

อุปกรณ์วัดการหายใจแบบสายรัดเพื่อตรวจจับการหยุดหายใจระหว่างหลับ
Respiratory Belt for Detecting Sleep Apnea

ณัชชา หอมเสียง

Natcha Homsiang

ณัฐวรรณ กาญจนสุวรรณ

Nattawan Kanchanasuwan

ภัทรรุช มาลารัตน์

Pattarawut Malarat

ปริญญาานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2558

อุปกรณ์วัดการหายใจแบบสายรัดเพื่อตรวจจับการหยุดหายใจระหว่างหลับ

Respiratory Belt for Detecting Sleep Apnea



นางสาว ณัชชา	หอมเสียง	รหัสประจำตัว	55010330
นางสาว ณัฐวรรณ	กาญจนสุวรรณ	รหัสประจำตัว	55010396
นาย ภัทรวุธ	มารรัตน์	รหัสประจำตัว	55010925

อาจารย์ที่ปรึกษา

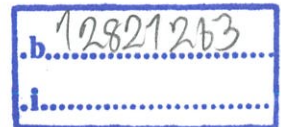
ผศ.ดร.กิติพล ชิตสกุล

ร.พ.

๑๖๒๕๙ ๑

๒๕๕๘

เลขหมู่ 2558
เลขทะเบียน 144626
วันเดือนปี 29 11 2559



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของวิชาโครงการวิศวกรรมชีวการแพทย์ 1-2

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2558

ปริญญาานิพนธ์ สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ ปีการศึกษา 2558

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะ วิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง อุปกรณ์วัดการหายใจแบบสายรัดเพื่อตรวจจับการหยุดหายใจระหว่างหลับ
Respiratory Belt for Detecting Sleep Apnea

ผู้จัดทำ นางสาวณัชชา หอมเสียง รหัสประจำตัว 55010330

นางสาวณัฐวรรณ กาญจนสุวรรณ รหัสประจำตัว 55010396

นายภัทรวุธ มาลารัตน์ รหัสประจำตัว 55010925

ปริญญาานิพนธ์นี้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว



(ผศ.ดร.กิติพล ชิตสกุล)

อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญาานิพนธ์

หัวข้อโครงการ	อุปกรณ์วัดการหายใจแบบสายรัดเพื่อตรวจจับการหยุดหายใจระหว่างหลับ	
นักศึกษา	นางสาวณัชชา หอมเสียง	รหัสประจำตัว 55010330
	นางสาวณัฐวรรณ กาญจนสุวรรณ	รหัสประจำตัว 55010396
	นายภัทรุช มลารัตน์	รหัสประจำตัว 55010925
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต	
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์	
ปีการศึกษา	2558	
อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญาโท ผศ.ดร.กิตติพล ชิตสกุล		

บทคัดย่อ

ภาวะหยุดหายใจขณะหลับสามารถวินิจฉัยโดยการศึกษาการนอนหลับซึ่งค่อนข้างซับซ้อนและค่าใช้จ่ายสูง โครงการนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาและออกแบบสร้างสายรัดวัดหายใจเพื่อใช้เป็นอุปกรณ์ตรวจบันทึกการหายใจซึ่งสามารถใช้ได้ที่บ้าน โดยมีฟังก์ชันการตรวจจับการหยุดหายใจแล้วปลุกคนใช้ด้วยมอเตอร์สั่น ทั้งยังสามารถใช้เป็นอุปกรณ์ที่ใช้ในห้องปฏิบัติการศึกษาการนอน สามารถแสดงและวิเคราะห์กราฟของการหายใจเวลานอนในเวลาจริงกับอัตราการหายใจบนโปรแกรม LabView™ นอกจากนี้ยังได้พัฒนาโปรแกรม Android สำหรับผู้ใช้ที่บ้าน โดยการประเมินสมรรถนะของระบบในห้องปฏิบัติการพบว่าระบบที่ออกแบบขึ้นสามารถติดตามการหายใจได้ความถูกต้องเฉลี่ย 90 เปอร์เซ็นต์ เมื่อเทียบกับอุปกรณ์วัดการหายใจที่วางขายในท้องตลาด (BIOPAC™ สายรัดวัดการหายใจ รุ่น SS5LB กับหน่วยเก็บข้อมูล MP36) และความถูกต้องของการแจ้งเตือนของการหยุดหายใจมากกว่า 90%

Project Title	Respiratory Belt for Detecting Sleep Apnea	
Student	Miss. Natcha Homsiang	ID 55010330
	Miss. Nattawan Kanchanasuwan	ID 55010396
	Mr. Pattarawut Malarat	ID 55010925
Degree	Bachelor of Engineering	
Major	Electronics Engineering	
Program	Biomedical Engineering	
Year	2015	
Thesis Advisor	Asst.Prof. Dr. Kitiphol Chitsakul	

ABSTRACT

Clinically, sleep apnea can be diagnosis in a sleep lab which is pretty complicate and high cost procedure. The aim of this work is to study and design a respiratory belt for using as a home used device. The added function with stop-breathing detection is alarm to the patient with vibration motors. As a lab used device, the graph of respiration used for sleep analysis can be shown in real-time with the rate on NI LabView™. Furthermore, we also developed an Android application for home-based users. By evaluating our system in the lab, the system can track breathing with the average accuracy of 90% comparing to a commercial respiratory (BIOPAC™ Respiratory Effort Transducer Part #SS5LB with MP36 data acquisition unit) chest belt. Finally the accuracy of alarm by detecting the stop breathing is more than 90%

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์อุปกรณ์วัดการหายใจแบบสายรัดเพื่อตรวจจับการหยุดหายใจระหว่างหลับ รวมถึงรายงานฉบับนี้จะสำเร็จลุล่วงไปด้วยดีไม่ได้เลย หากขาดความกรุณาจากคณะอาจารย์ที่ปรึกษา โดยเฉพาะอย่างยิ่งอาจารย์ที่ปรึกษาคือ ผศ.ดร.กิติพล ชิตสกุล ที่ให้ความรู้และคำแนะนำมาตลอดทั้งทางวิชาการและช่วยเหลือในการแก้ไขปัญหาต่างๆที่เกิดขึ้นในการดำเนินงาน อีกทั้ง นาย วีรเวช เนตรธรรธร ผู้ให้คำปรึกษาด้านการเขียนโปรแกรม Android Application รวมถึงขอขอบคุณอาสาสมัครทุกท่านที่มาช่วยให้การทดสอบอุปกรณ์มีความสมบูรณ์

ณัชชา หอมเสียง

ณัฐวรรณ กาญจนสุวรรณ

ภัทรรุช มาลารัตน์

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....	i
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ii
กิตติกรรมประกาศ.....	iii
สารบัญ.....	iv
สารบัญตาราง.....	viii
สารบัญรูป.....	ix
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์.....	2
1.3 ขอบสมมุติฐาน.....	2
1.4 ขอบเขตของงานวิจัย.....	2
1.5 ขั้นตอนการศึกษา.....	3
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	3
1.7 โครงสร้างวิทยานิพนธ์.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.1 ระบบหายใจ (RESPIRATORY SYSTEM).....	4
2.1.1 โครงสร้างระบบการหายใจ.....	4
2.1.2 กล้ามเนื้อหายใจ.....	5
2.1.2.1 กล้ามเนื้อหายใจเข้า.....	5
2.1.2.2 กล้ามเนื้อหายใจออก.....	6
2.1.3 ลักษณะหรือรูปแบบของการหายใจ (Pattern of Breathing).....	7
2.1.4 อัตราการหายใจ (Respiratory rate).....	7
2.1.5 โครงสร้างของทรวงอก.....	8
2.1.6 ปริมาตรและความจุของปอด (Lung Volumes and Capacities).....	8
2.2 ภาวะหยุดหายใจขณะหลับ (SLEEP APNEA).....	11
2.2.1 สาเหตุของโรค.....	11
2.2.2 ปัจจัยเสี่ยงของโรค.....	12
2.3 การวินิจฉัยภาวะหยุดหายใจขณะหลับ.....	14
2.3.1 ประวัติทางการแพทย์.....	14
2.3.2 การศึกษาการนอนหลับ (Sleep Studies).....	14

2.3.2.1 Polysomnogram.....	14
2.3.2.2 เครื่องเฝ้าดูแบบที่บ้าน (Home-Based Portable Monitor)	15
2.4 การตรวจสอบการอุดกั้นทางเดินหายใจขณะหลับ	16
2.4.1 Noninvasive assessment of ventilation	16
2.4.1.1 Thermistors and thermocouples	16
2.4.1.2 Nasal prongs.....	16
2.4.1.3 Inductive plethysmography	17
2.4.2 Noninvasive assessment of inspiratory effort.....	18
2.4.2.1 Thoraco-abdominal bands	18
2.4.2.2 Pulse transit time technique	19
2.4.3 Noninvasive assessment of airway obstruction	19
2.4.4 Upstream resistance and critical pressure of the upper airway.....	20
2.4.5 Forced oscillation technique (FOT).....	20
2.5 ตัวตรวจจับแรงกด (FORCE SENSOR)	21
2.5.1 หลักการทำงานของ FSR	23
2.5.2 ข้อดีข้อเสียของ FSR.....	25
2.5.3 การใช้ FSR ในวงจร.....	26
2.5.4 การติด FSR	28
2.5.5 การเลือกใช้.....	29
2.5.6 ตัวตรวจจับแรงกดที่มีจำหน่าย	29
2.6 การสื่อสารไร้สายผ่าน BLUETOOTH.....	29
2.6.1 การทำงานของ Bluetooth.....	30
2.6.2 ประโยชน์ของ Bluetooth.....	31
2.7 โมดูล HC-05 BLUETOOTH.....	31
2.7.1 คุณสมบัติต่างๆ	32
2.7.2 HC-05 PinOut.....	32
2.8 เทคโนโลยีการพิมพ์แบบสามมิติ (3D PRINTING)	33
2.8.1 หลักการทำงาน.....	33
2.8.2 ประเภทของ 3D Printer	33
2.8.3 วัสดุที่ใช้ในการพิมพ์แบบสามมิติ	37
2.9 BIOPAC™ RESPIRATORY MONITORING.....	40
2.9.1 RESPIRATORY EFFORT TRANSDUCER (SS5LB).....	40
2.9.1.1 ข้อมูลจำเพาะ.....	40

2.9.1.2 การติดสายคาดหน้าอก	41
2.9.2.1 แผงด้านหน้า.....	42
2.9.2.2 แผงด้านหลัง	42
2.10 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	43
บทที่ 3 ระเบียบวิธีวิจัย.....	45
3.1 หลักการทำงานของอุปกรณ์วัดการหายใจแบบสายรัดเพื่อตรวจจับการหยุดหายใจ	45
3.1.1 ออกแบบสาย	46
3.1.2 อุปกรณ์เสริมของสายคาด.....	55
3.2 ส่วนโปรแกรมแสดงผล.....	63
3.2.1 แสดงผลผ่านคอมพิวเตอร์.....	63
3.2.1.1 การเชื่อมต่อโปรแกรมกับไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino.....	64
3.2.1.2 การแสดงผลผ่านโปรแกรม.....	66
3.2.1.3 การแสดงอัตราการหายใจ.....	70
3.2.1.4 การแจ้งเตือนเมื่อหยุดหายใจ	73
3.2.1.5 การบันทึกข้อมูล	74
3.2.1.5 รหัสคำสั่ง.....	75
3.2.1.6 การเชื่อมต่อไร้สายด้วยบลูทูธ.....	75
3.2.2 การแสดงผลบนแอปพลิเคชันแอนดรอยด์.....	78
3.3 การทดลอง	85
3.3.1 การทดลองที่ 1 : ทดลองบนโปรแกรม NI LabView™.....	85
3.3.1.1 การเชื่อมต่อแบบมีสาย Serial Port	85
3.3.1.2 การเชื่อมต่อและส่งข้อมูลแบบไร้สาย (Wireless Bluetooth).....	86
3.3.2 การทดลองที่ 2 : ทดลองบน Android Application.....	86
3.3.3 การทดลองที่ 3 : ทดสอบอุปกรณ์กับ Respiratory Simulator.....	86
3.3.4 การบันทึกผลการทดลอง	87
บทที่ 4 ผลการทดลองและอภิปรายผล.....	91
4.1 ภาพรวมของอุปกรณ์.....	91
4.2 ทดสอบการแสดงผล	93
4.2.1 แสดงผลผ่านคอมพิวเตอร์	93
4.2.2 แสดงผลผ่านแอปพลิเคชันแอนดรอยด์.....	93
4.3 ทดสอบกับเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล(MECHANICAL CHEST EXPANSION SIMULATOR).....	97
4.4 ทดสอบกับ BIOPAC™ RESPIRATORY EFFORT TRANSDUCER PART SS5LB	98

4.4.1 ข้อมูลของผู้รับการทดลอง.....	99
4.4.2 การทดลอง Biopac™	100
4.4.3 ทดสอบการแสดงผลเปรียบเทียบกับ BIOPAC	101
4.5 ทดสอบการแจ้งเตือนเมื่อมีการหยุดหายใจเกิดขึ้น.....	102
4.5.1 การแจ้งเตือนของมอเตอร์สัน.....	102
4.5.2 การแจ้งเตือนผ่าน SMS	103
บทที่ 5 บทสรุป.....	104
5.1 สรุป	104
5.2 ข้อเสนอแนะ	105
เอกสารอ้างอิง	106
ภาคผนวก.....	108

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 แสดงตัวตรวจจับแรงกด FSR ที่มีจำหน่ายในประเทศไทย (www.inex.co.th).....	30
2.2 เปรียบเทียบคุณสมบัติของวัสดุทั้ง 3 ชนิด	39
3.1 โลบรารี,โมเดลเฉพาะ, แพ็คเกจที่เลือกใช้ในสปีเมตริกนี้.....	58
3.2 แสดงลักษณะของเส้น Wires แบบต่างๆ	67
3.3 ตารางบันทึกผลการทดลอง	88
4.1 บันทึกผลของการเปรียบเทียบกับเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล	98
4.2 แสดงข้อมูลผู้รับการทดลอง	99
4.3 ตารางบันทึกผลของผู้รับการทดลอง 5 ราย	101
4.4 ผลการทดลองการทดสอบการแจ้งเตือนด้วยมอเตอร์สั่น.....	103

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 กล้ามเนื้อหายใจเข้าและออก (Netter, 1979).....	7
2.2 อวัยวะในช่องอก.....	9
2.3 ปริมาตรและความจุปอด (Ganong, 2001).....	10
2.4 ทางเดินอากาศที่ปกติ(ชาย) , ทางเดินอากาศที่ถูกอุดกั้น(ขวา).....	11
2.5 โครงสร้างใบหน้าผิดปกติ.....	13
2.6 ลักษณะของผู้ป่วยที่มีลิ้นไก่โต(ชาย) , ลักษณะของผู้ป่วยที่มีเพดานอ่อนโต(ขวา).....	13
2.7 ตัวอย่างการทำ Polysomnogram	15
2.8 ตัวรับสัญญาณชนิด thermistors ยี่ห้อ The SleepStrip®.....	17
2.9 ตัวรับสัญญาณชนิด Nasal prongs.....	17
2.10 สายรัดวัดการหายใจชนิด Inductive plethysmography ยี่ห้อ Pro-Tech® รุ่น zRIP™.....	18
2.11 หลักการ Pulse transit time.....	19
2.12 เทคนิคการ Forced oscillation technique.....	21
2.13 ลักษณะโครงสร้างของตัวตรวจจับแรงกด FSR.....	22
2.14 ลักษณะโครงสร้างภายในของตัวตรวจจับแรงกด FSR แต่ละชั้น	23
2.15 อิเล็กโทรดอยู่คนละด้าน (ชาย) และอิเล็กโทรดอยู่ด้านเดียวกัน (ขวา).....	23
2.16 แสดงโครงสร้างภายในเมื่อ FSR ไม่มีแรงกด และมีแรงกด.....	24
2.17 โฟมนำไฟฟ้า.....	24
2.18 การทำงานของตัวตรวจจับแรงกด FSR.....	25
2.19 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดกับความต้านทาน	26
2.20 ขนาด MIDI ที่ทำจาก FSR.....	26
2.21 FSR Volume Control (ชาย) , FSR with Buffer (ขวา).....	27
2.22 ตัวอย่างวงจร FSR เชิงเส้นและมีอัตราขยาย.....	28
2.23 ตัวอย่างการติด FSR.....	29
2.24 โมดูล HC-05 Bluetooth	31
2.25 แสดง PinOut ของ HC-05 Bluetooth Module	32
2.26 ไฟล์ที่ใช้กับเครื่องพิมพ์ 3มิติ กับผลลัพธ์ที่ได้	35
2.27 เครื่องพิมพ์ระบบฉีดเส้นพลาสติก.....	35
2.28 เครื่องพิมพ์ระบบถาดเรซิน	36
2.29 เครื่องพิมพ์ระบบถาดเรซิน	36
2.30 เครื่องพิมพ์ระบบหลอมผงพลาสติก.....	37

2.31 สายคาดหน้าอกวัดการหายใจ	40
2.32 การติดสายคาดหน้าอกที่ถูกต้อง	41
2.33 ตัวเครื่อง MP36	41
2.34 แสดงแผงด้านหน้าของเครื่อง MP36	42
2.35 แสดงแผงด้านหลังของเครื่อง MP36	42
3.1 แผนภาพรวมในการดำเนินการวิจัย	45
3.2 ภาพรวมของการทำงานอุปกรณ์วัดการหายใจแบบสายรัดเพื่อตรวจจับการหยุดหายใจ	45
3.3 แผนภาพรวมในการออกแบบเครื่องมือวัด	46
3.4 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง Resistance กับ Applied Force	46
3.5 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง ความนำไฟฟ้า Applied Force และความต้านทาน	47
3.6 แสดง FSR sensor ขนาดต่างๆ	47
3.7 การต่อเซ็นเซอร์รับแรงกดกับไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน่	48
3.8 แผนผังการออกแบบโดยใช้เซ็นเซอร์รับแรงกด	49
3.9 เครื่องพิมพ์ 3 มิติ (Flash forge Dreamer)	49
3.10 แผนผังการออกแบบสายคาดครั้งที่ 2	50
3.11 ส่วนที่จะไปกดเซ็นเซอร์ทั้ง 3 แบบ	50
3.12 ส่วนใส่เซ็นเซอร์ ด้านหลัง(ซ้าย) , ด้านหน้า(ขวา)	50
3.13 กล่องใส่เซ็นเซอร์หลังการประกอบ	51
3.14 กล่องใส่อุปกรณ์เมื่อนำมาใส่กับที่กดเซ็นเซอร์	51
3.15 ส่วนใส่เซ็นเซอร์ ด้านหน้า(ซ้าย) , ด้านหลัง(ขวา)	51
3.16 ส่วนที่จะไปกดเซ็นเซอร์	52
3.17 กล่องใส่เซ็นเซอร์ครั้งที่ 3 ด้านหน้า(ซ้าย) , ด้านหลัง(ขวา)	52
3.18 อุปกรณ์ที่ติดกับร่างกาย	52
3.19 กล่องใส่เซ็นเซอร์ครั้งที่ 4 ด้านหน้า(ซ้าย) , ด้านหลัง(ขวา)	53
3.20 สปริงที่ติดกับเซ็นเซอร์	53
3.21 อุปกรณ์ที่ติดกับร่างกาย	53
3.22 บล็อกใส่ซิลิโคน	54
3.23 ซิลิโคนที่ใช้	54
3.24 แผ่นพลาสติกสีดำ(ซ้าย) , ซิลิโคน(ขวา)	55
3.25 ปุ่มกด แต่ละขนาด	55
3.26 แสดงถึงโครงสร้างภายในของมอเตอร์	55
3.27 มอเตอร์แบบสัน	56
3.28 กล่องใส่มอเตอร์สันด้านหน้า	56

3.29	กล่องใส่มอเตอร์สี่ด้านหลัง.....	56
3.30	สคีแมติกภายหลังการเชื่อมต่ออุปกรณ์แล้ว.....	59
3.31	บอร์ดที่ผ่านการย้ายอุปกรณ์แล้ว.....	60
3.32	หน้าต่างกำหนดความกว้างของสายเส้น.....	60
3.33	หน้าต่างตั้งค่าระยะห่างของสายเส้นในวงจร.....	61
3.34	บอร์ดหลังการจัดเส้นทางเรียบร้อยแล้ว.....	62
3.35	บอร์ดภายหลังการใส่อุปกรณ์แล้ว (ด้านหน้า).....	62
3.36	บอร์ดภายหลังการใส่อุปกรณ์แล้ว (ด้านหลัง).....	63
3.37	แผนผังการทำงานโดยรวมของส่วนแสดงผล.....	63
3.38	หน้าต่างเริ่มต้นโปรแกรม.....	64
3.39	หน้าต่างติดตั้งตัวเสริม.....	64
3.40	การเข้าในไอคอนส่วน Arduino.....	65
3.41	แสดง Application LIFA_BASE สำหรับเชื่อมต่อ Arduino กับLabVIEW™.....	65
3.42	ชุดคำสั่ง lifa base.....	66
3.43	การทำงานของโปรแกรมไมโครคอนโทรลเลอร์ของภาครับข้อมูล.....	66
3.44	ฟังก์ชันเชื่อมต่อกับ Arduino.....	68
3.45	รายละเอียดของฟังก์ชัน Init.....	68
3.46	รายละเอียดของฟังก์ชัน Analog Read Pin.....	68
3.47	รายละเอียดของฟังก์ชัน Close.....	69
3.48	การเลือกฟังก์ชัน Waveform Chart.....	69
3.49	Waveform Chart ในหน้า front panel.....	69
3.50	แสดงการเขียน Block Diagram สำหรับการเชื่อมต่อผ่าน USB Serial.....	70
3.51	แสดง Front panel สำหรับการเชื่อมต่อแบบ Serial port.....	70
3.52	รายละเอียดของฟังก์ชัน Peak Detector PtByPt.....	71
3.53	Block Diagram กำหนดเทรส์โฮลต์.....	71
3.54	รายละเอียดของฟังก์ชัน Array Max & Min PtByPt.....	72
3.55	แสดงแผนภาพการคำนวณอัตราการหายใจ.....	72
3.56	แสดงแผนภาพการคำนวณอัตราการหายใจ.....	73
3.57	Block Diagram การแจ้งเตือนเมื่อหยุดหายใจ.....	73
3.58	การแจ้งเตือนขึ้นที่ หน้า front panel.....	73
3.59	รายละเอียดของ VI Write To Measurement File.....	74
3.60	Write To Measurement File ที่ front panel.....	74
3.61	รายละเอียดของ VI Elapsed Time.....	74

3.62 การบันทึกข้อมูล.....	75
3.63 แสดงหน้าต่างโปรแกรม BlueSoleil.....	76
3.64 แสดงการ PAIR Bluetooth passkey :1234.....	76
3.65 แสดงการเชื่อมต่อ Port Bluetooth กับ PC.....	77
3.66 แสดง Block Diagram สำหรับการเชื่อมต่อผ่านบลูทูธ.....	78
3.67 แสดง Front panel สำหรับการเชื่อมต่อแบบบลูทูธ.....	78
3.68 สัญลักษณ์ของโปรแกรม ORABLE (ซ้าย) , Android Sdk (ขวา).....	79
3.69 แสดงภาพหน้าต่าง AVD Manager.....	80
3.70 แสดงหน้าต่างของโปรแกรม เมื่อสร้าง Project ครั้งแรก.....	81
3.71 แสดงตำแหน่งของ Class (project name >src > package name > classes).....	81
3.72 แสดงตำแหน่งของ Layout (res > layout > layout name.xml).....	82
3.73 แสดงหน้าต่าง Android Manifest (สามารถแก้ไข Activityได้ที่ AndroidManifest.xml).....	82
3.74 แผนภาพรวมของการทำงานของอุปกรณ์.....	83
3.75 ภาพรวมของ Class หรือ Activity.....	84
3.76 แสดงหน้า layout ของ register.....	84
3.77 แสดงหน้า Login.....	85
4.1 อุปกรณ์วัดการหายใจแบบสายรัดส่วนเซนเซอร์.....	91
4.2 อุปกรณ์วัดการหายใจแบบสายรัดส่วนส่งสัญญาณ.....	91
4.3 อาสาสมัครทดลองสวมใส่อุปกรณ์(ด้านหน้า).....	92
4.4 อาสาสมัครทดลองสวมใส่อุปกรณ์(ด้านข้าง).....	92
4.5 หน้าต่างแสดงผลทาง NI LabVIEW™.....	93
4.6 หน้าต่างแสดงผลทาง NI LabVIEW™.....	93
4.7 การเข้าโปรแกรมจากระบบแอนดรอยด์.....	94
4.8 หน้า register.....	94
4.9 แสดงหน้า Login.....	95
4.10 เลือกที่ฟังก์ชัน SET ALARM.....	95
4.11 หน้าต่างให้เลือกรการเชื่อมต่อบลูทูธ.....	96
4.12 แสดงการเริ่มต้นแสดงผลโดยกดปุ่ม START.....	96
4.13 กราฟการหายใจที่แสดงผลผ่านแอปพลิเคชันแอนดรอยด์.....	97
4.14 เครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล.....	97
4.15 การทดสอบส่งสัญญาณไร้สาย.....	98
4.16 BIOPAC™ Respiratory Effort Transducer Part SS5LB.....	99
4.17 MP36 data acquisition unit.....	99

4.18 ผู้รับการทดลองในท่านอน.....	100
4.19 ผู้รับการทดลองในท่านอน.....	100
4.20 การแสดงผลที่ได้จากสายรัดของ BIOPAC.....	101
4.21 การแสดงผลที่ได้จากสายรัดของอุปกรณ์ที่ผู้วิจัยได้จัดทำ.....	102
4.22 หน้าจอแสดงการหยุดหายใจที่เกิดขึ้น.....	102
4.23 ข้อความที่ส่งเข้าโทรศัพท์มือถือ.....	103

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ความผิดปกติของการนอนหลับที่พบบ่อยคือ การนอนไม่หลับ การนอนหลับเป็นช่วงๆ การนอนหลับลึกสั้นลง ความผิดปกติของการหายใจขณะนอนหลับ (Sleep-disorder Breathing) หรือภาวะหายใจผิดปกติที่สัมพันธ์กับการนอนหลับ (Sleep-related Breathing Disorder) ได้แก่ การหยุดหายใจขณะนอนหลับแบบอุดกั้น (Obstructive Sleep Apnea) ซึ่งเป็นภาวะที่อันตรายต่อชีวิต โดยพบได้ประมาณร้อยละ 4 ของประชากร 25% ในผู้ชายและ 10% ในผู้หญิง จะพบบ่อยในคนอ้วน และผู้สูงอายุมีโอกาสพบได้มากที่สุด ซึ่งจะมีอาการที่บ่งบอกว่ามีภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับที่สำคัญ ได้แก่ นอนกรน เหนื่อยออกตอนกลางคืน นอนหลับไม่สนิท นอนกระสับกระส่ายมาก สะดุ้งตื่นกลางดึก รู้สึกคอแห้งหรือเจ็บคอเมื่อตื่นนอน ปวดศีรษะหลังตื่นนอนตอนเช้า บุคลิกภาพหรือสมาธิเปลี่ยนไป หลงลืมบ่อย หงุดหงิดง่ายกว่าปกติ ง่วงนอนหรือรู้สึกเหนื่อยอ่อนเพลียมากในเวลากลางวัน เสื่อมสมรรถภาพทางเพศ นอกจากนี้ยังพบว่าก่อให้เกิดโรคอื่นตามมา เช่น โรคหัวใจและหลอดเลือด โรคความดันโลหิตสูง โรคสมองอัมพฤกษ์อัมพาต โรคสมรรถภาพเสื่อมทางเพศ โรคเบาหวาน โรคสมาธิสั้น โรคความจำเสื่อม ปวดศีรษะในตอนเช้า ผู้ป่วยมักมีอาการเหน็ดเหนื่อยมากผิดปกติ อ่อนล้า หดแค้น เรี่ยวแรงในการทำงาน มีปัญหาด้านความจำ มีอาการง่วงนอนอย่างมาก ส่งผลกระทบต่อคุณภาพชีวิต สุขภาพกายและสุขภาพจิต สำหรับผู้ป่วยที่มีภาวะการหยุดหายใจขณะนอนหลับ หรือ Sleep Apnea นั้น การเฝ้าระวังการหายใจ (respiration monitoring) ถือเป็นเรื่องสำคัญ เนื่องจากการหยุดหายใจขณะนอนหลับนั้นอาจส่งผลถึงสุขภาพทั้งในระยะสั้นและระยะยาวรวมถึงอาจส่งผลถึงขั้นเสียชีวิตแก่ผู้ป่วยได้ การวินิจฉัยปัจจุบันนี้ สามารถทำได้โดยให้ผู้ป่วยทำการตรวจสุขภาพการนอนหลับ (Sleep test) ในการทำ Sleep test มีการแบ่งการตรวจออกเป็น 4 ระดับ ตามความละเอียดของข้อมูลที่ตรวจ ซึ่งเป็นที่ยอมรับในระดับสากล แต่จะมีค่าใช้จ่ายที่สูง มีการใช้เครื่องมือหลากหลายประเภท ต้องไปตรวจที่โรงพยาบาล และในบางครั้งต้องมีเจ้าหน้าที่กำกับดูแล การตรวจวัดวิธีอื่น ๆ ก็มี เช่น Thermistor probe (วัดอุณหภูมิที่เปลี่ยนไประหว่างการหายใจเข้าและออก), Inductive chest strap (วัดการขยายตัวของปริมาตรทรวงอก) หรือ วิธีการ Electro impedance เครื่องมือส่วนใหญ่ นั้นมีราคาค่อนข้างสูงรวมถึงการใช้งานนั้นอาจจะไม่สะดวกสบายเพียงพอเนื่องจากต้องมีสาย cable เชื่อมต่อระหว่าง sensor ที่ติดอยู่กับผู้ป่วยไปยังเครื่องประมวลผล บางครั้งอาจต้องใช้จอแสดงผลรวมด้วย

งานวิทยานิพนธ์นี้จึงเป็นการออกแบบและพัฒนาเครื่องวัดการหายใจเพื่อใช้เป็นเครื่องมือช่วยวินิจฉัยอาการของโรคหยุดหายใจขณะนอนหลับ ถ้าผู้รับการรักษาได้รับคำแนะนำที่เหมาะสม ได้รับการวินิจฉัยตั้งแต่เริ่ม จะช่วยให้ได้รับการรักษาได้อย่างถูกต้องและจะช่วยให้สามารถมีคุณภาพในการนอนหลับดีขึ้น คุณภาพชีวิตและประสิทธิภาพในการทำงานก็จะเพิ่มขึ้นด้วย โดยใช้วัสดุอุปกรณ์ที่สามารถหาได้จากในประเทศ เพื่อลดงบประมาณในการนำเข้าเครื่องมือจากต่างประเทศ และเป็นการส่งเสริมการพัฒนาเทคโนโลยีใช้เองภายในประเทศอีกทางหนึ่ง

1.2 วัตถุประสงค์

1.2.1 เพื่อศึกษาคุณลักษณะของการหายใจ และการวัดการหายใจ

1.2.2 เพื่อออกแบบและพัฒนาเครื่องมือวัดการหายใจสำหรับผู้ป่วยภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับ (Sleep Apnea)

1.2.3 เพื่อออกแบบและพัฒนาที่ใช้วัสดุอุปกรณ์ที่สามารถหาได้จากภายในประเทศ

1.3 ข้อสมมุติฐาน

1.3.1 การทดสอบอัตราการหายใจของ subject ระหว่างการใช้อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น เปรียบเทียบกับการใช้เครื่องมือจาก BioPAC™ ให้ผลการหายใจไม่แตกต่างกัน

1.3.2 การทดสอบสัญญาณเตือน (Alarm) เมื่อผู้ป่วยหยุดหายใจโดยการจับเวลาและเปรียบเทียบเวลากับเครื่องจำลองการหายใจ (Respiration Simulator) ให้ผลไม่แตกต่างกัน

1.3.3 การทดสอบอัตราการหายใจของผู้ทดสอบ (subject) ระหว่างการใช้อุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้น และแสดงผลบนโปรแกรมโดยส่งสัญญาณผ่าน Bluetooth Module เปรียบเทียบกับการใช้ BioPAC™ ที่มีการต่อสาย cable ให้ผลการหายใจไม่แตกต่างกัน

1.3.4 ออกแบบและพัฒนาเครื่องวัดการหายใจที่สามารถช่วยลดต้นทุนการนำเข้าเครื่องมือแพทย์ได้

1.4 ขอบเขตของงานวิจัย

1.4.1 เครื่องมือวัดการหายใจสามารถแสดงผลแบบไร้สาย ที่แสดงผลบนคอมพิวเตอร์ และผ่านอุปกรณ์ระบบแอนดรอยด์

1.4.2 เครื่องมือวัดการหายใจสามารถส่งสัญญาณเตือนเมื่อผู้ป่วยมีการหายใจผิดปกติ

1.4.3 ทดสอบประสิทธิภาพโดยเครื่องจำลองการหายใจและบุคคลจริง

1.5 ขั้นตอนการศึกษา

- 1.5.1 ค้นคว้าและรวบรวมข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย
- 1.5.2 ทำการออกแบบและพัฒนาเครื่องวัดการหายใจ
- 1.5.3 นำเครื่องมือไปทดสอบเบื้องต้น
- 1.5.4 นำส่วนที่ต้องแก้ไขมาปรับปรุงและทดลองซ้ำ
- 1.5.5 ทำการเก็บข้อมูลผลการทดลอง
- 1.5.6 สรุปผลการศึกษาคำการวิจัย

1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1.6.1 ออกแบบและพัฒนาเครื่องมือวัดการหายใจสำหรับผู้ป่วยภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับที่ผลิตจากวัสดุต้นทุนต่ำ
- 1.6.2 เป็นประโยชน์สำหรับผู้ที่ต้องการวินิจฉัยภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับ
- 1.6.3 เพื่อใช้เป็นเครื่องต้นแบบสามารถนำไปพัฒนาต่อได้ในอนาคต

1.7 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

- ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้แบ่งเนื้อหาออกเป็น 5 บท ในแต่ละบทมีเนื้อหาดังต่อไปนี้
- บทที่ 1 กล่าวถึง ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ สมมุติฐาน ขอบเขตของโครงการงาน ขั้นตอนการศึกษา แผนการดำเนินงานโครงการ และประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ
 - บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง
 - บทที่ 3 การออกแบบและสร้าง
 - บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง
 - บทที่ 5 เป็นการสรุปผลและข้อเสนอแนะแนวทางในพัฒนา

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 ระบบหายใจ (Respiratory system)

การหายใจเป็นการนำเอาก๊าซออกซิเจนเข้าสู่ร่างกาย และนำเอาก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ออกจากร่างกาย ซึ่งวิธีการดังกล่าวเกิดจากการทำงานร่วมกันของอวัยวะหลายระบบดังนี้ คือ

1. ระบบหายใจ ทำหน้าที่ในการขนส่งและแลกเปลี่ยนก๊าซระหว่างอากาศภายนอกกับภายในร่างกาย ซึ่งประกอบด้วยช่องจมูก หลอดคอ กล่องเสียง หลอดลม กิ่งหลอดลม หลอดลมฝอย ท่อถุงลม ถุงลม และปอด
2. ระบบกล้ามเนื้อ การแลกเปลี่ยนก๊าซจะเกิดขึ้นได้ โดยอาศัยการทำงานของกล้ามเนื้อกะบังลม กล้ามเนื้อระหว่างซี่โครง กล้ามเนื้อท้อง ที่ทำให้ปริมาตรทรวงอกใหญ่ขึ้นและเล็กลงเป็นจังหวะสม่ำเสมอ เป็นผลให้ปอดที่ติดอยู่กับผนังทรวงอกมีการเปลี่ยนแปลงปริมาตรตามไปด้วย
3. ระบบไหลเวียนเลือด ทำหน้าที่ในการขนส่งออกซิเจนจากหลอดเลือดฝอยในปอด ไปยังเซลล์ต่างๆ ทั่วร่างกาย และนำคาร์บอนไดออกไซด์ จากเซลล์นั้นกลับมาที่ปอด
4. ระบบประสาท ทำหน้าที่ควบคุมการทำงานของระบบหายใจ โดยการสั่งงานของสมอง ซึ่งอยู่ใต้อำนาจจิตใจและนอกอำนาจจิตใจ เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของปอดหรือความดันก๊าซต่างๆ ในเลือด เพื่อให้สอดคล้องเหมาะสมกับความต้องการของร่างกายตลอดเวลา

2.1.1 โครงสร้างระบบการหายใจ

แบ่งตามการทำงานได้ 2 ส่วนคือ

1. ส่วนที่ทำหน้าที่นำอากาศเข้าสู่ปอด ซึ่งประกอบด้วยอวัยวะดังนี้ จมูก (Nose) หลอดคอ (Pharynx) กล่องเสียง (Larynx) หลอดลม (Trachea) กิ่งหลอด (Bronchus) และหลอดลมฝอย (Bronchiole)
2. ส่วนที่อยู่ในปอด เป็นส่วนที่ทำหน้าที่แลกเปลี่ยนก๊าซออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์ระหว่างหลอดเลือดฝอยกับถุงลม ส่วนนี้นั้นตั้งแต่ท่อหายใจฝอย (Respiratory bronchioles) ท่อถุงลม (Alveolar duct) กลุ่มถุงลม (Alveolar sac) และถุงลม (Alveoli)

2.1.2 กล้ามเนื้อหายใจ

การหายใจประกอบด้วย การหายใจเข้าและออก โดยที่การขยายตัวและหดตัวของปอดเกิดจากการเคลื่อนไหวของทรวงอก ซึ่งเป็นผลจากการทำงานของกล้ามเนื้อที่ใช้หายใจ เพราะปอดไม่สามารถเคลื่อนไหวได้ด้วยตัวมันเอง การทำงานของกล้ามเนื้อหายใจ เกิดจากการควบคุมของระบบประสาท เส้นประสาทที่ทำให้กระบังลมหดและคลายตัวคือ phrenic nerve จากเส้นประสาทคอที่ 3, 4 และ 5 โดยผ่านทรวงอกมายังกระบังลม เส้นประสาทที่ทำให้กล้ามเนื้อระหว่างช่องซี่โครงหดและคลายตัวคือ intercostal nerve จากเส้นประสาททอกเส้นที่ 1-12 ซึ่งการทำงานของเส้นประสาท ต้องอาศัยการควบคุมจากศูนย์ควบคุมการหายใจ (respiratory center = RC) ในสมอง และ higher center ใน cortex หรือจาก sensory impulse จาก muscle spindle โดย fiber จากศูนย์ควบคุมการหายใจ จะลงมาข้าม midline ที่สมองระดับ medulla แล้วลงไป synapse กับ anterior horn cells ของประสาทไขสันหลังที่ระดับซึ่งให้เส้นประสาทมอเตอร์ไปยังกล้ามเนื้อการหายใจต่างๆ

กล้ามเนื้อการหายใจ แบ่งได้เป็น 2 พวก คือ

2.1.2.1 กล้ามเนื้อหายใจเข้า

ทำหน้าที่ในการหายใจเข้า เป็นแบบ active process คือมีการหดตัวของกล้ามเนื้อระหว่างช่องซี่โครงชั้นนอก และกระบังลม เพื่อให้ปริมาตรของช่องอกเพิ่มขึ้น กล้ามเนื้อหายใจเข้า ได้แก่

1. กระบังลม เป็นกล้ามเนื้อลายที่กั้นอยู่ระหว่างช่องอกและช่องท้องร้อยละ 75 ของอากาศที่หายใจเข้าเกิดจากการหดตัวของกระบังลม เมื่อกระบังลมหดตัวจะเคลื่อนลงต่ำสู่ช่องท้อง ทำให้เพิ่มขนาดของทรวงอกทางแนวตั้ง และยังช่วยถ่างชายโครงส่วนล่างออก เป็นการเพิ่มเส้นผ่าศูนย์กลางของทรวงอกด้านล่างด้วย ในการหายใจเข้าปกติ กระบังลมจะลดต่ำลงประมาณ 1-1.5 เซนติเมตร ถ้าหายใจเข้าเต็มที่ จะเคลื่อนต่ำลงประมาณ 6-10 เซนติเมตร
2. กล้ามเนื้อระหว่างซี่โครงด้านนอก เป็นกล้ามเนื้อลายที่ยึดอยู่ระหว่างซี่โครงทางด้านนอก เวลากล้ามเนื้อนี้หดตัว กระดูกซี่โครงจะถูกยกขึ้นพร้อมทั้งกางออกไปข้างหน้า ทำให้มีการเพิ่มขนาดของทรวงอกทางแนวหน้าหลัง (antero-posterior diameter) การเคลื่อนไหวของกระดูกซี่โครง ยังมีการหมุนตรงข้อต่อระหว่างกระดูกซี่โครง และกระดูกสันหลัง ทำให้กระดูกซี่โครงกางออกทางด้านข้าง ช่วยให้เพิ่มขนาดของทรวงอกทางเส้นผ่าศูนย์กลางด้านข้าง (lateral diameter)

ในการหายใจธรรมดาจะทำให้ทรวงอกแข็งแรง และร้อยละ 25 ของอากาศที่หายใจเข้าเกิดจากกล้ามเนื้อ ถ้ามีอัมพาตของกระบังลม กล้ามเนื้อระหว่างซี่โครงจะทำงานช่วยการหายใจ ทำให้การหายใจยังคงดำเนินต่อไปได้และมีทรวงอกเคลื่อนไหวได้ตามปกติ

3. กล้ามเนื้อเสริม ได้แก่ กล้ามเนื้อ scalene ช่วยยกกระดูกซี่โครง 2 อันบน กล้ามเนื้อ sterno-cleidomastoid ช่วยยกกระดูกหน้าอกขึ้นบน ซึ่งจะเริ่มทำงานเมื่อการระบายอากาศเพิ่มเป็น 50 100 ลิตรต่อนาที นอกจากนี้ยังมีกล้ามเนื้อที่อยู่ด้านหลังของคอ คือ trapezius และกล้ามเนื้อหลัง ช่วยยกกระดูกซี่โครงอันอื่นๆ serratus posterior superior ช่วยยกกระดูก ซี่โครงส่วนบน กล้ามเนื้อ quadratus lumborum จะ depress กระดูกซี่โครงอันที่ 12 ส่วนกล้ามเนื้อ mylohyoid จะช่วยลดความต้านทานของทางเดินอากาศ และ alar nasi จะทำให้จมูกบานออกเพื่อให้ลมผ่านได้มากขึ้น

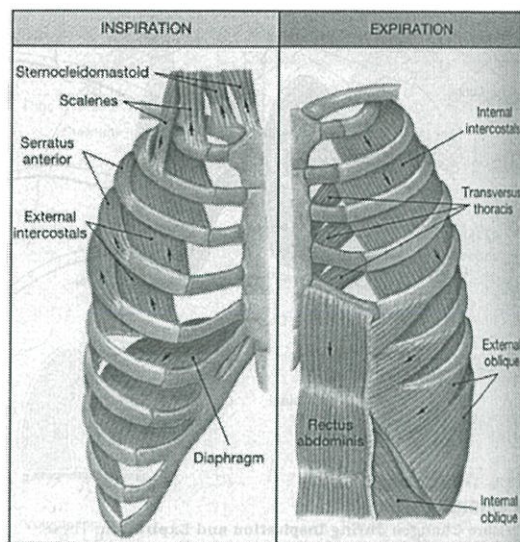
2.1.2.2 กล้ามเนื้อหายใจออก

เนื่องจากการหายใจออก เป็นขบวนการ passive ซึ่งเกิดจากการคลายตัวของกล้ามเนื้อระหว่างซี่โครงด้านนอกกับกระดูกซี่โครง ทำให้ทรวงอกเล็กลงโดยน้ำหนักตัวของมันเอง และโดยอาศัยคุณสมบัติความยืดหยุ่นของทรวงอกและปอดในการหดกลับ (elastic recoil) ทำให้ทรวงอกและปอดเล็กลง กล้ามเนื้อหายใจออก จะเริ่มทำหน้าที่เมื่อการหายใจเพิ่มกว่าปกติ คือ เมื่อมีการระบายอากาศเพิ่มมากกว่า 40 ลิตรต่อนาที เช่น ในขณะที่ออกกำลังกาย หรือมีการอุดกั้นของทางเดินลมหายใจมากพอสมควร กล้ามเนื้อหายใจออก ได้แก่

