

ระบบติดตามตรวจวัดอัตราการหายใจในระหว่างการนอนหลับ
RESPIRATORY RATE MONITORING SYSTEM DURING SLEEP

โดย

นางสาวปิยาณี เกียรติชัยวณิชย์

นายปุณณวิช พิศเพ็ญ

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

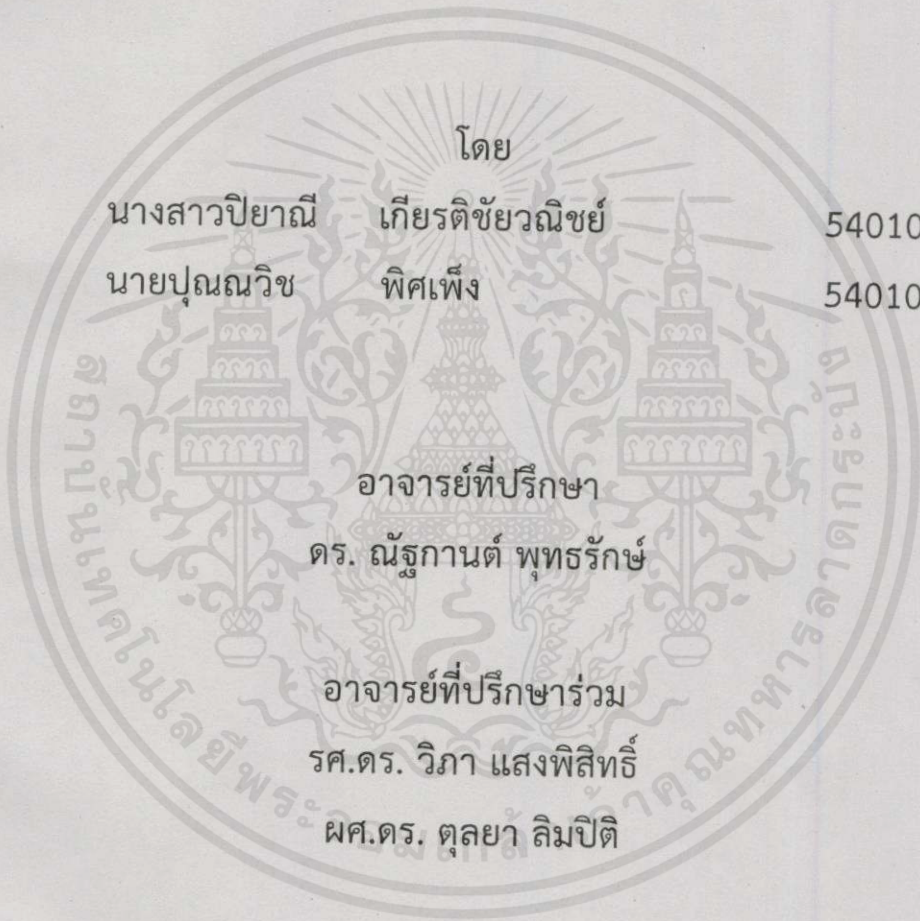
ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2557

ระบบติดตามตรวจวัดอัตราการหายใจในระหว่างการนอนหลับ
RESPIRATORY RATE MONITORING SYSTEM DURING SLEEP



ปริญญาานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการศึกษา ปีการศึกษา 2557 ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ผ่านการตรวจรูปเล่มแล้ว

(*[Signature]*)
อาจารย์ที่ปรึกษา
14/5/58

ผ่านการตรวจชิ้นงานแล้ว

(*[Signature]*)
กรรมการผู้ตรวจชิ้นงาน
14/5/58

ปริญญาานิพนธ์ปีการศึกษา 2557

ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง ระบบติดตามตรวจวัดอัตราการหายใจในระหว่างการนอนหลับ

RESPIRATORY RATE MONITORING SYSTEM DURING SLEEP

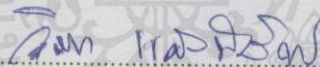
ผู้จัดทำ

1. นางสาวปิยาณี เกียรติชัยวนิชย์ 54010825
2. นายปุณณวิช ทิศเพ็ง 54010828



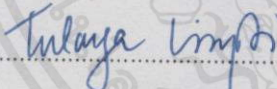
(ดร. ณัฐกานต์ พุทธิรักษ์)

อาจารย์ที่ปรึกษา



(รศ.ดร. วิภา แสงพิสิทธิ์)

อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม



(ผศ.ดร. ตุลยา ลิ้มปิติ)

อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณบิดา มารดา และครอบครัวที่ให้การสนับสนุนในเรื่องค่าใช้จ่าย คอยเป็นห่วงเป็นใยและมอบกำลังใจให้กันตลอดมา รวมทั้งให้คำแนะนำเพิ่มเติมต่างๆ ที่เป็นประโยชน์ต่อการจัดทำปริญญาบัตร

ขอขอบพระคุณ ดร. ณัฐกานต์ พุทธรักษ์ อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญาบัตร รศ.ดร. วิภา แสงพิสิทธิ และ ผศ.ดร. ตุลยา ลิมปิติ อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม ที่คอยให้คำปรึกษา คำแนะนำ แนวทางในการดำเนินงานและแก้ปัญหาในการจัดทำปริญญาบัตร รวมทั้งสนับสนุนสถานที่ เครื่องมือ และอุปกรณ์ต่างๆ ที่จำเป็นสำหรับการทดลอง ให้ปริญญาบัตรนี้สามารถสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

ขอขอบพระคุณภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่ให้การสนับสนุนเรื่องทุนในการจัดทำปริญญาบัตร

ขอขอบพระคุณพี่ๆ ในห้อง T219 ที่คอยให้คำแนะนำ ให้คำปรึกษา และให้ความรู้เพิ่มเติมเกี่ยวกับการจัดทำปริญญาบัตร

ขอขอบคุณเพื่อนๆ ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่คอยให้คำแนะนำและกำลังใจตลอดมา

นางสาวปิยาณี เกียรติชัยวนิชย์

นายปุ่นณวิช พิศเพ็ง

ผู้จัดทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระบบติดตามตรวจวัดอัตราการหายใจ
 ในระหว่างการนอนหลับ
 RESPIRATORY RATE MONITORING SYSTEM
 DURING SLEEP

โดย นางสาวปิยาณี เกียรติชัยวัฒน์ 54010825
 นายปยุตณวิษ พิศเพ็ง 54010828

อาจารย์ที่ปรึกษา ดร. ณัฐกานต์ พุทธิรักษ์
 อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม รศ.ดร. วิภา แสงพิลลิตี
 ผศ.ดร. तुลยา ลิมปิติ

