4 ลักษณะเฉพาะตัวที่มาจากการใช้ผลหรือปรากฏการณ์ทางกายภาพ
  - 5.4.1. การย้ายสถานะที่ถูกควบคุมด้วยตัวเอง
  - 5.4.2. การขยายสนามเอาต์พุต
- 5.5 คำตอบมาตรฐานที่มีพื้นฐานจากการทดลอง
  - 5.5.1. การได้อนุภาคของสสารจากการแยกตัว
  - 5.5.2. การได้อนุภาคของสสารจากการรวมตัว
  - 5.5.3 การใช้คำตอบมาตรฐาน 5.5.1 และ 5.5.2

#### รายละเอียดของคำตอบมาตรฐานคลาส 4 การตรวจจับและการวัด

มีทั้งหมด 17 ข้อตามรายละเอียดและตัวอย่าง ดังนี้

(1) การเปลี่ยนแปลงระบบเพื่อให้การวัดหรือการตรวจจับหมดความจำเป็นลง  
กรณีที่มีปัญหาด้านการวัดหรือการตรวจจับ วิธีการที่เหมาะสมคือเปลี่ยนแปลงระบบให้ไม่มีความจำเป็นที่จะต้องแก้ปัญหาด้านการวัดหรือการตรวจจับ  
ตัวอย่าง ระบบให้ความร้อนสามารถปรับอุณหภูมิได้ด้วยตัวเอง โดยใช้สวิตซ์ที่ทำงานด้วยเทอร์โมคัปเปิ้ลหรือไบเมทัล

(2) การวัดโดยการใช้วิธีคัดลอก

กรณีที่มีปัญหาด้านการวัดหรือการตรวจจับ และไม่สามารถใช้คำตอบมาตรฐานข้อ(1)ได้  
วิธีการที่เหมาะสมคือกระทำที่สำเนาหรือภาพถ่ายของวัตถุนั้นแทนที่จะกระทำที่ตัววัตถุโดยตรง  
ตัวอย่าง การวัดปริมาณสัตว์ปีกนั้น แทนที่จะนับนับเป็นตัว ๆ อาจใช้ภาพถ่ายทางอากาศช่วยในการเทียบเคียง

(3) การวัดโดยการตรวจจับสองครั้งต่อเนื่องกัน



กรณีที่มีปัญหาด้านการวัดหรือการตรวจจับ และไม่สามารถใช้คำตอบมาตรฐานข้อ(1)และข้อ(2)ได้ วิธีการที่เหมาะสมคือลองเปลี่ยนให้เป็นปัญหาที่สามารถพิจารณาความเปลี่ยนแปลงได้ โดยการตรวจจับสองครั้งต่อเนื่องกัน

ตัวอย่าง ในการวัดเส้นผ่าศูนย์กลางที่แท้จริงของวัตถุชนิดยืดหยุ่น เราสามารถใช้วิธีวัดค่าต่ำสุดและสูงสุดของแกนเพื่อนำไปคำนวณหาเส้นผ่าศูนย์กลางที่แท้จริง

#### (4) การวัดในระบบสสาร-สนามที่ไม่สมบูรณ์

กรณีที่การวัดในระบบสสาร-สนามที่ไม่สมบูรณ์ทำได้ยาก เราสามารถแก้ปัญหาได้ด้วยการสร้างระบบสสาร-สนามให้สมบูรณ์เป็นแบบทั่วไปหรือเป็นแบบเชิงซ้อน โดยเพิ่มสนามพลังเข้าไปแล้ววัดเอาจุดตัดที่ออกมาเป็นสนามพลัง

ตัวอย่าง ในการวัดขนาดหรือระบุตำแหน่งของรูเล็ก ๆ บนวัตถุนั้นทำได้ลำบาก แต่ถ้าเราหุ้มวัตถุด้วยอากาศให้อากาศแทรกซึมเข้าไปในรู แล้วใส่วัตถุนั้นเข้าไปในของเหลวภายใต้ความดันต่ำ จะเห็นฟองอากาศลอยขึ้นมาซึ่งใช้บอกขนาดและระบุตำแหน่งของรูได้

#### (5) การวัดในระบบสสาร-สนามโดยเติมสสารเข้าไปภายในหรือภายนอกระบบ

กรณีที่ระบบหรือองค์ประกอบของระบบทำการตรวจจับหรือวัดได้ยาก เราสามารถแก้ปัญหานี้ได้ด้วยการเติมสสารที่ตรวจจับได้ง่ายเข้าไปภายในหรือภายนอกระบบ

ตัวอย่าง การทานแบเรียมเข้าไปในขณะที่ทำการเอกซเรย์ จะช่วยทำให้เราสามารถวัดตำแหน่งและปริมาณของแบเรียมที่ไปเคลือบผิวลำไส้ได้

#### (6) การวัดในระบบสสาร-สนามโดยเติมสสารเข้าไปสิ่งแวดล้อม

กรณีที่การตรวจจับหรือวัดในเวลาใดเวลาหนึ่ง ทำได้ยาก และไม่สามารถใส่สารเติมแต่งเข้าไปในระบบได้ สามารถแก้ปัญหาได้โดยใส่สสารที่สามารถทำให้เกิดสนามที่ตรวจ (หรือวัด) ได้ง่ายเติมแต่งเข้าไปในสิ่งแวดล้อม ซึ่งเป็นผลให้การเปลี่ยนแปลงสภาวะของสิ่งแวดล้อมสามารถให้ข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับการเปลี่ยนแปลงของระบบได้

ตัวอย่าง ระบบ GPS จะช่วยทำให้คนสามารถค้นหาตำแหน่งที่อยู่ของตนเองได้โดยการวัดเปรียบเทียบกับดาวเทียมซึ่งถือเป็นสารเติมแต่งเมื่อมองจากโลก

#### (7) การสร้างสารเติมแต่งจากสิ่งที่มีอยู่ในสิ่งแวดล้อม

กรณีที่ไม่สามารถใส่สารเติมแต่งเข้าไปในสิ่งแวดล้อมตามคำตอบมาตรฐานข้อ (6) ได้ สามารถแก้ปัญหาได้โดยการสร้างสารเติมแต่งมาจากตัวสิ่งแวดล้อมเอง เช่น การสลายหรือเปลี่ยนแปลงสถานะ(เฟส)  
ตัวอย่าง ในการวัดความเร็วของของเหลวที่ไหลอยู่ในท่อ สามารถสร้างฟองอากาศให้เกิดขึ้นในของเหลวด้วยปรากฏการณ์ Cavitation แล้วทำการวัดความเร็วของของเหลวโดยวัดจากการไหลของฟองอากาศแทน

#### (8) การใช้ผลและปรากฏการณ์ทางฟิสิกส์ (Physical Effects)

ประสิทธิภาพของการตรวจจับและการวัดในระบบสสาร-สนามสามารถปรับปรุงให้ดีขึ้นได้ด้วยการใช้ผลและปรากฏการณ์ทางฟิสิกส์  
ตัวอย่าง เราสามารถวัดอุณหภูมิของของเหลวที่เป็นสารตัวนำได้โดยดูจากความเปลี่ยนแปลงของการนำไฟฟ้า

#### (9) การใช้การสั่นพ้องของระบบหรือองค์ประกอบ

กรณีที่ไม่สามารถตรวจจับหรือวัดการเปลี่ยนแปลงของระบบได้ทั้งโดยตรงและโดยผ่านสนามพลังเข้าไป สามารถแก้ปัญหานี้ได้ด้วยการทำให้ระบบทั้งหมดหรือองค์ประกอบของระบบเกิดการสั่นพ้อง(เรโซแนนซ์) คือ การเปลี่ยนแปลงของความถี่ในการสั่นพ้องจะให้ข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับการเปลี่ยนแปลงของระบบออกมา  
ตัวอย่าง การจูนเปียโนด้วยช้อนเสียงจะกระตุ้นสายเปียโนให้เกิดการสั่นพ้องได้โดยการปรับความตึงของสายเปียโน

#### (10) การใช้การสั่นด้วยความถี่ธรรมชาติของส่วนที่เชื่อมต่อกับระบบ

กรณีที่ไม่สามารถใช้คำตอบมาตรฐาน(9)ได้ สามารถหาข้อมูลเกี่ยวกับสถานะของระบบได้โดยผ่านการสั่นด้วยความถี่ธรรมชาติของสิ่งแวดล้อมหรือวัตถุภายนอกที่นำมาเชื่อมต่ออยู่กับระบบ

ตัวอย่าง แทนที่จะวัดค่าคาปาซิแตนซ์ของตัวเก็บประจุโดยตรง เราสามารถใส่ตัวเก็บประจุที่ไม่ทราบค่าคาปาซิแตนซ์ เข้าไปในวงจรมีขดลวดที่รู้ค่าอินดักแตนซ์ แล้วป้อนแรงดันที่ปรับความถี่ไปเรื่อย ๆ จนพบความถี่ที่ทำให้เกิดเรโซแนนซ์ ก็จะสมารถนำมาคำนวณหาค่าคาปาซิแตนซ์ได้

#### (11) การวัดในระบบสสาร-สนามที่ไม่เป็นสนามแม่เหล็ก

ระบบสาร-สนามที่ไม่เป็นสนามแม่เหล็กสามารถเปลี่ยนมาเป็นระบบสาร-สนามที่มีสารที่เป็นสารแม่เหล็กหรือมีสนามแม่เหล็ก  
ตัวอย่าง ในระบบการควบคุมไฟสัญญาณจราจร เราสามารถใช้แท่งตัวนำไฟฟ้าที่ทำเป็นวงกลมฝังไว้ใต้ผิวถนนเพื่อตรวจหาตำแหน่งของรถยนต์(ซึ่งประกอบด้วยสารแม่เหล็ก)

#### (12) การวัดในระบบสาร-สนามที่เป็นสนามแม่เหล็ก

การตรวจจับและการวัดในระบบสาร-สนาม หรือระบบสาร-สนามที่ไม่เป็นสนามแม่เหล็ก จะทำให้มีประสิทธิภาพสูงขึ้นได้ด้วยการเปลี่ยนไปเป็นระบบสาร-สนามที่เป็นสนามแม่เหล็ก โดยแทนที่สารตัวหนึ่งด้วยอนุภาคที่มีความเป็นแม่เหล็กสูง หรือการเติมอนุภาคที่มีความเป็นแม่เหล็กสูงเข้าไปในระบบ ทำให้สามารถหาข้อมูลเกี่ยวกับการเปลี่ยนแปลงของระบบสามารถได้มาโดยตรวจจับหรือการวัดสนามแม่เหล็ก  
ตัวอย่าง อนุภาคของสารแม่เหล็กถูกผสมเข้าไปในหมึกพิมพ์ธนบัตรเพื่อช่วยในการตรวจสอบการปลอมธนบัตร

#### (13) การวัดในระบบสาร-สนามที่เป็นสนามแม่เหล็กโดยการเติมแต่ง

การวัดและการตรวจจับสามารถทำมีประสิทธิภาพสูงขึ้นได้ด้วยการเปลี่ยนไปเป็นระบบสาร-สนามที่เป็นสนามแม่เหล็ก แต่กรณีที่ไม่สามารถแทนที่สารด้วยอนุภาคที่มีความเป็นแม่เหล็กสูงได้ สามารถแก้ปัญหานี้ได้โดยใส่สารเติมแต่งเข้าไปในสารเพื่อสร้างระบบสาร-สนามที่เป็นสนามแม่เหล็กขึ้น  
ตัวอย่าง ในการระเบิดชั้นหินจะใช้ของเหลวภายใต้ความดันสูงฉีดทำลายชั้นหิน เพื่อให้สามารถสังเกตสภาพของชั้นหินได้ ผงแม่เหล็กจะถูกผสมเข้าไปในของเหลวเพื่อทำให้สามารถควบคุมได้ง่ายขึ้น

#### (14) การวัดในระบบสาร-สนามที่เป็นสนามแม่เหล็กโดยการเติมแต่งสิ่งแวดล้อม

การวัดและการตรวจจับสามารถทำมีประสิทธิภาพสูงขึ้นได้ด้วยการเปลี่ยนไปเป็นระบบสาร-สนามที่เป็นสนามแม่เหล็ก แต่กรณีที่ไม่สามารถแทนที่สารด้วยอนุภาคที่มีความเป็นแม่เหล็กสูงได้ สามารถแก้ปัญหานี้ได้โดยใส่อนุภาคนั้นเข้าไปในสิ่งแวดล้อม  
ตัวอย่าง ในการศึกษาลักษณะการก่อเกิดของคลื่นน้ำ อนุภาคของสารแม่เหล็กจะถูกผสมเข้าไปในน้ำ

## (15) การใช้ผลและปรากฏการณ์ทางฟิสิกส์ของแม่เหล็ก

การวัดและการตรวจจับสนในระบบสื่อสาร-สนามสามารถทำมีประสิทธิภาพสูงขึ้นได้โดยการใช้ผลและปรากฏการณ์ทางฟิสิกส์แม่เหล็ก เช่น ผลของ Curie Effect, ผลของ Hopkinson Effect และ ผลของ Barkhausen Effect เป็นต้น

ตัวอย่าง เครื่อง MRI (Magnetic Resonance Imaging)

