



รายงานฉบับสมบูรณ์

การออกแบบสร้างเครื่องสั่นสะเทือนปอดสำหรับ
การระบายเสมหะของผู้ป่วยเด็ก และผู้สูงอายุ

DESIGN CHEST VIBRATE INNOVATION FOR DRAINAGE SECRETION
OF PEDIATRIC PATIENT AND OLDER PERSON

ชื่อหัวหน้าโครงการ

ว่าที่ ร.ต.พิชิตพล โชติกุลนันท์

คณะผู้ร่วมโครงการ

นางสาวณฐมน สีธิแก้ว

วิทยาลัยวิศวกรรมชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยรังสิต

ได้รับทุนสนับสนุนกิจกรรมส่งเสริมและสนับสนุนการวิจัย

สถาบันวิจัย มหาวิทยาลัยรังสิต

เดือน กรกฎาคม ปี 2562 ที่ส่งรายงาน

ชื่อโครงการภาษาไทย	การออกแบบสร้างเครื่องสั่นสะเทือนปอดสำหรับ การระบายเสมหะของผู้ป่วยเด็ก และผู้สูงอายุ
ชื่อหัวหน้าโครงการ	ว่าที่ร้อยตรีพิชิตพล โชติกุลนันท์
คณะผู้ร่วมโครงการ	นางสาวณฐมน สีธิแก้ว
หน่วยงาน	วิทยาลัยชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยรังสิต
ปีที่ส่งรายงาน	2562

บทคัดย่อ

โครงการนี้มีวัตถุประสงค์ในการออกแบบและสร้างเครื่องสั่นสะเทือนปอด เพื่อใช้ในการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ โดยอาศัยหลักการของการหมุนของมอเตอร์ที่มีลูกเบี้ยวทำให้เกิดการสั่นสะเทือนและกำเนิดความถี่ ในย่าน 10-20 Hz ผลการจัดทำโครงการได้ออกแบบและสร้างเครื่องสั่นสะเทือนปอด สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบประกอบด้วยส่วนสำคัญ 4 ส่วนคือ 1) ส่วนของหัวส่งแรงใช้การสั่นสะเทือนทรวงอกสำหรับใช้กายภาพการระบายเสมหะ 2) ส่วนของการประมวลผล ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Uno R3 3) ส่วนแสดงผลโดยแอลซีดี และ 4) ส่วนควบคุมการขับมอเตอร์ ผลการทดสอบการทำงานพบว่าหัวสั่นสะเทือนสามารถสร้างความถี่ได้ตั้งแต่ 8-22 Hz และผลการทดสอบความปลอดภัยเป็นไปตามมาตรฐาน IEC 60601-1 ซึ่งตรงตามวัตถุประสงค์ในการออกแบบเครื่องสั่นสะเทือนปอดทุกประการ

คำสำคัญ เครื่องสั่นสะเทือนปอด, การระบายเสมหะ, ผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ

Title	DESIGN CHEST VIBRATE INNOVATION FOR DRAINAGE SECRETION OF PEDIATRIC PATIENT AND OLDER PERSON
Name of Head of Project	Acting Sub LT. Phichitphon Chotikunnan
Name of Co-ordinator	Miss Nathamon Seethikaew
Department	College of Biomedical Engineering, Rangsit University
Year	2019

ABSTRACT

The purpose of this project is to design and construction of mechanical chest precursor for using in phlegm drainage for patients with pneumonia based on the principle of motor rotation with cam causing vibration and frequency generator in the area of 10-20 Hz. Results of the project can design and construct a lung vibration machine that consists of 4 important parts: 1) the part of the transmission head uses the thoracic vibration for physical use Sputum drainage, 2) the part of processing using the Arduino Uno R3 microcontroller, 3) the display part using LCD and 4) the motor driver control. The results of functional testing showed that the vibration head can generate frequencies ranging from 8-22 Hz. The safety test results are in accordance with the IEC 60601- 1 standard which meets the objectives of the design of the mechanical chest precursor machine in all respects

Keywords Mechanical Chest Precursor, Phlegm drainage, Pneumonia patients

กิตติกรรมประกาศ

การจัดทำโครงการวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี เนื่องด้วยความอนุเคราะห์และคำแนะนำจากบุคคลหลายท่านดังต่อไปนี้ ขอขอบคุณผู้อุปการะทุนสนับสนุนงานวิจัยในครั้งนี้ และข้าพเจ้าขอขอบคุณ สถาบันวิจัย มหาวิทยาลัยรังสิต ที่ให้การสนับสนุนทุนในการทำวิจัยในครั้งนี้ ตลอดจนคณะกรรมการ ท่านผู้ทรงคุณวุฒิให้คำปรึกษา และคำแนะนำ เพื่อแนวทางแก้ไขปัญหาดังกล่าว ตลอดช่วงเวลาการทำวิจัย ตลอดจนทั้งคณาจารย์ และวิทยาลัยวิศวกรรมชีวการแพทย์ทุกท่าน และผู้ที่ให้สนับสนุนข้าพเจ้าขอขอบคุณที่ได้ช่วยเหลือให้คำปรึกษาตลอดจนแนวทางการทำวิจัยของโครงการนี้จนสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

คณะผู้จัดทำโครงการ



สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ข
กิตติกรรมประกาศ	ค
สารบัญ	ง
สารบัญตาราง	ช
สารบัญรูป	ญ
บทที่ 1	
บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์ของ โครงการงาน	2
1.3 สมมติฐานการทำโครงการงาน	3
1.4 กรอบแนวคิดการทำโครงการงาน	3
1.5 ขอบเขตของ โครงการงาน	4
1.6 ขั้นตอนการศึกษา	5
1.7 คำจำกัดความที่ใช้ในการศึกษา	6
บทที่ 2	
บททวนเอกสาร	7
2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	7
2.1.1 ทฤษฎีพื้นฐานทางการแพทย์	7
2.1.1.1 เสมหะ	7
2.1.1.2 วิธีจำกัดเสมหะด้วยการสะเทือน	8
2.1.1.3 ความถี่และแรงสั่นสะเทือน	8
2.1.1.4 อุปกรณ์ทางกายภาพทรวงอก	9
2.1.2 ทฤษฎีพื้นฐานทางอิเล็กทรอนิกส์	9
2.1.2.1 มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง	9

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.1.2.2 มอเตอร์สันสะเทือน	11
2.1.2.3 บอร์ดขับกระแสสำหรับมอเตอร์	12
ไฟฟ้ากระแสตรงแบบวงจร H- Bridge	
2.1.2.4 เซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว	13
บทที่ 3	
อุปกรณ์และวิธีการจัดทำโครงงาน	15
3.1 วัสดุและอุปกรณ์	15
3.2 วิธีการจัดทำโครงงาน	16
3.2.1 การออกแบบโครงสร้างหัวส่งแรง	17
3.2.2 การออกแบบส่วนควบคุม	18
3.2.2.1 การออกแบบมอเตอร์ไฟฟ้า	18
กระแสตรง โดยใช้ PWM	
3.2.2.2 การออกแบบเซ็นเซอร์ตรวจจับการ	19
เคลื่อนไหว	
3.2.2.3 การออกแบบปุ่มเลือกเพิ่ม/ลด	20
ความเร็วของมอเตอร์	
3.2.2.4 การออกแบบสวิตช์	21
3.2.3 การออกแบบส่วนประมวลผล	25
3.2.4 การออกแบบการแสดงผล	26
3.2.5 การออกแบบส่วนตัวกรองความถี่ต่ำ	27
3.3 วิธีการทดสอบโครงงาน	31
3.3.1 การทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง	31
3.3.1.1 การทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง	31
แบบสันต่อเนื่อง	
3.3.1.2 การทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง	32
แบบสันหยุด	
3.3.2 การทดสอบฟังก์ชันการทำงาน	32

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.3.2.1 การทดสอบปรับเพิ่ม-ลด ความเร็ว ของมอเตอร์	32
3.3.2.2 การทดสอบสวิตช์เริ่มการทำงานและ สวิตช์หยุดการทำงาน	33
3.3.2.3 การทดสอบสวิตช์ฟังก์ชันในการ สั้นสะพาน	33
3.3.3 การทดสอบความปลอดภัย	34
3.3.3.1 การทดสอบความปลอดภัยทางไฟฟ้า	34
3.3.3.2 การทดสอบระดับความดังของเสียง	34
บทที่ 4 ผลการจัดทำโครงการ	36
4.1 ผลการจัดทำโครงการ	36
4.2 ผลการทดสอบ โครงการ	37
4.2.1 การทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง	37
4.2.1.1 ผลการทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบสั้นต่อเนื่อง	37
4.2.1.2 ผลการทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบสั้นหยุด	54
4.2.2 การทดสอบฟังก์ชันการทำงาน	55
4.2.2.1 ผลการทดสอบปรับเพิ่ม-ลด ความเร็วของมอเตอร์	55
4.2.2.2 ผลการทดสอบสวิตช์เริ่มการทำงาน	55
4.2.2.3 ผลการทดสอบสวิตช์หยุดการ ทำงาน	55
4.2.2.4 ผลการทดสอบสวิตช์ฟังก์ชันในการ สั้นสะพาน	56
4.2.3 การทดสอบความปลอดภัย	56

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
4.2.3.1 ผลการทดสอบความปลอดภัยทางไฟฟ้า	56
4.2.3.2 ผลการทดสอบระดับความดังของเสียง	58
บทที่ 5	
สรุปและวิจารณ์ผลการจัดทำโครงการ	60
5.1 สรุปผลการจัดทำโครงการ	60
5.2 การอภิปรายผลการจัดทำโครงการ	60
5.3 วิจารณ์ผลการทำโครงการ	61
5.4 ข้อเสนอแนะ	61
บรรณานุกรม	62
ภาคผนวก	63
ภาคผนวก ก	63
คู่มือการใช้เครื่องสันสะเทือนปอดเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ	
ภาคผนวก ข	66
มาตรฐานทางด้านไฟฟ้าเกี่ยวกับเครื่องมือแพทย์ ตามมาตรฐาน IEC60601-1	
ประวัติผู้จัดทำโครงการ	69

สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
1.1	ตารางการดำเนินโครงการ	5
4.1	แสดงผลการทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบสันตอเนื่อง หัวส่งแรง แบบที่ 1 ในแกน X	38
4.2	แสดงผลการทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบสันตอเนื่อง หัวส่งแรง แบบที่ 1 ในแกน Y	40
4.3	แสดงผลการทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบสันตอเนื่อง หัวส่งแรง แบบที่ 1 ในแกน Z	42
4.4	แสดงผลการทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบสันตอเนื่อง หัวส่งแรง แบบที่ 1 ในแกน X, Y, Z	44
4.5	แสดงผลการทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบสันตอเนื่อง หัวส่งแรง แบบที่ 2 ในแกน X	46
4.6	แสดงผลการทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบสันตอเนื่อง หัวส่งแรง แบบที่ 2 ในแกน Y	48
4.7	แสดงผลการทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบสันตอเนื่อง หัวส่งแรง แบบที่ 2 ในแกน Z	50
4.8	แสดงผลการทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบสันตอเนื่อง หัวส่งแรง แบบที่ 2 ในแกน X, Y, Z	52
4.9	ผลการทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบหยุดสั้น	54
4.10	ผลการทดสอบการปรับเพิ่ม-ลด ความเร็วของมอเตอร์	55
4.11	ผลการทดสอบสวิตช์เริ่มการทำงาน	55
4.12	ผลการทดสอบสวิตช์หยุดการทำงาน	55
4.13	ผลการทดสอบสวิตช์ฟังก์ชันในการสั้นสะพาน	56
4.14	ผลการทดสอบหาค่าความต้านทานของสายกราวด์	57
4.15	ผลการทดสอบกระแสไฟฟ้ารั่วไหลของเครื่อง	57

สารบัญตาราง (ต่อ)

ตารางที่		หน้า
4.16	ผลการทดสอบระดับความดังของเสียง	58
4.17	แสดงผลค่าเฉลี่ยระดับความดังของเสียงสุทธิ	59



สารบัญรูป

รูปที่		หน้า
1.1	สมมติฐานการทำโครงการ	3
1.2	กรอบแนวคิดการทำโครงการ	3
2.1	เครื่องสั่นปอด ยี่ห้อ THRIVE	9
2.2	โครงสร้างของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง	10
2.3	หลักการทำงานของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง	11
2.4	มอเตอร์สั่นสะเทือน	11
2.5	ลักษณะของวงจร H-Bridge	12
2.6	การทำงานของวงจร H-Bridge	13
2.7	เซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว	13
2.8	ลักษณะขาของเซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว	14
2.9	แสดงค่าแต่ละแกนของเซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว	14
3.1	บล็อกไดอะแกรมการออกแบบและสร้างเครื่องสั่นสะเทือนปอด เพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ	17
3.2	การออกแบบหัวส่งแรง แบบที่ 1	17
3.3	การออกแบบหัวส่งแรง แบบที่ 2	18
3.4	การออกแบบการเชื่อมต่อมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงและมอเตอร์ สั่นสะเทือน	19
3.5	การออกแบบการเชื่อมต่อเซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว	20
3.6	การออกแบบการเชื่อมต่อปั๊มเพิ่ม/ลด ความเร็วของมอเตอร์	21
3.7	การออกแบบการเชื่อมต่อสวิตช์เปิด/ปิดเครื่อง	22
3.8	การออกแบบการเชื่อมต่อสวิตช์เริ่มการทำงาน	23
3.9	การออกแบบการเชื่อมต่อสวิตช์หยุดการทำงาน	24
3.10	การออกแบบการเชื่อมต่อสวิตช์ฟังก์ชันในการสั่นสะเทือน	25
3.11	แสดงบล็อกไดอะแกรมแสดงส่วนประมวลผลสัญญาณ	25
3.12	การออกแบบการเชื่อมต่อหน้าจอแสดงผล	26
3.13	แสดงการทำงานฟังก์ชันที่ 1 บนจอแอลซีดี	27

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่		หน้า
3.14	แสดงการทำงานฟังก์ชันที่ 2 บนจอแอลซีดี	27
3.15	ความถี่ผสมจากตัวเซนเซอร์วัดความการเคลื่อนไหว	28
3.16	แสดงการกำหนดค่าพารามิเตอร์ในการออกแบบ Low Pass Filter	28
3.17	การกรองความถี่ต่ำที่อยู่ในช่วง 8-22 Hz	29
3.18	แผนภาพแสดงการทำงานตามเงื่อนไขของโปรแกรมในส่วน ประมวลผลสัญญาณ	30
4.1	การออกแบบและสร้างเครื่องสันสะเทือนปอดเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ	36
4.2	ลักษณะของส่วนควบคุมและชุดแหล่งจ่ายไฟ	36
4.3	กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับมอเตอร์กับค่า ความโน้มถ่วงที่เกิดขึ้นในตัวระบบของการสั่งงานการสันต่อเนื่องหัว ส่งแรง แบบที่ 1 ในแกน X	39
4.4	กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับมอเตอร์ค่า ความโน้มถ่วงที่มีความถี่ 8 - 22 Hz อยู่ในแรงโน้มถ่วงทั้งหมด	39
4.5	กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับมอเตอร์กับค่า ความโน้มถ่วงที่เกิดขึ้นในตัวระบบของการสั่งงานการสันต่อเนื่องหัว ส่งแรง แบบที่ 1 ในแกน Y	41
4.6	กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับมอเตอร์ค่า ความโน้มถ่วงที่มีความถี่ 8 - 22 Hz อยู่ในแรงโน้มถ่วงทั้งหมด	41
4.7	กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับมอเตอร์กับค่า ความโน้มถ่วงที่เกิดขึ้นในตัวระบบของการสั่งงานการสันต่อเนื่องหัว ส่งแรง แบบที่ 1 ในแกน Z	43
4.8	กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับมอเตอร์ค่า ความโน้มถ่วงที่มีความถี่ 8 - 22 Hz อยู่ในแรงโน้มถ่วงทั้งหมด	43
4.9	กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับมอเตอร์กับค่า ความโน้มถ่วงที่เกิดขึ้นในตัวระบบของการสั่งงานการสันต่อเนื่องหัว ส่งแรง แบบที่ 1 ในแกน X, Y, Z	45

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่		หน้า
4.10	กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับเคลื่อนมอเตอร์ค่า ความโน้มถ่วงที่มีความถี่ 8 - 22 Hz อยู่ในแรงโน้มถ่วงทั้งหมด	45
4.11	กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับเคลื่อนมอเตอร์กับค่า ความโน้มถ่วงที่เกิดขึ้นในตัวระบบของการส่งงานการสั่นต่อเนื่องหัว ส่งแรง แบบที่ 2 ในแกน X	47
4.12	กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับเคลื่อนมอเตอร์ค่า ความโน้มถ่วงที่มีความถี่ 8 - 22 Hz อยู่ในแรงโน้มถ่วงทั้งหมด	47
4.13	กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับเคลื่อนมอเตอร์กับค่า ความโน้มถ่วงที่เกิดขึ้นในตัวระบบของการส่งงานการสั่นต่อเนื่องหัว ส่งแรง แบบที่ 2 ในแกน Y	49
4.14	กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับเคลื่อนมอเตอร์ค่า ความโน้มถ่วงที่มีความถี่ 8 - 22 Hz อยู่ในแรงโน้มถ่วงทั้งหมด	49
4.15	กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับเคลื่อนมอเตอร์กับค่า ความโน้มถ่วงที่เกิดขึ้นในตัวระบบของการส่งงานการสั่นต่อเนื่องหัว ส่งแรง แบบที่ 2 ในแกน Z	51
4.16	กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับเคลื่อนมอเตอร์ค่า ความโน้มถ่วงที่มีความถี่ 8 - 22 Hz อยู่ในแรงโน้มถ่วงทั้งหมด	51
4.17	กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับเคลื่อนมอเตอร์กับค่า ความโน้มถ่วงที่เกิดขึ้นในตัวระบบของการส่งงานการสั่นต่อเนื่องหัว ส่งแรง แบบที่ 2 ในแกน XX, Y, Z	53
4.18	กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับเคลื่อนมอเตอร์ค่า ความโน้มถ่วงที่มีความถี่ 8 - 22 Hz อยู่ในแรงโน้มถ่วงทั้งหมด	53

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

โรคติดเชื้อระบบทางเดินหายใจเป็นโรคที่พบได้ตั้งแต่เด็กแรกเกิดจนถึงผู้สูงอายุจัดเป็นภาวะร้ายแรงจนถึงขั้นเสียชีวิตมากที่สุดในแต่ละปี ผู้ป่วยติดเชื้อระบบทางเดินหายใจโดยพบมากในวัยเด็กเล็กอายุ 0-4 ปี และผู้สูงอายุ 65 ปีขึ้นไป (สำนักโรคระบาดวิทยา กรมควบคุมโรค กระทรวงสาธารณสุข, 2558) มีการอุดกั้นทางเดินหายใจด้วยเสมหะอาจเกิดได้จากหลายสาเหตุ ได้แก่ การติดเชื้อแบคทีเรีย เชื้อไวรัส เชื้อรา พยาธิ สารเคมี ที่อยู่ในเสมหะในทางเดินหายใจส่วนต้นแล้วแพร่เข้าสู่ถุงลมปอด ซึ่งทำให้ภายในถุงลมปอด เนื้อปอด หลอมกลม จะมีการอักเสบและมีการสร้างเสมหะเพิ่มมากขึ้น ความต้านทานในปอดเพิ่มขึ้น ความยืดหยุ่นลดลง เกิดภาวะบวมพร่องในการแลกเปลี่ยนก๊าซระหว่างถุงลมกับหลอดเลือด ทำให้ความสามารถในการทำงานของทางเดินหายใจลดลง การดูแลผู้ป่วยเด็กโรคติดเชื้อระบบทางเดินหายใจที่มีการอุดกั้นทางเดินหายใจด้วยเสมหะ หากได้รับการดูแลรักษาที่ล่าช้าอาจนำไปสู่ภาวะหายใจล้มเหลว

ผู้ป่วยโรคติดเชื้อระบบทางเดินหายใจมักจะมีปัญหาการระบายอากาศและการแลกเปลี่ยนแก๊สในปอดจะทำให้ประสิทธิภาพการพัดโบกของขน Cilia ในการระบายเสมหะลดลง เนื่องจากการบาดเจ็บของทางเดินอากาศ เกิดการค้างค้ำของเสมหะในปอดหรือทางเดินหายใจ เป็นปัจจัยที่ทำให้เกิดการอุดกั้นทางเดินหายใจและเกิดการอักเสบและติดเชื้อ ตลอดจนเกิดภาวะปอดแฟบ โดยเฉพาะในผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดช่องท้อง หรือช่องอกและผู้ป่วยที่ไว้สติต้องใส่ท่อร่วมกับเครื่องช่วยหายใจ เครื่องเป่าระวางชนิดต่าง ๆ การดูแลซึ่งมักจะไม่สามารถเคลื่อนไหวตัว เนื่องจากเจ็บแผลผ่าตัด หรือไม่สะดวกที่จะเคลื่อนไหว มักจะเกิดผลแทรกซ้อนทางระบบหายใจต่าง ๆ

การดูแลผู้ป่วยโดยพยายามให้เคลื่อนไหว (Active Movement) ของแขนขา และทรวงอกทันทีภายหลังผ่าตัดก็เป็นอีกวิธีหนึ่งที่จะลดปัญหาแทรกซ้อนดังกล่าว ภายใต้อาการบำบัดทางทรวงอกเป็น ขบวนการหนึ่งซึ่งสามารถจัดหรือป้องกันผลแทรกซ้อนดังกล่าวต่าง ๆ ได้ เช่น การจัดทำเพื่อ