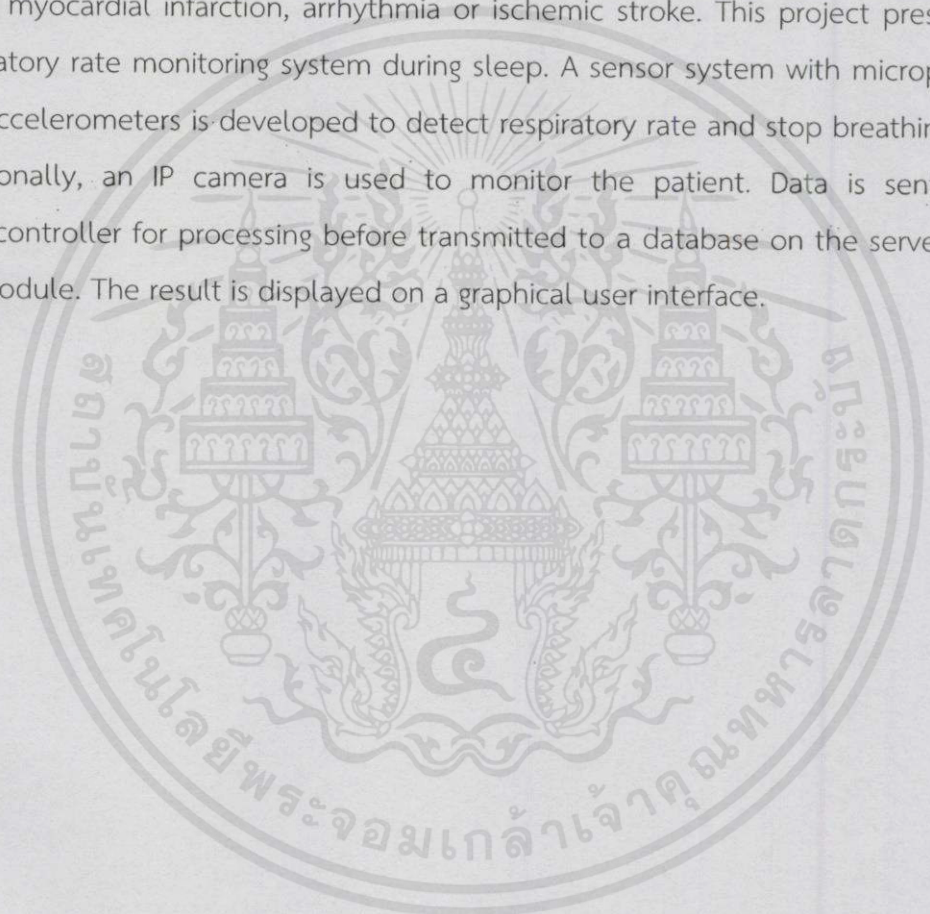
บทคัดย่อ

ปัญหาทางด้านสุขภาพต่างๆ ที่เกิดขึ้นในกิจวัตรประจำวันที่อาจถูกมองข้ามไปคือ การนอนหลับ โดยในระหว่างการนอนหลับเป็นช่วงของการพักผ่อนของร่างกาย หากการนอนหลับนั้นเกิดความผิดปกติจากภาวะต่างๆ ของร่างกายเช่น การหยุดหายใจชั่วคราวระหว่างการนอนหลับ อาจก่อให้เกิดภาวะข้างเคียงกับร่างกายเช่น ภาวะออกซิเจนในเลือดต่ำ โรคความดันโลหิตสูง กล้ามเนื้อหัวใจตายเฉียบพลันจากการขาดเลือด ภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ โรคของหลอดเลือดในสมอง ปริมาณานีพจน์นี้นำเสนอระบบติดตามตรวจวัดอัตราการหายใจในระหว่างการนอนหลับ โดยออกแบบเซนเซอร์เพื่อตรวจวัดอัตราการหายใจและการหยุดหายใจทั้งหมด 3 ตำแหน่งได้แก่ เซนเซอร์ไมโครโฟนที่จมูก เซนเซอร์ตรวจวัดความแรงที่อกและหน้าท้อง และใช้กล้องในการเฝ้าดูผู้ป่วย แล้วส่งข้อมูลไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อทำการประมวลผลก่อนส่งผ่านโมดูลไร้สายไปยังฐานข้อมูลบนเซิร์ฟเวอร์ เพื่อนำข้อมูลไปจัดเก็บและแสดงผลด้วยส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ (GUI)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ABSTRACT

One of the health problems that has often been ignored is the problem during sleep. Sleeping is when the body is at rest. Sleep apnea or abnormal breathing patterns during sleep may increase risks of hypoxemia, hypertension, acute myocardial infarction, arrhythmia or ischemic stroke. This project presents a respiratory rate monitoring system during sleep. A sensor system with microphones and accelerometers is developed to detect respiratory rate and stop breathing rate. Additionally, an IP camera is used to monitor the patient. Data is sent to a microcontroller for processing before transmitted to a database on the server via a wifi module. The result is displayed on a graphical user interface.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	I
บทคัดย่อ	II
สารบัญ	IV
สารบัญรูป	VI
สารบัญตาราง	X
บทที่ 1	
บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์	1
1.3 ขอบเขตของปริญญาานิพนธ์	2
บทที่ 2	
ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง	4
2.1 การตรวจสอบสภาพการนอนหลับ	4
2.2 สรีรวิทยาของการนอนหลับ	6
2.3 การหยุดหายใจ	9
2.4 ไมโครโฟนแบบคอนเดนเซอร์	11
2.5 เซนเซอร์ตรวจจับความเร่ง (Accelerometer)	13
2.6 วงจรก่อนการขยาย	16
2.7 วงจรขยายผลต่าง	17
2.8 วงจรตรวจจับกรอบสัญญาณ	18
2.9 วงจรตามแรงดัน	19
2.10 กล้องไอพี	20
2.11 หมายเลขไอพี	23
2.12 RN-XV WiFly Module	25
2.13 ไมโครคอนโทรลเลอร์	26

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.14 ฐานข้อมูล	29
2.15 เซิร์ฟเวอร์	31
2.16 แอปเซิร์ฟ	32
2.17 ภาษา C#	33
บทที่ 3 การออกแบบและการจัดทำปริญญานิพนธ์	38
3.1 การออกแบบ	38
3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง	61
3.3 การจัดเก็บผลการทดลอง	62
บทที่ 4 ผลการทดลอง	66
4.1 การทำงานของวงจรวัดลมหายใจ	66
4.2 การทำงานของเซนเซอร์วัดค่าความเร่ง	71
4.3 การเชื่อมต่อเซนเซอร์กับไมโครคอนโทรลเลอร์	73
4.4 การเชื่อมต่อแบบไร้สายกับฐานข้อมูล	75
4.5 การทดสอบการทำงานของระบบตรวจวัดและติดตามอัตราการหายใจ	79
4.6 การทดสอบการทำงานของระบบรวม	97
บทที่ 5 สรุปผลและข้อเสนอแนะ	105
5.1 สรุปผล	105
5.2 ข้อเสนอแนะ	105
บรรณานุกรม	107
ภาคผนวก แผ่นพับของระบบติดตามตรวจวัดอัตราการหายใจในระหว่างการนอนหลับ	110

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ใช้งานไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า	
1.1	บล็อกไดอะแกรมการทำงานของระบบ	2
2.1	อัตราการทำใจในกิจกรรมต่างๆ	6
2.2	ระยะของการนอนหลับกับคลื่นไฟฟ้าสมอง	8
2.3	รูปสัญญาณของการหยุดหายใจชนิดต่างๆ	11
2.4	ไมโครโฟนแบบคอนเดนเซอร์	12
2.5	หลักการทำงานไมโครโฟนแบบคอนเดนเซอร์	12
2.6	หลักการการทำงานของ Accelerometer	13
2.7	การวัดความเร่งในการเอียงในทิศทางต่างๆ	14
2.8	การหาเวคเตอร์ลิฟต์	15
2.9	โมดูลวัดค่าความเร่ง GY-61	16
2.10	วงจรก่อนการขยาย	16
2.11	วงจรขยายผลต่าง	18
2.12	วงจรตรวจจับกรอบสัญญาณและสัญญาณของกรอบสัญญาณ	19
2.13	วงจร Voltage Follower, Buffer	20
2.14	การเชื่อมต่อกล่องไอพีเข้ากับอุปกรณ์ต่างๆ	21
2.15	Foscam Wireless IP Camera FI8910W	23
2.16	RN-XV WiFly Module	25
2.17	Arduino Uno R3	27
2.18	AVR Atmega328	28
2.19	ส่วนประกอบของโปรแกรม Microsoft Visual C# 2010	35
3.1	แผนภาพการทำงานของระบบติดตามตรวจวัดอัตราการทำใจในระหว่างการนอนหลับ	37
3.2	การติดตั้งเซนเซอร์วัดลมหายใจ	39
3.3	บล็อกไดอะแกรมของวงจรวัดลมหายใจ	39

