



การออกแบบและสร้างเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และ
เวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX® ผ่านสมาร์ทโฟนแอปพลิเคชัน



วิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตาม
หลักสูตรวิศวกรรมมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
วิทยาลัยวิศวกรรมชีวการแพทย์

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยรังสิต
ปีการศึกษา 2566



**DESIGNING AND CREATING A DEVICE FOR MEASURING AIR FLOW
RATE, VOLUME AND TIME FROM BREATHEMAX[®] VIA
SMARTPHONE APPLICATION**



**BY
ASMA ALSAKET**

**A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENTS FOR
THE DEGREE OF MASTER OF ENGINEERING IN BIOMEDICAL
ENGINEERING
COLLEGE OF BIOMEDICAL ENGINEERING**

GRADUATE SCHOOL, RANGSIT UNIVERSITY

ACADEMIC YEAR 2023

วิทยานิพนธ์เรื่อง

การออกแบบและสร้างเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ
และเวลา จากอุปกรณ์ BreatheMAX® ผ่านสมาร์ทโฟนแอปพลิเคชัน

โดย

อัสมา อัลซากิต

ได้รับการพิจารณาให้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

มหาวิทยาลัยรังสิต

ปีการศึกษา 2566

รศ. ดร. ชัยนุทัศน์ บรรลือโชคชัย
ประธานกรรมการสอบ

รศ. นันทชัย ทองแป้น
กรรมการ

ผศ. ดร. จรุงรัตน์ ปริญญกุลปต์
กรรมการและอาจารย์ที่ปรึกษา

บัณฑิตวิทยาลัยรับรองแล้ว

(ผศ. ร.ต.หญิง ดร. วรณี สุขสาตร)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

2 ตุลาคม 2566

Thesis entitled

**DESIGNING AND CREATING A DEVICE FOR MEASURING AIR FLOW RATE,
VOLUME AND TIME FROM BREATHEMAX[®] VIA
SMARTPHONE APPLICATION**

by

ASMA ALSAKET

was submitted in partial fulfillment of the requirements
for the degree of Master of Engineering in Biomedical Engineering

Rangsit University
Academic Year 2023

Assoc.Prof. Chissanuthat Bunluechokchai, Ph.D.

Examination Committee Chairperson

Assoc.Prof. Nuntachai Thongpance, M.Eng.

Member

Asst. Prof. Jaroonrut Prinyakupt, Ph.D.

Member and Advisor

Approved by Graduate School

(Asst.Prof.Plt.Off. Vanee Sooksatra, D.Eng.)

Dean of Graduate School

October 2, 2023

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณ ผู้มีส่วนเกี่ยวข้องในงานวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ทุกท่าน โดยเฉพาะคณะอาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.ดร. จรุงรัตน์ ปริญาคุปต์ ที่ให้คำแนะนำอันเป็นประโยชน์ตลอดช่วงการทำวิทยานิพนธ์ ขอขอบคุณศาสตราจารย์ ดร.สุลี โจนส์ และ อาจารย์ ดร.ภก.เบญจรัตน์ แสงทอง สำหรับการให้แนวคิดที่มา และคำปรึกษาในทางกายภาพของงานวิจัยนี้

ขอบพระคุณ คุณพ่อคุณแม่และทุกคนในครอบครัว ที่ให้การสนับสนุนในทุกๆด้าน และเป็นกำลังใจมาโดยตลอดจนจบการศึกษา

และขอขอบคุณเพื่อนร่วมคณะวิศวกรรมชีวการแพทย์มหาบัณฑิตทุกๆ คน ที่ร่วมให้กำลังใจ ให้คำแนะนำเกี่ยวกับงานวิทยานิพนธ์นี้ จนสำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

อัสมา อัลซากิต

ผู้วิจัย

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

6508770 : อัสมา อัลซากิต
 ชื่อวิทยานิพนธ์ : การออกแบบและสร้างเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ
 ปริมาตรของอากาศ และเวลา จากอุปกรณ์ BreatheMAX®
 ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชัน
 หลักสูตร : วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
 อาจารย์ที่ปรึกษา : ผศ.ดร.จรรยารัตน์ ปริญญานุส

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อออกแบบและสร้างเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX® ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชันโดยใช้ โดยใช้หลักการเบอร์นูลลี อิเล็กทรอนิกส์ และการออกแบบแอปพลิเคชัน ทำการวัดค่าความดันอากาศที่ จุดสองจุดด้วยเซนเซอร์ความดันและประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล ESP32 และหา ความสัมพันธ์ระหว่างความแตกต่างของความดันอากาศทั้งสองจุดและอัตราการไหลของอากาศ ทดสอบหาความถูกต้องของอุปกรณ์ที่ออกแบบขึ้นเปรียบเทียบกับค่าจากอุปกรณ์มาตรฐาน (VT650 Gas Flow Analyzer) เพื่อวิเคราะห์ค่าความสัมพันธ์ ออกแบบอุปกรณ์ที่เชื่อมต่อกับ BreatheMAX® และการรับส่งค่าเพื่อไปประมวลผลที่แอปพลิเคชันบนสมาร์ตโฟน ผลการทดสอบ พบว่าความสัมพันธ์ของความแตกต่างของความดันที่ทางเข้าและทางออกของ BreatheMAX® และ อัตราการไหลของอากาศมีความสัมพันธ์เชิงเส้น เครื่องที่ออกแบบขึ้นสามารถวัดค่าความดันที่ ทางเข้าและทางออกของ BreatheMAX® ได้ถูกต้องและสามารถรับส่งค่าไปยังแอปพลิเคชันได้ โดย แอปพลิเคชันสามารถประมวลผลแสดงผลอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาที่ ใช้ในการฝึกได้ใกล้เคียงกับอุปกรณ์มาตรฐาน

(วิทยานิพนธ์มีจำนวนทั้งสิ้น 62 หน้า)

คำสำคัญ: อุปกรณ์ฝึกหายใจโดยใช้แรงดันน้ำ, การออกแบบแอปพลิเคชัน, การฝึกหายใจ

6508770 : Asma Alsaket
 Thesis Title : Designing and Creating a Device for Measuring Air Flow Rate,
 Volume and Time from BreatheMAX® Via Smartphone Application.
 Program : Master of Engineering in Biomedical Engineering
 Thesis Advisor : Asst. Prof. Jaroonrut Prinyakupt, Ph.D.

Abstract

This study aimed to design and develop an airflow, air volume, and time measurement device from the BreatheMAX® via smartphone application based on the Bernoulli principle, electronics, and application design. The air pressure at two points was measured with a pressure sensor and processed with a microcontroller from the ESP32 series to ascertain the relationship between the pressure difference between the two points and the airflow rate. The test was conducted by comparing the accuracy of the designed device to that of the standard device (VT650 Gas Flow Analyzer) to analyze the correlation. A device that connects to BreatheMAX® and transmits data to a smartphone application has been developed. The results revealed a linear relationship between the pressure differential between the BreatheMAX® inlet and outlet and the airflow rate. The designed device can precisely measure the pressure at the BreatheMAX® inlet and outlet and transmit the data to the application. Similar to standard device, the application can process the display of air flow rate, air volume, and training time.

(Total 62 pages)

Keywords: Breathing device using water pressure, application design, lung function, breathing exercise

Student's Signature Thesis Advisor's Signature

สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	ก
บทคัดย่อภาษาไทย	ข
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ค
สารบัญ	ง
สารบัญตาราง	ฉ
สารบัญรูป	ช
บทที่ 1	บทนำ
	1
1.1	ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา
	1
1.2	วัตถุประสงค์การวิจัย
	2
1.3	สมมติฐานการวิจัย
	2
1.4	กรอบแนวคิดการวิจัย
	3
1.5	ขอบเขตของงานวิจัย
	3
1.6	ข้อกำหนด
	4
1.7	ขั้นตอนการศึกษา
	4
1.8	คำจำกัดความที่ใช้ในการศึกษา
	5
บทที่ 2	ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง / ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง
	7
2.1	ทฤษฎีทางการแพทย์
	7
2.2	ทฤษฎีทางอิเล็กทรอนิกส์
	11
2.3	งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง
	20
บทที่ 3	ระเบียบวิธีการวิจัย
	24
3.1	ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย
	24
3.2	วัสดุอุปกรณ์
	25
3.3	วิธีการจัดทำ
	25

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.4 วิธีการทดสอบ	34
บทที่ 4 ผลการวิจัย	38
4.1 ผลการวิจัย	38
4.2 ผลการทดสอบ	39
บทที่ 5 สรุปผลและข้อเสนอแนะ	48
5.1 สรุปผลการจัดทำเครื่องวัดอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลา จากอุปกรณ์ BreatheMAX [®] ผ่านสมาร์ทโฟนแอปพลิเคชัน	48
5.2 อภิปรายผลการจัดทำโครงงาน	48
5.3 ข้อเสนอแนะ	49
บรรณานุกรม	50
ภาคผนวก	52
ภาคผนวก ก การทำงานของเครื่อง	53
ภาคผนวก ข การออกแบบแอปพลิเคชัน	58
ประวัติผู้วิจัย	63

สารบัญตาราง

หน้า	ตารางที่
4	1.1 ขั้นตอนการศึกษา
14	2.1 ตารางเปรียบเทียบหน่วยความดัน
32	3.1 ตารางแสดงความหมายของหน้าจอแอปพลิเคชัน
40	4.1 ค่าที่ทำการวัดจากเซนเซอร์ทั้ง 2 ตัว เปรียบเทียบกับอุปกรณ์มาตรฐาน (VT650)
41	4.2 แสดงค่าเฉลี่ยของความแตกต่างของความดันและอัตราการไหลของ เครื่องมาตรฐาน VT650 Gas Flow Analyzer และความแตกต่างของความดันที่เครื่องที่ออกแบบอ่านได้ เมื่ออัดลมจากระบบไปป์ไลน์จนกระทั่งถึง จุดต่ำสุดของท่อที่ระดับน้ำ 2 cmH ₂ O ถึง 8 cmH ₂ O
42	4.3 แสดงค่าเฉลี่ยของความแตกต่างของความดันและอัตราการไหลของ เครื่องมาตรฐาน VT650 Gas Flow Analyzer และความแตกต่างของความดันที่เครื่องที่ออกแบบอ่านได้ เมื่ออัดลมจากระบบไปป์ไลน์จนกระทั่ง อากาศไหลผ่านน้ำและเกิดการปูดของน้ำที่ระดับน้ำ 2 cmH ₂ O ถึง 8 cmH ₂ O
46	4.4 การทดสอบการใช้งานของแอปพลิเคชัน

สารบัญรูป

รูปที่		หน้า
1.1	กรอบแนวคิดการทำงานวิจัย	3
2.1	แสดงกลไกเนื้อที่เกี่ยวเนื่องกับการหายใจ	9
2.2	แสดงปริมาตรและความจุปอด	11
2.3	เซนเซอร์วัดความดันบรรยากาศและอุณหภูมิ Adafruit LPS33HW	12
2.4	โมดูล M5Stack M5Stamp Pico Mate with Pin Headers	13
2.5	ความดันจะเท่ากันทุกจุดบนระนาบแนวนอนของของไหลที่กำหนดโดย ไม่คำนึงถึงรูปทรงเรขาคณิต โดยมีเงื่อนไขว่าจุดต่างๆ เชื่อมต่อกันด้วย ของไหลชนิดเดียวกัน	15
2.6	ภาพแสดงจุดอ้างอิงความดันในแต่ละรูปแบบ Absolute, Gage และ Vacuum Pressures	16
2.7	การเปรียบเทียบการไหลภายในท่อ	18
2.8	ส่วนประกอบของอุปกรณ์ฝึการหายใจ BreatheMAX®	20
3.1	รูปแสดงระดับน้ำเมื่อถูกแรงดันจากอากาศดันน้ำถึงปลายหลอด	26
3.2	แสดงการไหลของอากาศจาก Pipeline ไปยัง Microcontroller	28
3.3	ไดอะแกรมแสดงหลักการทำงานของเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของ อากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลา ด้วยอุปกรณ์ BreatheMAX® ผ่าน สมาร์ตโฟนแอปพลิเคชัน	29
3.4	โครงสร้างอุปกรณ์ที่ใช้วัดค่าอัตราการไหลของอากาศปริมาตรของ อากาศและเวลา	30
3.5	การเชื่อมต่อ M5Stamp C3 และ LPS33HW Water Resistant Pressure Sensor	30
3.6	แสดงหน้าจอแอปพลิเคชัน ด้วย MIT APP INVENTOR 2	32
3.7	Flow Chart แสดงการออกแบบแอปพลิเคชันที่ใช้กับสมาร์ตโฟน ระบบปฏิบัติการ Android	33
4.1	การออกแบบและสร้างเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตร ของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX® ผ่านสมาร์ตโฟนแอป	38

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่		หน้า
4.2	แสดงค่าความสัมพันธ์ของความแตกต่างของความดัน ($\sqrt{\Delta P}$) ก่อนการ ปลดของน้ำเทียบกับอัตราการไหล (Q) จากอุปกรณ์ VT650 Gas Flow Analyzer	42
4.3	แสดงค่าความสัมพันธ์ของความแตกต่างของความดัน ($\sqrt{\Delta P}$) หลังการปลด ของน้ำเทียบกับอัตราการไหล (Q) จากอุปกรณ์ VT650 Gas Flow Analyzer	43
4.4	แสดงวิธีการทำงานของแอปพลิเคชัน	44
4.5	แสดงหน้าที่การทำงานของแต่ละส่วนของแอปพลิเคชันเพื่อใช้อธิบาย การทดสอบในตารางที่ 4.4	45



บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบันพบผู้ป่วยที่มีภาวะความไม่แข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจเข้าเป็นจำนวนมาก ซึ่งกล้ามเนื้อหายใจเข้าเป็นปัจจัยสำคัญที่มีผลต่อความสามารถของผู้ป่วยที่กล้ามเนื้อหายใจไม่แข็งแรง เช่น วัณโรค หลอดลมอักเสบเรื้อรัง ถุงลมโป่งพอง มะเร็งปอด โรคหอบหืด หรือผู้ป่วยที่ได้รับไวรัสโควิด 19 การทำงานของปอดหลังจากติดเชื้อจะมีอาการ หายใจสั้น เหนื่อยหอบง่าย และผู้ป่วยที่มีปัจจัยเสี่ยงเป็นโรคปอดสูง เช่น ผู้ที่สูบบุหรี่ ไข้หวัดใหญ่ ทำงานในโรงงานที่มีมลภาวะ มีควัน มีก๊าซเคมีที่เป็นพิษต่อทางเดินหายใจ ทำงานในเหมืองแร่ และผู้ที่อยู่ใกล้ชิดกับผู้ป่วยที่เป็นวัณโรคที่อยู่ในระยะติดต่อ

โดยในปัจจุบันมีวิธีการกายภาพบำบัด และฟื้นฟูปอดอยู่มากมาย ทั้งการใช้เครื่องต้นปอด Positive Expiratory Pressure, Intrapulmonary Percussive Ventilation และอื่น ๆ แต่เนื่องจากเครื่องมือเหล่านี้มีราคาสูง ไม่สะดวกต่อการใช้ในชีวิตประจำวัน Kluayhomthong และคณะ (2011) ได้มีการออกแบบอุปกรณ์ออกกำลังกายปอด หรืออุปกรณ์ฝึกการหายใจ อุปกรณ์นี้มีชื่อว่า BreatheMAX[®] ซึ่งเป็นอุปกรณ์ฝึกหายใจโดยใช้แรงต้าน จากแรงดันน้ำ (Water Pressure Threshold Breathing, WPTB) ซึ่งประดิษฐ์ขึ้นภายในประเทศไทย สามารถให้แรงต้านต่อกล้ามเนื้อหายใจเข้า ชนิดที่สามารถควบคุมแรงต้านต่ำสุด (Threshold Load) ที่ใช้ฝึกได้ นอกจากนั้นยังมีข้อดีที่ไม่พบในอุปกรณ์จากต่างประเทศคือให้ความชื้นกับอากาศที่หายใจเข้าได้ โดย Pukdeechat และคณะ (2017) ได้พัฒนาอุปกรณ์ก่อแรงดันบวกแบบใหม่สำหรับการออกกำลังกายในผู้ป่วยโรคปอดอุดกั้นเรื้อรัง โดยมีเป้าหมายเพื่อลดหรือเปิดทางเดินหายใจที่ตีบแคบเพิ่มการระบายเสมหะลดอาการหอบเหนื่อยจากพลวัตการโป่งพองของปอด (Dynamic Hyperinflation) ขณะออกกำลังกายในผู้ป่วยปอดอุดกั้นเรื้อรัง เครื่อง BreatheMAX[®] จึงเป็นทางเลือกที่ดีทางเลือกหนึ่งที่สามารถนำมาใช้ได้ แต่เนื่องจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ยังมีปัญหาย่อยบางส่วน คือตัวอุปกรณ์สามารถฝึกการหายใจเข้าหรือการหายใจออกได้ แต่ไม่สามารถวัดอัตราการไหล ปริมาตรของอากาศ และเวลาได้ อุปกรณ์สามารถวัดได้แค่ระดับน้ำที่ผู้ป่วยหายใจเข้าหรือการหายใจออกโดยมีหน่วยเป็นเซนติเมตรน้ำ (cmH₂O) ทำให้

ไม่มีตัวสะท้อนกลับให้ผู้ทดสอบรู้อัตราการไหล ปริมาตรของอากาศ และเวลาเมื่อหายใจเข้าหรือออก

จากปัญหาดังกล่าวผู้วิจัยจึงมีแนวคิดในการออกแบบอุปกรณ์ที่สามารถวัดค่าอัตราการไหลโดยใช้หลักการวัดความแตกต่างของความดันที่จุดสองจุด และคำนวณหาปริมาตรของอากาศที่หายใจ และเวลาที่ใช้ โดยส่งค่าไปแสดงผลที่แอปพลิเคชันในมือถือ อุปกรณ์ที่ออกแบบขึ้นจะประกอบด้วย ตัวเครื่องพร้อมเซนเซอร์ที่ได้ออกแบบซึ่งสามารถติดตั้งร่วมกับกับตัวอุปกรณ์ BreatheMAX[®] เพื่อให้สามารถวัดความดันที่ทางเข้าและทางออกของ BreatheMAX[®] ในส่วนของ Software จะเป็นการออกแบบแอปพลิเคชัน เพื่อให้สามารถรับค่าความดันอากาศทางเข้าและทางออกของ BreatheMAX[®] เพื่อกำหนดหาอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากตัว Hardware ไปยังสมาร์ตโฟนได้

1.2 วัตถุประสงค์การวิจัย

ออกแบบและสร้างเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลา ได้ที่ได้จากการจำลองการทดสอบด้วยอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชัน

1.3 สมมติฐานการวิจัย

สมมติฐานของการออกแบบและสร้างเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชัน

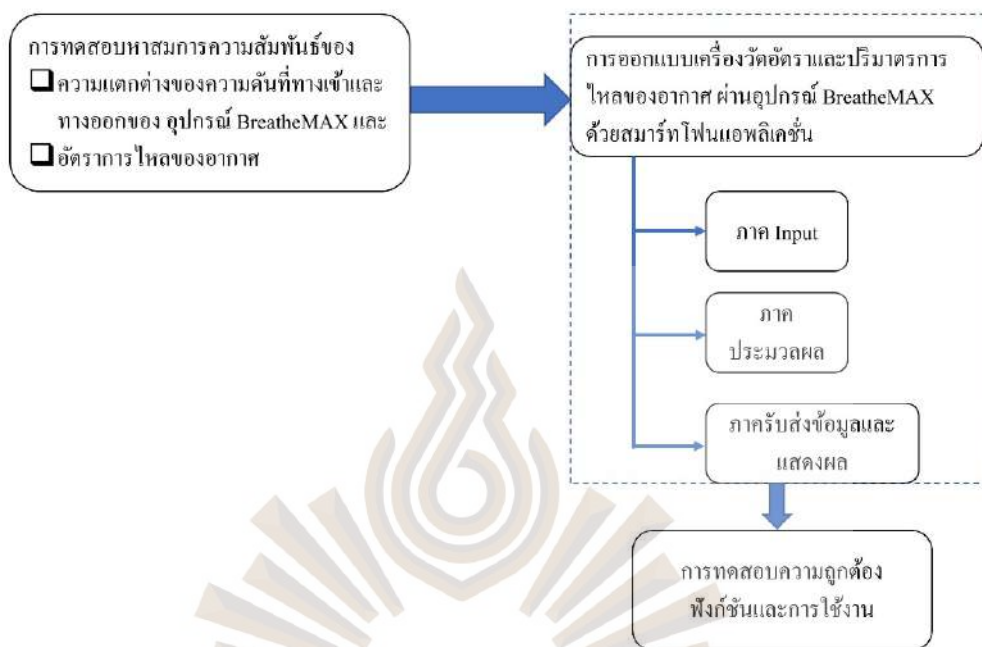
คือ “ค่าความแตกต่างของความดันระหว่างจุดทางเข้าและทางออกของ BreatheMAX[®] มีความสัมพันธ์เป็นเชิงเส้นกับอัตราการไหลของอากาศเข้าไปยังอุปกรณ์ BreatheMAX[®]”

1.3.1 ตัวแปรต้น คือ ค่าความแตกต่างของความดันระหว่างจุดทางเข้าและทางออกของ BreatheMAX[®]

1.3.2 ตัวแปรตาม คือ อัตราการไหลของอากาศเข้าไปยังอุปกรณ์ BreatheMAX[®]