ระบายเสมหะ การเคาะปอด การสั่นสะเทือนปอด การฝึกหายใจ การฝึกไออย่างมีประสิทธิภาพ และการออกกำลังกายเพื่อการรักษา เพื่อช่วยเพิ่มการระบายเสมหะและลดการติดเชื้อของปอดลดการติดเชื้อในปอด อีกทั้งสามารถลดการเสื่อมสมรรถภาพของปอดได้อีกด้วย อย่างไรก็ตามพบว่าการเคาะปอดและการไอ เป็นกลไกการป้องกันของระบบทางเดินหายใจที่มีประสิทธิภาพมากและยังมีข้อจำกัดของผู้ปฏิบัติ เช่น ผู้ป่วยที่ได้รับการใส่ท่อช่วยหายใจ ผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดช่องท้องหรือช่องอก มักจะเกิดการอ่อนแรงและเจ็บแผล การไอไม่มีประสิทธิภาพเพียงพอที่จะขจัดเสมหะและสิ่งแปลกปลอมออกจากทางเดินหายใจและการออกแรงเคาะของนักกายภาพอาจไม่คงที่ เคาะนานจนเกินไปหรือออกแรงมากเกินไปจะทำให้เกิดการบอบช้ำบริเวณทรวงอกได้

ดังนั้น ผู้จัดทำจึงได้พัฒนานวัตกรรมเครื่องสั่นสะเทือนปอดที่มีมาตรฐานของหลักการดูแลผู้ป่วยที่มีเสมหะคั่งค้าง เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการระบายเสมหะและช่วยป้องกันการเกิดภาวะหายใจล้มเหลว รวมทั้งป้องกันภาวะแทรกซ้อนที่อาจส่งผลกระทบต่อสุขภาพในระยะยาวอีกด้วย และมีราคาต้นทุนต่ำต่อไปในอนาคต

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ

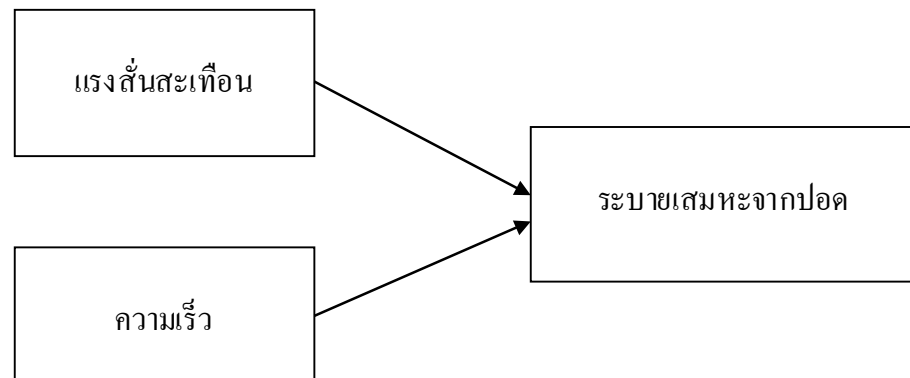
1.2.1 เพื่อศึกษาและพัฒนาเครื่องสั่นสะเทือนปอดเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ

1.2.2 เพื่อศึกษาและพัฒนา โครงสร้างในการสร้างแรงสั่นสะเทือนของเครื่องสั่นสะเทือนปอด

1.2.3 เพื่อศึกษาการควบคุม โดยใช้หัวใจรับแรงส่งเพื่อปรับเปลี่ยนแรงในระหว่างการสั่นสะเทือนของเครื่องสั่นสะเทือนปอด

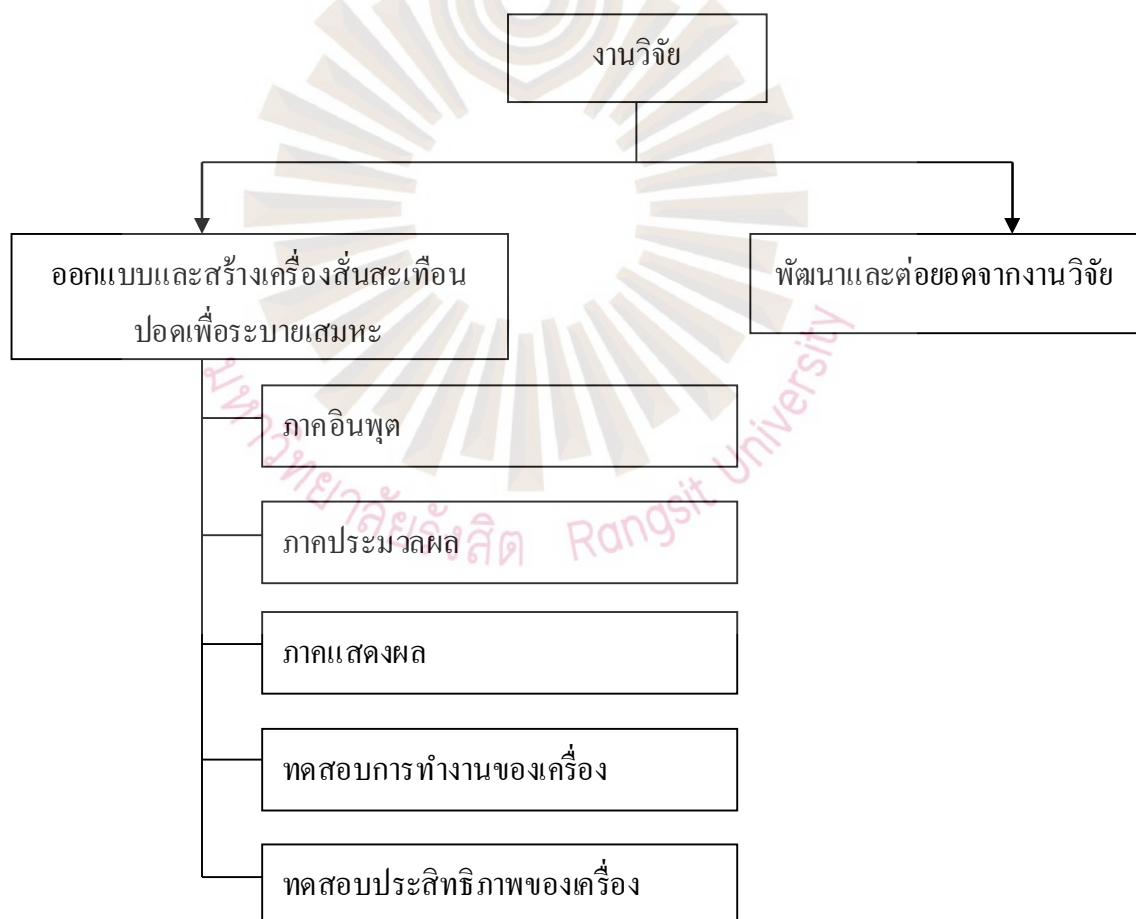
1.3 สมมติฐานการทำโครงการ

เครื่องสั่นสะเทือนปอดเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ โดยมีตัวแปรต้นและตัวแปรตาม ดังนี้



รูปที่ 1.1 สมมติฐานการทำโครงการ

1.4 กรอบแนวคิดการทำงานโครงการ



รูปที่ 1.2 กรอบแนวคิดการทำงานโครงการ

1.5 ขอบเขตของโครงการ

1.5.1 ออกแบบและสร้างเครื่องต้นสะท้อนปอดเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ





1.5.2 ออกแบบระบบสั่นไหวโดยใช้มอเตอร์

1.5.3 ระบบสามารถตรวจจับความถี่และแรงสั่นสะท้อนได้ โดยใช้ Sensor วัดแรง

1.5.4 ระบบแหล่งจ่ายไฟฟ้า สามารถใช้งานได้ทั้งไฟฟ้ากระแสสลับและไฟฟ้ากระแสตรงจากแบตเตอรี่



1.6 แผนการดำเนินงานตลอดโครงการ

กิจกรรม และ ผลงานที่คาดว่าจะสำเร็จ	งวดที่ 1 (เดือนที่ 1-3)	งวดที่ 2 (เดือนที่ 4-6)	งวดที่ 3 (เดือนที่ 7-9)	งวดที่ 4 (เดือนที่ 10-12)	ผู้รับผิดชอบ
1. ศึกษาเก็บข้อมูลปัญหาในการใช้ เครื่องสันสะเทือนปอดสำหรับการ การระบายเสมหะสำหรับผู้ป่วยเด็ก					พิชิตพล, ณัฐมน
2. ออกแบบชิ้นงานเครื่องสันสะเทือน ปอดสำหรับการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยเด็ก					
3. ออกแบบ โปรแกรมควบคุม ออกแบบวงจรไฟฟ้าควบคุมระบบ					พิชิตพล, ณัฐมน
4. ดำเนินการหาแหล่งจัดซื้ออุปกรณ์ ประกอบชิ้นงาน					
5. ดำเนินการประกอบชิ้นงานและทำ การทดสอบการใช้งานในเบื้องต้น					พิชิตพล, ณัฐมน
6. สรุปผลการดำเนินงานออกแบบ เครื่องสันสะเทือนปอดสำหรับการ การระบายเสมหะสำหรับผู้ป่วยเด็ก					พิชิตพล, ณัฐมน

1.7 คำจำกัดความที่ใช้ในการศึกษา

การสั่นสะเทือนปอด (Vibration) เป็นการออกแรงกดและแรงสั่นสะเทือนเพื่อให้เกิดการส่งผ่านแรงสั่นสะเทือนบนทรวงอกไปยังปอด จะช่วยระบายเสมหะที่ติดอยู่ตามผนังหลอดลมเล็ก ถุงลมปอด จะใช้ร่วมกับท่าระบายเสมหะเพื่อขจัดเสมหะได้ผลดียิ่งขึ้น

โรคปอดอักเสบ (Pneumonitis) คือ มีการอุดกั้นทางเดินหายใจด้วยเสมหะอาจเกิดได้จากหลายสาเหตุ ได้แก่ การติดเชื้อแบคทีเรีย เชื้อไวรัส เชื้อรา พยาธิ สารเคมี ที่ปะปนในเสมหะของระบบทางเดินหายใจส่วนต้นแล้วแพร่เข้าสู่ถุงลมปอดซึ่งทำให้ภายในถุงลมปอด เนื้อปอด หลอมรวม จะมีการอักเสบและมีการสร้างเสมหะเพิ่มมากขึ้น ความต้านทานในปอดเพิ่มขึ้น ความยืดหยุ่นลดลง เกิดภาวะบวมพร่องในการแลกเปลี่ยนก๊าซระหว่างถุงลมกับหลอดเลือด ทำให้ความสามารถในการทำงานของทางเดินหายใจลดลง หากได้รับการดูแลรักษาที่ล่าช้าอาจนำไปสู่ภาวะหายใจล้มเหลวจนถึงขั้นเสียชีวิตได้

หัวส่งแรง คือ ส่วนที่ออกแบบเพื่อ ให้มอเตอร์ขับเคลื่อนเบี่ยงเกิดการสั่นสะเทือน

บทที่ 2

ทบทวนเอกสาร

ในบทนี้เป็นการทบทวนเอกสารที่เกี่ยวข้องกับการทำโครงการเรื่องการออกแบบและสร้างเครื่องต้นแบบเพื่อป้องกันการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ โดยมีรายละเอียดดังนี้

2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1.1 ทฤษฎีพื้นฐานทางการแพทย์

2.1.1.1 เสมหะ

เสมหะ คือ สารคัดหลั่งที่ร่างกายสร้างขึ้นมาจากต่อมสร้างสารคัดหลั่ง มีลักษณะเหลวใส ถ้าออกผ่านทางจมูกจะเรียกว่า น้ำมูก ถ้าออกผ่านทางปากเรียกว่า เสมหะ ซึ่งอยู่ในเยื่อทางเดินหายใจจะมีต่อมสร้างเสมหะอยู่ที่จมูก ไซนัส โปรงหลังจมูก ช่องปาก ช่องคอ กล่องเสียง หลอดลมและปอด ทำหน้าที่ป้องกันอวัยวะภายใต้เยื่อจากสารพิษหรือสารระคายเคืองต่าง ๆ

เมื่อร่างกายมีการสัมผัสกับสารเคมีหรือสารระคายเคืองจากสิ่งแวดล้อมในบรรยากาศ โดยได้รับเชื้อโรคผ่านทางระบบทางเดินหายใจมาก ๆ เชื้อโรคจะแพร่กระจายในทางเดินหายใจส่วนต้นแล้วเข้าสู่ถุงลมปอดจะเกิดการระคายเคืองและเกิดการเสมหะที่คั่งค้างในปอดหรือทางเดินหายใจมากกว่าปกติ ทำให้ปอดไม่สามารถแลกเปลี่ยนก๊าซได้ตามปกติ ความต้านทานในปอดเพิ่มขึ้น ความยืดหยุ่นลดลง เกิดภาวะบกพร่องในการแลกเปลี่ยนก๊าซระหว่างถุงลมกับหลอดเลือด จึงเป็นปัจจัยที่ทำให้เกิดการอุดตันทางเดินหายใจ เกิดการอักเสบและติดเชื้อ ตลอดจนเกิดโรคปอดอักเสบ อาจเป็นอันตรายถึงชีวิตหรือเกิดภาวะแทรกซ้อนที่รุนแรง

2.1.1.2 วิธีการกำจัดเสมหะด้วยการสั่นสะเทือน

การสั่นสะเทือน เป็นวิธีการที่กระทำลงบนผนังทรวงอก โดยการออกแรงกดและตามด้วยการแรงสั่นสะเทือนบนทรวงอก เพื่อให้เกิดการส่งผ่านแรงสั่นสะเทือนส่งผลทำให้เกิดการไหลระบายของเสมหะจากหลอดลมเล็กและถุงลมปอดมาที่หลอดลมใหญ่ จะทำในช่วงหายใจออกเท่านั้นและการสั่นสะเทือนจะสั่นติดต่อกัน 5-7 ครั้ง ใน 3-5 นาที ทั้งนี้ขึ้นกับสภาพความแข็งแรงของผู้ป่วยและสลับกับการจัดทำระบายเสมหะ เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการไหลระบายของเสมหะ

2.1.1.3 ความถี่และแรงสั่นสะเทือนปอด

ความถี่และแรงสั่นสะเทือนปอด ที่นักกายภาพบำบัดใช้ในการระบายเสมหะจากปอด ทำให้เกิดการส่งผ่านแรงสั่นสะเทือน เพื่อขับเสมหะและสิ่งแปลกปลอมออกจากทางเดินหายใจ โดยแรงสั่นสะเทือนที่เกิดจากเครื่องสั่นสะเทือนปอดจะมีความถี่ในช่วง 8 - 20 Hz การศึกษาพบว่าประสิทธิภาพในการระบายของเสมหะขึ้นกับความถี่ (Frequency Dependent) ความถี่ที่พบว่ามีประสิทธิภาพในการระบายเสมหะสูงสุดคือ 10-15 Hz หรือ 10-20 Hz และความถี่ที่ 13 Hz เป็นความถี่ที่มีประสิทธิภาพสูงสุด ในการเพิ่มการขับเคลื่อนเสมหะ การที่แรงสั่นที่ความถี่เหมาะสมดังกล่าวมีผลเพิ่มการไหลระบายของเสมหะ นั้นอาจเกิดจากความถี่ในการสั่นซึ่งเฉลี่ยที่ 12 Hz มีความใกล้เคียงความถี่ธรรมชาติในการพัดโบกของขนซีเลีย 12-15 Hz ที่ผนังเยื่อทางเดินหายใจ จึงอาจเพิ่มประสิทธิภาพการพัดโบกของขนซีเลีย นอกจากนั้นอาจมีผลต่อการลักษณะภายใน หรือการไหล (Rheology) ของเสมหะ โดยอาจทำให้เกิดการสลายการเกาะเกี่ยวพันกันของโมเลกุลของเสมหะ (Time-Dependence Crosslink) ระหว่างโมเลกุลของเสมหะ อาจส่งผลให้เสมหะลดลงได้

2.1.1.4 อุปกรณ์สั่นสะเทือนปอดที่มีขายในเชิงพาณิชย์



รูปที่ 2.1 เครื่องสั่นปอด ยี่ห้อ THRIVE

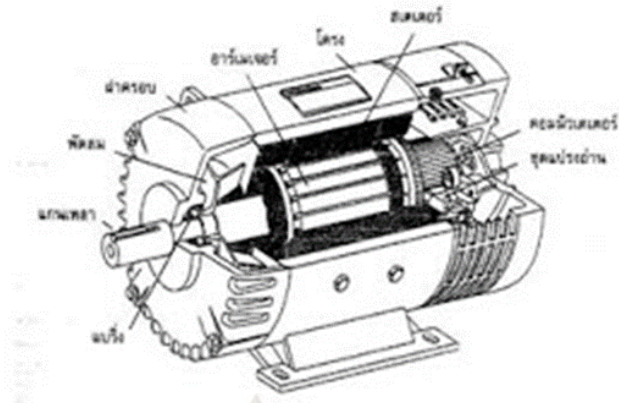
(ที่มา: <http://vetchapan.com/images/stories/virtuemart/product/BD4-015%20Spec%20Chest%20Vibrator6.jpg>)

เครื่องสั่นปอด ยี่ห้อ THRIVE เป็นเครื่องสั่นสะเทือนแบบต่อเนื่อง ที่ควบคุมการทำงานด้วยมอเตอร์ เหมาะสำหรับการใช้ในโรงพยาบาลและใช้ในบ้าน มีความจำเป็นต่อการระบายเสมหะสำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบดังรูปที่ 2.1

2.1.2 ทฤษฎีพื้นฐานทางอิเล็กทรอนิกส์

2.1.2.1 มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง

มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง เป็นเครื่องกลไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลงจากพลังงานไฟฟ้าเป็นพลังงานเชิงกล เพื่อให้เกิดการหมุน



รูปที่ 2.2 โครงสร้างของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง
(ที่มา: <https://sites.google.com/site/mxtexrmotor/>)

จากรูปที่ 2.2 หลักการทำงานของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง เมื่อเป็นแรงดันกระแสไฟฟ้าตรงเข้าไปในมอเตอร์ ส่วนหนึ่งจะแปร่งผ่านคอมมิวเตเตอร์เข้าไปในขดลวดอาร์มาเจอร์สร้างสนามแม่เหล็กขึ้น และกระแสไฟฟ้าอีกส่วนหนึ่งจะไหลเข้าไปในขดลวดสนามแม่เหล็ก (Field Coil) สร้างขั้วเหนือ-ใต้ขึ้น จะเกิดสนามแม่เหล็ก 2 สนาม ในขณะเดียวกันตามคุณสมบัติของเส้นแรงแม่เหล็ก จะไม่ตัดกันทิศทางตรงข้ามจะหักล้างกัน และทิศทางเดียวจะเสริมแรงกัน ทำให้เกิดแรงบิดในดิวอาร์มาเจอร์ ซึ่งวางแกนเพลลาและแกนเพลลานี้ สวมอยู่กับตลับลูกปืนของมอเตอร์ ทำให้อาร์มาเจอร์นี้หมุนได้ ขณะที่ดิวอาร์มาเจอร์ทำหน้าที่หมุนได้นี้เรียกว่า โรเตอร์ (Rotor) ซึ่งหมายความว่าตัวหมุน การที่อำนาจเส้นแรงแม่เหล็กทั้งสองมีปฏิริยาต่อกัน ทำให้ขดลวดอาร์มาเจอร์ หรือ โรเตอร์หมุนไปนั้นเป็นไปตามกฎมือซ้ายของเฟลมมิ่ง (Fleming's left Hand Rule) ดังสมการที่ 2.1

$$F = BIL \sin\theta \quad (2.1)$$

โดยที่

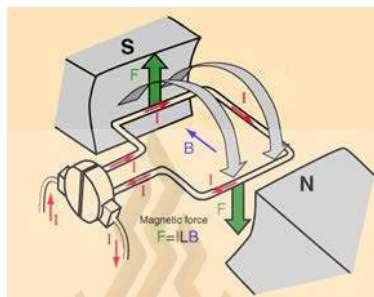
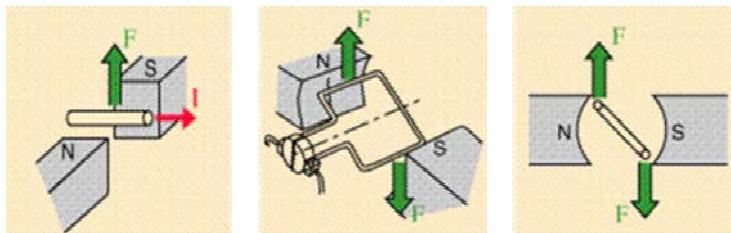
F = แรงที่เกิดขึ้นบนตัวนำหนึ่งตัว หน่วย N

B = ความหนาแน่นสนามแม่เหล็ก หน่วย Wb/m^2

I = กระแสที่ไหลในตัวนำ หน่วย A

L = ความยาวของตัวนำ หน่วย m

θ = มุมระหว่างทิศของกระแสไฟฟ้ากับสนามแม่เหล็ก



รูปที่ 2.3 หลักการทำงานของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง

(ที่มา: <http://www.rmutphysics.com/charud/scibook/electric4/topweek9.htm>)

2.1.2.2 มอเตอร์สั่นสะเทือน

มอเตอร์สั่นสะเทือน เป็นอุปกรณ์ไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลงจากพลังงานไฟฟ้าเป็นพลังงานเชิงกล เพื่อให้เกิดการหมุนและมีลูกเบี้ยวติดที่แกนของมอเตอร์เพื่อก่อให้เกิดการสั่นสะเทือน โดยใช้หลักของแรงเหวี่ยงวงรีศูนย์กลาง แรงเหวี่ยงเกิดจากการหมุนของลูกเบี้ยว มีขนาดเล็ก เหมาะสำหรับการใช้งานกับงานในการสั่นสะเทือนดังรูปที่ 2.4