1. กล้ามเนื้อหน้าท้อง ได้แก่ กล้ามเนื้อ external และ internal oblique, กล้ามเนื้อ rectus และ transversus abdominis เมื่อมีการหดตัว กระดูกซี่โครงจะบีบชิดกัน ลำตัวจะโค้ง ทำให้ความดันในช่องท้องเพิ่มขึ้น ซึ่งมีผลให้อวัยวะในช่องท้องดันกระดูกซี่โครงขึ้น เป็นการช่วยลดปริมาตรของทรวงอกในแนวตั้ง ในขณะที่ ไอ จาม อาเจียน หรือเบ่งถ่าย กล้ามเนื้อหน้าท้องจะทำงานเพิ่มขึ้น ในผู้ป่วยที่มีความต้านทานทางเดินหายใจเพิ่มขึ้น เช่น emphysema ควรฝึกใช้กล้ามเนื้อหน้าท้องช่วยเพิ่มการหายใจ (breathing exercise)

2. กล้ามเนื้อระหว่างช่องซี่โครงด้านใน เมื่อหดตัวจะทำให้ซี่โครงหุบลงล่าง และเคลื่อนมาทางด้านหลัง มีผลให้ลดปริมาตรของทรวงอกในแนวหน้าหลัง และทำให้ทรวงอกแข็งแรงขึ้น การหายใจแบบนี้ต้องอาศัยพลังงาน มีความจำเป็นในผู้ป่วยที่มีความต้านทานของทางเดินหายใจเพิ่มขึ้น เช่น หอบหืด

3. กล้ามเนื้อ transverse thoracic และ serratus posterior inferior เมื่อหดตัวจะทำให้ซี่โครงหุบลงล่าง



รูปที่ 2.1 กล้ามเนื้อหายใจเข้าและออก (Netter, 1979)

2.1.3 ลักษณะหรือรูปแบบของการหายใจ (Pattern of Breathing)

1. Eupnea คือการหายใจปกติ หรือเรียกว่า quiet breathing เป็นการหายใจตามปกติ ที่มีวงจรการหายใจเข้าและการหายใจออกติดต่อกันอยู่ ตลอดเวลาโดยไม่มีระยะพัก ระยะเวลาของการหายใจออกจะนานเป็น 1.2 เท่า ของระยะเวลาการหายใจเข้า
2. Tachypnea คือการหายใจเร็ว เป็นการหายใจที่มีอัตราการหายใจเพิ่มขึ้นตามปกติ
3. Hyperpnea คือการหายใจที่แรงกว่าปกติ หรือทั้งแรงและเร็วกว่าปกติ
4. Dyspnea คือการหายใจลำบากเป็นการหายใจที่ต้องใช้ความพยายามเป็นอย่างมาก
5. Orthopnea คือการหายใจลำบากในท่านอนราบ
6. Apnea คือการหายใจที่หยุดค้างในท่าหายใจออก
7. Apneusis คือการหายใจที่หยุดค้างในท่าหายใจเข้า
8. Apneustic Breathing คือการหายใจที่หยุดค้างในท่าหายใจเข้า สลับการหายใจออกเป็นระยะๆ
9. Gasping คือการที่มีการหายใจเข้าอย่างแรงในระยะสั้นแล้วหายไป อาจเป็นจังหวะหรือไม่สม่ำเสมอ

2.1.4 อัตราการหายใจ (Respiratory rate)

อัตราการหายใจของคนนั้น ในตอนเพิ่งคลอดจะเร็วมากประมาณ 40-70 ครั้งต่อนาที แต่เมื่ออายุเพิ่มขึ้นการหายใจจะลดลง เพราะในช่วงแรกร่างกายมีการเจริญเติบโตสูง ทำให้มีการใช้

ออกซิเจนสูงพบว่าเด็กอายุ 1 ปี อัตราการหายใจจะเป็น 35-40 ครั้งต่อนาที อายุ 5 ปีประมาณ 25 ครั้งต่อนาที อายุ 10 ปี ประมาณ 20 ครั้งต่อนาที และอายุ 25 ปีขึ้นไปประมาณ 16-18 ครั้งต่อนาที ในผู้ใหญ่เฉลี่ยแล้วประมาณ 16-18 ครั้งต่อนาที

2.1.5 โครงสร้างของทรวงอก

ปอดตั้งอยู่ในทรวงอก ซึ่งมีผนังทรวงอกทำหน้าที่ป้องกันปอด ผนังทรวงอกประกอบด้วย กระดูกซี่โครง 12 คู่ กระดูก sternum กล้ามเนื้อลายที่ยึดอยู่ระหว่างกระดูกซี่โครง (Intercostal muscle) กระดูกสันหลังส่วนทรวงอก (Thoracic vertebrae) กล้ามเนื้อกระบังลม (Diaphragm) รวมทั้งกล้ามเนื้อลายและเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน (Connective tissue) ที่เกี่ยวข้อง

กล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่เกี่ยวกับการหายใจคือ Internal และ External intercostal muscle อยู่ระหว่างกระดูกซี่โครง กล้ามเนื้อกระบังลม (diaphragm) มีลักษณะคล้ายโดม อยู่บริเวณส่วนฐานของผนังทรวงอก ทำหน้าที่เป็นตัวกั้นระหว่างช่องทรวงอกและช่องท้อง (Abdominal cavity) กล้ามเนื้อ และ Connective tissue บริเวณคอ ทำหน้าที่ปิดกั้นในส่วนยอด ทำให้ทรวงอกเป็นช่องปิดไม่มีทางติดต่อกับบรรยากาศภายนอกเลย

ผิวด้านในของผนังทรวงอกบุด้วย Parietal pleura (เยื่อหุ้มปอดส่วนผนังอก) และด้านนอกของปอดบุด้วย Visceral pleura (เยื่อหุ้มตัวปอด) ซึ่งแนบชิดอยู่กับเนื้อปอด โดยที่ปอดแต่ละข้างมี Visceral pleura ที่แยกกัน ช่องว่างระหว่าง pleura ทั้งสอง เรียกว่า Pleural space มีของเหลว เรียกว่า Pleural fluid ปริมาตรประมาณ 15 มิลลิลิตร เคลือบอยู่เพื่อทำหน้าที่เป็นตัวหล่อลื่น ช่วยลดหรือป้องกันการเสียดสีของปอดกับผิวด้านในของทรวงอกในขณะที่ปอดเคลื่อนไหวเวลาหายใจ

2.1.6 ปริมาตรและความจุของปอด (Lung Volumes and Capacities)

การหายใจเข้าหรือออกในครั้งหนึ่งๆ ร่างกายจะได้รับอากาศเข้าหรือออกจากปอดเป็นส่วนๆตามความหมายของปริมาตรและความจุของปอดดังนี้ได้ โดยใช้เครื่องมือ spirometer

ปริมาตรของปอดแบ่งเป็น 4 ส่วน คือ

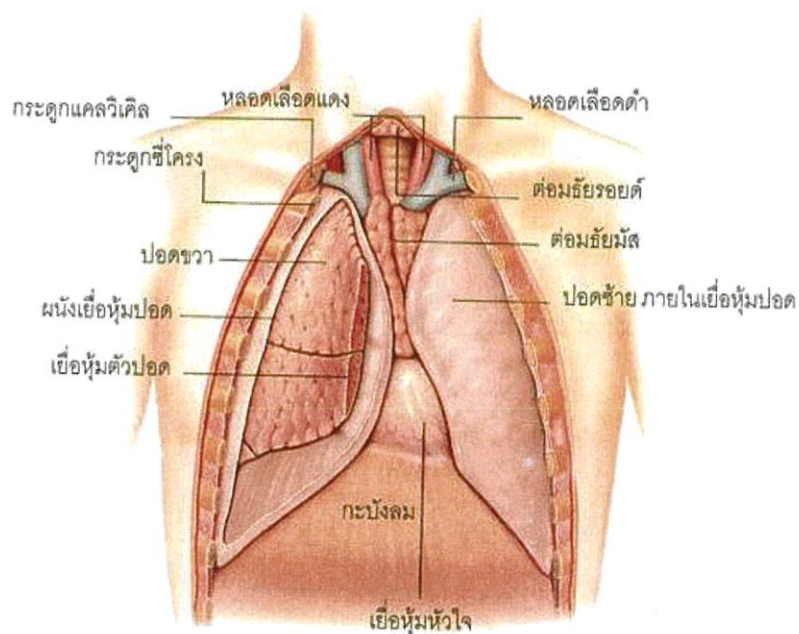
1. Tidal volume (TV หรือ V_T) คือ ปริมาตรของอากาศหายใจเข้าหรือออกในครั้งหนึ่งๆ ในผู้ใหญ่จะมีค่าปกติประมาณ 500 มิลลิลิตร
2. Inspiratory reserve volume (IRV) คือ ปริมาตรของอากาศที่สามารถหายใจเข้าเพิ่มได้อีกจนเต็มที่อยู่จากการหายใจเข้าตามปกติ มีค่าประมาณ 3,300 มิลลิลิตร

3. Expiratory reserve volume (ERV) คือ ปริมาตรของอากาศที่สามารถหายใจออกได้อีกจนเต็มที่อยู่จากการหายใจออกตามปกติ มีค่าประมาณ 1,000 มิลลิลิตร

4. Residual volume (RV) คือ ปริมาตรของอากาศที่ยังคงเหลือค้างอยู่ในปอดหลังจากการหายใจออกอย่างแรงเต็มที่ มีค่าประมาณ 1,200 มิลลิลิตร

ความจุของปอดแบ่งเป็น 4 ส่วน คือ

1. Inspiratory capacity (IC) คือ ความจุของปอดที่คิดเป็นปริมาตรของอากาศหายใจเข้าไปได้จนเต็มที่อยู่หลังจากหายใจออกตามปกติ หรืออาจกล่าวว่าเป็นผลรวมของ tidal volume และ inspiratory reserve volume ปกติมีค่าประมาณ 3,800 มิลลิลิตร
2. Functional residual capacity (FRC) คือ ความจุของปอดที่คิดเป็นปริมาตรของอากาศคงเหลืออยู่ในปอดหลังจากหายใจออกตามปกติ หรืออาจกล่าวว่าเป็นผลรวมของ expiratory reserve volume และ residual volume ปกติมีค่าประมาณ 2,200 มิลลิลิตร



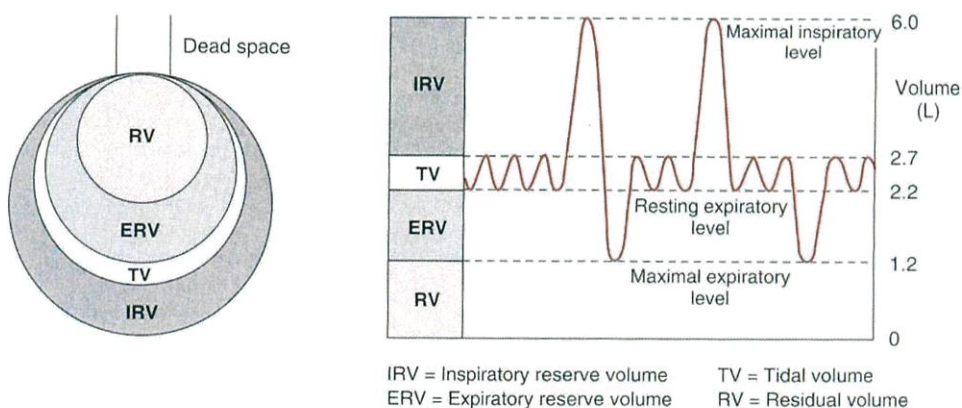
รูปที่ 2.2 อวัยวะในช่องอก

3. Vital capacity (VC) คือ ความจุของปอดที่คิดเป็นปริมาตรของอากาศหายใจออกเต็มที่หลังจากการหายใจเข้าเต็มที่ หรืออาจกล่าวว่าเป็นผลรวมของ inspiratory reserve

volume , tidal volume และ expiratory reserve volume ปกติมีค่าประมาณ 4,800 มิลลิลิตร

- Total lung capacity (TLC) คือ ความจุของปอดที่คิดเป็นปริมาตรของอากาศทั้งหมดเมื่อหายใจเข้าเต็มที่ หรืออาจกล่าวว่าเป็นผลรวมของ vital capacity และ residual volume ปกติมีค่าประมาณ 6,000 มิลลิลิตร

ค่าปริมาตรและความจุของปอดในคนปกติจะแตกต่างกันตามอายุ เพศ ส่วนสูง เช่น VC ในคนหนุ่มสาวจะสูงกว่าคนสูงอายุ เพศชายสูงกว่าเพศหญิง ทำยีนสูงกว่าทำนอนราบ นักกีฬาสูงกว่าผู้ไม่ใช่นักกีฬา เมื่อคิดเทียบปริมาตรและความจุปอดต่างๆ กับความจุปอดรวมจะได้ค่าประมาณที่ใกล้เคียง ในคนปกติดังนี้ ERV เท่ากับร้อยละ 15, RV เท่ากับร้อยละ 25-30, FRC เท่ากับร้อยละ 40, IC เท่ากับร้อยละ 60, VC เท่ากับร้อยละ 70-75 ของ TLC ตามลำดับ



		Volume (L)		
		Men	Women	
Vital capacity	IRV	3.3	1.9	Inspiratory capacity
	TV	0.5	0.5	
	ERV	1.0	0.7	Functional residual capacity
	RV	1.2	1.1	
Total lung capacity		6.0	4.2	

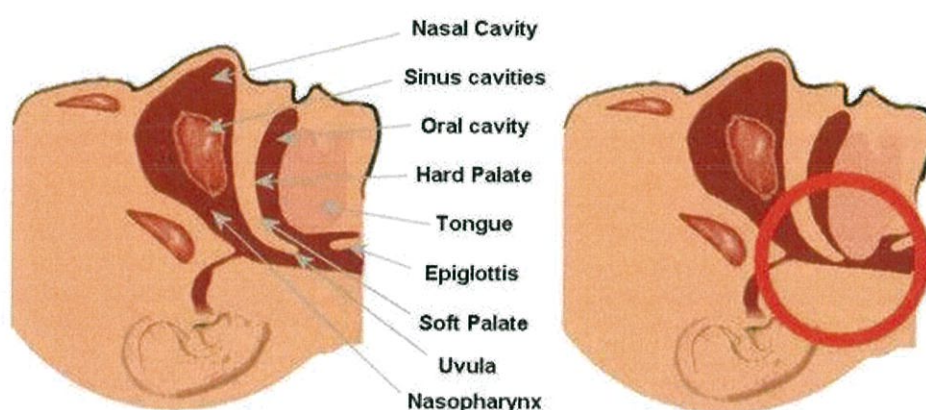
Respiratory minute volume (rest): 6 L/min
 Alveolar ventilation (rest): 4.2 L/min
 Maximal voluntary ventilation (BTPS): 125–170 L/min

Timed vital capacity: 83% of total in 1 s; 97% in 3 s
 Work of quiet breathing: 0.5 kg-m/min
 Maximal work of breathing: 10 kg-m/ breath

รูปที่ 2.3 ปริมาตรและความจุปอด (Ganong, 2001)

2.2 ภาวะหยุดหายใจขณะหลับ (Sleep apnea)

โรคนอนหลับแล้วหยุดหายใจ หรือภาวะโรคหยุดหายใจขณะหลับ (Sleep apnea หรือ Sleep - disordered breathing) ได้แก่ โรคที่เมื่อนอนหลับแล้วร่างกายจะเกิดความผิดปกติทางการหายใจ หายใจได้เพียงสั้นๆหรือเกิดการหยุดหายใจเป็นพักๆตลอดทั้งคืน ก่อให้ร่างกายหรืออวัยวะต่างๆขาดออกซิเจนและเกิดการนอนไม่พอ จึงเกิดเป็นโรคหรือมีอาการผิดปกติต่างๆเกิดขึ้นตามมาได้หลายโรค อาการนอนหลับแล้วหยุดหายใจเป็นโรคพบได้บ่อยทั้งในผู้หญิงและในผู้ชาย แต่พบได้ในผู้ชาย สูงกว่าในผู้หญิง โดยทั่วไปเป็นโรคพบในผู้ใหญ่ แต่สามารถพบในเด็กได้ ทั้งนี้ขึ้นกับสาเหตุ ซึ่งในสหรัฐอเมริกาในวัยกลางคนพบโรคนี้นี้ในผู้ชายประมาณ 24% และในผู้หญิงประมาณ 9%



รูปที่ 2.4 ทางเดินอากาศที่ปกติ(ซ้าย) , ทางเดินอากาศที่ถูกอุดกั้น(ขวา)

2.2.1 สาเหตุของโรค

แบ่งโรคนอนหลับแล้วหยุดหายใจตามสาเหตุได้เป็น 3 ชนิดได้แก่

1. ชนิดเกิดจากมีการอุดกั้นทางเดินหายใจ (Obstructive sleep apnea : OSA) เป็นชนิดที่พบได้บ่อยที่สุดคือประมาณ 85% ของโรคนี้นี้ โดยเกิดจากเมื่อนอนหลับจะมีการอุดกั้นทางเดินหายใจตอนบน (จมูก ช่องปากและ/หรือลำคอ) จากสาเหตุต่างๆส่งผลให้ทางเดินลมหายใจตอนบนตีบแคบ จึงส่งผลให้ร่างกายขาดอากาศ สมองก็ขาดอากาศด้วย จึงทำงานลดลง ส่งผลให้กล้ามเนื้อหายใจลดหรือหยุดการทำงาน เกิดการหายใจได้เพียงสั้นๆ หรือเกิดการหยุดหายใจ แต่เมื่อหยุดหายใจแล้วจะเกิดภาวะคั่งของก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ ในร่างกาย ซึ่งภาวะนี้จะย้อนกลับไปกระตุ้นสมองให้กลับมาสั่งงานอีก ผู้ป่วยจึงสะดุ้งตื่นและกลับมาหายใจอีก วนเวียนซ้ำๆเป็นพักๆไปตลอดทั้งคืน ก่อให้เกิดการนอนหลับไม่สนิท มีการไอกระโชกตื่นเป็นระยะๆ ทั้งนี้ช่วงระยะเวลาในการหยุดหายใจ

อาจนานเป็นเพียงวินาทีหรือเป็นนาที รวมทั้งจำนวนครั้งที่เกิดการสะดุ้งตื่นจะถี่หรือห่างขึ้นกับความรุนแรงของสาเหตุ โดยทั่วไปพบได้ตั้งแต่ 5 ครั้งไปจนถึง 30 ครั้งหรือมากกว่าต่อชั่วโมง

2. ชนิดเกิดจากความผิดปกติของสมองส่วนกลาง (Central sleep apnea : CSA) เป็นชนิดพบได้น้อยมากประมาณ 0.4% โดยเกิดจากโรคของสมองส่วนกลาง เช่น โรคหลอดเลือดสมองหรือโรคเนื้องอก หรือโรคมะเร็งสมอง หรือจากผลข้างเคียงจากยาบางชนิดที่กดสมองส่วนกลาง เช่น ยานอนหลับ สมองจึงไม่สามารถสั่งงานได้ตามปกติโดยเฉพาะช่วงนอนหลับ รวมทั้งในการสั่งการทำงานของกล้ามเนื้อช่วยการหายใจ ดังนั้นจึงเกิดภาวะผิดปกติในการหายใจ หายใจได้สั้นๆหรือหยุดหายใจเป็นพักๆในช่วงนอนหลับ

3. โรคนอนหลับแล้วหยุดหายใจชนิดผสม (Complex sleep apnea) พบได้ประมาณ 15% ของโรค ซึ่งอาการและการรักษาจะเป็นไปตามสาเหตุของโรคเช่นเดียวกับทั้งในชนิดโรคเกิดจากการอุดตันทางเดินหายใจและโรคเกิดจากสมองส่วนกลางเพศ

2.2.2 ปัจจัยเสี่ยงของโรค

1. เพศ จากการศึกษาทางระบาดวิทยาและการเลือกผู้ป่วยเฉพาะกลุ่มพบว่าเพศชายมีโอกาสมากกว่าเพศหญิง 6.5 เท่า แต่เมื่อถึงวัยหมดประจำเดือนพบว่าเพศหญิงมีโอกาสมากขึ้น

2. อายุ เมื่ออายุเพิ่มขึ้นพบว่าผู้ป่วยมีการหยุดหายใจมากขึ้นช่วงอายุ 40 ปี พบร้อยละ 1.5 แต่เมื่อมากขึ้นคือช่วง 70 ปี มีผู้ป่วยเพิ่มขึ้นถึงร้อยละ 12 อาจจะเป็นไปได้ว่าความรุนแรงของโรคมักขึ้นเมื่ออายุมากขึ้นโดยมีปัจจัยอื่นๆประกอบเข้าด้วยกัน นอกจากนี้ยังตรวจพบว่าความต้านทานในทางเดินหายใจคนสูงอายุมีมากขึ้น

3. โรคอ้วน พบว่าผู้ป่วย 2 ใน 3 มี Body Mass Index (BMI) > 28 กิโลกรัม/ตารางเมตร พบว่า เมื่อทำการลดน้ำหนัก 5-10 กิโลกรัม จะส่งผลให้อาการต่างๆดีขึ้นได้ มันทที่พอกพูนบริเวณลำคอทำให้เวลาผู้ป่วยเกิดน้ำหนักรกคกทับบนคอหอยได้ ในส่วนของหน้าท้องมีไขมันมากทำให้กระบังลมทำงานได้ไม่เต็มที่ ทำให้ความจุของปอดลดลงซึ่งเป็นปัจจัยเสริมส่งผลให้มีกรหยุดหายใจได้ง่าย

4. กรรมพันธุ์ ในผู้ป่วยที่มีประวัติคนในครอบครัวเป็นโรคอยู่มีโอกาสมากกว่าคนที่ไม่มีประวัติในครอบครัวถึง 1.25 เท่า

5. กะโหลกศีรษะ และกระดูกใบหน้าผิดปกติ เช่น คางเล็ก คางเลื่อนไปด้านหลัง ลักษณะคอดยาวหน้าแบน ส่งผลให้ทางเดินหายใจช่วงบนแคบลง ส่งผลให้เกิดการอุดกั้นและหยุดหายใจในที่สุด

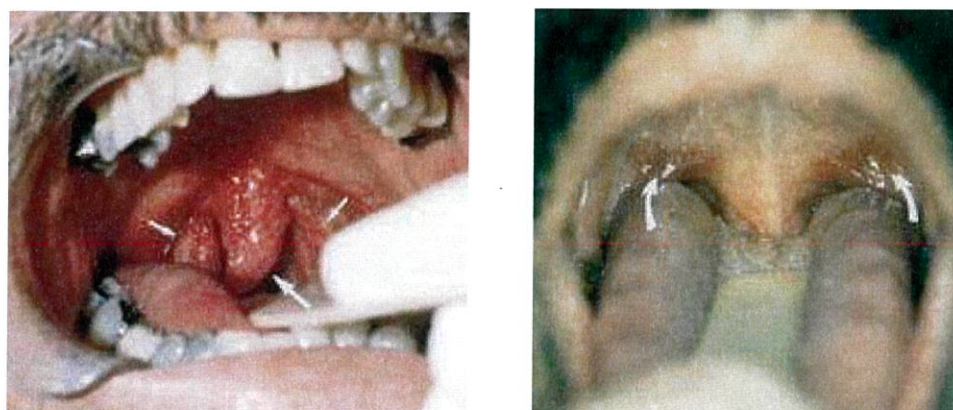
6. การสูบบุหรี่หรือการดื่มสุรา ส่งผลให้คอหอยมีการอักเสบจากการระคายเคืองมีอาการบวมของเนื้อเยื่อทำให้ทางเดินหายใจแคบลง ส่งผลให้เกิดการหยุดหายใจจากการอุดกั้นได้ง่าย ส่วนในสุรานั้นมีฤทธิ์ในการกดการหายใจเมื่อดื่มในปริมาณมากส่งผลให้มีการหยุดหายใจรุนแรงมากยิ่งขึ้น

7. ยาบางชนิดที่กดการหายใจ

8. ลักษณะทางเดินหายใจส่วนบนมีความผิดปกติ มีปัจจัยทางด้านกายภาพหลายประการของทางเดินหายใจส่วนบนที่ส่งผลให้เกิดการหยุดหายใจขณะนอนหลับ เช่น ริดสีดวงจมูก ทอนซิลโต กล้ามเนื้อของเพดานอ่อน โคนลิ้น และลิ้นไก่หย่อน จนไปอุดกั้นทางเดินหายใจทำให้ต้องใช้แรงหายใจมาก จึงเกิดเสียงดังและเสียงกรน และที่ร้ายแรงคือนำไปสู่การหยุดหายใจในที่สุดหรือหยุดหายใจเป็นเวลามากกว่า 10 วินาที พบว่ามีประมาณร้อยละ 20 ในเพศชาย และร้อยละ 5 ในเพศหญิง



รูปที่ 2.5 โครงสร้างใบหน้าผิดปกติ



รูปที่ 2.6 ลักษณะของผู้ป่วยที่มีลิ้นไก่โต(ซ้าย) , ลักษณะของผู้ป่วยที่มีเพดานอ่อนโต(ขวา)

2.3 การวินิจฉัยภาวะหยุดหายใจขณะหลับ

แพทย์จะวินิจฉัยภาวะหยุดหายใจขณะหลับอยู่บนพื้นฐานของการแพทย์และประวัติในครอบครัว การตรวจร่างกายและผลการศึกษาการนอนหลับ แพทย์อาจจะประเมินอาการของคุณครั้งแรก แล้วก็จะให้คุณตัดสินใจว่าคุณต้องการที่จะเห็นผู้เชี่ยวชาญการนอนหลับหรือไม่

ผู้เชี่ยวชาญด้านการนอนหลับเป็นแพทย์ที่วินิจฉัยและรักษาผู้ที่มีปัญหาการนอนหลับ ตัวอย่างของการแพทย์ดังกล่าวอาจมีความชำนาญด้านปอดและเส้นประสาทและด้านหูจมูกลำคอ แพทย์ประเภทอื่นๆ ยังสามารถเป็นผู้เชี่ยวชาญด้านการนอนหลับได้อีกด้วย

2.3.1 ประวัติทางการแพทย์

หากคุณคิดว่าคุณมีปัญหาการนอนหลับให้ลองบันทึกการนอน 1 ถึง 2 สัปดาห์ นำสมุดบันทึกประจำวันกับคุณไปพบแพทย์ของคุณในครั้งต่อไป รวมถึงเมื่อคุณไปนอนตื่นขึ้นมาและใช้เวลาจิบ เขียนระยะเวลาที่คุณนอนหลับแต่ละคืน ความรู้สึกว่าได้พักผ่อนมากเท่าใด และความรู้สึกง่วงนอนในหลายๆ ครั้งในระหว่างวัน ข้อมูลนี้จะช่วยให้แพทย์ของคุณวินิจฉัยว่าคุณมีความผิดปกติของการนอนหลับอย่างไร

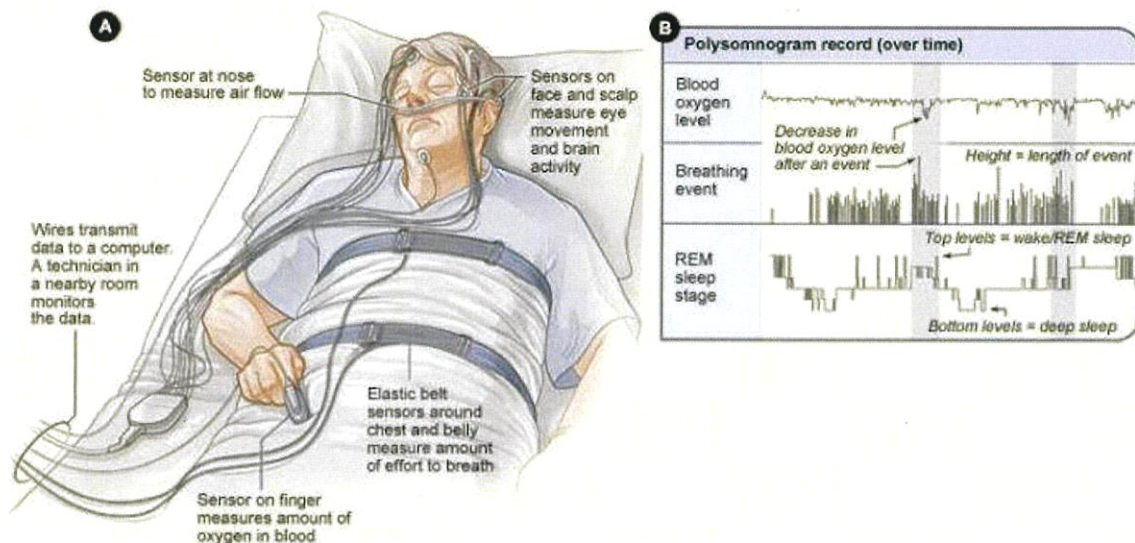
2.3.2 การศึกษาการนอนหลับ (Sleep Studies)

การศึกษาการนอนหลับเป็นวิธีการที่ดีที่สุดที่ศึกษาการนอนหลับและวิธีการที่ร่างกายของคุณตอบสนองต่อปัญหาการนอนหลับ การทดสอบเหล่านี้สามารถช่วยให้แพทย์ของคุณพบว่าคุณมีความผิดปกติของการนอนหลับ และความรุนแรงที่คุณต้องการศึกษาเป็นการนอนหลับที่มีการทดสอบที่ถูกต้องที่สุดสำหรับการวินิจฉัยหยุดหายใจขณะหลับ มีหลายชนิดที่แตกต่างกันของการศึกษาการนอนหลับ หากแพทย์ของคุณคิดว่าคุณมีภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับแพทย์อาจแนะนำให้ทำ polysomnogram (PSG) หรือเครื่องเฝ้าดูแบบที่บ้าน (Home-Based Portable Monitor)

2.3.2.1 Polysomnogram

Polysomnogram หรือ PSG คือการศึกษาการนอนหลับที่พบมากที่สุดสำหรับการวินิจฉัยหยุดหายใจขณะหลับ การศึกษาจะทำการบันทึกการทำงานของสมอง, การเคลื่อนไหวของดวงตา อัตราการเต้นหัวใจและความดันโลหิต

PSG ยังบันทึกปริมาณออกซิเจนในเลือด, การหมุนเวียนของอากาศของคุณผ่านทางจมูกของคุณในขณะที่คุณหายใจ, การกรนและการเคลื่อนไหวของหน้าอก การเคลื่อนไหวของหน้าอกแสดงว่าคุณกำลังทำให้ความพยายามที่จะหายใจ



รูปที่ 2.7 ตัวอย่างการทำ Polysomnogram

PSG มักจะทำที่ศูนย์การนอนหลับหรือห้องปฏิบัติการการนอนหลับ การทดสอบจะไม่เจ็บปวด คุณจะได้นอนตามปกติยกเว้นคุณจะมีเซ็นเซอร์ที่แนบมากับหนังสือของคุณใบหน้า, หน้าอก, แขนขาและนิ้วมือ พนักงานที่ศูนย์การนอนหลับจะใช้เซ็นเซอร์ในการตรวจสอบกับคุณตลอดทั้งคืน ผู้เชี่ยวชาญด้านการนอนหลับจะตรวจสอบผลของการ PSG ของคุณเพื่อดูว่าคุณมีภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับและความรุนแรงที่คุณเป็น แพทย์จะใช้ผลในการวางแผนการรักษาของคุณ

แพทย์ของคุณอาจจะใช้ PSG เพื่อค้นหาการตั้งค่าที่ดีที่สุดสำหรับคุณบนเครื่อง CPAP (continuous positive airway pressure) เครื่อง CPAP คือการรักษาที่พบบ่อยที่สุดสำหรับหยุดหายใจขณะหลับ เครื่อง CPAP ใช้ความดันอากาศต่ำเพื่อให้ทางเดินอากาศของคุณเปิดในขณะที่คุณนอนหลับ

2.3.2.2 เครื่องเฝ้าดูแบบที่บ้าน (Home-Based Portable Monitor)

แพทย์อาจแนะนำให้มีการทดสอบการนอนหลับที่บ้านตามกับจอแสดงผลแบบพกพา จอแสดงผลแบบพกพาที่จะบันทึกข้อมูลบางอย่างเช่นเดียวกับ PSG ยกตัวอย่างเช่นอาจบันทึก:

- ปริมาณของออกซิเจนในเลือด
- การหมุนเวียนของอากาศผ่านทางจมูกในขณะที่คุณหายใจ
- อัตราการเต้นหัวใจ
- การเคลื่อนไหวของหน้าอก

ผู้เชี่ยวชาญด้านการนอนหลับอาจจะใช้ผลจากการทดสอบการนอนหลับที่บ้านตามที่จะช่วยในการวินิจฉัยหยุดหายใจขณะหลับ และอาจใช้ผลในการตัดสินใจว่าคุณจำเป็นต้องมีการศึกษา PSG เต็มรูปแบบในศูนย์การนอนหลับหรือไม่

2.4 การตรวจสอบการอุดกั้นทางเดินหายใจขณะหลับ

2.4.1 Noninvasive assessment of ventilation

การประมวลผลนั้นสามารถแสดงออกมาให้เห็นในรูปแบบความสามารถในการระบายอากาศ เช่น การเปลี่ยนแปลงของปริมาตรของการหายใจ ซึ่งสามารถคำนวณการเปลี่ยนแปลงจากการเปลี่ยนแปลงของแอมพลิจูดที่เกิดจากการหายใจเข้าและหายใจออก โดยที่ไม่ต้องวัดการเปลี่ยนแปลงของปริมาตรโดยตรง จากเหตุผลดังกล่าวทำให้สามารถหาการเปลี่ยนแปลงที่เกิดจากการหายใจเข้าออก ตลอดจนความถี่ที่เกิดขึ้นได้ส่งผลให้รูปแบบของการระบายอากาศของทางเดินหายใจเป็นลักษณะเด่นที่สามารถนำมาหาภาวะ apneas, hypopnoeas ได้ เครื่องมือที่เป็นมาตรฐานในการวัดการหายใจโดยวัดการระบายอากาศได้แก่ pneumotachograph แต่เครื่องมือนี้จำเป็นต้องใส่อุปกรณ์อื่นๆเพิ่ม ได้แก่ หน้ากาก (Face Mask) ตลอดเวลาซึ่งการศึกษาพบว่าก่อให้เกิดความรำคาญให้กับผู้ป่วย ดังนั้นอุปกรณ์การวัดการหายใจจะไม่ก่อให้เกิดความรำคาญต่อผู้ป่วยได้แก่

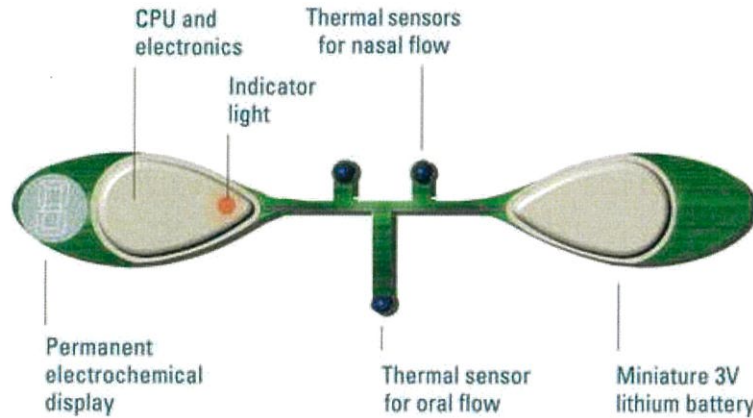
2.4.1.1 Thermistors and thermocouples

พบว่าตัวตรวจจับสัญญาณ (sensor) มีขนาดเล็กที่มีการเปลี่ยนแปลงทางด้านความต้านทานและแรงดันไฟฟ้าโดยขึ้นอยู่กับอุณหภูมิการที่จะตรวจจับการระบายอากาศของทางเดินหายใจนั้นจะต้องนำอุปกรณ์นี้ไว้ที่จมูก แต่ผลที่ได้จากเทคนิคนี้คือการตอบสนองของตัวตรวจจับสัญญาณแสดงผลได้ช้า สัญญาณที่ได้เป็น nonlinear และส่วนใหญ่จะขึ้นอยู่กับบริเวณที่มีอากาศไหลผ่าน จากเหตุผลดังกล่าวแสดงให้เห็นว่าวิธีนี้ไม่เหมาะที่จะหาลักษณะการระบายอากาศที่ดี

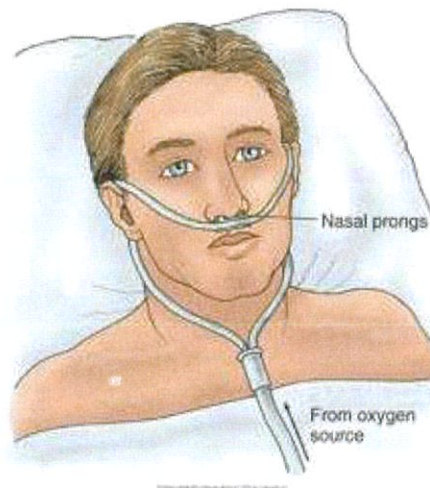
2.4.1.2 Nasal prongs

เป็นการตรวจจับความดันของอากาศบริเวณจมูก นอกจากนี้ยังออกแบบมาเพื่อให้ออกซิเจนและเชื่อมต่อกับ pressure transducer ที่ Nasal prongs เทคนิคนี้เป็นการวัดความดันของอากาศที่ไหลผ่านจมูก ผลการตอบสนองของเครื่องมือนี้เป็นไปอย่างดี แต่ยังมีข้อจำกัดคือ ความสัมพันธ์ระหว่าง Nasal prongs และการไหลของอากาศ ผลที่ได้ยังเป็น nonlinear และผลที่ได้ไม่ตรงกับความเป็นจริง ค่าที่ได้นั้นมากเกินกว่าความเป็นจริงแต่ถึงอย่างไรก็ตาม Nasal prongs ให้การตอบสนองที่รวดเร็วและยังช่วยประเมินการหายใจได้ จากการสอบเทียบเครื่องมือนี้พบว่าปัจจัยหลักๆของการใช้เครื่องมือนี้คือตำแหน่งของอุปกรณ์ ดังนั้นพบว่าการใช้เครื่องมือนี้ไม่สามารถหาการไหลของอากาศในเชิงปริมาณได้ Nasal prongs ยังมีข้อบกพร่องอีกคือ อุปกรณ์นี้ไม่สามารถตรวจจับลม

หายใจจากปากได้เพราะว่าผู้ป่วยจะมีการหายใจเข้าออกทางปากบ้าง ทำให้ลมบางส่วนที่ต้องผ่านจมูกนั้นลดน้อยลงไป ผลที่ได้จะไม่ใช่ความจริงและข้อต่ออีกประการคือ Nasal prongs จะไม่มีความพอดีกับผู้ป่วยแต่ละรายเมื่อนำ Thermistors และ Nasal prongs มาเปรียบเทียบการทำงานกันโดยวัดประสิทธิภาพการทำงานเทียบกับ polysomnographic พบว่า Nasal prongs มีประสิทธิภาพเหนือกว่า thermistors



รูปที่ 2.8 ตัวรับสัญญาณชนิด thermistors ยี่ห้อ The SleepStrip®



รูปที่ 2.9 ตัวรับสัญญาณชนิด Nasal prongs

2.4.1.3 Inductive plethysmography การหาการระบายอากาศของทางเดินหายใจสามารถหาได้จากการเปลี่ยนแปลงของ cross-sectional ของสองพื้นที่ คือบริเวณหน้าอกและท้อง ซึ่งวิธีนี้จะไม่รบกวนการนอนของผู้ป่วย เทคนิคนี้คือใช้สายรัดสองเส้นไว้ตรงทั้งสองบริเวณ ซึ่งในแต่ละเส้นจะประกอบด้วย inductive coil ที่จะสามารถเปลี่ยนแปลงแรงดันไฟฟ้าจากการเปลี่ยนแปลง

พื้นที่ซึ่งวิธีนี้เรียกว่า respiratory inductive plethysmography เป็นเทคนิคที่วัดการหายใจโดยใช้หลักการเหนี่ยวนำของขดลวดการทดสอบประสิทธิภาพของเครื่องสามารถทดสอบเทียบกับ pneumotachograph หรือ spirometer ก็ได้ วิธี inductive plethysmography ถือว่าประสบความสำเร็จอย่างมากในการหาภาวะความเจ็บป่วยจากทางเดินหายใจ แต่ยังมีข้อจำกัดบางประการ คือ ในการที่เราจะ calibration gains ในผู้ป่วยแต่ละคน ลักษณะท่าทางของผู้ป่วยเป็นอีกปัจจัยที่จะต้องคำนึงถึง



รูปที่ 2.10 สายรัดวัดการหายใจชนิด Inductive plethysmography ยี่ห้อ Pro-Tech® รุ่น zRIP™

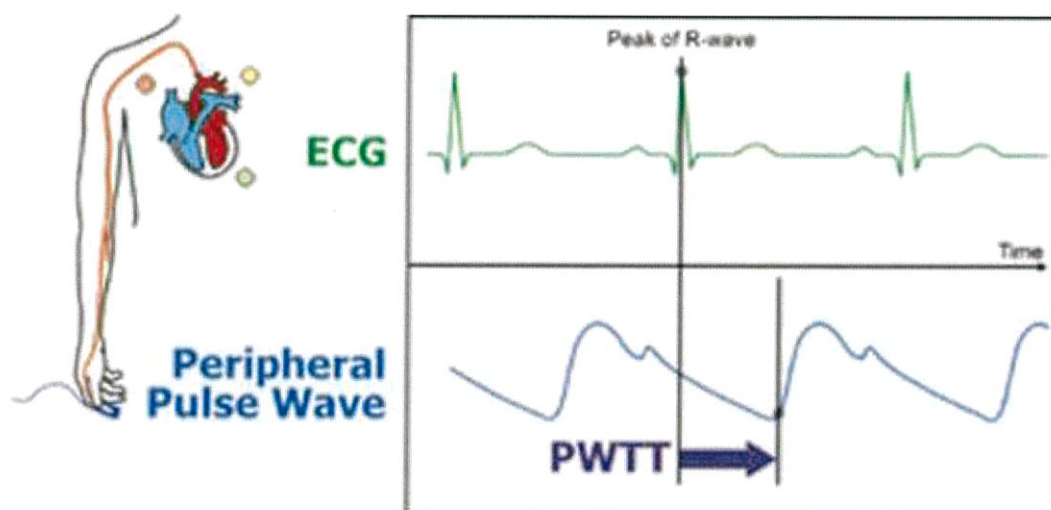
2.4.2 Noninvasive assessment of inspiratory effort

ผลของการอุดกั้นทางเดินหายใจทำให้เกิดแรงพยายามอย่างมากที่จะหายใจเพื่อให้คงสภาพปกติไว้ ดังนั้นจึงจำเป็นต้องมีการติดตามผลของการทำงานของกล้ามเนื้อและอวัยวะที่เกี่ยวข้องในการหายใจเพื่อดูการอุดกั้นของทางเดินหายใจ เทคนิคนี้ ได้แก่

2.4.2.1 Thoraco-abdominal bands เทคนิคนี้เป็นการวัดการเปลี่ยนแปลงที่เกิดจากการเคลื่อนไหวของหน้าอกและหน้าท้องซึ่งจะวัดแรงพยายามที่จะหายใจในรายที่เกิดการอุดกั้นของทางเดินหายใจในรายที่เป็น central apnea ผลรวมที่ได้จากสัญญาณทั้งสองจะเป็นศูนย์เพราะว่าไม่พบความเคลื่อนไหวของทั้งหน้าอกและช่องท้อง แต่ถ้าในรายที่การหายใจนั้นมีการอุดกั้นของทางเดินหายใจผลรวมของสัญญาณจะค่อยๆลดลงจนเป็นเส้นตรงซึ่ง สรุปได้ว่าผู้ป่วยเป็นโรคนี้สามารถนำมาตรวจหาความผิดปกติได้แต่ก็พบว่าวิธีการวัดการหายใจของผู้ป่วยแบบนี้ยังคงพบข้อบกพร่อง คือ เป็นการวัดแรงพยายามของการหายใจและความผิดปกติของสายรัดหน้าอกและท้องเท่านั้น ซึ่งการวัดแบบนี้ก็จะใช้ strain gauges , piezoelectric เป็นตัวเปลี่ยนแปลงความถี่หรือกระแสซึ่งในขณะนี้ไม่