1.3.3 ตัวแปรควบคุม คือ อุปกรณ์ BreatheMAX[®]

1.4 กรอบแนวคิดการวิจัย



รูปที่ 1.1 กรอบแนวคิดการทำงานวิจัย

1.5 ขอบเขตของงานวิจัย

งานวิจัยเรื่องการออกแบบและสร้างเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชันมีขอบเขตงานวิจัยดังต่อไปนี้

1.5.1 สามารถวัดอัตราการไหลของอากาศโดยใช้หลักการจากความแตกต่างของความดัน

1.5.2 สามารถรับส่งค่าและแสดงผลอัตราการไหล ปริมาตรของอากาศและเวลาในการหายใจแต่ละครั้งจากเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาไปยังแอปพลิเคชันในสมาร์ตโฟน

1.6 ข้อกำหนด

1.6.1 ข้อกำหนดเฉพาะ

1.6.1.1 ใช้หลักการวัดความแตกต่างของความดันในการหาค่าอัตราการไหลของอากาศ

1.6.1.2 ใช้ Adafruit LPS33 Water Resistant Pressure Sensor ในการวัดความดัน

1.6.1.3 ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล ESP32

1.6.1.4 ออกแบบแอปพลิเคชันด้วย MIT app inventor 2

1.7 ขั้นตอนการศึกษา

ตารางที่ 1.1 ขั้นตอนการศึกษา

ขั้นตอนการดำเนินงาน	ระยะเวลา (เดือน)									
	ปี 2565-66									
	ก.ย	ต.ค	พ.ย	ธ.ค	ม.ค	ก.พ	มี.ค	เม.ย	พ.ค	
1.ศึกษาหัวข้องานวิจัย	↔									
2.เสนอหัวข้องานวิจัย	↔									
3.รวบรวม ค้นคว้าหาความรู้ และ ข้อมูลเกี่ยวกับงานวิจัย		↔								
4.ทำรูปเล่ม			↔							
5.สอบโครงร่างงานวิจัย						↔				
6.ทำการทดสอบอุปกรณ์ด้าน อิเล็กทรอนิกส์				↔						
7.ออกแบบระบบเชื่อมต่อ							↔			
8.เขียนและติดตั้งระบบฐานข้อมูล					↔					
9.เก็บผลข้อมูลและเปรียบเทียบเครื่อง						↔				

ตารางที่ 1.1 ขั้นตอนการศึกษา (ต่อ)

ขั้นตอนการดำเนินงาน	ระยะเวลา (เดือน)								
	ปี 2565-66								
	ก.ย	ต.ค	พ.ย	ธ.ค	ม.ค	ก.พ	มี.ค	เม.ย	พ.ค
10. ทดสอบประสิทธิภาพของเครื่อง						↔			
11. ทำรูปเล่มในส่วนของบทที่ 4 และ 5							↔		
12. สอบป้องกันปริญญาบัตร								↔	
13. ปรับปรุงและแก้ไขรูปเล่ม								↔	
14. ส่งต้นฉบับปริญญาบัตรฉบับสมบูรณ์									↔

1.8 คำจำกัดความที่ใช้ในการศึกษา

BreatheMax[®] คือ อุปกรณ์ที่ใช้ในการออกกำลังกายปอด ฟันฟูปอด หรืออุปกรณ์ที่ใช้สนับสนุนปอดในผู้ที่ใช้เครื่องช่วยหายใจเป็นเวลานาน ทำให้หิเลียง เกิดการพัดโบกไม่เพียงพอ ทำให้เกิดเสมหะคั่งค้าง หรือผู้ป่วยหลังจากติดเชื้อไวรัสโคโรนาที่ต้องการฟันฟูปอดหลังติดเชื้อ

Flow Rate คือ หรืออัตราการไหลคือปริมาตรของของไหลซึ่งไหลผ่านท่อ โดยอัตราการไหลจะขึ้นอยู่กับความแตกต่างของความดันโดยมีความเร็วเป็นองค์ประกอบหลัก ความเร็วของอัตราการไหลจะเพิ่มขึ้นหรือลดลงขึ้นอยู่กับความดันที่มีอยู่

Bernoulli เป็นแนวคิดหลักในไดนามิกของไหลที่เกี่ยวข้องกับความดัน ความเร็ว และความสูง การเพิ่มความเร็วของของไหล เกิดขึ้นพร้อมกับความดันที่ลดลงหรือพลังงานศักย์ของของไหลที่ลดลง

Water Pressure Threshold Breathing Bottle คือ อุปกรณ์ฝึกหายใจชนิดใหม่ที่ใช้แรงดันจากแรงดันน้ำเพื่อให้เกิดการปูดของน้ำให้มีแรงต้านและความดันจากอากาศ

ภาวะความไม่แข็งแรงของกล้ามเนื้อหายใจ คือ ความผิดปกติของระบบหายใจ ระบบหัวใจและหลอดเลือด ระบบประสาทกล้ามเนื้อ ระบบเลือด รวมทั้งความผิดปกติด้านจิตใจ



บทที่ 2

บททวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

ในการทำวิทยานิพนธ์นี้ ผู้จัดทำได้ทำการศึกษาทฤษฎีที่สำคัญและเกี่ยวข้องกับการทำวิทยานิพนธ์ เพื่อเป็นแนวทางในการศึกษา และการจัดทำจะประกอบไปด้วยเนื้อหาต่างๆที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบและสร้างเครื่องวัดค่าอัตราการหายใจของปอดจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ทโฟน ต้องมีองค์ประกอบหลาย ๆ ด้านเข้าด้วยกัน ดังนั้นจึงต้องมีการอ้างอิงถึงทฤษฎีที่เกี่ยวข้องเพื่อบอกเหตุผลที่นำทฤษฎีต่างๆมาใช้ ซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

2.1 ทฤษฎีทางการแพทย์

2.1.1 ระบบการหายใจ

ระบบการหายใจ คือ ระบบที่ร่างกายแลกเปลี่ยนแก๊ส โดยร่างกายจะรับแก๊สออกซิเจนที่อยู่ภายนอกเข้าสู่ร่างกาย และขับก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ออกจากร่างกาย อวัยวะที่สำคัญในระบบนี้ได้แก่ จมูก หลอดลม ปอด กระบังลมและซี่โครง โดยจมูก ทำหน้าที่ ในการนำอากาศเข้าสู่ร่างกายและรับรู้กลิ่น ภายในจมูกจะมีขนเล็กๆ ทำหน้าที่กรองฝุ่น ละออง และมีเยื่อเมือกเหนียว คอยดักจับเชื้อโรคและมีกลุ่มประสาทสัมผัสกลิ่นคอยรับกลิ่น อากาศที่สูดหายใจเข้าไปเมื่อผ่านโพรงจมูกแล้วจะลงสู่คอหอย ลิ้นไก่ จะช่วยเปิดโพรงจมูกและช่องปากเพื่อมิให้อากาศไหลกลับ หลอดลมจะอยู่ในช่องอกปลายแยก เป็นขั้วปอดทั้งสองข้าง เป็นท่อทางผ่านของอากาศและออกจากปอดที่ใหญ่ที่สุด ปอดเป็นอวัยวะที่มีลักษณะคล้ายฟองน้ำ ประกอบด้วยถุงลมเล็กๆ เป็นจำนวนมาก ถุงเหล่านี้ยืดหยุ่นและหดตัวได้ ปอดจะตั้งอยู่ภายในทรวงอกทั้งสองข้าง ตรงกลางระหว่างขั้วปอดเป็นที่ตั้งของหัวใจ ปอดซีกขวาจะมีขนาดใหญ่กว่าปอดซีกซ้าย ปอดทั้งสองข้างทำหน้าที่เหมือนกัน คือ ฟอกโลหิตดำให้เป็นโลหิตแดง โดยการถ่ายเอาแก๊สคาร์บอนไดออกไซด์และน้ำออก แล้วเติมออกซิเจนเข้าไป กระบังลมและซี่โครง เป็นกลไกในการหายใจ กล่าวคือขณะที่ปริมาณแก๊สคาร์บอนไดออกไซด์ ในกระแสเลือดมีปริมาณมาก สมองจะสั่งงานมายังกระบังลมและซี่โครง ให้กระบังลมหดตัวและซี่โครงเคลื่อนตัวสูงขึ้นทำให้เกิดการหายใจเข้า หรือขณะที่กระบังลมขยายตัวและซี่โครงเคลื่อนตัวต่ำลงทำให้เกิดหายใจออก โดยทั่วไปแล้วคนปกติจะมีอัตราการหายใจ

ประมาณสิบสี่ถึงสิบแปดครั้งต่อนาทีการหายใจเป็นไปได้โดยอัตโนมัติ อย่างไรก็ตามอัตราการหายใจจะเร็วหรือช้าขึ้นอยู่กับอายุและภาวะของร่างกาย (ร่ำแพน พรเทพเกษมสันต์, 2549, น. 160-175)

2.1.2 การหายใจ (Respiration)

2.1.2.1 การหายใจ คือ กระบวนการแลกเปลี่ยนก๊าซของร่างกายมี 3 กระบวนการดังนี้ (ร่ำแพน พรเทพเกษมสันต์, 2549, น. 160-175)

1) Pulmonary Ventilation การเคลื่อนไหวก๊าซของอากาศสู่ปอดและออกจากปอด การสูดอากาศเข้าสู่ปอดเรียกว่าการหายใจเข้า (Inhalation) การเอาอากาศออกจากปอด เรียกว่าการหายใจออก (Exhalation)

2) External Respiration การแลกเปลี่ยนของออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์ในปอดกับเลือดในระบบไหลเวียนโลหิต

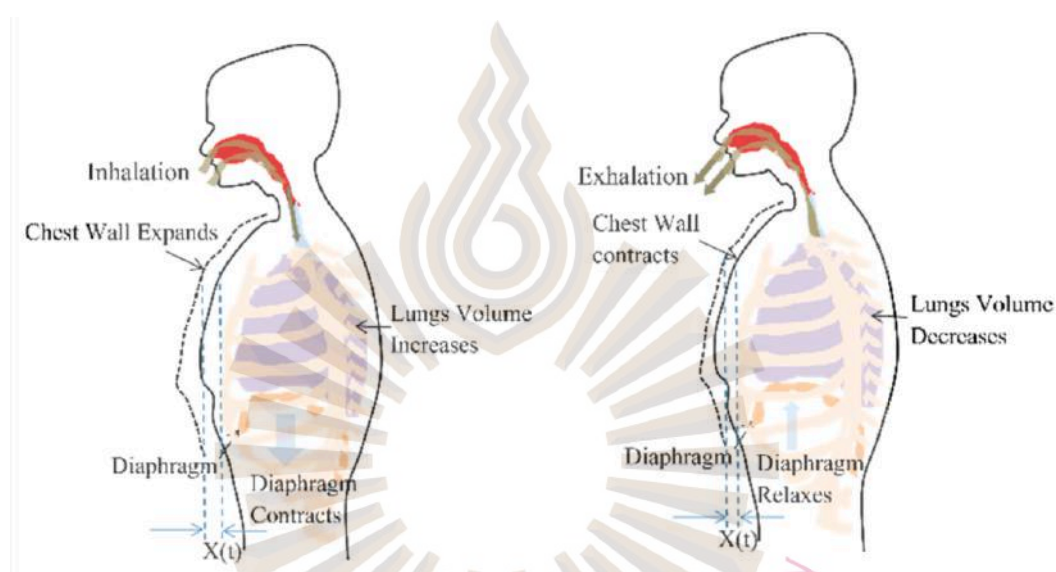
3) Internal Respiration การแลกเปลี่ยนของออกซิเจน (Oxygen) และคาร์บอนไดออกไซด์ (Carbon Dioxide) ในเลือดกับเซลล์ของเนื้อเยื่อ

2.1.2.2 กลไกการหายใจ

การหายใจเกิดขึ้นได้เนื่องจากมีความแตกต่างระหว่างความดันก๊าซที่อยู่ภายในทรวงอก (Thoracic Cavity) กับความดันก๊าซที่อยู่ภายนอกในร่างกาย โดยอาศัยหลักการแพร่ของก๊าซ (Diffusion) คือก๊าซจะแพร่ จากบริเวณที่มีความกดดันสูงหรือบริเวณที่มีปริมาณก๊าซมากไปยังบริเวณที่มีความกดดันต่ำ หรือบริเวณที่มีปริมาณก๊าซน้อย

การหายใจประกอบด้วยการหายใจเข้าและการหายใจออกและการหายใจเข้า (Inspiration) เกิดจากการหดตัวของกล้ามเนื้อกะบังลม (Diaphragm Muscle) กับกล้ามเนื้อระหว่างซี่โครง (Intercostal Muscle) การหดตัวของกล้ามเนื้อกะบังลมจะทำให้ส่วนบนโด่งหรือโคมของกะบังลมลดต่ำลง ส่วนการหดตัวของกล้ามเนื้อระหว่างซี่โครงจะทำให้ซี่โครงยกสูงขึ้นมีผลทำ

ให้ปริมาตรภายในทรวงอกขยายมากขึ้นส่งผลให้ความดันก๊าซภายในทรวงอกน้อยกว่าความดันก๊าซภายนอก ก๊าซจากภายนอกจึงไหลเข้าสู่ปอดได้ ซึ่งเรียกว่า การหายใจเข้า ในส่วนของการหายใจออก (Expiration) เกิดตรงข้ามกับการหายใจเข้า กล่าวคือ เกิดจากการคลายตัวของกล้ามเนื้อกะบังลมและกล้ามเนื้อระหว่างซี่โครงจึงทำให้ปริมาตรภายในทรวงอกลดขนาดลง ส่งผลให้ความดันก๊าซภายในทรวงอกมากกว่าความดันก๊าซภายนอกและทำให้ก๊าซจากภายในปอดไหลออกสู่ภายนอกได้ ซึ่งเรียกว่าการหายใจออก ดังรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 แสดงกล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้องกับการหายใจ

ที่มา : Singh, Rehman, Yongchareon, & Chong, 2020

2.1.2.3 อัตราการหายใจ

การนับการหายใจเข้าและออก นับเป็นหนึ่งครั้ง สังเกตในหนึ่งนาที หน่วยใช้วัดการหายใจจะนับเป็นครั้งต่อนาที ควรทำการวัดการหายใจขณะสภาวะผ่อนคลายหายใจตามปกติไม่มีการควบคุมจังหวะการหายใจ ช่วงปกติของอัตราการหายใจจำแนกตามอายุ ดังนี้ (ราแพน พรเทพเกษมสันต์, 2549, น. 160-175)

- 1) ทารกแรกเกิด ประมาณ 35-40 ครั้งต่อนาที
- 2) ทารกช่วงอายุ 6 เดือน ประมาณ 30-50 ครั้งต่อนาที
- 3) อายุ 2 ปี ประมาณ 25-32 ครั้งต่อนาที

- 4) เด็ก ประมาณ 20-30 ครั้งต่อนาที
- 5) วัยรุ่น ประมาณ 16-19 ครั้งต่อนาที
- 6) ผู้ใหญ่ ประมาณ 16-20 ครั้งต่อนาที

2.1.2.4 ภาวะอัตราการหายใจผิดปกติ

ภาวะอัตราการหายใจผิดปกติสามารถจำแนกได้ดังนี้

- 1) Tachypnea อัตราการหายใจในผู้ใหญ่ มากกว่า 24 ครั้งต่อนาที
- 2) Bradypnea อัตราการหายใจในผู้ใหญ่ น้อยกว่า 10 ครั้งต่อนาที
- 3) Apnea การไม่หายใจหรือหยุดหายใจ

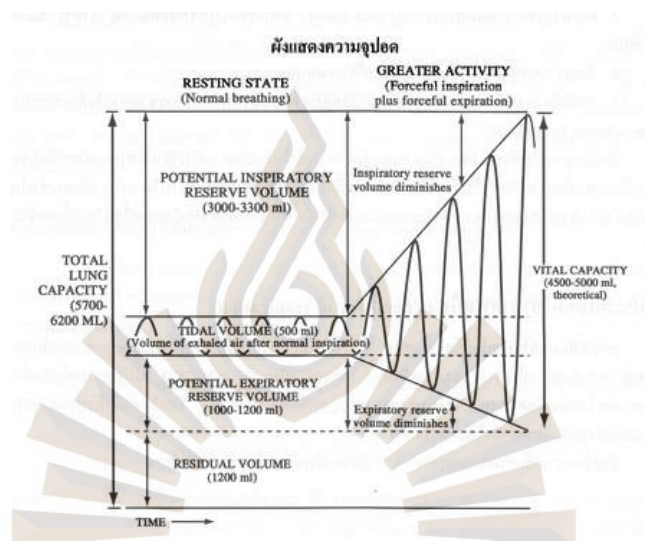
2.1.2.5 ปริมาตรและความจุปอด

การศึกษาเกี่ยวกับประสิทธิภาพในการทำงานของระบบหายใจ จำเป็นต้องมีวิธีในการศึกษาเกี่ยวกับปริมาตรและความจุของปอดโดยใช้เครื่องมือที่มีชื่อว่า สไปโรมิเตอร์ (Spirometer) ซึ่งมีปริมาตรและความจุต่างกันดังนี้ (ราแพน พรเทพเกษมสันต์, 2549, น. 160-175)

- 1) ปริมาตรหายใจปกติ (TV, Tidal Volume) คือปริมาตรของอากาศที่หายใจเข้าหรือออกในแต่ละครั้งของการหายใจปกติ มีค่าประมาณ 500 มิลลิลิตร แสดงในรูปที่ 2.2
- 2) ปริมาตรหายใจเข้าสำรอง (IRV, Inspiratory Reserve Volume) คือ ปริมาตรการของอากาศที่หายใจเข้าเต็มที่หลังจากที่หายใจเข้าปกติมีค่าประมาณ 2,5000 มิลลิลิตร
- 3) ปริมาตรหายใจออกสำรอง (ERV, Expiratory Reserve Volume) คือ ปริมาตรของอากาศที่เข้าออกเต็มที่หลังจากหายใจออกปกติ มีค่าประมาณ 1,000 มิลลิลิตร
- 4) ปริมาตรตกค้าง (RV, Residual Volume) คือปริมาตรของอากาศที่ยังเหลือตกค้างอยู่ในปอดหลังจากหายใจออกอย่างเต็มที่แล้ว มีค่าประมาณ 1,200 มิลลิลิตร แต่ไม่สามารถวัดได้จาก Spirometer ต้องใช้วิธีอื่น
- 5) ความจุส่วนเหลือใช้งานได้ (FRC, Function Residual Capacity) คือ ปริมาตรของอากาศที่ยังเหลือตกค้างอยู่ในปอดหลังจากหายใจออกตามปกติแล้ว มีค่าประมาณ 2,000-2,500 มิลลิลิตร ไม่สามารถวัดได้จาก Spirometer ต้องใช้วิธีอื่น
- 6) ความจุหายใจเข้า (IC, Inspiratory Capacity) คือปริมาตรของอากาศที่หายใจเข้าอย่างเต็มที่ภายหลังจากหายใจออกปกติ มีค่าประมาณ 3,000 มิลลิลิตร

7) ความจุปอดปกติ (VC, Vital Capacity) คือปริมาตรของอากาศที่หายใจออกอย่างเต็มที่ หลังจากหายใจเข้าเต็มที่ มีค่าประมาณ 4 ลิตรในเพศชายและ 3.1 ลิตรในเพศหญิง Vital Capacity เป็นตัวบ่งชี้ถึงประสิทธิภาพในการทำงานของปอดที่สำคัญ

8) ความจุปอดรวม (TLC, Total Lung Capacity) คือปริมาตรอากาศทั้งหมดที่ปอดจุได้เต็มที่ หลังจากหายใจเข้าเต็มที่ที่มีค่าประมาณ 5,000-6,000 มิลลิลิตร



รูปที่ 2.2 แสดงปริมาตรและความจุปอด

ที่มา : ราแพน พรเทพเกษมสันต์, 2549, น. 160-175

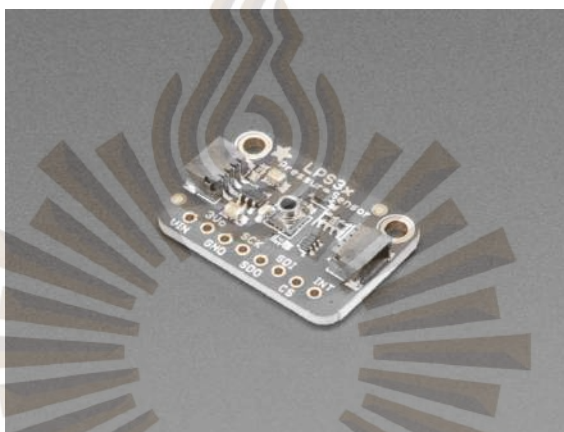
2.2 ทฤษฎีทางการอิเล็กทรอนิกส์

2.2.1 Pressure Sensor

Pressure Sensor คืออุปกรณ์วัดความดัน เป็นอุปกรณ์วัดความดันของของเหลว และก๊าซ ลักษณะการทำงานคือ เซนเซอร์จะส่งสัญญาณทางไฟฟ้าที่มีความสัมพันธ์กับความดัน เซนเซอร์ถูกสร้างให้มีเยื่อบางพิเศษที่สามารถโค้งงอตามความดันที่ผ่านเข้าไป ซึ่งระดับความโค้งงอสามารถวัดได้ด้วยการเปลี่ยนแปลงความต้านทาน (Resistance) หรือ การเปลี่ยนแปลงของการเก็บประจุ (Capacitors) และมีการพัฒนามาจนถึงปัจจุบัน