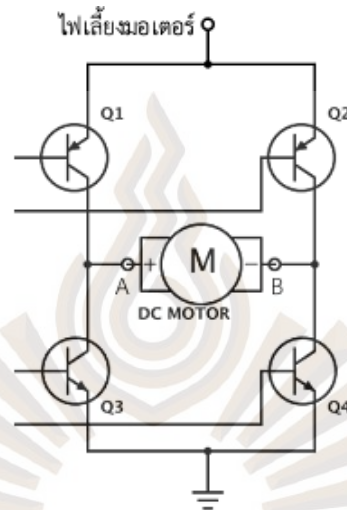


รูปที่ 2.4 มอเตอร์สั่นสะเทือน

(ที่มา: <https://nfpsshop.com/product/24mm-vibration-motor-type-model-nfp-324-002-12v-dc>)

2.1.2.3 บอร์ดขับเคลื่อนสำหรับมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง แบบวงจร H-Bridge

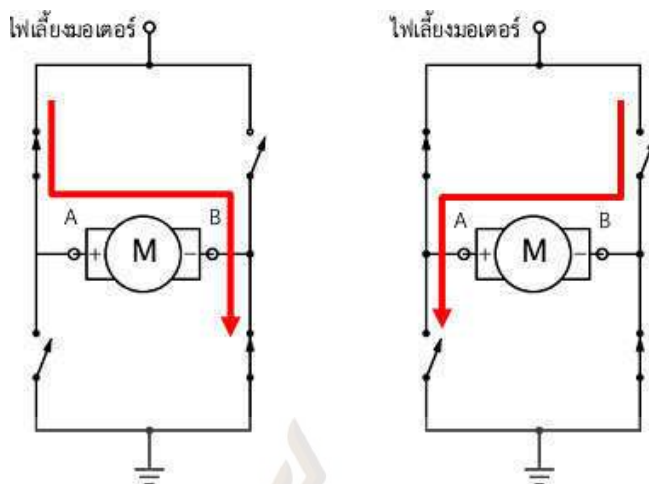
H-Bridge เป็นวงจรไฟฟ้าที่ใช้ในการเปลี่ยนขั้วในการจ่ายแรงดันไฟฟ้าเข้าสู่ โหลด (Load) โดยมักจะใช้ในการออกแบบหุ่นยนต์และงานประยุกต์อื่น ๆ เช่น การขับมอเตอร์ให้ หมุนทวนเข็มนาฬิกาตามเข็มนาฬิกา ดังรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 ลักษณะของวงจร H-Bridge

(ที่มา: <http://aimagin.com/blog/motor/?lang=th>)

หลักการทํางานวงจร H-Bridge ประกอบด้วยทรานซิสเตอร์หรือมอดเฟส โดยทำหน้าที่เป็นสวิตช์เปิดปิด จำนวน 4 ชุด (Q1-Q4) โดยต่อกับ DC Motor ดังรูป 2.8 เมื่อ ทรานซิสเตอร์ Q1 และ Q4 ปิดลง ทรานซิสเตอร์ Q2 และ Q3 เปิดขึ้น แรงดันบวกจากแหล่งจ่ายจะ ไหลผ่านเข้าสู่มอเตอร์ ให้ทางกลับกัน เมื่อทรานซิสเตอร์ Q2 และ Q3 ทรานซิสเตอร์ Q1 และ Q4 เปิดขึ้น แรงดันจะไหลในทิศทางที่ตรงกันข้ามกัน จึงทำให้เกิดการสลับทิศการไหลของกระแส ในอาร์เมเจอร์การทำงานในมอเตอร์ ดังรูป 2.6



รูปที่ 2.6 การทำงานของวงจร H-Bridge

(ที่มา: <http://aimagin.com/blog/motor/?lang=th>)

2.1.2.4 เซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว

เซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว โมดูล ADXL335 มีขนาดเล็กใช้พลังงานต่ำเป็นเซ็นเซอร์ที่ใช้สำหรับตรวจจับลักษณะการเคลื่อนไหว วัดความเร่งแบบ 3 แกน มีขนาดเล็กใช้พลังงานต่ำ สามารถวัดอัตราเร่งคงที่ของแรงโน้มถ่วงของโลก รองรับไฟ 3.3 V ให้ค่าเซ็นเซอร์แกน X, Y, Z ออกมาเป็นอนาล็อกถ้าต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์ จะใช้ขานาล็อก A0 - A5 อ่านค่าดังรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 เซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว

(ที่มา: <https://i0.wp.com/microcontrollerslab.com/wp-content/uploads/2018/08/ADXL-335-Accelerometer.jpg?ssl=1>)

จากรูปที่ 2.8 ลักษณะขาในการเชื่อมต่อเซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว โดยขาทั้ง 5 ขา จะเชื่อมต่อเข้ากับไมโครคอนโทรลเลอร์

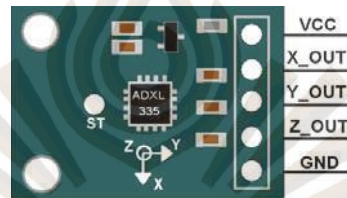
VCC เป็นขาที่ใช้ป้อนไฟเลี้ยงขนาด 5 V ให้กับเซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว

X เป็นขาที่ใช้ในการรับและส่งข้อมูลในแกน X

Y เป็นขาที่ใช้ในการรับและส่งข้อมูลในแกน Y

Z เป็นขาที่ใช้ในการรับและส่งข้อมูลในแกน Z

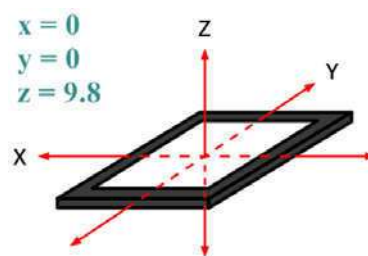
GND เป็นขา Ground ที่ใช้ต่อระหว่าง Microcontroller กับ GND เป็นขา Ground ที่ใช้ต่อระหว่าง Microcontroller กับ เซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว



รูปที่ 2.8 ลักษณะขาของเซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว

(ที่มา: <https://www.electronicwings.com/arduino/adxl335-accelerometer-interfacing-with-arduino-uno>)

เซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหวจะวัดความเร่งในแต่ละแกน ขณะที่ไม่มี การเคลื่อนที่ ค่าแต่ละแกนจะมีค่าเป็น 0 แต่เซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหวยังมีแรงโน้มถ่วงของ โลกอยู่ด้วย ดังนั้นค่าจากเซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว จึงไม่ได้เป็น 0 ทั้งหมด โดยแกน X และ Y จะมีค่าเป็น 0 แต่แกน Z จะไม่มีค่าเป็น 0 เพราะมีแรงโน้มถ่วงของโลกกระทำอยู่ ดังนั้นค่าที่ได้ จากแกน Z จะเป็น 9.8 m/s^2 เป็นค่าในอุดมคติดังรูปที่ 2.9



รูปที่ 2.9 แสดงค่าแต่ละแกนของเซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว

(ที่มา: <http://bicydroid-project.blogspot.com/2014/05/accelerometer.html>)

บทที่ 3

อุปกรณ์และวิธีการจัดทำโครงงาน

วิธีจัดทำโครงงาน การออกแบบและสร้างเครื่องต้นแบบเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ มีวัสดุและอุปกรณ์ที่ใช้ในการจัดทำโครงงาน โดยแยกรายละเอียดดังต่อไปนี้

3.1 วัสดุและอุปกรณ์

3.1.1 การออกแบบโครงสร้าง

3.1.1.1 โครงสร้างหัวส่งแรง

3.1.2 ภาคอินพุต

3.1.2.1 ตัวต้านทานชนิดปรับค่าได้ 1 ตัว

3.1.2.2 สวิตช์เปิด/ปิดเครื่อง 1 ตัว

3.1.2.3 สวิตช์เริ่มการทำงาน 1 ตัว

3.1.2.4 สวิตช์หยุดการทำงาน 1 ตัว

3.1.2.5 สวิตช์ฟังก์ชันในการต้นแบบ 1 ตัว

3.1.3 ภาคตรวจจับสัญญาณ

3.1.3.1 เซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว จำนวน 1 ตัว

3.1.4 ภาคประมวลผล

3.1.4.1 บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Uno R3 จำนวน 2 ตัว

3.1.5 ภาคแสดงผล

3.1.5.1 จอแสดงผลแอลซีดี 16x2 จำนวน 1 จอ

3.1.5.2 มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง 12 V 1000 RPM จำนวน 1 ตัว

3.1.5.3 มอเตอร์สันสะท้อนไฟฟ้า 12 V 10800 RPM จำนวน 1 ตัว

3.1.5.4 บอร์ดขับมอเตอร์กระแสตรง ขนาด 8.5 A จำนวน 1 บอร์ด

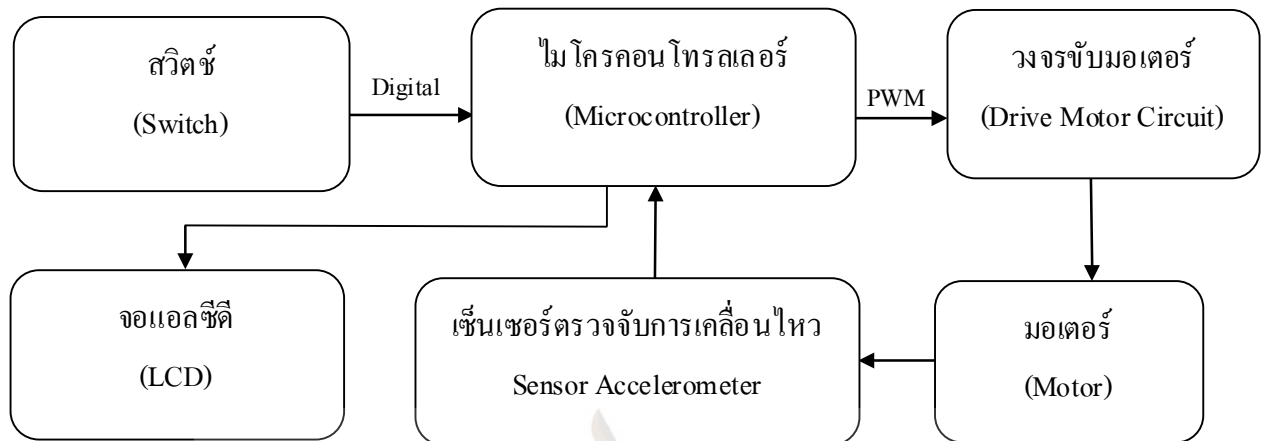
3.1.6 ระบบแหล่งจ่ายไฟ

3.1.6.1 สวิตซ์เพาเวอร์ซัพพลายกระแสตรง ขนาด 12 V 8.5 A จำนวน 1 ตัว

3.2 วิธีการจัดทำโครงงาน

การทำโครงการการออกแบบและสร้างเครื่องสันสะท้อนปอดเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ แบ่งการดำเนินงานโครงงานออกเป็น 2 ขั้นตอนคือ ขั้นตอนแรกการออกแบบ โดยสามารถแบ่งออกเป็น 3 ส่วน ดังนี้ ส่วนที่ 1 การออกแบบและสร้างเครื่องสันสะท้อนปอด ส่วนที่ 2 การประมวลผลและส่วนที่ 3 การแสดงผล สามารถเขียนบล็อกไดอะแกรมแสดงการทำงานดังรูปที่ 3.1 และขั้นตอนที่สองวิธีการทดสอบโครงงาน

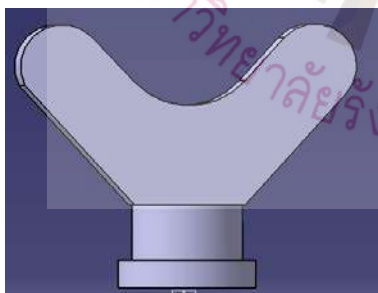
โครงงานการออกแบบและสร้างเครื่องสันสะท้อนปอดเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ มีหลักการทำงานอธิบายได้ดังรูปที่ 3.1 โดยสังเขปดังนี้ เมื่อทำการเปิดสวิตซ์ในการทำงานของเครื่อง ไมโครคอนโทรลเลอร์จะทำการควบคุมการส่งสัญญาณ PWM ต่อผ่านไปยังวงจรขับมอเตอร์เพื่อทำการควบคุมมอเตอร์ เมื่อมอเตอร์เกิดการหมุนด้วยความเร็วรอบที่ต้องการ จะแสดงผลระดับความเร็วรอบของมอเตอร์และฟังก์ชันในการสันสะท้อนที่หน้าจอแสดงผล



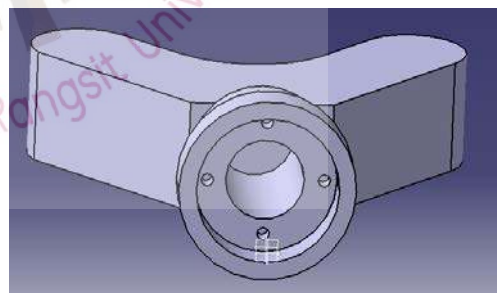
รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมการออกแบบและสร้างเครื่องต้นสะเทือนปอดเพื่อการระบายเสมหะ
สำหรับผู้ป่วย โรคปอดอักเสบ

3.2.1 การออกแบบโครงสร้างหัวส่งแรง

โครงสร้างหัวส่งแรง ทำหน้าที่ยึดมอเตอร์เพื่อให้มอเตอร์ขับเคลื่อนเบี่ยงเกิดการ
ต้นสะเทือนของหัวส่งแรงใช้ในการต้นสะเทือนทรวงอก ในการออกแบบโครงการจะต้องมีความ
แข็งแรง โดยการออกแบบจะใช้โปรแกรม CATIA เวอร์ชัน V5R21 สร้างชิ้นงาน โดยเครื่องพิมพ์ 3
มิติและการขึ้นรูปชิ้นงานจะเลือกใช้เส้นใย พอลิแลคติกแอซิด (Polylactic-Acid : PLA)



(ก)

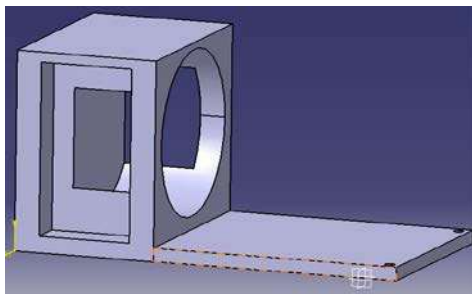


(ข)

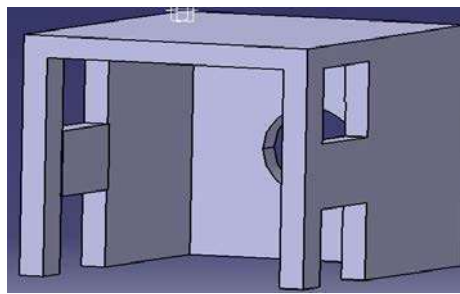
รูปที่ 3.2 การออกแบบหัวส่งแรง แบบที่ 1

จากรูปที่ 3.2 ภาพ (ก) การออกแบบส่วนหัวส่งแรง

จากรูปที่ 3.2 ภาพ (ข) ภายใน โครงสร้างที่ยึดมอเตอร์และลูกเบี้ยว



(ก)



(ข)

รูปที่ 3.3 การออกแบบหัวส่งแรง แบบที่ 2

จากรูปที่ 3.3 ภาพ (ก) การออกแบบ โครงสร้างแทนอีคอมอเตอร์และลูกเบี้ยว

จากรูปที่ 3.3 ภาพ (ข) การออกแบบโครงสร้างที่ครอบมอเตอร์

ในการออกแบบหัวส่งแรงใช้สันสะเทือนทรงวงเพื่อระบายเสมหะ ประกอบด้วย มอเตอร์และลูกเบี้ยว โดยหัวส่งแรงที่ แบบที่ 1 สามารถสันสะเทือนปอดบริเวณด้านหน้าทรงวง ด้านข้างทรงวง และด้านล่างทรงวง ส่วน หัวส่งแรงที่ แบบที่ 2 สามารถสันได้เฉพาะจุด คือ ด้านหลังทรงวง

3.2.2 การออกแบบส่วนควบคุม

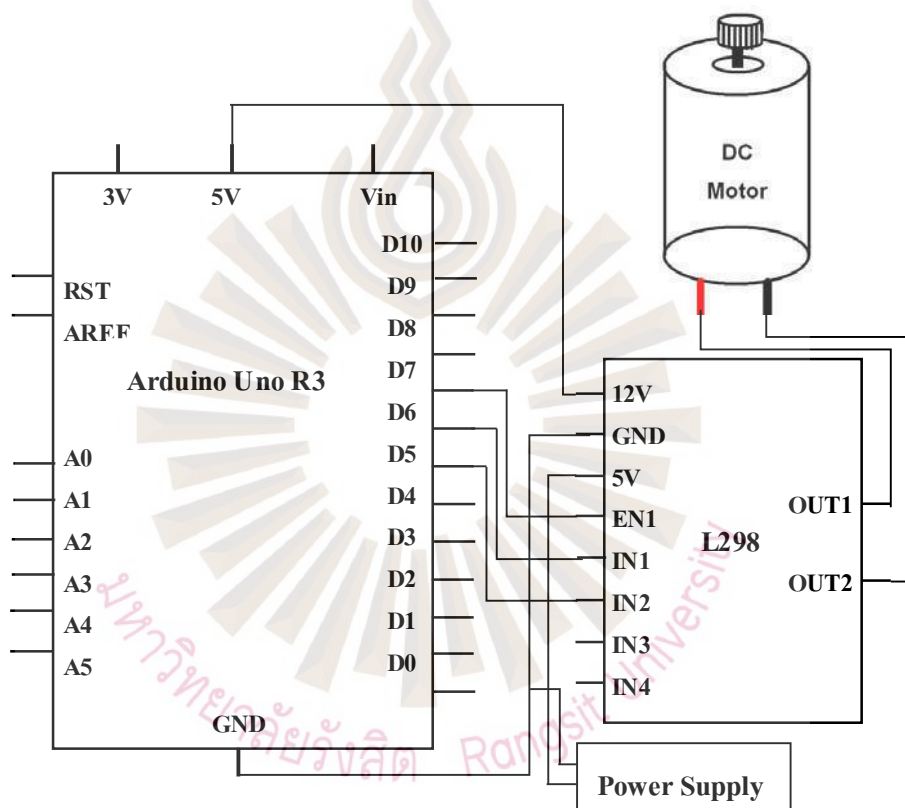
3.2.2.1 การออกแบบการควบคุมมอเตอร์โดยใช้ PWM

โครงงานนี้การเลือกใช้มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง 12 V จำนวน 2 ตัว คือ มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง ที่มีความเร็วรอบ 1000 RPM แรงบิดเอาต์พุต 1.5-15 kg/cm และมอเตอร์ สันสะเทือน ที่มีความเร็วรอบ 10800 RPM แรงบิดเอาต์พุต 19 g/cm

การทำงานในส่วนของการควบคุมมอเตอร์ ใช้สัญญาณ PWM ควบคุม ความเร็วรอบในการหมุนของมอเตอร์ โดยเริ่มจากการโปรแกรม Arduino จะควบคุมการส่งสัญญาณ PWM ผ่านทางไมโครคอนโทรลเลอร์และส่งสัญญาณต่อไปยังวงจรถับมอเตอร์เพื่อทำการ ควบคุมมอเตอร์ เมื่อมอเตอร์หมุนด้วยความเร็วรอบที่ต้องการแล้วจึงนำไปสันสะเทือนบริเวณทรง วง ในการเชื่อมต่omotorไฟฟ้ากระแสตรงจะต่อเข้ากับโมดูลขับมอเตอร์ L298N และ ไมโครคอนโทรลเลอร์ มีลักษณะการเชื่อมต่อดังรูปที่ 3.4

โมดูลขับมอเตอร์ L298N เชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยขา ENA จะใช้ในการควบคุมสัญญาณลอจิกบอกทิศทางให้กับมอเตอร์จะต่อกับ PIN 9 ขา IN1, IN2 เป็นขาที่ต่อสัญญาณลอจิกเพื่อควบคุมทิศทางของมอเตอร์จะต่อเข้ากับขา PIN 8, PIN 7 5 V เป็นขาที่ใช้ป้อนไฟเลี้ยงระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์กับโมดูลขับมอเตอร์ L298N และ GND เป็นขาที่ใช้ต่อระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์กับโมดูลขับมอเตอร์ L298N

โมดูลขับมอเตอร์ L298N เชื่อมต่อ มอเตอร์ ขา OUT1, OUT2 คือขาที่ต่อขั้วไฟของมอเตอร์ และโมดูลขับมอเตอร์ L298N ต่อกับแหล่งจ่ายไฟ เพื่อจ่ายไฟให้กับวงจร



รูปที่ 3.4 การออกแบบการเชื่อมต่อมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงและมอเตอร์สั่นสะเทือน