เป็นที่นิยมแล้วเพราะว่าอุปกรณ์ที่ใช้นั้นมีขนาดเล็กบริเวณที่จะตรวจจับการเปลี่ยนแปลงน้อยและถ้าติดอุปกรณ์ไม่ดีพออาจจะเกิดความเสียหายได้เมื่อผู้ป่วยมีการขยับหรือเปลี่ยนท่านอนผลที่ได้ก็จะคลาดเคลื่อนไปด้วย

2.4.2.2 Pulse transit time technique เป็นเทคนิคการวัดในเรื่องของเวลาในการเดินทางของหัวใจโดยใช้การจับเวลาของช่วง R-wave ถึง R-wave อวัยวะตามจังหวะการเต้นของหัวใจ ในขณะที่หัวใจบีบตัวหนึ่งครั้งและจับเวลาจนหัวใจบีบเลือดไปถึงอวัยวะเป้าหมายในที่นี้คือนิ้วมือจากเครื่องมือที่ดูการเต้นของหัวใจ โดยการวัดนั้นจะติดเครื่องมือวัดไว้ที่นิ้วมือของผู้ป่วยและแสดงผลออกทาง Electrocardiogram ซึ่งหลักการนี้มีข้อจำกัดก็คือถ้าผู้ป่วยมีภาวะแข็งตัวของหลอดเลือดและหลอดเลือดขาดความยืดหยุ่นการวัดนี้จะไม่ได้ผลและอุปกรณ์ติดที่นิ้วมือก็อาจจะไม่สะดวกต่อการวัด อาจจะหลุดได้ในขณะที่ผู้ป่วยพลิกตัวผลที่ได้ อาจคลาดเคลื่อนจากความเป็นจริง



รูปที่ 2.11 หลักการ Pulse transit time

2.4.3 Noninvasive assessment of airway obstruction

ยังมีส่วนอื่นๆที่เกี่ยวข้องเช่นในส่วนของความดันของท่อที่ใช้ในการหายใจคือความดันที่ pharyngeal หรือ oesophageal (Poes) ซึ่งการประเมินผู้ป่วยในทำนองนี้จะไม่เหมือนกับ nasal pressure และ airflow ซึ่งมีข้อแตกต่างกัน 2 ประการคือ คือ การหาความแปรปรวนของอากาศบันทึกโดยเครื่อง Starling resistor ซึ่งจะหาในส่วนของ upper airway และอีกส่วนจะทำการบันทึกในแง่ของ airway resistance โดยหาแรงในการหายใจโดยใช้ oscillation เทคนิคทั้งสองวิธีนี้วัดโดยการไหลของอากาศโดยจะใช้ pneumotachograph และ nasal mask ซึ่งจะประเมินผลทางด้าน

การอุดกั้นซึ่งเป็นเรื่องที่สำคัญมากในการใช้กับผู้ป่วย ซึ่งซับซ้อนมากกว่าการใช้ thermistor หรือ thermocouple หรือ thoraco-abdominal bands ถึงอย่างไรก็ตามทั้งสองเทคนิคนี้จะวัดอาการของทางเดินอากาศที่เกิดขึ้นจากการอุดกั้นของทางเดินอากาศโดยตรงแต่ยังไม่สามารถวัดได้อย่างมีประสิทธิภาพ

2.4.4 Upstream resistance and critical pressure of the upper airway

เทคนิคนี้แสดงความแตกต่างการไหลของทางเดินอากาศ ที่ประกอบด้วยการวัดการหายใจเข้าสูงสุดที่ได้จากจุมุก แต่พบว่าเมื่อไม่มีอากาศผ่านจุมุก CPAP จะปรับระดับให้จนมีการหายใจได้ตามปกติกล่าวคือปรับให้เปิดทางเดินอากาศให้ผ่านจุดของ upper airway critical pressure (P_{crit}) ซึ่งสามารถบันทึกได้โดยใช้ Starling resistor ที่มีความสัมพันธ์กับ Nasal pressure (P_n), Peak inspiratory flow (V_{max}) และ P_{crit} ตามสมการ

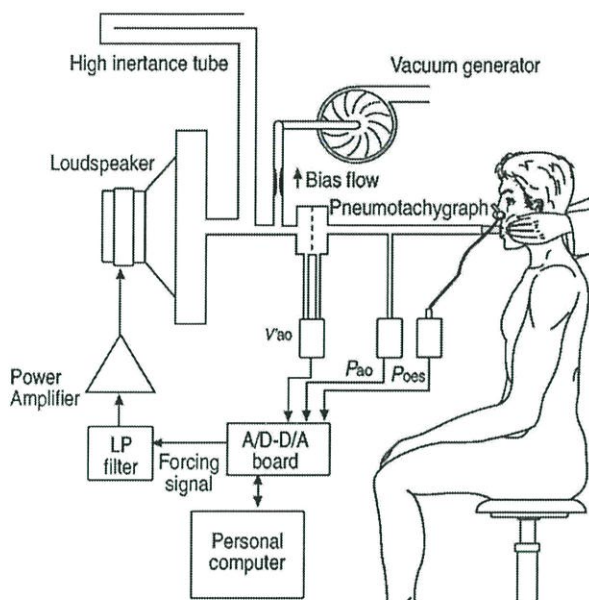
$$V_{max} = \frac{P_n - P_{crit}}{R_{up}}$$

ซึ่งค่า R_{up} นั้นจะแทน upstream resistance ของการอุดกั้นของทางเดินอากาศระหว่างมีการระบายอากาศ P_{crit} ในขั้นแรกจะดูการใช้ปริมาณอากาศของ CPAP ก่อนเพื่อที่จะปรับให้มีความเหมาะสมกับทางเดินหายใจก่อนเพื่อให้การทำงานนั้นง่ายขึ้น ลักษณะของทางเดินอากาศนั้นมีคุณสมบัติที่จะสามารถบอก P_{crit} และ R_{up} ได้โดยที่จะบอกว่ามีการระบายอากาศหรือไม่มีการระบายอากาศ การที่ไม่มีมีการระบายอากาศนั้นแสดงว่ามีเนื้อเยื่อหรือเกิดจากการอุดกั้นขึ้นเนื่องจากค่า R_{up} จะขึ้นอยู่กับลักษณะทางเดินอากาศและการแปรผันของก๊าซโดยเทคนิคนี้ทำให้เห็นว่าสามารถแสดง upper airway collapsibility ได้โดยที่ P_{crit} จะทำการวัดความแตกต่างของภาวะ active และ passive ในภาวะ apneas

2.4.5 Forced oscillation technique (FOT)

เป็นเทคนิคที่ใช้ low-amplitude high-frequency oscillation ในขณะที่ทางเดินหายใจเปิดอยู่หรือมีการหายใจเกิดขึ้น จะทำการบันทึกความดันและการไหลของอากาศซึ่งวิธีนี้จะสามารถบอกความต้านทานของทางเดินอากาศได้ แต่จะไม่นิยมวัดความดันที่ transpulmonary โดยตรงเพราะว่ากล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้องกับการหายใจนั้นไม่สนับสนุนให้เกิดการสร้างกระแสของ FOT หลักการนี้เสนอขึ้นโดย DUBOIS ในปี 1956 ในลักษณะของความสัมพันธ์ของ sinusoidal pressure

ที่มีการเปลี่ยนแปลงของระบบหายใจที่ต่อเข้ากับทางปาก โดยชักนำให้เกิด flow oscillations ซึ่งจะสามารถประเมินความต้านทานและแรงยืดหยุ่นภายในระบบการหายใจได้



รูปที่ 2.12 เทคนิคการ Forced oscillation technique

จากรูปอธิบายได้นำผู้ป่วยนั่งตัวตรงนำศีรษะใส่ใน Canopy อุดจมูกแล้วหายใจผ่าน pneumotachograph ความดันบวกที่เกิดจาก Pressure generator การ oscillations นี้จะมีความถี่ประมาณ 4-32 Hz จะต่อเข้าสู่ปากโดยผ่านทาง loudspeaker ผลที่ได้จะออกมาในรูปความดันและการไหลของอากาศแสดงโดย computer พร้อมคำนวณความต้านทานที่เกิดขึ้นภายในทางเดินหายใจโดยวิธี linear regression ซึ่งวิธีนี้ใช้ดู lung function ในทางคลินิก และดูการอุดกั้นของทางเดินหายใจได้แต่ไม่สามารถบอกความแตกต่างระหว่างการอุดกั้นและโรคของปอดได้แต่ก็พบว่าถ้าปิด canopy ไม่ดีหรือพรอยรั่วและการใช้ face mask แบบเต็มรูปแบบจะทำให้เกิดการหายใจที่เสียเปล่าไม่ทางปากหรือจมูกหรือการทดสอบในคนสูบบุหรี่ผลที่ได้อาจจะคลาดเคลื่อนได้

2.5 ตัวตรวจจับแรงกด (Force sensor)

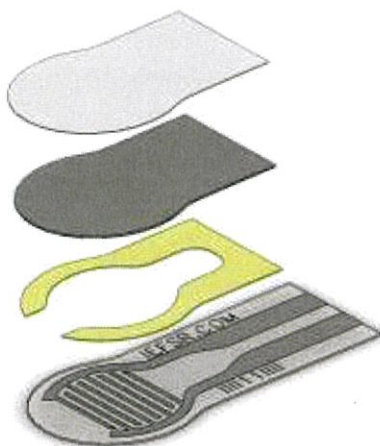
ตัวตรวจจับแรงกดหรือ force sensor มีหลายประเภท สำหรับงานในระดับนักทดลองที่นำมาเสนอนี้เป็นตัวตรวจจับแรงกดแบบค่า ความต้านทานหรือ Force Sensing Resistor (FSR) ที่ใช้เทคโนโลยีฟิล์มโพลีเมอร์แบบหนา (Polymer Thick Film) โดยแรงดันไฟฟ้าที่ตกคร่อมตัวตรวจจับจะลดลง เมื่อมีแรงกดมากกระทำบนแผ่นตรวจจับ มีโครงสร้างของตัวตรวจจับแสดงในรูปที่ 1

ประกอบด้วยแผ่นสารกึ่งตัวนำแบบอ่อนที่เป็นตัวกำหนดค่าความต้านทานไฟฟ้าประกบ เข้ากับแผ่น
 ขั้วไฟฟ้าแบบอ่อน โดยมีแผ่นฉนวนแบบอ่อนคั่นกลาง ทำให้เกิดค่าความต้านทานไฟฟ้าขึ้นระหว่างขา
 ต่อใช้งาน เมื่อมีการกดลงบนแผ่นขั้วนำไฟฟ้า จะทำให้เกิดการสัมผัสระหว่างสารกึ่งตัวนำกับขั้วไฟฟ้า
 ส่งผลให้ค่าความต้านทานไฟฟ้าเกิดการเปลี่ยนแปลง

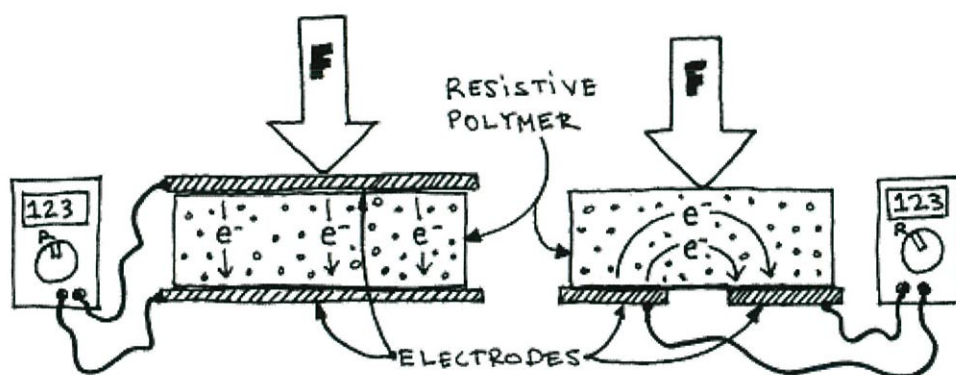
FSR ยังแบ่งออกเป็นอีก 2 ชนิดตามการวางอิเล็กทรอนิกส์ คืออิเล็กทรอนิกส์วางอยู่คนละด้านหรือ
 FlexiForce และอิเล็กทรอนิกส์อยู่ด้านเดียวกันหรือ Interlink ในที่นี้จะกล่าวถึงเฉพาะแบบอินเตอร์ลิงค์
 เท่านั้น FSR ชนิดอินเตอร์ลิงค์ (Interlink FSRs) มีคุณสมบัติที่พิเศษคือ พอลิเมอร์ต้านทานของชิ้นนั้น
 เป็นที่ติดกับเทปสองด้านบนขอบ ซึ่งหมายความว่าวัสดุ FSR ไม่ติดกับอิเล็กทรอนิกส์เมื่อไม่มีแรงกดและ
 ทำให้ความต้านทานเป็นอนันต์ จะช่วยทำให้ง่ายสำหรับตรวจจับแบบสัมผัสหรือไม่สัมผัส นอกจากนี้
 ยังช่วยให้นำวัสดุออกได้อย่างง่ายดาย



รูปที่ 2.13 ลักษณะโครงสร้างของตัวตรวจจับแรงกด FSR



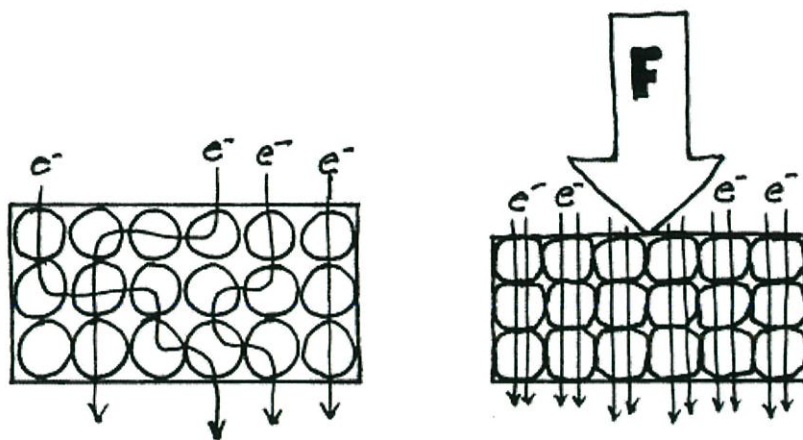
รูปที่ 2.14 ลักษณะโครงสร้างภายในของตัวตรวจจับแรงกด FSR แต่ละชั้น



รูปที่ 2.15 อิเล็กโทรดอยู่คนละด้าน (ซ้าย) และอิเล็กโทรดอยู่ด้านเดียวกัน (ขวา)

2.5.1 หลักการทำงานของ FSR

หลักการทำงานของ FSR นั้นค่อนข้างจะเก่า ในความจริงได้ใช้งานจริงครั้งแรก ในไมโครโฟน ประดิษฐ์คิดค้นโดย อเล็กซานเดอร์ เกรแฮม เบลล์ (Alexander Graham Bell) สำหรับโทรศัพท์และยังคงใช้อยู่ในวันนี้ในโทรศัพท์ที่มีสายแบบเก่า สิ่งนี้เคยถูกเรียกว่าไมโครโฟนคาร์บอน เพราะของเม็ดคาร์บอนภายในของพวกมันที่มีความต้านทานเล็กน้อย เมื่อมีคนพูดใส่ไมโครโฟน ไดอะแฟรมจะบีบอัดเม็ดภายในทำให้เพิ่มปริมาณของพื้นที่ผิวสัมผัสระหว่างเม็ด เมื่อพื้นที่ผิวสัมผัสเพิ่มขึ้น ก็มีประสิทธิภาพมากขึ้นสำหรับการไหลของไฟฟ้า และความต้านทานลดลงตามไปด้วย



รูปที่ 2.16 แสดงโครงสร้างภายในเมื่อ FSR ไม่มีแรงกด และมีแรงกด

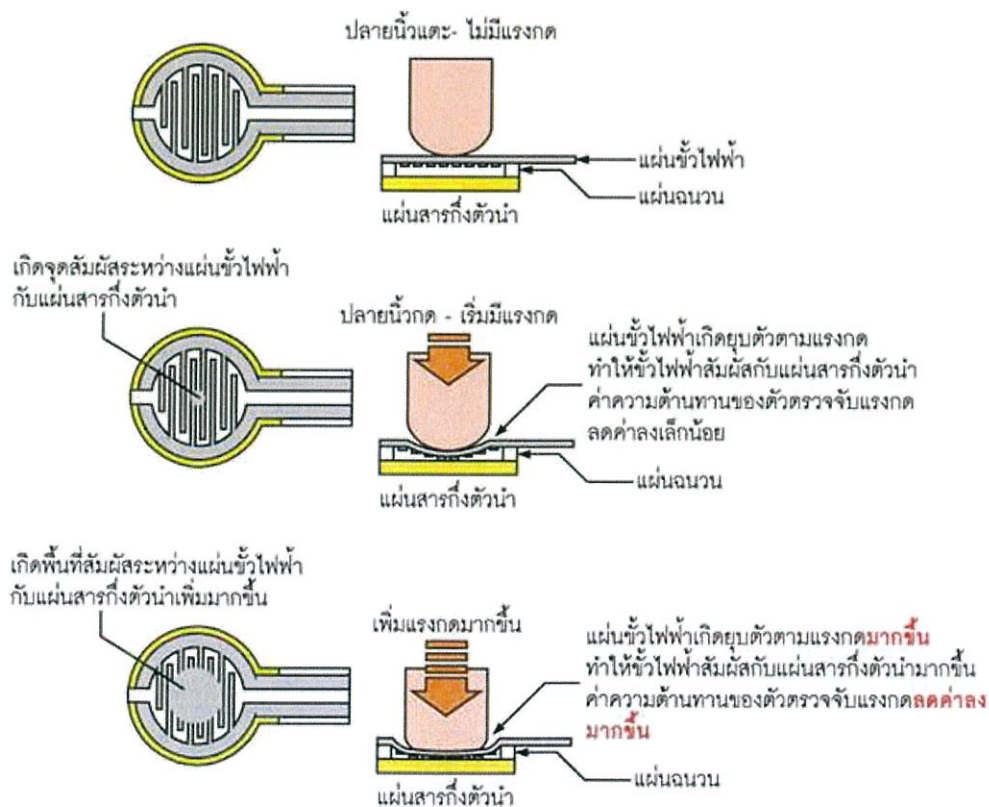
ใน FSR สมัยใหม่ใช้พอลิเมอร์ต้านทานเพื่อให้ได้ผลลัพธ์อย่างเดียวกัน แต่เป็นเพราะขนาดของกรานูล (granules) ในพอลิเมอร์ ทำให้เกิดความต้านทานที่รวมกันเป็นหนึ่งเดียวเมื่อมีแรงกดกระทำ คุณสามารถสร้าง FSR ได้ จากโฟมนำไฟฟ้า ชั้นส่วนของโฟมนี้จะแสดงอยู่ในด้านล่างและคุณสามารถเห็นช่องว่างทั้งหมดในโฟมเมื่อมันไม่ได้ถูกบีบอัด ถ้าคุณวางอิเล็กโทรดทั้งสองข้าง (หรือด้านใดด้านหนึ่ง) คุณสามารถทำให้ความต้านทานลดลงโดยการบีบอัดช่องว่างทั้งหมดออกจากโฟม จากโฟมที่แสดงด้านล่างความต้านทานจะอยู่ที่ไม่มีที่สิ้นสุดเมื่อไม่มีแรงกดดัน และเมื่อจะมีค่า 100 กิโลโอห์ม โอห์มเมื่อกดอย่างแรง



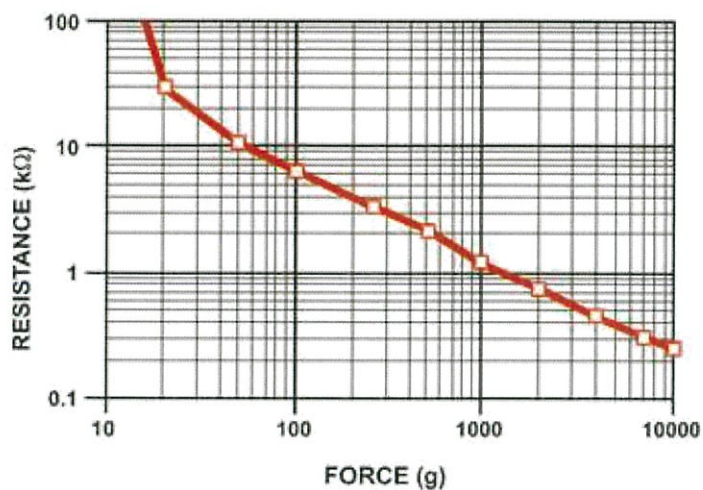
รูปที่ 2.17 โฟมนำไฟฟ้า

2.5.2 ข้อดีข้อเสียของ FSR

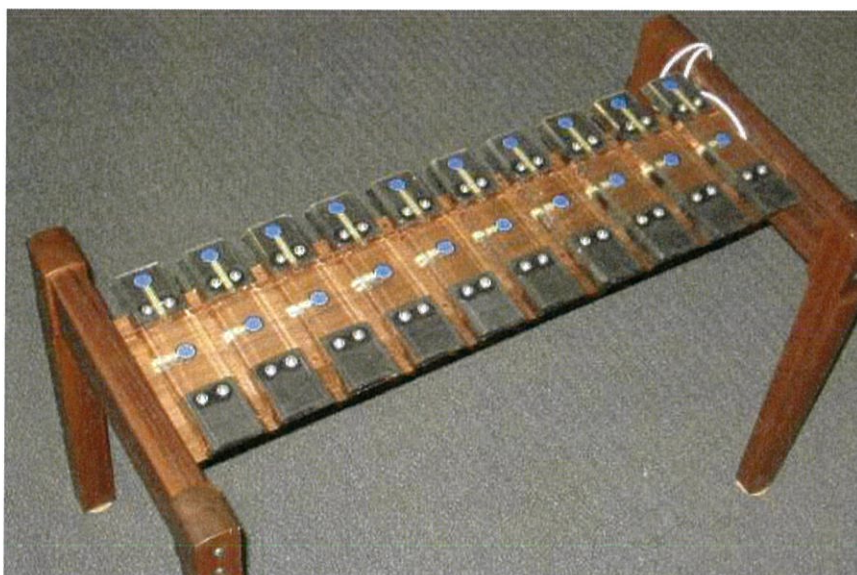
FSR เป็นเหมือนตัวต้านทานดังนั้นพวกเขาจะง่ายต่อการต่อกับวงจรและบางครั้งไม่จำเป็นต้องมีวงจรเพิ่มเติมใดๆ พวกเขายังมีราคาไม่แพงและสามารถใช้ได้อย่างง่ายดาย แต่โชคไม่ดีที่นั่นเป็นที่สิ้นสุดข้อดีแล้ว ข้อเสียเปรียบหลักของ FSR เป็นผลมาจากองค์ประกอบกลาง นั่นคือ วัสดุที่ทานเป็นรูปวงรีที่อยู่ตรงกลาง คล้ายกับฟองน้ำก็จะใช้เวลาในขณะที่การขยายตัวอีกครั้งหลังจากที่ถูกบีบอัด และระยะเวลาการคืนตัวยังขึ้นอยู่กับระยะเวลาและขนาดแรงที่คุณกดลงบนมัน หลังจากที่คุณกด FSR จะกลับมาถึง 95% ของค่าเริ่มต้นของเกือบจะทันทีและจากนั้นรีเฟรชที่สุดท้าย 5% ในช่วง 10 วินาทีต่อไป วัสดุด้านในยังมีความไวกับวิธีการที่มันถูกกด แต่ก็มีการตอบสนองต่อความแรงกดที่ไม่ใช่เชิงเส้นที่แตกต่างกับเวลา, อุณหภูมิ, ความชื้น นี่จะทำให้ FSR เป็นทางเลือกที่ไม่ดีนักสำหรับความแม่นยำและการทำซ้ำโดยเฉพาะอย่างยิ่งการทำซ้ำหลายครั้ง สุดท้าย FSR ยังมีความบอบบางมาก มันมีความบาง, พลาสติกลามิเนตและมักจะอยู่บ่อยภายใต้แรงกดสูง นี้มักจะส่งผลในมันแยกออกจากกัน ถ้าพวกเขาจะไม่ได้ติดตั้งอย่างถูกต้อง แม้จะมีข้อบกพร่องเหล่านี้ถ้ามีการติดตั้งระวาง FSR สามารถเป็นเครื่องมือที่มีประโยชน์มากในการสร้างอินเตอร์เฟซที่เชื่อมต่อกัน เช่นระนาบเครื่องดนตรี MIDI ในเครื่องดนตรีประเภทนี้ FSR จะถูกคั่นกลางระหว่างสองแผ่นพลาสติกแผ่นกันกระแทก



รูปที่ 2.18 การทำงานของตัวตรวจจับแรงกด FSR



รูปที่ 2.19 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดกับความต้านทาน

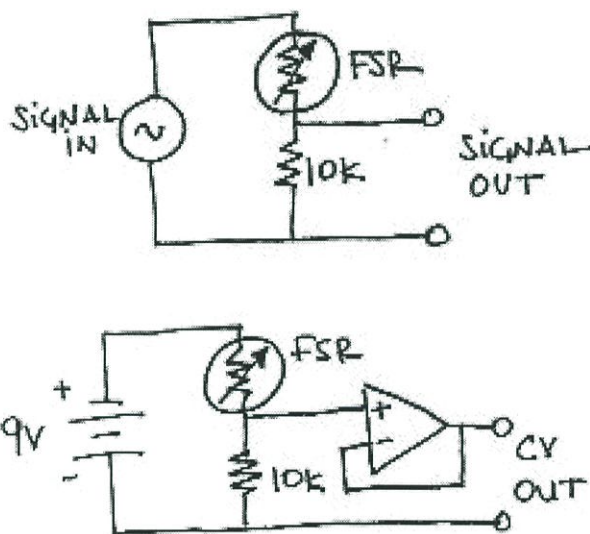


รูปที่ 2.20 ระนาด MIDI ที่ทำจาก FSR

2.5.3 การใช้ FSR ในวงจร

FSR สามารถแทนที่ตัวต้านทานใดๆ ในวงจรของคุณและให้คุณสามารถควบคุมภายนอกทันที ความต้านทานการแตกต่างกันจากหลายเมกกะโอห์ม เมื่อไม่มีแรงไปกดไปจนมีค่าร้อยโอห์ม ภายใต้แรงกดอย่างหนักนี้จะเป็นประโยชน์อย่างยิ่งสำหรับวงจรเสียง (audio circuits) ตามที่คุณมักจะต้องการปรับเปลี่ยนความถี่หรือแอมพลิจูดในช่วงที่มีขนาดใหญ่

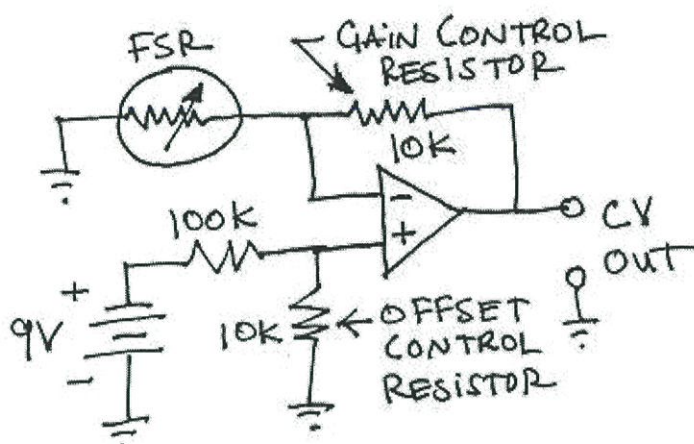
หากต้องการที่จะควบคุมแรงดันไฟฟ้าด้วย FSR หรือส่งสัญญาณ ADC ไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ มีอยู่สองตัวเลือก อันแรกเป็นวงจรการแบ่งแรงดัน (voltage-divider configuration) โดยใช้ FSR ทำหน้าที่เป็นหนึ่งในตัวต้านทาน คุณสามารถวาง FSR ด้านบนของวงจรแบ่งแรงดันถ้าคุณต้องการแรงดันไฟฟ้าเพิ่มขึ้นตามแรงกด หรือเพิ่มที่ด้านล่างถ้าคุณต้องการให้แรงดันไฟฟ้าลดลง การนำมาใช้กับ op-amp อย่างง่ายจะปรากฏในรูปด้านล่าง ซึ่งจะทำให้การสัญญาณที่ออกมาจาก FSR มีความสอดคล้องและบัฟเฟอร์สัญญาณสำหรับการขับเคลื่อนโหลดขนาดเล็ก นอกจากนี้คุณยังสามารถเพิ่มอัตราขยาย op-amp ถ้าคุณต้องการที่จะเพิ่มสัญญาณขาออกของสัญญาณ FSR



รูปที่ 2.21 FSR Volume Control (ซ้าย) , FSR with Buffer (ขวา)

หนึ่งในลักษณะของ FSR ที่เป็นตัวต้านทานไม่ได้เปลี่ยนแปลงเป็นเชิงเส้นกับแรง ความต้านทานจะมีแนวโน้มที่จะลดลงอย่างรวดเร็วในตอนแรกแล้วค่อยๆมากขึ้นเมื่อออกแรงกดมากขึ้นนี่จะเป็นประโยชน์ถ้าคุณต้องการที่จะครอบคลุมช่วงใหญ่ค่าของแรงที่กด แต่ทำให้วงจรมีความไวต่อการสัมผัส เพื่อชดเชยการนี้และทำให้สัญญาณขาออก FSR มีความเป็นเชิงเส้น สามารถนำวงจรด้านล่างมาใช้ได้ จากวงจรแบ่งแรงดันไฟฟ้า สามารถได้ทั้งแรงดันบวกหรือแรงดันลบ โดยการกลับฝั่ง FSR ไปที่แหล่งจ่ายไฟบวกหรือลบ นอกจากนี้ยังสามารถเพิ่มอัตราขยายของ FSR เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพ จากวงจรเหล่านี้จึงเป็นสิ่งสำคัญที่ต้องจำไว้เพื่อให้ระดับกระแสที่ผ่าน FSR นั้นต่ำเข้าไว้ ยังมีกระแสผ่าน

มากเท่าไร ยิ่งมีความร้อนมากขึ้นเท่านั้น และยังทำให้ความต้านทานเปลี่ยนแปลงมากขึ้นด้วย ถ้าจ่ายกระแสมากเกินไป อาจทำให้ FSR เสียหายได้ แนะนำว่าควรไม่ให้กระแสเกิน 1 mA

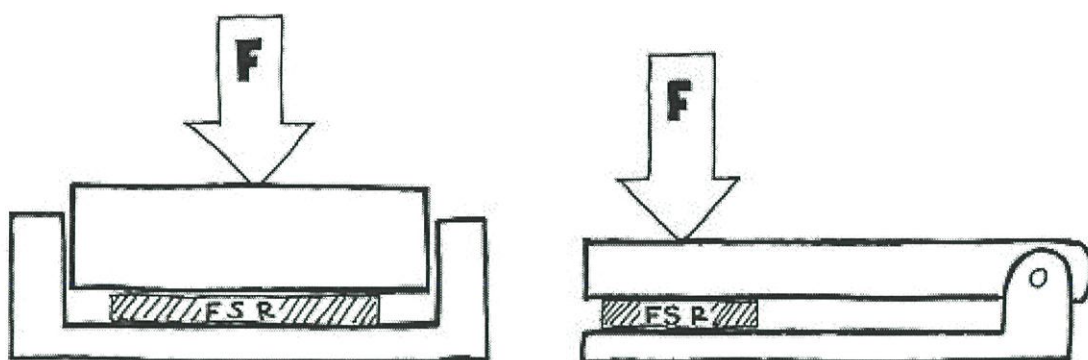


รูปที่ 2.22 ตัวอย่างวงจร FSR เชิงเส้นและมีอัตราขยาย

2.5.4 การติด FSR

แม้ว่า FSR ค่อนข้างใช้งานง่ายในวงจร แต่อาจมีความยากในการติดเล็กน้อย ทั้งทางกลและไฟฟ้า FSR ส่วนใหญ่ใช้ลวดเย็บกระดาษ ซึ่งเจาะฟิล์มพลาสติกและกดตัวนำไฟฟ้าที่อยู่ด้านบน ปัญหาเกี่ยวกับลวดเย็บกระดาษเหล่านี้ก็คือว่ามันอาจเป็นเรื่องยากที่จะเชื่อมต่อให้กับพวกเขาโดยไม่ต้องละลายพลาสติกและทำให้สิ่งที่ไฟฟ้าภายในเสียหายได้ ถ้าคุณทำเชื่อมต่อกับผิวสัมผัสต้องแน่ใจว่ามีลวดตะกั่วบัดกรี และให้ความร้อนนานพอที่จะละลายประสานกันได้ดี ตัวเลือกอื่น ๆ สำหรับการเชื่อมต่อ FSR รวมถึงรูเจาะหรือซ็อกเก็ต เหล่านี้มีความได้เปรียบในการเปลี่ยนเซ็นเซอร์ที่ง่ายและรวดเร็ว FSR ส่วนใหญ่จะเว้นไว้ 0.1" เพื่อให้สามารถกดเข้าไปในโปรโตบอร์ดได้ง่าย

การเชื่อมต่อเชิงกลที่ดีที่สุดที่จะ FSR เป็นสิ่งสำคัญมากและมักจะถูกมองข้ามไป ระบบการติดตั้งควรทำสองสิ่ง คือ ให้แข็งพื้นผิวสัมผัสเรียบและจำกัดจำนวนของแรงเฉือนบนเซ็นเซอร์ หนึ่งในปัญหาที่มี FSR คือการที่สามารถอ่านค่าได้หลายค่าขึ้นอยู่กับวิธีที่พวกเขาจะออกแรงกด ทั้งนี้เพราะนี่คือค่าเฉลี่ยสัญญาณขาออกเซ็นเซอร์แรงกดบนพื้นผิวทั้งหมดและโหลดกระจายแรงไม่ติจะมีแรงกดในสถานที่ที่หนึ่งมากเกินไป เพื่อตอบโต้ผลกระทบนี้มักจะใช้วัสดุที่ทำ FSR ค่อนข้างแข็งทั้งสองด้าน และมีเบาะกันบางๆ เพื่อกระจายโหลดอย่างสม่ำเสมอ



รูปที่ 2.23 ตัวอย่างการติด FSR

2.5.5 การเลือกใช้

เซ็นเซอร์ FSR มี 2 ผู้ผลิตหลัก คือ อินเตอร์ลิงค์ (Interlink) และเฟลคซิฟอร์ซ (FlexiForce) FSR ของอินเตอร์ลิงค์ มาในหลากหลายของรูปทรง มีราคาไม่แพงและมีประสิทธิภาพ แต่ข้อเสียคือมีความต้านทานการτριφต่อเวลาสูงและเป็นตอบสนองช้าเล็กน้อย แต่ว่าของเฟลคซิฟอร์ซนั้นมีแนวโน้มที่จะมีความถูกต้องมากกว่าและทำซ้ำได้มากกว่า แต่มีราคาแพงมากและเปราะบาง ในการใช้งานที่กำลังที่แน่นอนไม่จำเป็นต้องวัดแรงที่แน่นอนการใช้อินเตอร์ลิงค์อาจจะดีที่สุด ถ้าต้องการผลที่ทำซ้ำเฟลคซิฟอร์ซจะได้ผลดีกว่า แต่ถ้าต้องการผลลัพธ์ที่สอดคล้องกันจริงๆเป็น FSR ไม่ใช่ทางเลือกที่ดีที่สุด ควรเลือกโพลดเซลล์หรือสเตรนเกจ



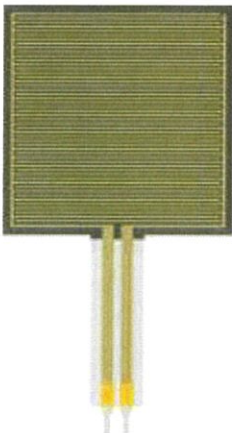
2.5.6 ตัวตรวจจับแรงกดที่มีจำหน่าย

ดังนั้นตัวตรวจจับแรงกดแบบนี้จึงเหมาะกับการใช้งานที่ต้องการรับรู้ว่ามีกรกดเกิดขึ้นหรือไม่ เนื่องจากค่าที่ได้จากตัวตรวจจับเป็นการเปลี่ยนแปลงของค่าความต้านทานไฟฟ้า ที่สัมพันธ์กับพื้นที่ของกรกด ตัวตรวจจับแรงกด FSR ที่มีจำหน่ายหลักๆ มี 3 ขนาด

2.6 การสื่อสารไร้สายผ่าน Bluetooth

บลูทูธ (BLUETOOTH) คือ ระบบสื่อสารของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์แบบสองทางด้วย คลื่นวิทยุ ระยะสั้น (Short-Range Radio Links) โดยปราศจากการใช้สายเคเบิล หรือสายสัญญาณเชื่อมต่อ และไม่จำเป็นต้องใช้การเดินทางแบบเส้นตรงเหมือนกับอินฟราเรด ซึ่งถือว่าเพิ่มความสะดวกมากกว่าการเชื่อมต่อ แบบอินฟราเรด ที่ใช้ในการเชื่อมต่อระหว่างโทรศัพท์มือถือกับอุปกรณ์ในโทรศัพท์เคลื่อนที่รุ่นก่อนๆ และในการวิจัย ไม่ได้มุ่งเฉพาะการส่งข้อมูลเพียงอย่างเดียว แต่ยังคงศึกษาถึงการส่งข้อมูลที่เป็นเสียง เพื่อใช้สำหรับ Headset บนโทรศัพท์มือถือด้วย

ตารางที่ 2.1 แสดงตัวตรวจจับแรงกด FSR ที่มีจำหน่ายในประเทศไทย (www.inex.co.th)

			
รูปแบบ	แบบกลม	แบบกลม	แบบสี่เหลี่ยม
ขนาด	Ø 0.16 นิ้ว	Ø 0.5 นิ้ว	1.75x1.5 นิ้ว
แรงกดสูงสุด	2.5 กิโลกรัม	10 กิโลกรัม	10 กิโลกรัม

2.6.1 การทำงานของ Bluetooth

Bluetooth จะใช้สัญญาณวิทยุความถี่สูง 2.4 GHz แต่จะแยกย่อยออกไปตามแต่ละประเทศ อย่างในแถบยุโรปและอเมริกา จะใช้ช่วง 2.400 ถึง 2.4835 GHz. แบ่งออกเป็น 79 ช่องสัญญาณและจะใช้ช่องสัญญาณที่แบ่งนี้ เพื่อส่งข้อมูลสลับช่องไปมาแบ่งออกเป็น 23 ช่อง ระยะทำการของ Bluetooth จะอยู่ที่ 5-10 เมตร โดยมีระบบป้องกันโดยใช้การป้อนรหัสก่อนการเชื่อมต่อและ ป้องกันการดักสัญญาณระหว่างสื่อสาร

โดยหลักของบลูทูธจะถูกออกแบบมาเพื่อใช้กับอุปกรณ์ที่มีขนาดเล็ก เนื่องจากใช้การขนส่งข้อมูลในจำนวนที่ไม่มาก อย่างเช่นในระยะที่กำหนดไว้เท่านั้น (ประมาณ 5-10 เมตร) นอกจากนี้ยังใช้พลังงานต่ำ กินไฟน้อย และสามารถใช้งานได้นาน โดยไม่ต้องนำไปชาร์จไฟบ่อยๆ ด้วย

ส่วนความสามารถการส่งถ่ายข้อมูลของ Bluetooth จะอยู่ที่ 1 Mbps และคงจะไม่มีปัญหาอะไรมากกับ การใช้งานแบบทั่วไป ซึ่งถือว่าเหลือเฟือมาก แต่ถ้าเป็นข้อมูลที่มีขนาดใหญ่ คงจะช้าเกินไป และถ้าถูกนำไปเปรียบกับ Wireless LAN (WLAN) แล้ว ในส่วนของ WLAN ก็ยังมีระยะการรับ-ส่งที่ไกลกว่า แต่ข้อได้เปรียบของ Bluetooth จะอยู่ที่ขนาดที่เล็กกว่าการติดตั้งทำได้ง่ายกว่า และที่สำคัญ การใช้พลังงานก็น้อยกว่ามากอยู่ที่ 0.1 วัตต์ หากเทียบกับคลื่นมือถือแล้ว ยังห่างกันอยู่หลายเท่าเหมือนกัน

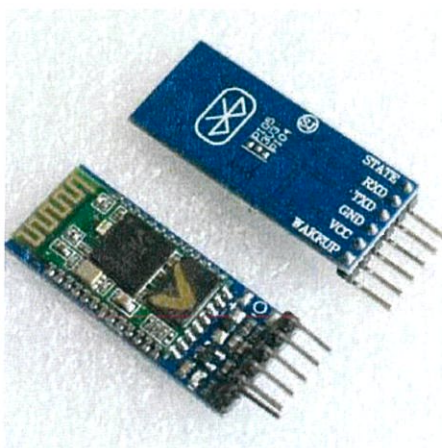
2.6.2 ประโยชน์ของ Bluetooth

- คอมพิวเตอร์กับโทรศัพท์มือถือ หากเราต้องเชื่อมต่อคอมพิวเตอร์กับอุปกรณ์ต่างๆ ไม่ว่าจะเป็น พรีนเตอร์ คีย์บอร์ด เมาส์ หรือลำโพง หากเครื่อง PC มีอุปกรณ์ Bluetooth ก็สามารติดต่อเข้าหากันได้โดยใช้ คลื่นแทนการใช้สายไฟเชื่อมต่ออุปกรณ์ต่างๆทั้งหมด ทั้งการส่งไฟล์ภาพ, เสียง, ข้อมูล อีกทั้งระบบเชื่อมต่อผ่าน CSD และ GPRS บนโทรศัพท์มือถือ ก็สามารถทำได้โดยไม่จำเป็นต้องใช้สาย ซึ่งจะช่วยให้ความสะดวกสบายในการทำงานมากขึ้นด้วย แต่ข้อจำกัดการใช้งานก็มีเช่นกัน การเชื่อมต่ออุปกรณ์ จะสามารถ ใช้งานได้เพียง 1 อุปกรณ์ต่อ 1 ชิ้นเท่านั้น ซึ่งบางทีอาจจะต้องสลับการใช้งานกันบ่อยๆ (สำหรับผู้ใช้ที่ใช้อุปกรณ์ไร้สายเยอะ)

- โทรศัพท์มือถือกับชุดหูฟัง (Smalltalk) ในด้านการใช้งานบนเครื่องโทรศัพท์มือถือ หากเป็นชุดหูฟังแบบมีสาย ข้อจำกัดจะอยู่ที่ เราไม่สามารถเคลื่อนตัวไปไหนได้ไกล แต่เมื่อนำ Bluetooth มาแทนที่ การใช้งานก็น่าจะเพิ่มความสะดวกและความปลอดภัยในการใช้มือทั้งสองข้างทำงานอย่างอื่นไปพร้อมๆกันด้วย

2.7 โมดูล HC-05 Bluetooth

HC-05 Bluetooth Module เป็นโมดูลไร้สายที่ใช้สื่อสารกันด้วย Bluetooth SPP (Serial Port Protocol) โดย Serial Port เป็น Bluetooth V2.0+EDR (Enhance Data Rate) 3Mbps Modulation พร้อมกับความถี่ใช้งาน 2.4 GHz สามารถเชื่อมต่อกับอุปกรณ์บลูทูธอื่นๆได้ รวมทั้งเชื่อมต่อด้วย Serial Interface ระหว่างคอมพิวเตอร์ด้วยวงจร RS232 เพื่อเข้าสู่ AT Command ในการปรับแต่งค่าต่างๆของโมดูล