โดยเซนเซอร์ที่ใช้ในงานวิจัยเรื่องการออกแบบและสร้างเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชัน

คือ Adafruit LPS33HW Water Resistant Sensor เป็นเซนเซอร์ที่สามารถวัดความดันของอากาศและอุณหภูมิได้ โดย Adafruit LPS33HW Water Resistant Sensor จากรูปที่ 2.3 เป็นเซนเซอร์วัดความดันบรรยากาศและอุณหภูมิโดยมีคุณสมบัติที่เหมาะสมกับงานวิจัยคือความสามารถกันน้ำ หรือไอน้ำเข้าตัวเซนเซอร์ได้ ซึ่งปลอดภัยต่อสภาพแวดล้อมที่เปียกชื้น และป้องกันไม่ให้น้ำเข้าไปในตัวเซนเซอร์เพื่อรบกวนการอ่านค่า โดยมีข้อมูลความดันอยู่ที่ 24 บิต และข้อมูลอุณหภูมิอยู่ที่ 16 บิต ทำให้สามารถอ่านค่าความแม่นยำ ± 0.1 hPa สามารถวัดความดันได้ตั้งแต่ 260 ถึง 1260 hPa และสามารถทนต่อแรงดันได้ถึง 20 เท่าของช่วงการวัด โดยวงจรทางไฟฟ้าเป็นวงจรการปรับระดับ เพื่อให้สามารถใช้กับอุปกรณ์จ่ายไฟ 3V หรือ 5V (Siepert, 2019)



รูปที่ 2.3 เซนเซอร์วัดความดันบรรยากาศและอุณหภูมิ Adafruit LPS33HW

ที่มา : Siepert, 2019

2.2.2 ไมโครคอนโทรลเลอร์

ไมโครคอนโทรลเลอร์ คือ อุปกรณ์ควบคุมขนาดเล็ก ซึ่งมีความสามารถคล้ายคลึงกับระบบคอมพิวเตอร์ โดยในไมโครคอนโทรลเลอร์ได้รวมเอา ซีพียู หน่วยความจำ และพอร์ต เป็นส่วนประกอบภายในเครื่อง

ไมโครคอนโทรลเลอร์ที่เลือกใช้ในงานวิจัยนี้คือ M5Stamp Pico Mate With Pin Headers ดังรูปที่ 2.4 ซึ่งเป็นบอร์ดระบบ ESP32 ที่บรรจุลงกล่องและพร้อมใช้งาน มีขนาดเล็กภายใน M5Stack ติดตั้งไมโครคอนโทรลเลอร์ หรือ ESP32 ขนาด 32 บิต ที่มี WiFi และบลูทูธพลังงานต่ำหรือ Bluetooth Low Energy ในตัวบนบอร์ด PCB มีขึ้นเดียวโดยมีขาอินพุตและเอาต์พุต IO 13 ขาและ RGB LED ที่สามารถโปรแกรมได้ รวมทั้งทรัพยากรอินเทอร์เฟซภายใน ESP32

(UART, I2C, SPI ฯลฯ) สามารถขยายเซนเซอร์อุปกรณ์ต่อพ่วงต่างๆ ได้ และสามารถฝังลงในอุปกรณ์ IoT ทุกชนิดได้ (Zhao, 2022)



รูปที่ 2.4 โมดูล M5Stack M5Stamp Pico Mate With Pin Headers

ที่มา : Zhao, 2022

2.2.3 Pressure (ความดัน)

ความดัน เป็นปริมาณชนิดหนึ่งในทางฟิสิกส์ ความดันหมายถึง อัตราส่วนระหว่างแรงที่กระทำต่อของแข็ง ของเหลว และแก๊ส โดยความดันเป็นปริมาณสเกลลาร์ ซึ่งปริมาณสเกลลาร์หมายถึงปริมาณที่มีแต่ขนาด ไม่มีทิศทาง โดยสูตรทางคณิตศาสตร์ของความดันเขียนได้ดังนี้ (Çengel Yunus A Cimbala J. M. & Kanoglu Mehmet, 2014, P.76)

$$p = \frac{F}{A} \text{ หรือ } p = \frac{dFn}{dA} \quad (2-1)$$

โดย p คือ ความดัน (Pressure) มีหน่วยเป็นนิวตันต่อตารางเมตร (N/m^2)

F คือ แรงที่กระทำตั้งฉากกับพื้นผิวนั้นๆ (Normal Force) มีหน่วยเป็นนิวตัน (N)

A คือ พื้นที่ (Area) หรืออาจใช้ S คือ พื้นผิว (Surface) มีหน่วยเป็นตารางเมตร (m^2)

โดยตารางที่ 2.1 คือตารางเปรียบเทียบหน่วย ความดันเป็นปริมาณชนิดหนึ่งในทางฟิสิกส์ หมายถึงแรงที่กระทำตั้งฉากต่อหนึ่งหน่วยพื้นที่ มีหน่วยเป็น Pa (ปาสคาล), $\text{N}\cdot\text{m}^{-2}$ (นิวตันต่อ

ตารางเมตร), $\text{kg}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{s}^{-2}$ (กิโลกรัมต่อเมตรต่อวินาทีกำลังสอง) หน่วยเหล่านี้จะอยู่ในระบบ SI Unit แต่ยังมีหน่วยที่ใช้กันทั่วไปก็คือ mmHg (มิลลิเมตรปรอท) ซึ่งหน่วยนี้เป็นหน่วยในรูปความสูงของปรอท ไม่ได้เป็นหน่วยที่อยู่ในระบบ SI Unit และยังมีอีกหนึ่งหน่วยที่ควรรู้จักนั่นคือ PSI หรือ Pound Per Square Inch (ปอนด์ต่อตารางนิ้ว) ซึ่งเป็นหน่วยที่นิยมใช้กันในประเทศอังกฤษ

ตารางที่ 2.1 ตารางเปรียบเทียบหน่วยความดัน

Pa	Kgf/cm ²	mmH ₂ O	mmHg
1	1.01972×10^{-5}	1.01972×10^{-1}	1×10^5
1×10^5	1.01972	1.01972×10^{-4}	1×10^5
9.80665×10^4	1	1.0000×10^4	1×10^5
1.01325×10^5	1.03323	1.03323×10^4	1×10^5
9.80665	1×10^4	1	1×10^5
1.33222×10^2	1.35951×10^2	1.35951×10	1

ที่มา : วิกีพีเดีย สารานุกรมเสรี, 2566ก

ความดันของของเหลว รูปที่ 2.5 มีลักษณะคล้ายกับความกดอากาศ เกิดจากน้ำหนักของของเหลวที่มีอยู่เหนือตำแหน่งนั้นๆ กดดันอากาศลงมา โดยเฉพาะหากอยู่ในระดับที่ลึกมากขึ้นของเหลวที่อยู่ตำแหน่งนั้นก็จะมามากขึ้น จะทำให้ของเหลวมีน้ำหนักมากขึ้นตามระดับความลึกของความดัน โดยความดันของของเหลวจะขึ้นอยู่กับ ความลึกของของเหลว และความหนาแน่นของของเหลว โดยสมการทางคณิตศาสตร์ของความดันของของเหลวมีดังนี้

$$p = \frac{mg}{A} = \frac{\rho Vg}{A} = \rho gh \quad (2-2)$$

โดยกำหนดให้ p คือความดัน มีหน่วยเป็น N/m^2

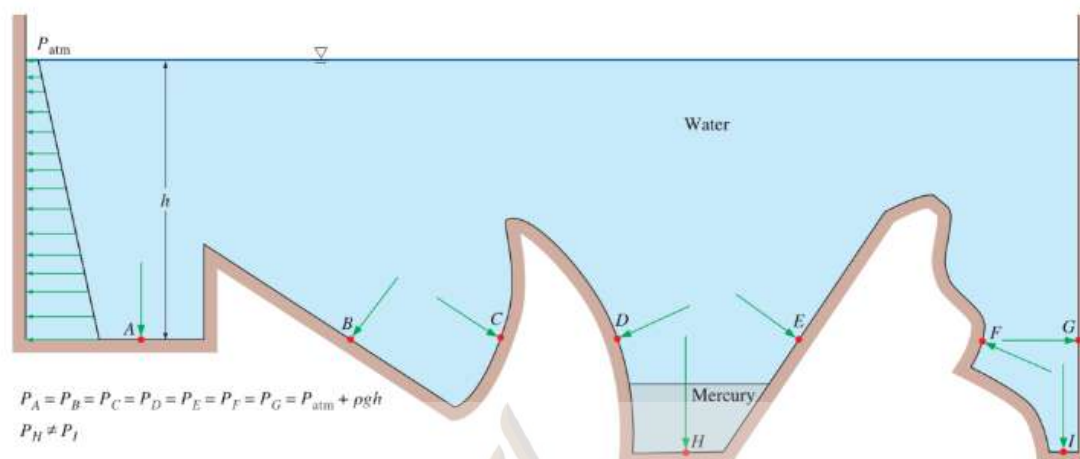
m คือ มวล มีหน่วยเป็น kg

g คือ แรงโน้มถ่วงของโลก มีหน่วยเป็น m/s^2

ρ คือ ความหนาแน่นของของเหลว มีหน่วยเป็น kg/m^3

V คือ ปริมาตรของของเหลว มีหน่วยเป็น m^3

h คือ ความสูงของของเหลว มีหน่วยเป็น m



รูปที่ 2.5 ความดันจะเท่ากันทุกจุดบนระนาบแนวนอนของของไหลที่กำหนดโดยไม่คำนึงถึงรูปทรงเรขาคณิต โดยมีเงื่อนไขว่าจุดต่างๆ เชื่อมต่อกันด้วยของไหลชนิดเดียวกัน

ที่มา : Cengel & Cimbala, 2014, p.80

2.2.3.1 ชนิดของแรงดัน

รูปแบบของความดันจะแตกต่างกันไปตามจุดอ้างอิงที่มีค่าเป็นศูนย์ ในทางปฏิบัติจะมีด้วยกัน 4 รูปแบบ ได้แก่ ความดันสัมบูรณ์ ความดันเกจ ความดันดิฟเฟอเรนเชียล และสุญญากาศ

1) ความดันสัมบูรณ์ (Absolute Pressure)

คือการวัดความดันเทียบกับภาวะสุญญากาศ สัญลักษณ์ที่ใช้คือ “a” หรือ “abs” ซึ่งจะเขียนสัญลักษณ์นั้นไว้ต่อท้ายชื่อหน่วย เช่น bar(abs) เป็นต้น ความดัน สัมบูรณ์มีค่าเท่ากับ 101.325 kPa ที่ความดันบรรยากาศ (1 atm) ค่าความดันสัมบูรณ์จะใช้ในการคำนวณทาง Thermodynamic เป็นส่วนใหญ่

2) ความดันเกจ (Guage Pressure)

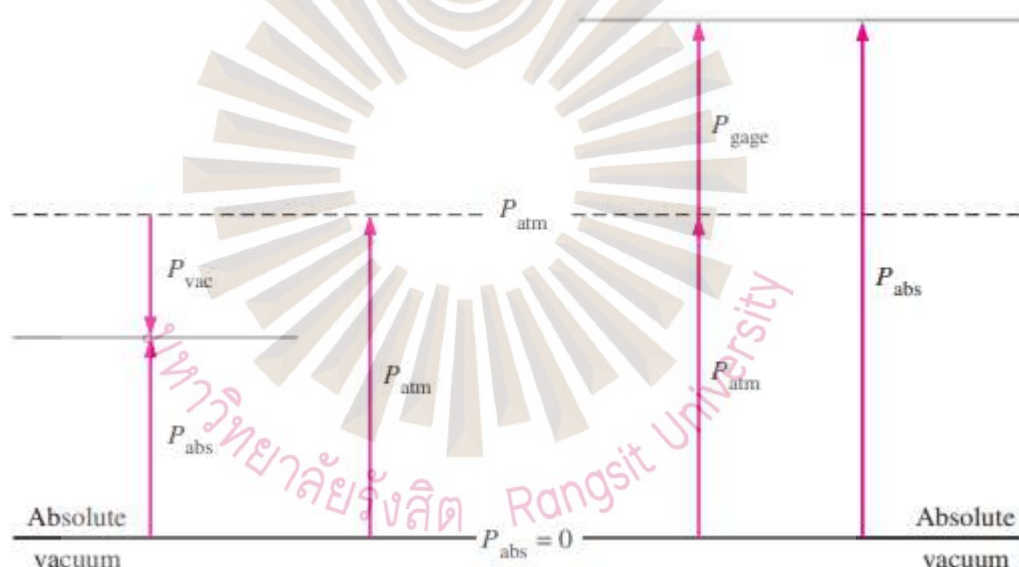
ความดันเกจ คือความดันที่วัดเทียบกับความดันของบรรยากาศ ถ้าต่ำกว่าความดันบรรยากาศจะเรียกว่า ความดันเกจลบ (Negative Guage Pressure หรือ Vacuum) และถ้าสูงกว่าความดันบรรยากาศจะเรียกว่า ความดันเกจบวก (Positive Guage Pressure)

3) ความดันดิฟเฟอเรนเชียล (Differential Pressure)

เป็นการบอกค่าความแตกต่างของความดันระหว่าง 2 จุดความดัน Differential Pressure จะมีค่าเป็นศูนย์ที่ความดันทั้ง 2 จุดที่วัดมีค่าเท่ากัน โดย Differential Pressure จะมีตัวย่อต่อท้ายคือตัว “d” หรือ “D” เช่น psid เป็นต้น หรือบางครั้งอาจเรียกว่า Delta P (ΔP)

4) สุญญากาศ (Vacuum)

สุญญากาศ (Vacuum) คือความดันจากความดันศูนย์สัมบูรณ์ไปจนถึงความดันบรรยากาศ เป็นค่าที่ต่ำกว่าความดันบรรยากาศ สัญลักษณ์ที่ใช้คือ P_{vac} เช่น mmHg_{vac} ดังแสดงในรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 ภาพแสดงจุดอ้างอิงความดันในแต่ละรูปแบบ Absolute, Gage และ Vacuum Pressures

ที่มา: Cengel et. al., 2014

2.2.4 MIT App Inventor

MIT App Inventor เป็นเครื่องมือสำหรับการพัฒนาแอปพลิเคชันระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ MIT App Inventor ใช้หลักการพัฒนาแอปพลิเคชันได้ง่ายโดยไม่ต้องเขียนรหัสคำสั่ง โดยในปัจจุบัน MIT App Inventor ที่ใช้ในปัจจุบันเป็นรุ่น 2 ซึ่งได้เปลี่ยนชื่อเป็น AI2 แทน MIT App

Inventor 2 เพราะเป็นชื่อที่ใช้เรียกเครื่องมือนี้อย่างแพร่หลายในปัจจุบัน โดย AI2 ใช้หลักการพัฒนาซอฟต์แวร์เชิงคอมโพเนนต์ (Component-Based Software Development) คืออนุญาตให้ผู้ใช้นำคอมโพเนนต์หรือชิ้นส่วนของซอฟต์แวร์มาประกอบกันเป็นระบบหรือแอปพลิเคชัน (Kamriani & Roy, 2016, pp. 2-3)

2.2.5 บลูทูธพลังงานต่ำ (Bluetooth Low Energy)

บลูทูธพลังงานต่ำ ได้รับการออกแบบมาเพื่อใช้พลังงานเพียงเล็กน้อย ช่วยให้นักพัฒนาสามารถสร้างผลิตภัณฑ์ได้อย่างยืดหยุ่นเพื่อให้ตรงตามความต้องการมากยิ่งขึ้น อีกทั้งยังมีต้นทุนที่ต่ำ สามารถรองรับการสื่อสารที่หลากหลาย โดยการขยายจากจุดหนึ่งไปยังอีกจุดหนึ่ง ปัจจุบันมักใช้กันอย่างแพร่หลายกับเทคโนโลยีระบบตำแหน่งอุปกรณ์ภายในอาคารหรือบริเวณใกล้เคียง ในปัจจุบันบลูทูธพลังงานต่ำสามารถพบได้ใน Bluetooth รุ่น 4.0 ขึ้นไปและสามารถใช้ได้ในแอนดรอยด์รุ่น 4.3 ขึ้นไปเท่านั้น (วิกิพีเดีย สารานุกรมเสรี, 2566)

2.2.6 ทฤษฎีของเบอร์นูลลี (Bernoulli's Theorem)

หลักการของเบอร์นูลลี เป็นแนวคิดหลักในพลศาสตร์ของไหลที่เกี่ยวข้องกับความดัน ความเร็ว และความสูง หลักการของเบอร์นูลลี กล่าวว่า การเพิ่มความเร็วของของไหลเกิดขึ้นพร้อมกันกับการลดลงของความดันสถิตหรือพลังงานศักย์ของของไหล หลักการของเบอร์นูลลีสามารถมาจากหลักการอนุรักษ์พลังงาน ซึ่งระบุว่า ในการไหลอย่างสม่ำเสมอ ผลรวมของพลังงานทุกรูปแบบในของไหลจะเท่ากันในทุกจุดที่ปราศจากแรงหนืด ทำให้ผลรวมของพลังงานจลน์ พลังงานศักย์ และพลังงานภายในคงที่ (Andrews & Jelly, 2022, pp. 46-49)

$$gh + \frac{v^2}{2} + \frac{P}{\rho} = \text{ค่าคงที่} \quad (2-3)$$

โดยกำหนดให้ P คือ ความดันของของไหลแบบสถิต (N/m^2)

g คือ แรงโน้มถ่วงของโลก มีหน่วยเป็น m/s^2

ρ คือ ความหนาแน่นของของไหล (kg/m^3)

v คือ ความเร็วของของไหล (m/s)

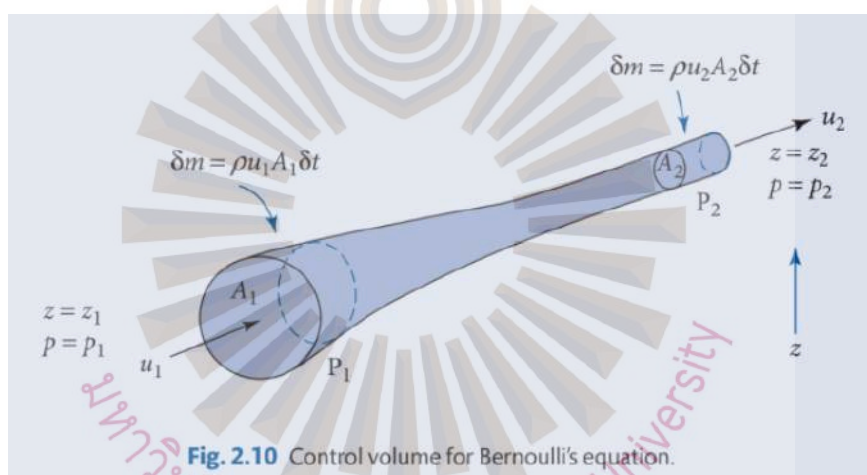
h คือ ความสูงของของไหลวัดจากระดับอ้างอิง (m)

การเปรียบเทียบการไหลภายในท่อระหว่างจุด 2 จุด (ดังรูปที่ 2.7) โดยใช้ทฤษฎีของเบอร์นูลลีได้ความสัมพันธ์ดังสมการที่ 2-4

ดังนั้นความเร็วของของไหลที่เพิ่มขึ้น ซึ่งหมายถึงการเพิ่มขึ้นของพลังงานจลน์จะเกิดขึ้นพร้อมกับการลดลงของ (ผลรวมของ) พลังงานศักย์ (รวมถึงความดันสถิต) และพลังงานภายใน

ในการไหลของของเหลวและก๊าซส่วนใหญ่ที่เลขมัคต่ำ ความหนาแน่นของของไหลถือว่าคงที่ โดยไม่คำนึงถึงความแปรผันของความดันในการไหล ดังนั้น ของไหลจึงถูกพิจารณาว่าไม่สามารถอัดตัวได้ และการไหลเหล่านี้เรียกว่าการไหลที่อัดตัวไม่ได้เท่านั้น (Andrews & Jelly, 2022, pp.67-69)

$$gh_1 + \frac{v_1^2}{2} + \frac{P_1}{\rho_1} = gh_2 + \frac{v_2^2}{2} + \frac{P_2}{\rho_2} \quad (2-4)$$



รูปที่ 2.7 การเปรียบเทียบการไหลภายในท่อ
ที่มา: Andrews & Jelly, 2022, p.69

ถ้าตำแหน่งจุด 2 จุดในกระแสน้ำของของไหลที่ไหลภายในท่ออยู่ในระดับความสูงเดียวกัน ($h_1 = h_2$) มีลักษณะการไหลแบบต่อเนื่อง (Continuity Flow)