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์อื่นใด

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.4	40
3.5	43
3.6	44
3.7	45
3.8	45
3.9	46
3.10	46
3.11	47
3.12	47
3.13	48
3.14	49
3.15	50
3.16	51
3.17	51
3.18	52
3.19	53
3.20	54
3.21	54
3.22	55
3.23	56
3.24	57
3.25	58
3.26	60

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์อื่นการถ้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.27 อุปกรณ์สำหรับติดตั้งเซนเซอร์ตรวจวัดลมหายใจที่สมบูรณ์	60
3.28 การจัดทำเซนเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้อง	61
3.29 อุปกรณ์สำหรับติดตั้งเซนเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้อง	61
4.1 สัญญาณขาเข้าของวงจรก่อนการขยายและสัญญาณขาออกของวงจรก่อนการขยาย	66
4.2 ผลตอบสนองทางขนาดของวงจรก่อนการขยาย	67
4.3 สัญญาณจากวงจรก่อนการขยายและสัญญาณที่ผ่านวงจรขยายผลต่าง	68
4.4 สัญญาณจากวงจรขยายผลต่างและสัญญาณที่ผ่านวงจรตรวจจับกรอบสัญญาณ	69
4.5 สัญญาณขาเข้าของวงจรบัฟเฟอร์และสัญญาณขาออกของวงจรบัฟเฟอร์	70
4.6 ผลตอบสนองทางขนาดของวงจรบัฟเฟอร์	71
4.7 การเชื่อมต่อเซนเซอร์วัดค่าความเร่งกับไมโครคอนโทรลเลอร์	72
4.8 ผลของการทดสอบตามแกน X, Y, และ Z	72
4.9 การเชื่อมต่อเซนเซอร์ทั้ง 3 กับไมโครคอนโทรลเลอร์	74
4.10 ผลการทดสอบเงื่อนไขการส่งค่าจากเซนเซอร์โดยไมโครคอนโทรลเลอร์	75
4.11 การเชื่อมต่อโมดูลส่งสัญญาณแบบไร้สายเข้ากับคอมพิวเตอร์	76
4.12 การตั้งค่าการทำงานให้กับโมดูลส่งสัญญาณแบบไร้สาย	77
4.13 การเชื่อมต่อเซนเซอร์เข้ากับไมโครคอนโทรลเลอร์และโมดูลส่งสัญญาณแบบไร้สาย	78
4.14 ฐานข้อมูลของข้อมูลจากเซนเซอร์และข้อมูลการหายใจ	79
4.15 การแสดงข้อมูลจากเซนเซอร์ในรูปแบบกราฟ	80
4.16 การแสดงอัตราการหายใจและการหยุดหายใจ	81
4.17 การสรุปข้อมูลการหายใจในรูปแบบของตาราง	82

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์และสงวนสิทธิ์ในเนื้อหาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ 82 การค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.18 การเชื่อมต่อกล้องไอพีเข้ากับเร้าเตอร์	83
4.19 หน้าต่างโปรแกรมสำหรับเลือกที่อยู่ไอพีของกล้องไอพี	84
4.20 โปรแกรมสำเร็จรูปที่ให้มาพร้อมกับกล้องไอพี	84
4.21 การเลือกเครือข่ายการเชื่อมต่อสำหรับกล้องไอพี	85
4.22 การแสดงรูปภาพในส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้	86
4.23 ฐานข้อมูลของการหยุดหายใจประเภท Mixed Apnea	87
4.24 ข้อมูลของเซนเซอร์ทั้ง 3 ตำแหน่ง ในรูปแบบกราฟจากประเภท Mixed Apnea	88
4.25 ฐานข้อมูลของการหยุดหายใจประเภท Obstructive Apnea	90
4.26 ข้อมูลของเซนเซอร์ทั้ง 3 ตำแหน่ง ในรูปแบบกราฟจากประเภท Obstructive Apnea	91
4.27 ฐานข้อมูลของการหยุดหายใจประเภท Central Apnea	93
4.28 ข้อมูลของเซนเซอร์ทั้ง 3 ตำแหน่ง ในรูปแบบกราฟจากประเภท Central Apnea	94
4.29 อุปกรณ์ที่ใช้ทดสอบระบบรวม	97
4.30 การทดสอบระบบรวม	98
4.31 ส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ของการทดสอบระบบรวม	98

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
2.1	ความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการหายใจกับระยะการนอนหลับ	9
4.1	ผลการทดสอบความผิดพลาดของการหยุดหายใจประเภท Mixed Apnea	89
4.2	ผลการทดสอบความผิดพลาดของการหยุดหายใจประเภท Obstructive Apnea	92
4.3	ผลการทดสอบความผิดพลาดของการหยุดหายใจประเภท Central Apnea	95
4.4	ผลการทดสอบความผิดพลาดของการตัดสินใจอัตราการหายใจ	96
4.5	ผลการทดสอบการนอนในเวลา 1 ชั่วโมง	99

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ปัจจุบันปัญหาทางด้านสุขภาพต่างๆ ที่เกิดขึ้นในกิจวัตรประจำวันที่อาจถูกมองข้ามไปคือการนอนหลับ โดยในระหว่างการนอนหลับเป็นช่วงของการพักผ่อนของร่างกาย หากการนอนหลับนั้นเกิดความผิดปกติจากภาวะต่างๆ ของร่างกาย อาทิเช่น การกรน การหยุดหายใจชั่วขณะระหว่างการนอนหลับ อาจก่อให้เกิดอาการง่วงนอนระหว่างวันมากผิดปกติ ความคิดอ่านบกพร่อง ความอ่อนล้า บุคลิกภาพเปลี่ยนแปลง ตื่นเช้าพร้อมอาการปวดศีรษะ หรืออาจเกิดผลข้างเคียงกับร่างกายเช่น ภาวะออกซิเจนในเลือดต่ำ โรคความดันโลหิตสูง กล้ามเนื้อหัวใจตายเฉียบพลันจากการขาดเลือด ภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ โรคของหลอดเลือดในสมอง ซึ่งสามารถตรวจความผิดปกติจากการนอน (Polysomnography : PSG หรือ Sleep Test) ได้ตามโรงพยาบาลเอกชนหรือรัฐวิสาหกิจทั่วไป การตรวจนั้นจะประกอบด้วย การตรวจวัดคลื่นสมอง การตรวจดูการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การตรวจวัดความอึดตัวของระดับออกซิเจนในเลือดแดง การตรวจวัดลมหายใจ การตรวจเสียงกรน และการตรวจท่านอน แต่เนื่องจากเครื่องมือและอุปกรณ์สำหรับการตรวจความผิดปกติระหว่างการนอนหลับนั้นเป็นอุปกรณ์ที่ต้องการความแม่นยำสูง เพื่อช่วยให้แพทย์วินิจฉัยได้ถูกต้อง จึงมีราคาแพง และต้องเสียค่าใช้จ่ายในการเข้ารับการตรวจรักษาค่อนข้างสูง