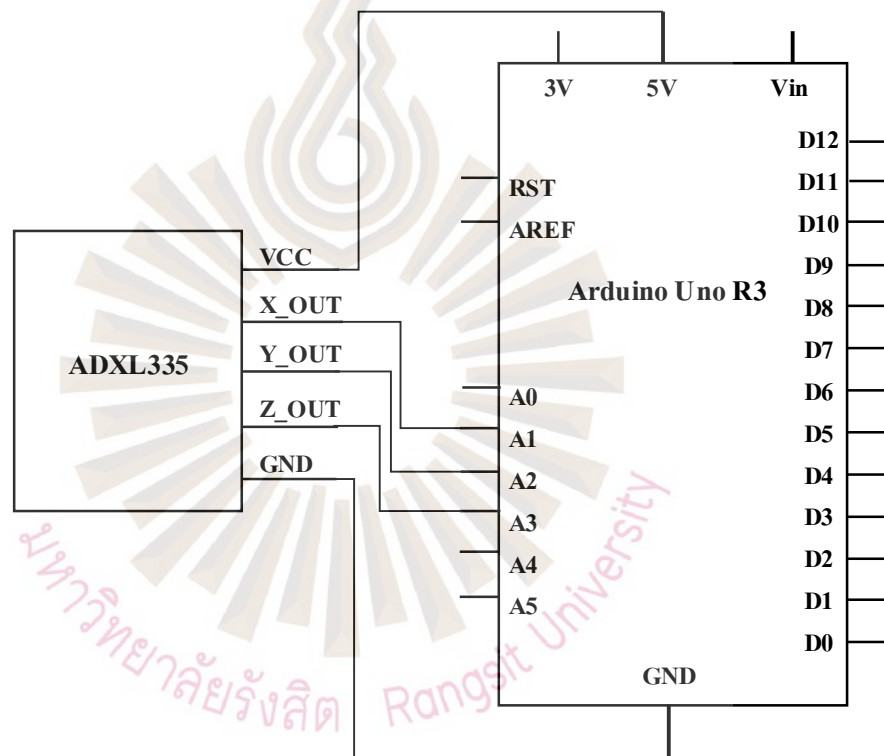
3.2.2.2 การออกแบบเซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว

การออกแบบเซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว ADXL335 แบบ 3 แกน คือ X, Y, Z ทำหน้าที่ตรวจจับสัญญาณการสั่นสะเทือนจากหัวส่งแรงออกมาเป็นอนาล็อกในการเชื่อมต่อเซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหวจะต่อเข้ากับไมโครคอนโทรลเลอร์ มีลักษณะการเชื่อมต่อดังรูปที่

VCC เป็นขาที่ใช้ป้อนไฟเลี้ยงขนาด 5 V ให้กับไมโครคอนโทรลเลอร์
 GND เป็นขา Ground ที่ใช้ต่อระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์กับเซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว

SCL เป็นขาสัญญาณนาฬิกาในการรับและส่งข้อมูลต่อเข้ากับ PIN A5 ของไมโครคอนโทรลเลอร์

SDA เป็นขาที่ใช้ในการรับและส่งข้อมูลต่อเข้ากับ PIN A4 ของไมโครคอนโทรลเลอร์



รูปที่ 3.5 การออกแบบการเชื่อมต่อเซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว

3.2.2.3 การออกแบบปุ่มเลือกเพิ่ม/ลด ความเร็วของมอเตอร์

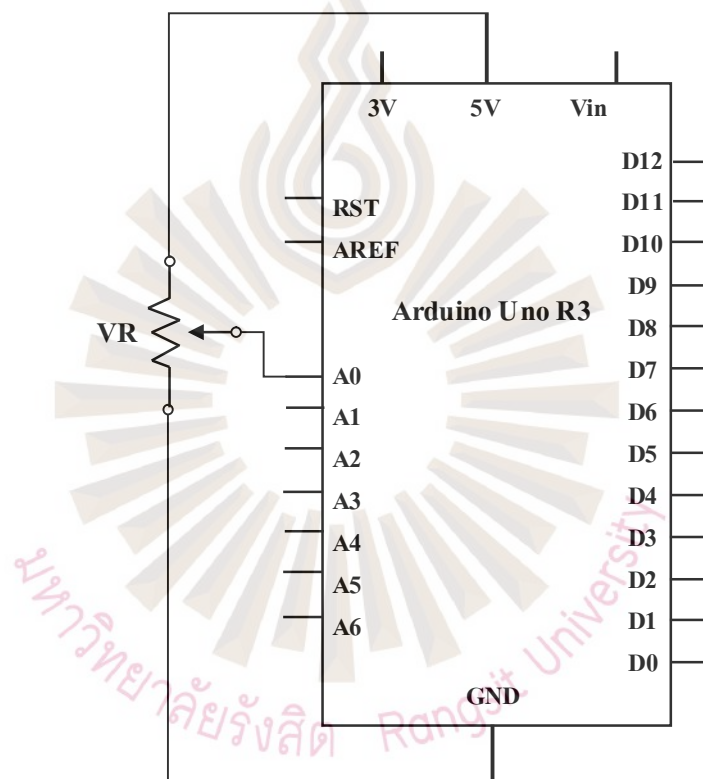
การออกแบบ ปุ่มเลือก เพิ่ม/ลด ความเร็วของมอเตอร์ จะเลือกใช้ตัวต้านทานชนิดปรับค่าได้ ทำหน้าที่ปรับเพิ่ม/ลด ความเร็วของมอเตอร์ ซึ่งตัวต้านทานชนิดปรับค่าได้ นั้นสามารถหมุนได้ทั้ง 2 ทิศทาง คือ หมุนทวนเข็มนาฬิกาและตามเข็มนาฬิกา ในการเชื่อมต่อตัว

ต้านทานปรับค่าได้กับไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อสร้างสัญญาณอนาล็อกและปรับระดับความเร็วของมอเตอร์ มีลักษณะการเชื่อมต่อดังรูปที่ 3.6

ขา GND ที่ใช้ต่อระหว่างตัวต้านทานชนิดปรับค่าได้กับไมโครคอนโทรลเลอร์

ขา Signal เป็นแรงดันปรับค่าได้ในช่วง 0 V ถึง 5 V ต่อเข้ากับ PIN A0 ของไมโครคอนโทรลเลอร์

ขา VCC เป็นขาที่ใช้ป้อนไฟเลี้ยงขนาด 5 V ต่อระหว่างตัวต้านทานชนิดปรับค่าได้กับไมโครคอนโทรลเลอร์



รูปที่ 3.6 การออกแบบการเชื่อมต่อป้อนเพิ่ม/ลด ความเร็วของมอเตอร์

3.2.2.4 การออกแบบสวิตช์

1) สวิตช์เปิดปิดเครื่อง

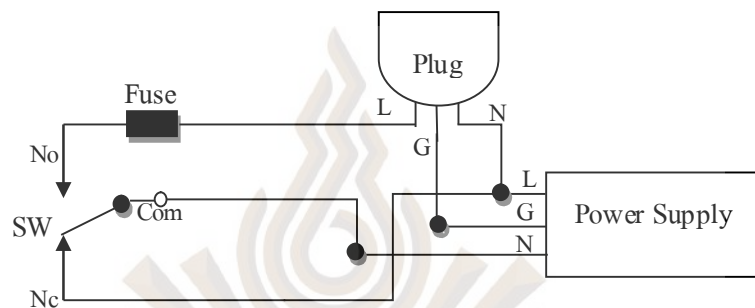
ในโครงการนี้ได้เลือกใช้ สวิตช์ เปิด/ปิดเครื่อง แบบ 3 ขา โดยสวิตช์ทำหน้าที่เปิด/ปิดการทำงานของตัวเครื่อง ในการเชื่อมต่อสวิตช์ เปิด/ปิดเครื่อง มีลักษณะดังรูปที่ 3.7

ขา NO คือขาที่ทำงานเมื่อมีไฟจ่ายมาที่ขดลวดแม่เหล็กจะต่อเข้าไฟสวิตช์เพื่อป้องกันการลัดวงจรแล้วต่อเข้ากับขา L ของปลั๊กไฟ

ขา COM คือจุดร่วมที่ต่อมาจากแหล่งจ่ายไฟต่อเข้ากับขา L ของแหล่งจ่ายไฟ

ขา NC คือขาเมื่อไม่มีไฟจ่ายที่ขดลวดแม่เหล็ก ขา COM และ NC จะเชื่อมต่อกันต่อเข้ากับขา N ของปลั๊กไฟและขา N ของแหล่งจ่ายไฟ

ขา G ปลั๊กไฟต่อเข้ากับขา G ของแหล่งจ่ายไฟ

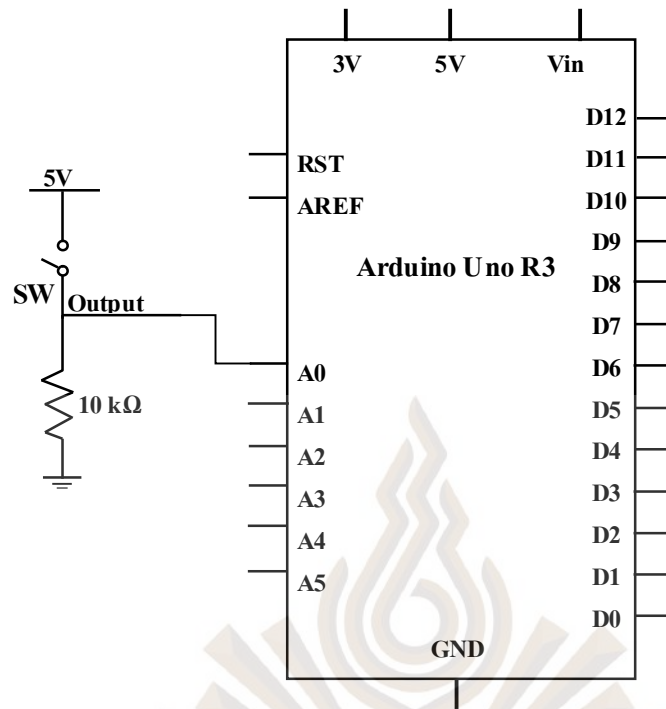


รูปที่ 3.7 การออกแบบการเชื่อมต่อสวิตช์เปิด/ปิดเครื่อง

2) สวิตช์เริ่มการทำงานและสวิตช์หยุดการทำงาน

ในโครงการนี้ได้เลือกใช้สวิตช์กดดับ ปุ่มกด 1 ตัว สำหรับในการเริ่มการทำงาน แบบ Pull-Down โดยกดเป็นลอจิก 1 และปล่อยเป็นลอจิก 0

ในการเชื่อมต่อสวิตช์กับไมโครคอนโทรลเลอร์ จะใช้วงจร Pull-Down โดยต่อปุ่ม Button เข้ากับไฟ 5V และใช้ตัวต้านทาน 10 K Ω ทำหน้าที่เป็น Pull-Down Resistor และใช้ขา PIN A1, A2 เป็นตัว Input รับค่าการกดปุ่มดังรูปที่ 3.8

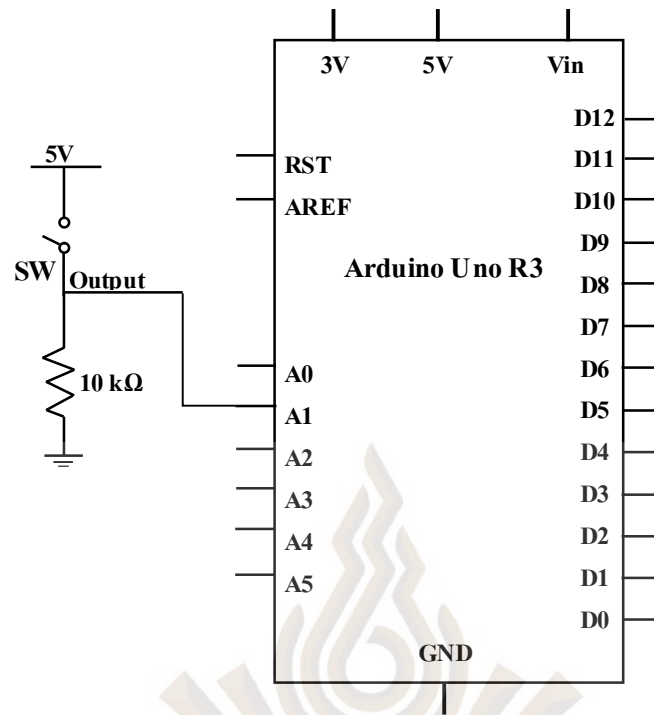


รูปที่ 3.8 การออกแบบการเชื่อมต่อสวิตช์เริ่มการทำงาน

3) สวิตช์สวิตช์หยุดการทำงาน

ในโครงการนี้ได้เลือกใช้สวิตช์กดดับ ปุ่มกด 1 ตัว สำหรับในการหยุดการทำงาน แบบ Pull-Down โดยกดเป็นลอจิก 1 และปล่อยเป็นลอจิก 0

ในการเชื่อมต่อสวิตช์กับไมโครคอนโทรลเลอร์ จะใช้วงจร Pull-Down โดยต่อปุ่ม Button เข้ากับไฟ 5V และใช้ตัวต้านทาน 10 K Ω ทำหน้าที่เป็น Pull-Down Resistor และใช้ขา PIN A1, A2 เป็นตัว Input รับค่าการกดปุ่มดังรูปที่ 3.9

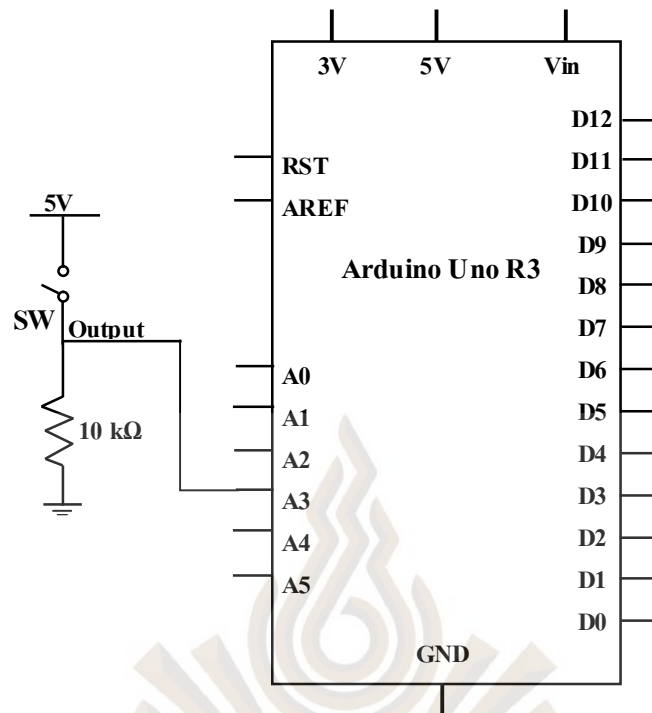


รูปที่ 3.9 การออกแบบการเชื่อมต่อสวิตช์หยุดการทำงาน

4) สวิตช์ฟังก์ชันในการสั่งเสเทียบ

ในโครงการนี้ได้เลือกใช้สวิตช์ปุ่มฟังก์ชัน จะใช้สวิตช์โยก 1 ตัว สำหรับการเลือกฟังก์ชันในการสั่งเสเทียบแบบ Pull-Down โดยกดเป็นลอจิก 1 และปล่อยเป็นลอจิก 0

ในการเชื่อมต่อสวิตช์กับไมโครคอนโทรลเลอร์ จะใช้วงจรแบบ Pull-Down โดยต่อปุ่ม Button เข้ากับไฟ 5 V ใช้ตัวต้านทาน 10 K Ω ทำหน้าที่เป็น Pull-Down Resistor และใช้ขา PIN A3 เป็นตัวอินพุตรับค่าการกดปุ่มดังรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.10 การออกแบบการเชื่อมต่อสวิตช์ฟังก์ชันในการสั่งเสเทียบ

3.2.3 การออกแบบส่วนประมวลผล



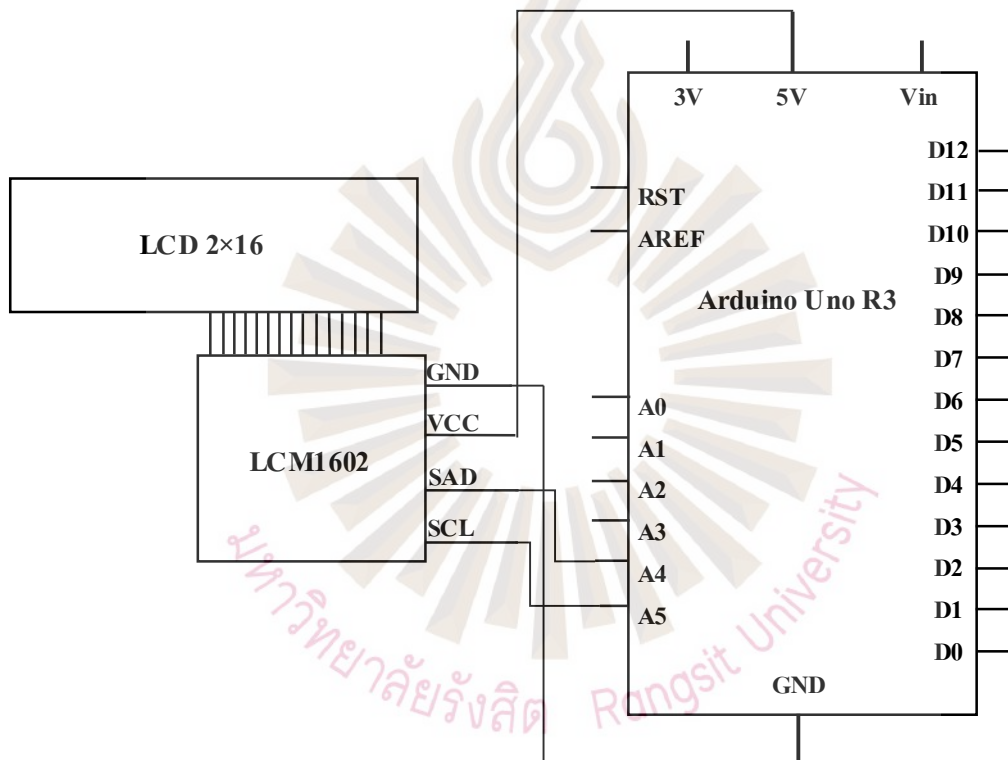
รูปที่ 3.11 แสดงบล็อกโคอะแกรมแสดงส่วนประมวลผลสัญญาณ

จากรูปที่ 3.11 การออกแบบส่วนประมวลผลผู้จัดทำโครงการได้เลือกใช้บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Uno R3 ทำหน้าที่ประมวลผลสัญญาณที่รับมาจากภาคอินพุตเป็นสัญญาณอนาล็อก ซึ่งต้องทำการแปลงสัญญาณอนาล็อกให้เป็นสัญญาณดิจิทัล จากนั้นนำข้อมูลที่ได้อมาทำการประมวลผลหาค่าที่ความถี่ของการสั่งเสเทียบและประมวลการทำงานของสวิตช์ฟังก์ชันในการสั่งเสเทียบ ซึ่งบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์สามารถเขียนภาษาซีได้ด้วยโปรแกรม Arduino โดยมีแผนภาพแสดงการทำงานตามเงื่อนไขของโปรแกรมประมวลผลสัญญาณ แสดงดังรูปที่ 3.18

3.2.4 การออกแบบส่วนแสดงผล

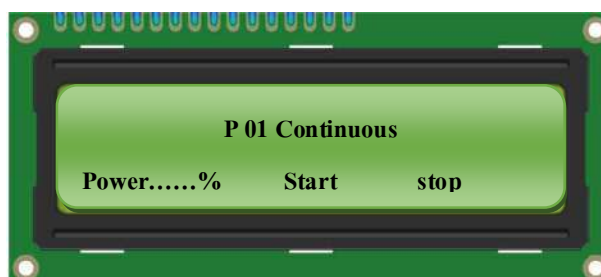
การออกแบบส่วนแสดงผล โดยเลือกใช้จอแอลซีดี ขนาด 16x2 เป็นหน้าจอลแสดงผล ซึ่งจะแสดงฟังก์ชันในการทำงานและการเพิ่มลดความเร็วของมอเตอร์

ในการเชื่อมต่อหน้าจอลแสดงผลกับไมโครคอนโทรลเลอร์จะเลือกใช้โมดูลแสดงผลแบบไอสแควร์ซี (I²C Serial Interface) จะเป็นการนำโมดูลเชื่อมเข้ากับตัวจอลแสดงผลแล้วใช้บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์เชื่อมต่อกับบอร์ดโมดูลด้วยวิธีการระบบบัสไอสแควร์ซี ทำให้ใช้สายไฟเพียง 4 เส้น และหน้าจอลสามารถแสดงผลได้ดังรูปที่ 3.12



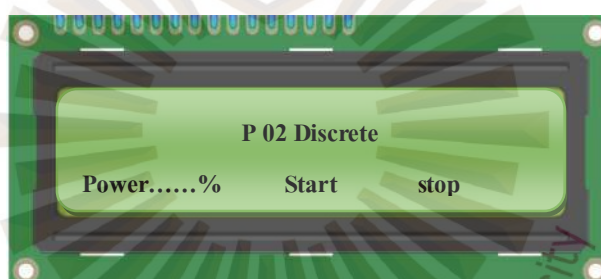
รูปที่ 3.12 การออกแบบการเชื่อมต่อหน้าจอลแสดงผล

ในการแสดงผลที่จอแอลซีดีจะรับคำสั่งจากไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อแสดงผลที่จอแอลซีดี ดังในรูปที่ 3.13 ซึ่งฟังก์ชันที่ 1 คือการทำงานการสั่งสะเทือนแบบต่อเนื่อง บรรทัดแรกจะแสดงผล P 01 Continuous เป็นการแสดงฟังก์ชันในการทำงานแบบสั่งแบบต่อเนื่อง และบรรทัดที่สองจะแสดงผล Power จะเป็นการเพิ่มลดความเร็วของมอเตอร์ ในรูปแบบเปอร์เซ็นต์และ Start-Stop คือการเริ่มต้นการทำงานกับหยุดการทำงาน