ปริมาณการไหลหรือปริมาตรของของไหลต่อหนึ่งหน่วยเวลา (Q) ที่ไหลผ่านจุดทั้งสองจุด (จุด 1 และ จุด 2) จะต้องมามีค่าเท่ากัน ($A_1v_1 = A_2v_2$) และให้ ($A_1 / A_2 = m$) จะได้

$$Q = A_1v_1 \quad (2-5)$$

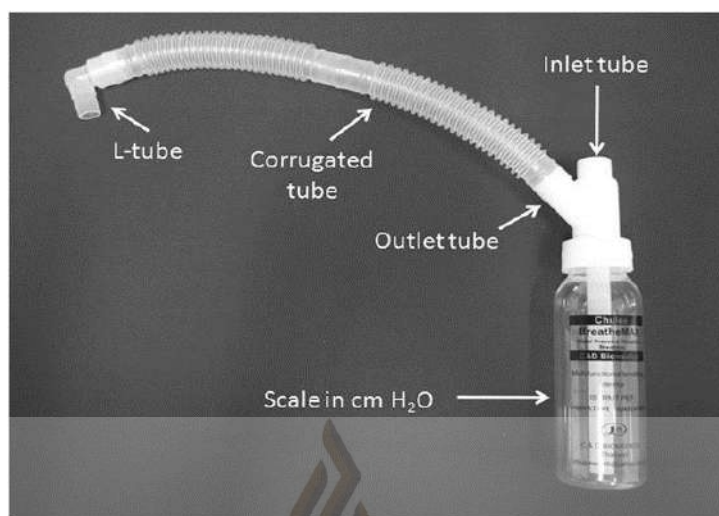
โดยกำหนดให้ A_1 คือ ขนาดพื้นที่หน้าตัดของท่อที่ตำแหน่งที่ 1

การคำนวณค่าอัตราการใช้โดยสมการนี้มีเงื่อนไขคือ การใช้ของไหลต้องเป็นแบบมิตติเดียว เป็นของไหลชนิดอัดตัวไม่ได้ ต้องไม่เกิดแรงเสียดทานที่เกิดขึ้น และไม่มีการเปลี่ยนแปลงระดับ

2.2.7 อุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX®

เป็นอุปกรณ์ฝึกหายใจแบบใหม่ ดังรูปที่ 2.8 ซึ่งใช้แรงดันน้ำ (Water Pressure Threshold Breathing Bottle: WPTB) โดยอุปกรณ์นี้มีคุณสมบัติคือ ให้แรงต้านกระทำต่อทอลมขณะหายใจเข้า โดยจะมีคุณสมบัติคล้ายกับ Intrapulmonary Percussion Ventilator (IPV) ซึ่ง IPV เป็นเครื่องอัดอากาศเข้าสู่ปอด ด้วยความถี่ 1.6-5 Hz หรือเรียกอีกอย่างว่า เครื่องเคาะปอดแทนการใช้มือ โดยความแตกต่างระหว่างอุปกรณ์ BreatheMAX® กับ Intrapulmonary Percussion Ventilator คือ ตัวอุปกรณ์ BreatheMAX® สามารถให้แรงกระทำต่อทอลมที่มีความถี่สูงถึง 12 Hz โดยเฉลี่ย จึงเป็นอุปกรณ์ให้แรงต้านเฉลี่ย 2 cmH₂O โดยแรงต้านที่เกิดขึ้น จะเกิดจากการที่หายใจเข้าด้วยแรงที่มากกว่าแรงต้านจนเกิดการปูดของฟองอากาศ นอกจากนั้น BreatheMAX® ยังให้ความชื้นกับอากาศที่หายใจเข้า เนื่องจากมีลักษณะความชื้นแบบ Bubble-Type (Diffusion) Humidifier

วิธีการใช้งานอุปกรณ์ BreatheMAX® คือผู้ป่วยสูดหายใจเข้าอย่างช้าๆ และลึกๆ โดยค่อยๆ สูดหายใจเข้าให้ปอดและทรวงอกขยายอย่างช้าๆ ผ่านทาง L-Tube โดยจะต้องใส่น้ำสะอาดในขวด BreatheMAX® ตามระดับน้ำที่ผู้เชี่ยวชาญแนะนำเพื่อให้เกิดแรงต้านเมื่อผู้ป่วยหายใจเข้า กระทั่งทรวงอกขยายมากที่สุดโดยหลีกเลี่ยงการใช้กล้ามเนื้อช่วยหายใจในการฝึก และคงค้างการหายใจเข้าลึก ไว้อย่างน้อย 3 วินาทีที่ผู้ป่วยฝึกหายใจดังกล่าวผ่านอุปกรณ์ BreatheMAX® ที่ต่อกับท่อช่วยหายใจผู้ป่วยโดยตรง โดยอุปกรณ์ BreatheMAX® เหมาะกับผู้ป่วยที่ใส่ท่อช่วยหายใจและพึ่งเครื่องช่วยหายใจ เนื่องจากการใช้เครื่องช่วยหายใจ ทำให้เกิดการค้างค้ำของเสมหะ และยังเพิ่มความเสี่ยงต่อการติดเชื้อของปอด โดยยกตัวอย่างผู้ที่สามารถใช้เครื่องอุปกรณ์ BreatheMAX® คือ ผู้ป่วยที่ได้รับเชื้อ COVID-19 เนื่องจากหลังการติดเชื้อ สมรรถภาพของปอดของผู้ที่ติดเชื้อจะแย่ง การใช้อุปกรณ์ BreatheMAX® สามารถช่วยออกกำลังกายปอดได้ เป็นต้น



รูปที่ 2.8 ส่วนประกอบของอุปกรณ์ฝึกการหายใจ BreatheMAX®

ที่มา: Jones et al., 2013

2.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

Jones และคณะ (2013) ได้มีศึกษาประสิทธิภาพของอุปกรณ์ฝึกหายใจ “BreatheMAX®” ต่อการระบายเสมหะและผลของ การฝึกหายใจด้วยอุปกรณ์นี้ต่อการทำงานของหัวใจและปอดในผู้ป่วยที่ใส่ท่อช่วยหายใจและพึ่งเครื่องช่วยหายใจ ทำการศึกษาแบบ Single-Blinded Randomized Cross-Over Trial ในผู้ป่วยพึ่งเครื่องช่วยหายใจที่สามารถหายใจเองโดยไม่ใช้เครื่องช่วยหายใจได้ อย่างน้อย 1 นาที จำนวน 6 คน โดยในการศึกษาจะประกอบไปด้วย 2 ภาวะ คือ ภาวะรักษา (A) และ ภาวะหลอก (B) โดยภาวะรักษาจะทำโดยให้ผู้ป่วยหายใจเข้าลึกผ่านอุปกรณ์ด้วยแรงต้านจากแรงดัน ได้น้ำ 20% ของแรงดันสูงสุดในการหายใจเข้า (Peak Negative Inspiratory Pressure: PNIP) 10 ครั้ง ต่อชุด โดยมีการพักระหว่างชุด 1 นาที สำหรับภาวะหลอก (B) ผู้ป่วยจะทำเหมือนภาวะรักษาทุก วิธีการ แต่แตกต่างที่ภาวะหลอกจะไม่ได้รับแรงต้านจากแรงดันได้น้ำ ในรอบแรกผู้ป่วยจะถูกสุ่ม ลำดับการศึกษาเป็นภาวะรักษาหรือภาวะหลอก และสลับลำดับในรอบที่สอง (ABBA หรือ BAAB) โดยระหว่างภาวะจะมีการพัก 24 ชั่วโมง เสมหะในท่อลมจะเกิดเสียงเมื่อถูกดูด คือก่อนและหลังจาก ฝึกหายใจ 3 ชั่วโมง จะมีการเก็บตัวอย่างเสมหะ วิธีการคือจะใช้ท่อช่วยหายใจดูดโดยตรงโดยไม่ใช้ Saline เสมหะที่ถูกดูดจะถูกเก็บไว้ในหลอดเก็บแยกเสมหะ (Mucous Extractor) ซึ่งมีสเกลบอก ปริมาตร 0-25 มิลลิลิตร ประเมินอัตราการระบายเสมหะต่อชั่วโมงโดยน้ำหนัก ปริมาตร และร้อยละ การเปลี่ยนแปลงของอัตราการระบายเสมหะในช่วงเวลาดังกล่าว วัดระดับความอิ่มตัวของออกซิเจน ในเลือดผ่านทางผิวหนัง (SpO₂) อัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Rate) และอัตราการหายใจ (Respiratory Rate) โดยจะวัดช่วงก่อนการฝึก ระหว่างการฝึก และหลังการฝึกทันที จะทดสอบความ

แตกต่างของตัวแปรตามในช่วงระหว่างก่อน หลัง ในแต่ละภาวะ และดูความแตกต่างของภาวะรักษา และภาวะหลอกด้วย Wilcoxon's Matched Pairs Signed Rank Test ผลการศึกษาพบว่า อัตราการระบายเสมหะเพิ่มขึ้นในภาวะรักษาหลังการฝึก (3.73 ± 2.20 กรัมต่อชั่วโมง 3.46 ± 1.88 มิลลิลิตรต่อชั่วโมง) เมื่อเปรียบเทียบกับก่อนการฝึก (0.85 ± 0.64 กรัมต่อชั่วโมง, 0.81 ± 0.59 มิลลิลิตรต่อชั่วโมง) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P = 0.028$) แต่ไม่พบการเปลี่ยนแปลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในภาวะหลอก อัตราการระบายเสมหะที่เพิ่มขึ้นในภาวะรักษามากกว่าภาวะหลอกอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติโดยมีค่าเฉลี่ยของความแตกต่างของอัตราการระบายเสมหะโดยน้ำหนักและโดยปริมาตร คือ 3.23 ± 2.68 กรัมต่อชั่วโมง (95% CI: -2.19 – 2.19, 696.55%) และ 3.01 ± 2.48 มิลลิลิตรต่อชั่วโมง (95% CI: -2.02, 632.66%) ตามลำดับ ส่วน SpO_2 HR และ RR ไม่มีการเปลี่ยนแปลงขณะทำการฝึก ในภาวะรักษา ผลสรุปของงานวิจัยนี้คือ การฝึกหายใจด้วยอุปกรณ์ BreatheMAX[®] อย่างซ้ำ ลึก และ คงค้าง มีความปลอดภัยและสามารถเพิ่มการระบายเสมหะในผู้ป่วยที่หายใจด้วยเครื่องช่วยหายใจ ดังนั้น การฝึกหายใจด้วยอุปกรณ์ BreatheMAX[®] จึงน่าจะเป็นวิธีการที่ดีและมีประสิทธิภาพในการระบายเสมหะที่คงค้างด้วยตัวเอง เพื่อเพิ่มการระบายเสมหะในผู้ป่วยต่อไปได้

Verhoeffl และ Mitchell (2017) ได้ศึกษาการหาความสัมพันธ์ของการทำงานของหัวใจ และปอด โดยในงานวิจัยได้กล่าวว่า เนื่องจากหัวใจและปอดถูกจำกัดอยู่ภายในช่องทรวงอก (Thoracic Cavity) การทำความเข้าใจปฏิสัมพันธ์ระหว่างปอดกับหัวใจจึงเป็นส่วนสำคัญในการศึกษาแต่ละระบบ ปฏิสัมพันธ์ดังกล่าวรวมถึงการเปลี่ยนแปลงในข้อจำกัดภายนอกของหัวใจ การกระจายปริมาณเลือด การไหลกลับของเลือดดำ (Venous Return), Direct Ventricular Interaction (DVI) และ Left Ventricular Afterload (LV) ระหว่างการใช้เครื่องช่วยหายใจ การตอบสนองของอวัยวะเหล่านี้สามารถเพิ่มมากขึ้นและส่งผลให้การเต้นของหัวใจลดลง ตัวอย่างเช่น ความดันในช่องอกที่เพิ่มขึ้นจากการใช้เครื่องช่วยหายใจสามารถเพิ่มข้อจำกัดภายนอกและจำกัดการเพิ่มแรงดันเกิดจากการยืดหยุ่นของหลอดเลือด (Diastolic) เช่นกันกับความดันในช่องอกที่สูงสามารถเปลี่ยนการกระจายของปริมาตรเลือดและจำกัดการเพิ่มแรงดันเกิดจากการยืดหยุ่นของหลอดเลือด ของปอดทั้งสองข้าง ในขณะที่เพิ่มความต้านทานของหลอดเลือดในปอดไปพร้อม ๆ กัน ซึ่งนำไปสู่การเพิ่ม DVI ซึ่งอาจจำกัดการเติม LV ต่อไป แม้ว่าโดยทั่วไปแล้ว LV Afterload จะถือว่าลดลงเมื่อความดันภายในช่องอกเพิ่มขึ้น แต่งานวิจัยนี้มีข้อสงสัยว่า LV Afterload ที่ลดลงเป็นผลมาจาก LV Preload ที่ลดลงเป็นหลักหรือไม่ ความเข้าใจอย่างถ่องแท้เกี่ยวกับปฏิสัมพันธ์ระหว่างหัวใจและปอดอาจซับซ้อน แต่จำเป็นสำหรับแพทย์และนักศึกษาวิทยาศาสตร์สุขภาพ ในการทบทวนการสอนนี้ ผู้ทำงานวิจัยได้พยายามเน้นความเข้าใจในปัจจุบันของลักษณะเด่นบางประการของสรีรวิทยาหัวใจและปอดและ

พยาธิสรีรวิทยา ตลอดจนจัดหาแหล่งข้อมูลสำหรับนักการศึกษาและนักศึกษาด้านวิทยาศาสตร์สุขภาพที่มีสหสาขาวิชาชีพ

McCarren, Alison & Herbert (2006) ได้ทำการศึกษาเรื่องการสันสะเทือนและผลกระทบต่อระบบหายใจ โดยงานวิจัยได้บอกว่า การสันสะเทือนเป็นเทคนิคที่ใช้กันอย่างแพร่หลายเพื่อช่วยในการกำจัดสารคัดหลั่งหรือเสมหะในปอด ซึ่งในปัจจุบันไม่ค่อยมีใครรู้เกี่ยวกับวิธีการใช้การสันสะเทือนหรือผลกระทบต่อระบบทางเดินหายใจ จุดประสงค์ของการศึกษานี้คือเพื่ออธิบายผลกระทบเชิงกลของการสันสะเทือนบนผนังทรวงอกของอาสาสมัครที่ไม่มีภาวะผิดปกติ และผลกระทบของการสันสะเทือนต่ออัตราการไหลและปริมาณการหายใจ ผลกระทบของการสันสะเทือนเมื่อเปรียบเทียบกับสิ่งแทรกแซงอื่นๆ ของการกดหน้าอก การสันของผนังทรวงอก การไอ อาการหายใจหอบจากปริมาตรปอดสูง การคลายต่อความจุปอดทั้งหมดด้วยการหายใจออกอย่างผ่อนคลาย การหายใจแบบคลื่นลม และการเสแสร้ง นักกายภาพบำบัด 16 คนใช้การสันสะเทือนและการแทรกแซงอื่นๆ ตามลำดับแบบสุ่ม กับผนังทรวงอกของอาสาสมัครเพศหญิงที่มีสุขภาพดี ขนาดและทิศทางของแรงและความถี่ของการสันสะเทือนถูกวัดโดยเตียงเครื่องมือที่มีโหลดเซลล์เจ็ดตัว โดยใช้วิธีการใช้สายรัดเพื่อวัดการหายใจ (Inductive Plethysmography) วัดการเปลี่ยนแปลงของเส้นรอบวงของผนังทรวงอกด้วยการสันสะเทือน จะใช้เครื่องวัดลมร้อน (Heated Pneumotachometer) จะวัดอัตราการหายใจเข้าและหายใจออก ซึ่งรวมเข้าด้วยกันเพื่อให้ปริมาตร การสันสะเทือนถูกนำไปใช้ด้วยแรงลัพธ์เฉลี่ย 74.4 N (SD 47.1) การเปลี่ยนแปลงค่าเฉลี่ย (SD) ของเส้นรอบวงของผนังทรวงอกและความถี่ของการสันสะเทือนคือ 0.8 ซม. (SD 0.4) และ 5.5 Hz (SD 0.8) ตามลำดับ อัตราการหายใจออกเฉลี่ยสูงสุดคือ 0.97 ลิตร/วินาที (SD 0.27) อัตราการหายใจออกสูงสุดพร้อมการสันสะเทือนน้อยกว่า 20% ของอัตราที่ทำได้ด้วยการไอหรือหายใจหอบจากปริมาตรปอดสูง แต่มากกว่าการกดหน้าอก การสันของผนังทรวงอก การหายใจออกอย่างผ่อนคลายจากความจุปอดทั้งหมด การรักษาหลอดหรือการหายใจด้วยกระแส

Tachatos และคณะ (2022) ได้ทำการศึกษาวิจัยเรื่องการทดสอบเครื่องช่วยหายใจสำหรับโรคระบบทางเดินหายใจได้การพัฒนาในระยะเริ่มต้นและคล่องตัว โดยมีเป้าหมายเพื่อระบุความต้องการทางคลินิกของโรคปอดหรือโรคที่เกี่ยวข้องกับ SARS-CoV-2 โดยกลุ่มนักวิจัยและกลุ่มอุตสาหกรรมหลายกลุ่มได้ทำการศึกษาอย่างเข้มข้นและรวดเร็วเพื่อพัฒนาเครื่องช่วยหายใจสำหรับการระบาดใหญ่ Pandemic Ventilators (PDV) โดยจะทำการทดสอบในหลอดทดลองเพื่อประเมินประสิทธิภาพเฉพาะของอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น การศึกษานี้เสนอโปรโตคอลการทดสอบซึ่งส่งเสริม

การประเมินที่เน้นการทดสอบ แบบทำซ้ำ และความชำนาญ และการพัฒนาต่อเนื่องของ PDV ดังกล่าว ช่วยให้สามารถระบุคุณลักษณะเฉพาะของ PDV แต่ละรายการได้อย่างรวดเร็วใน คุณลักษณะการทดสอบแต่ละรายการ โปรโตคอลการทดสอบรวมถึงการประเมินความแม่นยำของ ระบบควบคุมและเครื่องมือที่พารามิเตอร์เปลี่ยนแปลง ไดนามิกของออกซิเจน และการตอบสนอง ต่อสัญญาณทรigger สภาพแวดล้อมการทดสอบคือปอดเชิงกล ซึ่งช่วยให้สามารถจำลองกลไกปอด ต่างๆ และจำลองวงจรการหายใจได้ PDV ทั้งหมดสามรายการที่อยู่ระหว่างการพัฒนาได้รับการ ทดสอบซ้ำ โดยมี Hamilton T1 เป็นข้อมูลอ้างอิง การทดสอบอย่างต่อเนื่องของ PDV ที่อยู่ระหว่าง การพัฒนาทำให้สามารถระบุลักษณะการใช้งานที่สำคัญได้อย่างรวดเร็วซึ่งสมควรได้รับการ ปรับปรุงเพิ่มเติม ตามโปรโตคอลการทดสอบปัจจุบัน เครื่องช่วยหายใจแสดงให้เห็นถึง ประสิทธิภาพที่มีแนวโน้มที่สมเหตุสมผลในการพัฒนาอย่างต่อเนื่อง

Abuzairi, Irfan, & Basari. (2021) ได้คิดค้นเครื่องทดสอบเครื่องช่วยหายใจสำหรับโควิด-19 (COVID-19 VENTilator Tester) หรือ COVENT เป็นเครื่องทดสอบเครื่องช่วยหายใจแบบโอเพ่นซอร์สต้นทุนต่ำที่พัฒนาขึ้นเพื่อสอบเทียบผลลัพธ์ของเครื่องช่วยหายใจทางการแพทย์ รวมถึง ปริมาตรเมื่อน้ำขึ้นและน้ำลง ความดันหายใจ และความเข้มข้นของออกซิเจน ปัจจุบันมีเครื่อง ทดสอบเครื่องช่วยหายใจแบบโอเพ่นซอร์สหลายเครื่อง แต่อย่างไรก็ตาม เครื่องทดสอบเครื่องช่วย หายใจแบบโอเพ่นซอร์สที่มีอยู่ไม่สามารถวัดความเข้มข้นของออกซิเจนได้ ในทางกลับกัน เครื่อง ทดสอบเครื่องช่วยหายใจเชิงพาณิชย์ที่มีความสามารถในการวัดปริมาตรน้ำขึ้นน้ำลง ความดันหายใจ เข้า และความเข้มข้นของออกซิเจนนั้นมีราคาแพงมาก ดังนั้นเครื่องทดสอบ COVENT จึงได้รับการ ออกแบบมาให้มีต้นทุนต่ำ โดยใช้คอมพิวเตอร์ Commercial Off-The-Shelf (COTS) เพื่อช่วยเหลือ ชุมชนโอเพ่นซอร์สสำหรับเครื่องช่วยหายใจที่ผลิตขึ้นอย่างรวดเร็ว นอกจากนี้ ผลการตรวจสอบการ วัดของเครื่องทดสอบ COVENT ยังแสดงให้เห็นว่าเครื่องทดสอบมีความแม่นยำที่ดีอีกด้วย

บทที่ 3

ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

งานวิจัยการออกแบบและสร้างเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชันโดยใช้หลักการวัดความแตกต่างของความดันที่จุดสองจุดในการหาอัตราการไหลของอากาศ และคำนวณหาปริมาตรของอากาศที่หายใจ และเวลาที่ใช้ มีรายละเอียดขั้นตอนการดำเนินงาน ดังนี้

3.1 ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย

ขั้นตอนในงานวิจัยการออกแบบและสร้างเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชันที่สามารถวัดค่าอัตราการไหลโดยใช้หลักการวัดความแตกต่างของความดันที่จุดสองจุด และคำนวณหาปริมาตรของอากาศที่หายใจ ประกอบด้วยขั้นตอนหลัก ดังนี้