ปริญญานิพนธ์นี้มีวัตถุประสงค์เพื่อสร้างเครื่องตรวจวัดอัตราการหายใจและภาวะการหยุดหายใจในระหว่างการนอนหลับโดยเลือกศึกษาเพียงบางส่วนของ การตรวจความผิดปกติจากการนอน คือ การตรวจวัดลมหายใจ โดยมีการตรวจวัดการเคลื่อนไหวกล้ามเนื้อทรวงอกและหน้าท้อง ประกอบด้วย ร่วมกับการใช้กล้องในการเฝ้าดูพฤติกรรมการณ์การนอนของผู้ป่วย เพื่อติดตามการหายใจและประเมินผลกระทบเบื้องต้นที่อาจเกิดขึ้นกับแต่ละบุคคลระหว่างการนอนหลับ ทำให้ทราบถึงปัญหาและสาเหตุของโรคเพื่อให้สามารถป้องกันและรักษาได้อย่างทันที่

1.2 วัตถุประสงค์

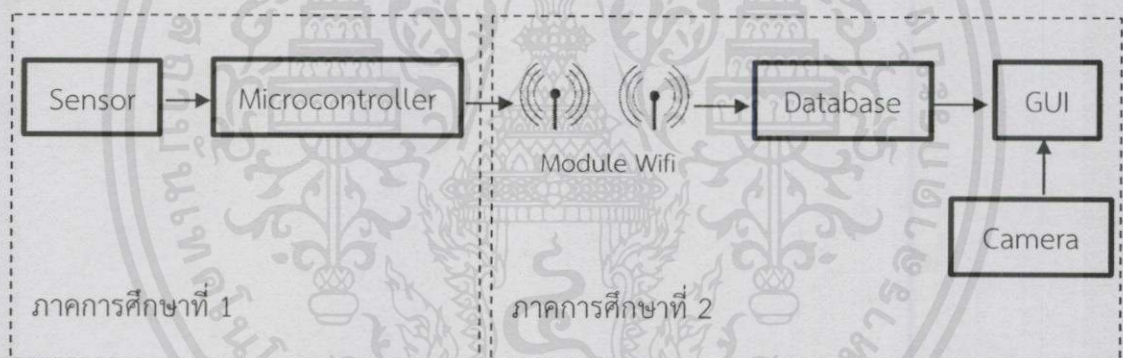
1) ประยุกต์ใช้เซนเซอร์ในการตรวจวัดอัตราการหายใจ

2) ออกแบบสร้างวงจรในการประมวลผลสัญญาณอนาล็อกเพื่อจัดการกับรูปปร่างสัญญาณในทางเวลา

- 3) เขียนคำสั่งให้กับไมโครคอนโทรลเลอร์ในการรับข้อมูลจากเซนเซอร์และควบคุมการทำงานของโมดูลส่งสัญญาณไร้สาย
- 4) ใช้กล้องในการติดตามและสังเกตอาการของผู้ป่วยในระหว่างนอนหลับ
- 5) สร้างเซิร์ฟเวอร์เพื่อจัดเก็บข้อมูลพร้อมทั้งจัดทำส่วนแสดงผลด้วยส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ (GUI)

1.3 ขอบเขตของปริญญานิพนธ์

เพื่อพัฒนาระบบการสังเกตเฝ้าระวังและติดตามผู้ป่วยในขณะการนอนหลับ เนื่องจากอาการของโรคที่อาจเกิดขึ้นในระหว่างการนอน อาทิเช่น การหยุดหายใจชั่วขณะระหว่างการนอน โดยออกแบบประยุกต์ใช้เซนเซอร์ในการตรวจวัดอัตราการหายใจและใช้กล้องในการเฝ้าดูผู้ป่วย แล้วส่งข้อมูลผ่านไมโครคอนโทรลเลอร์และโมดูลส่งสัญญาณไร้สายไปยังเซิร์ฟเวอร์ในการจัดเก็บข้อมูลเพื่อนำไปแสดงผลด้วยส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ ดังบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 1.1



รูปที่ 1.1 บล็อกไดอะแกรมการทำงานของระบบ

ในภาคการศึกษาที่ 1 จัดทำส่วนของเซนเซอร์ให้สามารถทำงานได้ เขียนโปรแกรมไมโครคอนโทรลเลอร์ให้รับข้อมูลได้

ส่วนภาคการศึกษาที่ 2 ให้โมดูลส่งสัญญาณไร้สายสามารถรับและส่งข้อมูล จัดทำฐานข้อมูลและส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ พร้อมทั้งใช้กล้องในการเฝ้าดูผู้ป่วยได้

โดยอุปกรณ์ตรวจวัดความผิดปกติของการหายใจระหว่างนอนหลับจะสามารถตรวจวัดข้อมูลได้ดังต่อไปนี้

1. อัตราการหายใจและจำนวนครั้งในการหยุดหายใจใน 1 ชั่วโมง
2. อัตราการหายใจเข้า/ออก จากเซนเซอร์ตรวจจับ 3 จุด คือ

2.1 เซนเซอร์ตรวจจับลมหายใจ

2.2 เซนเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหวของหน้าอก

2.3 เซนเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหวของหน้าท้อง

3. ภาพลักษณะและพฤติกรรมการนอนของผู้ป่วยระหว่างการตรวจสอบ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง

2.1 การตรวจสภาพการนอนหลับ

การตรวจการนอนหลับเป็นการตรวจหาความผิดปกติของการนอนหลับสำหรับผู้ที่มีนอนกรนหรือผู้ที่มีการอุดกั้นของการหายใจหรือเกร็งกระตุกขณะหลับ โดยการตรวจนี้ประกอบด้วย การตรวจวัดคลื่นสมองเพื่อวัดระดับความลึกของการนอนหลับ การตรวจวัดการทำงานของกล้ามเนื้อขณะหลับ เช่น กล้ามเนื้อคางเพื่อตรวจสอบภาวะกรน กล้ามเนื้อขาเพื่อตรวจสอบการกระตุกของขา การตรวจดูการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในขณะหลับ การวัดความอึดตัวของระดับออกซิเจนในเลือดแดงขณะหลับ การตรวจวัดลมหายใจที่ผ่านเข้าออกจากจมูกและปาก ตลอดจนการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้ออก และกล้ามเนื้อท้อง เป็นต้น ข้อมูลเหล่านี้จะถูกบันทึกไว้ตลอดคืนเพื่อให้แพทย์ใช้ในประเมินความรุนแรงของสภาวะการนอนหลับต่อไป