## (16) การเปลี่ยนไปยังระบบสองชั้น (bi-system) และระบบหลายชั้น (poly-system)

วิวัฒนาการของการวัดในระบบสื่อสาร-สนามสามารถทำให้มีประสิทธิภาพสูงขึ้นได้ด้วยการสร้างเป็นระบบสองชั้น (bi-system) และระบบหลายชั้น (poly-system)

ตัวอย่าง การวัดสายตาผู้เชี่ยวชาญจะใช้เครื่องมือหลายชนิดเพื่อวัดความสามารถในการโฟกัสจากส่วนต่างๆ ของเรตินาเปรียบเทียบกับมาตรฐาน

## (17) วัดอนุพันธ์อันดับที่หนึ่งและอันดับที่สองแทนการวัดโดยตรง

ระบบการวัดหรือการตรวจจับสนจะมีวิวัฒนาการไปในทิศทางดังนี้

-วัดฟังก์ชัน

-วัดอนุพันธ์อันดับที่ 1 ของฟังก์ชัน

-วัดอนุพันธ์อันดับที่ 2 ของฟังก์ชัน

ตัวอย่าง ในระบบเรดาร์ภาคพื้นดิน เราใช้ทั้งคลื่นเรดาร์ที่สะท้อนโดยตรงและความเปลี่ยนแปลงของความถี่ของคลื่นมาคำนวณหาตำแหน่ง และความเร็วของเครื่องบินได้

ที่มา : ไตรสิทธิ์และคณะ, 2550

### ภาคผนวก ง

#### ผลและปรากฏการณ์ทางฟิสิกส์ (Effects)

- E1 : วัดอุณหภูมิ
- E2 : ลดอุณหภูมิ
- E3 : เพิ่มอุณหภูมิ
- E4 : ทำอุณหภูมิให้คงที่
- E5 : ตรวจสอบตำแหน่งและการเคลื่อนที่ของวัตถุ
- E6 : ควบคุมการเคลื่อนที่ของวัตถุ
- E7 : ควบคุมการเคลื่อนที่ของของเหลวและก๊าซ
- E8 : ควบคุมการไหลของสารแอโรซอล
- E9 : ย้ายวัสดุผสม ทำสารเหลว
- E10 : แยกวัสดุผสม
- E11 : ทำให้ตำแหน่งของวัตถุเสถียร
- E12 : สร้าง/ควบคุมแรง สร้างความดันสูง
- E13 : ควบคุมความเสียดทาน
- E14 : ทำลายวัตถุ
- E15 : กักเก็บพลังงานเชิงกลและเชิงความร้อน
- E16 : ถ่ายทอดพลังงาน
- E17 : สร้างการกระทำระหว่างวัตถุที่เคลื่อนที่กับวัตถุที่อยู่นิ่ง
- E18 : วัดขนาดวัตถุ
- E19 : เปลี่ยนขนาดวัตถุ
- E20 : ตรวจสอบสภาพและรูปร่างของพื้นผิว
- E21 : เปลี่ยนรูปร่างของพื้นผิว
- E22 : ตรวจสอบสภาพและปริมาณของวัตถุ
- E23 : เปลี่ยนลักษณะเชิงปริมาณของวัตถุ
- E24 : สร้างโครงสร้างของวัตถุและทำให้เสถียร
- E25 : ตรวจสอบสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก
- E26 : ตรวจสอบรังสี
- E27 : สร้างรังสี

E28 : ความคุมสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

E 29 : ความคุมแสง

E 30 : ทำให้เกิดปฏิกิริยาเคมี

### ตัวอย่าง Effects ของฟังก์ชัน E1 วัดอุณหภูมิ

Thermal expansion

Thermobimetals

Peltier effect

Thompson effect

Thermoelectric phenomena

Thermoelectric emission

Heat radiation

Electrical resistance

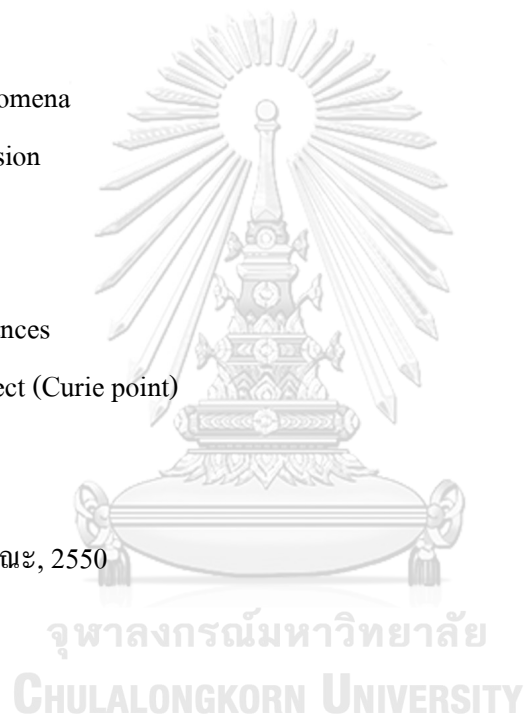
Heat-sensitive substances

Thermomagnetic effect (Curie point)

Barkhausen effect

Hopkinson effect

ที่มา : ไตรสิทธิ์และคณะ, 2550



## ภาคผนวก จ

## Hardware Datasheet

## 1. Microphone

<b>OBO Pro.2</b>	<b>SPECIFICATIONS</b>	<b>MODEL NO</b> OBO-B62SW-3B-012
	<b>PART NAME</b> ELECTRET CONDENSER MICROPHONE	<b>SHEET</b> 2 OF 9

**Type:** Omni directional Back Electret Condenser Microphone

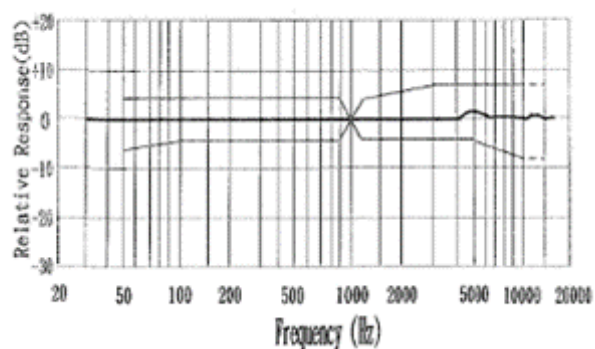
**Model Number:** OBO-B62SW-3B-012

**1. Electrical Characteristics** (Temperature =20±2°C Humidity=65±5%)

	Parameter	Symbol	Condition	Limits			Unit
				Min.	Center	Max.	
1.1	Sensitivity	S	0dB=1V/Pa · at 1kHz	-45	-42	-39	dB
1.2	Output impedance	Z out	f=1kHz			2.2	KΩ
1.3	Current Consumption	I <sub>oss</sub>	V <sub>cc</sub> =2.0V,R <sub>L</sub> =2.2KΩ			500	μA
1.4	Signal to Noise Ratio	S/N	at 1kHz S.P.L=1Pa (A-Weighted Curve)	58			dB
1.5	Decreasing Voltage	ΔS	V <sub>cc</sub> =3.0V to 2.0V			-3	dB
1.6	Operating Voltage			1.0		10	V
1.7	Maximum input S.P.L					110	dB

**2. Typical Frequency Response Curve**

Frequency Response

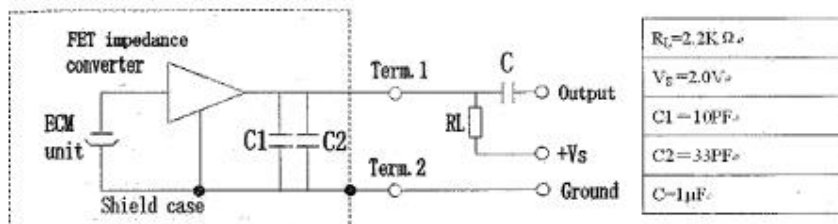


Microphone Response Tolerance Window

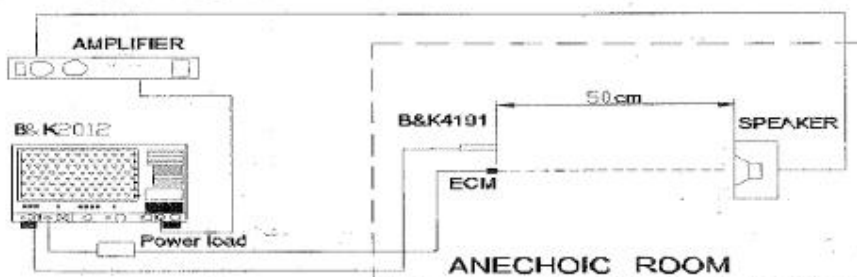
Frequency(Hz)	Lower Limit(dB)	Upper Limit(dB)
50	-6	+3
100	-3	+3
800	-3	+3
1000	0	0
1200	-3	+3
3000	-3	+8
5000	-3	+8
10000	-8	+8

	<b>SPECIFICATIONS</b>	<b>MODEL NO</b> OBO-B62SW-3B-012
	<b>PART NAME</b> ELECTRET CONDENSER MICROPHONE	<b>SHEET</b> 3 OF 9

**3. Measurement Circuit.**

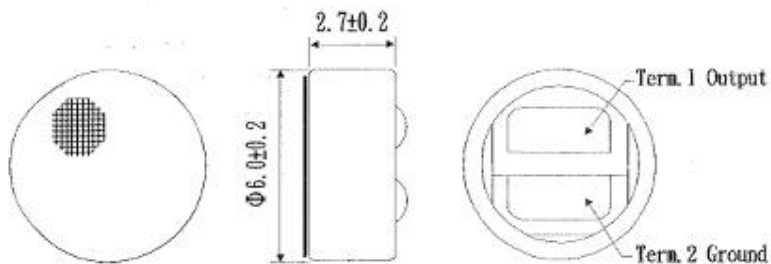


**4. Measurement Setup Drawing**



**5. Appearance And Dimension**

Unit : mm





## 2. Op-amp (LM324N, LM358-N)



LM124-N, LM224-N  
LM2902-N, LM324-N

SNOSC16D – MARCH 2000 – REVISED JANUARY 2015

## LMx24-N, LM2902-N Low-Power, Quad-Operational Amplifiers

### 1 Features

- Internally Frequency Compensated for Unity Gain
- Large DC Voltage Gain 100 dB
- Wide Bandwidth (Unity Gain) 1 MHz (Temperature Compensated)
- Wide Power Supply Range:
  - Single Supply 3 V to 32 V
  - or Dual Supplies  $\pm 1.5$  V to  $\pm 16$  V
- Very Low Supply Current Drain (700  $\mu$ A)
  - Essentially Independent of Supply Voltage
- Low Input Biasing Current 45 nA (Temperature Compensated)
- Low Input Offset Voltage 2 mV and Offset Current: 5 nA
- Input Common-Mode Voltage Range Includes Ground
- Differential Input Voltage Range Equal to the Power Supply Voltage
- Large Output Voltage Swing 0 V to  $V^+ - 1.5$  V
- **Advantages:**
  - Eliminates Need for Dual Supplies
  - Four Internally Compensated Op Amps in a Single Package
  - Allows Direct Sensing Near GND and  $V_{OUT}$  also Goes to GND
  - Compatible With All Forms of Logic
  - Power Drain Suitable for Battery Operation
  - In the Linear Mode the Input Common-Mode, Voltage Range Includes Ground and the Output Voltage
  - Can Swing to Ground, Even Though Operated from Only a Single Power Supply Voltage
  - Unity Gain Cross Frequency is Temperature Compensated
  - Input Bias Current is Also Temperature Compensated

### 2 Applications

- Transducer Amplifiers
- DC Gain Blocks
- Conventional Op Amp Circuits

### 3 Description

The LM124-N series consists of four independent, high-gain, internally frequency compensated operational amplifiers designed to operate from a single power supply over a wide range of voltages. Operation from split-power supplies is also possible and the low-power supply current drain is independent of the magnitude of the power supply voltage.

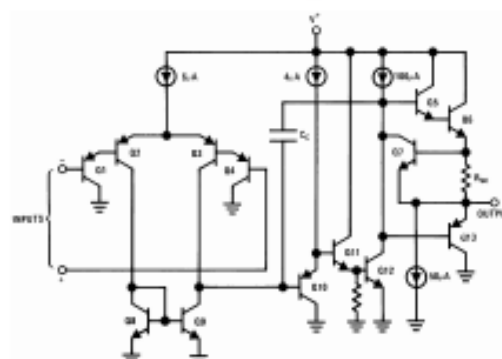
Application areas include transducer amplifiers, DC gain blocks and all the conventional op amp circuits which now can be more easily implemented in single power supply systems. For example, the LM124-N series can directly operate off of the standard 5-V power supply voltage which is used in digital systems and easily provides the required interface electronics without requiring the additional  $\pm 15$  V power supplies.

#### Device Information<sup>(1)</sup>

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
LM124-N	CDIP (14)	19.56 mm $\times$ 6.67 mm
LM224-N		
LM324-N	CDIP (14)	19.56 mm $\times$ 6.67 mm
	PDIP (14)	19.177 mm $\times$ 6.35 mm
	SOIC (14)	8.65 mm $\times$ 3.91 mm
	TSSOP (14)	5.00 mm $\times$ 4.40 mm
LM2902-N	PDIP (14)	19.177 mm $\times$ 6.35 mm
	SOIC (14)	8.65 mm $\times$ 3.91 mm
	TSSOP (14)	5.00 mm $\times$ 4.40 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the datasheet.