- 1) ศึกษาทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง
- 2) ดำเนินการออกแบบอุปกรณ์ที่สามารถวัดค่าอัตราการไหลโดยใช้หลักการวัดความแตกต่างของความดันที่จุดสองจุด และคำนวณหาปริมาตรของอากาศที่หายใจ
- 3) ทดสอบวัดค่าความแตกต่างความดันและอัตราการไหลของอากาศที่คงที่ซึ่งได้จากจากแหล่งจ่ายทางเส้นท่อ (Pipe Line) และประเมินความเป็นไปได้ในการใช้งานอุปกรณ์วัดอัตราการไหลของอากาศ
- 4) ดำเนินการสร้างอุปกรณ์ที่สามารถวัดค่าอัตราการไหลและออกแบบแอปพลิเคชันเพื่อแสดงผล
- 5) ทดสอบอุปกรณ์ที่ออกแบบและสร้างขึ้นเพื่อหาสมการความสัมพันธ์ของความแตกต่างของความดันอากาศบริเวณทางเข้าและทางออกของ BreatheMAX[®] และอัตราการไหลของอากาศ และหาค่าความถูกต้องของอุปกรณ์ที่ออกแบบขึ้น
- 6) วิเคราะห์ผลการทดลองและสรุปผลการทดลอง

3.2 วัสดุอุปกรณ์

3.2.1 ภาคอินพุต

3.2.1.1 อุปกรณ์ BreatheMAX[®]

3.2.1.2 Adafruit LPS33HW Water Resistant Sensor

3.2.2 ภาคประมวลผลสัญญาณ

3.2.2.1 M5Stamp Pico Mate

3.2.3 ภาคแสดงผล

3.2.3.1 แอปพลิเคชันที่ออกแบบและติดตั้งในสมาร์ทโฟน ระบบปฏิบัติการ Android

3.3 วิธีการจัดทำ

งานวิจัยเรื่องการศึกษาการออกแบบและสร้างเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ทโฟนแอปพลิเคชันโดยแบ่งหลักการทำงานของงานวิจัยออกเป็น 4 ส่วน

3.3.1 การทดสอบอัตราการไหลของอากาศ

วิธีการทดสอบอัตราการไหลของอากาศของงานวิจัยเรื่องการศึกษาการออกแบบและสร้างเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ทโฟน แอปพลิเคชัน แบ่งการทดสอบออกเป็น 2 ภาคคือ การวิเคราะห์การไหลของอากาศโดยใช้สมการ Bernoulli และ การทดสอบหาความสัมพันธ์ของความแตกต่างของความดันภายในท่อขาเข้าและขาออกของ BreatheMAX[®] และอัตราการไหลของอากาศ

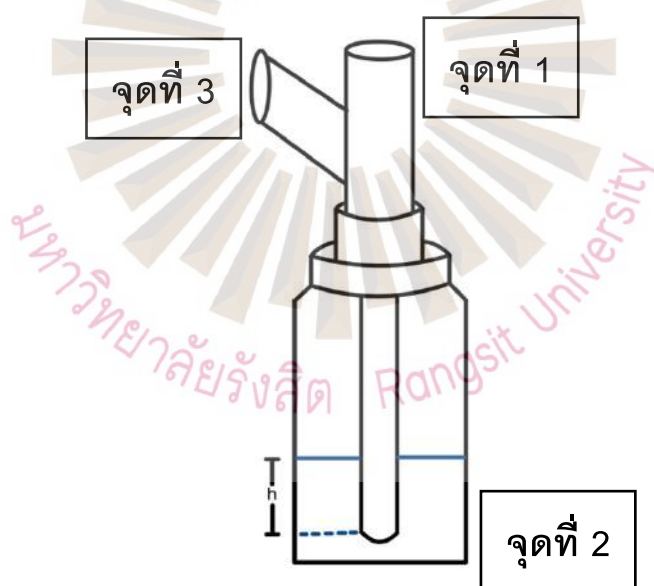
3.3.1.1 การวิเคราะห์การไหลของอากาศโดยใช้สมการ Bernoulli

ในการวิเคราะห์หวัเคราะห์การไหลของอากาศ ในงานวิจัยเรื่องการออกแบบและสร้างเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชัน โดยใช้สมการ Bernoulli มาวิเคราะห์ ดังนี้

จากทฤษฎีของสมการ Bernoulli's ในสมการ (2-3) และ (2-4) ผลรวมของ KE, PE และ Pressure Energy ต่อหน่วยปริมาตรเป็นค่าคงที่ที่จุดใด ๆ 2 จุด จากรูปที่ 3.1 พิจารณาจุดที่ 1 และ 2 สามารถเขียนสมการดังสมการ 3.1

$$P_1 + \rho_1 g h_1 + \rho_1 \frac{v_1^2}{2} = P_2 + \rho_2 g h_2 + \rho_2 \frac{v_2^2}{2} \quad (3-1)$$

เมื่ออัดอากาศที่จุดที่ 1 จนดันน้ำลงมาถึงจุดที่ 2 โดยที่อากาศยังไม่สามารถออกจากปลายหลอดได้ กำหนดให้ความหนาแน่นของอากาศในท่อ มีค่าเท่ากันคือ $\rho_1 \approx \rho_2 \approx \rho$



รูปที่ 3.1 รูปแสดงระดับน้ำเมื่อถูกแรงดันจากอากาศดันน้ำถึงปลายหลอด

จากรูป 3.1 ที่ปลายท่อที่จุดที่ 2 อากาศยังไม่สามารถไหลออกไปได้ ดังนั้น $v_2 = 0$ และ ที่จุดที่ 1 ความดันอากาศเท่ากับความดันของอากาศที่อัดเข้ามาในท่อ P_1 และ $P_2 = P_1 + \rho g h$

$$\frac{\rho v_1^2}{2} = (P_2 - P_1) + \rho g(h_2 - h_1) \quad (3-2)$$

$$v_1^2 = \frac{2}{\rho}(P_2 - P_1) + 2g(h_2 - h_1) \quad (3-3)$$

จากสมการที่ 3-3 พบว่า ความเร็วของอากาศที่ทางเข้า (V_1) จะแปรผันตรงกับ $\sqrt{(P_2 - P_1)}$ เนื่องจาก $\frac{2}{\rho}$ และ $2g(h_2 - h_1)$ เป็นค่าคงที่

คำนวณหาอัตราการไหลของอากาศ (Q) เมื่อพื้นที่หน้าตัด (A) ของท่อทางเข้าอากาศ มีขนาดเท่ากับ ท่อทางออกของอากาศ โดย อัตราการไหลของอากาศ แสดงดังสมการที่ 3-4

$$Q = Av_1 \quad (3-4)$$

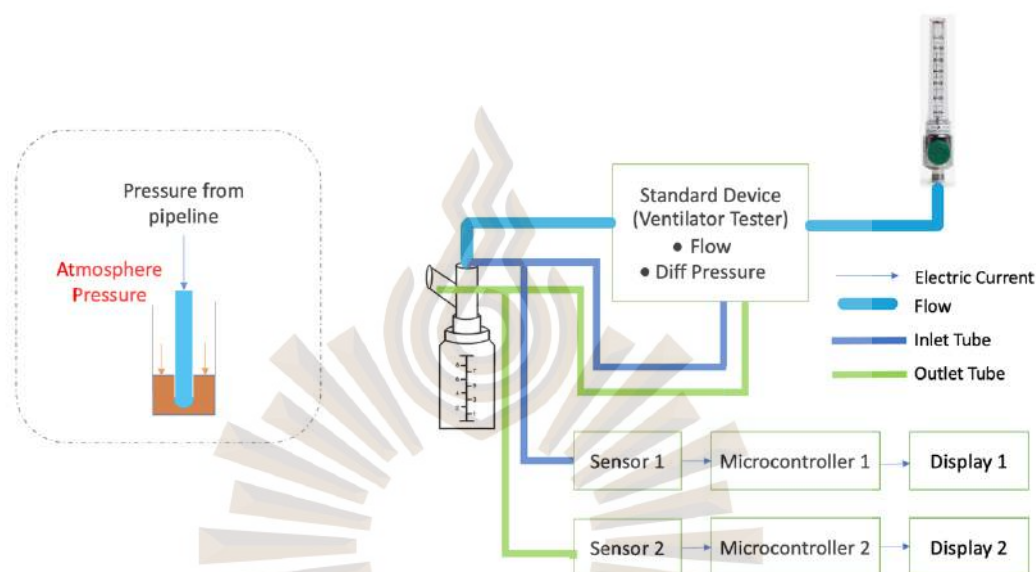
คำนวณหาปริมาตรการไหลของอากาศ (V) ที่เวลา (t) ได้จากสมการที่ 3-5

$$V = Q \times t \quad (3-5)$$

3.3.1.2 การทดสอบหาความสัมพันธ์ของความแตกต่างของความดันภายในท่อขาเข้าและขาออกของ BreatheMAX[®] และอัตราการไหลของอากาศ

ได้จัดทำการศึกษาทดสอบวัดอัตราการไหลของอากาศโดยใช้ระบบ Pipeline เป็นต้นทางของอากาศและควบคุมการไหลของอากาศผ่าน Flow meter เนื่องจากสามารถควบคุมอัตราการไหลที่ค่อนข้างคงที่ ในงานวิจัยการออกแบบและสร้างเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ทโฟนแอปพลิเคชัน มีวิธีการวัดคือ นำสายท่อทางการแพทย์มาต่อ Pipeline เข้ากับตัวเครื่องมือมาตรฐาน VT650 Gas Flow Analyzer เพื่อวัดอัตราการไหล และความแตกต่างของความดันภายในท่อขาเข้าและท่อขาออกของ BreatheMAX[®] จากนั้นจะต่อท่อเชื่อมต่อระหว่างอากาศที่ไหลออกจาก VT650 Gas Flow Analyzer ไปยังตัวอุปกรณ์ BreatheMAX[®] และขั้นตอนสุดท้ายคือการต่อท่อซิลิโคนจากท่อขาเข้าและท่อขาออกของ BreatheMAX[®] ไปยังเซนเซอร์วัดความดันเพื่อประมวลผลด้วย Microcontroller และแสดงผลความดันของท่อขาเข้าและท่อขาออกของ BreatheMAX[®] ด้วยจอ OLED โดยการทดสอบหาความสัมพันธ์ของความแตกต่างของความดันภายในท่อขาเข้าและขาออกของ BreatheMAX[®]

ตำแหน่งของอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ที่นำมาติดเซนเซอร์จะมีทั้งหมด 2 ตำแหน่ง คือ ตำแหน่ง Inlet Tube คือตำแหน่งที่มีอากาศไหลเข้าและตำแหน่ง Outlet Tube คือตำแหน่งที่มีอากาศไหลออก โดยตำแหน่ง Inlet Tube จะติดชุดอุปกรณ์ตัวที่ 1 และตำแหน่ง Outlet Tube จะติดชุดอุปกรณ์ตัวที่ 2 ดังแสดงในรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 แสดงการไหลของอากาศจาก Pipeline ไปยัง Microcontroller

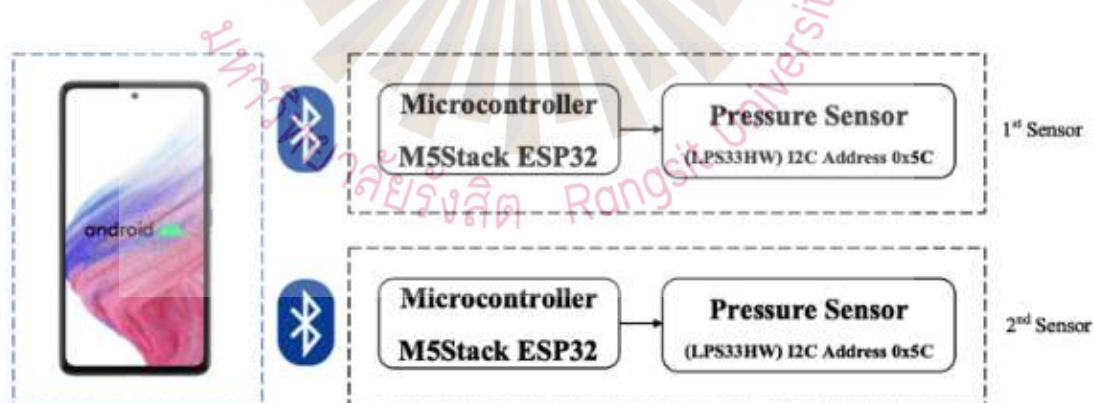
เมื่อทำการจัดเตรียมและเชื่อมต่ออุปกรณ์ดังรูปเรียบร้อยแล้วจึงเริ่มต้นการทดสอบโดยมีขั้นตอนดังนี้

- 1) เติมน้ำลงในขวด BreatheMAX[®] ที่ระดับ 2 cmH₂O
- 2) ทำการปรับค่าศูนย์ (Set Zero) ที่อุปกรณ์ VT650 Gas Flow Analyzer
- 3) อ่านค่าความดันของท่อขาเข้าและท่อขาออกของ BreatheMAX[®] ที่จอ OLED ซึ่งก่อนการทดสอบค่าความดันของท่อขาเข้าและท่อขาออกควรจะเท่ากัน
- 4) ทำการปรับค่าอัตราการไหลที่ Flow meter จนกระทั่งได้ค่าความดันสูงสุดก่อนที่อากาศจะปูดออกมาจากจุดที่ 2 ของท่อภายใน BreatheMAX[®]
- 5) อ่านและบันทึกค่า Pressure และ Flow จากอุปกรณ์ VT650 Gas Flow Analyzer
- 6) อ่านและบันทึกค่าความดันของท่อขาเข้าและท่อขาออกที่อ่านได้จากจอ OLED
- 7) ทำซ้ำ 3 ครั้ง และหาค่าเฉลี่ยของ ข้อที่ 5 และ ข้อที่ 6
- 8) ทำซ้ำข้อ 1-7 โดยใช้ระดับน้ำที่ 3 ถึง 8 cmH₂O โดยปรับทีละ 1 cmH₂O

9) นำข้อมูลค่าเฉลี่ยของการทดสอบที่ได้ เพื่อหาค่าความสัมพันธ์ของความแตกต่างของความดันของท่อขาเข้าและท่อขาออกและอัตราการไหลของอากาศในรูปแบบกราฟและสมการความสัมพันธ์เพื่อนำไปใช้ในการออกแบบโปรแกรมและแอปพลิเคชันต่อไป

3.3.2 การออกแบบเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลา ด้วยอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ทโฟนแอปพลิเคชัน

การออกแบบเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลา ด้วยอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ทโฟนแอปพลิเคชันนี้ สามารถแบ่งการทำงานเป็น 3 ภาค คือ ภาคอินพุต เลือกใช้ Adafruit LPS33HW Water Resistant Sensor จำนวน 2 ตัวซึ่งเป็นเซนเซอร์ที่สามารถวัดความดันของอากาศ เชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์ผ่าน I2C โดยปรับตั้งให้มี Address ที่แตกต่างกัน มีคุณสมบัติที่เหมาะสมกับงานวิจัยนี้ คือ ความสามารถกันน้ำ หรือไอน้ำเข้าตัวเซนเซอร์ได้ ซึ่งปลอดภัยต่อสภาพแวดล้อมที่เปียกชื้น และป้องกันไม่ให้น้ำเข้าไปในตัวเซนเซอร์เพื่อรบกวนการอ่านค่า ภาคประมวลผลที่เลือกใช้ในงานวิจัยนี้คือไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล ESP32 ที่มี WiFi และ บลูทูธพลังงานต่ำหรือ Bluetooth Low Energy (BLE) และภาคแสดงผล ผู้จัดทำออกแบบแอปพลิเคชันสำหรับการเชื่อมต่อภาคประมวลผลผ่าน BLE และการรับส่งค่าที่อ่านได้จากเซนเซอร์ และแสดงบนหน้าจอสมาธิ์โฟน โดยรายละเอียดไดอะแกรมการทำงานแสดงดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 ไดอะแกรมแสดงหลักการทำงานของเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลา ด้วยอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ทโฟนแอปพลิเคชัน

3.3.3 การออกแบบระบบฮาร์ดแวร์

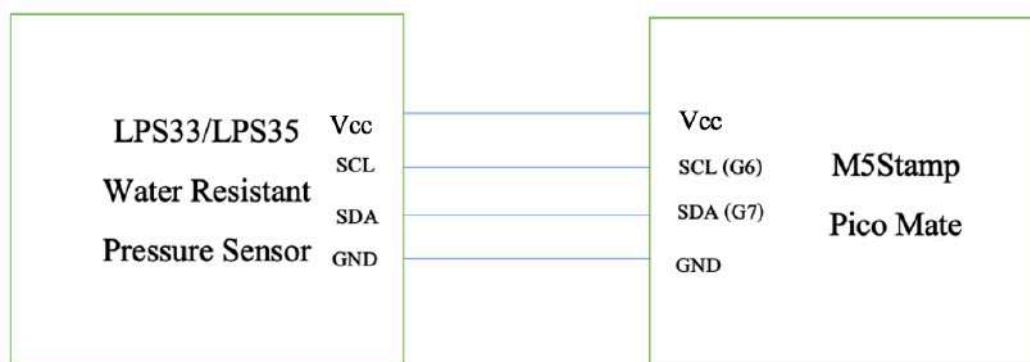
เนื่องจากการจัดทำอุปกรณ์ที่ใช้วัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลา ผู้จัดทำได้ออกแบบอุปกรณ์เพื่อเป็นอุปกรณ์เสริมที่สามารถใช้งานร่วมกับ BreatheMAX[®]

ได้ จึงทำการออกแบบเป็นลักษณะกล่องสำหรับบรรจุวงจรจำนวนสองชุด โดยใช้เครื่องพิมพ์สามมิติ สำหรับใช้ในการวัดความดันของอากาศที่ทางเข้าและทางออกของ BreatheMAX[®] โดยแต่ละกล่อง ถูกออกแบบให้สามารถสวมต่อท่อกับ BreatheMAX[®] ได้และภายในกล่องสามารถบรรจุ เซนเซอร์และไมโครคอนโทรเลอร์ได้ โดยตัวกล่องมีลักษณะดังรูปที่ 3.4 โดยมีความยาว 50 มิลลิเมตร ความสูง 35 มิลลิเมตร และความกว้าง 35 มิลลิเมตร



รูปที่ 3.4 แสดงโครงสร้างอุปกรณ์ที่ใช้วัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลา

และภายในอุปกรณ์วัดค่าอัตราการไหล ผู้จัดทำได้รับบรรจุชุดวงจรไว้ด้านใน โดย วงจรการเชื่อมต่อที่ออกแบบขึ้นแสดงดังรูปที่ 3.5 เนื่องจาก เซนเซอร์วัดความดัน (LPS33/LPS35 Water Resistant Pressure Sensor) มีการเชื่อมต่อขา SDA และ SCL กับส่วนประมวลผลที่ขา G7 และ G6 โดยปรกติ I2C address จะอยู่ที่ 0x5d โดยใช้งานในการโปรแกรมร่วมกับ library: Adafruit LPS35HW ดังรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 การเชื่อมต่อ M5Stamp C3 และ LPS33HW Water Resistant Pressure Sensor

3.3.4 การออกแบบซอฟต์แวร์

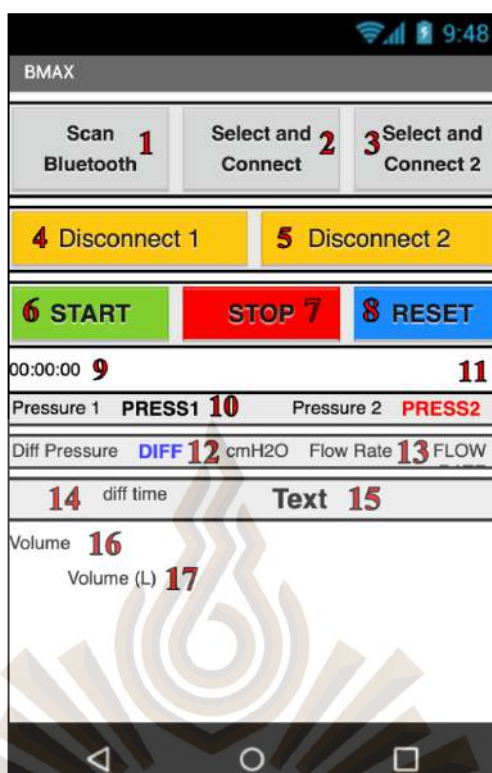
เนื่องจากในงานวิจัยนี้ประกอบด้วยส่วนของซอฟต์แวร์ 2 ส่วน คือ ซอฟต์แวร์ของเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลา ซึ่งสามารถเชื่อมต่อ BLE กับแอปพลิเคชันได้ สามารถอ่านค่าความดันจากเซนเซอร์ ประมวลผลและส่งข้อมูลไปยังแอปพลิเคชัน และซอฟต์แวร์สำหรับออกแบบแอปพลิเคชัน ซึ่งสามารถเชื่อมต่อ BLE กับเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาได้ สามารถแสดงผลค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาได้

3.3.4.1 การออกแบบซอฟต์แวร์ของเครื่อง

ในงานวิจัยนี้เลือกใช้ ArduinoIDE version 2.0.3 เป็นเครื่องมือในการออกแบบ โดยมีไลบรารีที่เกี่ยวข้องคือ Adafruit LPS35HW ESP32_BLE_Arduino และ Adafruit_NeoPixel โดยไลบรารี ESP32_BLE_Arduino ใช้สำหรับการเชื่อมต่อ BLE กับแอปพลิเคชัน เพื่อส่งข้อมูลไปยังแอปพลิเคชัน ไลบรารี Adafruit LPS35HW ใช้เพื่ออ่านค่าความดันจากเซนเซอร์ทั้ง 2 ตัว ผ่าน Address 0x5C และ 0x5D และ ไลบรารี Adafruit_NeoPixel ใช้สำหรับแสดงสถานะต่างๆ ของไมโครคอนโทรลเลอร์ในรูปแบบของไฟสีต่างๆ