บุคคลที่ควรได้รับการตรวจ ได้แก่ ผู้ที่มีปัญหาอนกรนดังผิดปกติหรือมีอาการง่วงนอนกลางวันมากผิดปกติในขณะที่ได้รับการพักผ่อนอย่างเพียงพอแล้ว การตื่นนอนในตอนเช้าพร้อมอาการปวดศีรษะและง่วงตลอดเวลา เช่น นั่งหลับในขณะทำงาน อาการหงุดหงิดระหว่างขับรถ ทำให้อารมณ์เสียง่าย ความสามารถในการจดจำลดลง ส่งผลต่อการเรียนโดยตรงในเด็ก ร่างกายไม่แข็งแรง หรืออาการหายใจลำบาก โดยเฉพาะการนอนกรนที่มีภาวะหยุดหายใจขณะหลับ ร่วมกับลักษณะการกรนจะมีช่วงที่กรนเสียงดังและค่อยสลับกันเป็นช่วง เมื่อสังเกตอย่างใกล้ชิดจะเห็นว่าเกิดการหยุดกรนไปชั่วขณะหนึ่ง หากเกิดต่อเนื่องเป็นเวลานานอาจมีผลเสียต่อสุขภาพเนื่องจากช่วงที่หยุดหายใจระดับออกซิเจนในเลือดจะลดต่ำลง อาจทำให้เพิ่มความเสี่ยงต่อการเป็นโรคอื่นๆ ร่วมด้วย เช่น โรคความดันโลหิตสูง หรือโรคหัวใจขาดเลือด ทำให้เกิดอันตรายถึงแก่ชีวิต โดยผู้รับการตรวจควรพบแพทย์เฉพาะทางด้านโรคการนอนหลับโดยตรงหรือแพทย์สาขาที่เกี่ยวข้อง เช่น หู คอ จมูก อายุรแพทย์ หรือแพทย์ทางระบบประสาทที่เชี่ยวชาญด้านนี้ เพื่อสอบถามประวัติ และตรวจร่างกายอย่างละเอียดก่อนและหลังการตรวจ สำหรับพิจารณาทางเลือกในการตรวจและรักษาแบบต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสาร ทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.1 การตรวจวัดลมหายใจ

เป็นการตรวจวัดอัตราการหายใจและภาวะการหยุดหายใจที่ผ่านเข้าออกทางจมูกและปาก พร้อมทั้งตรวจวัดการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อทรวงอกและกล้ามเนื้อหน้าท้องที่ใช้ในการหายใจ เพื่อให้ทราบว่าเกิดการหยุดหายใจหรือไม่ เป็นการหยุดหายใจแบบใดและเกิดความผิดปกติหรืออันตรายมากน้อยเพียงใด

2.1.1.1 อัตราการหายใจ

อัตราการหายใจ คือ การจับวัดอัตราการหายใจเข้าออก 1 ครั้งในระยะเวลา 1 นาที โดยเป็น 1 ใน 4 ของสัญญาณชีพใช้เป็นตัวบอกลถึงความผิดปกติของร่างกายทั้งในด้านอารมณ์ จิตใจ และอวัยวะต่างๆ มีหน่วยวัดการหายใจเป็นครั้งต่อนาที (bpm) โดยมีช่วงปกติของอัตราการหายใจตามอายุดังนี้

- ทารกแรกเกิด (newborn)	ประมาณ 35-40 bpm
- ทารก (6 เดือน)	ประมาณ 30-50 bpm
- 2 ปี	ประมาณ 25-32 bpm
- เด็ก	ประมาณ 20-30 bpm
- วัยรุ่น	ประมาณ 16-19 bpm
- ผู้ใหญ่	ประมาณ 16-20 bpm

เมื่อพิจารณากิจกรรมต่างๆ ของมนุษย์ เช่น การนอนหลับ นิ่งนิ่งๆ หรืออ่านหนังสือจะมีจังหวะลมหายใจ 12-14 ครั้งต่อนาที ส่วนการเดินจังหวะการหายใจจะเพิ่มขึ้นเป็น 20 ครั้งนาที และการวิ่งจังหวะการหายใจจะเพิ่มเป็น 30 ครั้งต่อนาที ซึ่งการออกกำลังกายจังหวะการหายใจจะเร็วขึ้น 2 เท่า สามารถแสดงอัตราการหายใจในกิจกรรมต่างๆ ได้ดังรูปที่ 2.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จังหวะลมหายใจในกิจกรรมต่าง ๆ ของมนุษย์



รูปที่ 2.1 อัตราการหายใจในกิจกรรมต่างๆ [1]

2.1.1.2 ภาวะหยุดหายใจขณะหลับ

อาการหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น (obstructive sleep apnea syndrome, OSAS) คือ กลุ่มอาการที่เกิดขึ้นเนื่องจากมีการอุดกั้นของทางเดินหายใจขณะหลับ การหายใจลักษณะดังกล่าวมักเกิดร่วมกับอาการนอนกรนและภาวะขาดออกซิเจนเป็นช่วง ในขณะเดียวกันการหยุดหายใจจะสิ้นสุดเมื่อเกิดการตื่นตัวของสมอง (arousals) เป็นระยะสั้นๆ ทำให้การนอนขาดตอนเป็นช่วงๆ อันเป็นเหตุสำคัญที่ทำให้เกิดอาการง่วงนอนกลางวันมากผิดปกติ (excessive daytime sleepiness) และยังเป็นผลให้ความคิดอ่านผิดปกติได้ (cognitive dysfunction) นอกจากนี้ยังสามารถเกิดโรคแทรกซ้อนอื่นๆ จาก OSAS คือ ผลกระทบต่อระบบหัวใจและหลอดเลือด ผู้ป่วย OSAS มีโอกาสเกิดโรคความดันโลหิตสูง โรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด โรคหลอดเลือดไม่เลี้ยงสมองเป็น 2 เท่าของประชากรที่ปราศจากโรคนี้ และประชากรกลุ่มนี้ยังมีปัจจัยเสี่ยงอื่นๆร่วมอยู่ด้วย เช่น ความอ้วน ไขมันในเลือดสูง เพศชาย ผู้สูงอายุ การสูบบุหรี่และการดื่มสุรา

2.2 สรีรวิทยาของการนอนหลับ (sleep physiology)

อาการของภาวะหยุดหายใจขณะหลับนั้นเป็นความผิดปกติที่เกิดขึ้นขณะนอนหลับ ควรมีความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับการนอนหลับปกติของคนปกติที่ต้องการเวลานอนในแต่ละคืนประมาณ 7-8 ชั่วโมง ขณะหลับสามารถแบ่งระยะ (stage) ของการนอนหลับได้โดยใช้คลื่นไฟฟ้าสมอง (electroencephalograph : EEG) การเคลื่อนไหวของลูกตา (electrooculograph : EOG) และ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวัดความตึงตัว (tone) ของกล้ามเนื้อที่คาง (chin eletromyograph : EMG) โดยแบ่งระยะการนอนหลับได้ 2 ระยะดังนี้

2.2.1 Non-rapid eye movement sleep (NREM)

เป็นช่วงที่คลื่นไฟฟ้าสมองมีลักษณะของ cortical sedation หรือ quiet stage of sleep ซึ่งทำให้อัตราการเต้นของหัวใจและอัตราหายใจช้าลงพร้อมทั้งความดันเลือดต่ำ แบ่งออกเป็น 4 stages ย่อยคือ

2.2.1.1 Stage 1

คลื่นสมองเป็นแบบ irregular หรือ theta waves มีอาการหายใจช้า หลับตื้น ตื่นง่าย เกิดนาน 2 นาที อาจรู้สึกตัวโดยไม่มีตัวกระตุ้น

2.2.1.2 Stage 2

มีภาวะ sleep spindles และ mixed EEG activity เกิดนาน 20 นาที

2.2.1.3 Stage 3

เป็นช่วงของการหลับลึกหรือที่เรียกว่า slow wave หรือ delta sleep ทำให้ตื่นยาก เกิดนาน 2-3 นาที