รูปที่ 3.13 แสดงการทำงานฟังก์ชันที่ 1 บนจอแอลซีดี

ฟังก์ชันที่ 2 คือการทำงานการสั้นสะเทือนแบบสั้น-หยุด บรรทัดแรกจะแสดงผล P 02 Discrete เป็นการแสดงฟังก์ชันในการทำงานแบบสั้น-หยุด และบรรทัดที่สองจะแสดงผล Power จะเป็นการเพิ่มลดความเร็วของมอเตอร์ ในรูปแบบเปอร์เซ็นต์ และ Start-Stop คือการเริ่มต้นการทำงานกับหยุดการทำงานดังรูปที่ 3.14



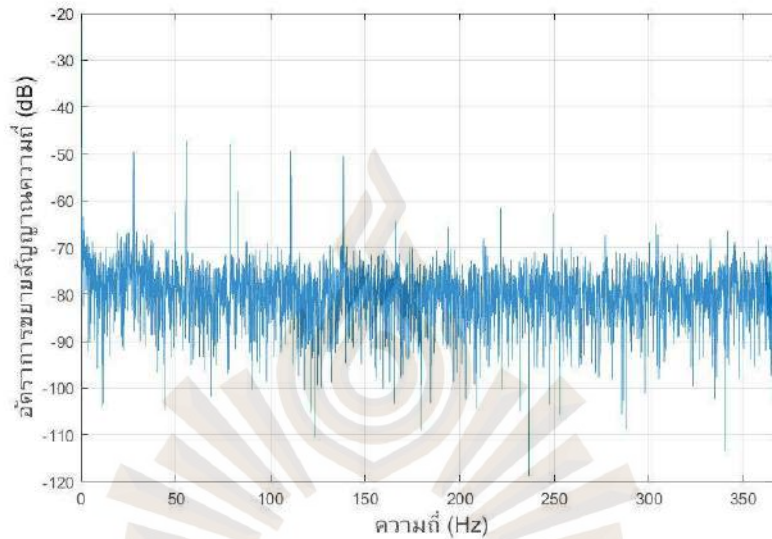
รูปที่ 3.14 แสดงการทำงานฟังก์ชันที่ 2 บนจอแอลซีดี

3.2.5 การออกแบบส่วนตัวกรองความถี่ต่ำ

ในการออกแบบหัวส่งแรงหลังจากได้สัญญาณแล้ว ข้อมูลที่ได้มาจากตัวเซนเซอร์วัดการเคลื่อนไหวจะมีค่าความถี่ที่ผสมมาอย่างหลากหลาย ซึ่งอยู่ในช่วง 0–350 Hz โดยในโครงการนี้ต้องการตรวจสอบความถี่ที่ใช้งานได้ ซึ่งอยู่ในช่วง 10–20 Hz เป็นความถี่ที่ใช้ในการระบายเสมหะสำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ จึงได้ทำการออกแบบตัวกรอง Low Pass Filter โดยกำหนด F_{pass} ที่ 8 Hz และ F_{stop} ที่ 22 Hz จะใช้เครื่องมือ Design Filter ของ FDATool ซึ่งได้กำหนดค่าพารามิเตอร์โดย FDATool ซึ่งเป็นตัวกรองความถี่ดิจิทัล ในโปรแกรม Matlab

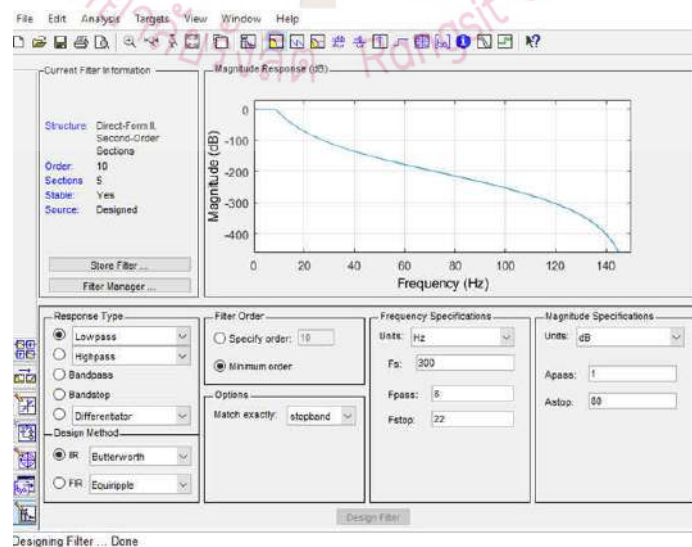
ขั้นตอนการออกแบบมีดังนี้

3.2.5.1 ข้อมูลที่ได้มาจากตัวเซนเซอร์วัดการเคลื่อนไหวจะมีค่าความถี่ที่ผสมมาอย่างหลากหลาย ซึ่งอยู่ในช่วง 0–350 Hz ดังรูปที่ 3.15



รูปที่ 3.15 ความถี่ผสมจากตัวเซนเซอร์วัดการเคลื่อนไหว

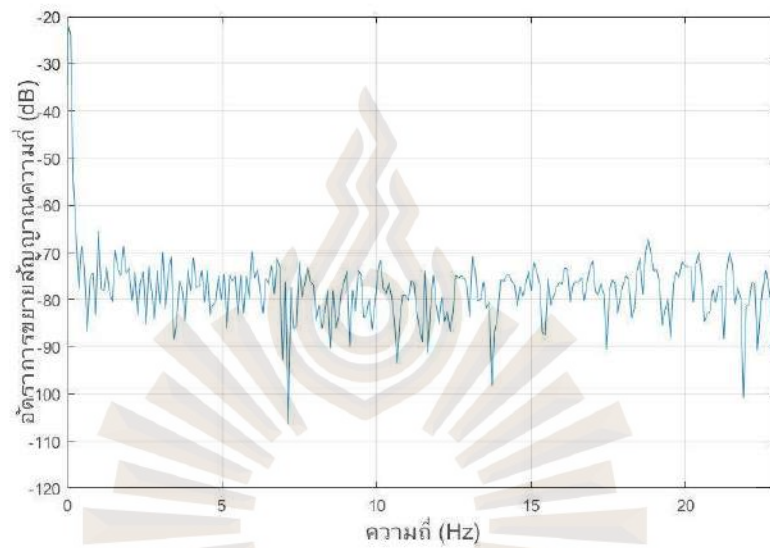
3.2.5.2 ออกแบบตัวกรองความถี่ต่ำ ใน โปรแกรม Matlab โดยกำหนด F_{pass} ที่ 8 Hz และ F_{stop} ที่ 22 Hz ซึ่งใช้เครื่องมือ Design Filter ของ FDATool เป็นการกรองเป็นตัวกรองความถี่ดิจิทัลซึ่งได้กำหนดค่าพารามิเตอร์ดังรูปที่ 3.16



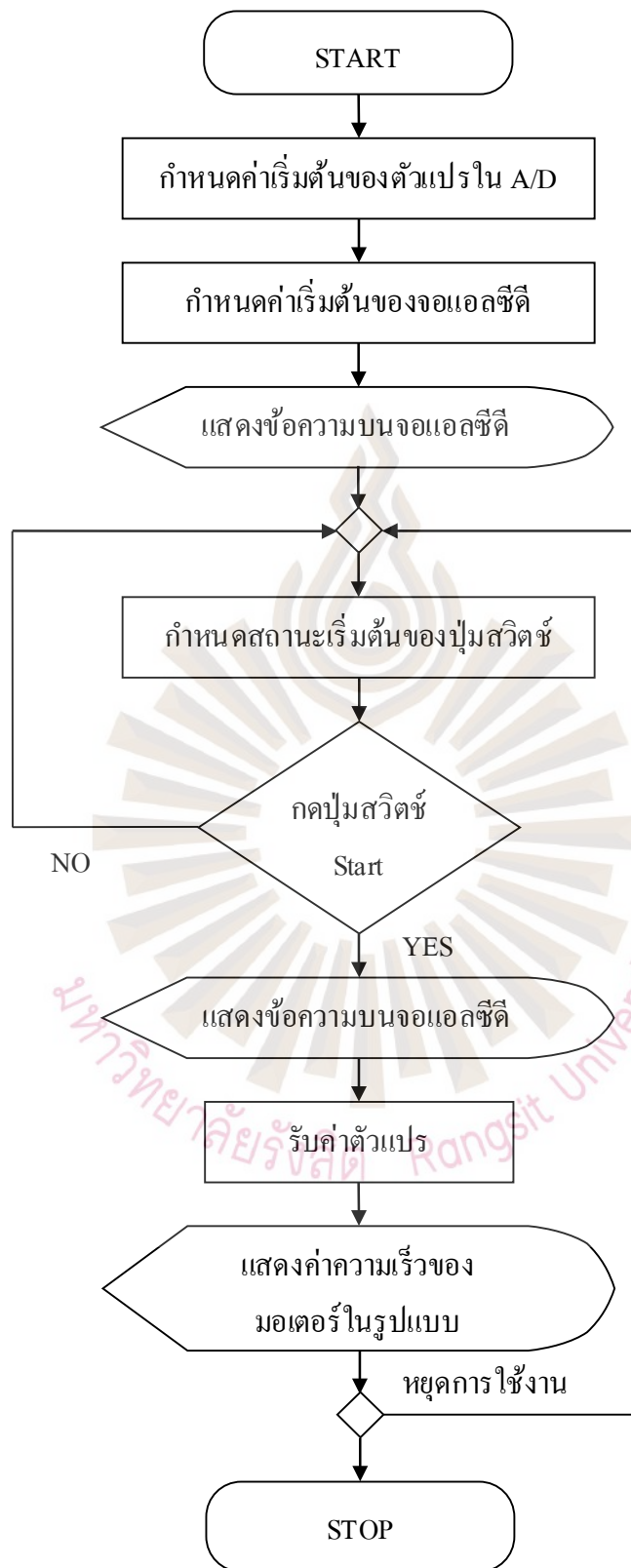
รูปที่ 3.16 แสดงการกำหนดค่าพารามิเตอร์ในการออกแบบ Low Pass Filter

3.2.5.3 นำสัญญาณความถี่จากตัวเซนเซอร์วัดความการเคลื่อนไหวที่อยู่ในช่วง 0 - 350 Hz ทำการกรองสัญญาณความถี่ต่ำ

3.2.5.4 สัญญาณที่ได้จากการผ่านการกรองความถี่ต่ำแล้วที่อยู่ในช่วง 8 - 22 Hz ดังรูปที่ 3.17-



รูปที่ 3.17 การกรองความถี่ต่ำที่อยู่ในช่วง 8 - 22 Hz



รูปที่ 3.18 แผนภาพแสดงการทำงานตามเงื่อนไขของโปรแกรมในส่วนประมวลผลสัญญาณ

จากรูปที่ 3.18 อธิบายแผนภาพแสดงการทำงานตามเงื่อนไขของโปรแกรมในส่วนประมวลผลสัญญาณ ดังนี้ ขั้นตอนแรก กำหนดค่าเริ่มต้นของตัวแปรใน โปรแกรมประมวลผล ขั้นตอนที่สองคือ กำหนดค่าเริ่มต้นของจอแอลซีดี หน้าจอแอลซีดีแสดงฟังก์ชันในการสั่งสะเทือน และระดับความเร็วที่ 0-100 ระดับบนจอแอลซีดี ขั้นตอนที่สามกำหนดสถานะเริ่มต้นของสวิตช์ เริ่มต้นการทำงาน เมื่อทำการกดปุ่มสวิตช์ Start เครื่องจะเริ่มทำงาน พร้อมกับแสดงสถานะในระดับความเร็วของมอเตอร์ และเมื่อกดปุ่มสวิตช์ Stop เครื่องจะหยุดทำงานและกลับมายังตำแหน่งเริ่มต้น

3.3 วิธีการทดสอบโครงการ

วิธีการทดสอบ โครงการเรื่อง การออกแบบและสร้างเครื่องสั่งสะเทือนปอดเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ โดยมีขั้นตอนการทดสอบการทำงาน ดังนี้

3.3.1 การทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง

3.3.1.1 การทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบสั้นต่อเนื่อง

1) วัตถุประสงค์

1.1) เพื่อทดสอบคุณสมบัติของหัวส่งแรง

1.2) เพื่อตรวจสอบความถี่ที่อยู่ภายในหัวส่งแรง

1.3) เพื่อทดสอบความถี่ในช่วง 8-22 Hz ที่เกิดขึ้นภายในหัวส่งแรง

2) วัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบ

2.1) เครื่องสั่งสะเทือนปอดเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอด

อักเสบ

2.2) โปรแกรม Matlab

2.3) โปรแกรม Arduino

3) วิธีการทดสอบ

3.1) เครื่องสั่งสะเทือนปอด เชื่อมต่อ USB เข้าโปรแกรม Arduino

3.2) เปิดเครื่องสั่งสะเทือน หัวจับส่งแรงจะเริ่มสั่งสะเทือน โดยกำหนดค่า

%PWM ครึ่งละ 10 % จนถึง 100% ค่าจากเซนเซอร์จะแสดงที่โปรแกรม Arduino

3.3) แล้วนำผลที่ได้มาทำการแปลงสัญญาณอนาล็อกให้เป็นสัญญาณดิจิทัล

ในโปรแกรม Matlab เพื่อพิจารณาหาความถี่

3.4) บันทึกผลการทดสอบ

3.5) สรุปผลการทดสอบ

3.3.1.2 การทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบสั้นหยุด

1) วัตถุประสงค์

1.1) เพื่อทดสอบโปรแกรมทำการสั้นหยุด แบบต่อเนื่อง สามารถหยุดสั้นได้

จริงหรือไม่

2) วัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบ

2.1) เครื่องสั้นสะเทือนปอดเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอด

อีกเสบ

3) วิธีทำการทดสอบ

3.1) เปิดเครื่องสั้นสะเทือน หัวจับส่งแรงจะเริ่มสั้นสะเทือน จับเวลาที่ 1 นาที

3.2) บันทึกครั้งที่สั้นในเวลา 1 นาที

3.3) บันทึกครั้งที่หยุดในเวลา 1 นาที

3.4) สรุปผลการทดสอบ

3.3.2 การทดสอบฟังก์ชันการทำงาน

3.3.2.1 การทดสอบปรับเพิ่ม-ลด ความเร็วของมอเตอร์

1) วัตถุประสงค์

เพื่อความถูกต้องของการปรับเพิ่ม-ลด ความเร็ว ในการตั้งค่าความเร็วของ

การสั้นสะเทือน

2) วัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบ

เครื่องสั้นสะเทือนปอดเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอีกเสบ

3) วิธีทำการทดสอบ

3.1) ปรับตัวด้านทานชนิดปรับค่าได้ (ตามเข็มนาฬิกา-ทวนเข็มนาฬิกา)

3.2) บันทึกผลการทดสอบ

3.3) สรุปผลการทดสอบ

3.3.2.2 การทดสอบสวิตช์เริ่มการทำงานและสวิตช์หยุดการทำงาน

1) วัตถุประสงค์

เพื่อทดสอบความถูกต้องของการของสวิตช์เริ่มการทำงานและ สวิตช์หยุดการทำงานในการควบคุมการทำงานของมอเตอร์

2) วัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบ

เครื่องสั้นสะพานเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ

3) วิธีทำการทดสอบ

3.1) กดปุ่มเริ่มทำงาน 1 ครั้ง

3.2) เครื่องจะต้องทำงานทันที

3.3) กดปุ่มหยุดพักการทำงาน 1 ครั้ง

3.4) เครื่องจะต้องหยุดการทำงานชั่วคราวทันที

3.5) บันทึกผลการทดสอบ

3.6) สรุปผลการทดสอบ

3.3.2.3 การทดสอบสวิตช์ฟังก์ชันในการสั้นสะพาน

1) วัตถุประสงค์

เพื่อทดสอบความถูกต้องของสวิตช์ฟังก์ชันในการสั้นสะพาน ในการเลือกฟังก์ชันของการทำงาน

2) วัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบ

เครื่องสั้นสะพานเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ

3) วิธีทำการทดสอบ

3.1) กดปุ่มเมนู ขึ้น-ลง

3.2) หน้าจอแสดงผลจะแสดงฟังก์ชันที่ใช้งาน

3.3) บันทึกผลการทดสอบ

3.4) สรุปผลการทดสอบ

3.3.3 การทดสอบความปลอดภัย

3.3.3.1 การทดสอบความปลอดภัยทางไฟฟ้า

1) วัตถุประสงค์

เพื่อหาค่าความต้านทานของสายกราวด์และค่ากระแสไฟฟ้ารั่วไหลของเครื่องสันสะเทือนปอดเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ ว่าอยู่ในเกณฑ์ของมาตรฐาน IEC60601-1 หรือไม่

2) วัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบ

2.1) เครื่องสันสะเทือนปอดเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ

2.2) เครื่อง Fluke ESA620 Electrical Safety Analyzer

3) วิธีทำการทดสอบ

3.1) หาค่าความต้านทานของเครื่อง เสียบปลั๊กไฟของเครื่องสันสะเทือนปอดเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบเข้ากับเครื่องวัดความปลอดภัยทางไฟฟ้า Fluke ESA620 Electrical Safety Analyzer

3.2) เปิด Fluke ESA620 Electrical Safety Analyzer

3.3) อ่านค่าความต้านทานนำของสายกราวด์และบันทึกผลการทดสอบ

3.4) หาค่ากระแสไฟฟ้ารั่วไหลของเครื่องสันสะเทือนปอดเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบเข้ากับเครื่องวัดความปลอดภัยทางไฟฟ้า Fluke ESA620 Electrical Safety Analyzer

3.5) เปิด Fluke ESA620 Electrical Safety Analyzer

3.6) อ่านค่ากระแสไฟฟ้ารั่วไหลและบันทึกผลการทดสอบ

3.7) สรุปผลการทดสอบ

3.3.3.2 การทดสอบระดับความดังของเสียง

1) วัตถุประสงค์

เพื่อหาค่าระดับความดังของเสียงด้วยเครื่อง Sound Level Meter รุ่น DT-8850

2) วัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบ

2.1) เครื่องสันสะเทือนปอดเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอด
อักเสบ

2.2) เครื่อง Sound Level Meter รุ่น DT-8850

3) วิธีการทดสอบ

3.1) นำเครื่อง Sound Level Meter รุ่น DT-8850 มาวัดค่าความดังของหัวส่ง
แรง โดยให้ไมโครโฟนอยู่ทางด้านหน้าของเครื่อง 10 เซนติเมตร

3.2) ทำการวัดค่าความดังเสียงของหัวส่งแรงใน 2 ขณะ คือ ขณะที่ยังไม่มีการ
ทำงานของเครื่อง ขณะที่มีการทำงานของเครื่อง

3.3) บันทึกผลการทดสอบ

3.4) สรุปผลการทดสอบ



บทที่ 4

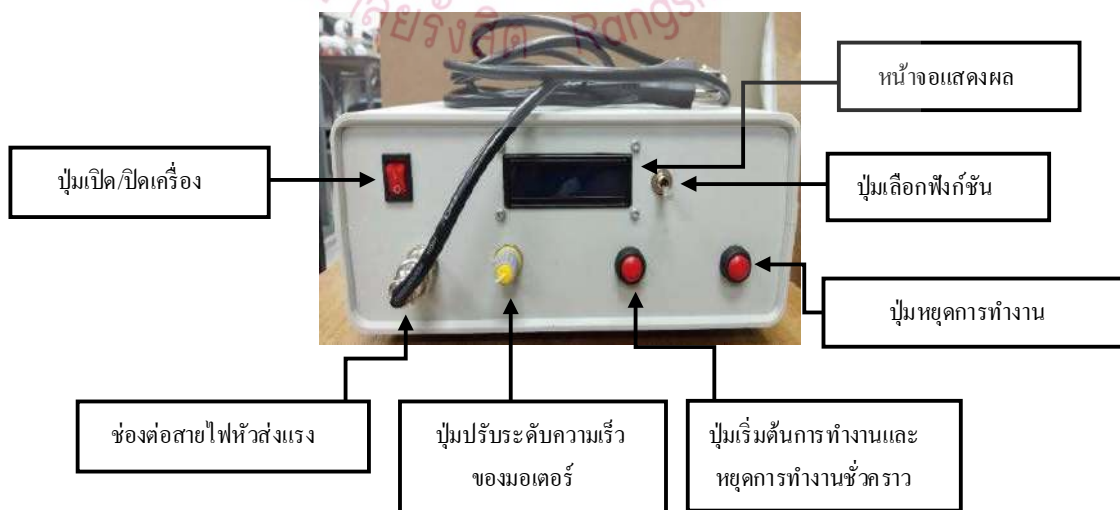
ผลการดำเนินงาน

4.1 ผลการจัดทำโครงการ

จากการจัดทำโครงการของการออกแบบและสร้างเครื่องต้นแบบเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ ผลการทำโครงการสามารถใช้งานได้จริง ดังรูปที่ 4.1 และรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.1 การออกแบบและสร้างเครื่องต้นแบบเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ



รูปที่ 4.2 ลักษณะของส่วนควบคุมและชุดแหล่งจ่ายไฟ

ออกแบบและสร้างเครื่องสั่นสะเทือนปอดเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบเมื่อเสร็จสมบูรณ์จะมีคุณสมบัติต่าง ๆ ดังนี้ คือ

4.1.1 สามารถสั่นสะเทือนปอดได้ โดยความถี่อยู่ที่ระหว่าง 8- 20 Hz

4.1.2 สามารถเลือกฟังก์ชันในการทำงานได้ 2 ฟังก์ชัน คือ แบบสั่นต่อเนื่องและแบบสั่น-หยุด

4.1.3 สามารถปรับระดับความเร็วของมอเตอร์ได้ตามที่ความต้องการของผู้ใช้งาน

4.1.4 ระบบแหล่งจ่ายไฟฟ้า สามารถใช้งานได้ทั้งไฟฟ้ากระแสสลับและไฟฟ้ากระแสตรงจากแบตเตอรี่