#### Schematic Diagram



## LMx58-N Low-Power, Dual-Operational Amplifiers

### 1 Features

- Available in 8-Bump DSBGA Chip-Sized Package, (See AN-1112, [SNVA009](#))
- Internally Frequency Compensated for Unity Gain
- Large DC Voltage Gain: 100 dB
- Wide Bandwidth (Unity Gain): 1 MHz (Temperature Compensated)
- Wide Power Supply Range:
  - Single Supply: 3V to 32V
  - Or Dual Supplies:  $\pm 1.5V$  to  $\pm 16V$
- Very Low Supply Current Drain (500  $\mu A$ )—Essentially Independent of Supply Voltage
- Low Input Offset Voltage: 2 mV
- Input Common-Mode Voltage Range Includes Ground
- Differential Input Voltage Range Equal to the Power Supply Voltage
- Large Output Voltage Swing
- Unique Characteristics:
  - In the Linear Mode the Input Common-Mode Voltage Range Includes Ground and the Output Voltage Can Also Swing to Ground, even though Operated from Only a Single Power Supply Voltage.
  - The Unity Gain Cross Frequency is Temperature Compensated.
  - The Input Bias Current is also Temperature Compensated.
- Advantages:
  - Two Internally Compensated Op Amps
  - Eliminates Need for Dual Supplies
  - Allows Direct Sensing Near GND and  $V_{OUT}$  Also Goes to GND
  - Compatible with All Forms of Logic
  - Power Drain Suitable for Battery Operation

### 2 Applications

- Active Filters
- General Signal Conditioning and Amplification
- 4- to 20-mA Current Loop Transmitters

### 3 Description

The LM158 series consists of two independent, high gain, internally frequency compensated operational amplifiers which were designed specifically to operate from a single power supply over a wide range of voltages. Operation from split power supplies is also possible and the low power supply current drain is independent of the magnitude of the power supply voltage.

Application areas include transducer amplifiers, dc gain blocks and all the conventional op-amp circuits which now can be more easily implemented in single power supply systems. For example, the LM158 series can be directly operated off of the standard 3.3-V power supply voltage which is used in digital systems and will easily provide the required interface electronics without requiring the additional  $\pm 15V$  power supplies.

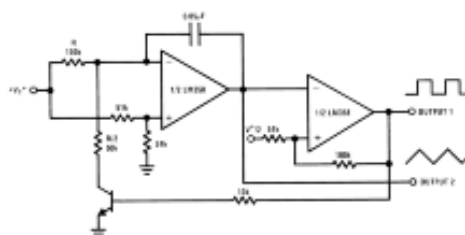
The LM358 and LM2904 are available in a chip sized package (8-Bump DSBGA) using TI's DSBGA package technology.

#### Device Information<sup>(1)</sup>

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
LM158-N	TO-CAN (8)	9.05 mm x 9.09 mm
	CDIP (8)	10.16 mm x 6.502 mm
LM258-N	TO-CAN (8)	9.05 mm x 9.09 mm
	DSBGA (8)	1.31 mm x 1.31 mm
LM2904-N	SOIC (8)	4.90 mm x 3.91 mm
	PDIP (8)	9.81 mm x 6.35 mm
	TO-CAN (8)	9.05 mm x 9.09 mm
LM358-N	DSBGA (8)	1.31 mm x 1.31 mm
	SOIC (8)	4.90 mm x 3.91 mm
	TO-CAN (8)	9.05 mm x 9.09 mm
	PDIP (8)	9.81 mm x 6.35 mm


(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the datasheet.

#### Voltage Controlled Oscillator (VCO)



ที่มา : <http://www.ti.com/>

## 3. Microcontroller (PIC16F628A)



# MICROCHIP PIC16F627A/628A/648A

## 18-pin Flash-Based, 8-Bit CMOS Microcontrollers with nanoWatt Technology

**High-Performance RISC CPU:**

- Operating speeds from DC – 20 MHz
- Interrupt capability
- 5-level deep hardware stack
- Direct, Indirect and Relative Addressing modes
- 35 single-word instructions:
  - All instructions single cycle except branches

**Special Microcontroller Features:**

- Internal and external oscillator options:
  - Precision Internal 4 MHz oscillator factory calibrated to  $\pm 1\%$
  - Low-power Internal 48 kHz oscillator
  - External Oscillator support for crystals and resonators
- Power-saving Sleep mode
- Programmable weak pull-ups on PORTB
- Multiplexed Master Clear/Input-pin
- Watchdog Timer with independent oscillator for reliable operation
- Low-voltage programming
- In-Circuit Serial Programming™ (via two pins)
- Programmable code protection
- Brown-out Reset
- Power-on Reset
- Power-up Timer and Oscillator Start-up Timer
- Wide operating voltage range (2.0-5.5V)
- Industrial and extended temperature range
- High-Endurance Flash/EEPROM cell:
  - 100,000 write Flash endurance
  - 1,000,000 write EEPROM endurance
  - 40 year data retention

**Low-Power Features:**

- Standby Current:
  - 100 nA @ 2.0V, typical
- Operating Current:
  - 12  $\mu$ A @ 32 kHz, 2.0V, typical
  - 120  $\mu$ A @ 1 MHz, 2.0V, typical
- Watchdog Timer Current:
  - 1  $\mu$ A @ 2.0V, typical
- Timer1 Oscillator Current:
  - 1.2  $\mu$ A @ 32 kHz, 2.0V, typical
- Dual-speed Internal Oscillator:
  - Run-time selectable between 4 MHz and 48 kHz
  - 4  $\mu$ s wake-up from Sleep, 3.0V, typical

**Peripheral Features:**

- 16 I/O pins with individual direction control
- High current sink/source for direct LED drive
- Analog comparator module with:
  - Two analog comparators
  - Programmable on-chip voltage reference (VREF) module
  - Selectable internal or external reference
  - Comparator outputs are externally accessible
- Timer0: 8-bit timer/counter with 8-bit programmable prescaler
- Timer1: 16-bit timer/counter with external crystal/clock capability
- Timer2: 8-bit timer/counter with 8-bit period register, prescaler and postscaler
- Capture, Compare, PWM module:
  - 16-bit Capture/Compare
  - 10-bit PWM
- Addressable Universal Synchronous/Asynchronous Receiver/Transmitter USART/SCI

Device	Program Memory	Data Memory		I/O	CCP (PWM)	USART	Comparators	Timers 8/16-bit
	Flash (words)	SRAM (bytes)	EEPROM (bytes)					
PIC16F627A	1024	224	128	16	1	Y	2	2/1
PIC16F628A	2048	224	128	16	1	Y	2	2/1
PIC16F648A	4096	256	256	16	1	Y	2	2/1

## 4. Voltage Reference Module

## PIC16F627A/628A/648A

### 11.0 VOLTAGE REFERENCE MODULE

The Voltage Reference module consists of a 16-tap resistor ladder network that provides a selectable voltage reference. The resistor ladder is segmented to provide two ranges of VREF values and has a power-down function to conserve power when the reference is not being used. The VRCON register controls the operation of the reference as shown in Figure 11-1. The block diagram is given in Figure 11-1.

#### 11.1 Voltage Reference Configuration

The Voltage Reference module can output 16 distinct voltage levels for each range.

The equations used to calculate the output of the Voltage Reference module are as follows:

if VRR = 1:

$$V_{REF} = \frac{VR_{<3:0>}}{24} \times V_{DD}$$

if VRR = 0:

$$V_{REF} = \left( V_{DD} \times \frac{1}{4} \right) + \frac{VR_{<3:0>}}{32} \times V_{DD}$$

The setting time of the Voltage Reference module must be considered when changing the VREF output (Table 17-3). Example 11-1 demonstrates how voltage reference is configured for an output voltage of 1.25V with VDD = 5.0V.

#### REGISTER 11-1: VRCON – VOLTAGE REFERENCE CONTROL REGISTER (ADDRESS: 9Fh)

R/W-0	R/W-0	R/W-0	U-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0
VREN	VROE	VRR	—	VR3	VR2	VR1	VR0
bit 7							bit 0

- bit 7 **VREN:** VREF Enable bit  
1 = VREF circuit powered on  
0 = VREF circuit powered down, no IDD drain
- bit 6 **VROE:** VREF Output Enable bit  
1 = VREF is output on RA2 pin  
0 = VREF is disconnected from RA2 pin
- bit 5 **VRR:** VREF Range Selection bit  
1 = Low range  
0 = High range
- bit 4 **Unimplemented:** Read as '0'
- bit 3-0 **VR<3:0>:** VREF Value Selection bits  $0 \leq VR_{<3:0>} \leq 15$   
When VRR = 1:  $V_{REF} = (VR_{<3:0>} / 24) \times V_{DD}$   
When VRR = 0:  $V_{REF} = 1/4 \times V_{DD} + (VR_{<3:0>} / 32) \times V_{DD}$

#### Legend:

R = Readable bit      W = Writable bit      U = Unimplemented bit, read as '0'  
-n = Value at POR      '1' = Bit is set      '0' = Bit is cleared      x = Bit is unknown

ที่มา : <https://www.microchip.com/>

5. CCP Module

# PIC16F627A/628A/648A

## 9.0 CAPTURE/COMPARE/PWM (CCP) MODULE

The CCP (Capture/Compare/PWM) module contains a 16-bit register which can operate as a 16-bit Capture register, as a 16-bit Compare register or as a PWM master/slave Duty Cycle register. Table 9-1 shows the timer resources of the CCP module modes.

**TABLE 9-1: CCP MODE – TIMER RESOURCE**

CCP Mode	Timer Resource
Capture	Timer1
Compare	Timer1
PWM	Timer2

### CCP1 Module

Capture/Compare/PWM Register1 (CCPR1) is comprised of two 8-bit registers: CCPR1L (low byte) and CCPR1H (high byte). The CCP1CON register controls the operation of CCP1. All are readable and writable.

Additional information on the CCP module is available in the "PIC® Mid-Range MCU Family Reference Manual" (DS33023).

**REGISTER 9-1: CCP1CON – CCP OPERATION REGISTER (ADDRESS: 17h)**

U-0	U-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	
—	—	CCP1X	CCP1Y	CCP1M3	CCP1M2	CCP1M1	CCP1M0	
bit 7								bit 0

bit 7-6 **Unimplemented:** Read as '0'

bit 5-4 **CCP1X:CCP1Y:** PWM Least Significant bits

Capture Mode

Unused

Compare Mode

Unused

PWM Mode

These bits are the two LSBs of the PWM duty cycle. The eight MSBs are found in CCPRxL.

bit 3-0 **CCP1M<3:0>:** CCPx Mode Select bits

0000 = Capture/Compare/PWM off (resets CCP1 module)

0100 = Capture mode, every falling edge

0101 = Capture mode, every rising edge

0110 = Capture mode, every 4th rising edge

0111 = Capture mode, every 16th rising edge

1000 = Compare mode, set output on match (CCP1IF bit is set)

1001 = Compare mode, clear output on match (CCP1IF bit is set)

1010 = Compare mode, generate software interrupt on match (CCP1IF bit is set, CCP1 pin is unaffected)

1011 = Compare mode, trigger special event (CCP1IF bit is set; CCP1 resets TMR1)

11xx = PWM mode

**Legend:**

R = Readable bit

W = Writable bit

U = Unimplemented bit, read as '0'

-n = Value at POR

'1' = Bit is set

'0' = Bit is cleared

x = Bit is unknown

# PIC16F627A/628A/648A

## 9.1 Capture Mode

In Capture mode, CCPR1H:CCPR1L captures the 16-bit value of the TMR1 register when an event occurs on pin RB3/CCP1. An event is defined as:

- Every falling edge
- Every rising edge
- Every 4th rising edge
- Every 16th rising edge

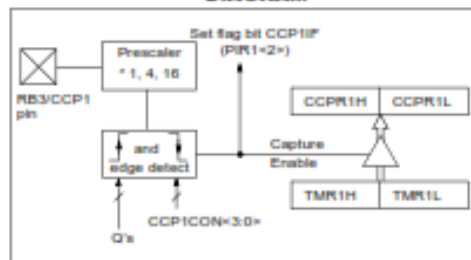
An event is selected by control bits CCP1M<3:0> (CCP1CON<3:0>). When a capture is made, the interrupt request flag bit CCP1IF (PIR1<2>) is set. It must be cleared in software. If another capture occurs before the value in register CCPR1 is read, the old captured value will be lost.

### 9.1.1 CCP PIN CONFIGURATION

In Capture mode, the RB3/CCP1 pin should be configured as an input by setting the TRISB<3> bit.

**Notes** If the RB3/CCP1 is configured as an output, a write to the port can cause a capture condition.

**FIGURE 9-1: CAPTURE MODE OPERATION BLOCK DIAGRAM**



### 9.1.2 TIMER1 MODE SELECTION

Timer1 must be running in Timer mode or Synchronized Counter mode for the CCP module to use the capture feature. In Asynchronous Counter mode, the capture operation may not work.

### 9.1.3 SOFTWARE INTERRUPT

When the Capture mode is changed, a false capture interrupt may be generated. The user should keep bit CCP1IE (PIE1<2>) clear to avoid false interrupts and should clear the flag bit CCP1IF following any such change in Operating mode.