2.2.1.4 Stage 4

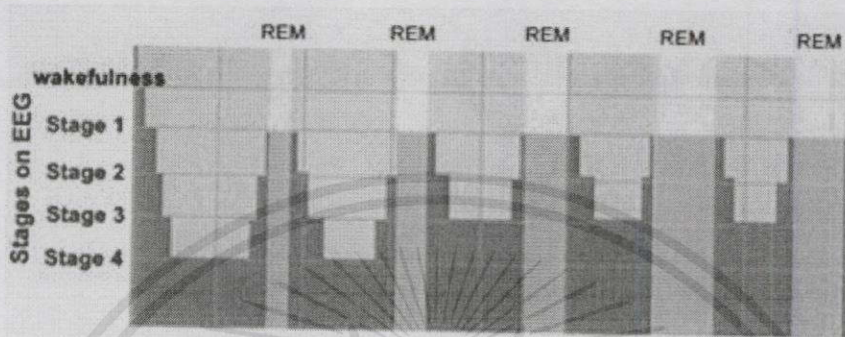
เป็นช่วงของการหลับลึก เกิดนาน 20-40 นาที

2.2.2 Rapid eye movement sleep (REM)

เป็นช่วงที่คลื่นไฟฟ้าสมองมีลักษณะของ cortical activation ทำให้มีการเคลื่อนไหวของลูกตาอย่างรวดเร็ว (rapid eye movement) พร้อมมี muscle atonia และ muscle twitching เกิดขึ้น ซึ่งใน stage นี้มีความสัมพันธ์กับการฝัน (dreaming) มีการเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยาหลายชนิดเกิดขึ้นเช่น การหายใจน้อยลงโดยกล้ามเนื้อ intercostal ทำงานน้อยลง ทำให้มีปริมาตรปอดที่น้อยลงก่อให้เกิดการขาดออกซิเจน (hypoxemia) ได้ และมีการเปลี่ยนแปลงของอัตราการเต้นของหัวใจและความดันเลือด การที่ความตึงตัวของกล้ามเนื้อน้อยลงโดยเฉพาะกล้ามเนื้อ genioglossus จะทำให้ล้มตกรไปด้านหลังก่อให้เกิดการอุดกั้นทางเดินหายใจ ภาวะเหล่านี้ทำให้มีโอกาสเกิดอาการนอนกรนหรือภาวะหยุดหายใจขณะหลับได้

ซึ่งระหว่างการนอนหลับ stage จะเพิ่มขึ้นเรื่อยๆจนเกิด REM stage ส่วนใหญ่ครั้งแรกของคนจะเกิดขึ้นประมาณ 60-100 นาทีหลังจากที่นอนหลับ และจะมีการสลับกันระหว่างไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

REM และ NREM ตลอดทั้งคืน โดยมีช่วงห่างกันประมาณ 100 นาทีหลังจากที่นอนหลับ ระยะเวลาของ REM stage จะยาวมากขึ้น ขณะที่ช่วงของการเกิด slow wave จะลดน้อยลงเรื่อยๆ สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 ระยะเวลาของการนอนหลับกับคลื่นไฟฟ้าสมอง [2]

จากรูปที่ 2.2 เป็นรูปแบบของการนอนในวัยรุ่น (young adult) เริ่มจาก stage 1 NREM ประมาณ 2-3 นาที หลังจากนั้นจะไปยัง stage 2 ซึ่งเป็น stage ที่มีการหลับลึกขึ้นใช้เวลาประมาณ 10-25 นาที แล้วไปยัง stage 3 และ 4 ซึ่งเป็นการหลับที่ลึกขึ้นเรื่อยๆ โดย stage 3 ใช้เวลาประมาณ 2-3 นาที ส่วน stage 4 ใช้เวลาประมาณ 20-40 นาที. หลังจากนั้นก็อาจหลับตื่นขึ้นไปยัง stage 2 และ stage 1 หรือ REM โดยช่วงแรกๆของการนอน ช่วงของ REM จะสั้น และค่อยๆ ยาวขึ้นเรื่อยๆ โดยรวมจะเป็น stage ของ NREM ประมาณร้อยละ 80 และ stage ของ REM ประมาณร้อยละ 20 เด็กจะมี stage ของ REM และ stage 3 และ 4 NREM ค่อนข้างยาวเมื่อเปรียบเทียบกับผู้ใหญ่และมีรูปแบบของการนอนเหมือนผู้ใหญ่เมื่ออายุ 10 ปี ในผู้สูงอายุ stage 3 และ 4 NREM จะน้อยลงอย่างชัดเจนพร้อมมีอาการตื่นขึ้นได้บ่อยๆ สามารถแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการหายใจกับระยะการนอนหลับได้ดังตารางที่ 2.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2.1 ความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการหายใจกับระยะการนอนหลับ [3]

Sleep stage	Breaths per minute
Awake	12-18 breaths per minute
NREM sleep Stage-1	3-4 breaths per minute
NREM sleep Stage-2	3-4 breaths per minute
NREM sleep Stage-3	3-4 breaths per minute
NREM sleep Stage-4	3-4 breaths per minute
REM sleep	24-36 breaths per minute

2.3 การหยุดหายใจ (apnea)

คือ ภาวะที่ไม่มีลมหายใจเข้าออกบริเวณจมูกหรือปากเป็นระยะเวลาอย่างน้อย 10 วินาทีในผู้ใหญ่และ 6 วินาทีในเด็ก ซึ่งมักจะตามด้วยการสะดุ้งตื่น ส่วนใหญ่ระยะเวลาของการหยุดหายใจในช่วง REM มักยาวกว่า NREM เนื่องจาก arousal threshold ใน REM สูงกว่า NREM และกล้ามเนื้อในระบบทางเดินหายใจที่ทำให้ทางเดินหายใจเปิดโล่งจะมีความตึงตัวที่ต่ำกว่าในช่วง REM ดังนั้นภาวะหยุดหายใจสามารถแบ่งได้ 3 ชนิดคือ

2.3.1 Obstructive apnea

คือ ภาวะหยุดหายใจในขณะที่มีการพยายามหายใจเข้า (inspiratory effort) โดยสังเกตจากการเคลื่อนไหวของทรวงอกและท้อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.2 Central apnea

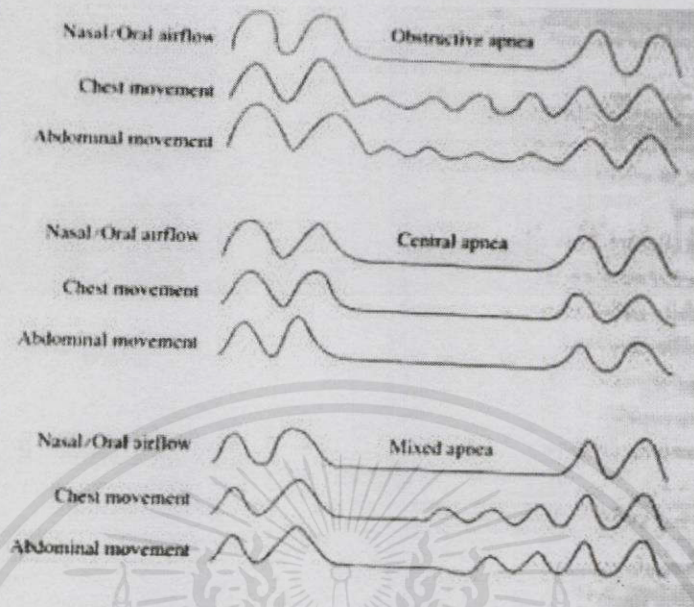
คือ ภาวะหยุดหายใจโดยไม่มีอาการพยายามหายใจเข้า สาเหตุมักเกิดจากพยาธิสภาพในระบบประสาทส่วนกลาง