4.2 ผลการทดสอบโครงการ

จากการทดสอบ โครงการออกแบบและสร้างเครื่องสั่นสะเทือนปอดเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ ได้แบ่งออกเป็น 3 ส่วน ส่วนแรกคือการทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง ส่วนที่สองคือการทดสอบฟังก์ชันการทำงาน และส่วนที่สามคือการทดสอบความปลอดภัย ซึ่งมีรายละเอียดผลการทดสอบดังนี้

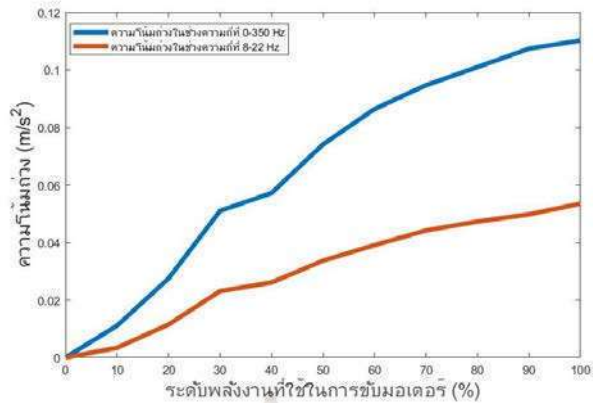
4.2.1 การทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง

4.2.1.1 การทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบสั่นต่อเนื่อง

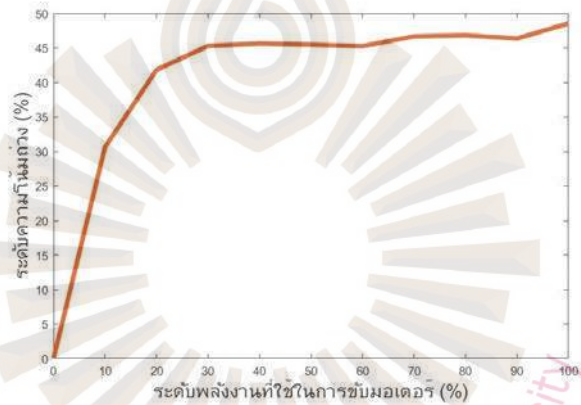
การทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบสั่นต่อเนื่อง โดยเก็บผลจากโปรแกรม Arduino มาแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลในโปรแกรม Matlab เพื่อตรวจสอบหาความถี่ภายในหัวส่งแรง และความ โน้มถ่วงของเครื่องสั่นสะเทือนปอดเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ แบบสั่นต่อเนื่อง ได้ผลดังนี้

ตารางที่ 4.1 แสดงผลการทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบสันตอเนื่อง หัวส่งแรง แบบที่ 1 ใน
แกน X

จำนวน ครั้ง ที่ทดสอบ (ครั้ง)	ระดับพลังงาน ที่ใช้ในการขับ มอเตอร์ (%)	ค่าที่บันทึกผลในช่วงความถี่ ทั้งหมด ในช่วงความถี่ที่ 0 - 350 Hz		ค่าข้อมูลที่ผ่านมาตัวกรอง ในช่วงความถี่ 8 - 22 Hz	
		แอมพลิจูด		แอมพลิจูด	
		ความต่าง ศักย์ไฟฟ้า (Volt)	ความโน้มถ่วง (m/s ²)	ความต่าง ศักย์ไฟฟ้า (Volt)	ความโน้มถ่วง (m/s ²)
1	10	0.0055	0.0111	0.0037	0.0034
2	20	0.0157	0.0275	0.0105	0.0115
3	30	0.0255	0.0510	0.0145	0.0231
4	40	0.0286	0.0572	0.0185	0.0261
5	50	0.0450	0.0741	0.0285	0.0337
6	60	0.0513	0.0864	0.0286	0.0391
7	70	0.0540	0.0947	0.0292	0.0442
8	80	0.0599	0.1010	0.0295	0.0473
9	90	0.0637	0.1074	0.0322	0.0498
10	100	0.0651	0.1102	0.0347	0.0535



รูปที่ 4.3 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับมอเตอร์กับค่าความโน้มถ่วงที่เกิดขึ้นในตัวระบบของการส่งการสั่นต่อเนื่องหัวส่งแรง แบบที่ 1 ในแกน X

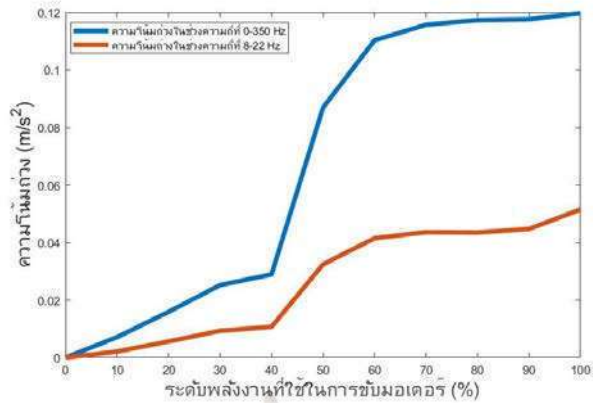


รูปที่ 4.4 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับมอเตอร์ค่าความโน้มถ่วงที่มีความถี่ 8 - 22 Hz อยู่ในแรงโน้มถ่วงทั้งหมด

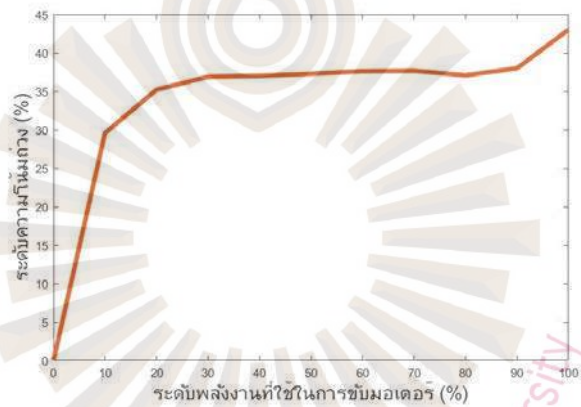
สรุปผลการทดสอบ จากแสดงผลรูปที่ 4.3 จะเห็นได้ว่าเมื่อระดับพลังงานที่ใช้ในการขับมอเตอร์เพิ่มขึ้นค่าของความโน้มถ่วงที่เกิดขึ้นภายในตัวระบบจะเพิ่มขึ้นตามความถ่วง โดยรูปที่ 4.4 ค่าเฉลี่ยความถี่ที่ 8 - 22 Hz ของความโน้มถ่วงรวมอยู่ในช่วง 10 - 100 ของ ระดับความเร็วในการสั่นสะเทือน มีค่าเฉลี่ยความโน้มถ่วงรวม 44.25 %

ตารางที่ 4.2 แสดงผลการทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบสันตอเนื่อง หัวส่งแรง แบบที่ 1 ในแกน Y

จำนวน ครั้ง ที่ทดสอบ (ครั้ง)	ระดับพลังงาน ที่ใช้ในการขับ มอเตอร์ (%)	ค่าที่บันทึกผลในช่วงความถี่ ทั้งหมด ในช่วงความถี่ที่ 0 - 350 Hz		ค่าข้อมูลที่ผ่านตัวกรอง ในช่วงความถี่ 8 - 22 Hz	
		แอมพลิจูด		แอมพลิจูด	
		ความต่าง ศักย์ไฟฟ้า (Volt)	ความโน้มถ่วง (m/s^2)	ความต่าง ศักย์ไฟฟ้า (Volt)	ความโน้มถ่วง (m/s^2)
1	10	0.0036	0.0071	0.0012	0.0021
2	20	0.0080	0.0159	0.0068	0.0056
3	30	0.0126	0.0252	0.0107	0.0093
4	40	0.0145	0.0289	0.0116	0.0107
5	50	0.0434	0.0869	0.0192	0.0324
6	60	0.0531	0.1103	0.0207	0.0415
7	70	0.0574	0.1157	0.0217	0.0436
8	80	0.0578	0.1173	0.0208	0.0435
9	90	0.0586	0.1176	0.0224	0.0447
10	100	0.0599	0.1197	0.0258	0.0515



รูปที่ 4.5 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับมอเตอร์กับค่าความโน้มถ่วงที่เกิดขึ้นในตัวระบบของการส่งการสั่นต่อเนื่องหัวส่งแรง แบบที่ 1 ในแกน Y

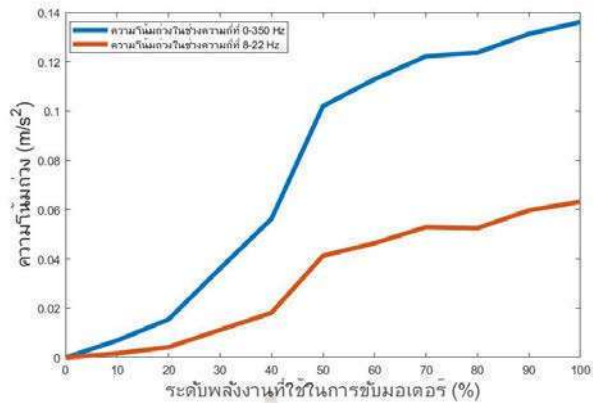


รูปที่ 4.6 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับมอเตอร์กับค่าความโน้มถ่วงที่มีความถี่ 8 - 22 Hz อยู่ในแรงโน้มถ่วงทั้งหมด

สรุปผลการทดสอบ จากแสดงผลรูปที่ 4.4 จะเห็นได้ว่า เมื่อระดับพลังงานที่ใช้ในการขับมอเตอร์เพิ่มขึ้นค่าของความโน้มถ่วงที่เกิดขึ้นภายในตัวระบบจะเพิ่มขึ้นตามความถ่วง โดยรูปที่ 4.5 ค่าเฉลี่ยความถี่ที่ 8-22 Hz ของความโน้มถ่วงรวมอยู่ในช่วง 10-100 ของ ระดับความเร็วในการสั่นสะเทือน มีค่าเฉลี่ยความโน้มถ่วงรวม 43.02 %

ตารางที่ 4.3 แสดงผลการทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบสันตอเนื่อง หัวส่งแรง แบบที่ 1 ในแกน Z

จำนวน ครั้ง ที่ทดสอบ (ครั้ง)	ระดับพลังงาน ที่ใช้ในการขับ มอเตอร์ (%)	ค่าที่บันทึกผลในช่วงความถี่ ทั้งหมด ในช่วงความถี่ที่ 0 - 350 Hz		ค่าข้อมูลที่ผ่านมาตัวกรอง ในช่วงความถี่ 8 - 22 Hz	
		แอมพลิจูด		แอมพลิจูด	
		ความต่าง ศักย์ไฟฟ้า (Volt)	ความโน้มถ่วง (m/s ²)	ความต่าง ศักย์ไฟฟ้า (Volt)	ความโน้มถ่วง (m/s ²)
1	10	0.0035	0.0069	0.0032	0.0017
2	20	0.0078	0.0155	0.0056	0.0042
3	30	0.0180	0.0361	0.0067	0.0112
4	40	0.0232	0.0563	0.0086	0.0182
5	50	0.0524	0.1020	0.0226	0.0413
6	60	0.0654	0.1129	0.0229	0.0464
7	70	0.0711	0.1222	0.0264	0.0529
8	80	0.0803	0.1237	0.0263	0.0525
9	90	0.0856	0.1313	0.0299	0.0597
10	100	0.0931	0.1361	0.0316	0.0632



รูปที่ 4.7 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับเคลื่อนกับค่าความโน้มถ่วงที่เกิดขึ้นในตัวระบบของการส่งกำลังการสั่นต่อเนื่องหัวส่งแรง แบบที่ 1 ในแกน Z

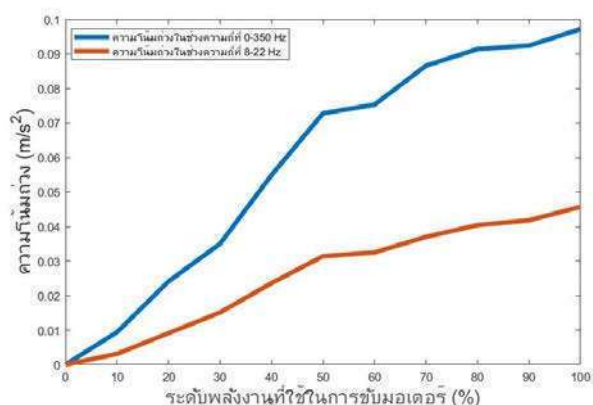


รูปที่ 4.8 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับเคลื่อนกับค่าความโน้มถ่วงที่มีความถี่ 8 - 22 Hz อยู่ในแรงโน้มถ่วงทั้งหมด

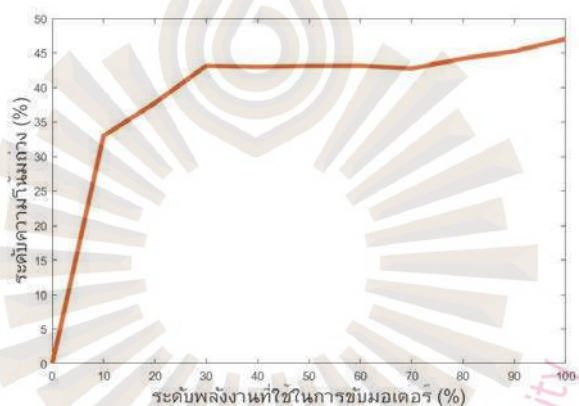
สรุปผลการทดสอบ จากแสดงผลรูปที่ 4.7 จะเห็นได้ว่า เมื่อระดับพลังงานที่ใช้ในการขับเคลื่อนเพิ่มขึ้นค่าของความโน้มถ่วงที่เกิดขึ้นภายในตัวระบบจะเพิ่มขึ้นตามความถ่วง โดยรูปที่ 4.8 ค่าเฉลี่ยความถี่ที่ 8-22 Hz ของความโน้มถ่วงรวมอยู่ในช่วง 10-100 ของระดับความเร็วในการสั่นสะเทือน มีค่าเฉลี่ยความโน้มถ่วงรวม 37.43 %

ตารางที่ 4.4 แสดงผลการทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบสันตอเนื่อง หัวส่งแรง แบบที่ 1 ใน แกน X, Y, Z

จำนวน ครั้ง ที่ทดสอบ (ครั้ง)	ระดับพลังงาน ที่ใช้ในการขับ มอเตอร์ (%)	ค่าที่บันทึกผลในช่วงความถี่ ทั้งหมด ในช่วงความถี่ที่ 0 - 350 Hz		ค่าข้อมูลที่ผ่านตัวกรอง ในช่วงความถี่ 8 - 22 Hz	
		แอมพลิจูด		แอมพลิจูด	
		ความต่าง ศักย์ไฟฟ้า (Volt)	ความโน้มถ่วง (m/s^2)	ความต่าง ศักย์ไฟฟ้า (Volt)	ความโน้มถ่วง (m/s^2)
1	10	0.0047	0.0094	0.0022	0.0031
2	20	0.0120	0.0241	0.0095	0.0091
3	30	0.0175	0.0350	0.0140	0.0151
4	40	0.0277	0.0549	0.0138	0.0236
5	50	0.0364	0.0728	0.0157	0.0314
6	60	0.0377	0.0753	0.0168	0.0325
7	70	0.0433	0.0866	0.0185	0.0370
8	80	0.0457	0.0914	0.0202	0.0404
9	90	0.0462	0.0924	0.0197	0.0418
10	100	0.0468	0.0972	0.0208	0.0457



รูปที่ 4.9 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับเคลื่อนมอเตอร์กับค่าความโน้มถ่วงที่เกิดขึ้นในตัวยานของเครื่องจักรเนื่องด้วยแรงสั่นสะเทือนแบบที่ 1 ในแกน X, Y, Z



รูปที่ 4.10 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับเคลื่อนมอเตอร์กับค่าความโน้มถ่วงที่มีความถี่ 8 - 22 Hz อยู่ในแรงโน้มถ่วงทั้งหมด

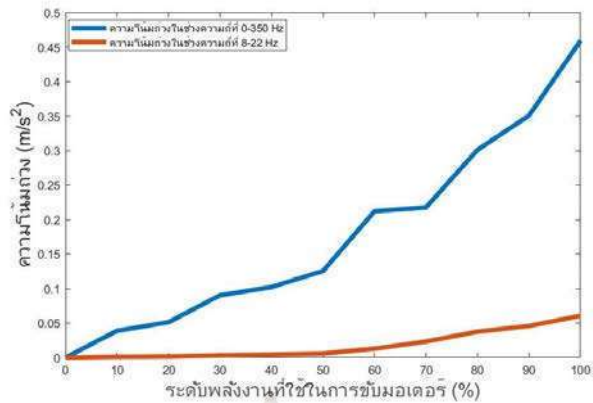
สรุปผลการทดสอบ จากแสดงผลรูปที่ 4.9 จะเห็นได้ว่าเมื่อระดับพลังงานที่ใช้ในการขับเคลื่อนเพิ่มขึ้นค่าของความโน้มถ่วงที่เกิดขึ้นภายในตัวยานจะเพิ่มขึ้นตามความถี่ โดยรูปที่ 4.10 ค่าเฉลี่ยความถี่ที่ 8-22 Hz ของความโน้มถ่วงรวมอยู่ในช่วง 10-100 ของระดับความเร็วในการสั่นสะเทือน มีค่าเฉลี่ยความโน้มถ่วงรวม 42.23 %

สรุปผลการทดสอบการสั่นสะเทือนเนื่องด้วยแรงสั่นสะเทือนแบบที่ 1 และแบบที่ 2 การทำงานของเครื่องสั่นสะเทือนปอด โดยทำการทดสอบหาความถี่ในหัวสั่น พบว่าความถี่ในหัวสั่นแรงที่ได้ออกแบบ มีความถี่อยู่ที่ 0-350 Hz ในการวิเคราะห์จึงได้ออกแบบการกรองความถี่ต่ำจากโปรแกรม Matlab โดยใช้คำสั่ง FDATool เพื่อตรวจสอบความถี่ที่อยู่ในของหัวสั่นแรง ความถี่ที่ใช้ในการระบายเสมหะสำหรับโรคปอดอักเสบจะมีความถี่อยู่ในช่วง 10-20 Hz พบว่าจากการกรอง

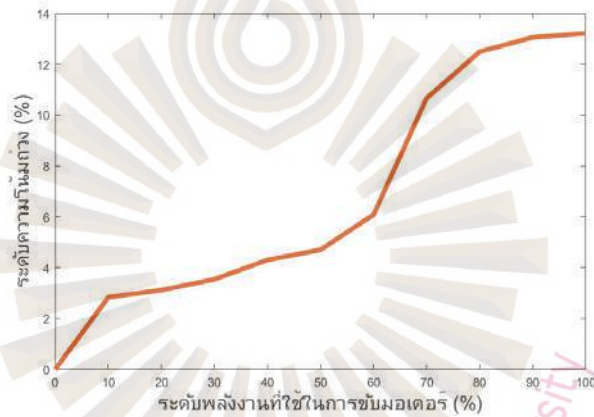
สัญญาณความถี่ของหัวส่งแรงมีความถี่อยู่ที่ 8-22 Hz ทั้ง 3 แกน ดังนั้น เครื่องสั่นสะเทือนปอดสามารถที่จะนำไปใช้ในทางกายภาพได้ โดยหัวส่งแรง แบบที่ 1 จะมีค่าแรง โน้มถ่วงน้อยกว่าหัวส่งแรง แบบที่

ตารางที่ 4.5 แสดงผลการทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบสั่นต่อเนื่อง หัวส่งแรง แบบที่ 2 ในแกน X

จำนวน ครั้ง ที่ทดสอบ (ครั้ง)	ระดับพลังงาน ที่ใช้ในการขับ มอเตอร์ (%)	ค่าที่บันทึกผลในช่วงความถี่ ทั้งหมด ในช่วงความถี่ที่ 0 - 350 Hz		ค่าข้อมูลที่ผ่านตัวกรอง ในช่วงความถี่ 8 - 22 Hz	
		แอมพลิจูด		แอมพลิจูด	
		ความต่าง ศักย์ไฟฟ้า (Volt)	ความโน้มถ่วง (m/s^2)	ความต่าง ศักย์ไฟฟ้า (Volt)	ความโน้มถ่วง (m/s^2)
1	10	0.0044	0.0388	0.0004	0.0011
2	20	0.0256	0.0513	0.0009	0.0016
3	30	0.0452	0.0903	0.0011	0.0032
4	40	0.0511	0.1022	0.0012	0.0044
5	50	0.0627	0.1254	0.0030	0.0059
6	60	0.1060	0.2120	0.0064	0.0129
7	70	0.1137	0.2175	0.0160	0.0232
8	80	0.1505	0.3009	0.0188	0.0376
9	90	0.1753	0.3506	0.0229	0.0458
10	100	0.2295	0.4591	0.0303	0.0607



รูปที่ 4.11 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับมอเตอร์กับค่าความโน้มถ่วงที่เกิดขึ้นในตัวระบบของการสั่งงานการสันต่อเนื่องหัวส่งแรง แบบที่ 2 ในแกน X

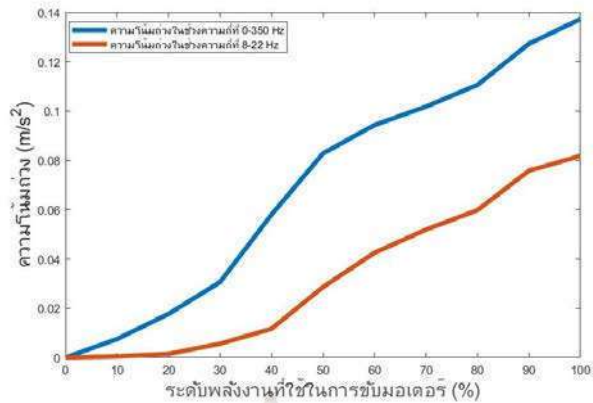


รูปที่ 4.12 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับมอเตอร์กับค่าความโน้มถ่วงที่มีความถี่ 8 - 22 Hz อยู่ในแรงโน้มถ่วงทั้งหมด