รูปที่ 2.24 โมดูล HC-05 Bluetooth

2.7.1 คุณสมบัติต่างๆ

- ความตอบสนองสัญญาณ -80dBm
- กำลังส่งคลื่นวิทยุเพิ่มได้ถึง +4dbm
- แรงดัน 1.8-3.6v
- PIO Control
- UART Interface พร้อมก็สามารถปรับแต่ง baud rate ได้
- เสอาอากาศในตัว

2.7.2 HC-05 PinOut



รูปที่ 2.25 แสดง PinOut ของ HC-05 Bluetooth Module

- KEY: ถ้าป้อน HIGH ก่อนจ่ายไฟทำให้ AT อยู่ใน SetUp Mode. LED จะกระพริบซ้ำ (2 seconds)
- VCC: +5 Power
- GND: กราวด์
- TXD: ส่ง ข้อมูลไป Arduino Serial Receive. NOTE: 3.3V HIGH level: OK for Arduino
- RXD: รับข้อมูลจาก Arduino Serial Transmit
- STATE: บ่งบอกว่าเชื่อมต่อหรือไม่

2.8 เทคโนโลยีการพิมพ์แบบสามมิติ (3D printing)

ความก้าวหน้าของเทคโนโลยีที่ก้าวหน้าอย่างรวดเร็ว ทำให้เกิดเทคโนโลยีใหม่ๆ ขึ้นมามากมาย และเทคโนโลยีที่กำลังเป็นที่นิยมและกล่าวถึงในขณะนี้ก็คือ 3D printing หรือการพิมพ์แบบสามมิติ คำว่า 3D printing อาจทำให้คิดว่าน่าจะเป็นการพิมพ์ภาพสามมิติทั่วไปแต่จริงๆแล้ว 3D printing นี้เป็นการสร้างโมเดลเสมือนจริงหรือการขึ้นรูปชิ้นงานนั่นเอง

2.8.1 หลักการทำงาน

3D Printer เกือบทุกเครื่องนั้นใช้หลักการเดียวกัน คือพิมพ์ 2 มิติแต่ชั้นในแนวระนาบกับพื้นโลก XY ก่อน ส่วนที่พิมพ์ก็คือภาพตัดขวาง Cross Section ของวัตถุนั้นๆเอง พอพิมพ์เสร็จในสองมิติแล้วเครื่องจะเลื่อนฐานพิมพ์ไปพิมพ์ชั้นถัดไป พิมพ์ไปเรื่อยๆหลายร้อย หลายพันชั้น จนออกมาเป็นรูปร่าง 3 มิติ การเลื่อนขึ้นหรือลง (เลื่อนในแนวแกน Z) ของฐานพิมพ์ นี้เองทำให้เกิดมิติที่ 3

หมึกที่ใช้ของ 3D Printer แตกต่างกันออก บางชนิดพิมพ์โดยฉีดเส้นพลาสติกออกมา บางชนิดพ่นน้ำเรซินออกมา แล้วฐานแสงให้เรซินแข็งในแต่ละชั้น บางชนิดฉีดซีเมนต์-3D Printer สร้างบ้าน, น้ำตาล-3D Printer ทำขนม, หรือแม้กระทั่งสเต็มเซลล์ 3D Printer กับการพิมพ์อวัยวะ

โดยปกตินั้นเราจะวัดความละเอียดในการพิมพ์ของเครื่อง 3D Printer ในหน่วยไมครอน เช่น 100 Micron (0.1mm) ต่อชั้น หมายความว่าในแต่ละชั้นนั้นเครื่องจะพิมพ์ให้มีความสูง 0.1mm ดังนั้นหากโมเดลมีความสูง 10 mm เครื่องพิมพ์จะพิมพ์ทั้งหมด 100 ชั้น หากพิมพ์ที่ความละเอียด 50 Micron เครื่องจะพิมพ์ทั้งหมด 200 ชั้น ซึ่งแน่นอนที่ความละเอียด 50 Micron นั้นได้งานละเอียดกว่าและสวยกว่าแน่นอน แต่ใช้เวลาเพิ่มขึ้นประมาณเท่าตัว

ไฟล์ที่ใช้กับเครื่องพิมพ์ 3 มิติ นั้นเป็นไฟล์ 3 มิติ แทนที่จะเป็นรูปภาพเหมือนในเครื่องพิมพ์บนกระดาษทั่วไป 3D File นี้อาจสร้างจากโปรแกรม เช่น AutoCAD, SolidWork, 3Ds Max, Zbrush, Maya, SketchUp หรือแม้กระทั่ง PhotoShop รุ่นใหม่ก็มีส่วนที่ Support 3D Printer แล้ว

เครื่องพิมพ์แบบสามมิติถูกสร้างขึ้นตั้งแต่ในคริสต์วรรษที่ 19 ช่วงปลาย (ประมาณปีค.ศ. 1984) โดย Charles W. (Chuck) Hull เป็นผู้ออกแบบเครื่องพิมพ์แบบสามมิติให้กับบริษัท 3D Systems Corporation โดยเครื่องพิมพ์สามมิตินี้ถูกตั้งชื่อว่า Stereolithographic 3D printer

2.8.2 ประเภทของ 3D Printer

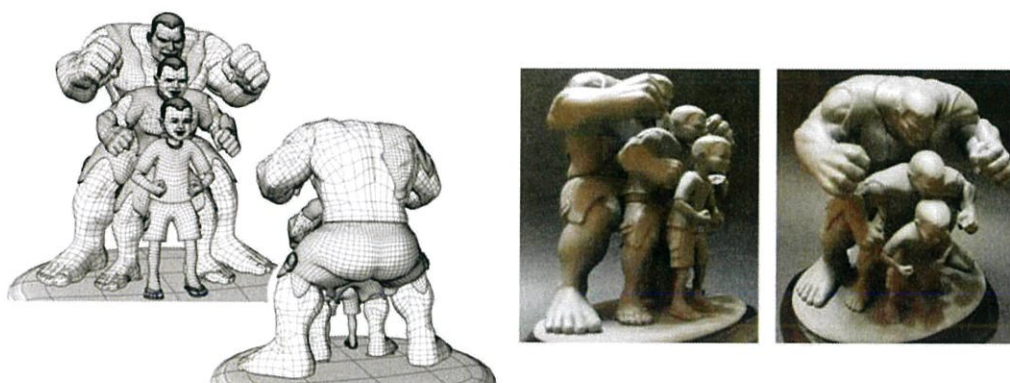
แบ่งประเภทของเครื่องพิมพ์ด้วยกระบวนการพิมพ์และวัสดุที่ใช้ดังนี้

1) ระบบฉีดเส้นพลาสติก (FDM หรือ FFF) FDM หรือ Fused Deposition Modeling หรือบางสำนักเรียกเครื่องระบบนี้ว่า FFF เป็นเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ที่นิยมใช้กันมากที่สุดในปัจจุบัน มีหลักการทำงานคือ การหลอมเส้นพลาสติกให้กลายเป็นของเหลวแล้วฉีดออกมาเป็นเส้นผ่านหัวฉีด (Nozzle) หากเปรียบเทียบคงเปรียบเทียบได้กับปืนกาวยุคใหม่ที่ใช้กันทั่วไป เครื่อง FDM 3D Printer จะวาดเส้นพลาสติกที่ถูกฉีดออกมา เป็นรูปร่างในแนบแกนระนาบ เมื่อเสร็จชั้นหนึ่งๆก็จะพิมพ์ในชั้นต่อไป เมื่อครบหลายร้อย หรือหลายพันเลเยอร์ ก็จะได้ออกมาเป็นวัตถุที่เราสั่งพิมพ์ FDM Printer

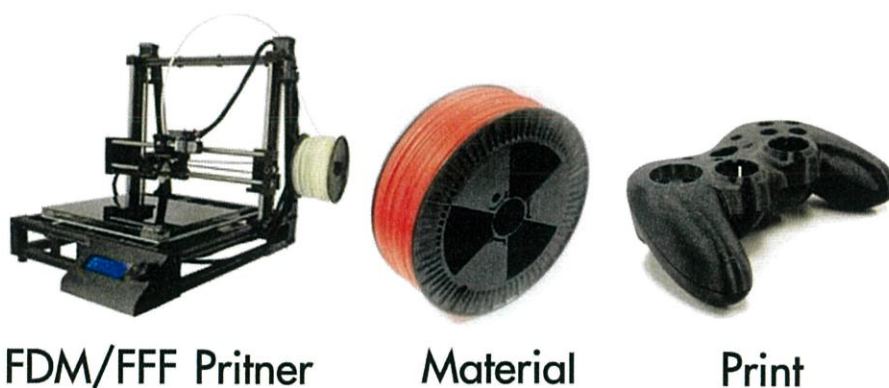
2) ระบบเป็นระบบที่นิยมที่สุด และถูกที่สุด ใช้ได้กับงานทุกประเภท ชิ้นงานที่พิมพ์สามารถขัด แต่ง เจาะ ได้สามารถใช้เป็นชิ้นส่วนในเครื่องจักรได้ นำมาใช้ได้จริง อีกทั้งเครื่องยังสามารถใช้วัสดุได้หลากหลาย และหาได้ง่ายตามท้องตลาด เช่น เส้น PLA, ABS, PET, Nylon, Wood (พลาสติกผสมไม้), Bronze (พลาสติกผสมทองเหลือง) เป็นต้น แต่ข้อเสียคือ ผิวงานที่พิมพ์ออกมาเป็นร่องระบบอื่นๆ

3) ระบบลาดเรซิน (SLA หรือ DLP) SLA หรือระบบ DLP นั้นมีหลักการทำงานเหมือนกัน กล่าวคือ เครื่องระบบนี้จะฉายแสงไปตัวกลางที่ใส่เรซินความไวแสงไว (Photo Resin/Photopolymer) เมื่อเรซินถูกแสงจะแข็งตัวเฉพาะจุดที่โดนแสง จึงใช้หลักการแข็งตัวของเรซินนี้ในการทำชิ้นงานให้เกิดรูปร่างขึ้นมา เมื่อทำให้เกิดรูปร่างขึ้นในชั้นหนึ่งๆแล้วเครื่องก็จะเริ่มทำให้แข็งเป็นรูปร่างในชั้นต่อไป จนเกินเป็นชิ้นงานวัตถุที่จับต้องได้

ระบบ SLA (Stereolithography) และ DLP (Digital Light Processing) ต่างกันที่ต้นกำเนิดของแสง ระบบ SLA มีแหล่งกำเนิดเส้นเป็นเลเซอร์ ดังนั้นจะยิงแสงเลเซอร์ที่วางนี้ไปที่เรซินโดยวาดเส้นเลเซอร์ไปเรื่อยๆ ถ้าต้องการพิมพ์ชิ้นงานใหญ่หน่อยก็จะใช้เวลาวาดนานกว่าชิ้นงานเล็ก ส่วน DLP นั้นใช้โปรเจกเตอร์ DLP Project ฉายภาพ ภาพที่ฉายนั้นจะครอบคลุมทั้งเลเยอร์เลย จุดนี้เองทำงานให้แตกต่าง DLP ใช้เวลาในการพิมพ์น้อยกว่า แล้วไม่ขึ้นกับจำนวนชิ้นงานบนฐานพิมพ์ เนื่องจากไม่ต้องลากทีละเส้น



รูปที่ 2.26 ไฟล์ที่ใช้กับเครื่องพิมพ์ 3มิติ กับผลลัพธ์ที่ได้



FDM/FFF Printer

Material

Print

รูปที่ 2.27 เครื่องพิมพ์ระบบฉีดเส้นพลาสติก

การพิมพ์ระบบลาดเรชั่นนี้ เหมาะกับงานชิ้นเล็กๆที่ต้องการความละเอียดสูง เครื่องโดยทั่วไป จะพิมพ์ชิ้นงานได้ชิ้นไม่ใหญ่มาก จึงเหมาะกับธุรกิจ เครื่องประดับ Jewelry, งานหล่อ, ชิ้นส่วนเล็กในงานอุตสาหกรรม, ออกแบบผลิตภัณฑ์, งานโมเดลฟิกเกอร์ หรือแม้กระทั่งงานพระเครื่อง

4) ระบบผงยิปซัมและสี Ink Jet (Powder 3D Printer หรือ ColorJet Printing) Powder 3D Printer หรือบางคนติดปากว่าเครื่องพิมพ์ระบบแป้ง เป็นระบบใช้ผงยิปซัมหรือผงพลาสติก เป็นตัวกลางในการขึ้นชิ้นงาน โดยเครื่องจะทำงานคล้ายระบบ Inkjet แต่แทนที่จะพิมพ์ไปบนกระดาษ เครื่องจะพิมพ์ลงบนผงยิปซัม โดยจะพิมพ์สีลงไปเหมือนกัน ต่างกันที่ระบบจะฉีด Blinder หรือกาว ลงไปด้วยในการผสมผงเข้าด้วยกันเป็นรูปร่าง เมื่อสร้างเสร็จในชั้นหนึ่ง เครื่องจะเกลี่ยผงยิปซัมมาทับเป็นชั้นบางๆ ในชั้นต่อไป เพื่อเตรียมพร้อมให้เครื่องพิมพ์สี และ Blinder อีกครั้ง



รูปที่ 2.28 เครื่องพิมพ์ระบบถาดเรซิน



รูปที่ 2.29 เครื่องพิมพ์ระบบถาดเรซิน

เครื่องระบบนี้มีจุดเด่นมากคือ สามารถพิมพ์สีได้สมจริงเครื่องพิมพ์ Inkjet โดยทั่วไป จึงเหมาะในกับงานศิลปะ โมเดลคนเหมือนจริง หุ่นจำลอง หรือ ชิ้นงานที่ต้องการเห็นสีสมจริง ข้อเสียคืองานที่ได้มีความเปราะเหมาะปูนพลาสติก คือหล่นแล้วแตก ข้อเสียอีกข้อหนึ่งคือ ค่อนข้างสกปรกเนื่องจากเป็นผง ทำให้ฝุ่นผงเยอะ ยากในการทำความสะอาด

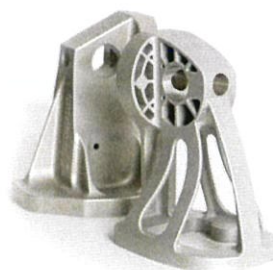
5) ระบบหลอมผงพลาสติก, ผงโลหะ, เซรามิก (SLS) ระบบ SLS หรือ Selective laser sintering เป็นระบบที่มีหลักการทำงานคล้ายระบบ SLA ต่างกันตรงที่แทนที่จะทำให้เรซินแข็งตัวโดยการฉายเลเซอร์ SLS จะยิงเลเซอร์ไปโดยตรงบนผงวัสดุ ความร้อนจากเลเซอร์นั่นเองทำให้ผงวัสดุหลอมละลายเป็นเนื้อเดียวกัน

กระบวนการเริ่มจากถาดที่ใส่ผงวัสดุ เช่นผงทองเหลือง เครื่องจะเริ่มยิงเลเซอร์ความเข้มข้นสูงไปยังผงทองเหลืองในถาด เมื่อยังไปยังตำแหน่งใดผงทองเหลืองจะหลอมรวมเป็นรูปร่างที่ตำแหน่งนั้นๆ พอพิมพ์เสร็จในเลเยอร์หนึ่งๆ แล้ว เครื่องจะเกลี่ยผงทองเหลืองบางๆ มาทับในชั้นต่อไป เพื่อเริ่ม

กระบวนการยิงเลเซอร์เพื่อหลอมละลายใหม่ ทำไปซ้ำไปเรื่อยๆหลายร้อย หลายพันชั้นจนเกิดมาเป็นวัตถุที่ต้องการ SLS Printer



SLS Printer



Print

รูปที่ 2.30 เครื่องพิมพ์ระบบหลอมผงพลาสติก

ระบบนี้มีข้อดีอย่างมากคือได้งานออกมาเป็นโลหะ หรือพลาสติกพิเศษ โดยใช้ผงของวัสดุนั้น แต่ข้อเสียสำคัญคือ เครื่องมีราคาสูง หากเทียบกับระบบอื่น

6) ระบบอื่นๆ

นอกจากระบบต่างๆที่กล่าวไว้ข้างต้นแล้ว ยังมีระบบอีกหลากหลายและเพิ่มขึ้นเรื่อย ข้างล่างจะเป็นระบบที่น่าสนใจอีกเช่นกัน

- ระบบ Poly Jet ใช้หลักการเดียวกับ เครื่องพิมพ์แบบ Inkjet แทนที่จะพ่นแม่สีออกมาบนกระดาษ เครื่องแบบ Poly Jet จะมีหัวฉีด Jet พ่นเรซินออกมาแล้วฉายให้แข็งโดยแสง UV อีกรอบ ทำไปที่ละชั้นเรื่อยๆจนออกมารูปร่างชิ้นงาน 3 มิติ เครื่องระบบนี้จะมีความแม่นยำสูง แต่มีราคาค่อนข้างแพง
- ระบบกระดาษ ระบบนี้จะพิมพ์สีลงบนกระดาษ และมีไค้ตัดกระดาษไปในตัว ระบบนี้คล้ายระบบ Powder 3D Printer ต่างกันตรงที่แทนที่วัสดุจะเป็นผงยิปซัม วัสดุจะเป็นกระดาษแทน

2.8.3 วัสดุที่ใช้ในการพิมพ์แบบสามมิติ

ในที่นี้จะมุ่งเน้นไปที่การใช้งานที่พบมากที่สุดที่ใช้ในเครื่องพิมพ์ 3D คือเทคโนโลยี FDM เครื่องพิมพ์อิงค์เจ็ทแบบดั้งเดิมต้องการตลับหมึกเพื่อที่จะสามารถที่จะพิมพ์ คล้ายกันสำหรับเครื่องพิมพ์ 3D ยกเว้นว่าเครื่องพิมพ์ 3D ต้องใช้เป็นเส้นใยพลาสติก เครื่องพิมพ์เหล่านี้มีอยู่ส่วนใหญ่มี่ความหลากหลายของประเภทของวัสดุ (ABS, PLA และ PVA ฯลฯ), สี, ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางและความยาว

1. ABS (Acrylonitrile Butadiene Styrene) ABS ถูกนำมาใช้หลากหลายในอุตสาหกรรมในปัจจุบัน ตัวอย่างเช่น โรงงานผลิตท่อ (เช่นท่อระบายน้ำเสียหรือท่อระบาย), ชิ้นส่วนยานยนต์, ประกอบอิเล็กทรอนิกส์, หมวกป้องกัน (ABS มีคุณสมบัติที่ดีคุณสมบัติการดูดซับ), เครื่องใช้ในครัว, เครื่องดนตรีกรณีตามบัญชีป้องกัน และของเล่น สิ่งที่ได้เด่นมากที่สุดคือเก้าอี้กันเอง

2. PLA (Polylactic Acid) PLA เป็นเทอร์โมพลาสติกที่ย่อยสลายได้มาจากทรัพยากรทดแทน เช่นข้าวโพดอ้อยมันสำปะหลังรากหรือแม้กระทั่งแป้งมันฝรั่ง นี้จะทำให้ PLA เป็นมิตรกับสิ่งแวดล้อมมากที่สุดวัสดุของการพิมพ์ 3 มิติเมื่อเทียบกับวัสดุที่ใช้อื่นๆ เช่น ABS หรือ PVA PLA จะใช้สำหรับเย็บแผลเช่นในทางการแพทย์เช่นในงานศัลยกรรมเพราะมันมีคุณสมบัติในการย่อยสลายเป็นกรดแลคติกในร่างกาย ทั้งผ้าตัดฝังสกรู, ขา, แท่งหรือตาข่ายจะสลายตัวเองภายใน 6 เดือนถึง 2 ปี และ PLA ยังใช้ในการบรรจุอาหาร, กระจา, บนโต๊ะอาหารทิ้งเบาะ และแม้กระทั่งผ้าอ้อมเด็ก PLA จึงถือว่ามีความปลอดภัย

3. PVA (Polyvinyl Alcohol) PVA เป็นพลาสติกชนิดพิเศษที่ละลายน้ำได้ เป็นที่นิยมใช้มากที่สุดเช่นกระดาษกาว ฟิล์มบรรจุภัณฑ์ ในการพิมพ์ 3 มิติ PVA บางครั้งใช้ในเครื่องพิมพ์ที่มีคู่หรือหลาย extruders เพื่อที่สร้างโครงสร้างที่เป็นฐาน บางครั้งการพิมพ์ที่ซับซ้อนที่มีส่วนที่ยื่นออกมาโดยที่ไม่มีส่วนรองรับด้านล่าง สามารถแก้ไขได้โดยการพิมพ์ส่วนโครงสร้างรองรับนี้ มิฉะนั้นโครงสร้างพิมพ์จะบิดงอหรือยุบลงไป วัตถุที่พิมพ์เสร็จแล้วสามารถใส่ลงในน้ำจน PVA ละลายได้อย่างสมบูรณ์ พันสภาพของการเป็นโครงสร้างรองรับ โดยไม่จำเป็นต้องดูแลหลังพิมพ์

ตารางที่ 2.2 เปรียบเทียบคุณสมบัติของวัสดุทั้ง 3 ชนิด

	ABS	PLA	PVA
ชื่อทาง วิทยาศาสตร์	Acrylonitrile butadiene styrene	Polylactic acid หรือ polylactide	Polyvinyl alcohol
ผลิตภัณฑ์จาก	ปิโตรเลียม	แบ่งจากพืช	ปิโตรเลียม
คุณสมบัติ	ทนทาน แข็งแรง ตัดงอได้เล็กน้อย ทนความร้อน	เหนียว แข็งแรง	ละลายน้ำได้ สร้างแผ่นฟิล์มได้ดี เชื่อมต่อน้ำได้ดี คุณสมบัติแนวกันดี
อุณหภูมิของที่พ่น	210-250°C	160-220°C	190-210°C
หลังกระบวนการ	ง่ายต่อการขัด ง่ายต่อการติดด้วยกาว ง่ายต่อการละลายในอะซิ โตน	สามารถขัดได้ สามารถติดกันด้วยกาว ได้	ละลายได้ในน้ำ
ข้อดี	มีคุณสมบัติพลาสติกที่ดี ผิวสัมผัสเรียบ เป็นของแข็งได้เร็ว ทนทาน แตกหักยาก	พลาสติกชีวภาพ ไม่เป็นพิษ พิมพ์ได้เร็วและละเอียด สูง มีปัญหาการบิดงอ น้อย เหมาะกับชิ้นส่วนเล็กๆ เหมาะทั้งชิ้นงานแข็งและ อ่อน	พลาสติกชีวภาพ รีไซเคิลได้ ไม่เป็นพิษ
ข้อเสีย	ทำจากปิโตรเลียม ไม่ใช่พลาสติกชีวภาพ มีควัน เสื่อมสภาพต่อแสงแดด	เย็นลงช้า ต้านความร้อนต่ำ แตกง่ายกว่า ABS ใช้ผนังหนากว่า ABS	ราคาสูง เสื่อมสภาพต่อแสงแดด

2.9 BIOPAC™ Respiratory Monitoring

2.9.1 RESPIRATORY EFFORT TRANSDUCER (SS5LB)

ใช้เพื่อบันทึกการหายใจที่หน้าอกหรือช่วงท้องระหว่างการหดและขยายตัว ทรานสดิวเซอร์นี้มีประโยชน์สำหรับใช้พิจารณาความลึกของการหายใจของแต่ละบุคคล ทรานสดิวเซอร์ประกอบด้วย strain assembly เพื่อวัดการเปลี่ยนแปลงเส้นรอบวงช่วงหน้าอกหรือช่วงท้อง สายรัดนั้นมีความต่อต้านการเคลื่อนไหวน้อยและไม่สร้างความรำคาญอีกด้วย



รูปที่ 2.31 สายคาดหน้าอกวัดการหายใจ

ด้วยโครงสร้างของอุปกรณ์แล้ว อุปกรณ์นี้สามารถวัดได้แม้มีการหายใจที่น้อย โดยไม่ทำให้สัญญาณขาดหาย ขณะที่ยังคงความเป็นเชิงเส้นที่ดีเยี่ยม สายรัดการหายใจนี้ มีสายเคเบิลยาว 2 เมตร ที่เบาและยืดหยุ่นได้ ส่วนพลาสติกที่ครอบตรงกลางปกป้องเซ็นเซอร์ที่บอบบางที่อยู่ภายใน ทรานสดิวเซอร์มีการเชื่อมต่อด้วยสายรัดไนลอนที่ปรับได้ซึ่งจะช่วยให้ทรานสดิวเซอร์มีความพอดีกับรอบตัวผู้สวมใส่

2.9.1.1 ข้อมูลจำเพาะ

การตอบสนอง	:	DC
ความยาวเส้นรอบวง	:	9 ซม – 130 ซม เพิ่มได้อีกหากเปลี่ยนสายไนลอน
ขนาด	:	95 ซม.(ยาว) x 47 ซม.(กว้าง) x 15 ซม.(หนา)
น้ำหนัก	:	9 กรัม
การฆ่าเชื้อ	:	ผ่านการฆ่าเชื้อ
ความยาวสายเคเบิล	:	2 เมตร
การเชื่อมต่อ	:	9 พิน ชนิด DIN



รูปที่ 2.32 การติดสายคาดหน้าอกที่ถูกต้อง

2.9.1.2 การติดสายคาดหน้าอก

การติดเข็มขัดไนลอนกับทรานสดิวเซอร์ สอดสายผ่านช่องคล้องกล่องพลาสติกหุ้มที่มีเซ็นเซอร์ ปรับขนาดสายในระดับของการขยายตัวทางเดินหายใจสูงสุด (โดยทั่วไปประมาณ 5 ซม. ด้านล่างรักแร้) ที่การหายใจลึกสุดปรับสายรัดเพื่อให้มีความตึงเล็กน้อยที่จะรัดรอบหน้าอก

MP36 Data Acquisition Systems

หน่วยเก็บข้อมูล MP เป็นหัวใจหลักของเครื่องมือ มีไมโครโปรเซสเซอร์ภายใน เพื่อเก็บข้อมูล การควบคุมและการสื่อสารกับคอมพิวเตอร์ ตัวเครื่องสัญญาณเข้าและการแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัลที่สามารถประมวลผลด้วยคอมพิวเตอร์ มีช่องสัญญาณอนาล็อก (สี่ช่องใน MP36) ซึ่งหนึ่งในนั้นสามารถนำมาใช้เป็นอินพุททริกเกอร์ได้ หน่วย MP จะต้องมีการเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์และอิเล็กทรอนิกส์และ/หรืออุปกรณ์ I / O ต้องเชื่อมต่อกับหน่วย MP ผู้ใช้จะใช้เวลาเพียงไม่กี่นาทีเพื่อทำความคุ้นเคยกับหน่วย MP ก่อนที่จะทำให้การเชื่อมต่อใดๆ



รูปที่ 2.33 ตัวเครื่อง MP36

2.9.2.1 แผงด้านหน้า

- Electrode Check อิเล็กโทรดเช็คพอร์ตเป็นเครื่องมือวินิจฉัยใช้กับซอฟต์แวร์ของ BSL PRO เพื่อตรวจสอบว่าขั้วไฟฟ้าที่แนบมาได้อย่างถูกต้องกับผู้ทดสอบหรือไม่
- พอร์ตขาเข้า CH 1, CH 2, CH 3, และ CH 4 ประกอบด้วยพินตัวเมีย 9 ขารับข้อมูล อนุาลอกขาเข้าเรียกว่าชาแนล (channel) มีทั้งหมด 4 ชาแนลใน MP36 ซอฟต์แวร์ Biopac™ Student Lab Lessons จะทำการตรวจสอบเสมอว่ามีเซ็นเซอร์ที่เชื่อมต่ออยู่นั้นต่อชาแนลถูกหรือไม่



Front Panel, MP36/35

รูปที่ 2.34 แสดงแผงด้านหน้าของเครื่อง MP36

2.9.2.2 แผงด้านหลัง

แผงด้านหลังของ MP36 นั้น มีพอร์ตอนาล็อกขาออก (analog output port) พอร์ตยูเอสบี (USB port) และพอร์ตไอโอ (I/O Port) พอร์ตทริกเกอร์ (Trigger Port) ไฟเลี้ยง ฟิวส์ ปุ่มเปิด-ปิด และหมายเลขเครื่อง



Back Panel, MP36/35

รูปที่ 2.35 แสดงแผงด้านหลังของเครื่อง MP36

2.10 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

พรทพย์ ปิติโภค (2553) ศึกษาเรื่อง การออกแบบและประดิษฐ์เครื่องวัดหายใจแบบเหนี่ยวนำ เป็นการพัฒนาวีธีการตรวจหาการหยุดหายใจจากสัญญาณจาก Respiratory Inductance Plethysmography (RIP) ของทรวงอกและช่องท้องมารวมกัน จากเครื่องมือที่ผู้วิจัยประดิษฐ์ขึ้น และเครื่องมือของต่างประเทศ (Sleep Sense RIP) โดยทดสอบกับอาสาสมัคร 5 ราย พบว่าสามารถวัดสัดส่วนของการหายใจแรงต่อการหายใจเบา และตรวจจับการหยุดหายใจได้เท่าเทียมกัน

Shongpun Lokavee (IEEE , 2014) ศึกษาเรื่อง Unconstrained Detection of Respiration Rate and Efficiency of Sleep with Pillow-Based Sensor Array เป็นวิธีการตรวจหาความสัมพันธ์ระหว่างรูปแบบการนอนหลับ กับประสิทธิภาพการนอน โดยใช้วัสดุราคาต่ำ ระบบนี้ประกอบด้วยเซ็นเซอร์ตรวจวัดแรงกด (force sensitive resistors :FSR) ที่ฝังอยู่ในปลอกหมอน ส่งข้อมูลไร้สายโดยใช้ ZigBee ไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อแสดงผล มีซอฟต์แวร์ในการวิเคราะห์และจำแนกการเคลื่อนไหวของร่างกาย รูปแบบการหายใจ จุดมุ่งหมายเพื่อการประเมินคุณภาพของการหายใจและประสิทธิภาพการนอนหลับโดยวัดจากความถี่ของการเคลื่อนไหวร่างกายโดยวัดจากอัลกอริทึมที่คิดขึ้นมาใหม่โดยใช้การเคลื่อนไหวของช่องอก

P Bifulco (IMEKO TC4 , 2014) ศึกษาเรื่อง Monitoring of respiration, seismocardiogram and heart sounds by a PVDF piezo film sensor ศึกษาความสามารถของเพียโซอิเล็กทริกชนิดฟิล์ม (PVDF piezo film) เพื่อที่จะบันทึกการเคลื่อนไหวทางกลของช่องท้องเมื่อมีการหายใจ เซ็นเซอร์นั้นมีการวางอยู่บนกระดูกสันอก (sternum) ซึ่งถูกนำไปวางอยู่บนสายคาดหน้าอก สัญญาณที่บันทึกได้สามารถบ่งบอกข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับการหายใจได้ชัดเจน

J. Mann (IEEE , 2011) ศึกษาเรื่อง Simultaneous Activity and Respiratory Monitoring Using an Accelerometer เกี่ยวกับการวัดการหายใจที่ไม่รู้ค่า สามารถวัดได้ที่บ้านและไม่รบกวนกิจกรรมที่ทำอยู่ประจำ การทำงานก่อนหน้านี้นี้ได้ตรวจสอบวิธีการสำหรับการคำนวณอัตราเชิงมุมของการเคลื่อนไหวการหายใจของหน้าอกโดยใช้โมดูลวัดอัตราเร่ง (accelerometer) สามแกนกับความดันจุมูก ผู้ศึกษาได้ใช้วิธีนี้ในการดำเนินการตรวจสอบระบบทางเดินหายใจในช่วงระยะเวลาของกิจกรรมที่ใช้แรงน้อย ในขณะที่เดียวกันการตรวจสอบกิจกรรมโดยใช้อุปกรณ์ไร้สายสังเกตว่าตำแหน่งที่ดีที่สุดสำหรับการตรวจสอบทางเดินหายใจไม่ได้ชัดเจนตรวจสอบกิจกรรมที่ทำอยู่ ผู้ศึกษานำเสนออัลกอริทึม (algorithm) ของการประมาณค่ากิจกรรมของพลังงานที่เคลื่อนไหวที่

สังเกตโดยอุปกรณ์ และแสดงการเปรียบเทียบกับอุปกรณ์เชิงพาณิชย์ 3 ชั้น ในช่วงกิจกรรมการออกกำลังกายในผู้ที่มีสุขภาพดี

R. Carlos (IEEE , 2011) ศึกษาเรื่อง Web-based sensor streaming wearable for respiratory monitoring applications เกี่ยวกับระบบที่สามารถตรวจจับการหายใจ ลักษณะการหายใจ อุปกรณ์ประกอบด้วยเซ็นเซอร์เส้นใย (fabric-sensors) ต่อเข้าด้วยกันทอเข้าไปในชุดกีฬา ใช้ระบบเก็บข้อมูลและระบบ RIA ซึ่งสามารถตรวจดูผลและควบคุมได้ ระบบนี้จะอนุญาตให้นักบำบัดในการตรวจสอบและให้คำแนะนำต่อผู้ป่วยระบบทางเดินหายใจในเวลาจริงผ่านทางเว็บเบราว์เซอร์ การเปลี่ยนแปลงในการขยายตัวของช่องท้องและการหดตัวที่เกี่ยวข้องกับการหายใจมีการตรวจพบโดยเซ็นเซอร์เส้นใยและส่งแบบไร้สายผ่านบลูทูธ

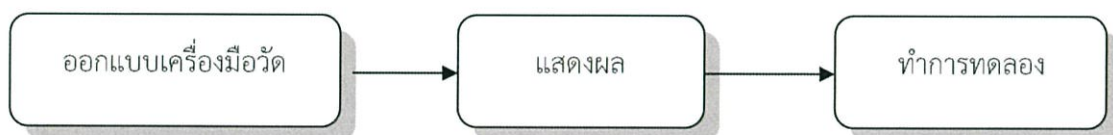
บทที่ 3

ระเบียบวิธีวิจัย

อุปกรณ์วัดการหายใจแบบสายรัดเพื่อตรวจจับการหยุดหายใจระหว่างหลับเป็นเครื่องมือที่ออกแบบและพัฒนาเพื่อวัดการหายใจสำหรับผู้ป่วยภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับ ในบทนี้จะเป็นการอธิบายถึงส่วนประกอบที่สำคัญ หลักการทำงานของอุปกรณ์ และการทดสอบอุปกรณ์ ซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

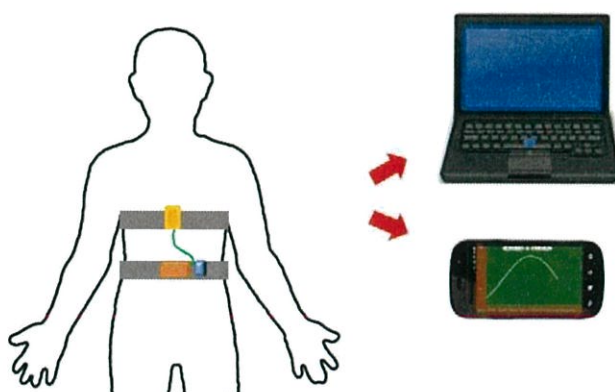
งานวิจัยชิ้นนี้แบ่งออกเป็น 3 ส่วนด้วยกันนั่นคือ

- 1) ออกแบบเครื่องมือวัด
- 2) แสดงผล แบ่งออกเป็นในคอมพิวเตอร์ และผ่านแอปพลิเคชันทางแอนดรอยด์
- 3) ทำการทดลองเปรียบเทียบผล



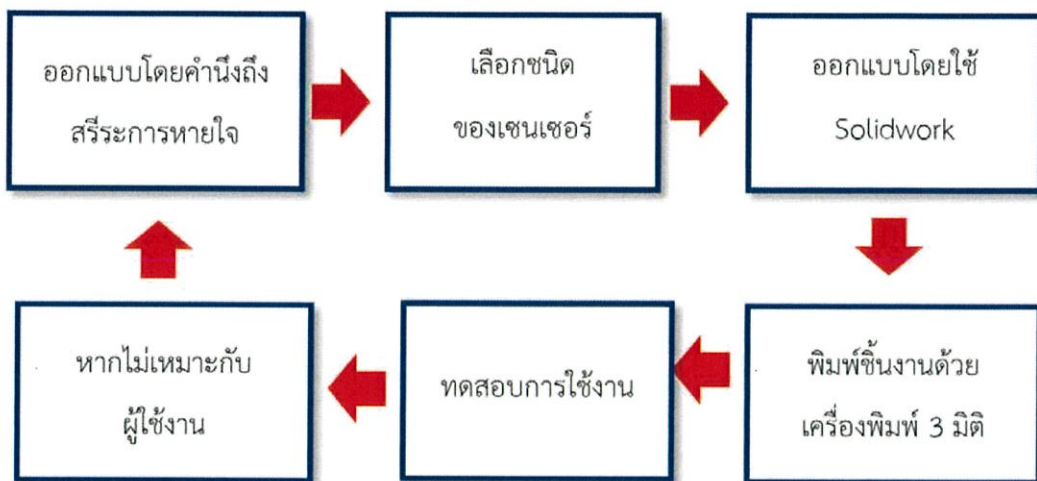
รูปที่ 3.1 แผนภาพรวมในการดำเนินการวิจัย

3.1 หลักการทำงานของอุปกรณ์วัดการหายใจแบบสายรัดเพื่อตรวจจับการหยุดหายใจ



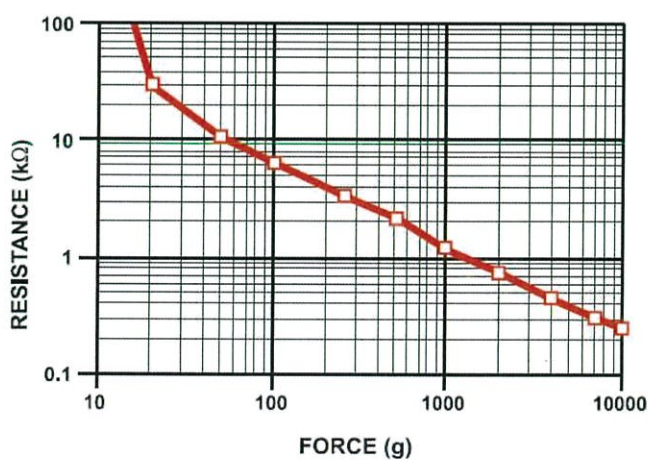
รูปที่ 3.2 ภาพรวมของการทำงานของอุปกรณ์วัดการหายใจแบบสายรัดเพื่อตรวจจับการหยุดหายใจ

3.1.1 ออกแบบสาย



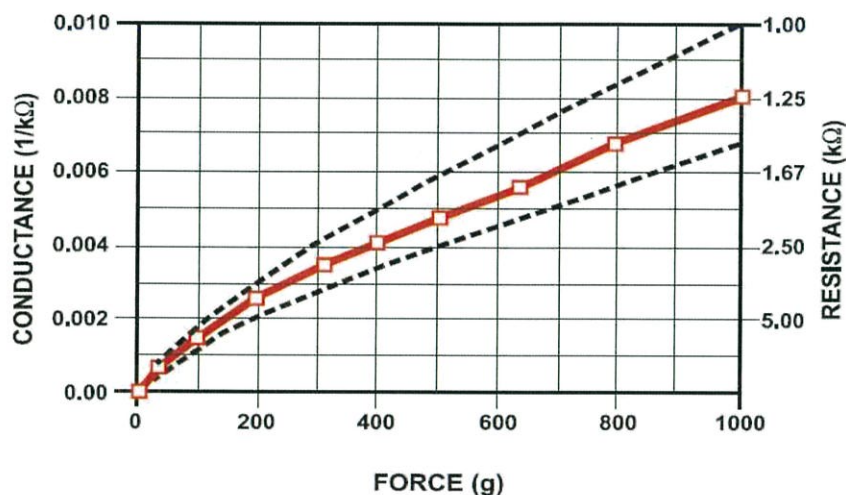
รูปที่ 3.3 แผนภาพรวมในการออกแบบเครื่องมือวัด

ในการออกแบบนั้นต้องคำนึงถึงสรีระของร่างกายในการหายใจเป็นหลัก โดยเซ็นเซอร์ที่เลือกใช้เป็นตัวรับแรงกดคือเซ็นเซอร์รับแรงกด (FSR : Force Sensitivity Resistor) โดยตัวเซ็นเซอร์นั้นมีหลายขนาดขึ้นอยู่กับ Active Area แต่มีหลักการทำงานเหมือนกันทั้งสิ้น กล่าวคือ FSR จะเป็นตัวต้านทานปรับค่าได้ซึ่งแปรผกผันตามแรงกด โดยเริ่มแรกขณะไม่มีแรงมากกระทำ ความต้านทานจะมีค่าสูงถึง 100,000 โอห์ม และจะลดลงเรื่อยๆตามแรงที่เพิ่มขึ้นดังรูป

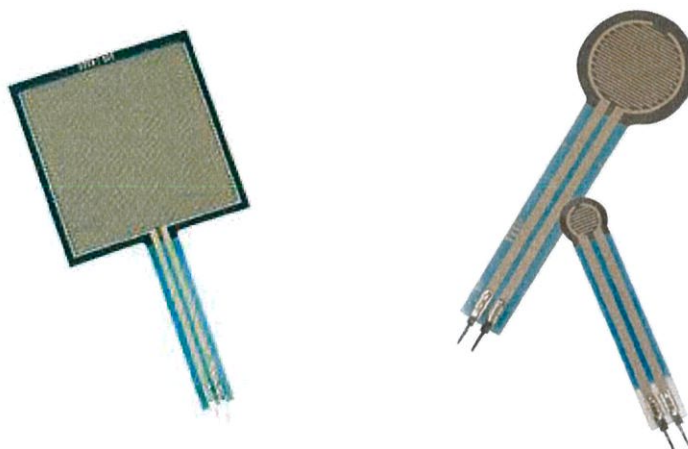


รูปที่ 3.4 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง Resistance กับ Applied Force

ในขณะที่ความต้านทานมีค่าน้อยลงนั้น ค่าความนำไฟฟ้ากลับมีค่าเพิ่มสูงขึ้น แปรผันตรงกับแรงกระทำและแปรผกผันกับความต้านทาน ดังนั้นลักษณะนี้จึงถูกเรียกว่า current-to-voltage converter สามารถให้สัญญาณ Output Voltage แบบ dynamic range ได้



รูปที่ 3.5 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง ความนำไฟฟ้า Applied Force และความต้านทาน



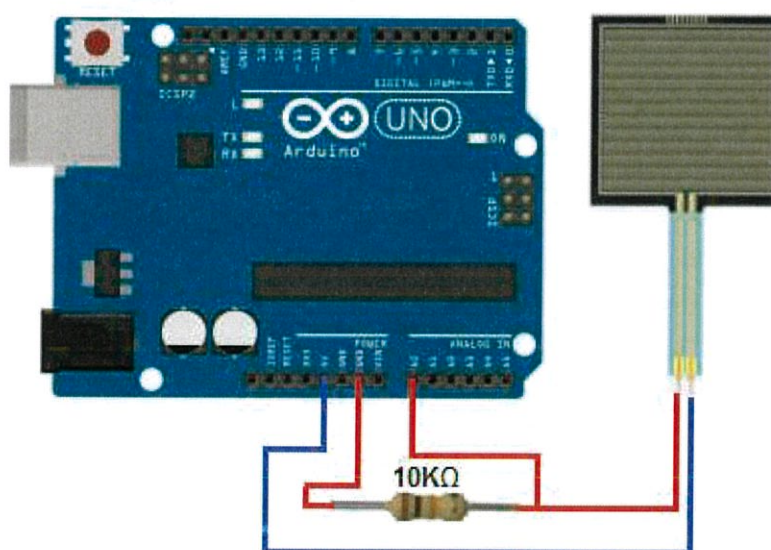
รูปที่ 3.6 แสดง FSR sensor ขนาดต่างๆ

ก) แบบ Square shape ขนาด 1.72×1.72 inch

ข) แบบ Round shape ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 7.6 mm และ 18.3 mm