2.3.3 Mixed apnea

คือ ภาวะหยุดหายใจที่ในช่วงแรกไม่มีอาการพยายามหายใจเข้า (central apnea) แต่ในช่วงหลังมีอาการพยายามหายใจเข้า (obstructive apnea)

apnea index (AI) คือ จำนวนครั้งของการหยุดหายใจใน 1 ชั่วโมง ผู้ใหญ่ปกติมักมี AI ไม่เกิน 5 เนื่องจากทั้ง apnea และ hypopnea สามารถทำให้เกิดการรบกวนเวลานอนหลับ (sleep disruption) ได้เช่นกัน จึงมีการนับจำนวน apnea และ hypopnea รวมกันใน 1 ชั่วโมง เรียกว่า apnea-hypopnea index (AHI) ส่วน respiratory disturbance index (RDI) คือ AHI ร่วมกับ respiratory effort-related arousal (RERA) RERA เป็นภาวะที่เกิดจากการอุดกั้นทางเดินหายใจทำให้มีการสะดุ้งตื่นเกิด sleep fragmentation โดยไม่มีลักษณะของ apnea หรือ hypopnea ที่ชัดเจน แต่เมื่อทำการวัดความดันในหลอดอาหาร (esophageal pressure) พบว่ามีความดันที่เป็นลบในช่องอก (negative intrathoracic pressure) และมีการทำงานของกล้ามเนื้อกะบังลม หรือ intercostals เพิ่มขึ้น ซึ่งวัดโดย EMG (diaphragmatic or intercostal EMG activity) และมีการลดลงของความดันของลมหายใจที่ผ่านเข้าออกทางจมูก (nasal pressure flow limitation) โดยทั่วไปถือว่าถ้า $AHI > 5$ ในผู้ใหญ่ หรือ $AHI > 1$ ในเด็กถือว่าผิดปกติ มีการศึกษาพบว่า ผู้ป่วยที่มี AHI สูงกว่า 20 จะมีการเพิ่มขึ้นของอัตราตายอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ สามารถแสดงรูปแบบของการหยุดหายใจชนิดต่างๆ ได้ดังรูปที่ 2.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.3 รูปสัญญาณของการหยุดหายใจชนิดต่างๆ [4]

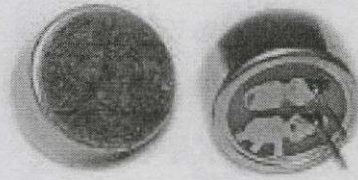
ยังไม่มีข้อมูลที่สามารถสรุปได้ชัดเจนว่าการประเมินผู้ป่วยโดยใช้ค่าดัชนีเกี่ยวกับการหายใจผิดปกติ (AHI หรือ RDI) นี้เป็นตัวชี้วัดความรุนแรงที่ดีที่สุด เพียงแต่การใช้ดัชนีดังกล่าวเป็นวิธีที่นิยมที่สุด การตรวจวัดอื่นๆ ได้แก่ ระดับออกซิเจนขณะหลับ ความถี่ของระดับออกซิเจนที่ต่ำลง การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าสมอง การนับการตื่นตัวของสมอง อาจใช้เป็นตัวประเมินความรุนแรงได้แต่ยังไม่มีเกณฑ์ที่เป็นมาตรฐาน ในปัจจุบันแบ่งความรุนแรงของ OSAS ตามความถี่เฉลี่ยของ AHI หรือ RDI ดังนี้

- RDI 5-14 ครั้ง/ชม. : รุนแรงน้อย
- RDI 15-30 ครั้ง/ชม. : รุนแรงปานกลาง
- RDI >30 ครั้ง/ชม. : รุนแรงมาก

2.4 ไมโครโฟนแบบคอนเดนเซอร์ (Condenser Microphone)

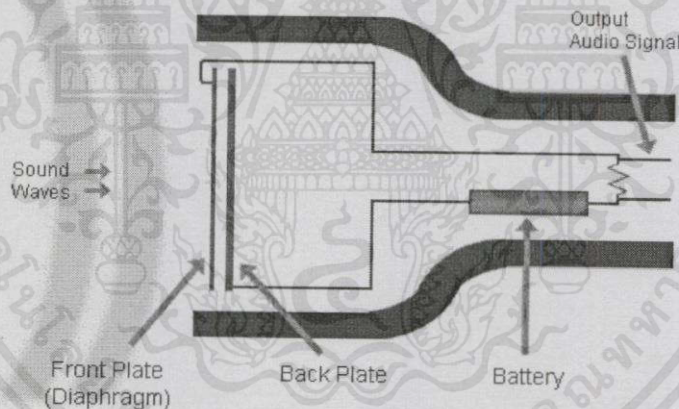
เป็นไมโครโฟนที่ออกแบบโดยใช้หลักการเปลี่ยนแปลงค่าความจุตามเสียงที่มากกระทบแผ่นฉนวนซึ่งอยู่ระหว่างแผ่นเพลทสองแผ่น โดยส่วนใหญ่ไมโครโฟนประเภทนี้จะต้องมีแหล่งจ่ายไฟเลี้ยงและสามารถตอบสนองความถี่สูงได้ดี ในรูปที่ 2.4 แสดงลักษณะทั่วไปของไมโครโฟนแบบคอนเดนเซอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 ไมโครโฟนแบบคอนเดนเซอร์ [5]

หลักการการทำงานจะใช้ไดอะแฟรม (diaphragm) เป็นตัวรับเสียงทำมาจากแผ่นซึ่งทำจากเซรามิกพลาสติกเคลือบทองยึดติดอยู่เหนือแบล็กเพลท (back plate) ทำให้มีช่องว่างเล็กๆ เพื่อการเคลื่อนตัวไปมา ซึ่งการเคลื่อนตัวนี้ทำให้แผ่นไดอะแฟรมเคลื่อนที่เข้าหา back plate และตะกัณฑ์ทำให้กระแสไฟฟ้าไหลผ่านไปได้ด้วยไฟฟ้าที่มาจากแหล่งกำเนิดที่เรียกว่าแฟนทอม (phantom) ผ่านตัวเก็บประจุ (capacitor) ซึ่งจะมีขั้วบวกและลบอยู่ โดยขั้วบวกและลบจะถูกต่อไว้ที่ไดอะแฟรมคนละแผ่น สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2.5



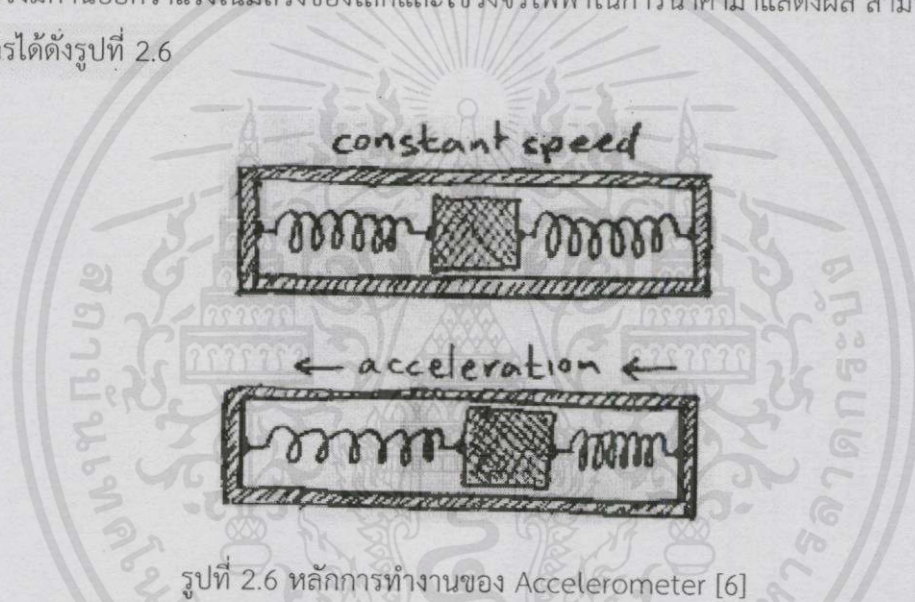
รูปที่ 2.5 หลักการทำงานไมโครโฟนแบบคอนเดนเซอร์ [5]