### 9.1.4 CCP PRESCALER

There are four prescaler settings, specified by bits CCP1M<3:0>. Whenever the CCP module is turned off, or the CCP module is not in Capture mode, the prescaler counter is cleared. This means that any Reset will clear the prescaler counter.

Switching from one capture prescaler to another may generate an interrupt. Also, the prescaler counter will not be cleared, therefore the first capture may be from a non-zero prescaler. Example 9-1 shows the recommended method for switching between capture prescalers. This example also clears the prescaler counter and will not generate the "false" interrupt.

**EXAMPLE 9-1: CHANGING BETWEEN CAPTURE PRESCALERS**

```

CLRf  CCP1CON    ;Turn CCP module off
MOVLW  NEM_CAPT_PS ;Load the W reg with
                    ; the new prescaler
MOVWF  CCP1CON    ; mode value and CCP ON
MOVWF  CCP1CON    ;Load CCP1CON with this
                    ; value

```

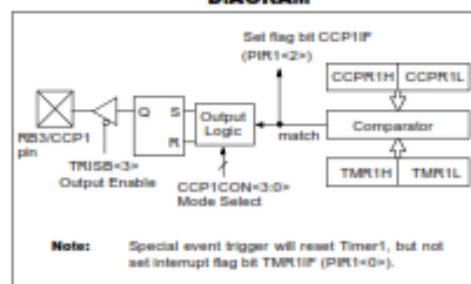
## 9.2 Compare Mode

In Compare mode, the 16-bit CCPR1 register value is constantly compared against the TMR1 register pair value. When a match occurs, the RB3/CCP1 pin is:

- Driven high
- Driven low
- Remains unchanged

The action on the pin is based on the value of control bits CCP1M<3:0> (CCP1CON<3:0>). At the same time, interrupt flag bit CCP1IF is set.

**FIGURE 9-2: COMPARE MODE OPERATION BLOCK DIAGRAM**



## 6. Comparator Module

## PIC16F627A/628A/648A

### 10.0 COMPARATOR MODULE

The comparator module contains two analog comparators. The inputs to the comparators are multiplexed with the RA0 through RA3 pins. The on-chip Voltage Reference (**Section 11.0 "Voltage Reference Module"**) can also be an input to the comparators.

The CMCON register, shown in Register 10-1, controls the comparator input and output multiplexers. A block diagram of the comparator is shown in Figure 10-1.

#### REGISTER 10-1: CMCON – COMPARATOR CONFIGURATION REGISTER (ADDRESS: 01Fh)

R-0	R-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0
C2OUT	C1OUT	C2INV	C1INV	CIS	CM2	CM1	CM0
bit 7						bit 0	

bit 7 **C2OUT**: Comparator 2 Output bit

When C2INV = 0:

1 = C2 VIN+ > C2 VIN-  
0 = C2 VIN+ < C2 VIN-

When C2INV = 1:

1 = C2 VIN+ < C2 VIN-  
0 = C2 VIN+ > C2 VIN-

bit 6 **C1OUT**: Comparator 1 Output bit

When C1INV = 0:

1 = C1 VIN+ > C1 VIN-  
0 = C1 VIN+ < C1 VIN-

When C1INV = 1:

1 = C1 VIN+ < C1 VIN-  
0 = C1 VIN+ > C1 VIN-

bit 5 **C2INV**: Comparator 2 Output Inversion bit

1 = C2 Output inverted  
0 = C2 Output not inverted

bit 4 **C1INV**: Comparator 1 Output Inversion bit

1 = C1 Output inverted  
0 = C1 Output not inverted

bit 3 **CIS**: Comparator Input Switch bit

When CM<2:0> = 001

Then:

1 = C1 VIN- connects to RA3  
0 = C1 VIN- connects to RA0

When CM<2:0> = 010

Then:

1 = C1 VIN- connects to RA3  
C2 VIN- connects to RA2  
0 = C1 VIN- connects to RA0  
C2 VIN- connects to RA1

bit 2-0 **CM<2:0>**: Comparator Mode bits

Figure 10-1 shows the comparator modes and CM<2:0> bit settings

#### Legend:

R = Readable bit	W = Writable bit	U = Unimplemented bit, read as '0'
-n = Value at POR	'1' = Bit is set	'0' = Bit is cleared    x = Bit is unknown

ที่มา : <https://www.microchip.com/>

## 7. ESP32 Board

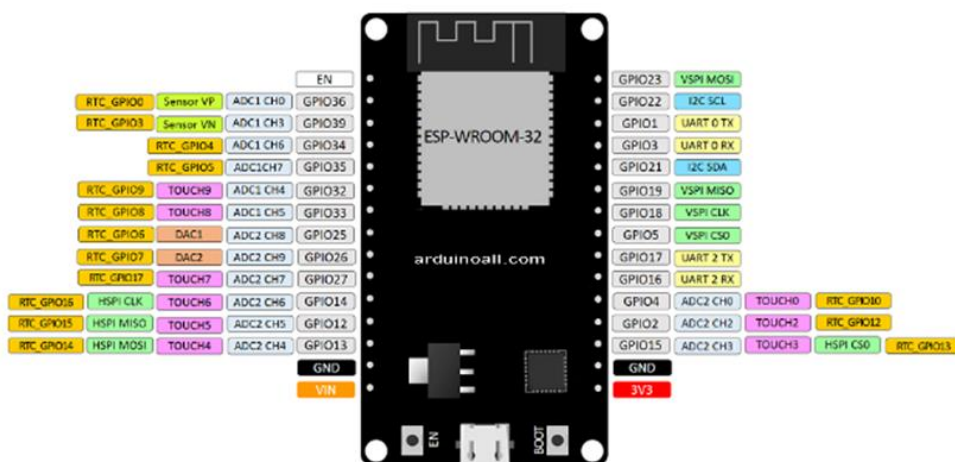
Specifications - ESP32 DEVKIT V1 DOIT	
<b>Number of cores</b>	2 (Dual core)
<b>Wi-Fi</b>	2.4 GHz up to 150 Mbit/s
<b>Bluetooth</b>	BLE (Bluetooth Low Energy) and legacy Bluetooth
<b>Architecture</b>	32 bits
<b>Clock frequency</b>	Up to 240 MHz
<b>RAM</b>	512 KB
<b>Pins</b>	30
<b>Peripherals</b>	Capacitive touch, ADCs (analog-to-digital converter), DACs (digital-to-analog converter), I <sup>2</sup> C (Inter-Integrated Circuit), UART (universal asynchronous receiver/transmitter), CAN 2.0 (Controller Area Network), SPI (Serial Peripheral Interface), I <sup>2</sup> S (Integrated Inter-IC Sound), RMI (Reduced Media-Independent Interface), PWM (pulse width modulation), and more.

**ESP32 Pinout**

การจัดขาของบอร์ด ESP32 อ้างอิงดังนี้

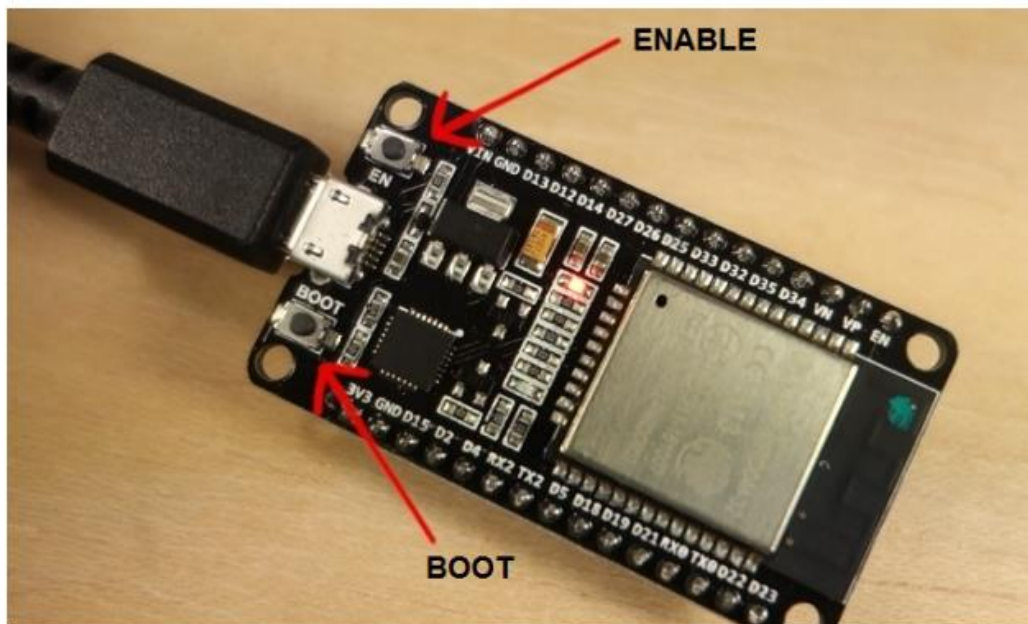
### ESP32 DEVKIT V1 - DOIT

version with 30 GPIOs

**การเขียนโปรแกรม ESP32**

ESP32 สามารถเขียนโปรแกรมได้ โดยใช้ Arduino IDE รูปแบบเหมือนใช้งาน Arduino ทั่ว ๆ ไป นอกจากนี้ ยังสามารถใช้เครื่องมือเขียนโปรแกรมตัวอื่นได้อีกหลายแบบ เช่น Epressif IDE , Micropython , JavaScript , LUA และอื่น ๆ โดยในบทความนี้ จะใช้ Arduino IDE เป็นตัวหลักในการเขียนโปรแกรม





เมื่อกดปุ่ม ENABLE วงจรจะ REET ถ้าจะอัปเดตโค้ดต้องเข้าโหมด flash ก่อน โดยกดปุ่ม BOOT ค้างไว้ กดและปล่อยปุ่ม ENABLE แล้วปล่อยปุ่ม BOOT

#### สเปคของบอร์ด Arduino ESP32 DOIT DEVKIT หลัก ๆ ดังนี้

- ESP32 ทำงานแบบ Dual Core มี โปรเซสเซอร์ 2 ตัวทำงานได้พร้อมกัน
- มี Wi-Fi และ Bluetooth 4.0
- ทำงานแบบ 32 บิต
- ความถี่ Clock ความเร็วสูงสุดถึง 240 Mhz
- หน่วยความจำ RAM 512 kB
- มีขาทั้งหมด 30 ขา ข้างละ 15 ขา
- มีความสามารถอีกหลายหลาย เช่น Capacitive Touch , Hall Sensor, ADCs , DAC , UART , SPI ,I2C และอื่น ๆ ซึ่งเราจะได้ใช้ฟังก์ชันเหล่านี้ในคลิปต่อไป

ที่มา : <https://www.arduinoall.com/>

8. Mainstream ETCO<sub>2</sub>

## Introduction



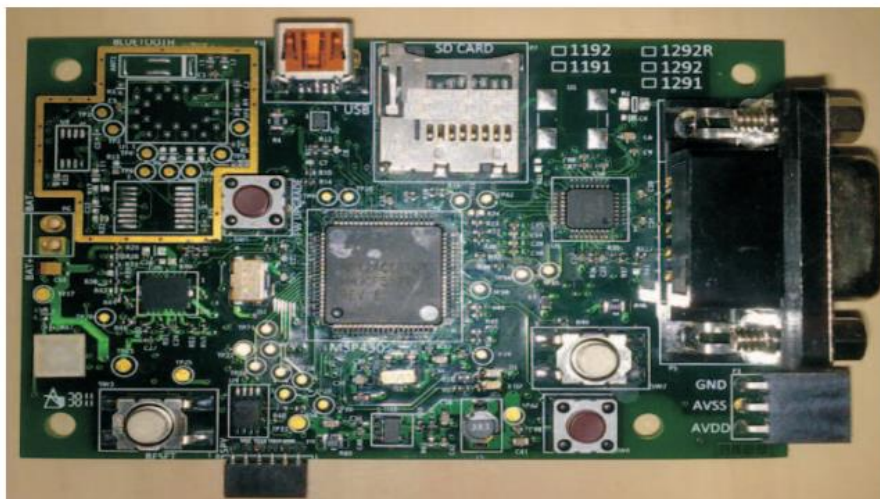
- It is designed by the principle of infrared absorption spectroscopy for the determination of the concentration of CO<sub>2</sub> at the end of an exhaled breath.
- The measurement directly in the patient's intubation, with faster response, and will not be error readings because of gas line leaks. The patient's airway secretions are not pollution to the module, no need to replace the air pump and other pneumatic devices, so maintenance costs is very low.
- It is easy to intergate, just on the monitors or anesthesia machine equipped with an 8-pin socket and the preparation of the corresponding display / control software

WHCUBIC Mainstream End-tidal CO <sub>2</sub> Sensor-CM2200		Specification
Principle of Operation	Non-dispersive infrared (NDIR)	
Measuring range CO <sub>2</sub>	0 to 20%vol	
Resolution	0.1 mmHg @ 0 to 49 mmHg	
	0.2 mmHg @ 50 to 150 mmHg	
CO <sub>2</sub> Accuracy	±2 mmHg @ <5.0% CO <sub>2</sub> (at BTPS)	
	41-70mmHg	± 5% of reading
	71-100mmHg	± 8% of reading
	101-150mmHg	±10% of reading
Warm up	10s	
Response Time	Detector: 25ms System: 200ms	
Respiration rate range	2 ~150BPM	
Respiration rate accuracy	±1 breath	
Calibration	No routine user calibration required. It can be calibrated by the user.	
Data Interface	TTL or R232	
Displayed Parameters	CO <sub>2</sub> gas concentration (mm Hg), End-tidal CO <sub>2</sub> , Inspired CO <sub>2</sub> , Respiratory Rate	
Power Supply	5.0 VDC ±5%	
Power Consumption	<400mW	
Size	50mm×23mm×36mm	
Operation Temperature	5° C-50° C	
Storage Temperature	-40° C-70° C	

ที่มา : Wuhan Cubic Optoelectronics

## 9. ADS1292RECG-FE Demonstration Kit

This user's guide describes ADS1x9x software and hardware. The appendix contains the Bill of Materials and schematic design. The demonstration board shown in [Figure 1](#) is provided to accommodate evaluation and system development activities related to ADS1x9x devices.