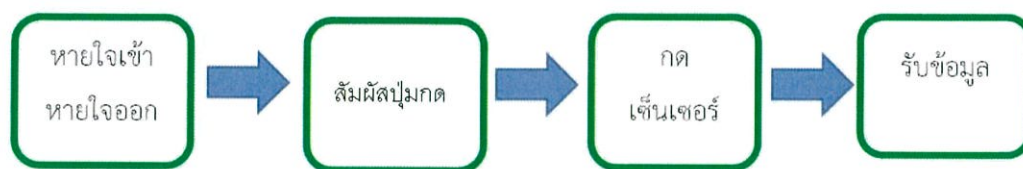
ทางผู้วิจัยได้เลือกใช้ FSR ชนิด round shape มีคุณสมบัติดังนี้

- Active Area : 0.2" [5.0] diameter
- Nominal thickness : 0.012" [0.30 mm]
- Force Sensitivity Range : 100 g – 10 Kg
- Pressure Sensitivity Range : 1.5 psi - 150 psi หรือ 0.1 kg/cm² - 10 kg/cm²
- Force Resolution : มากกว่า 0.5% full scale
- Device Rise Time : 1 -2 msec
- Lifetime : 10 million actuations
- Temperature Range : -30°C ถึง +70°C
- Maximum Current : 1 mA/cm² of applied force



รูปที่ 3.7 การต่อเซ็นเซอร์รับแรงกดกับไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน่

ในการต่อวงจรนั้นไม่มีความซับซ้อน เป็นการต่อไฟเลี้ยงและ ground แบบปกติเข้ากับไมโครคอนโทรลเลอร์อาดูโน่ ดังรูป ใช้ไฟเลี้ยง 5 V ต่อ Output (สายสีแดง) เข้าที่ขา Analog A0 ของไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อรับค่า Analog



รูปที่ 3.8 แผนผังการออกแบบโดยใช้เซ็นเซอร์รับแรงกด

ในส่วนของตัวชิ้นงานได้ทำการออกแบบด้วยโปรแกรม Solidwork โดยมีหลักการ คือ ขนาดจะต้องเล็กกะทัดรัด ไม่รบกวนผู้ใช้ให้เกิดความกังวลใจ และพกพาง่าย ทำการพิมพ์ชิ้นงานด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ (Flashforge Dreamer) พิมพ์โดยโปรแกรม FlashPrint



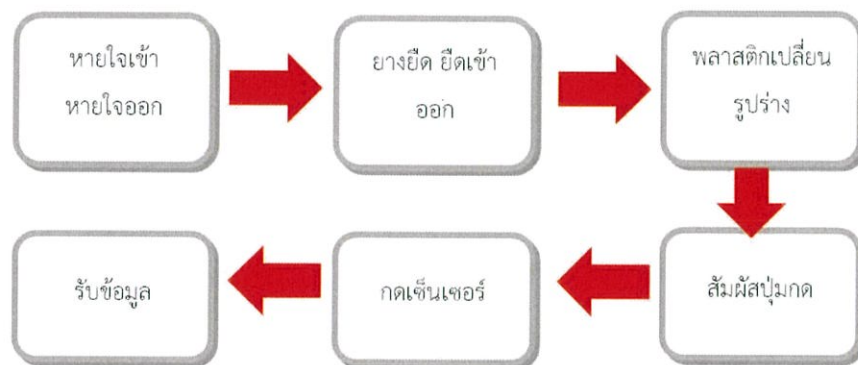
รูปที่ 3.9 เครื่องพิมพ์ 3 มิติ (Flash forge Dreamer)

ข้อมูลของเครื่องพิมพ์ 3 มิติ (Flash forge Dreamer)

- สองหัวฉีด พิมพ์ได้ 2 สี หรือ 2 ชิ้นงานในเวลาเดียวกัน
- เส้นพลาสติก filament: ABS และ PLA 1.75mm
- มี Heated Bed สามารถพิมพ์งาน ABS ได้
- ขนาดชิ้นงานใหญ่สุด : 225 x 145 x 150mm (8.9×5.7×5.9 นิ้ว)
- ขนาดเครื่อง : 320 X 467 X 381mm (12.6×18.4×15 นิ้ว)
- ความเร็วในการฉีด 40 mm³/sec
- Layer Resolution ความสูงของเลเยอร์: 0.1-0.5 mm

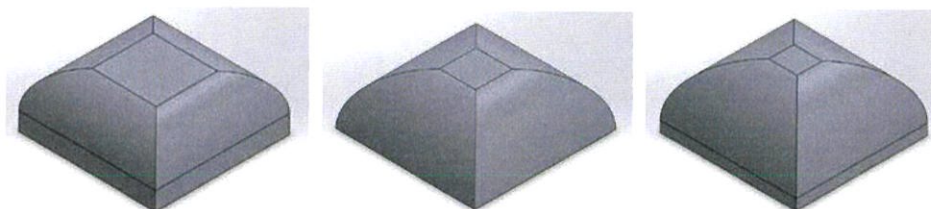
- น้ำหนักรวมกล่อง : 15.6kgs
- ไฟล์ที่รองรับ : .STL .OBJ .X3G

การออกแบบในแบบต่างๆนั้น ผู้วิจัยได้ทดลองออกแบบและทดลองเพื่อให้ได้ผลที่ดีที่สุด สามารถแบ่งได้ทำการออกแบบไว้ 5 ครั้งโดยมีหลักการทำงานโดยรวมดังนี้ คือ

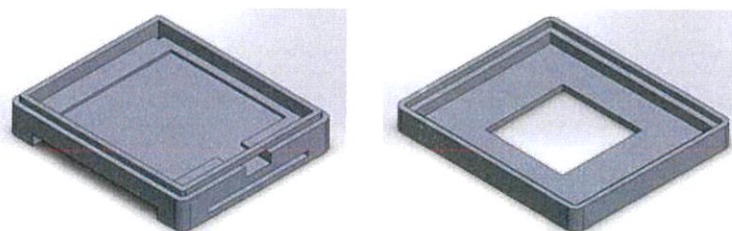


รูปที่ 3.10 แผนผังการออกแบบสายคาดครั้งที่ 2

ครั้งที่ 1 ออกแบบโดยใช้ Force Sensitive Resistor – Square จะวางเซ็นเซอร์ไว้ในกล่อง และใช้ปุ่มกดไปกดเซ็นเซอร์



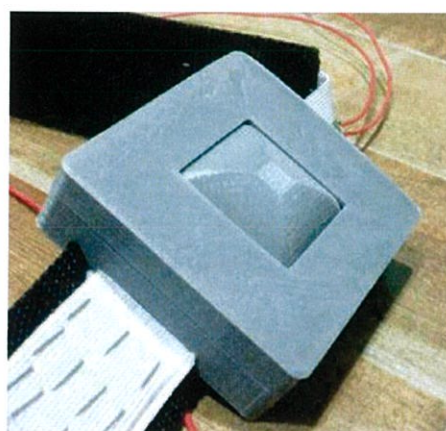
รูปที่ 3.11 ส่วนที่จะไปกดเซ็นเซอร์ทั้ง 3 แบบ



รูปที่ 3.12 ส่วนใส่เซ็นเซอร์ ด้านหลัง(ซ้าย) , ด้านหน้า(ขวา)



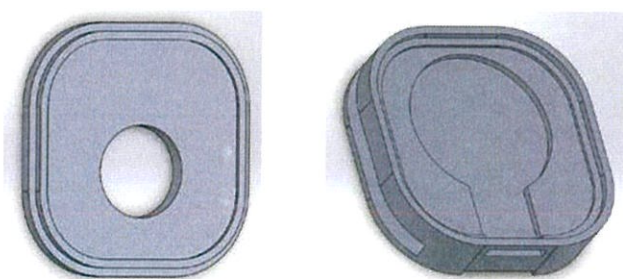
รูปที่ 3.13 กล่องใส่เซ็นเซอร์หลังการประกอบ



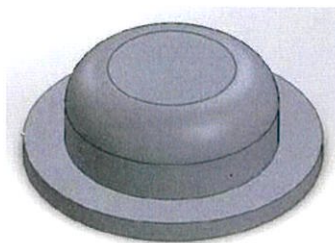
รูปที่ 3.14 กล่องใส่อุปกรณ์เมื่อนำมาใส่กับที่กดเซ็นเซอร์

พบว่าสามารถรับค่าได้ดี เพราะ มีขนาดใหญ่และพื้นที่ในการรับค่ามาก แต่ขนาดใหญ่และมีลักษณะเป็นเหลี่ยม ทำให้รบกวนผู้ป่วย ในขณะที่ใช้งาน

ครั้งที่ 2 เนื่องจากการออกแบบครั้งที่ 1 มีขนาดใหญ่และมีลักษณะเป็นเหลี่ยม ทำให้รบกวนผู้ป่วย จึงออกแบบให้มีขนาดเล็ก พกพาง่าย สะดวกสบายต่อการใช้งาน



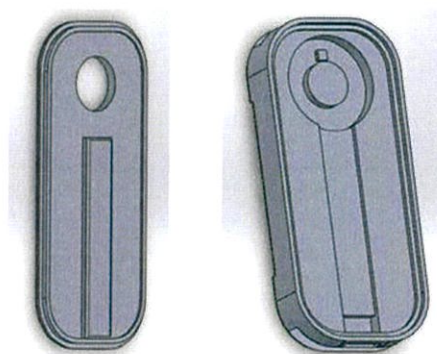
รูปที่ 3.15 ส่วนใส่เซ็นเซอร์ ด้านหน้า(ซ้าย) , ด้านหลัง(ขวา)



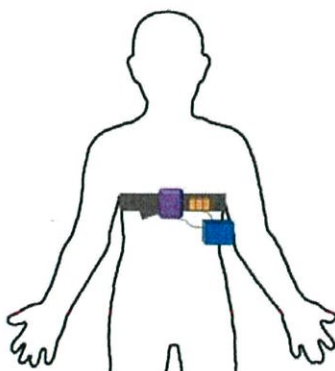
รูปที่ 3.16 ส่วนที่จะไปกดเซ็นเซอร์

พบว่ามีขนาดเล็กเกินไปทำให้ส่งผลต่อค่าที่ออกมา และปลายของสายเซ็นเซอร์เสี่ยงต่อการชำรุดได้ง่าย

ครั้งที่ 3 กล่องใส่เซ็นเซอร์ แบบมน มีช่องใส่เข็มขัด หลักการทำงาน คือ ขณะที่หายใจเข้าออก ผิวน้ำจะไปสัมผัสปั๊ม ปั๊มจะไปกดที่เซ็นเซอร์ ทำให้เซ็นเซอร์รับค่าที่วัดได้ โดยที่ข้างหลังเซนเซอร์ จะมีตัวรับคือ ผิวน้ำของตัวเอง และมีการเพิ่มความยาวของกล่องเพื่อเก็บสายของเซ็นเซอร์



รูปที่ 3.17 กล่องใส่เซ็นเซอร์ครั้งที่ 3 ด้านหน้า(ซ้าย), ด้านหลัง(ขวา)



รูปที่ 3.18 อุปกรณ์ที่ติดกับร่างกาย

พบว่าปุ่มกดเซ็นเซอร์ กดเซ็นเซอร์ ค้างในบางครั้ง ทำให้ค่าที่วัดได้เกิดการคลาดเคลื่อน

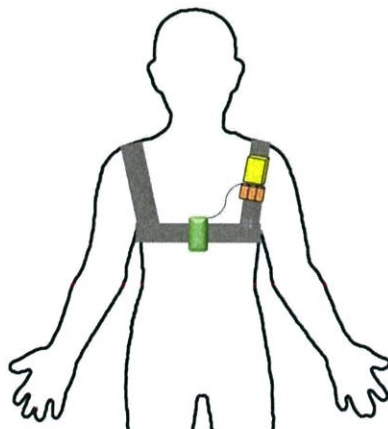
ครั้งที่ 4 กล่องใส่เซ็นเซอร์ แบบมน มีช่องใส่เข็มขัด หลักการทำงาน คือ ขณะที่หายใจเข้าออก ผิวน้ำจะไปสัมผัสปุ่ม ปุ่มจะไปกดที่เซ็นเซอร์ ทำให้เซ็นเซอร์รับค่าที่วัดได้ โดยที่ข้างหลังเซ็นเซอร์ จะมีตัวรับ คือ สปริง ซึ่งจะช่วยแก้ปัญหาในการค้างของเซ็นเซอร์



รูปที่ 3.19 กล่องใส่เซ็นเซอร์ครั้งที่ 4 ด้านหน้า(ซ้าย), ด้านหลัง(ขวา)



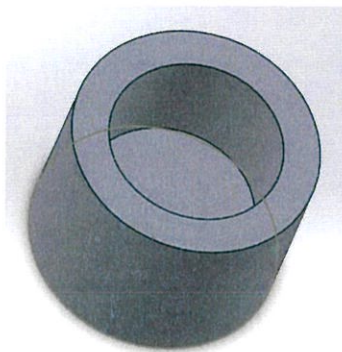
รูปที่ 3.20 สปริงที่ติดกับเซ็นเซอร์



รูปที่ 3.21 อุปกรณ์ที่ติดกับร่างกาย

พบว่าปั๊มกดเซ็นเซอร์ ที่กดผ่านสปริง บางครั้งกดลงไปไม่ถึงเซ็นเซอร์ ทำให้ค่าที่อ่านได้เกิดความผิดพลาด

ครั้งที่ 5 กล่องใส่เซ็นเซอร์ แบบมน ตัวกล่องจะติดกับพลาสติก ที่ตัดให้พลาสติกโค้งไปกับตัวกล่อง หลักการทำงาน ขณะมีการหายใจเข้าหายใจออก จะทำให้ยางยืดที่ติดอยู่กับร่างกาย ยืดเข้าและยืดออก ส่งผลให้ตัวพลาสติก มีการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง คือ โค้งเข้า โค้งออก ทำให้ในขณะที่โค้งเข้า ตัวพลาสติก ไปกดกับปั๊มกด ทำให้ปั๊มกดไปกดให้เซ็นเซอร์แสดงค่า ทำให้เซ็นเซอร์รับค่าที่วัดได้ โดยที่ข้างหลังเซ็นเซอร์ จะมีตัวรับ คือ ใช้ ซิลิโคน แร่งกดจากซิลิโคน พบว่าได้ผลลัพธ์ที่ดีที่สุด

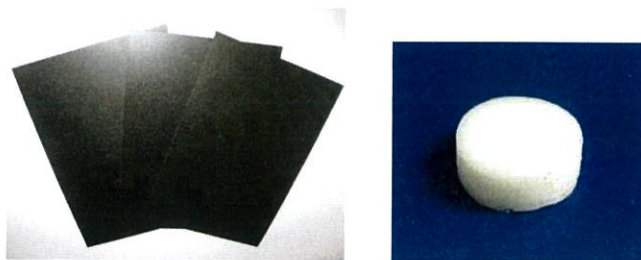


รูปที่ 3.22 บล็อกใส่ซิลิโคน

ใช้อย่างซิลิโคน เบอร์ 555 จากไต้หวัน



รูปที่ 3.23 ซิลิโคนที่ใช้



รูปที่ 3.24 แผ่นพลาสติกสีดำ(ซ่าย) , ซิลิโคน(ขาว)

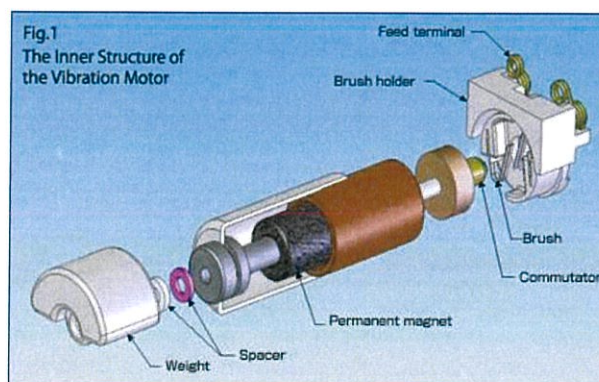


รูปที่ 3.25 ปุ่มกด แต่ละขนาด

พบว่าที่ปลายของสายเซ็นเซอร์ที่เชื่อมอยู่กับสายไฟ เกิดการชำรุดได้ง่าย จึงมีการใช้ซิลิโคนขึ้นรูปตรงปลายเซ็นเซอร์ที่ต่อกับสายไฟ และมีการเก็บซิลิโคนที่ต่อกับสายไฟไว้ในกล่อง เหลือเพียงสายไฟที่ออกมาออกกล่อง เพื่อป้องกันเซ็นเซอร์ชำรุด ใช้พลาสติก

3.1.2 อุปกรณ์เสริมของสายคาด

อุปกรณ์เพิ่มเติมของอุปกรณ์นั้นมี ตัวส่งสัญญาณไร้สาย (bluetooth), Arduino Pro mini, มอเตอร์สั่นในการเลือกอุปกรณ์การสั่นนั้นผู้วิจัยเลือกใช้มอเตอร์แบบสั่น (vibration motor) เพราะมีขนาดเล็กน้ำหนักเบา

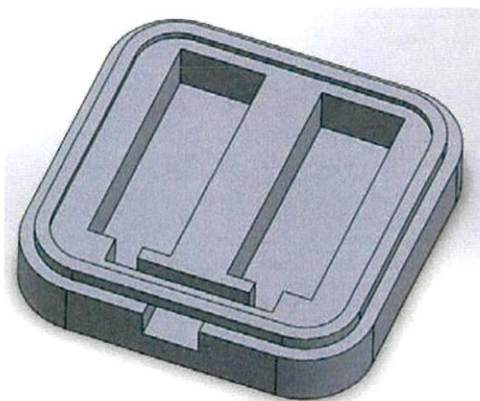


รูปที่ 3.26 แสดงถึงโครงสร้างภายในของมอเตอร์



รูปที่ 3.27 มอเตอร์แบบสั่น

เมื่อต้องการจะใส่มอเตอร์แล้วเพื่อความสวยงามจึงต้องกล่องโดยออกแบบโดยใช้โปรแกรม SolidWork



รูปที่ 3.28 กล่องใส่มอเตอร์สั่นด้านหน้า



รูปที่ 3.29 กล่องใส่มอเตอร์สั่นด้านหลัง

ข้อมูลที่ใช้ในขณะพิมพ์

- ใช้เส้นพลาสติก filament: PLA 1.75mm
- อุณหภูมิของหัวพิมพ์ Right Extruder : 220
- อุณหภูมิของฐาน Platform : 40
- Resolution : High (Slower)
- Fill density : 25%
- Fill Pattern : Hexagon
- Print speed : 80 mm / s

ทำแผ่น PCB เพื่อเป็นที่บรรจุของอุปกรณ์ที่จำเป็นสำหรับสายคาด เนื่องจากอุปกรณ์ที่ใช้มีประเภทจำเพาะ จึงเลือกใช้ โปรแกรม eagle

EAGLE ย่อมาจาก Easily Applicable Graphical Layout Editor ออกแบบและพัฒนาโดยบริษัท CadSoft Computer GmbH เป็นโปรแกรมออกแบบวงจรไฟฟ้า (Schematic) และออกแบบวงจรพิมพ์ (Printed Circuit Board) ภายในโปรแกรมมีเครื่องมือต่างๆให้เลือกใช้มากมาย อีกทั้งยังระบุคุณสมบัติของอุปกรณ์ได้อย่างละเอียด บ่งบอกขนาดเบอร์เป็นต้น จึงมีความสะดวกสบายในการออกแบบวงจรไฟฟ้าเป็นอย่างมาก

นอกจากนี้โปรแกรมยังเปิดกว้างต่อทรัพยากรที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบมากมาย เช่นการมีไลบรารีของส่วนประกอบอย่างเปิดกว้าง ทำให้ง่ายต่อการออกแบบ

วงจรประกอบด้วย

1. Arduino Pro mini
2. Bluetooth โมดูล HC-05
3. สวิตช์ เปิด-ปิด
4. ช่องรับสัญญาณขาเข้าจากเข็มขัด
5. ตัวต้านทาน 1 กิโลโห์ม
6. รูเจาะเชื่อมต่อกับ มอเตอร์ 6 รู
7. เทอร์มินอล เชื่อมต่อกับแบตเตอรี่ 2 รู
8. รูเจาะนำไว้ใช้เชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์

โดยที่การเขียนสคีมาติกนี้ ขั้นตอนการเลือกชิ้นส่วนอุปกรณ์นั้นต้องคำนึงถึงรอยพิมพ์ที่จะไปอยู่ในแผ่น PCB ด้วย ดังนั้นต้องหาชิ้นส่วนอุปกรณ์จากไลบรารีภายในโปรแกรม การใช้ไลบรารีสำเร็จรูปทำให้ใช้เวลาอันน้อยลงในการหาอุปกรณ์ที่มีความจำเพาะเจาะจง ได้ขนาดที่พอดี โดยจะมีทั้ง

สัญลักษณ์และรอยพิมพ์ (Symbols and Footprints) สำหรับโปรแกรมนี้อาจมีไลบรารีรองรับเป็นร้อยๆ ไลบรารี และผู้ใช้ยังสามารถสร้างไลบรารีเฉพาะส่วนตัวได้อีกด้วย สำหรับตัวอย่างไลบรารีที่เป็นที่นิยม เช่น

- SparkFun EAGLE Libraries เป็นศูนย์รวมของอุปกรณ์พื้นฐานมากมาย และยังมีการอัปเดตอุปกรณ์ใหม่ตลอดเวลาอีกด้วย

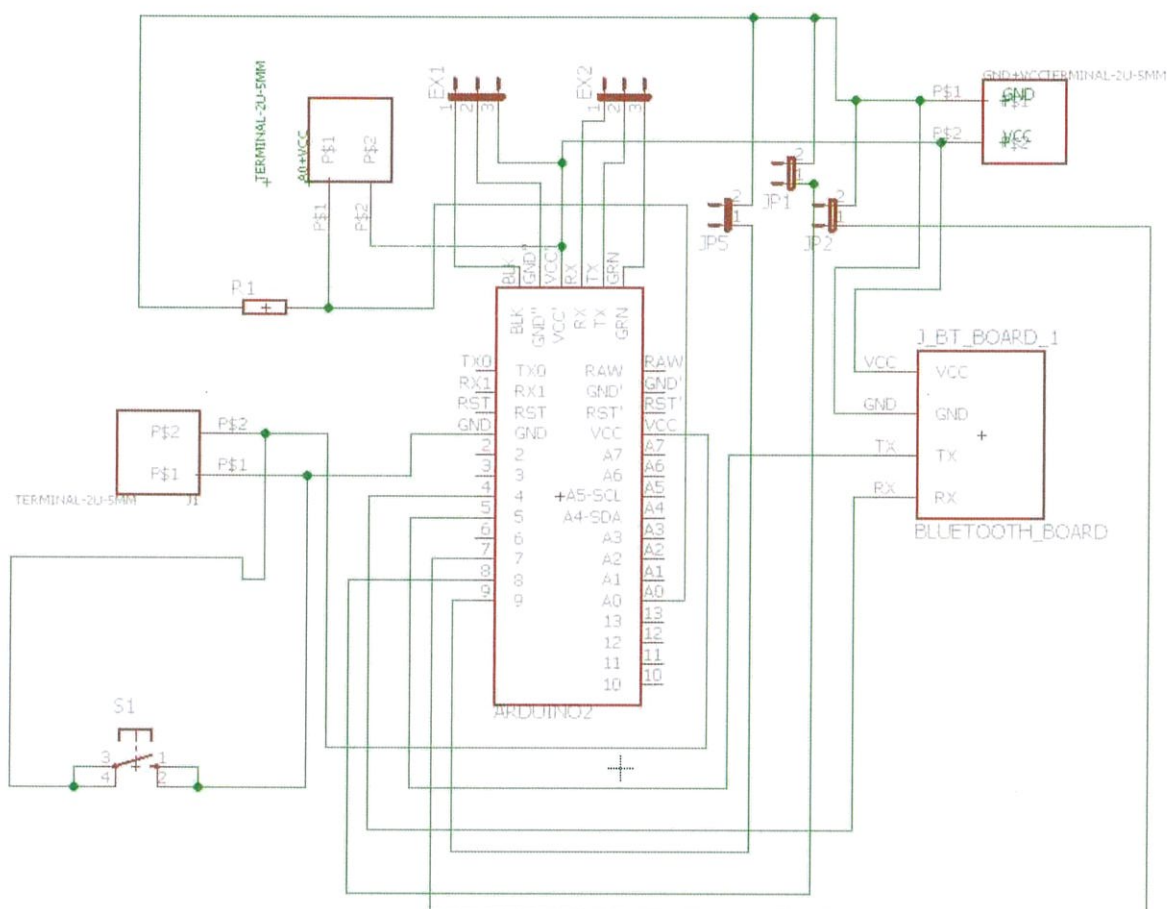
- element14 เป็นไลบรารีที่สร้างขึ้นโดยบริษัท CadSoft Computer GmbH เอง มีอุปกรณ์พื้นฐานจำเป็นเบื้องต้น

โดยไลบรารีและโมเดลเฉพาะที่เลือกใช้ในสคีเมตริกนี้ได้แก่

ตารางที่ 3.1 ไลบรารี,โมเดลเฉพาะ, แพ็คเกจที่เลือกใช้ในสคีเมตริกนี้

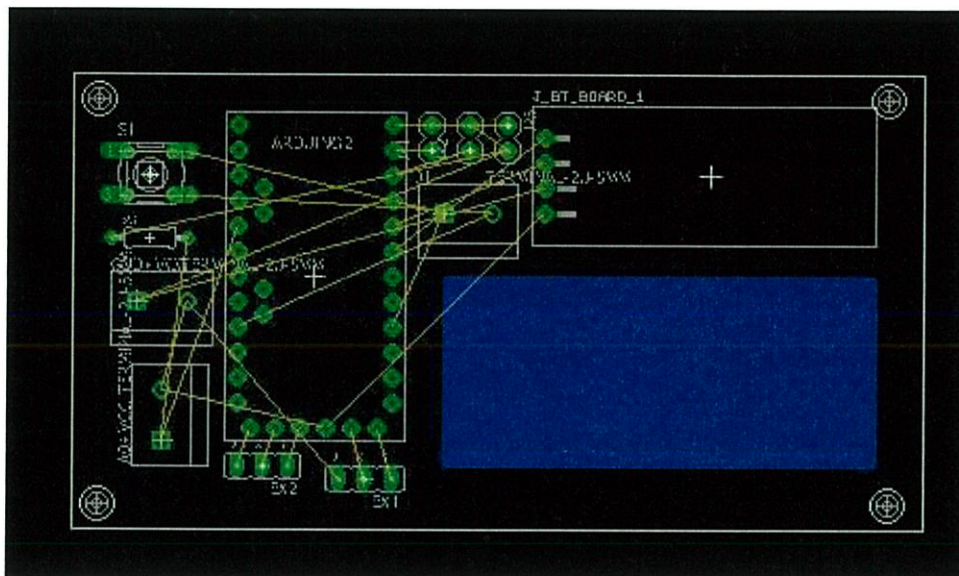
ชื่อ	ไลบรารี	โมเดล	แพ็คเกจ
Arduino Pro mini	Arduino_Pro_Mini	ARDUINO_PRO_MINI_V1	ARDUINO_PRO_MINI_V1
Bluetooth HC-05	Bluetooth HC-05	BLUETOOTH_BOARD	BT_BOARD_FOOTPRINT
รูเชื่อมต่อคอมฯ	SparkFun	JUMPER-2PTH	1X02
Switch omron	Switch-omron	10-XX	B3F-10XX
เทอร์มินอล	Itead_BP_110825	TERMINAL_2U_5MM	TERMINAL_2U_5MM
รูเจาะเชื่อม	jumper	JP2E	JP2
ตัวต้านทาน	resistor	R-EU_0204/7 (R-EU)	0204/7

เมื่อทำการเลือกชิ้นส่วนครบแล้ว ทำการลากเชื่อมต่อด้วยคำสั่งเน็ต (Net) จะได้ผลดังรูปด้านล่าง



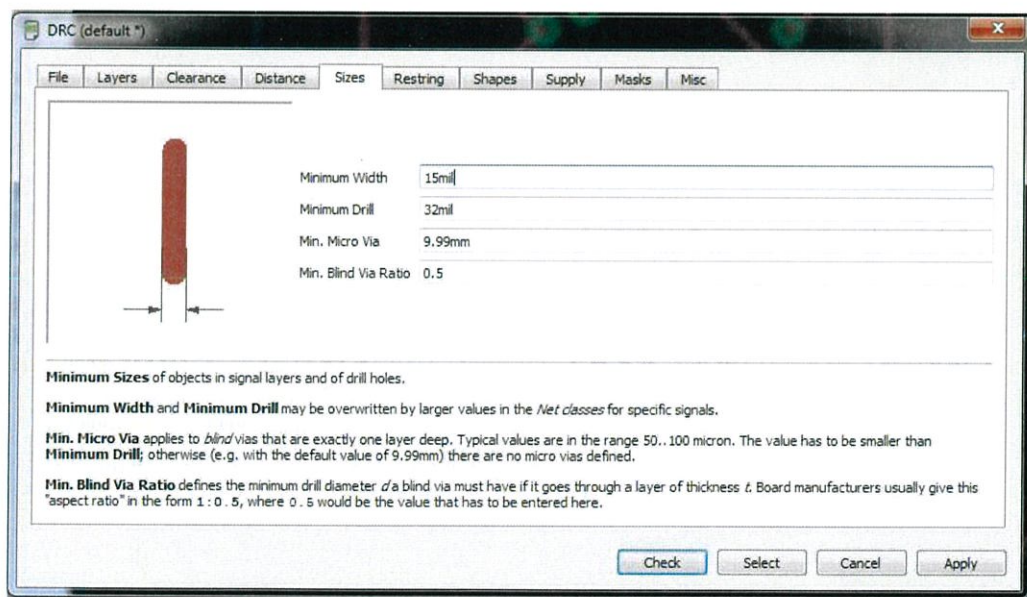
รูปที่ 3.30 สติเมติกภายหลังการเชื่อมต่ออุปกรณ์แล้ว

หลังจากที่วาดวงจรเสร็จแล้วเราจะทำการส่งผ่านข้อมูลจากสติเมติกไปยัง Board PCB ที่หน้าต่าง Schematic ให้คลิกที่ switch to board จากนั้นจะเข้าสู่หน้าต่างของบอร์ดซึ่งจะเป็นบอร์ด PCB ที่จะนำไปใช้ อุปกรณ์ที่วางไว้ในหน้าสติเมติกจะเชื่อมโยงกันด้วยเส้นสีเหลือง ต่อมาทำการย้ายอุปกรณ์มาวางบนบอร์ดในตำแหน่งที่ต้องการ พร้อมทั้งปรับขนาดบอร์ดที่ต้องการ เจาะรู้ที่มุมที่บอร์ดทั้ง 4 มุม เพื่อใช้เป็นที่ยึดบอร์ด



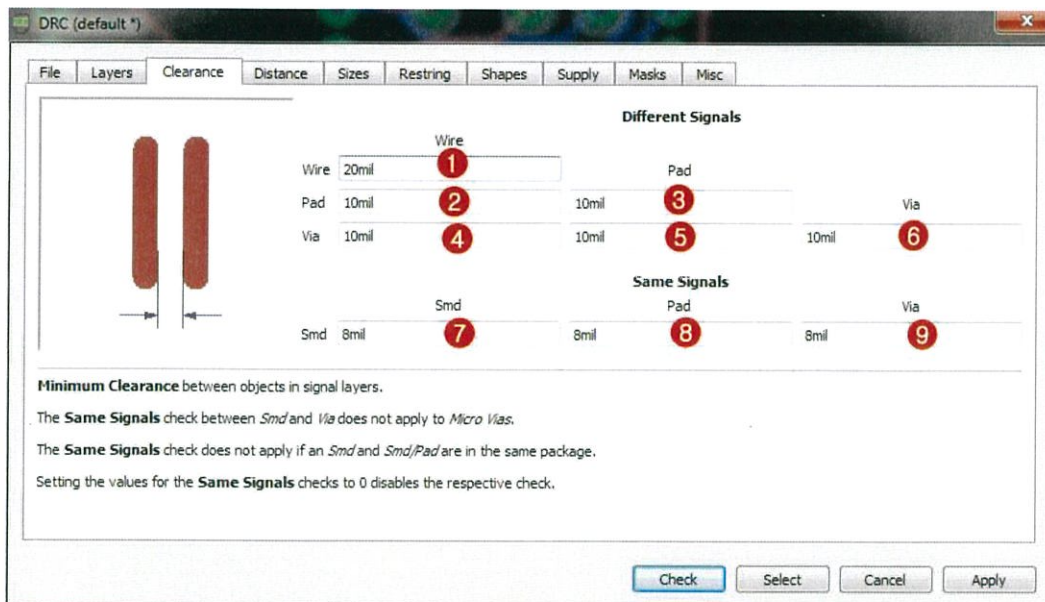
รูปที่ 3.31 บอร์ดที่ผ่านการย้ายอุปกรณ์แล้ว

คลิกที่ Drc บนแถบ Command buttons เพื่อตั้งค่ากฎการออกแบบ ซึ่งจะช่วยตรวจสอบความถูกต้องของการออกแบบ คลิกที่แท็บ Clearance เพื่อตั้งค่าระยะห่างต่างๆ ของการเดินลายวงจร ซึ่งค่าที่จะใส่จะเป็นไปตามความสามารถของการกัดปรินต์ลายของวงจร



รูปที่ 3.32 หน้าต่างกำหนดความกว้างของลายเส้น

ลายเส้น 15 mill (0.4 mm) ขึ้นไป ระยะห่างต่อเส้น 20 mill (0.6 mm) ขึ้นไป รูเจาะ 32 mill (0.8 mm) ขึ้นไป

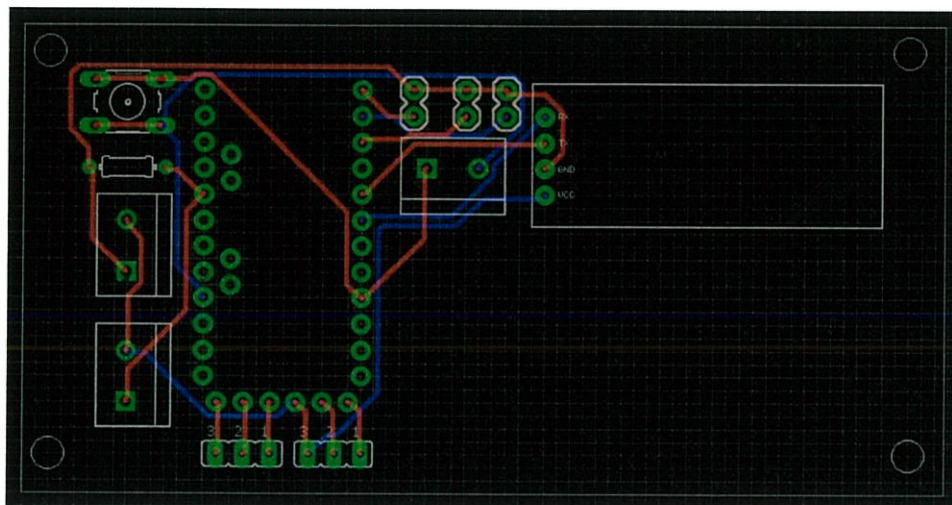


รูปที่ 3.33 หน้าต่างตั้งค่าระยะห่างของสายเส้นในวงจร

โดยที่ค่าที่ใส่ในหน้าต่านี้ เป็นไปตามนี้

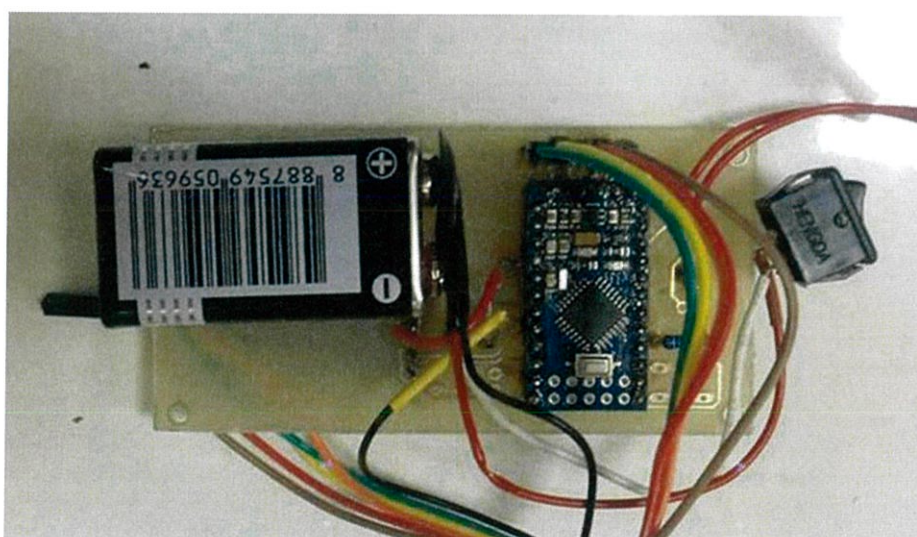
1. ระยะห่างระหว่างเส้น Track กับ Track
2. ระยะห่างระหว่างเส้น Track กับ PAD
3. ระยะห่างระหว่าง PAD กับ PAD
4. ระยะห่างระหว่างเส้น Via กับ Track
5. ระยะห่างระหว่างเส้น Via กับ PAD
6. ระยะห่างระหว่างเส้น Via กับ Via
7. ระยะห่างระหว่าง Smd กับ Smd
8. ระยะห่างระหว่าง Smd กับ PAD
9. ระยะห่างระหว่าง Smd กับ Via

การเดินสายเส้น Routing เราสามารถเดินสายเส้นด้วยมือ หรือ ใช้คำสั่ง Auto เพื่อให้โปรแกรมเดินสายเส้นให้เรา การเดินสายเส้นด้วยมือ ให้เราคลิกที่ Route เลือก Layers และคลิกที่ขาอุปกรณ์และลากสายเส้นตาม Connection หรือสามารถเลือกเดินเส้นแบบอัตโนมัติก็ได้ ในที่นี้เลือกการเดินสายแบบอัตโนมัติ โดยสายเส้นนั้นจะแบ่งออกเป็น Top layer ที่มีสีแดง Bottom layer ที่มีสีน้ำเงิน

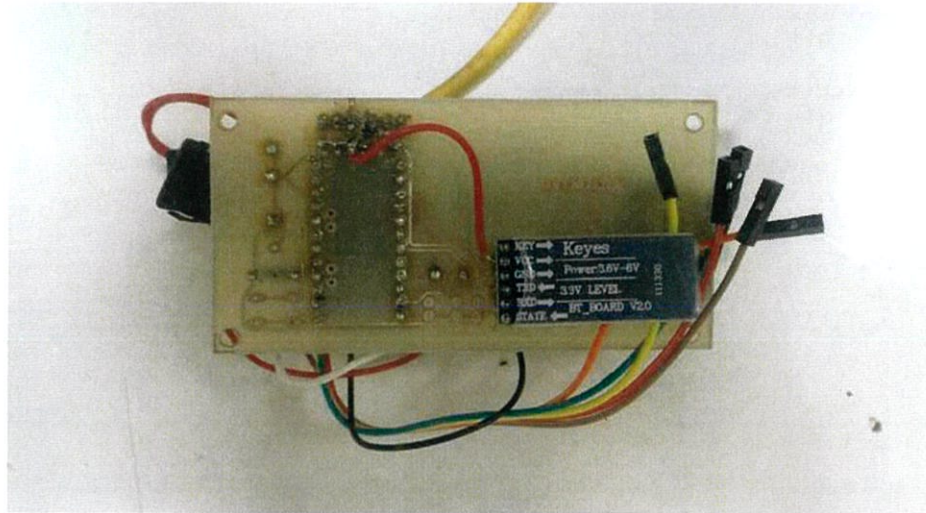


รูปที่ 3.34 บอร์ดหลังการจัดเส้นทางเรียบร้อยแล้ว

เมื่อเดินลายเส้นเสร็จเรียบร้อยแล้วจะได้ขนาดบอร์ดประมาณ กว้าง 1.8 นิ้ว ยาว 3.55 นิ้ว จากนั้นทำการกัดลายปรินต์ลงบน Epoxy 2 หน้า



รูปที่ 3.35 บอร์ดภายหลังการใส่อุปกรณ์แล้ว (ด้านหน้า)



รูปที่ 3.36 บอร์ดภายหลังการใส่อุปกรณ์แล้ว (ด้านหลัง)

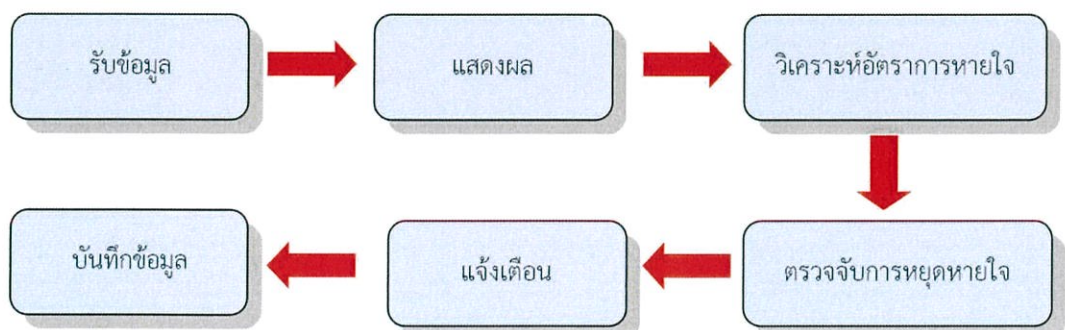
3.2 ส่วนโปรแกรมแสดงผล

ส่วนโปรแกรมแสดงผลนั้นถูกแบ่งออกเป็น

- 1) แสดงผลผ่านคอมพิวเตอร์
- 2) แสดงผลผ่านแอปพลิเคชันในแอนดรอยด์

3.2.1 แสดงผลผ่านคอมพิวเตอร์

เนื่องจาก LabVIEW™ ใช้ลักษณะการเขียนแบบ Block Diagram เป็นการง่ายที่จะทำความเข้าใจและนำไปพัฒนาใช้ต่อไปได้ การเขียน Flow Chart ของ LabVIEW™ ก็คือการเขียนโปรแกรมนั่นเองซึ่งเป็นการลดขั้นตอนการทำงานลงไปได้เป็นอย่างมากแม้ว่าการเขียนโปรแกรมใน LabVIEW™ ไม่จำเป็นต้องมีความรู้ด้านการเขียนโปรแกรมใดๆ มาก่อนเลย แต่การมีความรู้ด้านการเขียนโปรแกรมหรือใช้โปรแกรมสำเร็จรูปอื่นๆ จะสามารถนำมาใช้ประโยชน์ได้เป็นอย่างดี



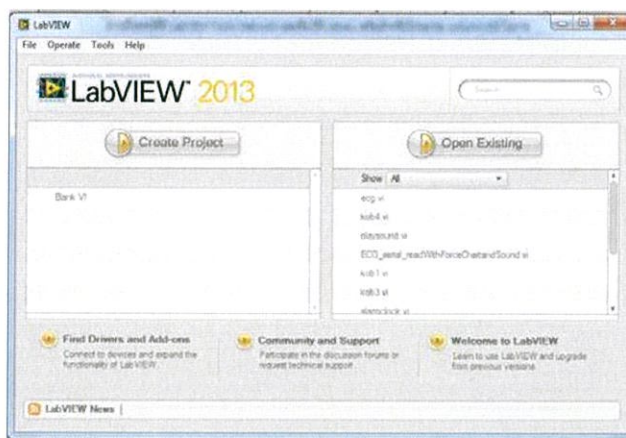
รูปที่ 3.37 แผนผังการทำงานโดยรวมของส่วนแสดงผล

3.2.1.1 การเชื่อมต่อโปรแกรมกับไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino

โปรแกรม LabVIEW™ เพื่อเชื่อมต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์ทุกตระกูลโดยผ่านซอฟต์แวร์ไลบรารี NI-VISA ทาง COM Port หรือพอร์ตอนุกรม จะแบ่งออกเป็นสองส่วนดังนี้