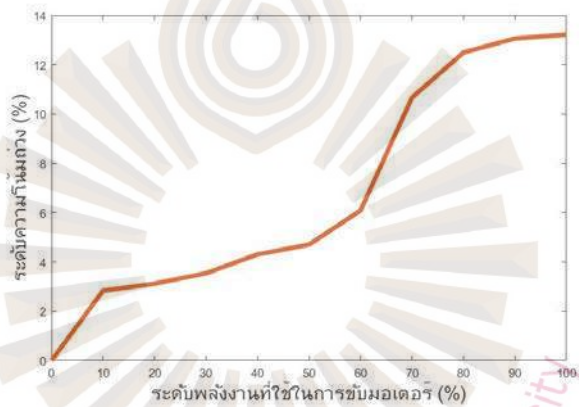
สรุปผลการทดสอบ จากแสดงผลรูปที่ 4.11 จะเห็นได้ว่าเมื่อระดับพลังงานที่ใช้ในการขับมอเตอร์เพิ่มขึ้นค่าของความโน้มถ่วงที่เกิดขึ้นภายในตัวระบบจะเพิ่มขึ้นตามความถ่วง โดยรูปที่ 4.12 ค่าเฉลี่ยความถี่ที่ 8-22 Hz ของความโน้มถ่วงรวมอยู่ในช่วง 10-100 ของระดับความเร็วในการสันสะเทือน มีค่าเฉลี่ยความโน้มถ่วงรวม 7.40 %

ตารางที่ 4.6 แสดงผลการทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบสันตอเนื่อง หัวส่งแรง แบบที่ 2 ในแกน Y

จำนวน ครั้ง ที่ทดสอบ (ครั้ง)	ระดับพลังงาน ที่ใช้ในการขับ มอเตอร์ (%)	ค่าที่บันทึกผลในช่วงความถี่ ทั้งหมด ในช่วงความถี่ที่ 0 - 350 Hz		ค่าข้อมูลที่ผ่านตัวกรอง ในช่วงความถี่ 8 - 22 Hz	
		แอมพลิจูด		แอมพลิจูด	
		ความต่าง ศักย์ไฟฟ้า (Volt)	ความโน้มถ่วง (m/s ²)	ความต่าง ศักย์ไฟฟ้า (Volt)	ความโน้มถ่วง (m/s ²)
1	10	0.0038	0.0075	0.0007	0.0005
2	20	0.0089	0.0177	0.0061	0.0015
3	30	0.0153	0.0306	0.0077	0.0056
4	40	0.0190	0.0580	0.0085	0.0117
5	50	0.0479	0.0828	0.0093	0.0286
6	60	0.0572	0.0943	0.0163	0.0425
7	70	0.0634	0.1018	0.0259	0.0519
8	80	0.0703	0.1106	0.0299	0.0598
9	90	0.0916	0.1273	0.0404	0.0758
10	100	0.0986	0.1373	0.0404	0.0818



รูปที่ 4.13 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับเคลื่อนกับความถี่ที่เกิดขึ้นในตัวระบบของการสั่งงานการขับเคลื่อนเนื่องด้วยแรง แบบที่ 2 ในแกน Y

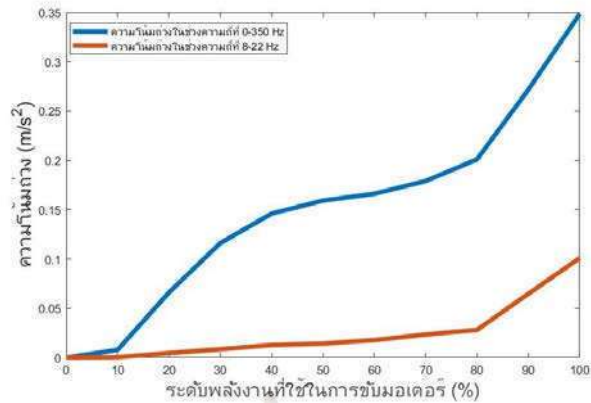


รูปที่ 4.14 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับเคลื่อนกับค่าความถี่ที่มีความถี่ 8 - 22 Hz อยู่ในความถี่ทั้งหมด

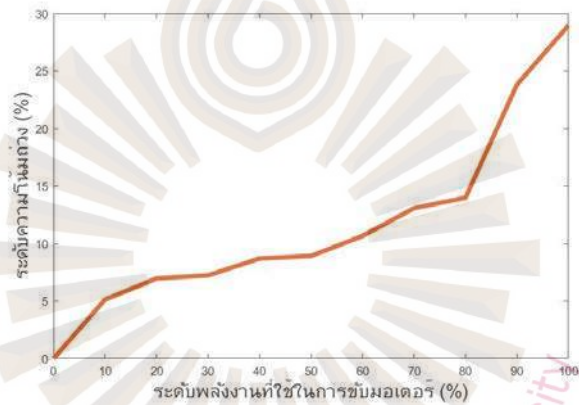
สรุปผลการทดสอบ จากแสดงผลรูปที่ 4.13 จะเห็นได้ว่า เมื่อระดับพลังงานที่ใช้ในการขับเคลื่อนเพิ่มขึ้นค่าของความถี่ที่เกิดขึ้นภายในตัวระบบจะเพิ่มขึ้นตามความถี่ โดยรูปที่ 4.14 ค่าเฉลี่ยความถี่ที่ 8-22 Hz ของความถี่รวมอยู่ในช่วง 10-100 ของระดับความเร็วในการขับเคลื่อน มีค่าเฉลี่ยความถี่รวม 20.89 %

ตารางที่ 4.7 แสดงผลการทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบสั้นต่อเนื่อง หัวส่งแรง แบบที่ 2 ในแกน Z

จำนวน ครั้ง ที่ทดสอบ (ครั้ง)	ระดับพลังงาน ที่ใช้ในการขับ มอเตอร์ (%)	ค่าที่บันทึกผลในช่วงความถี่ ทั้งหมด ในช่วงความถี่ที่ 0 - 350 Hz		ค่าข้อมูลที่ผ่านตัวกรอง ในช่วงความถี่ 8 - 22 Hz	
		แอมพลิจูด		แอมพลิจูด	
		ความต่าง ศักย์ไฟฟ้า (Volt)	ความโน้มถ่วง (m/s ²)	ความต่าง ศักย์ไฟฟ้า (Volt)	ความโน้มถ่วง (m/s ²)
1	10	0.0039	0.0078	0.0012	0.0004
2	20	0.0330	0.0660	0.0017	0.0046
3	30	0.0514	0.1161	0.0019	0.0084
4	40	0.0730	0.1460	0.0023	0.0127
5	50	0.0796	0.1592	0.0027	0.0142
6	60	0.0830	0.1661	0.0038	0.0177
7	70	0.0869	0.1790	0.0117	0.0234
8	80	0.1005	0.2010	0.0131	0.0281
9	90	0.1359	0.2717	0.0285	0.0647
10	100	0.1742	0.3484	0.0503	0.1009



รูปที่ 4.15 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับเคลื่อนมอเตอร์กับค่าความโน้มถ่วงที่เกิดขึ้นในตัวระบบของการส่งงานการสั่นต่อเนื่องหัวส่งแรง แบบที่ 2 ในแกน Z

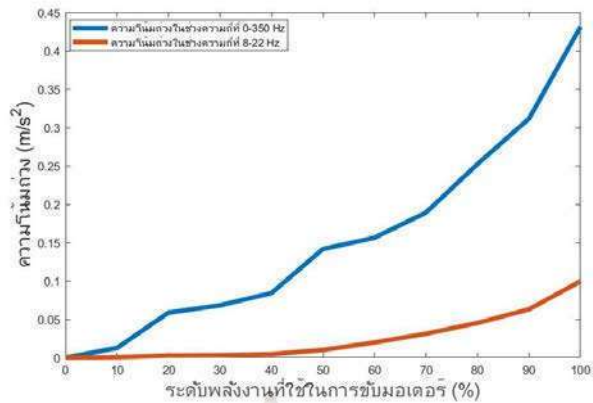


รูปที่ 4.16 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับเคลื่อนมอเตอร์กับค่าความโน้มถ่วงที่มีความถี่ 8 - 22 Hz อยู่ในแรงโน้มถ่วงทั้งหมด

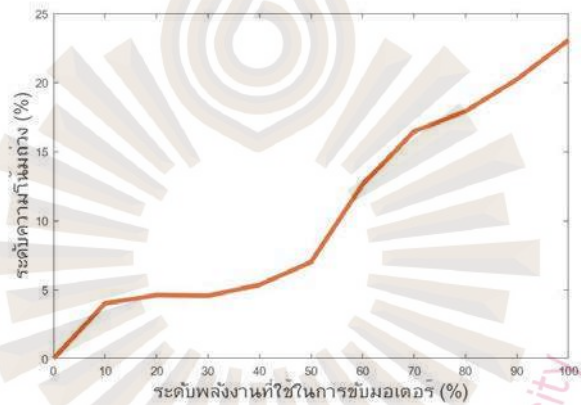
สรุปผลการทดสอบ จากผลสรุปที่ 4.15 จะเห็นได้ว่า เมื่อระดับพลังงานที่ใช้ในการขับเคลื่อนเพิ่มขึ้นค่าของความโน้มถ่วงที่เกิดขึ้นภายในตัวระบบจะเพิ่มขึ้นตาม ความถ่วง โดยรูปที่ 4.16 ค่าเฉลี่ยความถี่ที่ 8-22 Hz ของความโน้มถ่วงรวมอยู่ในช่วง 10-100 ของ ระดับความเร็วในการสั่นสะเทือน มีค่าเฉลี่ยความโน้มถ่วงรวม 12.74 %

ตารางที่ 4.8 แสดงผลการทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบสันตอเนื่อง หัวส่งแรง แบบที่ 2 ใน แกน X, Y, Z

จำนวน ครั้ง ที่ทดสอบ (ครั้ง)	ระดับพลังงาน ที่ใช้ในการขับ มอเตอร์ (%)	ค่าที่บันทึกผลในช่วงความถี่ ทั้งหมด ในช่วงความถี่ที่ 0 - 350 Hz		ค่าข้อมูลที่ผ่านมาตัวกรอง ในช่วงความถี่ 8 - 22 Hz	
		แอมพลิจูด		แอมพลิจูด	
		ความต่าง ศักย์ไฟฟ้า (Volt)	ความโน้มถ่วง (m/s ²)	ความต่าง ศักย์ไฟฟ้า (Volt)	ความโน้มถ่วง (m/s ²)
1	10	0.0063	0.0125	0.0008	0.0005
2	20	0.0294	0.0587	0.0011	0.0027
3	30	0.0352	0.0681	0.0013	0.0031
4	40	0.0421	0.0842	0.0017	0.0045
5	50	0.0708	0.1416	0.0050	0.0099
6	60	0.0781	0.1563	0.0140	0.0197
7	70	0.0945	0.1891	0.0236	0.0311
8	80	0.1262	0.2523	0.0286	0.0452
9	90	0.1557	0.3115	0.0315	0.0630
10	100	0.2157	0.4314	0.0547	0.0995



รูปที่ 4.17 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับเคลื่อนกับค่าความโน้มถ่วงที่เกิดขึ้นในตัวระบบของการสั่งงานการขับเคลื่อนเนื่องด้วยแรง แบบที่ 2 ในแกน X, Y, Z



รูปที่ 4.18 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระดับพลังงานที่ใช้ในการขับเคลื่อนกับค่าความโน้มถ่วงที่มีความถี่ 8 - 22 Hz อยู่ในแรงโน้มถ่วงทั้งหมด

สรุปผลการทดสอบ จากแสดงผลรูปที่ 4.17 จะเห็นได้ว่าเมื่อระดับพลังงานที่ใช้ในการขับเคลื่อนเพิ่มขึ้นค่าของความโน้มถ่วงที่เกิดขึ้นภายในตัวระบบจะเพิ่มขึ้นตามความถ่วง โดยรูปที่ 4.18 ค่าเฉลี่ยความถี่ที่ 8-22 Hz ของความโน้มถ่วงรวมอยู่ในช่วง 10-100 ของระดับความเร็วในการขับเคลื่อน มีค่าเฉลี่ยความโน้มถ่วงรวม 15.57 %

สรุปผลการทดสอบการขับเคลื่อนเนื่องด้วยแรง แบบที่ 1 และแบบที่ 2 การทำงานของเครื่องขับเคลื่อนปอด โดยทำการทดสอบหาความถี่ในหัวสัน พบว่าความถี่ในหัวส่งแรงที่ได้ออกแบบ มีความถี่อยู่ที่ 0-350 Hz ในการวิเคราะห์จึงได้ออกแบบการกรองความถี่ต่ำจากโปรแกรม Matlab โดยใช้คำสั่ง FDATool เพื่อตรวจสอบความถี่ที่อยู่ในของหัวส่งแรง ความถี่ที่ใช้ในการระบายเสมหะสำหรับโรคปอดอักเสบจะมีความถี่อยู่ในช่วง 10-20 Hz พบว่าจากการกรอง

สัญญาณความถี่ของหัวส่งแรงมีความถี่อยู่ที่ 8-22 Hz ทั้ง 3 แคน ดังนั้น เครื่องสันสะท้อนปอดสามารถที่จะนำไปใช้ในทางกายภาพได้ โดยหัวส่งแรง แบบที่ 1 จะมีค่าแรงโน้มถ่วงน้อยกว่าหัวส่งแรง แบบที่ 2

4.2.1.2 การทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบสันหยุด

การทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบสันหยุด โดยทำการจับเวลาภายใน 1 นาที เพื่อตรวจสอบว่าโปรแกรมทำการสันหยุด โดยสัน 5 วินาที หยุด 3 วินาที สามารถสันหยุดได้กี่ครั้ง

ตารางที่ 4.9 ผลการทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบหยุดสัน

จำนวนครั้งที่ทดสอบ (ครั้ง)	เวลาที่ใช้ในการทดสอบ (นาที)	จำนวนครั้งที่ต้องได้ (สัน)	จำนวนครั้งที่ทำได้ (สัน)	จำนวนครั้งที่ต้องได้ (หยุด)	จำนวนครั้งที่ทำได้ (หยุด)
1	1	8	7	8	7
2	1	8	7	8	7
3	1	8	7	8	7
ค่าความคลาดเคลื่อน		0.875 %		0.875 %	

สรุปผลการทดสอบ จะเห็นได้ว่า การทดสอบคุณสมบัติของเครื่อง แบบสันหยุด โดยทำการจับเวลาเพื่อตรวจสอบว่าโปรแกรมทำการสันหยุดที่สัน 5 วินาที หยุด 3 วินาที ภายใน 1 นาที เครื่องสามารถทำการสันได้ 7 ครั้ง และหยุดได้ 7 ครั้ง มีความคลาดเคลื่อนอยู่ที่ 0.875% ทั้งนี้ความผิดพลาดเกิดมาจากค่า Delay ในการนับเวลาของไมโครคอนโทรลเลอร์

4.2.2 การทดสอบฟังก์ชันการทำงาน

4.2.2.1 ผลการทดสอบปรับเพิ่ม-ลด ความเร็วของมอเตอร์

ตารางที่ 4.10 ผลการทดสอบการปรับเพิ่ม-ลด ความเร็วของมอเตอร์

จำนวนครั้งที่ทดสอบ (ครั้ง)	10
จำนวนครั้งที่ทำได้ (ครั้ง)	10
เปอร์เซ็นต์การใช้งาน (%)	100

สรุปผลการทดสอบ จะเห็นได้ว่าผลการทดสอบการปรับเพิ่ม-ลด ความเร็วของมอเตอร์ จากการใช้ตัวต้านทานชนิดปรับค่าได้ มีค่าความถูกต้อง 100%

4.2.2.2 ผลการทดสอบสวิตช์เริ่มการทำงาน

ตารางที่ 4.11 ผลการทดสอบสวิตช์เริ่มการทำงาน

จำนวนครั้งที่ทดสอบ (ครั้ง)	10
จำนวนครั้งที่ทำได้ (ครั้ง)	10
เปอร์เซ็นต์การใช้งาน (%)	100

สรุปผลการทดสอบ จะเห็นได้ว่าผลการทดสอบสวิตช์เริ่มการทำงานของ มอเตอร์ มีค่าความถูกต้อง 100%

4.2.2.3 ผลการทดสอบสวิตช์หยุดการทำงาน

ตารางที่ 4.12 ผลการทดสอบสวิตช์หยุดการทำงาน

จำนวนครั้งที่ทดสอบ (ครั้ง)	10
จำนวนครั้งที่ทำได้ (ครั้ง)	10
เปอร์เซ็นต์การใช้งาน (%)	100

สรุปผลการทดสอบ จะเห็นได้ว่าผลการทดสอบสวิตช์หยุดการทำงานของการทำงานมอเตอร์ มีค่าความถูกต้อง 100%

4.2.2.4 ผลการทดสอบสวิตช์ฟังก์ชันในการสั่งระเหือน

ตารางที่ 4.13 ผลการทดสอบสวิตช์ฟังก์ชันในการสั่งระเหือน

จำนวนครั้งที่ทดสอบ (ครั้ง)	10
จำนวนครั้งที่ทำได้ (ครั้ง)	10
เปอร์เซ็นต์การใช้งาน (%)	100

สรุปผลการทดสอบ จะเห็นได้ว่าผลการทดสอบสวิตช์ฟังก์ชันในการสั่งระเหือน มีค่าความถูกต้อง 100%

4.2.3 การทดสอบความปลอดภัย

4.2.3.1 ผลการทดสอบความปลอดภัยทางไฟฟ้า

การทดสอบความปลอดภัยทางไฟฟ้า โดยทำการทดสอบ 2 ส่วน คือ การทดสอบหาค่าความต้านทานของสายกราวด์ของเครื่องและการทดสอบหาค่ากระแสไฟฟ้ารั่วไหลของเครื่อง

ตารางที่ 4.14 ผลการทดสอบหาค่าความต้านทานของสายกราวด์

จำนวนครั้งที่ทดสอบ (ครั้ง)	ค่าความต้านทานของสายกราวด์ (Ω)
1	0.14
2	0.11
3	0.21
4	0.17
5	0.19
6	0.15
7	0.17
8	0.15
9	0.18
10	0.10
ค่าเฉลี่ย	0.16
ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน	0.03

ตารางที่ 4.15 ผลการทดสอบกระแสไฟฟ้ารั่วไหลของเครื่อง

จำนวนครั้งที่ทดสอบ (ครั้ง)	กระแสไฟฟ้ารั่วไหล (μA)
1	275
2	277
3	267
4	292
5	278
6	269
7	276
8	283
9	285
10	276
ค่าเฉลี่ย	278
ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน	7.35

สรุปผลการทดสอบ จากการทดสอบความปลอดภัยทางไฟฟ้า โดยใช้เครื่องมาตรฐาน Fluke ESA620 Electrical Safety Analyzer ค่าความต้านทานสายกราวด์ของเครื่องสั้นสะท้อนปอด เพื่อการระบายสเมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ มีค่าเฉลี่ยอยู่ที่ 0.157 Ω ซึ่งอยู่ในเกณฑ์ยอมรับได้ ค่าไม่เกิน 0.2 Ω และค่ากระแสไฟฟ้ารั่วไหลค่าเฉลี่ยอยู่ที่ 278 μA ซึ่งอยู่ในเกณฑ์ยอมรับได้ 500 μA ตามมาตรฐาน IEC 60601-1 การทดสอบความปลอดภัยทางไฟฟ้า

4.2.3.2 ผลการทดสอบระดับความดังของเสียง

การทดสอบระดับความดังของเสียง ด้วยเครื่องมาตรฐาน Sound Level Meter รุ่น DT-8850 โดยทำการทดสอบระดับความดังทางเสียงจากหัวส่งแรง

ตารางที่ 4.16 ผลการทดสอบระดับความดังของเสียง

จำนวนครั้งที่ทดสอบ (ครั้ง)	ขณะที่เครื่องยังไม่ ทำงาน (dB)	ขณะที่เครื่องเปิดการ ใช้งานหัวส่งแรง 1 เสียง (dB)	ขณะที่เครื่องเปิดการ ใช้งานหัวส่งแรง 2 เสียง (dB)
1	46.80	58.80	77.80
2	46.70	58.70	77.90
3	46.70	58.70	77.70
4	46.80	58.90	77.90
5	46.60	58.60	78.00
6	46.70	58.80	77.80
7	46.60	58.70	77.80
8	46.70	58.90	77.70
9	46.80	58.80	77.90
10	46.70	58.70	77.90
ค่าเฉลี่ย	46.71	58.76	77.84

หาค่าเฉลี่ยระดับความดังของเสียงสุทธีจากเครื่องดังตารางที่ 4.17

ตารางที่ 4.17 แสดงผลค่าเฉลี่ยระดับความดังของเสียงสุทธี

การทดสอบ	ค่าเฉลี่ยระดับความดังของเสียงสุทธี (dB)	ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน
ขณะที่เครื่องยังไม่เปิดใช้งาน	46.71	0.07
ขณะที่เครื่องเปิดใช้งานหัวส่งแรง 1	58.48	0.10
ขณะที่เครื่องเปิดใช้งานหัวส่งแรง 2	77.84	0.10