**Figure 1. ADS1x9xECG-FE Demonstration Kit**

The hardware is designed so all of the following ECG front end devices can be evaluated:

1. ADS1292 – 2 channels at 24 bits
2. ADS1292R – 2 channel at 24 bit with respiration
3. ADS1291 – 1 channel at 24 bit
4. ADS1191 – 1 channel at 16 bit
5. ADS1192 – 2 channel at 16 bit

The board can be assembled with any of these chips. ADS1292, ADS1292R and ADS1192 demonstration kits are available. The MSP430 firmware and PC application are designed to automatically detect the installed part and configure to accommodate the part.

Throughout this document, the term demonstration kit is synonymous with the **ADS1x9xECG-FE**.

### 2.2 Features Supported in this Version

1. Four electrode ECG cable support
2. View six ECG Leads: Lead I, Lead II, Lead III, Lead aVR, Lead aVL, Lead aVF and respiration channel (ADS1292R only) .
3. Two modes of operation: Evaluation and Live ECG / Respiration
4. Acquire data at up to 8 kHz in Evaluation mode
5. Current based Lead off detection
6. USB based power and PC application connectivity
7. Access to all ADS1x9x registers via an easy to use GUI.

## ภาคผนวก จ

## Software

## 1. Processing and Display Software

```
// Trizit 2018
```

```
#define _XTAL_FREQ 4000000
```

```
#define RS RB1
```

```
#define EN RB2
```

```
#define D4 RB4
```

```
#define D5 RB5
```

```
#define D6 RB6
```

```
#define D7 RB7
```

```
// BEGIN CONFIG
```

```
#pragma config FOSC = INTOSCIO ,WDTE=OFF ,PWRTE = ON,BOREN = OFF, LVP = OFF
```

```
//END CONFIG
```

```
#include <xc.h>
```

```
#include <stdlib.h>
```

```
#include <stdio.h>
```

```
#include "lcd.h"
```

```
void main()
```

```
{
```

```
    T1CON = 0x30; // set timer pre-scaler, internal source, timer off
```

```
    PCONbits.OSCF = 1; // set internal 4 MHz oscillator
```

```
    CCP1CON = 0x05; // set CCP Capture mode, every rising edge
```

```
    INTCONbits.GIE = 1; // Enables global interrupts
```

```
    INTCONbits.PEIE = 1; // Enables peripheral interrupts
```

```
    PIE1bits.CCP1IE = 1; // Enables the CCP1 interrupt
```

```
    PIE1bits.TMR1IE = 1; // Enables the TMR1 interrupt
```



```

PIR1bits.CCP1IF = 0; // No CCP1 register capture occurred
PIR1bits.TMR1IF = 0; // TMR1 register did not overflow

CCPR1H = 0x00; // Clear CCPh
CCPR1L = 0x00; // Clear CCP1
TRISB = 0x08; // Make RB3 as input for CCP, else output for LCD

unsigned int a;
Lcd_Init();
unsigned short int time1, time2;
unsigned short int Period, RespRate;
int i = 0 ; // timer1 overflow counter
char PRstring[10]; // Period, buffer as string
char RRstring[5]; // RespRate buffer as string

Lcd_Clear();
Lcd_Set_Cursor(1,1);
Lcd_Write_String("Welcome 2 BrRate");
__delay_ms(200);
Lcd_Set_Cursor(2,6);
Lcd_Write_String("Ready !");
__delay_ms(200);

time1=0 ;

T1CONbits.TMR1ON = 1; // Turn-On Timer1

TMR1H = 0x00; // Clear timer
TMR1L = 0x00; // Clear timer

while (1)
{
i=0 ;

while (!(PIR1bits.CCP1IF)) // wait for the next rising edge
{

```

```

while (PIR1bits.TMR1IF == 1) // count timer1 overflow since previous rising edge
{
    i++;
    PIR1bits.TMR1IF = 0 ; // reset the flag
}
}

```

```

PIR1bits.CCP1IF = 0 ; // reset the flag
T1CONbits.TMR1ON = 0; // Turn-Off Timer1
TMR1H = 0x00; // Clear timer
TMR1L = 0x00; // Clear timer
T1CONbits.TMR1ON = 1; // Turn-On Timer1
time2 = CCPR1H*256 ;
        time2 += CCPR1L ;
        Period = ((time2+i*65536)*32)/4000000 ; // Period in s
RespRate = (60*4000000)/((time2+i*65536)*32); // Respiratory Rate per minute

```

```

/* Breath rate diagnosis */

```

```

if(RespRate > 20)

```

```

{

```

```

    Lcd_Clear();

```

```

    Lcd_Set_Cursor(1,1);

```

```

    Lcd_Write_String("Fast, Tachypnea");

```

```

}

```

```

else if(RespRate >= 12)

```

```

{

```

```

    Lcd_Clear();

```

```

    Lcd_Set_Cursor(1,1);

```

```

    Lcd_Write_String("Normal Breathing");

```

```

}

```

```

else if(RespRate >= 6)
{
    Lcd_Clear();
    Lcd_Set_Cursor(1,1);
    Lcd_Write_String("Slow, Bradypnea");
}
else if(RespRate >= 1)
{
    Lcd_Clear();
    Lcd_Set_Cursor(1,1);
    Lcd_Write_String("Critical, Apnea");
}
else
{
    Lcd_Clear();
    Lcd_Set_Cursor(1,1);
    Lcd_Write_String("No breathing");
}
}

/*
itoa(PRstring,Period,10);
Lcd_Clear();
Lcd_Set_Cursor(1,1);
Lcd_Write_String("Period = ");
Lcd_Set_Cursor(1,10);
Lcd_Write_String(PRstring);
Lcd_Set_Cursor(1,14);
Lcd_Write_String("s");
*/

itoa(RRstring,RespRate,10);

```

```
Lcd_Set_Cursor(2,1);  
Lcd_Write_String("BrRate = ");  
Lcd_Set_Cursor(2,10);  
Lcd_Write_String(RRstring);  
Lcd_Set_Cursor(2,13);  
Lcd_Write_String("BrPM");  
}  
}
```





## 2. Processing and Display Software with 2 reference voltage level

```

// Trizit 2019

#define _XTAL_FREQ 4000000

#define RS RA6
#define EN RA7
#define D4 RB4
#define D5 RB5
#define D6 RB6
#define D7 RB7

#pragma config FOSC = INTOSCIO , WDTE = OFF ,PWRTE = ON, BOREN = ON, LVP =
OFF

#include <xc.h>
#include <stdlib.h>
#include <stdio.h>
#include "lcd.h"

void main()
{
    T1CON = 0x30; // set timer pre-scaler, internal source, timer off
    PCONbits.OSCF = 1; // set internal 4 MHz oscillator
    CCP1CON = 0x05; // set CCP Capture mode, every rising edge
    INTCONbits.GIE = 1; // Enables global interrupts
    INTCONbits.PEIE = 1; // Enables peripheral interrupts
    PIE1bits.CCP1IE = 1; // Enables the CCP1 interrupt
    PIE1bits.TMR1IE = 1; // Enables the TMR1 interrupt
    PIR1bits.CCP1IF = 0; // No CCP1 register capture occurred

```



```

PIR1bits.TMR1IF = 0; // TMR1 register did not overflow

PIE1bits.CMIE = 0; // Disables the CM interrupt
PIR1bits.CMIF = 0; // No CM change
CMCON = 0b01010110 ; // Set comparator mod 100
__delay_ms(200);
TRISA0 = 1 ;
TRISA3 = 0 ;
TRISA6 = 0 ;
TRISA7 = 0 ;

CCPR1H = 0x00; // Clear CCPh
CCPR1L = 0x00; // Clear CCP1
TRISB = 0x08; // Make RB3 as input for CCP, else output for LCD
PORTB = (1<<RB0); // output RB0 high when starts
unsigned int a;
Lcd_Init();
unsigned short int time2;
unsigned short int RespRate;
int i1, i2 ; // timer1 overflow counter
char RRstring[5]; // RespRate buffer as string

Lcd_Clear();
Lcd_Set_Cursor(1,1);
Lcd_Write_String("Welcome 2 BrRate");
__delay_ms(200);
Lcd_Set_Cursor(2,6);
Lcd_Write_String("Ready !");
__delay_ms(200);
T1CONbits.TMR1ON = 1; // Turn-On Timer1
TMR1H = 0x00; // Clear timer

```

```
TMR1L = 0x00; // Clear timer
```

```
TRISA2 = 1 ;
```

```
VRCON = 0xE4; // Set Vref=0.83 V
```

```
i1 = 0 ;
```

```
i2 = 0 ;
```

```
while (1)
```

```
{
```

```
while (!(PIR1bits.CCP1IF)) // wait for the next rising edge
```

```
{
```

```
while (PIR1bits.TMR1IF == 1) // count timer1 overflow since previous rising edge
```

```
{
```

```
    i1++ ;
```

```
    PIR1bits.TMR1IF = 0 ; // reset the flag
```

```
}
```

```
}
```

```
VRCON = 0xE1; // Set Vref=0.21 V
```

```
PIR1bits.CCP1IF = 0 ; // reset the flag
```

```
T1CONbits.TMR1ON = 0; // Turn-Off Timer1
```

```
TMR1H = 0x00; // Clear timer
```

```
TMR1L = 0x00; // Clear timer
```

```
T1CONbits.TMR1ON = 1; // Turn-On Timer1
```

```
time2 = CCPR1H*256 ;
```

```
time2 += CCPR1L ;
```

```
CCP1CON = 0x04; // set CCP Capture mode, every falling edge
```

```
PIR1bits.CCP1IF = 0 ; // reset the flag
```

```

RespRate = (60*4000000)/((time2+(i1+i2)*65536)*32); // Respiratory Rate per minute
i1 = 0 ;
i2 = 0 ;
/* Breath rate diagnosis */
if(RespRate > 20)
{
    Lcd_Clear();
    Lcd_Set_Cursor(1,1);
    Lcd_Write_String("Fast, Tachypnea");
}
else if(RespRate >= 12)
{
    Lcd_Clear();
    Lcd_Set_Cursor(1,1);
    Lcd_Write_String("Normal Breathing");
}
else if(RespRate >= 6)
{
    Lcd_Clear();
    Lcd_Set_Cursor(1,1);
    Lcd_Write_String("Slow, Bradypnea");
}
else if(RespRate >= 1)
{
    Lcd_Clear();
    Lcd_Set_Cursor(1,1);
    Lcd_Write_String("Critical, Apnea");
}
else
{

```

```

    Lcd_Clear();
    Lcd_Set_Cursor(1,1);
    Lcd_Write_String("No breathing");
}

    itoa(RRstring,RespRate,10);
    Lcd_Set_Cursor(2,1);
    Lcd_Write_String("BrRate = ");
    Lcd_Set_Cursor(2,10);
    Lcd_Write_String(RRstring);
    Lcd_Set_Cursor(2,13);
    Lcd_Write_String("BrPM");

while (!(PIR1bits.CCP1IF)) // wait for the next falling edge
{
    while (PIR1bits.TMR1IF == 1) // count timer1 overflow since previous rising edge
    {
        i2++;
        PIR1bits.TMR1IF = 0 ; // reset the flag
    }
}

VRCON = 0xE4; // Set Vref=0.83 V
CCP1CON = 0x05; // set CCP Capture mode, every rising edge
PIR1bits.CCP1IF = 0 ; // reset the flag
}
}

```

## 3. PIC-ESP32 Data Linkage Software

```

/*
 * File: main.c
 * Author: modified by Goragod , originally written by Trizit
 *
 * Created on 19 March 2019, 03:41
 */

#include "main.h"

void usart_init(const unsigned int baud)
{
    unsigned int x = (_XTAL_FREQ - baud * 16)/(baud * 16);

    BRGH = 1; //High speed baud
    SPBRG = 25; //***** BUG, baud rate from 'x' cause malfunction of USART, ---->now fix to
9600<---
    SYNC = 0; //Operate in UART (no synchronous clock)
    SPEN = 1; //Enable serial port

    /*Configure RB2 (Tx) to output*/
    TRISB2 = 1;
    TRISB1 = 1;

    TXEN = 1; // Transmit enable
}

void usart_trans(uint8_t d)
{
    while(!TRMT); //Wait for empty tx buffer