3.3.4.2 การออกแบบแอปพลิเคชันที่ใช้กับสมาร์ทโฟนระบบปฏิบัติการ Android

ในงานวิจัยนี้เลือกใช้ MIT App Inventor 2 เป็นเครื่องมือในการออกแบบ โดยที่ออกแบบหน้าจอควบคุมการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยการทำงานของเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ทโฟนแอปพลิเคชัน มีการออกแบบขั้นตอนการทำงานดังต่อไปนี้ ขั้นตอนแรกคือ ทำการค้นหาและเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์ ผ่านระบบบลูทูธพลังงานต่ำ ขั้นตอนที่สองคือ ทำการเริ่มการตรวจบันทึกข้อมูลที่ได้จากเซนเซอร์ตัวที่ 1 และ 2 โดยให้ทำการกดปุ่ม Start บนหน้าแอปพลิเคชัน อุปกรณ์ที่เชื่อมต่อจะเริ่มวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรอากาศ และเวลา พร้อมทั้งแสดงค่าต่างๆ ที่ทำการวัดได้เป็นกราฟบนหน้าจอแอปพลิเคชัน เมื่อกดปุ่ม STOP อุปกรณ์จะหยุดส่งค่าและทำการบันทึกค่า ดังรูปที่ 3.6



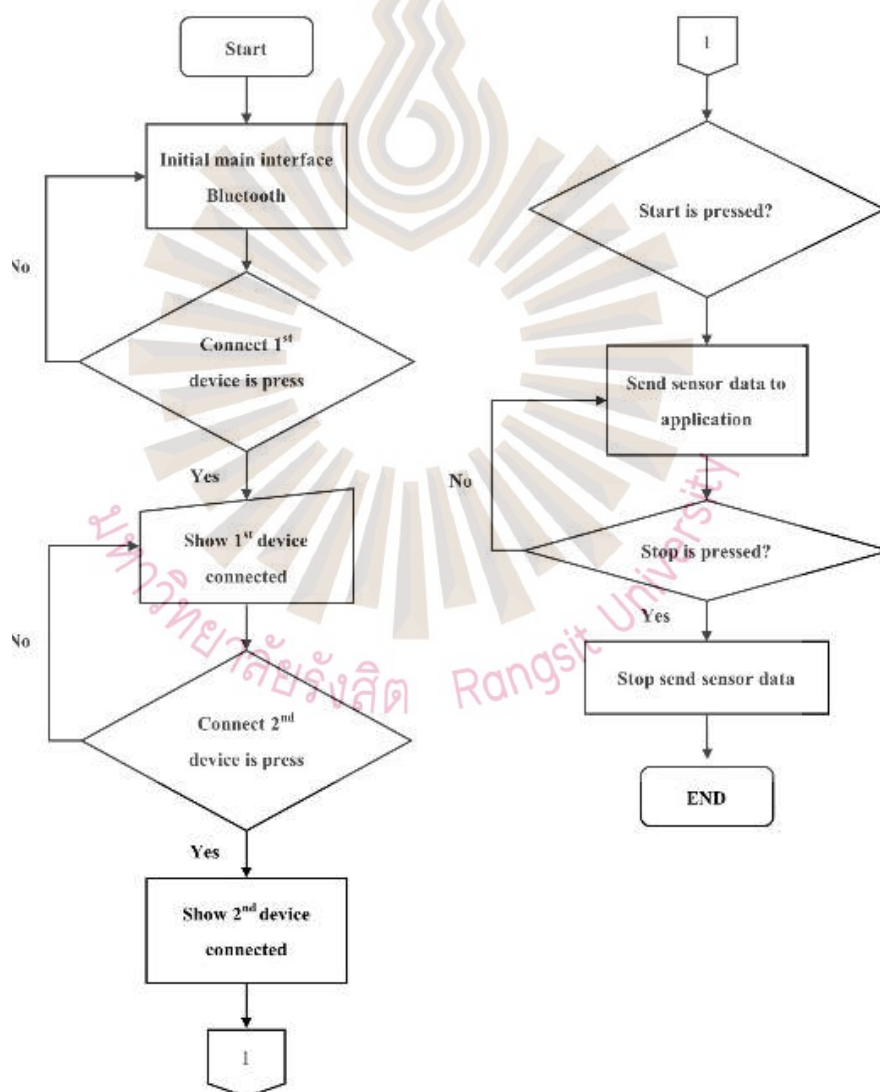
รูปที่ 3.6 หน้าจอแอปพลิเคชัน ด้วย MIT APP INVENTOR 2

ตารางที่ 3.1 ตารางแสดงความหมายของหน้าจอแอปพลิเคชัน

หมายเลข	ความหมาย
1	การกดสแกนเพื่อค้นหาอุปกรณ์บลูทูธ
2	ปุ่มรับคำสั่งค้นหาบลูทูธตัวที่ 1
3	ปุ่มรับคำสั่งค้นหาบลูทูธตัวที่ 2
4	ช่องแสดงการเชื่อมต่ออุปกรณ์ชุดที่ 1
5	ช่องแสดงการเชื่อมต่ออุปกรณ์ชุดที่ 2
6	กดเพื่อเริ่มทำการรับส่งข้อมูลระหว่างแอปพลิเคชันและชุดอุปกรณ์
7	กดเพื่อหยุดทำการรับส่งข้อมูลระหว่างแอปพลิเคชันและชุดอุปกรณ์
8	กดเพื่อทำการเริ่มทำการรับส่งข้อมูลระหว่างแอปพลิเคชันและชุดอุปกรณ์ใหม่
9	ช่องบอกเวลาตั้งแต่เริ่มทำการรับส่งข้อมูล
10	ช่องแสดงค่าความดันที่จุดที่ 1 (อุปกรณ์ชุดที่ 1) มีหน่วยเป็นเซนติเมตรน้ำ
11	ช่องแสดงค่าความดันที่จุดที่ 1 (อุปกรณ์ชุดที่ 2) มีหน่วยเป็นเซนติเมตรน้ำ
12	ช่องแสดงค่าความแตกต่างระหว่างความดันจุดที่ 1 และ 2 มีหน่วยเป็นเซนติเมตรน้ำ

ตารางที่ 3.1 ตารางแสดงความหมายของหน้าจอแอปพลิเคชัน (ต่อ)

หมายเลข	ความหมาย
13	ช่องแสดงอัตราการไหล (Flow Rate) มีหน่วยเป็นลิตรต่อวินาที
14	ช่องแสดงค่าความแตกต่างของเวลา
15	ช่องแสดงสถานะการรับส่งข้อมูล
16	ช่องแสดงปริมาตรในการไหลของเวลานั้นๆ มีหน่วยเป็นลิตร
17	ช่องแสดงปริมาตรในการไหลรวม นับตั้งแต่เริ่มทำการจนเสร็จสิ้น มีหน่วยเป็นลิตร



รูปที่ 3.7 Flow Chart แสดงการออกแบบแอปพลิเคชันที่ใช้กับสมาร์ตโฟนระบบปฏิบัติการ Android

จากรูปที่ 3.7 การออกแบบงานวิจัยเรื่องการออกแบบและสร้างเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชัน มีการออกแบบขั้นตอนการทำงานดังต่อไปนี้ ขั้นตอนแรกคือทำการค้นหาและเชื่อมต่ออุปกรณ์บลูทูธ ขั้นตอนที่สองคือทำการค้นหาและเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์ผ่านระบบบลูทูธ ขั้นตอนที่สามคือการกด Start เพื่อเริ่มทำการเก็บข้อมูล อุปกรณ์ที่เชื่อมต่อจะเริ่มทำการวัดค่าความดัน อัตราการไหล และเวลาที่ใช้เพื่อแสดงค่าความดัน อัตราการไหล และค่าความดันที่เวลานั้นๆ เพื่อแสดงค่าต่างๆ บนหน้าจอแอปพลิเคชัน และอุปกรณ์จะหยุดส่งค่าเซนเซอร์เมื่อกดปุ่ม Stop เพื่อหยุดการวัดค่า และสามารถนำค่าที่ได้ไปใช้งานต่อไปได้

3.4 วิธีการทดสอบ

วิธีการทดสอบของงานวิจัยเรื่องการออกแบบและสร้างเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชัน จะทำการทดสอบในเชิงปริมาณและเชิงคุณภาพ โดยมีรายละเอียดดังนี้

3.4.1 ปัจจัยพึงประสงค์

- 3.4.1.1 ค่าที่อ่านได้มีความถูกต้องแม่นยำ
- 3.4.1.2 สามารถเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ผ่าน BLE
- 3.4.1.3 ได้สามารถรับส่งข้อมูลบนแอปพลิเคชันได้

3.4.2 การทดสอบเปรียบเทียบค่าที่ได้จากเซนเซอร์ทั้ง 2 ตัวจากเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ตโฟน แอปพลิเคชัน กับ ค่าที่ได้จากเครื่องมาตรฐาน VT650

3.4.2.1 วัตถุประสงค์

เพื่อนำค่าความดันที่ได้จากเซนเซอร์ทั้ง 2 ตัวเปรียบเทียบกับเครื่องมาตรฐาน VT650 และหาความสัมพันธ์ของความแตกต่างของความดันและอัตราการไหล

3.4.2.2 เครื่องมือและอุปกรณ์

- 1) เครื่องมาตรฐาน VT650

- 2) เครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลา
- 3) อุปกรณ์ BreatheMAX[®]
- 4) สมาร์ทโฟน
- 5) Flow meter

3.4.2.3 วิธีการทดสอบ

- 1) เติมน้ำลงในอุปกรณ์ BreatheMAX[®] จนได้ระดับน้ำ 2 cmH₂O ปิดฝาและประกอบเครื่องที่ออกแบบขึ้นเข้ากับ อุปกรณ์ BreatheMAX[®]
- 2) ต่อท่อรับอากาศจาก Flowmeter ที่ต่อกับ Pipeline เข้าไปที่เครื่องมาตรฐาน VT650 ทางฝั่งขาออกของ VT650 ต่อกับเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ที่ออกแบบขึ้น
- 3) ต่อท่อเพื่อวัดความดันทางเข้าและความดันทางออกของอุปกรณ์ BreatheMAX[®] เข้ากับเครื่องมาตรฐาน VT650
- 4) ทำการเชื่อมต่อผ่านสมาร์ทโฟน แอปพลิเคชัน
- 5) จากนั้นทำการค่อยๆเปิด Pipeline ปรับอัตราการไหลที่ Flowmeter เพื่อปล่อยอากาศ เพื่ออ่านค่าความแตกต่างของอุปกรณ์เซนเซอร์ทั้ง 2 ตัวและเครื่องมาตรฐาน VT650 เพื่อเปรียบเทียบค่าที่ได้โดยทำซ้ำเป็นจำนวนระดับน้ำละ 3 ครั้งเพิ่มระดับน้ำทีละ 1 cmH₂O จนถึงระดับน้ำที่ 8 cmH₂O
- 6) อ่านและบันทึกค่าความแตกต่างของความดัน อัตราการไหลของอากาศที่ เครื่องมาตรฐาน VT650 และ ค่าความดันที่เครื่องที่ออกแบบขึ้นอ่านได้
- 7) หาค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความแตกต่างของความดันเครื่องมาตรฐานและเครื่องที่ออกแบบขึ้นอ่านได้
- 8) หาค่าความสัมพันธ์ของความแตกต่างของความดันและอัตราการไหล เปรียบเทียบกับรากที่สองของความแตกต่างของความดันและอัตราการไหล
- 9) นำสมการที่ได้จากข้อ 8 ไปปรับปรุงเพื่อประมวลผลหาค่าอัตราการไหลในแอปพลิเคชัน

3.4.3 การทดสอบหาความสัมพันธ์ความแตกต่างของความดันทางเข้าและทางออกของอุปกรณ์ BreatheMAX[®] เทียบกับอัตราการไหลของเครื่องมาตรฐาน VT650 ช่วงก่อนและหลังการปูดของอากาศ

3.4.3.1 วัตถุประสงค์

เพื่อทดสอบหาความแตกต่างของความดันทางท่อขาเข้า (Inlet) และท่อขาออก (Outlet) ของอุปกรณ์ BreatheMAX[®] เมื่อนำมาเทียบกับอัตราการไหลของเครื่องมาตรฐาน VT650 ช่วงก่อนการปูดของอากาศ และหลังการปูดของอากาศ

3.4.3.2 เครื่องมือและอุปกรณ์

- 1) เครื่องมาตรฐาน VT650
- 2) เครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลา
- 3) อุปกรณ์ BreatheMAX[®]
- 4) สมาร์ทโฟน
- 5) Flow meter

3.4.3.3 วิธีการทดสอบ

- 1) เติมน้ำลงในอุปกรณ์ BreatheMAX[®] จนได้ระดับน้ำ 2 cmH₂O ปิดฝาและประกอบเครื่องที่ออกแบบขึ้นเข้ากับ อุปกรณ์ BreatheMAX[®]
- 2) ต่อท่อรับอากาศจาก Flowmeter ที่ต่อกับ Pipeline เข้าไปที่เครื่องมาตรฐาน VT650 ทางฝั่งขาออกของ VT650 ต่อกับเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ที่ออกแบบขึ้น
- 3) ต่อท่อเพื่อวัดความดันทางเข้าและทางออกของ อุปกรณ์ BreatheMAX[®] เข้ากับเครื่องมาตรฐาน VT650
- 4) ทำการเชื่อมต่อผ่านสมาร์ทโฟน แอปพลิเคชัน
- 5) จากนั้นทำการค่อย ๆ เปิด Pipeline ปรับอัตราการไหลที่ Flowmeter เพื่อปล่อยอากาศ เพื่ออ่านค่าความแตกต่างของอุปกรณ์เซนเซอร์ทั้ง 2 ตัวและเครื่องมาตรฐาน VT650 เพื่อเปรียบเทียบค่าที่ได้โดยทำซ้ำเป็นจำนวนระดับน้ำละ 3 ครั้งเพิ่มระดับน้ำทีละ 1 cmH₂O จนถึงระดับน้ำที่ 8 cmH₂O

- 6) อ่านและบันทึกค่าความแตกต่างของความดัน อัตราการไหลของอากาศที่ เครื่องมาตรฐาน VT650 และ ค่าความดันที่เครื่องที่ออกแบบขึ้นอ่านได้
- 7) ทำซ้ำข้อ 5 โดยปรับอัตราการไหลจนกระทั่งเกิดฟองอากาศหลุดออกจากท่อในจุดที่ 2
- 8) หาสมการความสัมพันธ์ของรากที่สองของความแตกต่างของความดันและอัตราการไหลทั้งก่อนปลดและหลังปลดของอากาศ

3.4.4 การทดสอบการใช้งานของแอปพลิเคชัน

3.4.4.1 วัตถุประสงค์

เพื่อทดสอบฟังก์ชันทำงาน การรับส่งคำสั่งของแอปพลิเคชัน

3.4.4.2 เครื่องมือและอุปกรณ์

- 1) เครื่องมาตรฐาน VT650
- 2) เครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลา
- 3) อุปกรณ์ BreatheMAX[®]
- 4) สมาร์ทโฟน
- 5) Flow meter

3.4.4.3 วิธีการทดสอบ

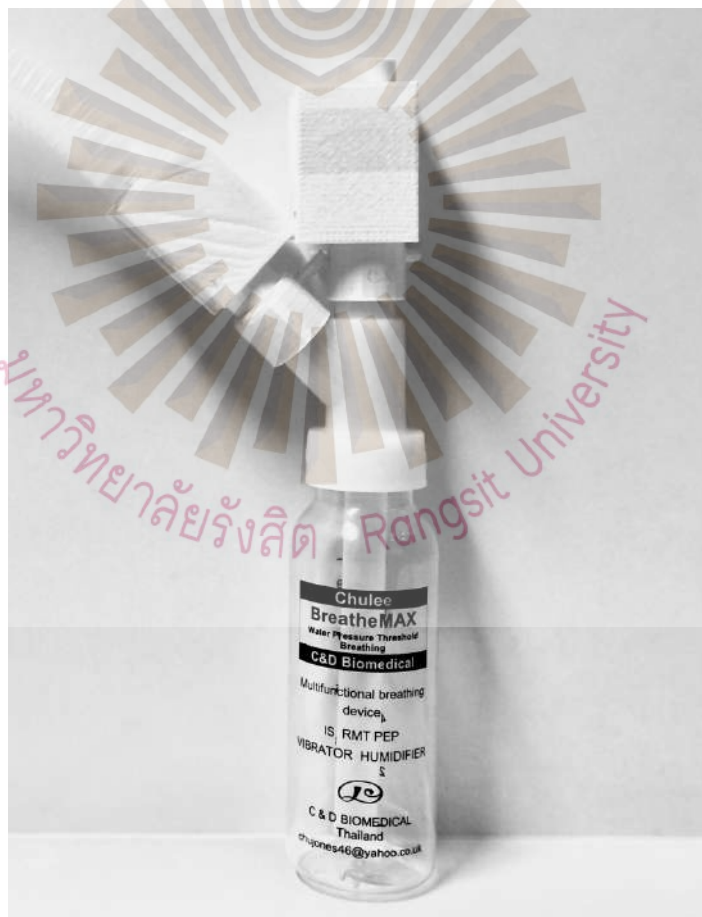
นำสมาร์ทโฟนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์มาทำการเชื่อมต่อบลูทูธกับอุปกรณ์ทั้งสองตัวจากนั้นทำการทดสอบตามวิธีการที่ 3.4.3 เพื่อนำการตอบสนองการใช้งานของแอปพลิเคชันมาทำการวิเคราะห์ตามตารางที่ 4.4

บทที่ 4

ผลการวิจัย

4.1 ผลการวิจัย

จากการจัดทำการออกแบบและสร้างเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชัน ได้ผลการจัดทำออกมาดังแสดงในรูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 การออกแบบและสร้างเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชัน

การออกแบบและสร้างเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชันเมื่อเสร็จสมบูรณ์จะมีคุณสมบัติคือเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชันสามารถวัดและบันทึกค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาได้อย่างถูกต้องโดยใช้เซนเซอร์ความวัดความหนาแน่นของอากาศโดยเชื่อมต่อกับสมาร์ตโฟน

4.2 ผลการทดสอบ

4.2.1. การทดสอบเชิงปริมาณ

4.2.1.1 การทดสอบเปรียบเทียบค่าที่ได้จากเซนเซอร์ทั้ง 2 ตัวจากเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชันกับ ค่าที่ได้จากเครื่องมาตรฐาน VT650

จากตารางที่ 4.1 แสดงให้เห็นการวัดที่ต่างระดับน้ำ โดยเริ่มจากการวัดที่ 8 cmH₂O ไปจนถึงระดับน้ำที่ 2 cmH₂O เมื่อ P1 คือค่าที่ได้จากเซนเซอร์ตัวที่ 1 และ P2 คือ ค่าที่ได้จากเซนเซอร์ตัวที่ 2 และ Diff Pressure Measure คือค่าที่ได้จากอุปกรณ์มาตรฐาน (VT650) และ Diff Pressure คือผลต่างของ P2 และ P1 และ error คือ ผลต่างของ Diff pressure ที่ได้จากการวัดและ diff pressure ที่ได้จากเซนเซอร์ ค่าเฉลี่ยของ error ที่ได้มีค่าเท่ากับ 0.56 cmH₂O และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานอยู่ที่ 0.06 cmH₂O โดยค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานมีค่าเข้าใกล้ศูนย์ นั่นหมายถึง ค่า error ที่เกิดขึ้นมีความแปรปรวนเท่ากับ 0.06

4.2.1.2 ผลการทดสอบการไหลของอากาศ

การทดสอบการไหลของอากาศของเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชันทดสอบสองแบบคือ การทดสอบค่าความดันและอัตราการไหลของอากาศก่อนการปูดของน้ำ และการทดสอบค่าความดันและอัตราการไหลของอากาศหลังการปูดของน้ำดังตารางที่ 4.2 และ 4.3 ตามลำดับ

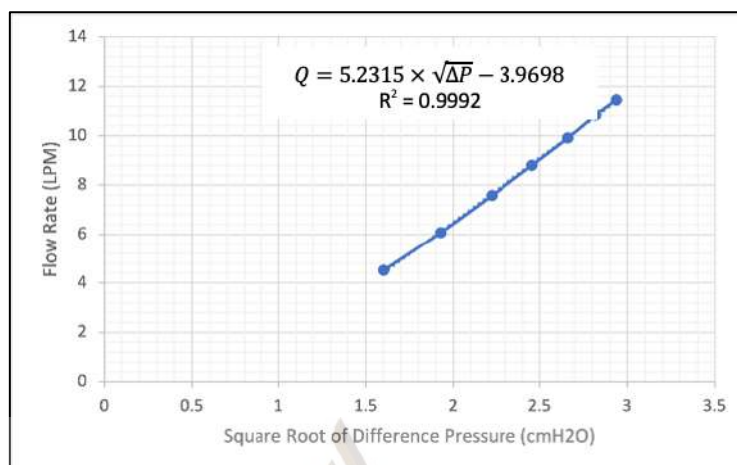
ตารางที่ 4.1 ค่าที่ทำการวัดจากเซนเซอร์ทั้ง 2 ตัว เปรียบเทียบกับอุปกรณ์มาตรฐาน (VT650)