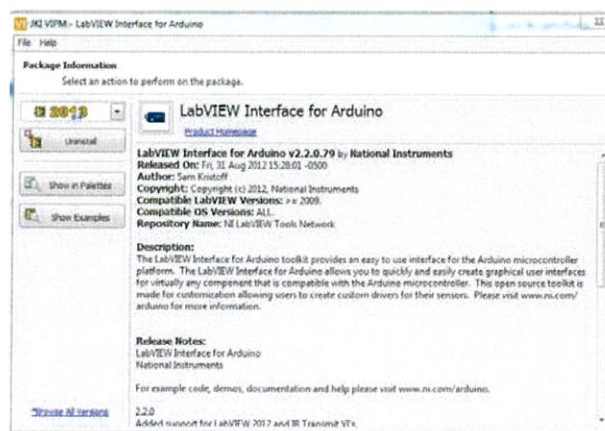
1. โปรแกรมแสดงผลบน LabVIEW™ ทำงานอยู่บนระบบ Windows

1) ลงโปรแกรม LabVIEW™ ผู้วิจัยเลือกใช้ LabVIEW™ 2013 (64-bit) และโปรแกรม NI-VISA เพื่อใช้เป็นการเชื่อมต่อโปรแกรมกับอุปกรณ์อื่น



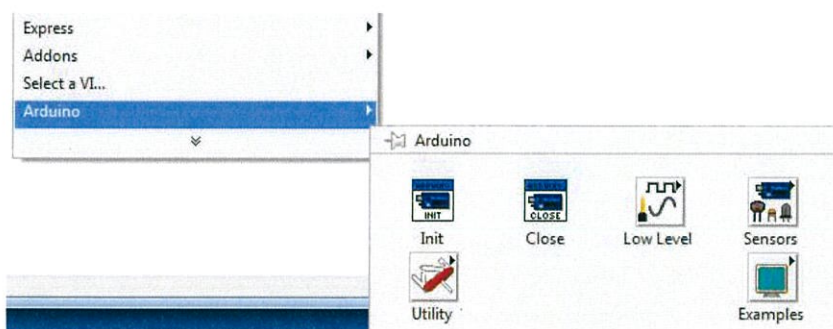
รูปที่ 3.38 หน้าต่างเริ่มต้นโปรแกรม

2) ลงโปรแกรม VI Package Manager เพื่อเลือก LabVIEW™ Interface for Arduino แล้วทำการติดตั้ง



รูปที่ 3.39 หน้าต่างติดตั้งตัวเสริม

3) ทดสอบการใช้งานโดยเข้าไปเลือกไอคอน Arduino ในหน้า Block Diagram



รูปที่ 3.40 การเข้าไปเลือกไอคอนส่วน Arduino

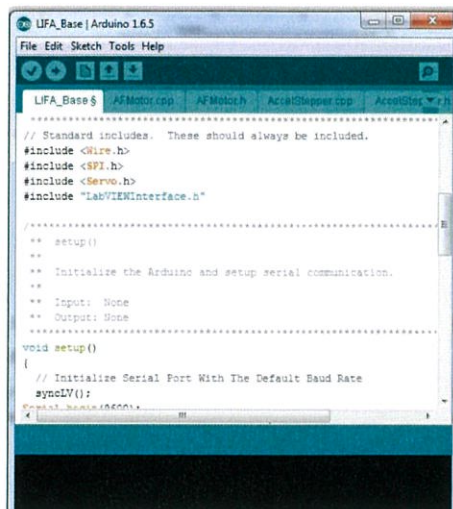
2. โปรแกรมเฟิร์มแวร์ทางฝั่งไมโครคอนโทรลเลอร์ในที่นี้จะใช้แพลตฟอร์ม Arduino Uno เพราะง่ายต่อผู้เริ่มต้น

1) ติดตั้งโปรแกรม Arduino

2) กดเลือกคำสั่งโดยไปที่ C:\Program Files\National Instruments\LabVIEW™ 2013\vi.lib\LabVIEW™ Interface for Arduino\Firmware\LIFA_Base กดเลือกชุดคำสั่ง แล้วทำการประมวลชุดคำสั่งลงใน Arduino UNO

Name	Date modified	Type	Size
AccelStepper	28/10/2015 21:56	C++ Source	12 KB
AccelStepper	28/10/2015 21:56	H File	18 KB
AFMotor	28/10/2015 21:56	C++ Source	15 KB
AFMotor	28/10/2015 21:56	H File	2 KB
IRremote	28/10/2015 21:56	C++ Source	16 KB
IRremote	28/10/2015 21:56	H File	3 KB
IRremoteInt	28/10/2015 21:56	H File	4 KB
LabVIEWInterface	28/10/2015 21:56	H File	8 KB
LabVIEWInterface	28/10/2015 21:56	Arduino file	24 KB
LIFA_Base	14/11/2015 20:13	Arduino file	2 KB

รูปที่ 3.41 แสดง Application LIFA_BASE สำหรับเชื่อมต่อ Arduino กับ LabVIEW™

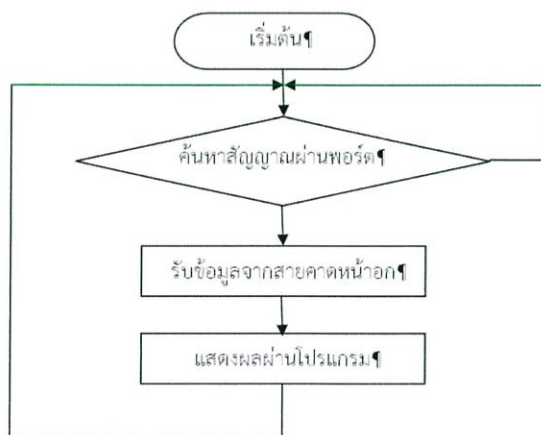


รูปที่ 3.42 ชุดคำสั่ง lifa base

ข้อดีของ Library LIFA_Base คือ ไม่จำเป็นต้องเขียนโค้ดอะไรเพิ่มเติม สามารถ compile บน LIFA_BASE ได้เลย

3.2.1.2 การแสดงผลผ่านโปรแกรม

LabVIEW™ จะมี Front Panel ซึ่งเปรียบเสมือนได้กับสิ่งที่ผู้ใช้จะเห็นและควบคุมการทำงานผู้ใช้สามารถสร้างรูปแบบขึ้นเองได้อย่างรวดเร็วเพราะ LabVIEW™ มีส่วนประกอบต่างๆ ที่ใช้สำหรับออกแบบหน้าจอมากมาย เช่นจอแสดงผลแบบ oscilloscope, ปุ่มหมุน (Dial) และ สวิตช์ เป็นต้น โดย LabVIEW™ จะแสดงผลและควบคุมการทำงานผ่านทางคอมพิวเตอร์















รูปที่ 3.43 การทำงานของโปรแกรมไมโครคอนโทรลเลอร์ของภาครับข้อมูล

การป้อนคำสั่งในโปรแกรมต้องทำการเขียน Block Diagram เป็นเสมือนกับ Source Code ของโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นด้วย LabVIEW™ ซึ่งปรากฏอยู่ในรูปของภาษา G โดย Block Diagram นี้จะถือว่าเป็น Executable Program คือสามารถที่จะทำงานได้ทันทีและข้อดีอีกประการหนึ่งก็คือ LabVIEW™ จะมีการตรวจสอบข้อผิดพลาดของโปรแกรมตลอดเวลาทำให้โปรแกรมจะทำงานได้ก็ต่อเมื่อไม่มีข้อผิดพลาดในโปรแกรมเท่านั้นโดยผู้เขียนโปรแกรมสามารถที่จะดูรายละเอียดของข้อผิดพลาดแสดงให้เห็นได้ตลอดเวลาทำให้การเขียนโปรแกรมนั้นง่ายขึ้นส่วนประกอบภายใน Block Diagram จะประกอบด้วยฟังก์ชันค่าคงที่โปรแกรมควบคุมการทำงานหรือโครงสร้างจากนั้นในแต่ละส่วนเหล่านี้ซึ่งจะปรากฏอยู่ในรูปของ Block ทำการต่อสาย (wire) สำหรับ Block ที่เหมาะสมเข้าด้วยกันเพื่อกำหนดลักษณะการไหลของข้อมูลระหว่าง block เหล่านี้ทำให้ข้อมูลได้รับการประมวลผลตามที่ต้องการแสดง Block Diagram

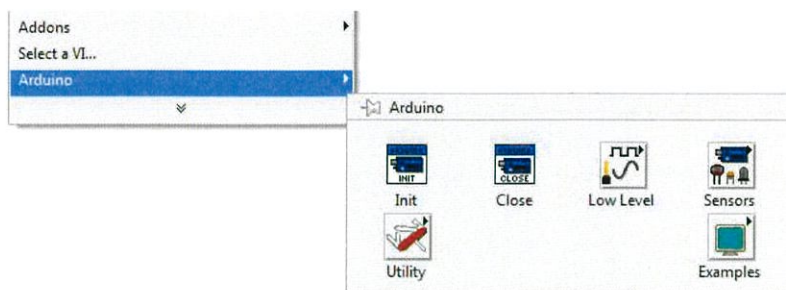
ส่วนประกอบภายใน Block Diagram จะประกอบด้วยฟังก์ชันค่าคงที่โปรแกรมควบคุมการทำงานหรือโครงสร้าง การต่อสาย (wire) สำหรับ Block ที่เหมาะสมเข้าด้วยกันเพื่อกำหนดลักษณะการไหลของข้อมูลระหว่าง block เหล่านี้ทำให้ข้อมูลได้รับการประมวลผลตามที่ต้องการ

การต่อสาย (wire) คือการเชื่อมต่อการรับ - ส่งข้อมูลระหว่าง terminal หรือ node ต่างๆที่มีใน Block Diagram นี้เข้าด้วยกันโดย wires นี้จะเป็นการกำหนดเส้นทางของข้อมูลว่าเมื่อออกจาก terminal หนึ่งแล้วจะกำหนด การไหลข้อมูลไปที่ node ใดบ้างมีลำดับเป็นอย่างไรและสุดท้ายจะให้แสดงผลลัพธ์ที่ terminal ใด ซึ่งการเชื่อมต่อสายนี้จะทำให้เราเข้าใจถึงหลักการของ Data Flow Programming ได้ดีขึ้นซึ่งลักษณะต่างๆ ของเส้นจะมีรูปแบบและสีที่แตกต่างกันไปกันขึ้นอยู่กับชนิดของข้อมูล ซึ่งการเชื่อมต่อที่ดีนั้นควรรู้ถึงลักษณะของข้อมูลที่จะเชื่อมต่อกัน ดังตารางด้านล่าง

ตารางที่ 3.2 แสดงลักษณะของเส้น Wires แบบต่างๆ

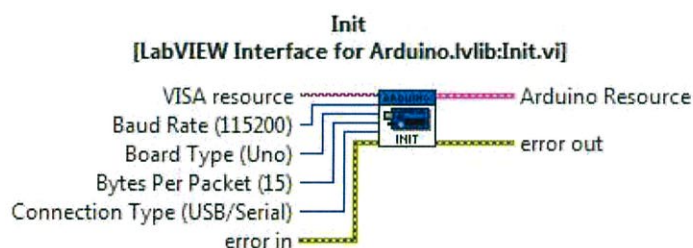
ชนิด	Scalars	1D Array	2D Array	สี
เลขทศนิยม				ส้ม
เลขจำนวนเต็ม				น้ำเงิน
บูลีน				เขียว
ตัวอักษร				ชมพู

Labview™ Interface for Arduino tool kit ซึ่งเป็นโปรแกรมเสริมให้กับ LabVIEW™ จะต้องเลือก tool block ให้เหมาะสมกับหน้าที่การทำงานของ pin ของ Arduino UNO (ขึ้นอยู่กับ การออกแบบ และการใช้งานโปรแกรม)



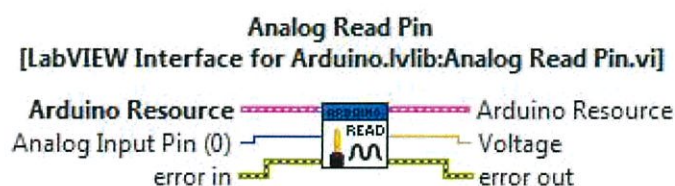
รูปที่ 3.44 ฟังก์ชันเชื่อมต่อกับ Arduino

ในการแสดงผลเป็นกราฟอย่างง่ายในโปรแกรมนั้น ในการเชื่อมต่อกับ Arduino ต้องกำหนดและตั้งค่าพอร์ตที่รับเข้ามาด้วยฟังก์ชัน Init ซึ่งจะต้องทำการกำหนดพอร์ตที่เชื่อมต่อ , Baud Rate ที่สัมพันธ์กับค่าที่กำหนดไว้ และ ชนิดของการเชื่อมต่อ



รูปที่ 3.45 รายละเอียดของฟังก์ชัน Init

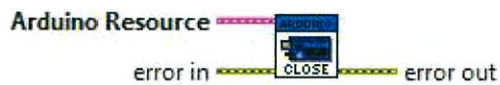
ต่อมาเป็นการรับค่าอนาลอกจาก Arduino โดยเลือกฟังก์ชัน Analog Read Pin แล้วทำการเชื่อมต่อกับพอร์ตตั้งค่าที่กำหนดไว้ตอนแรก ที่ฟังก์ชันนี้ทำการ กำหนดพินที่สัญญาณอนาลอก (A0-A5) เข้ามาด้วย พอร์ตที่เลือกใช้ในการศึกษาครั้งนี้คือ A0



รูปที่ 3.46 รายละเอียดของฟังก์ชัน Analog Read Pin

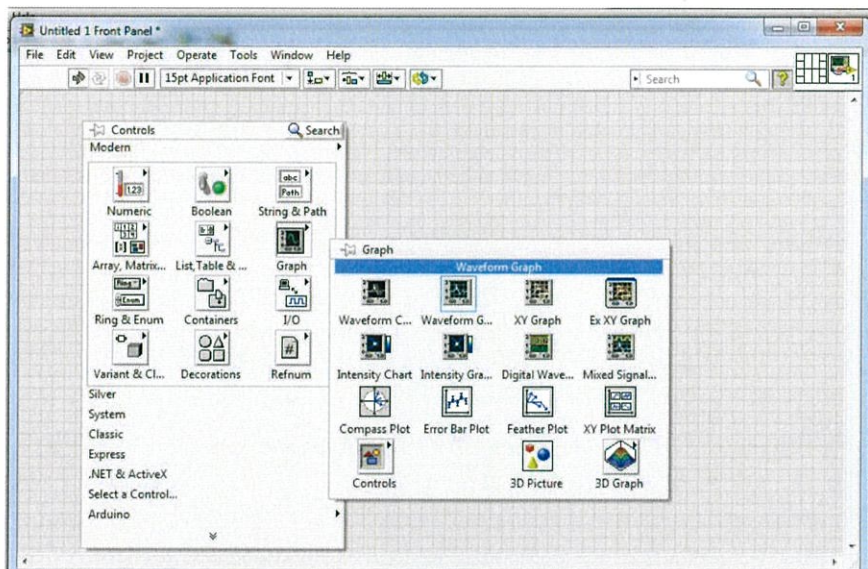
เมื่อรับค่าแล้วก็ต้องทำการปิดพอร์ตด้วยคำสั่ง close ในการเขียน Block Diagram นั้น ถ้ามีการเปิดพอร์ตด้วยคำสั่ง Init แล้ว ต้องมีการปิดพอร์ตด้วยคำสั่ง Close เสมอ

Close [LabVIEW Interface for Arduino.lvlib:Close.vi]

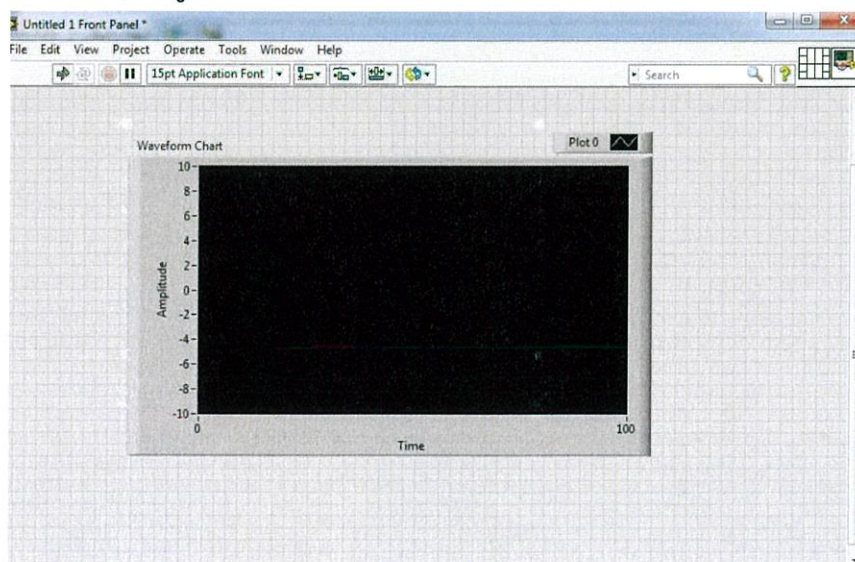


รูปที่ 3.47 รายละเอียดของฟังก์ชัน Close

ในหน้า front panel ที่ต้องการแสดงกราฟของค่าที่รับมา ทำการเพิ่มฟังก์ชัน Waveform Chart

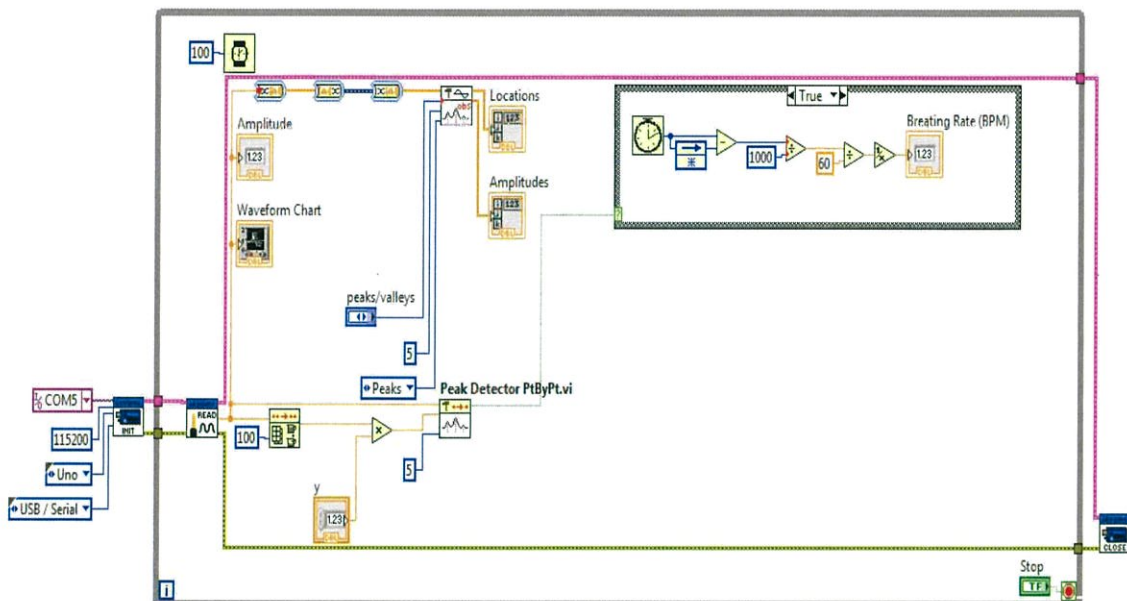


รูปที่ 3.48 การเลือกฟังก์ชัน Waveform Chart

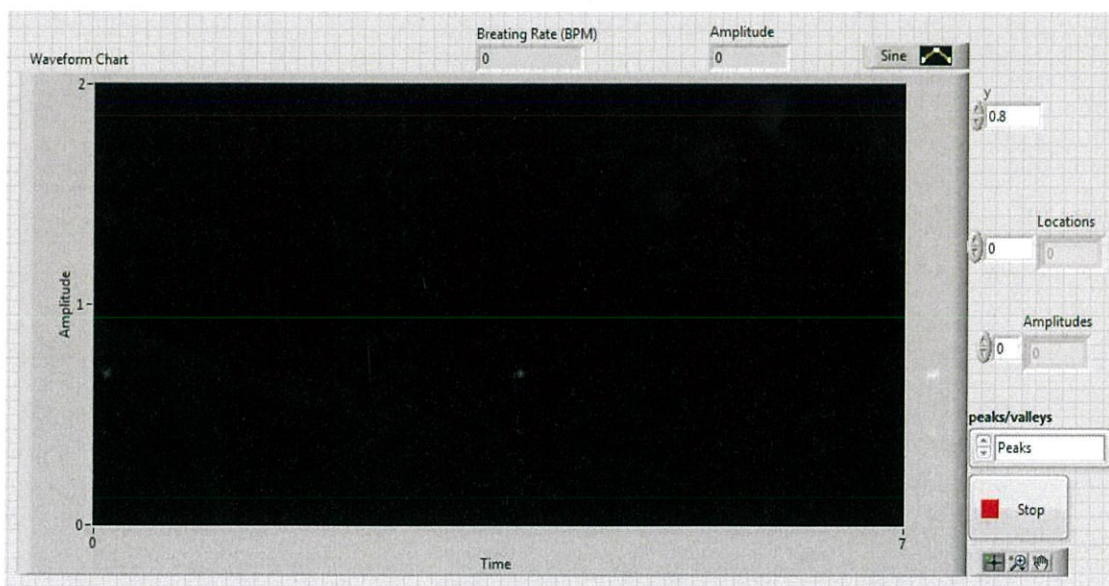


รูปที่ 3.49 Waveform Chart ในหน้า front panel

จากนั้นทำการเพิ่มปุ่มกดหยุด และตกแต่งหน้าตาต่าง front panel

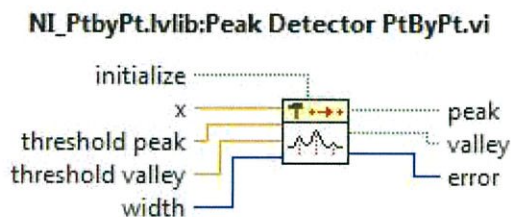


รูปที่ 3.50 แสดงการเขียน Block Diagram สำหรับการเชื่อมต่อผ่าน USB Serial



รูปที่ 3.51 แสดง Front panel สำหรับการเชื่อมต่อแบบ Serial port

3.2.1.3 การแสดงอัตราการหายใจ

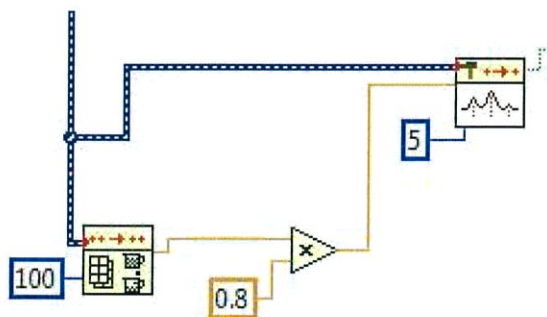


รูปที่ 3.52 รายละเอียดของฟังก์ชัน Peak Detector PtByPt

Peak Detector VI ใช้อาร์เรย์ของจุดที่เป็นตัวแทนของสัญญาณและหาตำแหน่ง (location), แอมพลิจูด (amplitude), ความกว้าง (width) และอนุพันธ์อันดับสอง (second derivatives) ของจุดยอด (peak) หรือแอ่ง (valley) ของสัญญาณ VI นี้มีพื้นฐานอยู่บนอัลกอริทึมที่เหมาะสมกับพหุนามกำลังสอง (quadratic polynomial) เรียงลำดับกลุ่มของจุดข้อมูล

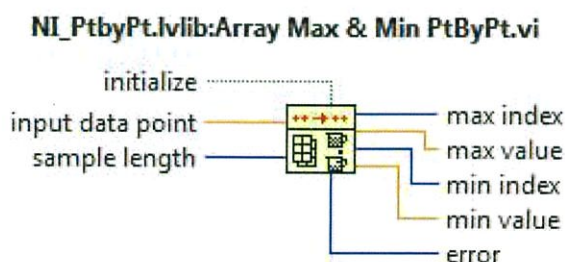
พารามิเตอร์ความกว้างกำหนดจำนวนของจุดต่อเนื่องเพื่อให้พอดีกับข้อมูลโดยใช้กำลังสองที่น้อยที่สุดสแควร์ (quadratic least square) เช่นความกว้างจะทำการควบคุมโดยประมาณของข้อมูลเมื่อต้องการค้นหาจุดยอด หากข้อมูลที่มีสิ่งรบกวนที่ต้องการให้เรียบมากขึ้น (โดยเฉพาะอย่างยิ่งมีความกว้างขนาดใหญ่) ข้อเสียของการกำหนดความกว้างขนาดใหญ่นั้นคือตำแหน่ง (และค่า) ของจุดยอดที่ตรวจพบอาจกลายเป็นมีความแม่นยำน้อย VI นี้มีสิ่งที่สามารถกำหนดเพิ่มเพื่อเพิ่มความแม่นยำได้ นั่นคือ เทรสโฮลด์ (threshold) จะเป็นสิ่งกำหนดที่จะไม่สนใจจุดยอดและแอ่งที่มีขนาดเล็กเกินไป VI นี้จะละเว้นจุดยอดที่มีแอมพลิจูดน้อยกว่าเทรสโฮลด์ และ VI นี้จะละเว้นแอ่งที่มีความโค้งเกินเทรสโฮลด์

สำหรับสัญญาณเคลื่อนไหวเร็วและการติดตามสัญญาณดีขึ้น ควรใช้ความกว้าง 3 เป็นอย่างน้อย หากกำหนดแคบเกินไปอาจนำไปสู่ข้อผิดพลาดได้ ก็ควรเพิ่มความกว้างมากขึ้น แต่ก็อาจทำให้การตรวจหาจุดยอดไม่ดีเหมือนเดิม สำหรับสัญญาณที่ช้ากว่าและมีสิ่งรบกวนมากสามารถขยายความกว้างได้ แต่ไม่ควรเพิ่มเกินครึ่งความกว้างของจุดยอดหรือแอ่งนั้น



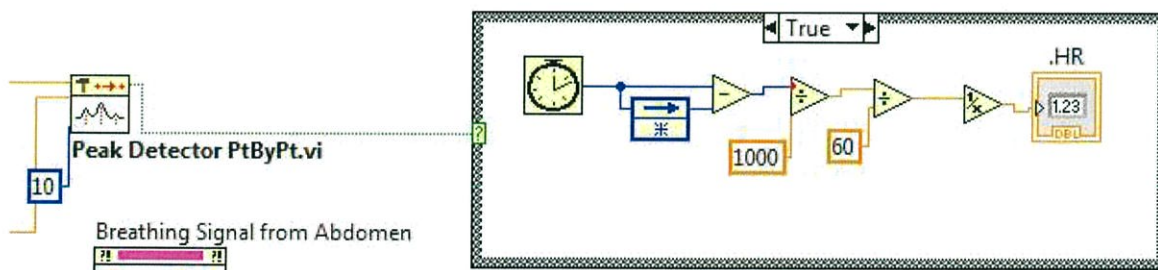
รูปที่ 3.53 Block Diagram กำหนดเทรสโฮลด์

โดยการกำหนดเทรสโพลด์นั้นจะถูกกำหนดอีกทีจาก VI ที่เรียกว่า Array Max & Min PtByPt ซึ่งมีการทำงานคือจะหาค่าสูงสุดและต่ำสุดของข้อมูลที่ป้อนเข้าที่ถูกกำหนดโดยขนาดตัวอย่าง (sample length) เมื่อผ่านฟังก์ชันนี้จะนำค่าสูงสุด (max value) มากำหนดเป็นจำนวนเท่าของค่าสูงสุด ซึ่งการกำหนดจำนวนเท่านี้คือการใช้ฟังก์ชันคุณนั่นเอง

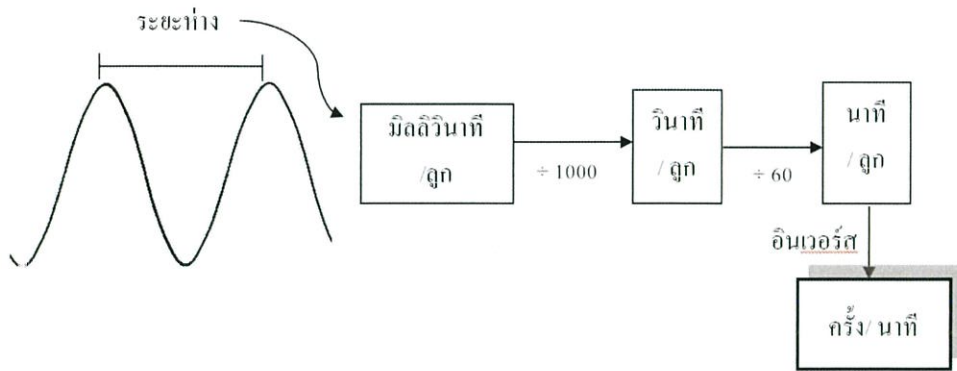


รูปที่ 3.54 รายละเอียดของฟังก์ชัน Array Max & Min PtByPt

ต่อมาเป็นการคำนวณจุดยอดออกมาเป็นอัตราการหายใจ โดยจุดยอดที่ออกมาจากฟังก์ชัน Peak Detector PtByPt นั้นจะส่งค่าออกมาเป็นบุเลียนไปกำหนด case structure เมื่อมีการค้นหาจุดยอดได้แต่ละครั้งจะมีการจับเวลาระยะห่างระหว่างจุดยอด นำมาหาร 1000 ให้นำหน่วยออกมาเป็นวินาที หารด้วย 60 ออกมาเป็นนาที จากนั้นทำการอินเวอร์ส จะได้ออกมาเป็นจำนวนครั้งต่อนาที



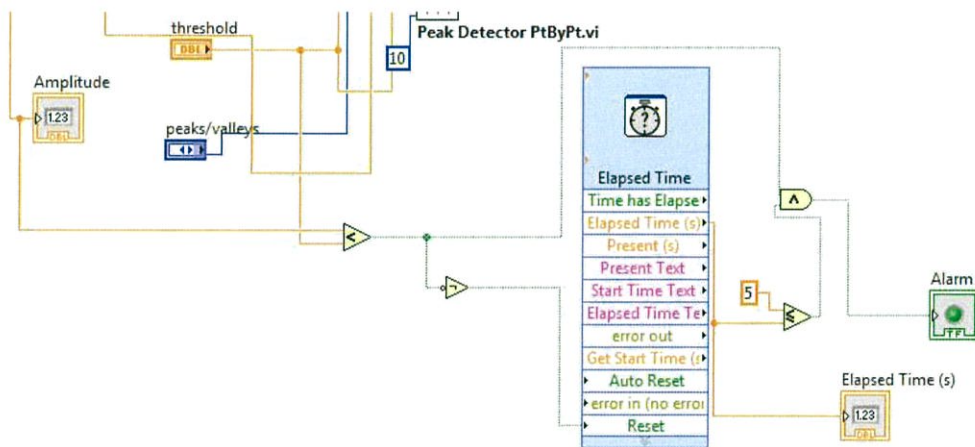
รูปที่ 3.55 แสดงแผนภาพการคำนวณอัตราการหายใจ



รูปที่ 3.56 แสดงแผนภาพการคำนวณอัตราการหายใจ

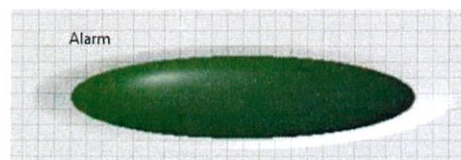
3.2.1.4 การแจ้งเตือนเมื่อหยุดหายใจ

ฟังก์ชันที่มีประโยชน์มากสำหรับผู้ป่วยที่มีภาวะหยุดหายใจขณะหลับ ซึ่งสามารถกำหนดระยะเวลาที่หยุดหายใจแล้วมีการแจ้งเตือนได้



รูปที่ 3.57 Block Diagram การแจ้งเตือนเมื่อหยุดหายใจ

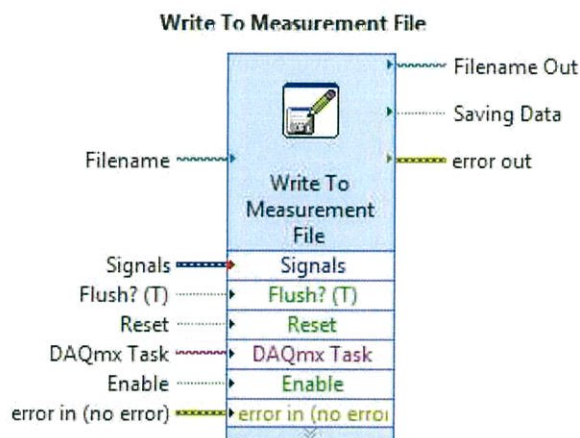
เมื่อสัญญาณที่มีแอมพลิจูดไม่ถึงเทรสโฮลด์มากกว่าเวลาที่ตั้งไว้ที่ Elapsed Time ซึ่งในที่นี้ตั้งไว้ที่ 5 วินาที จะเกิดการแจ้งเตือนขึ้นที่ หน้า front panel โดยไฟแอลอีดีจะสว่างขึ้น



รูปที่ 3.58 การแจ้งเตือนขึ้นที่ หน้า front panel

3.2.1.5 การบันทึกข้อมูล

การบันทึกข้อมูลมีความสำคัญมากในการนำข้อมูลไปวิเคราะห์หรือวินิจฉัยว่าผู้ทดลองมีความผิดปกติหรือไม่ โดยสิ่งที่จะบันทึกคืออัตราการหายใจ

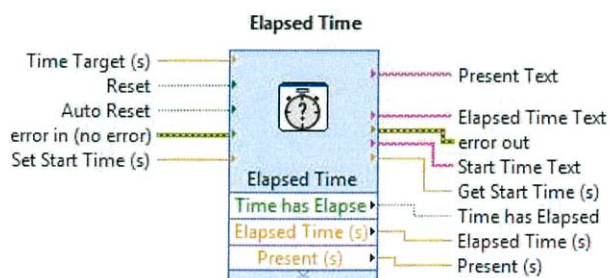


รูปที่ 3.59 รายละเอียดของ VI Write To Measurement File

VI นี้จะทำการบันทึกข้อมูลลงในไฟล์นามสกุลต่างๆ เช่น .lvm, .tdm .tdms หรือ Microsoft Excel (.xlsx) ซึ่งสามารถตั้งค่าชื่อไฟล์และสถานที่ที่จะเก็บไฟล์ได้ที่ front panel

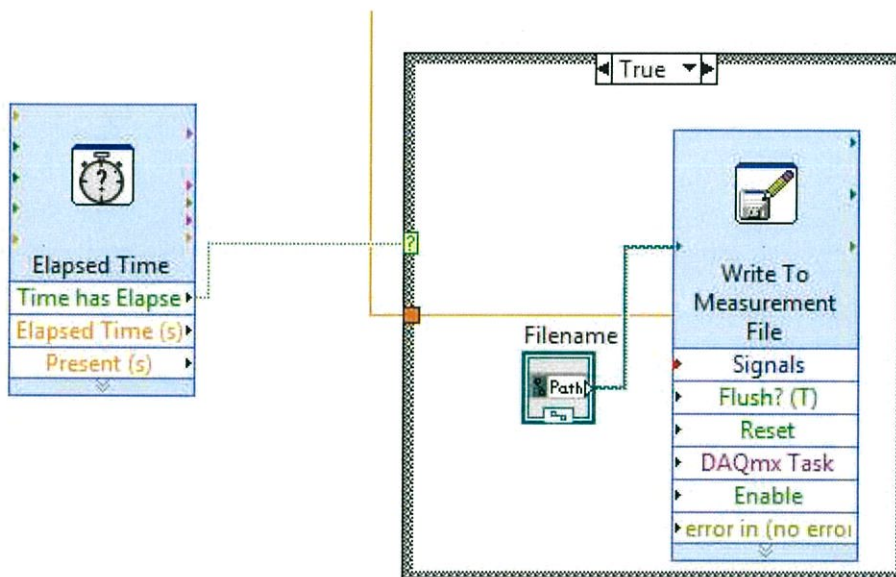


รูปที่ 3.60 Write To Measurement File ที่ front panel



รูปที่ 3.61 รายละเอียดของ VI Elapsed Time

VI Elapsed Time นี้ทำหน้าที่นับเวลาถอยหลังตามระยะเวลาที่กำหนดไว้ แล้วทำการรีเซ็ตเมื่อครบเวลา และทำซ้ำอย่างนี้ไปเรื่อยๆ



รูปที่ 3.62 การบันทึกข้อมูล

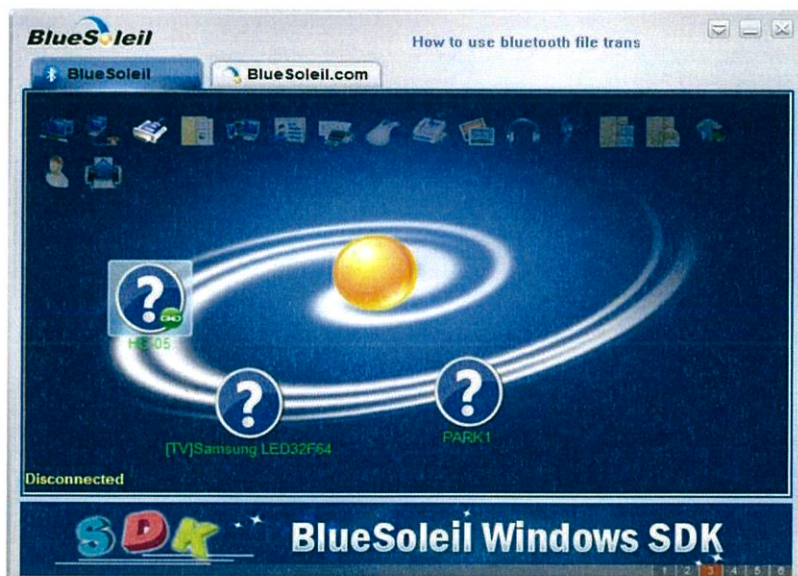
เมื่อ Elapsed Time นับเวลาถอยหลังตามเวลาที่ตั้งไว้ ในที่นี้คือ 5 วินาที จะส่งสัญญาณไปถึง case structure เมื่อมีการส่งไปว่าครบ 5 วินาทีแล้ว VI Write To Measurement File จะทำการบันทึกข้อมูลลงในไฟล์ที่ตั้งค่าไว้ที่ front panel นั้นเอง

3.2.1.5 รหัสคำสั่ง

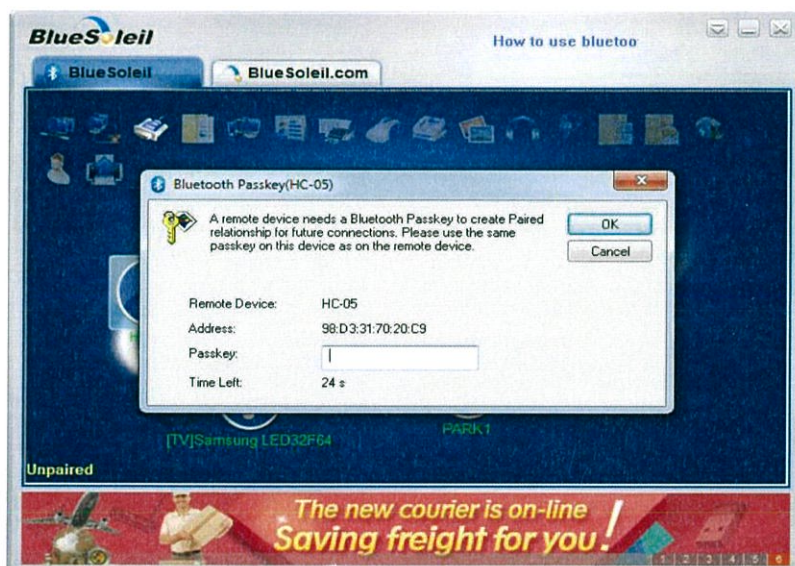
ในส่วนของการเขียนโค้ดนั้น จะแบ่งการทดลองเป็น 2 ช่วงคือ ช่วงของการส่งข้อมูลแบบผ่านสาย USB Serial port และช่วงการส่งข้อมูลแบบ wireless โดยใช้ Library ของ SoftwareSerial มีการออกแบบระบบ Alarm เมื่อผู้ป่วยหยุดหายใจซึ่งตั้งเป็นค่า Default ไว้ที่ 10 วินาที

3.2.1.6 การเชื่อมต่อไร้สายด้วยบลูทูธ

โค้ดทดลองข้างต้นใช้ Vibration motor เป็นตัวแจ้ง Alarm ส่วนหนึ่งเพื่อให้ผู้ป่วยรับรู้การสั่นและให้ตื่นขึ้นได้ ในส่วนของ Function bluetooth.print (FSRV) นั้น จะทำหน้าที่ส่งค่า Analog ที่รับจากเซ็นเซอร์ส่งไปที่โปรแกรม LabVIEW™ ผ่านโมดูลบลูทูธ เป็นการส่งสัญญาณแบบไร้สาย ซึ่ง Port ที่ใช้ส่งสัญญาณนั้นจะแตกต่างกันไปในแต่ละเครื่อง ในการค้นหา port ของบลูทูธนั้นสามารถค้นหาได้ที่ Device Manager > Ports > Bluetooth Port หรือใช้โปรแกรม BlueSoleil ซึ่งเป็นโปรแกรมช่วยในการหาสัญญาณบลูทูธ



รูปที่ 3.63 แสดงหน้าต่างโปรแกรม BlueSoleil



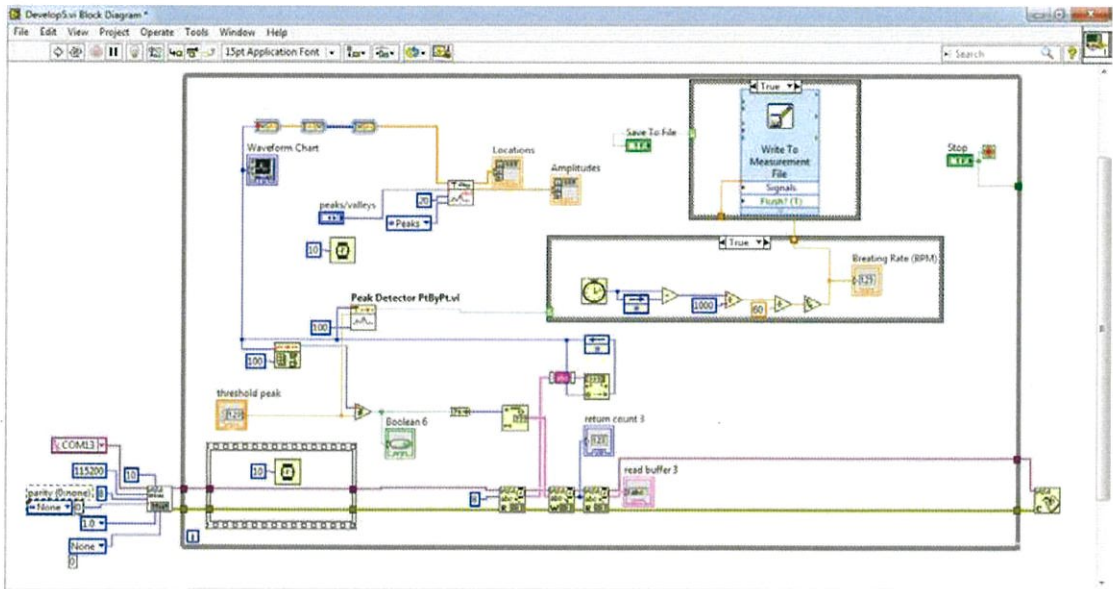
รูปที่ 3.64 แสดงการ PAIR Bluetooth passkey :1234