```

```

    TXREG = d; //Write data to register
}

unsigned short int RespRate = 0; //TEST

void main()
{
    T1CON = 0x30; // set timer pre-scaler, internal source, timer off
    PCONbits.OSCF = 1; // set internal 4 MHz oscillator
    CCP1CON = 0x05; // set CCP Capture mode, every rising edge
    INTCONbits.GIE = 1; // Enables global interrupts
    INTCONbits.PEIE = 1; // Enables peripheral interrupts
    PIE1bits.CCP1IE = 1; // Enables the CCP1 interrupt
    PIE1bits.TMR1IE = 1; // Enables the TMR1 interrupt
    PIR1bits.CCP1IF = 0; // No CCP1 register capture occurred
    PIR1bits.TMR1IF = 0; // TMR1 register did not overflow

    PIE1bits.CMIE = 0; // Disables the CM interrupt
    PIR1bits.CMIF = 0; // No CM change
    CMCON = 0b01010110 ; // Set comparator mod 100
    __delay_ms(200);
    TRISA0 = 1 ;
    TRISA3 = 0 ;
    TRISA6 = 0 ;
    TRISA7 = 0 ;

    CCPR1H = 0x00; // Clear CCPh
    CCPR1L = 0x00; // Clear CCP1
    TRISB = 0x08; // Make RB3 as input for CCP, else output for LCD
    PORTB = (1<<RB0); // output RB0 high when starts

    usart_init(9600); //init uart communication with baud rate of 9600

```

```

unsigned int a;
Lcd_Init();
unsigned short int time2;
unsigned short int RespRate;
int i1, i2 ; // timer1 overflow counter
char RRstring[5]; // RespRate buffer as string

    Lcd_Clear();

    Lcd_Set_Cursor(1,1);
    Lcd_Write_String("Welcome 2 BrRate");
    __delay_ms(200);
    Lcd_Set_Cursor(2,6);
    Lcd_Write_String("Ready !");
    __delay_ms(200);
    T1CONbits.TMR1ON = 1; // Turn-On Timer1
    TMR1H = 0x00; // Clear timer
    TMR1L = 0x00; // Clear timer

TRISA2 = 1 ;
VRCON = 0xE4; // Set Vref=0.83 V
i1 = 0 ;
i2 = 0 ;
while (1)
{
    while (!(PIR1bits.CCP1IF)) // wait for the next rising edge
    {
        while (PIR1bits.TMR1IF == 1) // count timer1 overflow since previous rising edge
        {
            i1++;
            PIR1bits.TMR1IF = 0 ; // reset the flag

```



```

}
}

VRCON = 0xE1; // Set Vref=0.21 V

PIR1bits.CCP1IF = 0 ; // reset the flag

T1CONbits.TMR1ON = 0; // Turn-Off Timer1

TMR1H = 0x00; // Clear timer

TMR1L = 0x00; // Clear timer

T1CONbits.TMR1ON = 1; // Turn-On Timer1

time2 = CCPR1H*256 ;
time2 += CCPR1L ;

CCP1CON = 0x04; // set CCP Capture mode, every falling edge
PIR1bits.CCP1IF = 0 ; // reset the flag

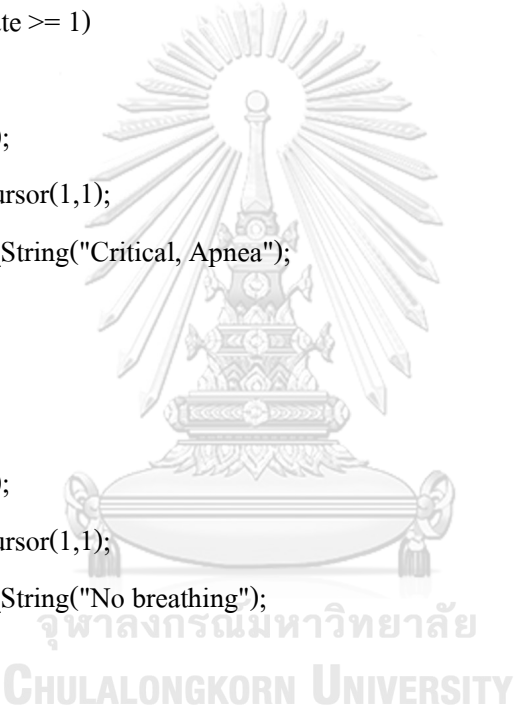
RespRate = (60*4000000)/((time2+(i1+i2)*65536)*32); // Respiratory Rate per minute
i1 = 0 ;
i2 = 0 ;
/* Breath rate diagnosis */
if(RespRate > 20)
{
    Lcd_Clear();
    Lcd_Set_Cursor(1,1);
    Lcd_Write_String("Fast, Tachypnea");
}
else if(RespRate >= 12)
{
    Lcd_Clear();
    Lcd_Set_Cursor(1,1);

```

```
Lcd_Write_String("Normal Breathing");
}
else if(RespRate >= 6)
{
    Lcd_Clear();
    Lcd_Set_Cursor(1,1);
    Lcd_Write_String("Slow, Bradypnea");
}
else if(RespRate >= 1)
{
    Lcd_Clear();
    Lcd_Set_Cursor(1,1);
    Lcd_Write_String("Critical, Apnea");
}
else
{
    Lcd_Clear();
    Lcd_Set_Cursor(1,1);
    Lcd_Write_String("No breathing");
}

    itoa(RRstring,RespRate,10);
Lcd_Set_Cursor(2,1);
Lcd_Write_String("BrRate = ");
Lcd_Set_Cursor(2,10);
Lcd_Write_String(RRstring);
Lcd_Set_Cursor(2,13);
Lcd_Write_String("BrPM");

/*Send data via uart*/
```



```
usart_trans(RespRate); //TEST

while (!(PIR1bits.CCP1IF)) // wait for the next falling edge
{
    while (PIR1bits.TMR1IF == 1) // count timer1 overflow since previous rising edge
    {
        i2++;
        PIR1bits.TMR1IF = 0 ; // reset the flag
    }
}
VRCON = 0xE4; // Set Vref=0.83 V
CCP1CON = 0x05; // set CCP Capture mode, every rising edge
PIR1bits.CCP1IF = 0 ; // reset the flag
}
}
```

## ภาคผนวก ข

## บทสัมภาษณ์และแบบสอบถาม

## 1. บทสัมภาษณ์

## บทสัมภาษณ์

ความคิดเห็นเกี่ยวกับเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา (BrRate Monitor)

วันที่ทำการสัมภาษณ์ \_\_\_\_\_ เวลา \_\_\_\_\_

ผู้ให้การสัมภาษณ์ ชื่อ \_\_\_\_\_ นามสกุล \_\_\_\_\_

อายุ \_\_\_\_\_ ปี ระดับการศึกษา \_\_\_\_\_

ตำแหน่งงานปัจจุบัน \_\_\_\_\_ บริษัท \_\_\_\_\_

ลักษณะธุรกิจ \_\_\_\_\_

1. ท่านคิดว่าเครื่องติดตามอัตราการหายใจและแอปพลิเคชันบนมือถือที่ได้พัฒนาขึ้นนี้ พอนำไปใช้ทำประโยชน์ในการดูแลสุขภาพของท่านได้บ้างไหม
2. ท่านคิดว่าเครื่องติดตามอัตราการหายใจและแอปพลิเคชันบนมือถือที่ได้พัฒนาขึ้นนี้ พอนำไปใช้ทำประโยชน์ได้อย่างไรบ้างไหม
3. ท่านคิดว่าเครื่องติดตามอัตราการหายใจและแอปพลิเคชันบนมือถือที่ได้พัฒนาขึ้นนี้ มีอะไรที่ควรปรับปรุงเพื่อให้เป็นที่ต้องการของผู้ใช้งานบ้างไหม
4. ความเห็นและข้อเสนอแนะอื่น ๆ

## 2. แบบสอบถาม

### แบบสอบถาม

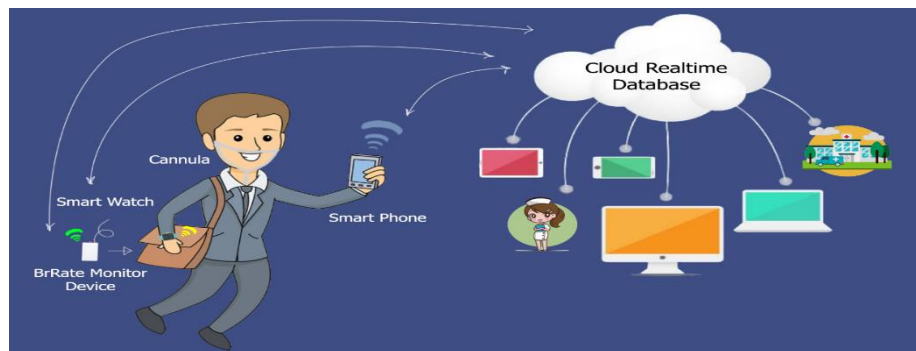
เรื่อง การสำรวจความคิดเห็นและความสนใจในเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา

#### 1. วัตถุประสงค์

แบบสอบถามชุดนี้จัดทำขึ้นเพื่อเป็นส่วนหนึ่งของงานวิจัยเรื่องการพัฒนาต้นแบบเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรดุษฎีบัณฑิตสาขาวิชาธุรกิจเทคโนโลยีและการจัดการนวัตกรรม บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อสำรวจความคิดเห็นและความสนใจในเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นมา ข้อมูลที่ได้จากแบบสอบถามชุดนี้จะใช้เพื่องานวิจัยเท่านั้น ผู้วิจัยจะนำเสนอผลในภาพรวม ไม่มีการเปิดเผยข้อมูลเป็นรายบุคคล จึงใคร่ขอความกรุณาจากท่านช่วยตอบแบบสอบถามตามความเป็นจริงให้มากที่สุด

#### 2. แนะนำอุปกรณ์

เครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่พัฒนาขึ้นนี้เป็นนวัตกรรมใหม่ที่ใช้หลักการของการเกิดการสั่นพ้องของอากาศในท่อ โดยใช้ท่ออย่างอ่อนนำเสียงหายใจจากจมูกหรือปากผ่านไปยังปลายท่อ อีกด้านหนึ่งซึ่งติดตั้งไมโครโฟนและวงจรติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาไว้ สัญญาณจะถูกประมวลแล้วส่งขึ้นสู่คลาวด์ผ่านระบบสายฟ้าเพื่อแชร์ข้อมูลไปยังมือถือหรือแท็บเล็ตของผู้ใช้และผู้เกี่ยวข้อง ด้วยวิธีนี้จะทำให้สามารถนำเสียงหายใจไปวัดได้ในจุดที่ห่างออกไปได้ไกลจากตัวผู้ใช้ โดยสัญญาณเสียงไม่ตกมากและไม่มีการรบกวนจากสภาพแวดล้อม มีน้ำหนักเบา พกพาได้สะดวก (ประมาณ 50 กรัม) ผู้วิจัยได้พัฒนาแอปพลิเคชันบนมือถือให้สามารถสื่อสารข้อมูลผ่านคลาวด์ได้แบบเรียลไทม์ ทำให้สามารถวัดและติดตามอัตราการหายใจได้อย่างต่อเนื่องทุกลมหายใจ (Breath by breath) สามารถวิเคราะห์สภาพการหายใจในช่วงเวลาหนึ่ง ๆ ได้ว่าหายใจช้าหรือหายใจเร็วมากน้อยเพียงใดและสามารถแจ้งเตือนเมื่อเกิดการหายใจช้าหรือเร็วผิดปกติหรือหยุดหายใจเกินกว่า 10 วินาทีซึ่งในทางการแพทย์เรียกว่า Apnea การเกิดภาวะการหยุดหายใจขณะหลับเรียกว่า Sleep Apnea ถือว่าเป็นโรคชนิดหนึ่งซึ่งเกิดจากการอุดกั้นของทางเดินหายใจส่วนบนที่สามารถเกิดขึ้นได้กับคนทุกเพศทุกวัย นอกจากนี้ แอปพลิเคชันบนมือถือยังมีบทเรียนสำหรับการฝึกฝนการหายใจให้ถูกต้อง การหายใจลึก ๆ และช้า ๆ จะช่วยทำให้ผ่อนคลาย หายเครียด และช่วยทำให้เกิดสติสมาธิได้



รูปแสดงระบบการทำงานของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา(BrRate Monitor)



รูปแสดงตัวเครื่อง(สีขาว) ท่อนำเสียง และหน้าจอแสดงผลแบบต่าง ๆ 5 แบบของแอปพลิเคชันบน

มือถือ

คำชี้แจง

แบบสอบถามแบ่งออกเป็น 2 ตอน ดังนี้

ตอนที่ 1 ข้อคิดเห็นเกี่ยวกับการรับรู้ประโยชน์ ความง่ายและความสนใจในการใช้งานของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา จำนวน 14 ข้อ

ตอนที่ 2 ข้อคิดเห็นเกี่ยวกับการดูแลสุขภาพโดยทั่วไป จำนวน 8 ข้อ

ตอนที่ 3 ข้อมูลส่วนบุคคล จำนวน 4 ข้อ

ตอนที่ 1 ข้อคิดเห็นเกี่ยวกับการรับรู้ประโยชน์ ความง่าย และความสนใจในการใช้งานของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพา จำนวน 14 ข้อ