ระดับน้ำ	Pressure from the designed device		Flow and Diff pressure from VT650		Diff Pressure (P2-P1) cmH ₂ O	ERROR
	P1 (cmH ₂ O) (Pressure from Inlet of BreatheMAX [®]) (a)	P2 (cmH ₂ O) (Pressure from outlet of BreatheMAX [®]) (b)	Flow (LPM) (c)	Diff Pressure Measure (cmH ₂ O) (d)	(e)	(d)-(e)
8 cmH ₂ O	1028.26	1036.6	1.66	8.89	8.34	0.55
	1028.09	1036.58	1.74	8.98	8.49	0.49
	1028.1	1036.76	1.75	9.14	8.66	0.48
7 cmH ₂ O	1028.34	1035.79	1.67	7.98	7.45	0.53
	1028.34	1035.86	1.65	8.05	7.52	0.53
	1028.3	1035.65	1.61	7.95	7.34	0.61
6 cmH ₂ O	1028.4	1034.47	1.46	6.77	6.09	0.68
	1028.3	1034.69	1.47	6.82	6.33	0.49
	1028.39	1034.71	1.43	6.84	6.32	0.52
5 cmH ₂ O	1028.41	1033.46	1.33	5.7	5.05	0.65
	1028.45	1033.61	1.31	5.81	5.16	0.65
	1028.48	1033.46	1.27	5.64	4.98	0.66
4 cmH ₂ O	1028.2	1032.35	1.16	4.7	4.15	0.55
	1028.21	1032.5	1.16	4.84	4.29	0.55
	1028.2	1032.51	1.15	4.85	4.31	0.54
3 cmH ₂ O	1028.19	1031.28	0.96	3.66	3.09	0.57
	1028.2	1031.35	0.95	3.72	3.15	0.57
	1028.14	1031.36	0.96	3.78	3.22	0.56
2 cmH ₂ O	1028.08	1029.91	0.64	2.34	1.83	0.51
	1028.1	1030.08	0.68	2.49	1.98	0.51
	1028.14	1029.81	0.62	2.22	1.67	0.55
					Average	0.56
					SD	0.06

จากตารางที่ 4.2 พบว่า ค่าความแปรปรวนของการเก็บผลค่าความแตกต่างของความดันที่ทุกระดับน้ำมีค่าเข้าใกล้ 0 โดยที่ระดับน้ำ 8 cmH₂O ความแตกต่างของความดันจากเครื่องมือมาตรฐานและความแตกต่างความดันที่เครื่องมือที่ออกแบบอ่านค่าได้มีค่าความผิดพลาด 0% และ ที่ระดับน้ำ 2 cmH₂O ความแตกต่างของความดันจากเครื่องมือมาตรฐานและความแตกต่างความดันที่เครื่องมือที่ออกแบบอ่านค่าได้มีค่าความผิดพลาด 9.28% และจากชุดข้อมูลที่ได้เมื่อนำความสัมพันธ์ที่พิสูจน์ในหัวข้อ 3.1.1.1 มาลงเขียนกราฟความสัมพันธ์ของ อัตราการไหล และ รากที่สองของความแตกต่างของความดันพบว่า ได้ความสัมพันธ์ เป็นเชิงเส้น ดังกราฟรูปที่ 4.2 โดยมีสมการความสัมพันธ์ คือ $Q = 5.2483 \times \sqrt{\Delta P} - 3.6687$ โดยค่าสัมประสิทธิ์แสดงการตัดสินใจหรือค่า R₂ เข้าใกล้ 1 โดยมีค่า 0.9992

ตารางที่ 4.2 แสดงค่าเฉลี่ยของความแตกต่างของความดันและอัตราการไหลของเครื่องมือมาตรฐาน VT650 Gas Flow Analyzer และความแตกต่างของความดันที่เครื่องมือที่ออกแบบอ่านค่าเมื่ออัดลมจากระบบไปป์ไลน์จนกระทั่งถึงจุดต่ำสุดของท่อที่ระดับน้ำ 2 cmH₂O ถึง 8 cmH₂O

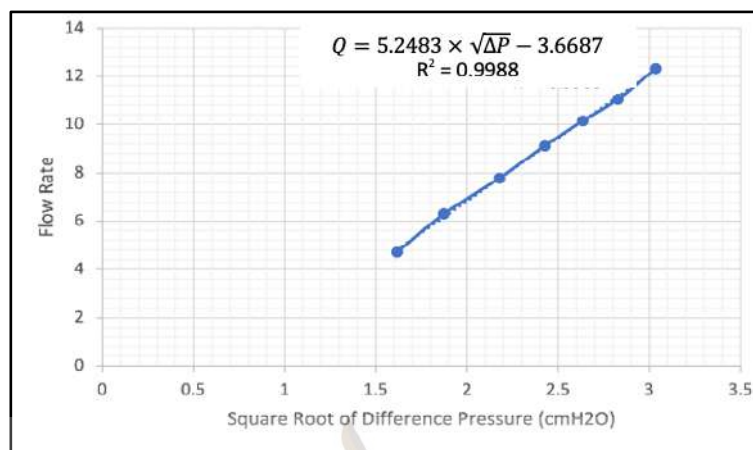
level (cm)	Flow Rate (LPM) (a)	Diff Pressure (cmH ₂ O) (b)	Diff Pressure (cmH ₂ O) (c)	SD of Diff Pressure (d)	% Error (e)
8	11.453	8.63	8.63	0.07	0.00
7	10.852	7.99	7.95	0.03	0.43
6	9.912	7.10	7.08	0.04	0.31
5	8.802	6.01	6.02	0.02	0.23
4	7.574	4.88	4.93	0.03	1.15
3	6.060	3.62	3.71	0.03	2.54
2	4.516	2.35	2.57	0.03	9.28



รูปที่ 4.2 แสดงค่าความสัมพันธ์ของความแตกต่างของความดัน ($\sqrt{\Delta P}$) ก่อนการปูดของน้ำเทียบกับอัตราการไหล (Q) จากอุปกรณ์ VT650 Gas Flow Analyzer

ตารางที่ 4.3 แสดงค่าเฉลี่ยของความแตกต่างของความดันและอัตราการไหลของเครื่องมาตรฐาน VT650 Gas Flow Analyzer และความแตกต่างของความดันที่เครื่องที่ออกแบบอ่านได้ เมื่ออัดลมจากระบบไปป์ไลน์จนกระทั่งอากาศไหลผ่านน้ำและเกิดการปูดของน้ำที่ระดับน้ำ 2 cmH₂O ถึง 8 cmH₂O

level (cm)	Flow Rate (LPM) (a)	Diff Pressure (cmH ₂ O) (b)	Diff Pressure (cmH ₂ O) (c)	SD of Diff Pressure (d)	% Error (e)
8	12.314	9.35	9.21	0.16	1.69
7	11.038	8.14	7.99	0.16	1.90
6	10.146	7.02	6.94	0.16	1.18
5	9.110	5.93	5.89	0.27	0.73
4	7.786	4.79	4.75	0.17	0.70
3	6.294	3.50	3.51	0.17	0.50
2	4.708	2.38	2.62	0.04	10.14



รูปที่ 4.3 แสดงค่าความสัมพันธ์ของความแตกต่างของความดัน ($\sqrt{\Delta P}$)

หลังการปัดของน้ำเทียบกับอัตราการไหล (Q) จากอุปกรณ์ VT650 Gas Flow Analyzer

จากตารางที่ 4.3 พบว่า ค่าความแปรปรวนของการเก็บผลค่าความแตกต่างของความดันที่ทุกระดับน้ำมีค่าเข้าใกล้ 0 โดยที่ระดับน้ำ 8 cmH₂O ความแตกต่างของความดันจากเครื่องมือมาตรฐานและความแตกต่างความดันที่เครื่องมือที่ออกแบบอ่านค่าได้มีค่าความผิดพลาด 0% และ ที่ระดับน้ำ 2 cmH₂O ความแตกต่างของความดันจากเครื่องมือมาตรฐานและความแตกต่างความดันที่เครื่องมือที่ออกแบบอ่านค่าได้มีค่าความผิดพลาด 9.28% และจากชุดข้อมูลที่ได้ เมื่อนำความสัมพันธ์ที่พิสูจน์ในหัวข้อ 3.1.1.1 มาลองเขียนกราฟความสัมพันธ์ของ อัตราการไหลและ รากที่สองของความแตกต่างของความดันพบว่า ได้ความสัมพันธ์ เป็นเชิงเส้น ดังกราฟรูปที่ 4.3 โดยมีสมการความสัมพันธ์ คือ $Q = 5.2483 \times \sqrt{\Delta P} - 3.6687$ โดยค่าสัมประสิทธิ์แสดงการตัดสินใจ โดย $R_2 = 0.9988$

จากตารางที่ 4.2 และ 4.3 เมื่อ (a) และ (b) คือค่าอัตราการไหลของอากาศและความแตกต่างของความดันที่วัดจากอุปกรณ์ VT650 Gas Flow Analyzer (c) คือค่าเฉลี่ยของความแตกต่างของความดันจากเครื่องมือที่ออกแบบขึ้นวัดได้ (d) คือ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความแตกต่างของความดันจากเครื่องมือที่ออกแบบขึ้นวัดได้ และ (e) คือ ค่าความคลาดเคลื่อน (% Error) หรือ ผลต่างระหว่างความแตกต่างของความดันจากเครื่องมือที่ออกแบบขึ้นวัดได้เทียบกับค่าที่ได้จาก อุปกรณ์ VT650 Gas Flow Analyzer

จากตารางที่ 4.2 และ 4.3 และสมการที่ 3-3 ทำการคำนวณหาความสัมพันธ์ของ อัตราการไหลของอากาศ (Q) เทียบกับ ($\sqrt{\Delta P}$) พบว่ามีความสัมพันธ์เป็นเชิงเส้นจริง และสามารถหาสมการ

ความสัมพันธ์ได้ดังรูปที่ 4.2 และ 4.3 โดยสมการทั้ง 2 ทั้งสองสมการมีความแตกต่างกันไม่มาก และเมื่อนำไปใช้งานร่วมกับแอปพลิเคชันที่ออกแบบขึ้นได้ผลดังรูปที่ 4.4



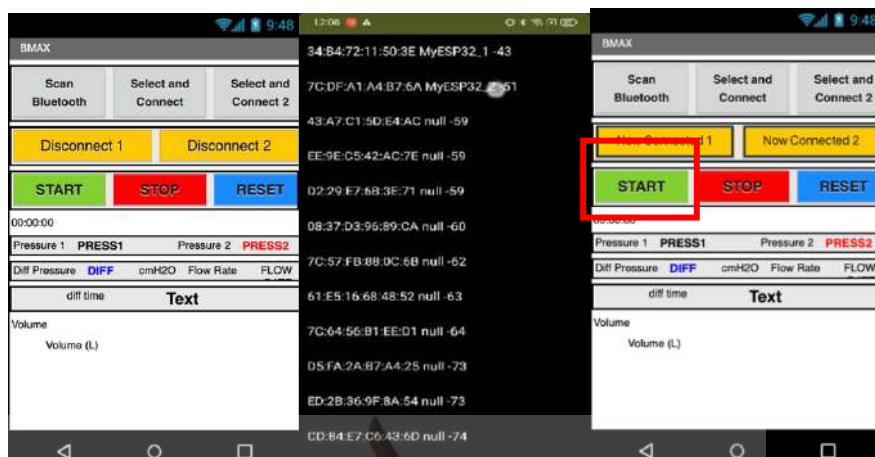
รูปที่ 4.4 แสดงการทำงานของแอปพลิเคชัน

จากรูปที่ 4.4 แสดงการจัดวางอุปกรณ์ทดสอบของการออกแบบและสร้างเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชัน โดยมีการจ่ายอากาศจาก Pipeline ต่อไปยังตัวเครื่องมาตรฐานเพื่อวัดค่าอัตราการไหลและความดัน จากนั้นทำการต่ออุปกรณ์ไปยังตัวอุปกรณ์ที่ประกอบด้วยเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชัน

4.2.2 การทดสอบเชิงคุณภาพ

4.2.2.1 การทดสอบการใช้งานของแอปพลิเคชัน

สรุปผลการควบคุมการทดสอบการใช้งานของแอปพลิเคชันจากตารางที่ 4.3 เมื่อเปิดแอปพลิเคชันและกดสแกนหน้าจอฟังก์ชันการค้นหาอุปกรณ์การทำงานเกิดขึ้นคือเริ่มค้นหาอุปกรณ์ที่ใกล้เคียงโดยใช้อุปกรณ์ของเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชันคือ MyESP32_1 และ MyESP32_2 เมื่อค้นหาอุปกรณ์เจอแล้วกดปุ่ม Connect เพื่อให้ระบบทำการเชื่อมต่ออุปกรณ์บลูทูธ จากนั้นตัวแอปพลิเคชันทำการแสดงปริมาณการหายใจเข้า ออกของผู้ป่วย เมื่อทำการวัดเสร็จสิ้นแล้วกด Stop จะหยุดการส่งข้อมูลจากตัวเครื่อง โดยบนแอปพลิเคชันจะแสดง Pressure 1 Pressure 2 Flow Rate Diff Pressure Diff Time และ Volume



(ก)

(ข)

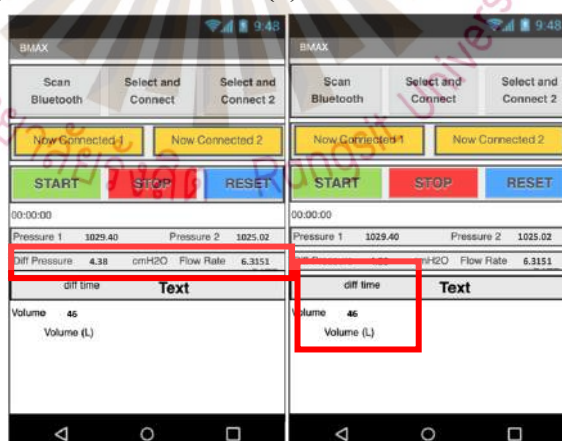
(ค)



(ง)

(ฉ)

(ช)



(ซ)

(ฅ)

รูปที่ 4.5 แสดงหน้าที่การทำงานของแต่ละส่วนของแอปพลิเคชัน
เพื่อใช้อธิบายการทดสอบในตารางที่ 4.4

ตารางที่ 4.4 การทดสอบการใช้งานของแอปพลิเคชัน

เงื่อนไข	หน้าจอ Mode	การทดสอบ	การทำงานที่เกิดขึ้น
การค้นหาอุปกรณ์ Bluetooth ตัวที่ 1 และ 2	รูปที่ 4.5 (ก)	✓	สามารถค้นหาอุปกรณ์ Bluetooth ตัวที่ 1 และ 2 ได้
การเชื่อมต่อ Bluetooth	รูปที่ 4.5 (ข)	✓	สามารถเชื่อมต่อ Bluetooth ได้
การกดปุ่ม Start	รูปที่ 4.5 (ข)	✓	เมื่อกดปุ่ม Start เครื่องเริ่มทำการส่งค่าพารามิเตอร์
การกดปุ่ม Stop	รูปที่ 4.5 (ค)	✓	เมื่อกดปุ่ม Stop เครื่องเริ่มทำการหยุดส่งค่าพารามิเตอร์
การกดปุ่ม Reset	รูปที่ 4.5 (ค)	✓	เมื่อกดปุ่ม Reset เครื่องทำการเริ่มเก็บค่าใหม่
การแสดงค่า Pressure 1 และ Pressure 2	รูปที่ 4.5 (ง)	✓	สามารถแสดงค่า Pressure 1 และ Pressure 2 ได้
การแสดงค่า Diff Pressure และ Flow Rate	รูปที่ 4.5 (ง)	✓	สามารถแสดงค่า Diff Pressure และ Flow Rate ได้
การแสดงค่า Diff Time และ Volume	รูปที่ 4.5 (จ)	✓	สามารถแสดงค่า Diff Time และ Volume ได้

บทที่ 5

สรุปผลและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการจัดทำเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชัน

การออกแบบและสร้างเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชันมีฟังก์ชันการทำงานดังนี้

5.1.1 เครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชัน จากการศึกษาพบว่าสามารถออกแบบโดยใช้ Adafruit ICS33HW water resistant pressure sensor และใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์โมดูล M5stack M5stamp pico mate with pin headers

5.1.2 การทดสอบสามารถวัดอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาโดยผลการทดสอบแสดงให้เห็นว่าค่าที่ได้มีความเป็นเชิงเส้น (Fit Linear) และสามารถแสดงผลบนแอปพลิเคชัน โดยแสดงผลจากการหาค่าความแตกต่างของความดันที่จุดสองจุดได้อย่างถูกต้อง

5.2 อภิปรายผลการจัดทำโครงงาน

จากการออกแบบและสร้างเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชันมีประเด็นที่นำมาอธิบายโดยสรุปดังนี้

5.2.1 เครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชันยังเป็นการทดสอบในห้องปฏิบัติการ เนื่องจากสามารถควบคุมการไหลของอากาศให้คงที่ได้

5.2.2 แนวโน้มที่อ่านค่าได้เป็นไปตามการปล่อยอากาศจากตัวไปป์ไลน์ไปยังตัวเครื่อง โดยผ่านเครื่องมาตรฐาน (VT650 Gas Flow Analyzer) โดยค่าที่ได้ให้ผลลัพธ์ใกล้เคียงและเป็นไปตามจริง

5.2.3 การออกแบบการทดลอง ทำให้เฉพาะรูปแบบการเป่าลมเข้าไปใน BreatheMax[®] ยังไม่สามารถทดสอบในรูปแบบการสูบลมออกจาก BreatheMAX[®] ได้ เนื่องจากเครื่องมือมาตรฐาน VT360 Ventilator Tester มีความ Sensitive กับความชื้น

5.3 ข้อเสนอแนะ

5.3.1 ในการออกแบบเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชันอุปกรณ์ที่ใช้ในการออกแบบประกอบไปด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ 2 ชุด โดยออกแบบให้มีการเปิด-ปิดโดยใช้แบตเตอรี่ ซึ่งภายในอนาคตสามารถต่อยอดโดยการออกแบบให้ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ชุดเดียวและใช้แบตเตอรี่ในการทำงาน

5.3.2 การทดสอบในคลินิกเพื่อดูความพึงพอใจของผู้ใช้นั้นจำเป็นอย่างยิ่ง เมื่อเครื่องมือมีการพัฒนาและขอจริยธรรมแล้ว



บรรณานุกรม

- วิกิพีเดีย สารานุกรมเสรี. (2566ก). *ความดัน*. สืบค้น 29 สิงหาคม 2566, จาก <https://th.wikipedia.org/wiki/ความดัน>
- วิกิพีเดีย สารานุกรมเสรี. (2566ข). *ปณูพุทธพลังงานต่ำ*. สืบค้น 1 สิงหาคม 2566, จาก <https://th.wikipedia.org/wiki/ปณูพุทธพลังงานต่ำ>
- รึาแพน พรเทพเกษมสันต์. (2549). *กายวิภาคศาสตร์ และสรีรวิทยาของมนุษย์ : Human Anatomy and Physiology*. กรุงเทพฯ : ศิลปาบรรณาการ.
- Abuzairi, T., Irfan, A., & Basari. (2021). COVENT-Tester: A low-cost, open source ventilator tester. *HardwareX*, 9, e00196. <https://doi.org/10.1016/j.ohx.2021.e00196>
- Andrews, J., Jelley, N. A., & Jelley, N. (2022). *Energy Science: Principles, Technologies, and Impacts* (4th ed.). Oxford: Oxford University Press.
- Cengel, Y. A., & Cimbala, J. M. (2014). *Fluid mechanics: Fundamentals and applications* (3rd ed.). New York City : McGraw-Hill Education.
- Factomart Industrial Products Marketplace (2023). *ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับ Pressure ที่คุณไม่ควรพลาด* Retrieved August 1, 2023, from <https://mall.factomart.com/principle-pressure/>
- Jones, C., Kluayhomthong, S., Chaisuksant, S., & Khrisanapant, W. (2013). Breathing exercise using a new breathing device increases airway secretion clearance in mechanically ventilated patients. *Heart & Lung*, 42(3), 177-82. <https://doi.org/10.1016/j.hrtlng.2012.09>
- Kamriani, F., & Roy, K. (2016). *App Inventor 2 Essentials* (1st ed.). Birmingham: Packt Publishing.
- Kluayhomthong, S., Khrisanapant, W., Chaisuksant, S., & Jones, C. (2011). Effectiveness of a new breathing device “BreatheMAX®” to increase airway secretion clearance in patients with ventilatory dependence. *J Med Tech Phy Ther*, 23(1), 95–108.
- McCarren, B., Alison, J. A., & Herbert, R. D. (2006). Manual vibration increases expiratory flow rate via increased intrapleural pressure in healthy adults: an experimental study. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 52(4), 267–271. [https://doi.org/10.1016/s0004-9514\(06\)70006-x](https://doi.org/10.1016/s0004-9514(06)70006-x)

บรรณานุกรม (ต่อ)