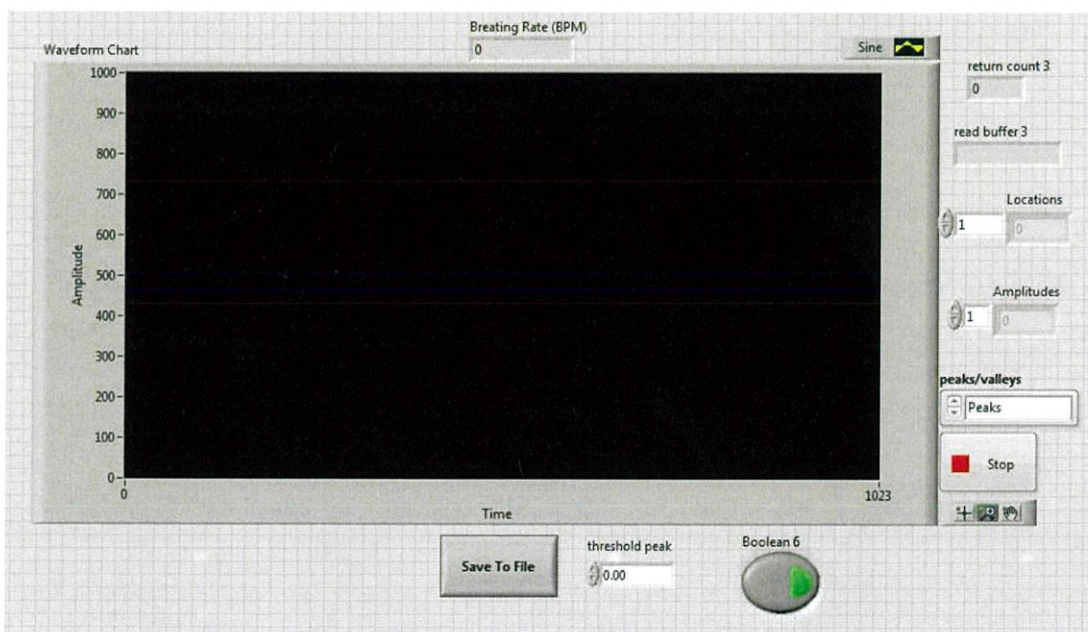
รูปที่ 3.65 แสดงการเชื่อมต่อ Port Bluetooth กับ PC

ในการค้นหาอุปกรณ์สามารถทำได้โดยการ คลิกขวาบนวงกลมตรงจุดกึ่งกลาง > Search Device จากนั้นโปรแกรมจะเริ่มค้นหาอุปกรณ์บลูทูธที่อยู่ในรัศมีแล้วโชว์บนโปรแกรม จากนั้นทำการ PAIR อุปกรณ์กับบลูทูธบน PC โดยการเลือกอุปกรณ์ของเรา ในกรณีคือ HC05 คลิกขวา > PAIR รหัส default ที่ใช้ในการPAIR ของอุปกรณ์ HC05 คือ 1234 ในที่นี้อุปกรณ์บลูทูธของเราต้องอยู่ในสถานะ SLAVE เท่านั้นโปรแกรมจึงสามารถตรวจพบได้ สุดท้ายคือการเชื่อมต่อ Com Port โดยการคลิกขวาที่อุปกรณ์ > Search Services จะปรากฏข้อความ Connect Bluetooth Serial Port COM(xx) ทำการกด Connect เป็นอันเสร็จสิ้นการเชื่อมต่ออุปกรณ์กับ PC ของเรา ดูสัญญาณไฟกระพริบของ HC05 หากมีการกระพริบเป็นจังหวะที่ละ 2 ครั้ง แสดงว่าเชื่อมต่อเสร็จสมบูรณ์สามารถดูสัญญาณจากโปรแกรม LabVIEW™ ได้เลย

ในส่วนของการเชื่อมต่อผ่านบลูทูธนั้น จะใช้ Function VISA Serial แทน Function Arduino ข้อดีคือ สามารถแก้ไขโค้ดในส่วนของ Arduino IDE ได้ ไม่จำเป็นต้องใช้ Library เสริม นอกจาก SoftwareSerial เพื่อส่งข้อมูลผ่านพอร์ต Tx, Rx การเขียน Block Diagram ของ LabVIEW™ จะแตกต่างกันไม่มาก เนื่องจากข้อมูลที่ส่งผ่านบลูทูธมานั้นมีลักษณะเป็นเลขดิจิตอลขนาด 10 bit ตั้งแต่ 0 – 1023 ซึ่งต้องมีการ convert เป็น string ก่อน จากนั้นจึงเข้า Function ต่างๆเพื่อสร้างอัลกอริทึม Thresholding ได้



รูปที่ 3.66 แสดง Block Diagram สำหรับการเชื่อมต่อผ่านบลูทูธ



รูปที่ 3.67 แสดง Front panel สำหรับการเชื่อมต่อแบบบลูทูธ

3.2.2 การแสดงผลบนแอปพลิเคชันแอนดรอยด์

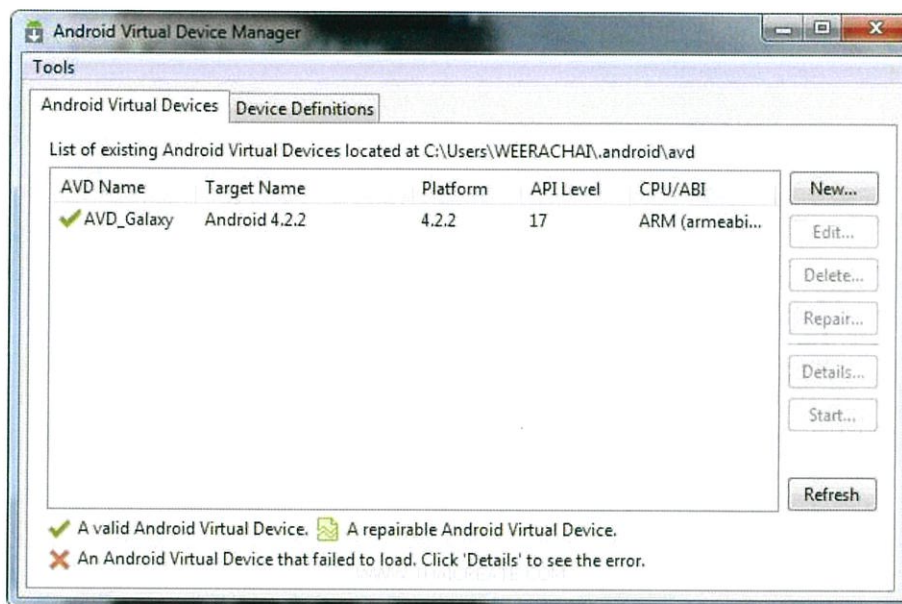
ในขั้นที่ 2 นั้นจะเปลี่ยนจากการแสดงผลบน LabView™ มาเป็นการแสดงผลบน Android Application โดยขั้นตอนการทำงานของส่วนโปรแกรม และเซ็นเซอร์ยังเหมือนเดิม วัตถุประสงค์เพื่อตอบสนองการใช้งานสำหรับผู้ที่ใช้เองที่บ้าน โดย application นั้น สามารถแสดงผลลักษณะกราฟ

การหายใจได้ รวมทั้งยังมีระบบ login เบื้องต้นเพื่อรองรับการพัฒนาในการเก็บข้อมูลรายบุคคลในอนาคต



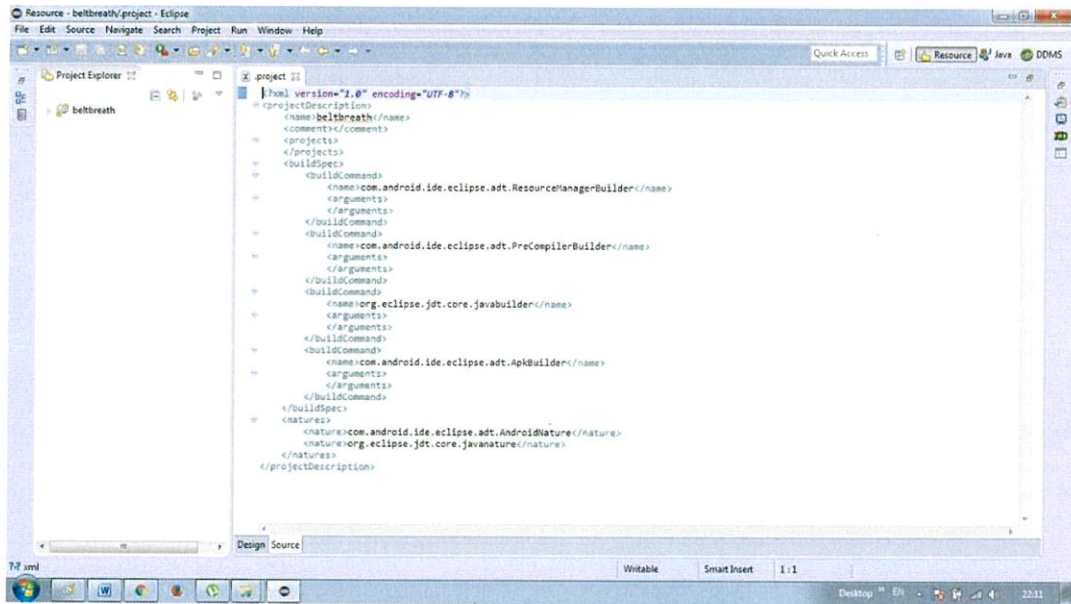
รูปที่ 3.68 สัญลักษณ์ของโปรแกรม ORACLE (ซ้าย) , Android Sdk (ขวา)

ในส่วนของ Software ที่ใช้ในการพัฒนา application ได้แก่ Eclipse โดยภาษาที่เขียนคือ ภาษา JAVA ในวิทยานิพนธ์เล่มนี้จะขอไม่อธิบายถึงวิธีการติดตั้งโปรแกรม แต่จะอธิบายในส่วนของ โครงสร้างการทำงาน และ โค้ดที่ใช้บางส่วน โดยส่วน support ที่สำคัญจำเป็นต้องติดตั้งนอกจาก โปรแกรม Eclipse ได้แก่ Oracle JDK, Android SDK และ AVD Manager แต่ละส่วนทำหน้าที่แตกต่างกันไป กล่าวคือ Oracle JDK คือ Java Development เป็นชุดของเครื่องมือ (tools) ที่ใช้ในการพัฒนาโปรแกรม JAVA หากไม่ทำการติดตั้งจะไม่สามารถ compile ได้ Android SDK คือ tools อีกตัวหนึ่งที่รวบรวม library ที่จำเป็นต่างๆเอาไว้ รวมถึง platform ของ android ที่เราต้องการใช้งานด้วย และ AVD Manager ย่อมาจาก Android Virtual Device คือ emulator ที่ใช้จำลองหน้าต่างโปรแกรมของเรานั้นเอง

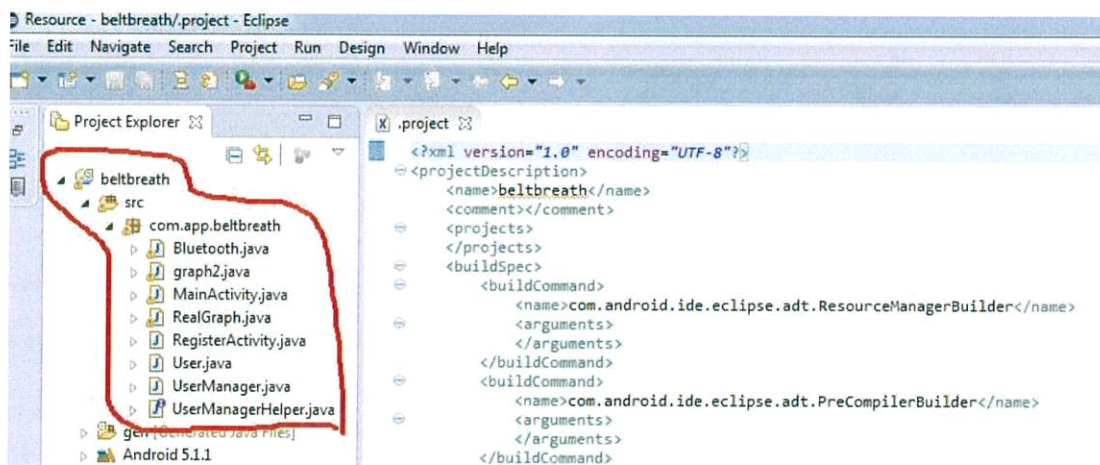


รูปที่ 3.69 แสดงภาพหน้าต่าง AVD Manager

เมื่อติดตั้งทุกอย่างเรียบร้อยแล้ว จะเข้าสู่กระบวนการในการเริ่มสร้าง project โครงสร้างหลัก การเขียน Eclipse สำหรับงานวิจัยชิ้นนี้มีอยู่ 4 ส่วน คือ Class, Layout, Android Manifest และ library กล่าวคือ Class ใช้สำหรับเขียนโค้ดทั้งหมดลงไปเพื่อให้โปรแกรมทำงานตามคำสั่งต่างๆ โดยใน class จะมีทั้ง object และ method มากมายรวมกัน Layout คือการเขียนโค้ดสำหรับสร้าง หน้าต่างของโปรแกรมของเรา หากหน้าต่างของเรามี event function ต่างๆ เช่น push button จำเป็นที่จะต้องสร้างการเชื่อมต่อกันระหว่าง push button บน layout ของเรา กับ คำสั่งใน Class เพื่อให้เกิด Activity ขึ้นเมื่อมีการกดปุ่ม การเชื่อมต่อนั้นใช้วิธีการกำหนด “id” ให้ตรงกัน ซึ่งจะกล่าว ในส่วนของกรณีศึกษาโค้ด ส่วน Android Manifest เป็นหน้าที่ใช้สำหรับประกาศ Activity ที่เรา สร้างขึ้นใหม่ ซึ่ง Activity นั้นก็หมายถึง Class นั้นเอง รวมถึงในการประกาศใช้ ฟังก์ชัน Bluetooth ก็จำเป็นต้องประกาศในหน้านี้ด้วยเหมือนกัน มิเช่นนั้นโปรแกรมของเราจะหยุดทำงานเมื่อ compile บน AVD สุดท้ายคือ library ทุกครั้งเมื่อเราสร้าง project ใหม่ขึ้นมา จะมี library พื้นฐานมาให้ คือ android-support v.4 (ปัจจุบันมีถึง v.7) แต่ในงานวิจัยชิ้นนี้จำเป็นต้องเพิ่ม library พิเศษสำหรับ สร้างกราฟเส้นเข้ามานั่นคือ GraphView 3.0 .jar (ต้องเป็นไฟล์ executable) มิเช่นนั้นจะไม่สามารถ import ฟังก์ชันที่เกี่ยวกับการสร้างกราฟได้



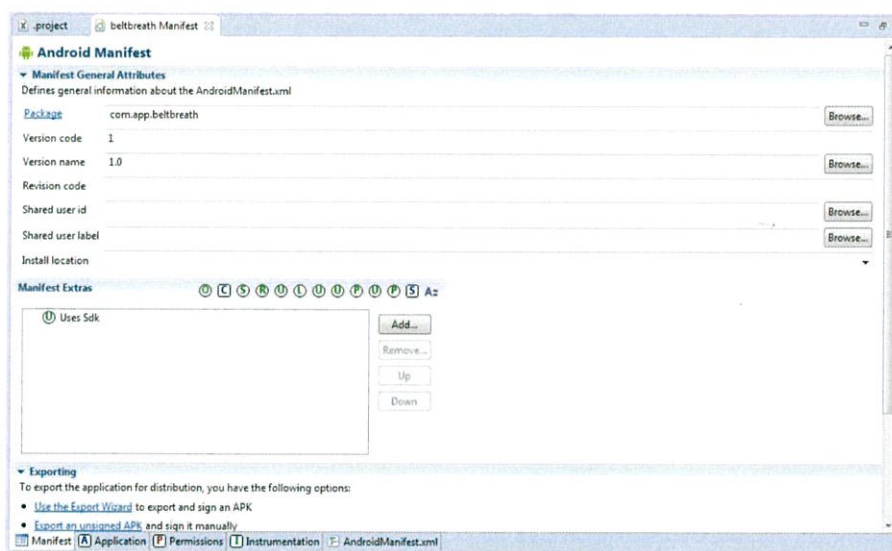
รูปที่ 3.70 แสดงหน้าต่างของโปรแกรม เมื่อสร้าง Project ครั้งแรก



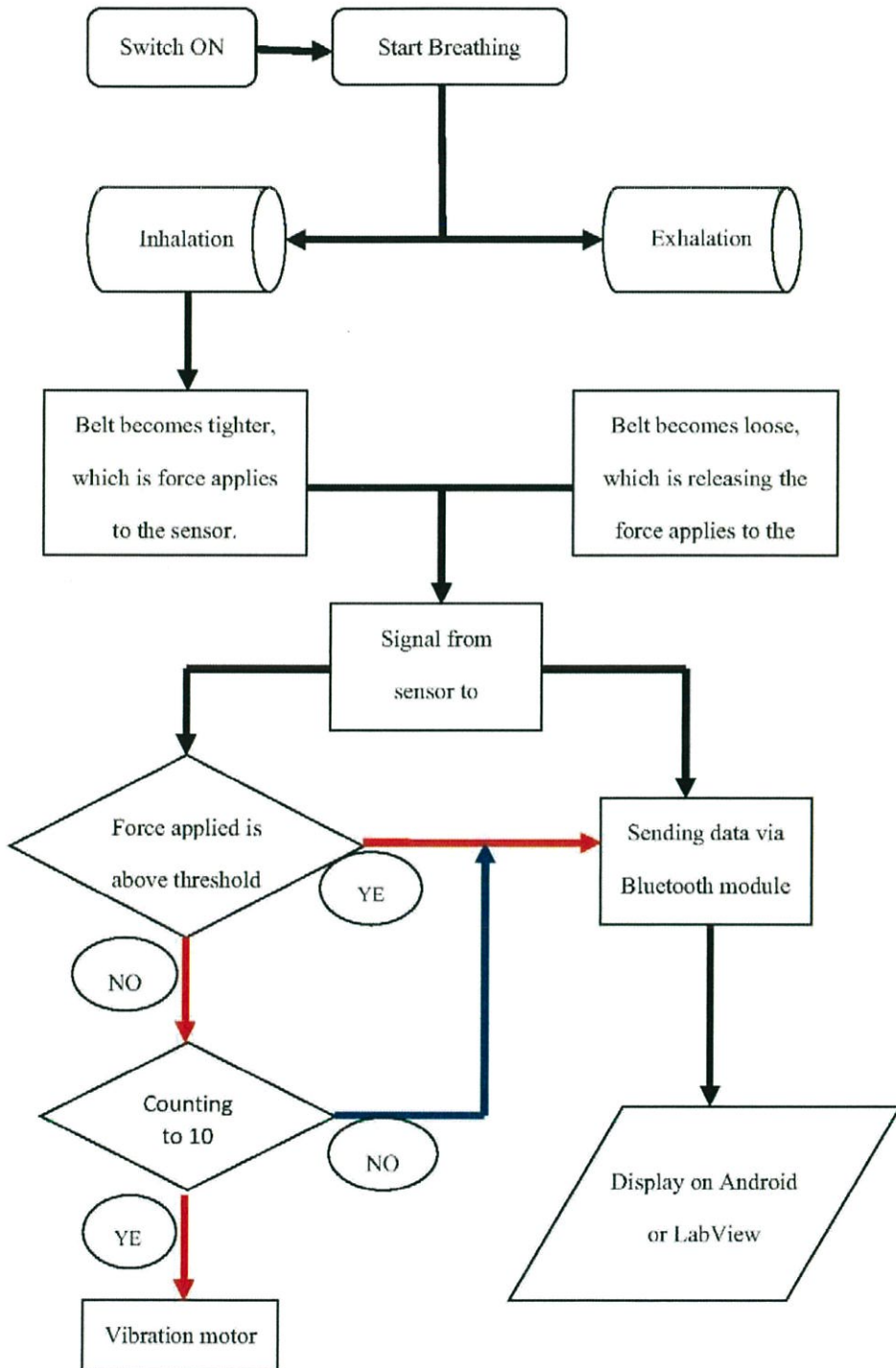
รูปที่ 3.71 แสดงตำแหน่งของ Class (project name > src > package name > classes)



รูปที่ 3.72 แสดงตำแหน่งของ Layout (res > layout > layout name.xml)

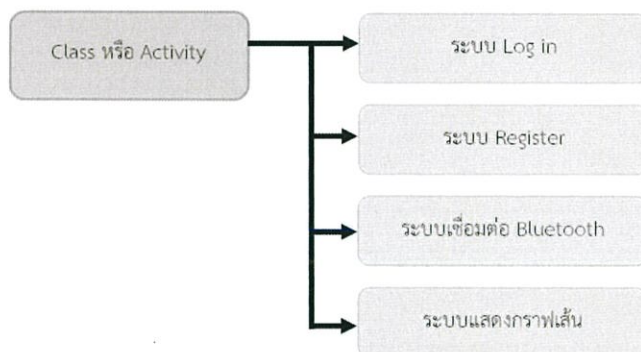


รูปที่ 3.73 แสดงหน้าต่าง Android Manifest (สามารถแก้ไข Activity ได้ที่ AndroidManifest.xml)



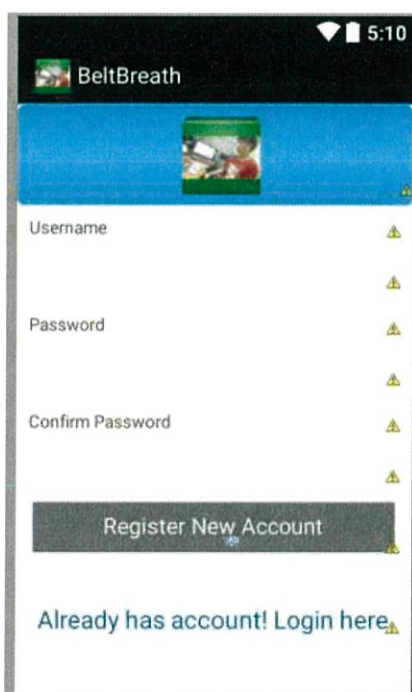
รูปที่ 3.74 แผนภาพรวมของการทำงานของอุปกรณ์

ในส่วนของ Class หรือ Activity นั้น มีอยู่ 4 ส่วนหลักๆด้วยกันได้แก่ ระบบ Log in, ระบบ Register, ระบบเชื่อมต่อ Bluetooth และ ระบบแสดงกราฟเส้น ซึ่งจะได้อธิบายโค้ดหลักๆดังนี้

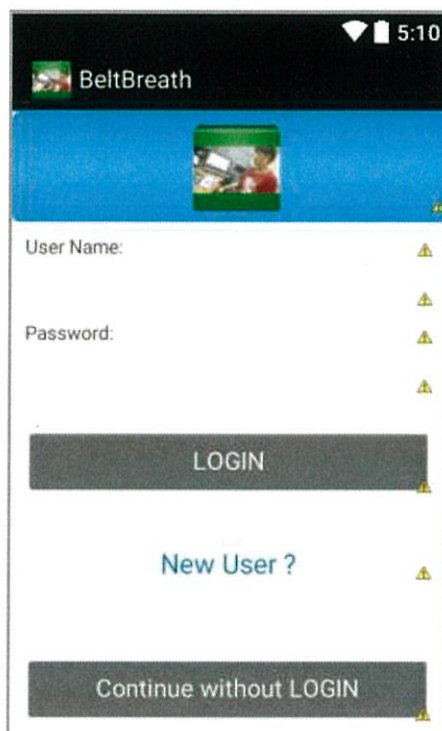


รูปที่ 3.75 ภาพรวมของ Class หรือ Activity

ส่วนนี้แสดง Text ที่เมื่อกดแล้วสามารถกลับไปยังหน้าแรกของ application หรือหน้า Login ได้



รูปที่ 3.76 แสดงหน้า layout ของ register



รูปที่ 3.77 แสดงหน้า Login

3.3 การทดลอง

3.3.1 การทดลองที่ 1 : ทดลองบนโปรแกรม NI LabView™

3.3.1.1 การเชื่อมต่อแบบมีสาย Serial Port

1) ทดสอบท่านั่ง (Sitting Position):

- ให้ผู้ทดลองนั่งบนเก้าอี้ในท่าที่สบายที่สุด มือทั้งสองข้างวางไว้บนหน้าขาทั้งสอง
 - หายใจออกให้เต็มที่แล้วค้างไว้ก่อน จากนั้นทำการคาดสายรัดบริเวณหน้าท้องบริเวณกระบังลมและคาดสายรัด BioPAC™ ที่บริเวณหน้าอก
 - ให้ผู้ทดลองนั่งหันหน้าออกจากหน้าจอคอมพิวเตอร์และให้หายใจเป็นปกติ
 - ผู้สังเกตการณ์เริ่มบันทึกผล โดยจับเวลา 3 นาที ให้ผู้ทดลองหายใจปกติไปเรื่อยๆ
 - ผู้สังเกตการณ์สั่งให้ผู้ทดลองหายใจออกและกลั้นหายใจไว้เป็นเวลา 5 วินาที และสังเกตผลที่ได้
 - ผู้สังเกตการณ์สั่งให้ผู้ทดลองหายใจเข้าเต็มที่และกลั้นหายใจไว้เป็นเวลา 5 วินาที และสังเกตผลที่ได้
 - เปรียบเทียบผลที่ได้ระหว่าง สายรัด BeltBreath และสายรัด BioPAC™
- ##### 2) ทดสอบท่านอนหงาย (Front Lining Position):
- หายใจออกให้เต็มที่แล้วค้างไว้ก่อน จากนั้นทำการคาดสายรัดบริเวณหน้าท้องบริเวณกระบังลมและคาดสายรัด BioPAC™ ที่บริเวณหน้าอก

บังลมและคาดสายรัด BioPAC™ ที่บริเวณหน้าอก

- ให้ผู้ทดลองนอนหงายในท่าที่สบาย ผ่อนคลายและหายใจตามปกติเป็นเวลา 3 นาที
- ผู้สังเกตการณ์สั่งให้ผู้ทดลองหายใจออกและกลั้นหายใจไว้เป็นเวลา 5 วินาที และสังเกตผลที่ได้
- ผู้สังเกตการณ์สั่งให้ผู้ทดลองหายใจเข้าเต็มที่และกลั้นหายใจไว้เป็นเวลา 5 วินาที และสังเกตผลที่ได้
- เปรียบเทียบผลที่ได้รับระหว่าง สายรัด BeltBreath และสายรัด BioPAC™

3) ทดสอบท่านอนตะแคง (On One's Side Position)

- หายใจออกให้เต็มที่แล้วค้างไว้ก่อน จากนั้นทำการคาดสายรัดบริเวณหน้าท้องบริเวณกระบังลมและคาดสายรัด BioPAC™ ที่บริเวณหน้าอก
- ให้ผู้ทดลองนอนตะแคงด้านซ้ายในท่าที่สบาย ผ่อนคลายและหายใจตามปกติเป็นเวลา 3 นาที
- ผู้สังเกตการณ์สั่งให้ผู้ทดลองหายใจออกและกลั้นหายใจไว้เป็นเวลา 5 วินาที และสังเกตผลที่ได้
- ผู้สังเกตการณ์สั่งให้ผู้ทดลองหายใจเข้าเต็มที่และกลั้นหายใจไว้เป็นเวลา 5 วินาที และสังเกตผลที่ได้
- เปรียบเทียบผลที่ได้รับระหว่าง สายรัด BeltBreath และสายรัด BioPAC™

3.3.1.2 การเชื่อมต่อและส่งข้อมูลแบบไร้สาย (Wireless Bluetooth)

- ทำซ้ำการทดลองที่ 1.1.1, 1.1.2 และ 1.1.3 เหมือนเดิมทุกประการ

3.3.2 การทดลองที่ 2 : ทดลองบน Android Application

- เชื่อมต่อสัญญาณไร้สายระหว่างอุปกรณ์กับ Application บนโทรศัพท์มือถือ
- ทำการทดลอง 3 position ตามการทดลองที่ 1.1.1, 1.1.2 และ 1.1.3 โดยใช้ผู้ทดลองคนเดียวกับการทดลองที่ 1
- ทำการทดลองซ้ำโดยเพิ่มระยะห่างระหว่างตัวผู้ทดลองกับโทรศัพท์มือถือ

3.3.3 การทดลองที่ 3 : ทดสอบอุปกรณ์กับ Respiratory Simulator

- ต่ออุปกรณ์กับเครื่อง Simulator โดยใช้วิธีต่อสาย Serial Port และแสดงผลบน NI LabView™
- ตั้งความถี่ที่ 12Hz

- เริ่มทำการทดสอบ โดยเปรียบเทียบความถี่ที่ได้จากอุปกรณ์ กับความถี่ของเครื่อง Simulator ที่แสดงบน Digital Oscilloscope ทดสอบเป็นเวลา 30 วินาที
- ปรับจำนวนรอบ 3 ค่า
- ทำการทดสอบซ้ำโดยเปลี่ยนมาใช้ในการเชื่อมต่อแบบ Wireless Bluetooth แสดงผลบน NI LabView™
- ทำการทดสอบซ้ำโดยเปลี่ยนมาใช้ในการแสดงผลบน Android Application บน โทรศัพท์มือถือ
- บันทึกผล

3.3.4 การบันทึกผลการทดลอง

เพศ : _____ อายุ : _____ ปี น้ำหนัก : _____ กก. ส่วนสูง : _____ เซนติเมตร
 ออกกำลังกายเป็นประจำหรือไม่ ? : ใช่ / ไม่ใช่ *ถ้าตอบใช่* สัปดาห์ละกี่วัน _____ วันละกี่
 นาที _____

เคยมีภาวะ Sleep Apnea หรือไม่ ? : มี / ไม่มี

ตารางที่ 3.3 ตารางบันทึกผลการทดลอง

ตาราง ที่ 3.3	Random Subjects									
	S1 (60 s. AVR.)		S2 (60 s. AVR.)		S3 (60 s. AVR.)		S4 (60 s. AVR.)		S5 (60 s. AVR.)	
Positio ns	Belt Breath (BPM)	BioPac (BPM)	Belt Breath (BPM)	BioPac (BPM)	Belt Breath (BPM)	BioPac (BPM)	Belt Breath (BPM)	BioPac (BPM)	Belt Breath (BPM)	BioPac (BPM)
Sit P.										
Sleep P.										
Hold Breath 10 secon ds	ALARM		ALARM		ALARM		ALARM		ALARM	
	YES	NO	YES	NO	YES	NO	YES	NO	YES	NO

บทที่ 4

ผลการทดลองและอภิปรายผล

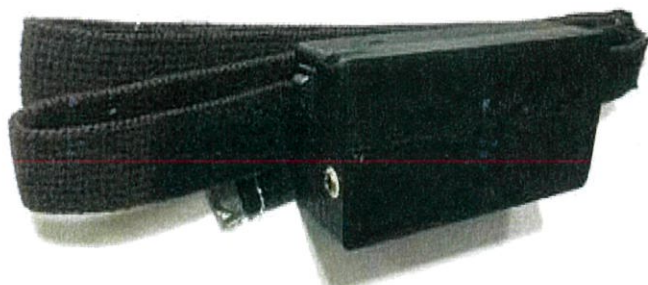
การทดลองอุปกรณ์วัดการหายใจแบบสายรัดเพื่อตรวจจับการหยุดหายใจระหว่างหลับ นั้น ต้องทดสอบความสามารถของอุปกรณ์ในส่วนต่างๆ ได้แก่ ภาพรวมของอุปกรณ์ทั้งหมด ทดสอบการแสดงผลทั้งทางคอมพิวเตอร์และแอปพลิเคชันแอนดรอยด์ ทดสอบกับเครื่องจำลองการหายใจ และ ทดสอบกับอุปกรณ์วัดการหายใจในท้องตลาดคือ BIOPAC™ Respiratory Effort Transducer Part SS5LB ทดสอบการแจ้งเตือนเมื่อมีการหยุดหายใจเกิดขึ้น

4.1 ภาพรวมของอุปกรณ์

โดยรวมแล้วอุปกรณ์แบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ สายรัดส่วนเซนเซอร์ และ สายรัดส่วนส่งสัญญาณ โดยทั้งสองส่วนจะมีสายเชื่อมต่อกัน



รูปที่ 4.1 อุปกรณ์วัดการหายใจแบบสายรัดส่วนเซนเซอร์



รูปที่ 4.2 อุปกรณ์วัดการหายใจแบบสายรัดส่วนส่งสัญญาณ

ภายหลังการออกแบบอุปกรณ์แล้ว ผู้วิจัยได้ทดลองให้อาสาสมัครสวมใส่ เพื่อทดสอบความ สะดวกสบายของการสวมใส่



รูปที่ 4.3 อาสาสมัครทดลองสวมใส่อุปกรณ์(ด้านหน้า)

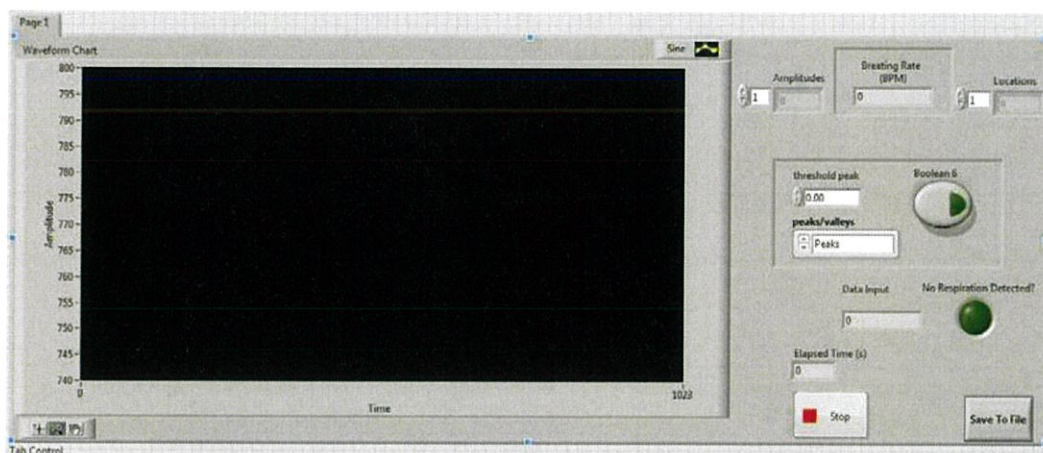


รูปที่ 4.4 อาสาสมัครทดลองสวมใส่อุปกรณ์(ด้านข้าง)

4.2 ทดสอบการแสดงผล

4.2.1 แสดงผลผ่านคอมพิวเตอร์

ส่วนของการแสดงผลผ่านคอมพิวเตอร์นั้นจะเป็นการแสดงผลผ่านโปรแกรม NI LabVIEW™



รูปที่ 4.5 หน้าต่างแสดงผลทาง NI LabVIEW™

ต่อมาทำการทดลองวัดการหายใจจริงแบบไร้สายผ่านการเชื่อมต่อบลูทูธ



รูปที่ 4.6 หน้าต่างแสดงผลทาง NI LabVIEW™

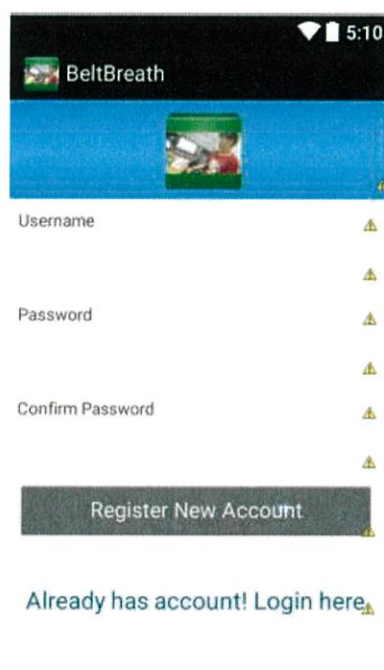
4.2.2 แสดงผลผ่านแอปพลิเคชันแอนดรอยด์

ในการทดสอบการแสดงผลผ่านแอปพลิเคชันแอนดรอยด์นั้นไม่มีอะไรซับซ้อน โดยรวมจะทดสอบว่าแอปพลิเคชันนั้นทำงานได้ดีหรือไม่

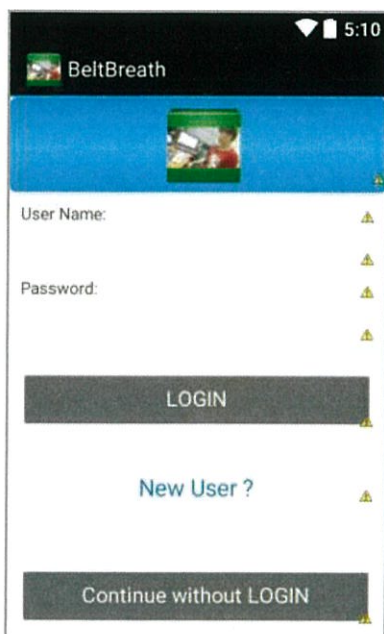


รูปที่ 4.7 การเข้าโปรแกรมจากระบบแอนดรอยด์

เมื่อเปิดโปรแกรมที่ผู้วิจัยพัฒนาขึ้น หน้าแรกจะพบกับระบบ Log in หากมีบัญชีอยู่แล้ว สามารถ Log in ได้เลย ถ้ายังไม่มีทำการ สมัครผู้ใช้ใหม่

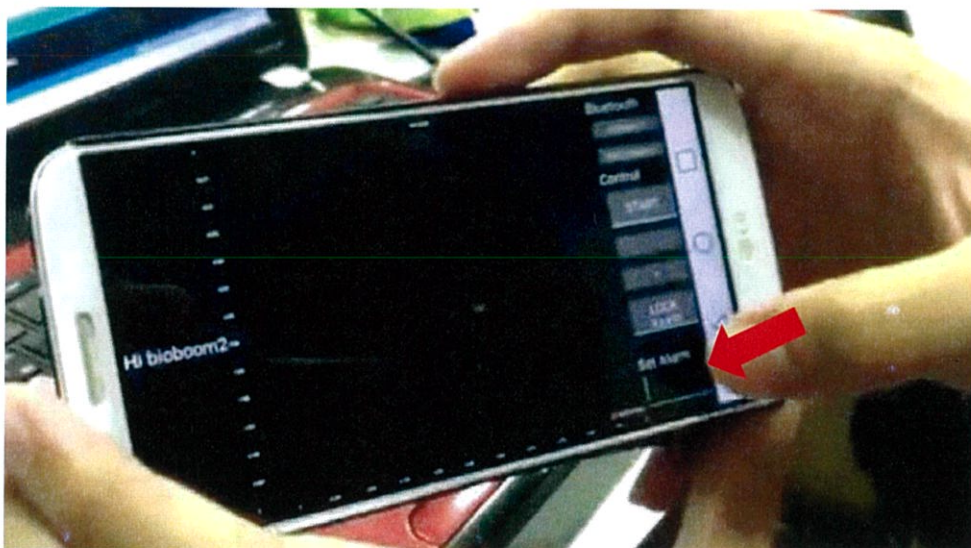


รูปที่ 4.8 หน้า register



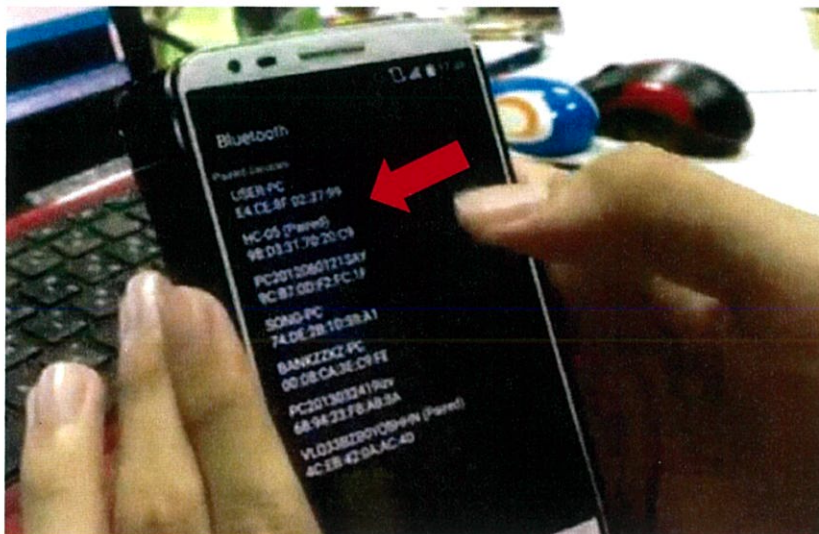
รูปที่ 4.9 แสดงหน้า Login

ต่อมาจะเข้าสู่หน้าจอแสดงผล ทำการปรับตั้งเวลาที่ต้องการให้แจ้งเตือน โดยเลือกที่ฟังก์ชัน SET ALARM



รูปที่ 4.10 เลือกที่ฟังก์ชัน SET ALARM

จากนั้นทำการเชื่อมต่อกับเข็มขัดโดยการเชื่อมต่อบลูทูธ เลือกชื่อบลูทูธที่ตั้งค่าไว้



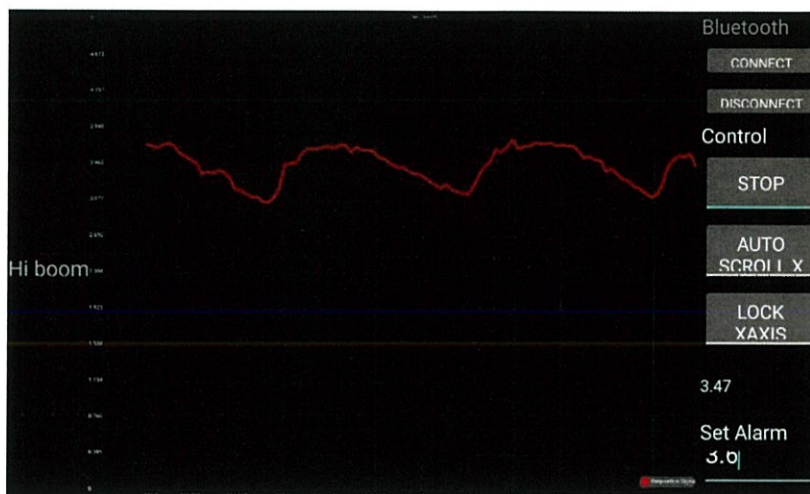
รูปที่ 4.11 หน้าต่างให้เลือกการเชื่อมต่อบลูทูธ

เมื่อตรวจสอบว่ามีการคาดเข็มขัดแล้วเรียบร้อย ทำการเริ่มต้นแสดงผลโดยกดปุ่ม START



รูปที่ 4.12 แสดงการเริ่มต้นแสดงผลโดยกดปุ่ม START

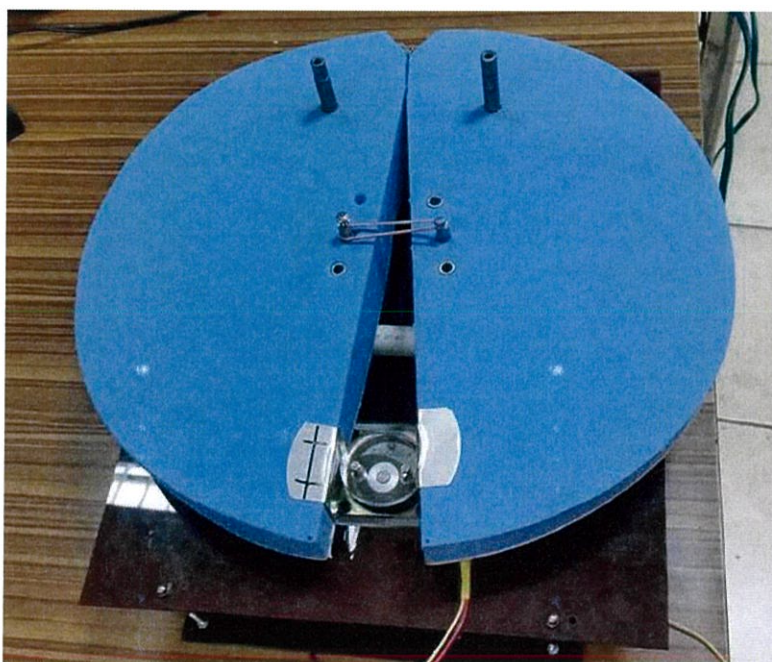
ต่อมาทำการทดลองวัดการหายใจจริงแบบไร้สายผ่านการเชื่อมต่อบลูทูธ