สรุปผลการทดสอบ การทดสอบระดับความดังของเสียงด้วยเครื่องมาตรฐาน Sound Level Meter รุ่น DT-8850 ขณะที่เครื่องทำงาน พบว่าค่าเฉลี่ยของระดับความดังของเสียงจากบรรยากาศมีค่าเท่ากับ 46.71 dB ค่าเฉลี่ยระดับความดังเสียงจากหัวส่งแรงที่ออกแบบในสิ่งแวดล้อมเดียวกัน โดยหัวส่งแรง แบบที่ 1 มีค่าเท่ากับ 58.7 dB หัวส่งแรง แบบที่ 2 มีค่าเท่ากับ 77.8 dB ค่าเฉลี่ยระดับความดังเสียงสุทธีของหัวส่งแรง แบบที่ 1 มีค่าเท่ากับ 58.48 dB และค่าเฉลี่ยระดับความดังเสียงสุทธีของหัวส่งแรง แบบที่ 2 มีค่าเท่ากับ 77.84 dB

บทที่ 5

สรุปผลและวิจารณ์ผลการจัดทำโครงการ

5.1 สรุปผลการจัดทำโครงการ

โครงการนี้มีจุดประสงค์ในการออกแบบและสร้างเครื่องสั่นสะเทือนปอดเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ เพื่อใช้ในภาวะหลังการผ่าตัดของผู้ป่วยที่เป็นโรคปอดอักเสบ โดยอาศัยหลักการของการหมุนของมอเตอร์และลูกเบี้ยว ซึ่งทำให้เกิดการสั่นสะเทือนที่บนบริเวณทรวงอกส่งผลให้เกิดการขับเคลื่อนของเสมหะจากถุงลมปอดมายังบริเวณที่สามารถดูดออกมาได้ โดยการระบายเสมหะผู้ป่วยโรคปอดอักเสบจะใช้ความถี่อยู่ 10-20 Hz จึงสามารถใช้ในการรักษาได้จากการทำโครงการโดยสร้างเครื่องสั่นสะเทือนปอด พบว่า เครื่องสามารถสร้างความถี่ในการสั่นสะเทือนที่อยู่ในช่วง 0-350 Hz และมีความถี่ในช่วง 8-20 Hz อยู่ในสัญญาณรวม โดยตรงกับความถี่ในการระบายเสมหะและสามารถปรับระดับความถี่ของมอเตอร์ได้ตามความเหมาะสมของผู้ใช้งาน รวมทั้งฟังก์ชันในการทำงานของเครื่องสั่นสะเทือนปอดสามารถทำได้ โดยเลือกที่ละฟังก์ชันการทำงานจากสวิตช์ ประกอบไปด้วย 2 ฟังก์ชันดังนี้ คือฟังก์ชันการสั่นสะเทือนแบบต่อเนื่อง และฟังก์ชันการสั่นสะเทือนแบบสั้นและหยุด เป็นช่วงเวลา อีกทั้งในการทดสอบตามมาตรฐาน IEC 60601-1 พบว่ามีค่ากระแสไฟฟ้ารั่วไหลค่าเฉลี่ยอยู่ที่ 278 μA เพื่อป้องกันการอันตรายจากเครื่องที่สามารถเกิดขึ้นกับผู้ป่วยและผู้ใช้งานได้ และความถี่ของเครื่องมีค่าความถี่เสียงไม่เกิน 80 dB ซึ่งตรงตามวัตถุประสงค์ในการออกแบบเครื่องสั่นสะเทือนปอด ทุกประการ ซึ่งจะสามารถนำเครื่องสั่นสะเทือนปอดไปใช้ในการทดสอบประสิทธิภาพในการรักษาต่อไปในอนาคต

5.2 การอภิปรายผลการทำโครงการ

จากการจัดทำโครงการการออกแบบและสร้างเครื่องสั่นสะเทือนปอดเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ มีประเด็นที่นำมาอภิปรายผล โดยสรุปดังนี้

5.2.1 ออกแบบโครงสร้างหัวส่งแรง ผู้จัดทำได้ออกแบบใหม่ โดยคำนึงถึงผู้ป่วยและผู้ใช้งาน

5.2.2 แรงสั่นสะเทือนสามารถปรับระดับได้ โดยคำนึงสรีระร่างกายของผู้ป่วยแต่ละคนไม่เหมือนกัน

5.2.3 ออกแบบและสร้างเครื่องสั่นสะเทือนปอด ผู้จัดทำโครงการได้ทำการออกแบบใหม่เพื่อให้ผู้ใช้งานเข้าใจง่ายและใช้งานได้สะดวก

5.3 วิจารณ์ผลการทำโครงการ

จากการจัดทำโครงการการออกแบบและสร้างเครื่องสั่นสะเทือนปอดเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ เป็นไปตามขอบเขตที่กำหนดไว้แต่โครงการยังไม่ได้ทดลองใช้จริง เนื่องจากการทดสอบกับผู้ป่วยจะต้องอาศัยผู้เชี่ยวชาญและทำเอกสารขออนุญาตกับหน่วยงานที่เกี่ยวข้องกับจริยธรรมในมนุษย์ และหลักการที่ทำให้เสมหะระบายออกจากปอดได้ประสิทธิภาพที่สุดคือการสั่นสะเทือนปอด โดยความถี่ให้การสั่นจะอยู่ที่ 10–20 Hz แต่ยังมีข้อจำกัดในการใช้งาน คือไม่สามารถตัดความถี่อื่นๆ ที่ไม่มีผลต่อการรักษาออกจากหัวสั่นได้

5.4 ข้อเสนอแนะ

จากการอภิปรายผลการจัดทำโครงการ สามารถพัฒนาโครงการได้ดังนี้ ในส่วนของการออกแบบหัวส่งแรง ควรจะแก้ไขให้มีหลากหลายขนาด เพื่อให้หัวส่งแรงเหมาะสมกับขนาดทรวงอกคนไทย หัวส่งแรงควรจะแก้ไข ไม่ให้มีเสียงเพื่อจะสามารถนำไปใช้กับเด็กได้ และในส่วนหน้าจอแสดงผล ควรจะแสดงค่าความถี่เพื่อให้ผู้ใช้งานหรือนักกายภาพสามารถเลือกใช้ความถี่ที่เหมาะสมกับผู้ป่วยแต่ละช่วงวัย

บรรณานุกรม

เดชฤทธิ์ มีฉวี ธรรม.คัมภีร์การใช้งาน ไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino.กรุงเทพมหานคร ซีเอ็ดบุ๊ค
ยูเคชั่น 25

สมชาย รัตนทองคำ (2554) ภาพกายบำบัดในภาวะทางทรวงอก สืบค้น 20 ตุลาคม, 2561 จาก
<https://ams.kku.ac.th/aalearn/resource/edoc/chest/basicchestpt.pdf>

สุจิตรา กล้วยหอมทอง, วิไลวรรณ กฤษณะพันธ์, เสกสรรค์ ชัยสุขสันต์, และ ชุติ โจนส์ (2554)
ความถี่สูงช่วยลดการเกาะเกี่ยวพนักันของโมเลกุลของเสมหะทำให้เสมหะถูกขับเคลื่อนได้ดีขึ้น
สืบค้น 20 ตุลาคม, 2561 จาก http://www.kmutt.ac.th/jif/public_html/article_detail.php

ชุตินมณฑน์ พันศิริ และ สุปรียา ราชสีห์. (2560). การทำกายภาพบำบัดทรวงอกในทารกและเด็ก
สืบค้น 20 ตุลาคม, 2561 จาก <https://www.google.co.th/url rehab.md.kku.ac.th>

เสมหะคืออะไร. สืบค้น 20 ตุลาคม, 2561 จาก <https://www.honestdocs.co/what-is-mucus>

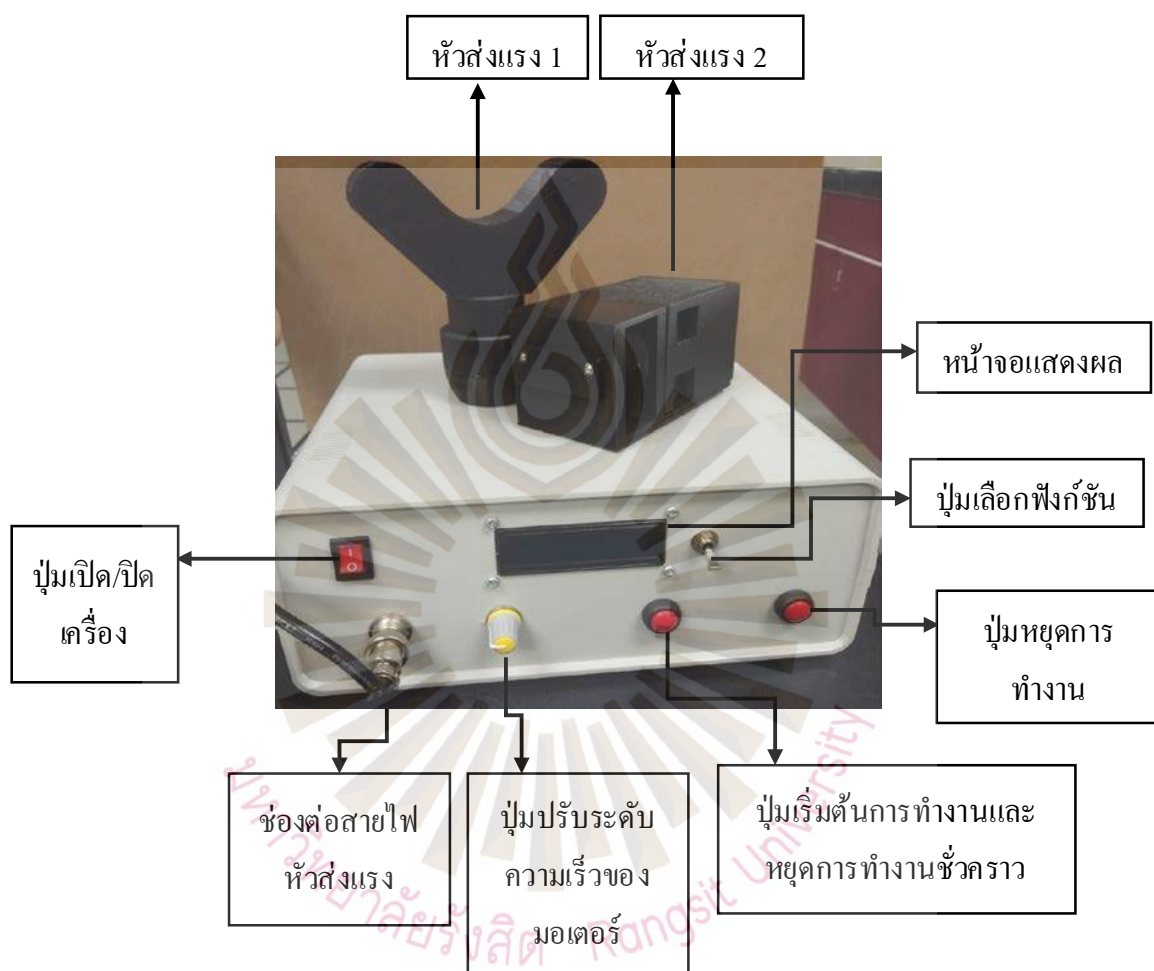


ภาคผนวก ก
คู่มือการใช้เครื่องสันตะเทียนปลอดเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

ชื่อเครื่อง: เครื่องสันสะเทือนปอดเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ

ส่วนประกอบเครื่อง: แบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ 1) หัวจับส่งแรง 2) ส่วนควบคุม โดยมีรายละเอียด
ดังนี้



รูปที่ 1 เครื่องสันสะเทือนปอดเพื่อการระบายเสมหะ สำหรับผู้ป่วยโรคปอดอักเสบ

คู่มือการใช้งาน

- 1) นำหัวจับสั้นเสียบกับปลั๊กตัวผู้เข้ากับเครื่อง
- 2) เสียบปลั๊กตัวผู้เข้ากับไฟ 220 V
- 3) ทำการเปิดสวิตช์ ON เครื่องจะมีสัญญาณไฟที่ปุ่ม
- 4) ปรับความเร่งที่ต้องการที่ตัวคานทานปรับค่าได้
- 5) นำหัวจับสั้นไปสั้นสะท้อนที่ทรงวงอก

ข้อควรระวัง

ไม่ควรสั้นสะท้อนปิดบริเวณผ่าตัดเพราะจะทำให้เกิดการบาดเจ็บที่ทรงวงอกได้



ภาคผนวก ข

มาตรฐานความปลอดภัยทางไฟฟ้าเกี่ยวกับเครื่องมือแพทย์ตามมาตรฐาน IEC 60601-1

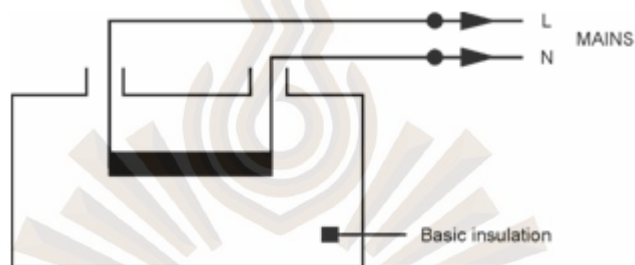
มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

มาตรฐานความปลอดภัยทางไฟฟ้าเกี่ยวกับเครื่องมือแพทย์ ตามมาตรฐาน IEC 60601-1

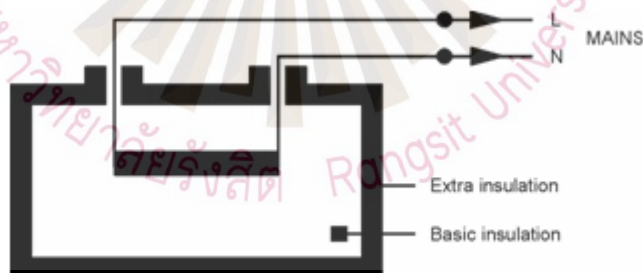
จำแนกมาตรฐานความปลอดภัยสำหรับเครื่องมือแพทย์ออกเป็น 2 ส่วน คือ

1 Classification of Equipment แบ่งระดับชั้นการป้องกันอันตรายจากฟ้าที่ตัวเครื่องมือแพทย์ ตามลักษณะของการแยกระบบกราวด์ ออกเป็น 3 ระดับ คือ

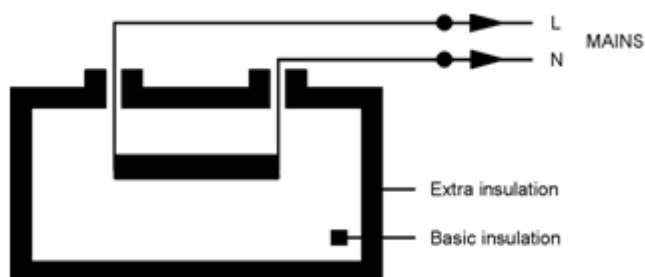
ระดับ 0 (Class 0) เป็นเครื่องมือที่ไม่มีการต่อสายกราวด์จากระบบจ่ายไฟฟ้าหลักของเครื่อง มีเพียงฉนวนป้องกันไฟฟ้าพื้นฐาน เช่น กล่อง ฝาครอบ หรือส่วนที่จับเป็นหลักๆ ภายนอกตัวเครื่องเท่านั้น



ระดับ 1 (Class 1) มีการต่อสายกราวด์จากตัวเครื่อง เพื่อลงดิน เป็นการป้องกันอันตรายจากการรั่วไหลกระแสไฟฟ้ารั่วไหลผ่านตัวผู้ใช้หรือผู้ป่วย



ระดับ 2 (Class 2) เป็นการใช้ฉนวนทางไฟฟ้าโดยเฉพาะในการนำมาทำเป็นชิ้นส่วนต่างๆ ของเครื่อง เพื่อป้องกันอันตรายจากการสัมผัสเครื่อง หากมีการรั่วไหลของกระแสไฟฟ้า



2) Type of E Equipment แบ่งตามชนิดตามคุณสมบัติของเครื่องที่ต้องใช้ต่อกับ

ผู้ป่วย

Symbols	Description	Symbols	Description
	Type B		Type B Defibr Protection
	Type BF		Type BF Defibr Protection
	Type CF		Type CF Defibr Protection

Type B เป็นเครื่องที่ไม่มีการสัมผัสกับผู้ป่วยเลย

Type BF เป็นเครื่องที่สัมผัสกับผู้ป่วยภายนอก เช่น เครื่องตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่ใช้ทางคลินิกทั่วไป กำหนดคุณสมบัติทางไฟฟ้าของกระแสรั่วไหลไว้ต่ำกว่า 100 μA อาจให้ได้ถึง 500 μA

Type CF เป็นเครื่องที่มีสายต่อเข้าไปในตัวผู้ป่วย โดยเฉพาะที่ต่อกับหัวใจผู้ป่วย กำหนดคุณสมบัติทางไฟฟ้าของกระแสรั่วไหลไว้ต่ำกว่า 10 μA อาจให้ได้ถึง 50 μA

ประวัติคณะผู้วิจัยและที่ปรึกษาโครงการวิจัย

ประวัติหัวหน้าโครงการวิจัย

- ชื่อ-นามสกุล (ภาษาไทย) ว่าที่ ร.ต.พิชิตพล โชติกุลนันท์
ชื่อ-นามสกุล (ภาษาอังกฤษ) Acting Sub LT.Phichitphon Chotikunnan
- เลขหมายบัตรประจำตัวประชาชน 1129900047611
- ตำแหน่งปัจจุบัน อาจารย์ประจำคณะวิศวกรรมชีวการแพทย์
- หน่วยงานและที่อยู่ติดต่อ
หน่วยงานต้นสังกัด คณะวิศวกรรมชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยรังสิต
สถานที่ติดต่อ คณะวิศวกรรมชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยรังสิต
เลขที่ 52/347 หมู่บ้านเมืองเอก ถ.พหลโยธิน ต.หลักหก อ.เมือง จ.ปทุมธานี 12000
โทรศัพท์ 029972200 ต่อ 1011
โทรสาร 029972200 ต่อ 1408
โทรศัพท์เคลื่อนที่ 089 -0050669
E-mail: Opor_pupa@hotmail.com
- ประวัติการศึกษาต้องระบุสถาบันการศึกษา สาขาวิชาและปีที่จบการศึกษา
คุณวุฒิ 2558 วศ.ม. วิศวกรรมไฟฟ้า (วศ.ระบบควบคุม และเครื่องมือวัด)
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
2554 วศ.บ. วิศวกรรมเมคคาทรอนิกส์ สถาบันเทคโนโลยีปทุมวัน
- สาขาวิชาการที่มีความชำนาญพิเศษ (แตกต่างจากวุฒิการศึกษา)
สาขาความชำนาญ หุ่นยนต์ ระบบฝังตัว ระบบควบคุม
- ประสบการณ์ที่เกี่ยวข้องกับการบริหารงานวิจัยทั้งภายในและภายนอกประเทศ
 - หัวหน้าโครงการวิจัย : ชื่อโครงการ การศึกษาออกแบบและสร้างอุปกรณ์ช่วยเดินฟื้นฟูการหัดเดินอัจฉริยะอัตโนมัติ
 - งานวิจัยที่ทำเสร็จแล้ว : ชื่อผลงานปีที่ตีพิมพ์ การเผยแพร่ ปลายแหล่งทุนย้อนหลังไม่เกิน 5 ปี
2555 [คณะทำงาน], “พัฒนาเครื่องผลิตมะขามแก้ว,” สำนักงานปลัดกระทรวงวิทยาศาสตร์
2556 [คณะทำงาน], “เครื่องเลื่อยกระดูกสำหรับการวินิจฉัยทางพยาธิวิทยา,” มหาวิทยาลัยรังสิต
2556 [หัวหน้าโครงการ], “การศึกษาออกแบบและสร้างอุปกรณ์ช่วยเดินฟื้นฟูการหัดเดินอัจฉริยะอัตโนมัติ,” มหาวิทยาลัยรังสิต

ประวัติผู้วิจัย

- ชื่อ-นามสกุล (ภาษาไทย) ณฐมน สีธิแก้ว
ชื่อ-นามสกุล (ภาษาอังกฤษ) Miss Nathamon Seethikaew
- เลขหมายบัตรประจำตัวประชาชน 15799215277
- ตำแหน่งปัจจุบัน อาจารย์ประจำสาขาการพยาบาลเด็กและวัยรุ่น
- หน่วยงานและที่อยู่ติดต่อ
หน่วยงานต้นสังกัด สำนักวิชาพยาบาลศาสตร์ มหาวิทยาลัยแม่ฟ้าหลวง
สถานที่ติดต่อ สำนักวิชาพยาบาลศาสตร์ มหาวิทยาลัยแม่ฟ้าหลวง
เลขที่ 333 หมู่ 1 ตำบลท่าสุต อำเภอเมือง จังหวัดเชียงราย 57100
โทรศัพท์ 053-916887
โทรศัพท์เคลื่อนที่ 082-3839991
E-mail: Nathamon.see@mfu.ac.th/ Natthamonsee@gmail.com
- ประวัติการศึกษา สถาบันการศึกษา สาขาวิชา
คุณวุฒิ
2559 พยาบาลศาสตรมหาบัณฑิต (การพยาบาลเด็ก) มหาวิทยาลัยมหิดล
2554 พยาบาลศาสตรบัณฑิต มหาวิทยาลัยแม่ฟ้าหลวง
- สาขาวิชาการที่มีความชำนาญพิเศษ
การพยาบาลผู้ป่วยเด็กวิกฤต ระบบทางเดินหายใจ
- ประสบการณ์ที่เกี่ยวข้องกับการบริหารงานวิจัยทั้งภายในและภายนอกประเทศ
7.1 การพัฒนาและประเมินผลรูปแบบการส่งต่อผู้ป่วยฉุกเฉินสำหรับกลุ่มชนชาติพันธุ์ในเขตพื้นที่สูง ภาคเหนือตอนบนของประเทศไทย (ผู้ร่วมวิจัย)