- Phimphasak, C., Jones, C., & Jones, D. (2018). *Development of positive expiratory pressure device for exercising in COPD*. Retrieved April 30, 2023, from https://www.researchgate.net/publication/305852059_karphathnaxupkrnkxraengdanbwkb_aebhimsahrabkarxxkkalangkayniphupwyrokhpxdxudkanreuxrang_Development_of_positive_expiratory_pressure_device_for_exercising_in_COPD
- Pukdeechat, M., Phimphasak, C., & Jones, C. U. (2017). Breathing with a new positive expiratory pressure device during exercise increases exercise endurance in patients with chronic obstructive pulmonary disease: Preliminary study. *Thai Journal of Physical Therapy*, 39(3), 97-110
- Siepert, B. (2019). *Overview | Adafruit LPS33/LPS35 Water Resistant Pressure Sensor | Adafruit Learning System*. Retrieved Aug 8, 2023, from <https://learn.adafruit.com/lps35hw-water-resistant-pressure-sensor>
- Singh, A., Rehman, S. U., Yongchareon, S., & Chong, P. H. J. (2020). Modelling of chest wall motion for cardiorespiratory activity for Radar-Based NCVS systems. *Sensors*, 20(18), 5094. <https://doi.org/10.3390/s20185094>
- Tachatos, N., Steffen, N., Zander, M., Stankovic, N., Meboldt, M., Erb, T. O., Hammer, J., & Daners, M. S. (2022). Testing of pandemic ventilators under early and agile development. *Frontiers in Medical Technology*, 4. <https://doi.org/10.3389/fmedt.2022.899>
- Verhoeff, K., & Mitchell, J. R. (2017). Cardiopulmonary physiology: why the heart and lungs are inextricably linked. *Advances in Physiology Education*, 41(3), 348–353. <https://doi.org/10.1152/advan.00190.2016>
- Zhao, T. (2022). *m5stack/STAMP-PICO*. Retrieved April 30, 2023, from <https://github.com/m5stack/STAMP-PICO>



ภาคผนวก ก
การทำงานของเครื่อง

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

ชื่อเครื่อง

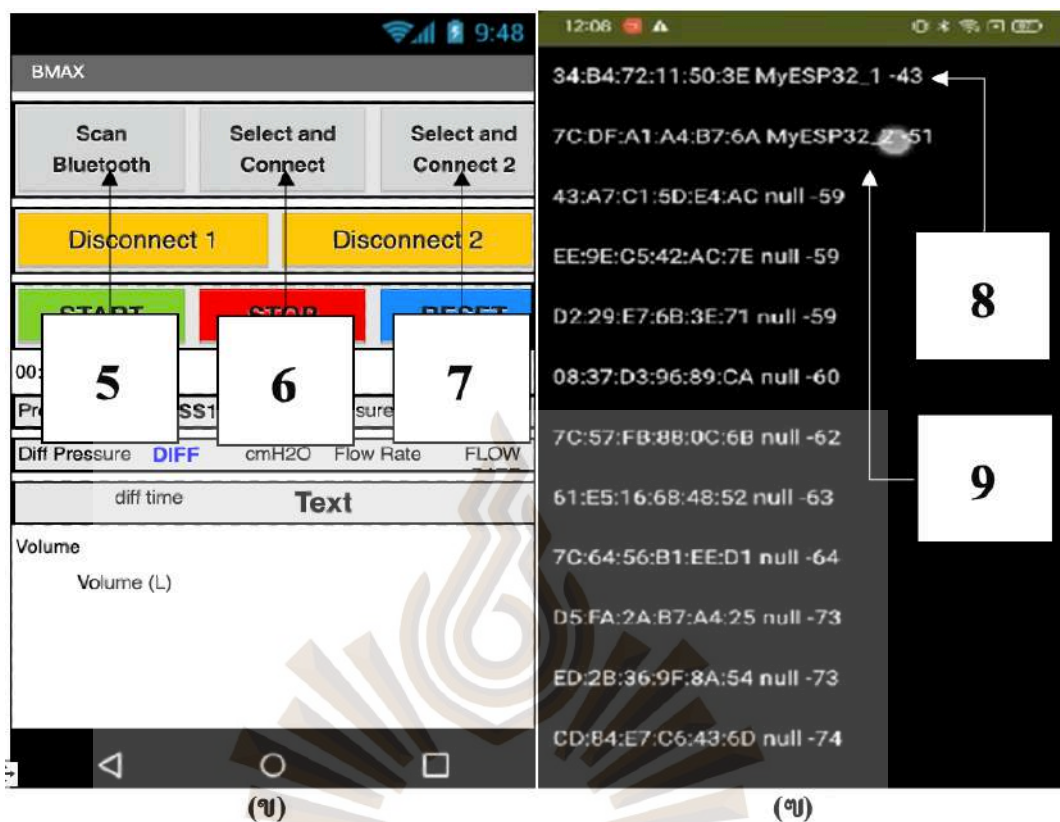
เครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์ BreatheMAX[®] ผ่าน
สมาร์ตโฟนแอปพลิเคชัน

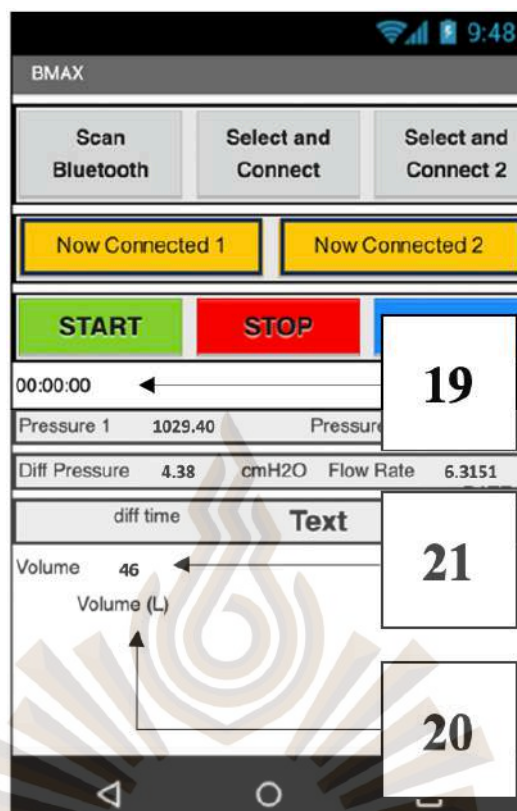
ส่วนประกอบของเครื่อง

ลักษณะเครื่องวัดค่าอัตราการไหลของอากาศ ปริมาตรของอากาศ และเวลาจากอุปกรณ์
BreatheMAX[®] ผ่านสมาร์ตโฟนแอปพลิเคชันดังรูปที่ 1



(ก) ลักษณะภาพรวมของอุปกรณ์ทั้งสองตัว





(ม)

จากรูปที่ 1 (ก) (ข) (ฃ) (ค) (ค) และ (ฅ) สามารถอธิบายได้ดังนี้

รูปที่ 1 ท่อช่วยหายใจ

รูปที่ 2 อุปกรณ์ ตัวที่ 1

รูปที่ 3 อุปกรณ์ ตัวที่ 2

รูปที่ 4 ชุดอุปกรณ์ฝึกหายใจ BreatheMAX®

รูปที่ 5 ปุ่มกด Scan เพื่อค้นหาบลูทูธ

รูปที่ 6 ปุ่มกด Select and Connect 1 เพื่อทำการเชื่อมต่ออุปกรณ์ตัวที่ 1

รูปที่ 7 ปุ่มกด Select and Connect 2 เพื่อทำการเชื่อมต่ออุปกรณ์ตัวที่ 2

รูปที่ 8 ช่องแสดงชื่ออุปกรณ์บลูทูธตัวที่ 1

รูปที่ 9 ช่องแสดงชื่ออุปกรณ์บลูทูธตัวที่ 2

รูปที่ 10 ช่องแสดงชื่อ Now Connected 1 เมื่ออุปกรณ์บลูทูธตัวที่ 1 ทำการเชื่อมต่อแล้ว

รูปที่ 11 ช่องแสดงชื่อ Now Connected 2 เมื่ออุปกรณ์บลูทูธตัวที่ 2 ทำการเชื่อมต่อแล้ว

รูปที่ 12 ปุ่มกด Start เพื่อเริ่มการเก็บค่า

รูปที่ 13 ปุ่มกด Stop เพื่อหยุดการเก็บค่า

รูปที่ 14 ปุ่มกด Reset เพื่อทำการรีเซ็ตค่า

รูปที่ 15 ช่องแสดงค่าความดันที่ได้จากอุปกรณ์ตัวที่ 1

รูปที่ 16 ช่องแสดงค่าความดันที่ได้จากอุปกรณ์ตัวที่ 2

รูปที่ 17 ช่องแสดงค่าความแตกต่างของความดันของอุปกรณ์ตัวที่ 1 และ 2

รูปที่ 18 ช่องแสดงค่า Flow Rate

รูปที่ 19 ช่องแสดงการจับเวลาเมื่อเริ่มทำการเก็บค่า

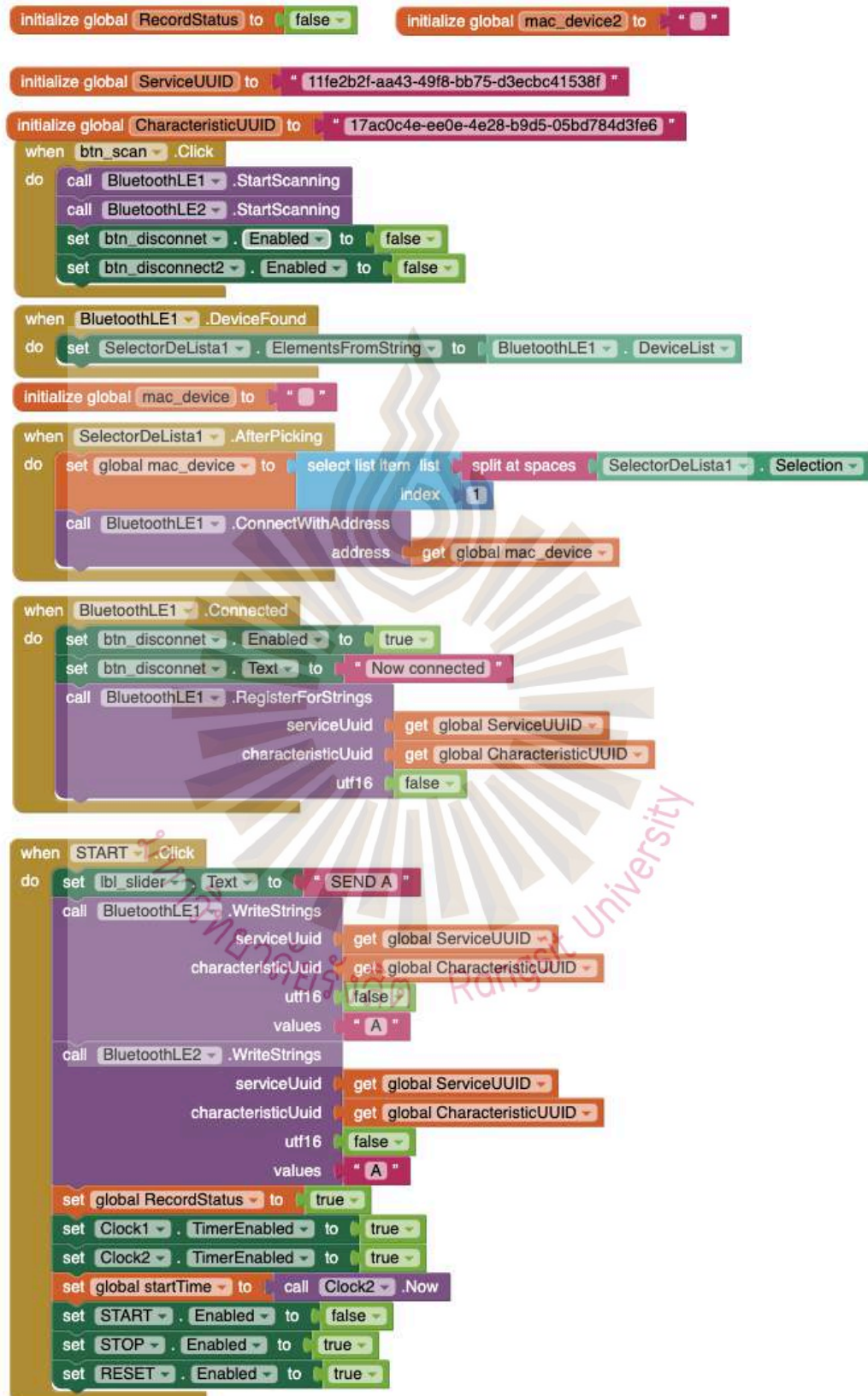
รูปที่ 20 ช่องแสดงค่า Volume ของความชื้นนั้นๆ

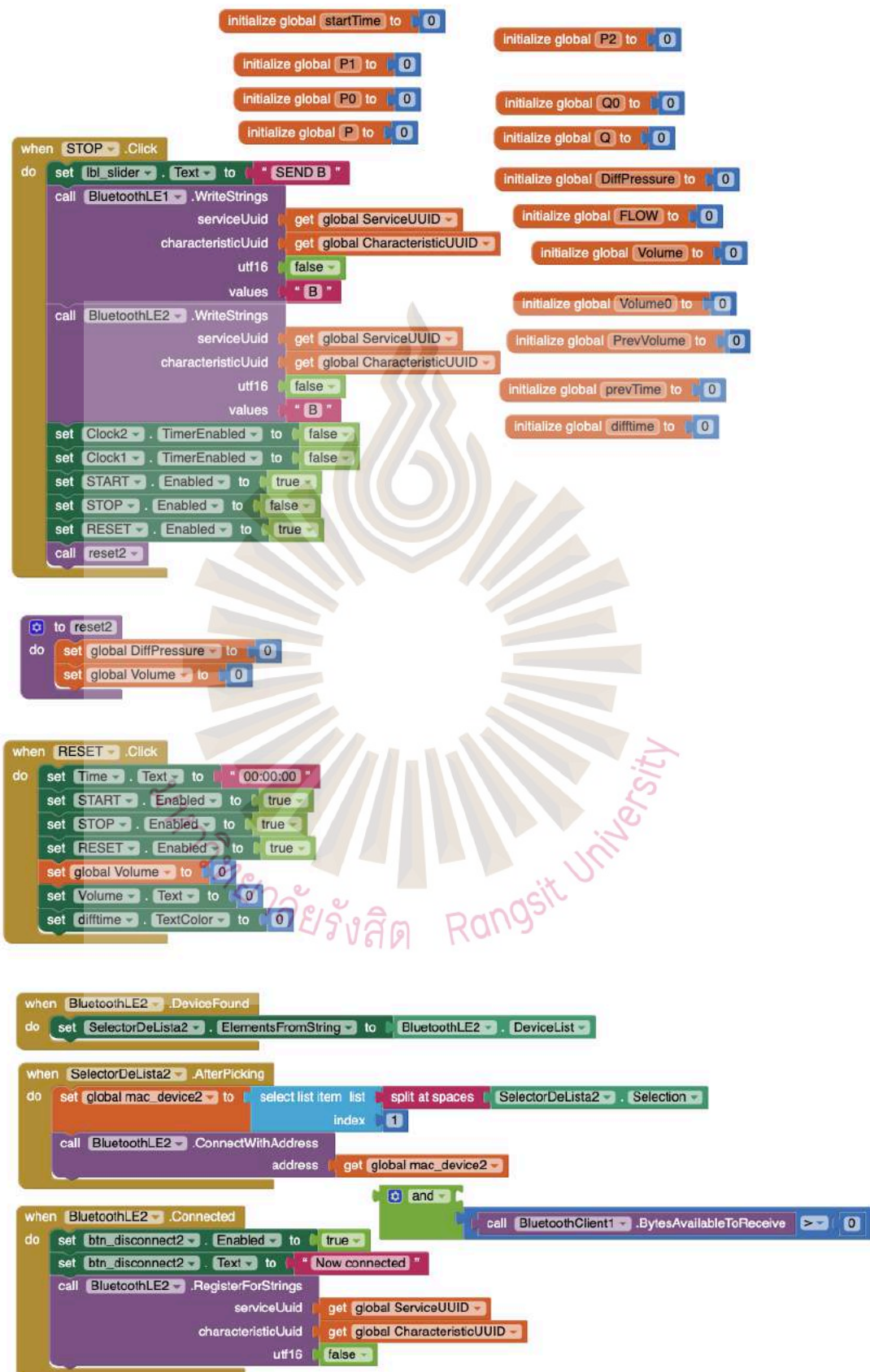
รูปที่ 21 ช่องแสดงค่า Volume รวมของการวัดครั้งนั้นๆ



ภาคผนวก ข
การออกแบบแอปพลิเคชัน








```

when BluetoothLE1.StringsReceived
  serviceUuid characteristicUuid stringValues
do
  set lbl_receive.Text to get stringValues
  set global P0 to select list item list split text get stringValues
  index at "()"
  set global P to select list item list split text get global P0
  index at "("
  set global P1 to get global P
  call procedure2

```

```

when BluetoothLE2.StringsReceived
  serviceUuid characteristicUuid stringValues
do
  set lbl_receive_2.Text to get stringValues
  set global Q0 to select list item list split text get stringValues
  index at "()"
  set global Q to select list item list split text get global Q0
  index at "("
  set global P2 to get global Q

```

```

when btn_disconnect.Click
do
  call BluetoothLE1.DisconnectWithAddress
  address get global mac_device
  set btn_disconnect.Enabled to false
  set btn_disconnect.Text to "Now disconnected"

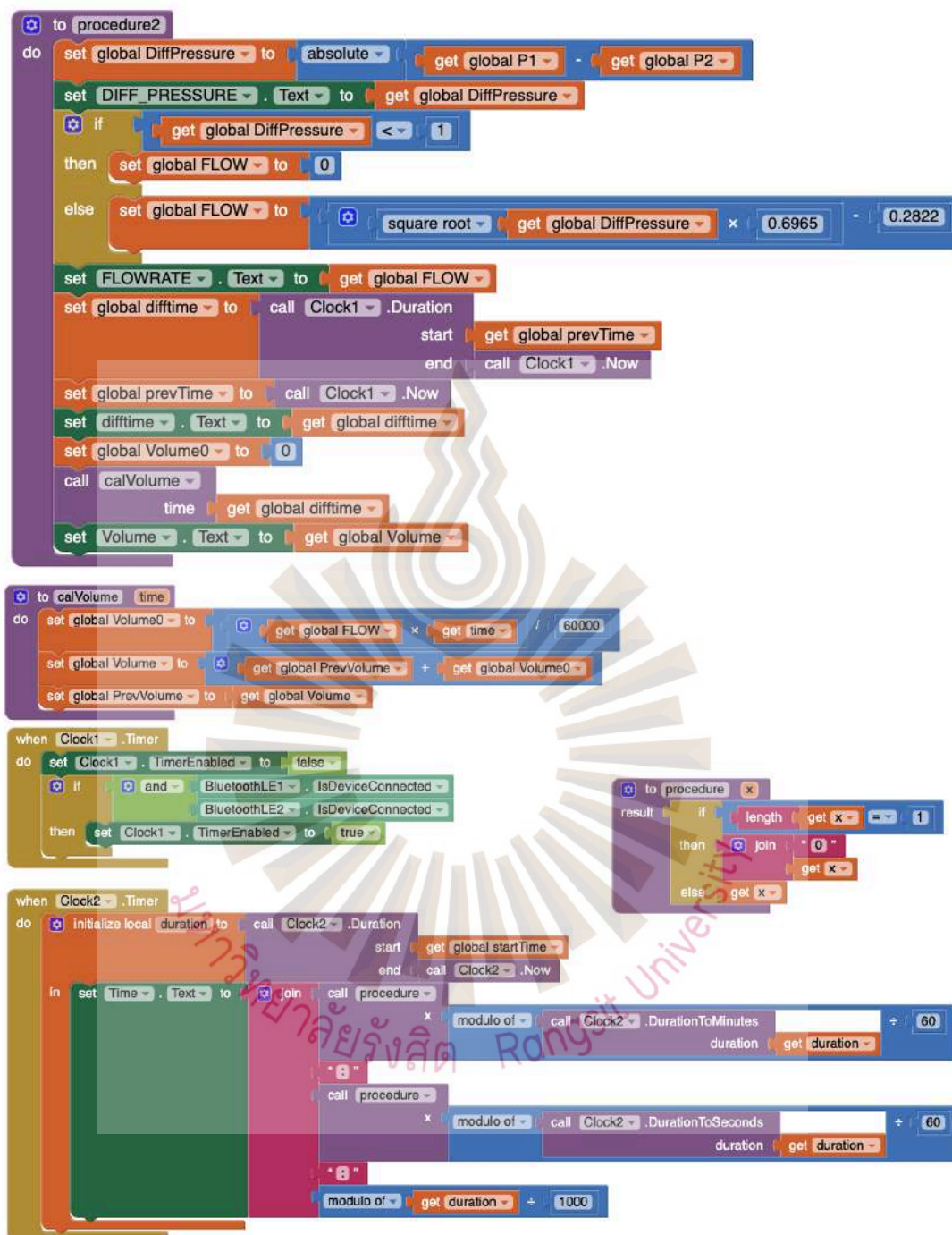
```

```

when btn_disconnect2.Click
do
  call BluetoothLE2.DisconnectWithAddress
  address get global mac_device2
  set btn_disconnect2.Enabled to false
  set btn_disconnect2.Text to "Now disconnected"

```

มหาวิทยาลัย Rangsit University



ประวัติผู้วิจัย

ชื่อ	อัสมา อัลซาคิต
วัน เดือน ปีเกิด	14 กรกฎาคม 2542
สถานที่เกิด	กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย
ประวัติการศึกษา	มหาวิทยาลัยรังสิต ปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชา วิศวกรรมชีวการแพทย์, 2564
ทุนการศึกษา	ทุนสนับสนุนการทำวิจัยบัณฑิตศึกษา มหาวิทยาลัยรังสิต
ที่อยู่ปัจจุบัน	บ้านเลขที่ 19 ถนนบึงขวาง ซอย 14 แขวงแสนแสบ เขตมีนบุรี กรุงเทพมหานคร 10510