คำแนะนำ :

ก่อนตอบคำถาม ขอให้ท่านดูคลิปวิดีโอแนะนำการใช้งานได้ที่

<https://www.youtube.com/watch?v=sYTb7yLBxXA>

และท่านสามารถศึกษารายละเอียดเพิ่มเติมได้โดยการติดตั้งทดลองใช้งานแอปพลิเคชันบนมือถือ BrRate Monitor ที่พัฒนาขึ้น โดยเข้าไปดาวน์โหลดได้ที่

<https://drive.google.com/file/d/15S6g0tiKTmEd-OIEuI1wFiHG4J20VG3S/view?usp=sharing>

หมายเหตุ: แม้จะไม่มีสัญญาณเรียลไทม์ปรากฏให้เห็นเนื่องจากไม่ได้มีการเชื่อมต่อกับตัวเครื่อง แต่ท่านสามารถศึกษาการใช้งานและดูตัวอย่างสัญญาณได้ในหน้า History ตัวอย่างข้อมูลแจ้งเตือนในหน้าแจ้งเตือน(สัญลักษณ์รูปกระดิ่ง)และฝึกฝนการหายใจในหน้า Practice ได้

คำชี้แจง โปรดทำเครื่องหมาย ✓ ลงในช่องที่ตรงกับความคิดเห็นของท่านมากที่สุด

ด้านการรับรู้ประโยชน์ (Perceived Usefulness)

การรับรู้ประโยชน์ (Perceived Usefulness)	ระดับความเห็น				
	5	4	3	2	1
5: เห็นด้วยอย่างยิ่ง 4: เห็นด้วย 3: ไม่แน่ใจ 2: ไม่เห็นด้วย 1: ไม่เห็นด้วยอย่างยิ่ง					
1 อุปกรณ์นี้ช่วยเตือนให้เราทราบว่าหายใจเร็วหรือช้าเกินไปหรือหยุดหายใจนานกว่า 10 วินาที					
2 อุปกรณ์นี้ช่วยให้รู้จำนวนครั้งที่เกิดภาวะหยุดหายใจขณะหลับ					
3. อุปกรณ์นี้ช่วยให้เรามีสติอยู่กับการหายใจมากขึ้น					
4. อุปกรณ์นี้อาจช่วยในการคัดกรองผู้ป่วยก่อนไปทำการทดสอบการนอนหลับที่โรงพยาบาลได้					
5. โดยรวมแล้ว เราคิดว่าเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพามีประโยชน์					

CHULALONGKORN UNIVERSITY

ด้านการรับรู้ถึงความง่ายในการใช้งาน (Perceived Ease of Use)

การรับรู้ถึงความง่ายในการใช้งาน (Perceived Ease of Use)	ระดับความเห็น				
	5	4	3	2	1
5: เห็นด้วยอย่างยิ่ง 4: เห็นด้วย 3: ไม่แน่ใจ 2: ไม่เห็นด้วย 1: ไม่เห็นด้วยอย่างยิ่ง					
1. อุปกรณ์นี้ใช้งานง่าย เพียงเปิดสวิตช์ เครื่องก็จะเริ่มทำงาน					
2. อุปกรณ์นี้มีน้ำหนักเบา พกพาสะดวก (น้ำหนักน้อยกว่า 50 กรัม)					
3. แอปพลิเคชันบนมือถือเข้าใจง่าย ใช้งานสะดวก					
4. แอปพลิเคชันบนมือถือมีความชัดเจน เรียนรู้ได้ง่าย					
5. โดยรวมแล้ว เราคิดว่าเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาใช้งานง่าย					

ด้านความตั้งใจในการใช้งาน (Intention to Use)

ความตั้งใจในการใช้งาน (Intention to Use) 5: เห็นด้วยอย่างยิ่ง 4: เห็นด้วย 3: ไม่แน่ใจ 2: ไม่เห็นด้วย 1: ไม่เห็นด้วยอย่างยิ่ง	ระดับความเห็น				
	5	4	3	2	1
1. มีความสนใจ อยากได้รายละเอียดเพิ่มเติม					
2. มีความสนใจ อยากทดลองใช้งาน					
3. มีความสนใจ อยากซื้อไว้ใช้งานในอนาคตอันใกล้					
4. ตั้งใจจะแนะนำให้คนรู้จัก(ผู้ป่วยหรือคนใกล้ชิด)มีไว้ใช้งาน					

ที่มา: ดัดแปลงจาก Technology Acceptance Model ของ Fred D.Davis (Davis, 1989)

ตอนที่ 2 ข้อคิดเห็นเกี่ยวกับการดูแลสุขภาพโดยทั่วไป จำนวน 8 ข้อ

คำชี้แจง โปรดทำเครื่องหมาย ✓ ลงในช่อง  ที่ตรงกับความเป็นจริงของท่านมากที่สุด

1. กิจกรรมเพื่อสุขภาพที่ท่านให้ความสำคัญและทำอย่างสม่ำเสมอ(อย่างน้อยอาทิตย์ละครั้ง) คือ

- |  |                                       |
|--|---------------------------------------|
| <input type="checkbox"/> 1. ออกกำลังกาย        | <input type="checkbox"/> 2. นั่งสมาธิ |
| <input type="checkbox"/> 3. เล่นโยคะ ฟีกลมปราณ | <input type="checkbox"/> 4. ไม่มี     |
| <input type="checkbox"/> 5. อื่น ๆ .....       |                                       |

2. อุปกรณ์ติดตามดูแลสุขภาพที่ท่านใช้สวมใส่อย่างสม่ำเสมอ คือ

- |   |   |
|---|---|
| <input type="checkbox"/> 1. Smart Watch | <input type="checkbox"/> 2. Fitness Tracker |
| <input type="checkbox"/> 3. ไม่ใช่      | <input type="checkbox"/> 4. อื่น ๆ .....    |

3. ท่านมีวิธีการจัดการอย่างไรหากต้องเผชิญกับความเครียด

- |  |   |
|--|---|
| <input type="checkbox"/> 1. หายใจลึก ๆ ช้า ๆ | <input type="checkbox"/> 2. มีสติอยู่กับตัว |
| <input type="checkbox"/> 3. ไม่แน่ใจ         | <input type="checkbox"/> 4. อื่น ๆ .....    |

4. ท่านมีวิธีการจัดการอย่างไรหากต้องเผชิญกับภาวะนอนกรน

- |                                      |   |
|--------------------------------------|---|
| <input type="checkbox"/> 1. นอนตะแคง | <input type="checkbox"/> 2. ใช้อุปกรณ์ช่วยลดการนอนกรน |
| <input type="checkbox"/> 3. ไม่แน่ใจ | <input type="checkbox"/> 4. อื่น ๆ .....              |

5. ท่านคิดว่ากรนอนกรนเสียงดังเป็นสาเหตุหนึ่งของภาวะหยุดหายใจขณะหลับหรือไม่

- |                                      |  |
|--------------------------------------|--|
| <input type="checkbox"/> 1. ใช่      | <input type="checkbox"/> 2. ไม่ใช่       |
| <input type="checkbox"/> 3. ไม่แน่ใจ | <input type="checkbox"/> 4. อื่น ๆ ..... |

6. ท่านคิดว่าคนทั่วไปมีโอกาสเป็นโรคหยุดหายใจขณะหลับหรือไม่



1. มี  2. ไม่มี  
 3. ไม่แน่ใจ  4. อื่น ๆ .....

7. ท่านคิดว่าจะมีประโยชน์หรือไม่ ถ้าเรามีเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาไว้ใช้ทดสอบภาวะหยุดหายใจขณะหลับเองที่บ้านเพื่อเป็นการคัดกรองก่อนไปทดสอบการนอนหลับที่โรงพยาบาล

1. มีประโยชน์  2. ไม่มีประโยชน์  
 3. ไม่แน่ใจ  4. อื่น ๆ .....

8. ท่านคิดว่าราคาของเครื่องติดตามอัตราการหายใจแบบพกพาที่เหมาะสมควรอยู่ในระดับใด

1. 1,500- 2,500 บาท  2. 3,000-5,000 บาท  
 3. 6,000-10,000 บาท  4. อื่น ๆ .....

ตอนที่ 3 ข้อมูลส่วนบุคคล จำนวน 4 ข้อ

คำชี้แจง โปรดทำเครื่องหมาย ✓ ลงในช่อง  ที่ตรงกับความเป็นจริงของท่านมากที่สุด

1. เพศ

1. ชาย  2. หญิง

2. อายุ

1. ต่ำกว่า/เท่ากับ 20 ปี  2. 21 – 40 ปี  
 3. 41 – 60 ปี  4. มากกว่า 60 ปี

3. การศึกษา

1. ต่ำกว่าปริญญาตรี  2. ปริญญาตรี  
 3. ปริญญาโท  4. ปริญญาเอก

4. อาชีพ

1. แพทย์/พยาบาล  2. อาจารย์  3. ผู้บริหาร/เจ้าของธุรกิจ  
 4. พนักงานบริษัท  5. รับราชการ  6. นักศึกษา  
 7. อื่น ๆ .....

ข้อเสนอแนะและข้อคิดเห็นอื่น ๆ

.....  
.....  
.....

หมายเหตุ หากท่านสนใจอยากได้ข้อมูลเพิ่มเติม กรุณาแจ้งชื่อ-นามสกุลในช่องข้างล่างนี้  
ชื่อ.....นามสกุล.....

อีเมล.....

ด้วยความขอบพระคุณเป็นอย่างสูงที่ท่านได้ให้ความร่วมมือตอบแบบสอบถามในครั้งนี้  
นายไตรสิทธิ์ เบญจบุญยสิทธิ์

นิติตปริญาเอก

หลักสูตรสาขาวิชาธุรกิจเทคโนโลยีและการจัดการนวัตกรรม บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์  
มหาวิทยาลัย

[TriZit@tni.ac.th](mailto:TriZit@tni.ac.th)

LINE ID: trizitb





16 มกราคม 2563










จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

## ภาคผนวก ข

## ตัวอย่างอุปกรณ์ตรวจการนอนหลับแบบพกพาประเภทที่ 3 และ ที่ 4

Company		Advanced Brain Monitoring	BRAEBON Medical	CleveMed	Compumedics USA
Device		 Sleep Profiler & PSG2	 MediByte Jr	 SleepView	 Somté
Website		www.advancedbrainmonitoring.com	www.braebon.com	www.clevemed.com	www.compumedics.com
Purchase Price		starts at \$5,495	\$2,750	\$2,400	\$3,450
Rental Price		N/A	Contact company	Contact company	Contact company
Per Study Consumables Price		\$17-\$25	starts at \$3	\$18.40	<\$4
Type	Type I				
	Type II	X			
	Type III		X	X	X
	Type IV			X	X
Channels		Up to 13: Sleep Profiler includes EEG, LEOG, REOG, EMG or ECG, forehead pulse, snoring (dB), head movement, and head position; PSG2 adds wireless finger SpO <sub>2</sub> and pulse, nasal pressure airflow, and optional thorax and abdomen piezo or RIP belts	7: oronasal airflow, snoring (airflow), CPAP flow, CPAP pressure, chest RIP effort, SpO <sub>2</sub> , pulse rate, body position	8: heart rate, pulse oximetry, respiratory airflow (CPAP compatible), RIP respiratory effort belt, snore, body position, auxiliary (second RIP respiratory effort, thermal airflow, or iDcheck), actigraphy	Up to 13: nasal pressure, snoring, CPAP mask pressure, thoracic and abdominal effort, body position, SpO <sub>2</sub> , pulse rate, plethysmography waveform, signal quality, limb movement (or optional nasal thermistor), 2xEXG (EEG, EOG, EMG, ECG, or off)
Power Options	Disposable		X	X	X
	Rechargeable	X	X		X
Chain-of-Custody Assurance Option			X	X	
Owner's Warranty (years)		2	1	1	1
Dimensions (cm)		7 x 4.5 x 1.75	6.35 x 5.72 x 1.91	7.62 x 6.60 x 1.78	11.43 x 6.35 x 3.05; sensor interface: 7.62 x 4.45 x 2.29
Weight, Including Batteries (grams)		76	91	57	232.46
Memory		8 GB internal	128 MB	100 MB internal	Compact flash card
Recording Time (hours)		Up to 30	18	100	36
Features		Scientifically-validated and editable auto-scored full-disclosure signals with forehead-based self-application, guided by voice messages. Ideal for multi-night evaluation of sleep architecture and sleep continuity in home or hospital, with automated detection of sleep biomarkers associated with neurodegeneration. PSG2 upgrade enables automated detection of apneas, hypopneas and RERAs, and REM-related SDB severity. Cloud or desktop-based software with data download in seconds via USB.	The MediByte family of recorders may be used with a local PC or the BridgeBuilder Cloud Portal Program, which enables cooperation between healthcare disciplines using telemedicine. SDB analysis including RERA, flow limitation, breath statistics, SpO <sub>2</sub> perfusion, carrying case, patient instructional video, USB cable. CPAP compatible, multiple nights, immediate report access, unlimited custom reports, locking connectors, stainless steel connector, LED study status indicator, all internal biosensors, complies with guidelines.	SleepView is an AASM-compliant HST monitor designed to be easy for patients to use. The "Smart Check" feature indicates if a good study was recorded by lighting green or red. SleepView uses a RIP belt, is CPAP compatible, and can collect multi-night studies. The HIPAA compliant web portal offers access to studies, scoring, and reports, while facilitating collaboration between local sleep labs and office-based physicians, including IT management and data archival.	Carrying case included, will deliver results while patient is on CPAP, includes video instruction for patient, 24/7 technical support, and analysis, scoring, and reporting software. Designed for basic HST workflow with automated respiratory event analysis and customized reporting. Supports both nasal pressure and thermistor airflow signals.