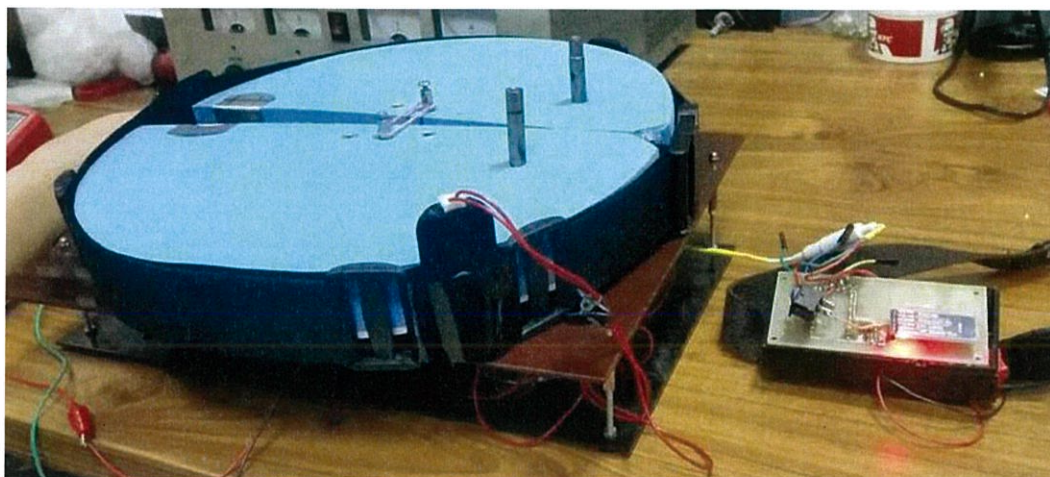
รูปที่ 4.13 กราฟการหายใจที่แสดงผลผ่านแอปพลิเคชันแอนดรอยด์

4.3 ทดสอบกับเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล(Mechanical Chest Expansion Simulator)

ในการทดสอบกับเครื่องจำลองการหายใจนั้นต้องการทดสอบความถูกต้องของอุปกรณ์



รูปที่ 4.14 เครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล



รูปที่ 4.15 การทดสอบส่งสัญญาณไร้สาย

กำหนดจำนวนรอบที่ต่างกัน 3 ค่าเพื่อทดสอบความถูกต้อง

ตารางที่ 4.1 บันทึกผลของการเปรียบเทียบกับเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล

จำนวนรอบที่วัดได้จากเครื่อง จำลองการขยายตัวของช่องอก เชิงกล	จำนวนรอบที่วัดได้จาก อุปกรณ์ที่ผู้วิจัยจัดทำ	% ความผิดพลาด
23	25	8.69%
27	30	11.11%
33	35	6.06%

โดยรวมแล้วเมื่อทดสอบกับเครื่องจำลองการขยายตัวของช่องอกเชิงกล มีความถูกต้อง 91.38%

4.4 ทดสอบกับ BIOPAC™ Respiratory Effort Transducer Part SS5LB

ทดสอบกับอาสาสมัคร 5 ราย คละอายุ เพศ และปัจจัยทางกายภาพ โดยทดสอบกับอุปกรณ์วัดการหายใจในท้องตลาดคือ BIOPAC™ Respiratory Effort Transducer Part SS5LB และ ตัวเก็บข้อมูล MP36 data acquisition เพื่อทดสอบความถูกต้องของเครื่องมือวัดที่วิจัย



รูปที่ 4.16 BIOPAC™ Respiratory Effort Transducer Part SS5LB



รูปที่ 4.17 MP36 data acquisition unit

4.4.1 ข้อมูลของผู้รับการทดลอง

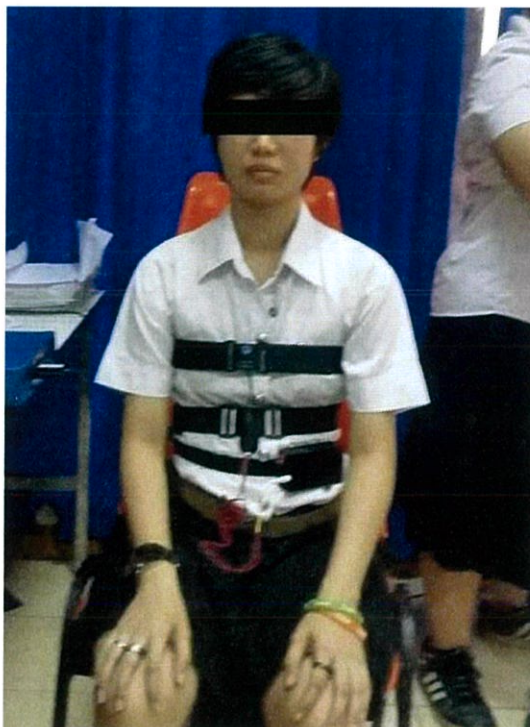
ตารางที่ 4.2 แสดงข้อมูลผู้รับการทดลอง

หมายเลข	เพศ	อายุ	น้ำหนัก (กก.)	ส่วนสูง (ซม.)
ผู้รับการทดลอง #1	หญิง	21	50	162
ผู้รับการทดลอง #2	หญิง	22	72	164
ผู้รับการทดลอง #3	ชาย	28	55	173
ผู้รับการทดลอง #4	ชาย	22	80	182
ผู้รับการทดลอง #5	ชาย	27	72	175

4.4.2 การทดลอง Biopac™

ทำการทดสอบกับผู้รับการทดลองทั้ง 5 ราย โดยวัดในท่านั่งและนอนราบ ผู้รับการทดลองจะทำการคาดทั้ง BIOPAC™ Respiratory Effort Transducer Part SS5LB และ อุปกรณ์ที่ผู้วิจัยจัดทำเพื่อทดสอบความถูกต้องของอุปกรณ์

วัดอัตราการหายใจ ทุก 10 วินาที เป็นเวลา 60 วินาที เปรียบเทียบกันทั้ง 2 อุปกรณ์ นำมาหาค่าเฉลี่ย ในท่านั่งและการนอน



รูปที่ 4.18 ผู้รับการทดลองในท่านอน



รูปที่ 4.19 ผู้รับการทดลองในท่านอน

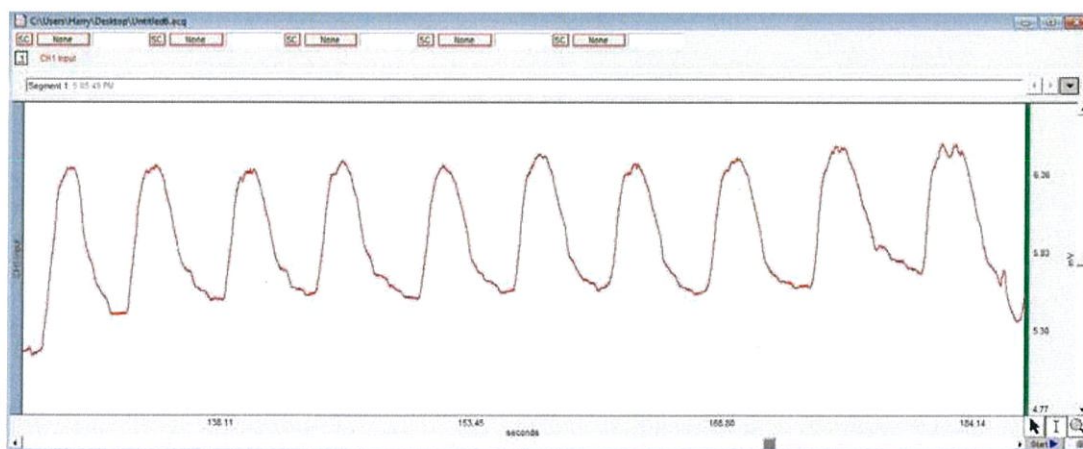
ตารางที่ 4.3 ตารางบันทึกผลของผู้รับการทดลอง 5 ราย

Posi tions	Random Subjects									
	S1 (60 s. AVR.)		S2 (60 s. AVR.)		S3 (60 s. AVR.)		S4 (60 s. AVR.)		S5 (60 s. AVR.)	
	อุปกรณ์ที่วิจัย (BPM)	BioPac (BPM)	อุปกรณ์ที่วิจัย (BPM)	BioPac (BPM)	อุปกรณ์ที่วิจัย (BPM)	BioPac (BPM)	อุปกรณ์ที่วิจัย (BPM)	BioPac (BPM)	อุปกรณ์ที่วิจัย (BPM)	BioPac (BPM)
Sit	17	19	20	18	17	20	17	16	18	16
Sleep	17	19	21	19	20	22	18	19	18	21

ความผิดพลาดที่เกิดขึ้นเรียงตามลำดับในทำนั้งคือ 10.52% , 11.11% , 15% , 6.25% , 12.5% เฉลี่ย 11.08% ในทำนอนคือ 10.5% , 10.52% , 9.09% , 5.26% , 14.28% เฉลี่ย 9.93% โดยรวมทั้ง 2 ท่า จะมีความผิดพลาด 10.51% นั่นคือมีความถูกต้อง 89.49%

4.4.3 ทดสอบการแสดงผลเปรียบเทียบกับ BIOPAC

ให้อาสาสมัครคาดสายรัดทั้ง 2 แบบพร้อมกัน นั้งในท่าที่ปกติ แล้วทำการหายใจเข้าออกตามปกติ



รูปที่ 4.20 การแสดงผลที่ได้จากสายรัดของ BIOPAC



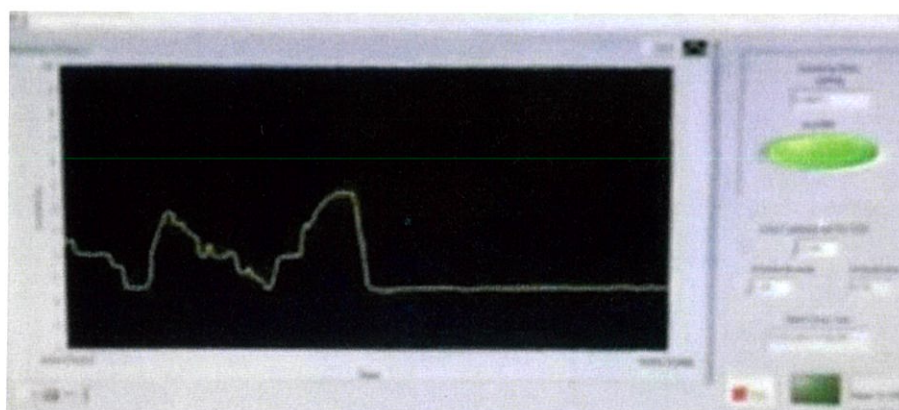
รูปที่ 4.21 การแสดงผลที่ได้จากสายรัดของอุปกรณ์ที่ผู้วิจัยได้จัดทำ

พบว่ากราฟสัญญาณที่ได้มีความใกล้เคียงกัน

4.5 ทดสอบการแจ้งเตือนเมื่อมีการหยุดหายใจเกิดขึ้น

4.5.1 การแจ้งเตือนของมอเตอร์สั่น

ทดลองกลั่นหายใจเป็นเวลา 10 วินาที เพื่อทดสอบว่ามอเตอร์สั่นทำงานหรือไม่ โดยใช้ผู้รับการทดลองเดียวกันกับด้านบน



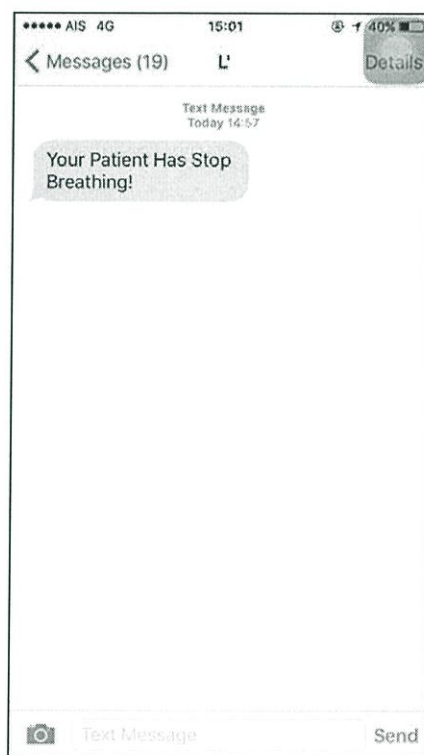
รูปที่ 4.22 หน้าจอแสดงการหยุดหายใจที่เกิดขึ้น

ตารางที่ 4.4 ผลการทดลองการทดสอบการแจ้งเตือนด้วยมอเตอร์สั่น

	Random Subjects				
	S1	S2	S3	S4	S5
Hold Breath 10 seconds	ALARM	ALARM	NOT ALARM	ALARM	ALARM

4.5.2 การแจ้งเตือนผ่าน SMS

เมื่อมอเตอร์สั่นเริ่มทำงานแล้วยังไม่มีการหายใจอีก 10 วินาที จะเกิดการแจ้งเตือนไปยังเบอร์โทรศัพท์ที่ได้ระบุไว้



รูปที่ 4.23 ข้อความที่ส่งเข้าโทรศัพท์มือถือ

บทที่ 5

บทสรุป

5.1 สรุป

การหยุดหายใจระหว่างหลับ เป็นอาการผิดปกติซึ่งสามารถก่อให้เกิดปัญหาสุขภาพอื่น ๆ ร้ายแรงตามมาหากปล่อยให้การคุกคามเพิ่มมากขึ้น การได้รับการวินิจฉัยสาเหตุและระดับความรุนแรงได้เร็วเท่าไร การรักษาจะมีประสิทธิภาพ ทุนค่าใช้จ่ายทางการแพทย์ และอาจหายขาดได้ การสร้างอุปกรณ์วัดการหายใจแบบสายรัดเพื่อตรวจจับการหยุดหายใจระหว่างหลับ ที่ได้ออกแบบสร้างขึ้น เพื่อช่วยในการวินิจฉัยภาวะหยุดหายใจขณะหลับเบื้องต้น ซึ่งจะมีประโยชน์มากสำหรับผู้ที่ต้องการสังเกตอาการได้ที่บ้าน หากได้รับการวินิจฉัยและเข้ารับการรักษาอย่างรวดเร็วจะสามารถลดผลข้างเคียงที่เกิดจากโรคนี้อันได้ ซึ่งวิธีการนี้จะทำให้ผู้ป่วยไม่ได้รับความเจ็บปวดจากการตรวจ สามารถตรวจได้อย่างสะดวก และอุปกรณ์นี้ยังมีต้นทุนต่ำอีกด้วย ซึ่งหลักการทำงานก็คือการติดเซ็นเซอร์รับแรงกดไว้บนเข็มขัดที่คาดไว้บนหน้าอกเมื่อผู้สวมใส่หายใจหรือหายใจออกจะเกิดการขยายตัวของช่องอก ทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลง สามารถแสดงออกมาเป็นสัญญาณการหายใจได้ สัญญาณนี้จะถูกส่งแบบไร้สายผ่านบลูทูธไปแสดงผลที่คอมพิวเตอร์ และโทรศัพท์ระบบแอนดรอยด์ อีกทั้งหากเกิดการหยุดหายใจเกิดขึ้นจะมีระบบแจ้งเตือนเป็นการสั่น และส่งข้อความไปแจ้งเตือน

ในการทดลอง จะนำอาสาสมัครมาทดลองการวัด 5 ราย อาสาสมัครที่ได้ทำการทดลองนั้นจะมีภาวะเสี่ยงที่จะเป็นภาวะหยุดหายใจขณะหลับในแต่ละคนต่างกันได้แก่ช่วงอายุ, น้ำหนัก, ประวัติครอบครัว และพฤติกรรมการรับประทานอาหาร

จากการทดลองพบว่าการศึกษาี้แสดงให้เห็นความเป็นไปได้ในวัดการหายใจสำหรับภาวะหยุดหายใจขณะหลับ (sleep apnea) เซ็นเซอร์ตรวจจับแรงกดแนบกับเข็มขัดที่หน้าอกและแสดงผลแบบไร้สายผ่านบลูทูธ มีฟังก์ชัน เช่น กระตุ้นโดยการสั่นด้วยมอเตอร์เมื่อมีหยุดหายใจเกิดขึ้น ผลการทดลองเบื้องต้นพบว่า มีความถูกต้องของอุปกรณ์ที่ทำการทดลอง 90% เมื่อเทียบกับ Biopac™ ความถูกต้องของการแจ้งเตือนเมื่อหยุดหายใจกว่า 80% อย่างไรก็ตาม ข้อจำกัดอยู่ที่เซ็นเซอร์ต้องถูกวางไว้บนหน้าอกเป็นอย่างดี และอาจรบกวนสำหรับผู้ผู้ใช้ใหม่

5.2 ข้อเสนอแนะ

แนวทางในการพัฒนาอุปกรณ์วัดการหายใจแบบสายรัด เพื่อเป็นการป้องกันการเกิดภาวะการหยุดหายใจระหว่างหลับ นำไปใช้ในการตรวจภาวะหยุดหายใจขณะหลับที่สามารถใช้ที่บ้าน

- มีข้อจำกัดที่ผู้ใช้ไม่สามารถนอนคว่ำได้เนื่องจากอาจทำให้การแจ้งเตือนการหยุดหายใจขณะหลับผิดพลาด
- ในการแจ้งเตือนของมอเตอร์สั่นอาจไม่สามารถกระตุ้นในผู้ป่วยตื่นได้หากผู้ป่วยหลับลึกมาก
- หากผู้ป่วยมีลักษณะทางกายภาพเป็นคนตัวพอมมาก อาจวัดค่าออกมาได้ไม่แม่นัก

เอกสารอ้างอิง

- [1] จิราภรณ์ จันแดง. 2551. วงจรไฟฟ้า1. กรุงเทพฯ : เอมพันธ์.
- [2] ชูศักดิ์ เวชแพศย์ และคณะ. 2537. เครื่องช่วยหายใจ. พิมพ์ครั้งที่ 2. กรุงเทพฯ : ธรรมกลการพิมพ์.
- [3] พรทิพย์ ปิติโกก (2553) . “การออกแบบและประดิษฐ์เครื่องวัดหายใจแบบเหนี่ยวนำ.” ปรินญาวิทยาสาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมชีวเวช (สหสาขาวิชา) จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- [4] Chai Phonbopit (2014) : “การทำระบบ Login ด้วย SharedPreferences”, [สืบค้นวันที่ 14 กุมภาพันธ์ 2559]. จาก : <http://devahoy.com/posts/android-login-activity-with-sharedpreferences/>
- [5] E Enigmatico (2014) : “Transmisión de datos por bluetooth hacia LabVIEW”, [สืบค้นวันที่ 12 พฤศจิกายน 2558]. จาก : <https://www.youtube.com/watch?v=HZYbrTlr21Y>
- [6] J. Zhang (2013) . “A real-time auto-adjustable smart pillow system for sleep apnea detection and treatment. ”, 2013 ACM/IEEE International Conference on IPSN, pp. 179 – 190
- [7] Phet (2011) : “Android Story ตอนที่ 5 Android SDK ชุดพัฒนาซอฟต์แวร์สำหรับแอนดรอยด์”, [สืบค้นวันที่ 11 กันยายน 2558]. จาก : <http://1st.phet.in.th/2011/01/android-story-5-android-sdk/>
- [8] P. Bifulco, GD. Gargiulo (2014) : “Monitoring of respiration seismocardiogram and heart sounds by a PVDF piezo film sensor.”, Imeko Tc Symp Meas Electr Quant (ISSN: 9789-2990), 2014, pp. 786-789
- [9] R. Carlos (2011) : “Web-based sensor streaming wearable for respiratory monitoring.”, 2011 IEEE Sensors ,2011, pp. 901 - 903
- [10] Robert J. Matthews, Dr. “Obstructive sleep apnea.” [สืบค้นวันที่ 8 พฤศจิกายน 2558].จาก : http://www.rjmatthewsmd.com/Definitions/obstructive_sleep_apnea.htm

- [11] Shongpun Lokavee. (2014) : "*Unconstrained Detection of Respiration Rate and Efficiency of Sleep with Pillow-Based Sensor Array.* ", 2014 11th International Conference on ECTI-CON, pp. 1 – 6

ภาคผนวก

รหัสคำสั่ง

```
1 #include<SoftwareSerial.h>
2 int FSR;
3 int threshold = 700;
4 int count = 0;
5 int vibration = 7;
6 unsigned long stopbreath=0;
7 unsigned long startbreath=0;
8 SoftwareSerial bluetooth(4,5); //rx tx
9 void setup()
10 {
11 Serial.begin(115200);
12 bluetooth.begin(115200);
13 pinMode(A0, INPUT);
14 pinMode(vibration,OUTPUT);
15 }
16 void loop()
17 {
18 FSR = analogRead(A0);
19 bluetooth.print(FSR);
20 delay(50);
```

```
21 vibrate();

22 }

23 void vibrate()

24 {

25   digitalWrite(vibration,LOW);

26   if(FSR<threshold)

27   {

28     stopbreath = millis();

29     // Serial.println(stopbreath);

30   }

31   else if(FSR >= threshold)

32   {

33     startbreath = millis();

34     //Serial.println(startbreath);

35   }

36   if(stopbreath > startbreath && stopbreath - startbreath>= 10000 &&
startbreath>0)

37     {

38       digitalWrite(vibration,HIGH);

39       delay(5000);   }

41 return; }
```

อธิบายโค้ด:

บรรทัดที่ 2 – 8 : เป็นการประกาศตัวแปรและค่าคงที่เริ่มต้น

บรรทัดที่ 9 – 15 : เป็นการตั้งค่าการทำงานเริ่มต้นของโปรแกรม กล่าวคือ

Serial.begin (115200) คือตั้งค่า baud rate ของ serial port

Bluetooth.begin (115299) คือการตั้งค่า baud rate ของ SoftwareSerial

pinMode คือการตั้งค่าว่าขาไหนของ microcontroller ใช้สำหรับทำอะไร

กล่าวคือ A0 ใช้สำหรับรับค่า Analog จาก sensor และ vibration ถูกกำหนดโดยขาที่ 7 ให้ทำงานเป็น output เพื่อให้ vibration motor ทำงาน

บรรทัดที่ 16: void loop() คือการตั้งค่าการทำงานของโปรแกรมให้ทำงานวนซ้ำไปเรื่อยๆจนกว่าจะหลุด loop

บรรทัดที่ 18: FSR = analogRead (A0); คือ การรับค่า analog จากเซ็นเซอร์มาเก็บในตัวแปร FSR

บรรทัดที่ 19: bluetooth.print (FSR); คือการส่งข้อมูลที่เก็บในตัวแปร FSR ไปยังบลูทูธ

บรรทัดที่ 21: vibrate(); คือการสร้างฟังก์ชัน สำหรับเงื่อนไขของ vibration motor เพื่อใช้ในการ alarm ผู้ใช้กรณีหยุดหายใจ

บรรทัดที่ 26 – 30: เป็นเงื่อนไขเมื่อข้อมูลที่อ่านได้มีค่าน้อยกว่า threshold ที่ตั้งไว้ ตัวแปร stopbreath จะเริ่มนับเวลาในหน่วย milli seconds และเก็บค่าเอาไว้

บรรทัดที่ 31 -35: เป็นเงื่อนไขเมื่อข้อมูลที่เข้ามามีค่ามากกว่า threshold ที่ตั้งไว้ ตัวแปร startbreath จะเริ่มนับเวลาในหน่วย milli seconds และเก็บค่าเอาไว้

บรรทัดที่ 36 - 38: อธิบายได้ว่า เมื่อตัวแปร stopbreath มีค่ามากกว่าตัวแปร startbreath และเมื่อ ผลต่างของตัวแปร stopbreath – startbreath มีค่ามากกว่าหรือเท่ากับ 10,000 milli seconds หรือ 10 วินาทีแล้วนั้น ให้มีความหมายว่าผู้ใช้มีการหยุดหายใจ 10 วินาที และมีคำสั่ง digitalWrite เพื่อส่งสัญญาณไปสั่งให้ vibration motor ทำงาน

ในส่วนของ Arduino IDE นั้นมีการปรับเปลี่ยนโค้ดเพื่อให้มีการเชื่อมต่อระหว่าง application กับ microcontroller โดยโค้ดมีลักษณะดังนี้

```
1 #define sensorPin A0
2 #include <SoftwareSerial.h>
3 SoftwareSerial bluetooth(5,4);
4 int FSR;
5 int vibration = 7;
6 int threshold = 15;
7 unsigned long stopbreath=0;
8 unsigned long startbreath=0;
9 void setup() {
10   Serial.begin(115200);
11   bluetooth.begin(115200);
12   pinMode(A0,OUTPUT);
13   pinMode(vibration,OUTPUT);
14 }
15 void loop() {
16   if(bluetooth.available(>0){
17     char re = bluetooth.read();
18     switch(re){
19     case 'E':
```

```
20  start();
21  break;
22  }
23  }
24  }
25 void start(){
26 while(1){
27  FSR = analogRead(A0);
28 Serial.println(FSR);
29  bluetooth.print('s');
30 bluetooth.print(map(FSR, 0,1023,0,1000) / 50.0);
31 delay(20);
32 digitalWrite(vibration,LOW);
33 if(FSR<threshold)
34 {
35  stopbreath = millis();
36  Serial.println(stopbreath);
37 }
38 else if(FSR >= threshold)
39 {
40     startbreath = millis();
```

```

41     //Serial.println(startbreath);
42 }
43 if(stopbreath > startbreath && stopbreath - startbreath>= 10000    &&
startbreath>0)
44 {
45     digitalWrite(vibration,HIGH);
46 }
47 if(blueetooth.available(>0){
48     if (blueetooth.read()=='Q') return;
49 }
50 }
51 }

```

อธิบายโค้ด :

บรรทัดที่ 1 – 8 : สร้างการเชื่อมต่อแบบ SoftwareSerial สำหรับบลูทูธ และสร้างตัวแปร Integer เพื่อเก็บค่าต่างๆ

บรรทัดที่ 9 – 14 : ตั้งค่าการทำงานเริ่มต้นเมื่อโปรแกรมเริ่มทำงาน โดยกำหนด baudrate และ pin ที่ใช้สำหรับ รับค่า analog และ pin สำหรับสั่งการทำงาน vibration motor

บรรทัดที่ 15 – 24 : คำสั่ง void loop เพื่อให้โปรแกรมทำงานวนซ้ำไปเรื่อยๆ โดยเมื่อ บลูทูธมีการรับค่าใดๆเข้ามาแล้ว จะมีคำสั่ง switch case เพื่อไปเริ่มการทำงานใน function void start

บรรทัดที่ 29 : เป็นการส่งตัวแปร s ไปที่ application เพื่อบอกให้ โปรแกรมรู้ว่ากำลังจะมีการส่งข้อมูลออกไป

บรรทัดที่ 30 : คำสั่ง map ใช้เพื่อแปลงค่าข้อมูล 8 บิต ให้เป็น integer ตั้งแต่ 0 – 1,000

บรรทัดที่ 31 – 51 : การทำงานเหมือนกันกับในส่วนของ โค้ดสำหรับ LabView™

▪ ระบบ Register

1. public class RegisterActivity extends Activity {

2. private EditText mUsername;

3. private EditText mPassword;

4. private EditText mConfirmPassword;

5. private Button mRegister;

6. private Context mContext;

7. private UserManager mManager;

ส่วนบนเป็นการประกาศชื่อ class แบบ public และกำหนดชื่อตัวแปรให้ attribute ต่างๆ นอกจากนั้นยังประกาศ UserManager ซึ่งเป็น class ที่รองรับการเก็บข้อมูลลงฐานข้อมูล SQLite

@Override

8. public void onCreate(Bundle savedInstanceState) {

9. super.onCreate(savedInstanceState);

10. // Set View to register.xml

11. setContentView(R.layout.register);

12. mManager = new UserManager(this);

13. mContext = this;

14. mUsername = (EditText) findViewById(R.id.username);

```
15. mPassword = (EditText) findViewById(R.id.password);
16. mConfirmPassword = (EditText) findViewById(R.id.confirm_password);
17. mRegister = (Button) findViewById(R.id.btnRegister);
```

ส่วนนี้คือการกำหนด Layout ที่ต้องการแสดงเมื่อเข้ามาที่ activity นี้ ซึ่งผู้วิจัยได้สร้าง layout ชื่อ register ไว้รองรับแล้ว รวมถึงมีการกำหนด id ของ attribute แต่ละตัวให้ตรงกับตัวแปรที่เราประกาศไว้ตอนแรก

```
18. mRegister.setOnClickListener(new View.OnClickListener() {
19.     public void onClick(View v) {
20.         String username = mUsername.getText().toString().trim().toLowerCase();
21.         String password = mPassword.getText().toString();
22.         String confirmPassword = mConfirmPassword.getText().toString();
23.         if (password.equals(confirmPassword)) {
24.             User user = new User(username, password);
25.             long rowId = mManager.registerUser(user);
26.             if (rowId == -1) {
27.                 String message = getString(R.string.register_error_message);
28.                 Toast.makeText(mContext, message, Toast.LENGTH_SHORT).show();
29.             } else {
30.                 String message = getString(R.string.register_success);
31.                 Toast.makeText(mContext, message, Toast.LENGTH_SHORT).show();
32.                 finish();
33.             }

```

```

34.     } else {
35.         String message = getString(R.string.register_password_error);
36.         Toast.makeText(mContext, message, Toast.LENGTH_SHORT).show();
37.     }
38. }
39. });

```

ส่วนนี้ของโค้ดคือการกำหนดว่าเมื่อมีการกดปุ่ม register จะให้โปรแกรมทำงานอะไร บรรทัดที่ 20 – 22 คือการเก็บค่า string จาก editText ที่ผู้ใช้พิมพ์เข้ามา และมีคำสั่ง toLowerCase() เพื่อให้เป็นอักษรพิมพ์เล็กทั้งหมด บรรทัดที่ 23- 25 เป็นการตรวจสอบพาสเวิร์ดว่าตรงกันหรือไม่ หากตรงกันจะทำการบันทึกลงใน class User บรรทัดที่ 26 – 39 คือการตรวจสอบว่า username และ password นี้มีในระบบหรือไม่

```

40.     TextView loginScreen = (TextView) findViewById(R.id.link_to_login);
41.     // Listening to Login Screen link
42.     loginScreen.setOnClickListener(new View.OnClickListener() {
43.         public void onClick(View arg0) {
44.             finish();
45.         }
46.     });
47. }}

```

▪ ระบบ Login (Main Activity)

1. package com.app.beltbreath;
2. import android.app.Activity;
3. import android.bluetooth.BluetoothAdapter;
4. import android.content.Context;
5. import android.content.Intent;
6. import android.os.Bundle;
7. import android.os.Environment;
8. import android.util.Log;
9. import android.view.Menu;
10. import android.view.MenuItem;
11. import android.view.View;
12. import android.view.View.OnClickListener;
13. import android.view.ViewGroup;
14. import android.widget.Toast;
15. import android.widget.Button;
16. import android.widget.EditText;
17. import android.widget.TextView;
18. import com.app.beltbreath.User;
19. import com.app.beltbreath.UserManager;
20. public class MainActivity extends Activity{

```
21.     private Button mLogin;
22.     private EditText mUsername;
23.     private EditText mPassword;
24.     private TextView mRegister;
25.     private Context mContext;
26.     private UserManager mManager;
27.     private Button button2;
28.     @Override
29.     public void onCreate(Bundle savedInstanceState) {
30.         super.onCreate(savedInstanceState);
31.         setContentView(R.layout.login);
32.         mContext = this;
33.         mManager = new UserManager(this);
34.         mLogin = (Button) findViewById(R.id.button_login);
35.         mUsername = (EditText) findViewById(R.id.username);
36.         mPassword = (EditText) findViewById(R.id.password);
37.         mRegister = (TextView) findViewById(R.id.register);
38.         button2 = (Button) findViewById(R.id.button_go);
39.         mLogin.setOnClickListener(new View.OnClickListener() {
40.             @Override
41.             public void onClick(View v) {
```

```
42.         checkLogin();
43.     }
44. });
45.     button2.setOnClickListener(new View.OnClickListener() {
46.         @Override
47.         public void onClick(View v) {
48.             Intent a = new Intent(mContext, graph2.class);
49.             startActivity(a);
50.         }
51.     });
52.     mRegister.setOnClickListener(new View.OnClickListener() {
53.         @Override
54.         public void onClick(View v) {
55.             Intent intent = new Intent(mContext, RegisterActivity.class);
56.             startActivity(intent);
57.         }
58.     });
59. }
60.     private void checkLogin() {
61.         String username = mUsername.getText().toString().trim().toLowerCase();
62.         String password = mPassword.getText().toString().trim();
```

```

63.         User user = new User(username, password);
64.         User validateUser = mManager.checkUserLogin(user);
65.         if (null == validateUser) {
66.             Toast.makeText(mContext, "Login Error!", Toast.LENGTH_SHORT).show();
67.         } else {
68.             Intent intent = new Intent(mContext, RealGraph.class);
69.             intent.putExtra(User.Column.USERNAME, validateUser.getUsername());
70.             intent.putExtra(User.Column.ID, validateUser.getId());
71.             startActivity(intent);
72.             finish();
73.         }}}

```

บรรทัดที่ 39 – 44 : เมื่อกดปุ่ม Login ระบบจะทำ activity checkLogin

บรรทัดที่ 60 – 73 : สร้างการทำงานของ checkLogin โดยกำหนดว่า username และ password ที่เราพิมพ์ลงไปนั้นตรงกับฐานข้อมูล SQLite ที่เราทำการ Registered ไว้หรือไม่ ถ้าไม่ตรงระบบจะแสดงข้อความว่า Login Error แต่ถ้าพบข้อมูล ระบบจะเชื่อมหน้าไปยังหน้าถัดไปคือหน้าแสดงกราฟ พร้อมกับแสดงชื่อ username ของเราด้วย

▪ ระบบเชื่อมต่อ Bluetooth

```

1. package com.app.beltbreath;
2. import java.io.IOException;
3. import java.io.InputStream;
4. import java.io.OutputStream;

```

5. import java.util.ArrayList;
6. import java.util.Set;
7. import java.util.UUID;
8. import android.app.Activity;
9. import android.bluetooth.BluetoothAdapter;
10. import android.bluetooth.BluetoothDevice;
11. import android.bluetooth.BluetoothSocket;
12. import android.content.BroadcastReceiver;
13. import android.content.Context;
14. import android.content.Intent;
15. import android.content.IntentFilter;
16. import android.os.Bundle;
17. import android.os.Handler;
18. import android.util.Log;
19. import android.view.View;
20. import android.widget.AdapterView;
21. import android.widget.AdapterView.OnItemClickListener;
22. import android.widget.ArrayAdapter;
23. import android.widget.ListView;
24. import android.widget.Toast;
25. public class Bluetooth extends Activity implements OnItemClickListener{

```
26. public static void disconnect(){
27.     if (connectedThread != null) {
28.         connectedThread.cancel();
29.         connectedThread = null;
30.     }}
31. public static void gethandler(Handler handler){//Bluetooth handler
32.     mHandler = handler;
33. }
34. static Handler mHandler = new Handler();
35. static ConnectedThread connectedThread;
36. public static final UUID MY_UUID = UUID.fromString("00001101-0000-1000-
37. 8000-00805F9B34FB");
38. protected static final int SUCCESS_CONNECT = 0;
39. protected static final int MESSAGE_READ = 1;
40. ArrayAdapter<String> listAdapter;
41. ListView listView;
42. static BluetoothAdapter btAdapter;
43. Set<BluetoothDevice> devicesArray;
44. ArrayList<String> pairedDevices;
45. ArrayList<BluetoothDevice> devices;
46. IntentFilter filter;
```

```
47.   BroadcastReceiver receiver;
48.   @Override
49.   public void onCreate(Bundle savedInstanceState) {
50.       super.onCreate(savedInstanceState);
51.       setContentView(R.layout.pairlist);
52.       init();
53.       if (btAdapter==null){
54.           Toast.makeText(getApplicationContext(), "No bluetooth detected", 0).show();
55.           finish();
56.       }else{
57.           if (!btAdapter.isEnabled()){
58.               turnOnBT();
59.           }
60.           getPairedDevices();
61.           startDiscovery();
62.       }
63.   }
64.   private void startDiscovery() {
65.       btAdapter.cancelDiscovery();
66.       btAdapter.startDiscovery();
67.   }
```

```
68.     private void turnOnBT() {
69.         Intent intent = new Intent(BluetoothAdapter.ACTION_REQUEST_ENABLE);
70.         startActivityForResult(intent, 1);
71.     }
72.     private void getPairedDevices() {
73.         devicesArray = btAdapter.getBondedDevices();
74.         if (devicesArray.size()>0){
75.             for(BluetoothDevice device:devicesArray){
76.                 pairedDevices.add(device.getName());
77.             }
78.         }
79.     }
80.     private void init(){
81.         listView = (ListView)findViewById(R.id.listView);
82.         listView.setOnItemClickListener(this);
83.         listAdapter = new ArrayAdapter<String>(this,
84.         android.R.layout.simple_list_item_1,0);
85.         listView.setAdapter(listAdapter);
86.         btAdapter = BluetoothAdapter.getDefaultAdapter();
87.         pairedDevices = new ArrayList<String>();
88.         filter = new IntentFilter(BluetoothDevice.ACTION_FOUND);
89.         devices = new ArrayList<BluetoothDevice>();
90.         receiver = new BroadcastReceiver(){
```



```
110.         };
111.     registerReceiver(receiver, filter);
112.     IntentFilter filter = new
113.         IntentFilter(BluetoothAdapter.ACTION_DISCOVERY_STARTED);
114.     registerReceiver(receiver, filter);
115.     filter = new
116.         IntentFilter(BluetoothAdapter.ACTION_DISCOVERY_FINISHED);
117.     registerReceiver(receiver, filter);
118.     filter = new IntentFilter(BluetoothAdapter.ACTION_STATE_CHANGED);
119. }
120. @Override
121.     protected void onPause() {
122.         super.onPause();
123.         unregisterReceiver(receiver);
124.     }
125.     protected void onActivityResult(int requestCode, int resultCode, Intent
126.     data){
127.         super.onActivityResult(requestCode, resultCode, data);
128.         if (resultCode == RESULT_CANCELED){
129.             Toast.makeText(getApplicationContext(), "Bluetooth must be
130.             enabled to continue", Toast.LENGTH_SHORT).show();
```

```
131.         finish();
132.     }
133. }
134. @Override
135. public void onItemClick(AdapterView<?> arg0, View arg1, int arg2, long
136. arg3) {
137.     if (btAdapter.isDiscovering()){
138.         btAdapter.cancelDiscovery();
139.     }
140.     if (listAdapter.getItem(arg2).contains("(Paired)")){
141.         BluetoothDevice selectedDevice = devices.get(arg2);
142.         ConnectThread connect = new ConnectThread(selectedDevice);
143.         connect.start();
144.     }else {
145.         Toast.makeText(getApplicationContext(), "device is not
146.         paired", 0).show();
147.     }}
148. private class ConnectThread extends Thread {
149.     private final BluetoothSocket mmSocket;
150.     private final BluetoothDevice mmDevice;
151.     public ConnectThread(BluetoothDevice device) {
```

```
152.         BluetoothSocket tmp = null;
153.         mmDevice = device;
154.         try {
155.             tmp =device.createRfcommSocketToServiceRecord(MY_UUID);
156.         } catch (IOException e) { }
157.         mmSocket = tmp;
158.     }
159.     public void run() {
160.         // Cancel discovery because it will slow down the connection
161.         btAdapter.cancelDiscovery();
162.         try {
163.             mmSocket.connect();
164.         } catch (IOException connectException) {
165.             // Unable to connect; close the socket and get out
166.             try {
167.                 mmSocket.close();
168.             } catch (IOException closeException) { }
169.             return;
170.         }
171.         mHandler.obtainMessage(SUCCESS_CONNECT, mmSocket).sendToTarget();
172.     }
```

```
172.         public void cancel() {
173.             try {
174.                 mmSocket.close();
175.             } catch (IOException e) { }
176.         }
177.     }
178.     static class ConnectedThread extends Thread {
179.         private final BluetoothSocket mmSocket;
180.         private final InputStream mmInStream;
181.         private final OutputStream mmOutStream;
182.         public ConnectedThread(BluetoothSocket socket) {
183.             mmSocket = socket;
184.             InputStream tmpIn = null;
185.             OutputStream tmpOut = null;
186.             try {
187.                 tmpIn = socket.getInputStream();
188.                 tmpOut = socket.getOutputStream();
189.             } catch (IOException e) { }
190.             mmInStream = tmpIn;
191.             mmOutStream = tmpOut;
192.         }
```

```
193.         StringBuffer sbb = new StringBuffer();
194.     public void run() {
195.         byte[] buffer; // buffer store for the stream
196.         int bytes= -1; // bytes returned from read()
197.         // Keep listening to the InputStream until an exception occurs
198.         while (true) {
199.             try {
200.                 try {
201.                     sleep(30);
202.                 } catch (InterruptedException e) {
203.                     e.printStackTrace();
204.                 }
205.                 buffer = new byte[1023];
206.                 bytes = mmInStream.read(buffer);
207.                 // Send the obtained bytes to the UI activity
208.                 mHandler.obtainMessage(MESSAGE_READ, bytes, -1,buffer).sendToTarget();
209.             } catch (IOException e) {
210.                 break;
211.             }
212.         }
213.     }
214. }
```

บรรทัดที่ 31 – 32 : สร้าง Handler เพื่อความสะดวกในการจัดการ การเชื่อมต่อบลูทูธในหน้า
แสดงบนกราฟ

บรรทัดที่ 42 – 45 : สร้าง Bluetooth Adapter เพื่อใช้ในการเปิด ปิด หรือค้นหาอุปกรณ์บลู
ทูธ และ Array list เพื่อใช้ในการเก็บค่าอุปกรณ์ที่มีการ paired แล้วโดยจะจับคู่
อุปกรณ์แล้วแสดงชื่อของอุปกรณ์เป็นแบบ list

บรรทัดที่ 48 -63 : เมื่อมีการเปิดหน้าค้นหา list บลูทูธ หากไม่ได้เปิดบลูทูธของโทรศัพท์ จะไม่
สามารถพบอุปกรณ์ที่เชื่อมต่อได้และจะมีการแจ้งเตือน แต่หากมีการเปิดบลูทูธของ
โทรศัพท์ แล้วจะเข้าสู่กระบวนการค้นหาอุปกรณ์และนำรายชื่ออุปกรณ์ที่จับคู่
กันแล้วมาแสดงเป็น list ต่อไป

บรรทัดที่ 64 – 67 : Bluetooth adapter ทำการเปิดระบบค้นหาอุปกรณ์

บรรทัดที่ 68 -77 : สร้างคำขออนุญาตในการเปิดใช้งานบลูทูธบนโทรศัพท์ของเรา และ ให้
Bluetooth adapter ค้นหาอุปกรณ์ และตรวจสอบว่ามีการจับคู่หรือยัง หากยังไม่มี
จับคู่ ให้เพิ่มเข้ามาใน list

บรรทัดที่ 89 -102 : สำหรับการเลือกอุปกรณ์ในหน้า list ที่ทำการจับคู่แล้วจะมีข้อความแสดงว่า
“paired”

บรรทัดที่ 125 – 133 : เมื่อมีการไปสุ่มหา list โดยไม่ได้เปิดบลูทูธของโทรศัพท์มือถือ จะมีคำสั่ง
ขอ อนุญาตในการเปิดการใช้งานบลูทูธ หากไม่อนุญาต จะมีข้อความแจ้งเตือนว่า
ระบบต้องได้รับการเปิดบลูทูธก่อน

บรรทัดที่ 134 – 151 : เมื่อกดปุ่ม connect ที่หน้าแสดงกราฟ จะนำไปสุ่มหา list พร้อมแสดง
ข้อความว่ายังไม่มีอุปกรณ์จับคู่

บรรทัดที่ 152 – 159 : สร้าง BluetoothSocket เพื่อเชื่อมต่อกับ BluetoothDevice

บรรทัดที่ 170 : เมื่อ Handler ที่สร้างไว้รับข้อมูลว่ามีการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์บลูทูธภายนอกที่
ทำการ จับคู่แล้ว จะแสดงข้อความ “connected”

บรรทัดที่ 178 – 192 : กำหนด mmSocket ให้เป็น InputStream และ OutputStream

บรรทัดที่ 193 – 210 : สร้าง buffer เพื่อรับ data ที่เข้ามาผ่าน InputStream และทำการอ่าน data และปรับขนาด string array ก่อนจะส่งไปที่ UI เพื่อแสดงผลต่อไป