Company		General Sleep Corporation	Itamar Medical Inc	Natus Medical Inc	Nihon Kohden America Inc	Nox Medical				
Device		Zmachine Synergy		WatchPAT 200		Embletta MPR		Nomad		NOX-T3
Website		www.generalsleep.com	www.itamar-medical.com	www.neuro.natus.com/products-services/embletta-mpr-sleep-system	us.nihonkohden.com	www.noxmedical.com				
Purchase Price		\$1,299	Contact company	\$3,889	Contact company	Contact company				
Rental Price		N/A	Contact company	N/A	No response	Contact company				
Per Study Consumables Price		\$10	Volume dependent	\$5-\$12	\$5	Configuration dependent				
Type	Type I									
	Type II	X		X						
	Type III	X	X	X	X	X				
	Type IV			X		X				
Channels		8: EEG sleep staging, respiratory effort (RIP), airflow, snore, SpO <sub>2</sub> , pulse, plethysmogram, body position	7: PAT signal, pulse rate, oximetry, actigraphy, snoring, body position, chest position	19: pressure, sound, gravity (X/Y/Z), bipolar ExG, thermistor, thoracic effort (RIP), abdominal effort (RIP), DC (0 – 1 V), battery, event button, SpO <sub>2</sub> , SpO <sub>2</sub> B-B, SpO <sub>2</sub> quality, pulse rate, plethysmography, RD quality, PPG; + multiple derived channels	11: thermistor, pressure transducer, snore, body position sensor (internal), SpO <sub>2</sub> , pleth wave, pulse wave (derived from SpO <sub>2</sub> ), chest effort, abdominal effort, 2-EMG channels, 1-DC input	16+: flow, snoring, 2x effort, RIP sum, RIP flow, SpO <sub>2</sub> , pulse, plethysmogram, body position, activity, complete audio, cal. audio volume in dB, event, 2x ExG; up to 7 multiple-channel auxiliary devices can be recorded via Bluetooth				
Power Options	Disposable			X	[unknown]	X				
	Rechargeable	X	X		[unknown]	X				
Chain-of-Custody Assurance Option			X	X	[unknown]	X				
Owner's Warranty (years)		2	1	1	1	2				
Dimensions (cm)		10.2 x 6.1 x 2.4	8 x 5 x 2	10.7 x 7.9 x 1.9	11.77 x 7.24 x 2.54	7.9 x 6.3 x 2.1				
Weight, Including Batteries (grams)		86	130	153	481.94	88				
Memory		8 GB internal	400 MB microSD card	2 GB internal	2 GB internal	1 GB internal				
Recording Time (hours)		> 300	10/study	24	17	24				
Features		Supported by a cloud-based software platform, the Zmachine Synergy combines General Sleep's single-channel EEG sleep staging technology with airflow, effort, pulse oximetry, snore, and tri-axis body position to report an AHI based on EEG-derived sleep time and body position (not simply recording time). The Zmachine Synergy has one-touch controls, multi-night recording capability, and a multi-color LED interface.	A wrist-worn device that provides automated analysis including complete sleep architecture and total sleep time measurement. Central PLUS module enables specific identification of central sleep apnea. Uses the advanced PAT-based technology.	Scalable Bluetooth device with add-ons; auto start option; high resolution screen including signal display, signal test features (including impedance measurement) and status information; sound recording with snap-on cannula microphone, disposable and reusable sensor range available; comes with nonlicensed version of RemLogic; 24/7 technical support.	Connects to computers via USB port, connects to computer via serial port, will deliver results while patient is on CPAP, includes video instruction for patient, wireless, 24/7 technical support, and analysis, scoring, and reporting software.	Carrying case included. One-click upload and analysis via USB port, wireless, CPAP compatible recordings, analysis, scoring, and reporting software, and hook-up instructions for the patient. Audio recording from a built-in microphone for improved snoring detection and frequency analysis, SpO <sub>2</sub> , pulse and plethysmography from a wireless Bluetooth oximeter.				

Philips Respironics	ResMed	SleepMed	Sleepvirtual	SOMNOmedics America Inc	Zephyr Sleep Technologies
					
Alice NightOne	ApneaLink Air	ARES	BWMini 2	SOMNOtouch RESP	MATRx plus
<a href="http://www.usa.philips.com/health-care/product/HC1109289/alice-nightone-home-sleep-testing-device">www.usa.philips.com/health-care/product/HC1109289/alice-nightone-home-sleep-testing-device</a>	<a href="http://www.resmed.com/apnea-linkair">www.resmed.com/apnea-linkair</a>	<a href="http://www.sleepmedinc.com">www.sleepmedinc.com</a>	<a href="http://www.neurovirtual.com">www.neurovirtual.com</a>	<a href="http://www.somnomedics-diagnostics.com">www.somnomedics-diagnostics.com</a>	<a href="http://www.zephyrsleep.com">www.zephyrsleep.com</a>
\$2,999	\$1,999	\$2,995	Starts at \$3,990	Configuration-dependent	Connected program term-dependent
\$89/month	\$169/quarter	\$339/month	Contact company	Configuration-dependent	N/A
~\$5	\$4	Included in rental	\$5 and up	\$2 and up	\$50-\$115
			X		
			X	X	
X	X	X	X	X	X
				X	
7: flow, snore, thoracic effort, SpO <sub>2</sub> , pulse rate, body position, pleth; plus optional therapy channels depending on therapy device and mode; body position reporting: supine, prone, right side, left side, upright	5 channels: respiratory effort, pulse, oxygen saturation, nasal flow, and snoring; plus body position during sleep	10: airflow (pressure), SpO <sub>2</sub> , heart rate, acoustic snoring (dB & pattern), actigraphy (head position and movement), EEG/EOG/EMG (NREM/REM), respiratory effort (optional), behaviorally estimated sleep/wake, behavioral arousals, signal quality	21: AUX1 bipolar, AUX2 bipolar, AUX3 bipolar, AUX4 bipolar, X5 monopolar, X6 monopolar, X7 monopolar, X8 monopolar, snore, flow, THX RIP, ABD RIP, oximeter (BPM) XPOD, oximeter (SPO <sub>2</sub> ) XPOD, pressure transducer, body position, DC1, DC2, DC3, expansion up to 16 DC	Respiratory airflow, snore, CPAP pressure, thoracic breathing effort, abdominal breathing effort, SpO <sub>2</sub> , pulse rate, finger plethysmogram, body position, movement, patient marker. Optional: sleep staging according to AASM (4 EEG, 2 EOG, 1 EMG/ECG), simplified sleep scoring (2 EEG, 2 EOG, PLM analysis, ECG	7: mandibular titration position, oxygen saturation, 2-channel nasal flow, pulse, respiratory effort, snoring, body position, head position
X	X	[unknown]			
X		X	X	X	X
		[unknown]			
2	2	[unknown]	1	2	1 (3 with connected program enrollment)
10.34 x 2.51 x 6.78	6.2 x 10.2 x 3	6.35 x 5.08 x 2.54	15 x 9.5 x 3.5	8.4 x 5.5 x 1.8	Recorder: 8.7 X 14.5 X 2.3
84 + user's battery choice	66	96.4	380	64	229
4 GB internal	512 MB	SD card	Up to 16 GB	512 MB internal	32 GB
10/study	48	72	80 (with battery pack)	21	8 hours/night
Alice NightOne's standard sensor set uses the same sensor technology recommended by the AASM for in-lab studies. Enhanced Good Study Indicator alerts the data is there before the device is returned. Powered by Sleepware G3 software, the same software for in-lab and out-of-lab testing. Optional cloud services. Wireless connection to Bluetooth-enabled Philips Respironics' PAP devices. RIP with integrated buckle design eliminates external wire sets. Device kit includes hard plastic shipping case.	ApneaLink Air has a start/stop button, a test complete light, and signal indicators. Diagnostic features include Cheyne-Stokes probability detection and the ability to differentiate between obstructive and central sleep apnea. ApneaLink Air data is available via ResMed's AirView cloud-based portal to help manage diagnostic reports, interpretations, and prescriptions.	AHI compliant with AASM and CMS; all signals integrated into compact forehead unit; validated automated analysis; voice-prompted alerts to maximize signal quality. AHI/RDI data are quantified across state, stage, and body position; integrated validated pre-test OSA risk questionnaire that automatically populates into the fully editable clinical report. Numerous validation studies showing very strong PSG concordance, sensitivity, specificity, and low failure rate. Online library of educational resources available to physicians. Upon request, equipped with piezo-crystal belt.	Upgradable to full type 1 or 2 PSG, and ambulatory EEG (sold separately). Integrated Nonin pulse oximeter (up to 3 channels). 3 built-in DC channels for CPAP or CO <sub>2</sub> monitoring integration. Optional synchronized video monitoring.	Sensor detection with Intelligent Connect for realtime sensor check, high resolution touch screen, easy application by the patient at home, extensive analysis and reporting software (2 licenses), charging and data transfer simultaneously via docking station, CPAP-compatible recordings. Easy Start direct on the device without initialization possible, 24/7 technical support, auto detection of sleep/wake. Carrying case included. AUX connection for extended recordings, eg, PLM, ECG, EEG, EOG, EMG. Pediatric options available soon.	MATRx plus is the first ( <i>de novo</i> clearance Aug 2018) at-home sleep theragnostic for physicians and dentists that evaluates and auto-titrates for oral appliance (OA) therapy. It includes a temporary OA that automatically adjusts in response to real-time respiratory information. Using AI, the collected data predicts a patient's response to OA therapy, in advance of treatment, as well as a target therapeutic position. It is tablet-based, cloud-connected, and also operates as a standard HSAT. Compatible data connections are 4G LTE or wifi.

## ภาคผนวก ฅ

### รางวัลที่ได้รับจากการประกวดและการนำเสนอผลงาน

## Journal & Conference

1. T. Benjaboonyazit, M. Sriyudthsak, T. Desudchit, and K. Suanpong, "Novel Approach to Respiratory Rate Measurement Using Resonance Tube with Contradictory Thresholding Technique", *Eng. J.*, vol. 23, no. 6, pp. 361-379, Nov. 2019. (SCOPUS, Q2)
2. T. Benjaboonyazit, T. Desudchit, (2019). New Approach to Respiratory Rate Measurement using TRIZ. The 10th International Conference on Systematic Innovation (ICSI) & Global Competition on Systematic Innovation (GCSI). July 08-11, 2019, Liverpool, UK



**TRIZ is a Tool for Thinking not instead of Thinking**

**-G.S.Altshuller-**

**Innovation may be accidental, Systematic Innovation is destined**

**D. Daniel Sheu**

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	ไทรสิทธิ์ เบญจบุญยสิทธิ์
วัน เดือน ปี เกิด	14 มกราคม 2497
สถานที่เกิด	กรุงเทพมหานคร
วุฒิการศึกษา	1974-1978 ปริญญาตรี วิศวกรรมไฟฟ้า มหาวิทยาลัยโตเกียว ประเทศญี่ปุ่น 1978-1980 ปริญญาโท วิศวกรรมไฟฟ้า มหาวิทยาลัยโตเกียว ประเทศญี่ปุ่น
ที่อยู่ปัจจุบัน	68/131 ซอยนวมินทร์ 40 ถนนนวมินทร์ แขวงคลองกุ่ม เขตบึงกุ่ม กทม.10240 โทร 085-955-3031
ผลงานตีพิมพ์	1) TriZit Benjaboonyazit, Simplification of System of Standard Solutions for TRIZ beginners using MAR Operator, Proceedings of The 11th International MATRIZ Conference (TRIZfest-2015), Sept 10-12, 2015, pp.200-207. 2) TriZit Benjaboonyazit, Integration of Manufacturing-based Monozukuri Concept with TRIZ: Case Study on the Thai-Nichi Institute of Technology, Proceedings of The 6th International Conference on Systematic Innovation (ICSI-2015), July 15-17, 2015. PP.291-300 3) Benjaboonyazit T., “TRIZ BASED INSIGHT PROBLEM SOLVING AND BRAINWAVE ANALYSIS USING EEG DURING AHA! MOMENT”. Proceedings of The 11th International MATRIZ Conference (TRIZfest-2016), July 28-30 2016, pp 336-343 4) Benjaboonyasit T., “Solving the Problem of ARIZ Using ARIZ) (Algorithm of Inventive Problem Solving): Case Study on Pipeline Maintenance System Design” International Journal of Systematic Innovation, Vol.04 No.02, Oct 2016, pp 1-16
รางวัลที่ได้รับ	Certified TRIZ Specialist ระดับ 4 จาก The International TRIZ Association



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
**CHULALONGKORN UNIVERSITY**