ดังนั้นทุกครั้งที่ไดอะแฟรมเคลื่อนที่เข้ามาหากันประจุไฟฟ้าจะถูกเหนี่ยวนำโดยขึ้นอยู่กับความแรงของเสียงที่มากระทบไดอะแฟรม ถ้าตะกัณฑ์นานจะทำให้กระแสไฟฟ้าไหลผ่านได้ดียิ่งขึ้น ในตรงข้ามหากตะกัณฑ์เร็วกระแสไฟฟ้าก็จะไหลได้น้อย ผลของการไหลของกระแสไฟฟ้านี้จะถูกส่งผ่านไปยังปริแอมป์ (pre-amplifier) เพื่อขยายสัญญาณให้แรงพอ เนื่องจากไมโครโฟนแบบคอนเดนเซอร์ ใช้วงจรทางอิเล็กทรอนิกส์มาช่วยและต้องใช้ไฟมาเลี้ยงตั้งแต่ 1.5 ถึง 48 โวลต์ ทำให้ความไวต่อการรับเสียงสูงและสามารถตอบสนองต่อเสียงได้ราบรื่นตลอดย่านความถี่ จึงเหมาะไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับการบันทึกสัญญาณต่างๆ เช่น เสียงรบกวน สัญญาณเสียงที่ไม่ดังมาก แต่ไม่เหมาะกับการบันทึกสัญญาณที่แรงมากเช่น เสียงจากตู้แอมป์กีตาร์ ซึ่งอาจทำให้ไดอะแฟรมเสียหายได้

2.5 เซนเซอร์ตรวจวัดความเร่ง (Accelerometer)

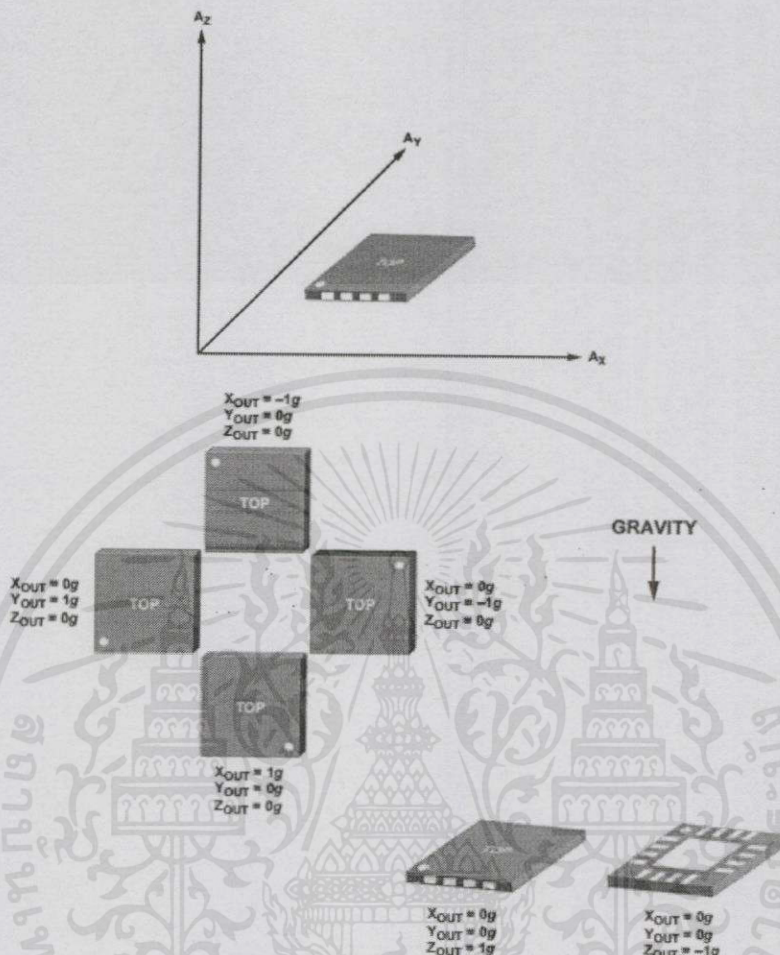
Accelerometer คือ เซนเซอร์ที่ใช้ในการวัดความเร่งเพิ่มขึ้นหรือลดลงในหน่วย m/s^2 เช่น ความเร่งของแรงโน้มถ่วง $9.8 m/s^2$ หรือ a โดยหลักการทำงานสังเกตจากห้องสี่เหลี่ยมที่ทุกด้านของกำแพงมีสปริงติดอยู่เมื่อห้องเอียงไปทางใดทางหนึ่งสปริงจะยุบไปด้านนั้น สมมุติค่าแรงดันของสปริงมีค่าน้อยกว่าแรงโน้มถ่วงของโลกและใช้วงจรไฟฟ้าในการนำค่ามาแสดงผล สามารถแสดงหลักการได้ดังรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 หลักการทำงานของ Accelerometer [6]

Accelerometer ใช้สำหรับแสดงสถานะนิ่งเฉย (Static) หรือเคลื่อนไหวทันทีทันใด หรือหยุดทันทีทันใด (Dynamic) ทำให้เป็นเซนเซอร์สำหรับบอกสถานะการเอียงได้เป็นอย่างดี (Tilt Sensor) ประโยชน์ที่นอกเหนือจากความสะดวกในการใช้งาน คือ เกมที่ให้ความสมจริงในการควบคุมที่ดีขึ้น หรือเกมที่อาศัยการหมุนทิศทางการต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

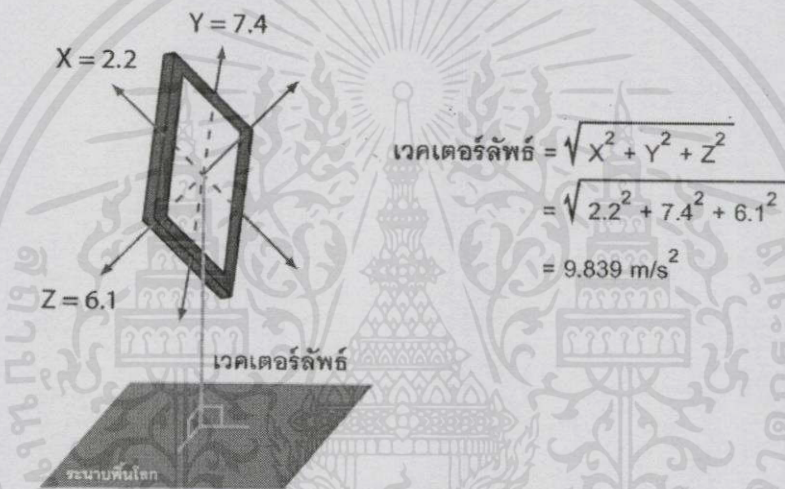


รูปที่ 2.7 การวัดความเร่งในการเอียงในทิศทางต่างๆ [7]

จากรูปที่ 2.7 Accelerometer วัดความเร่งในแกน XYZ บนอุปกรณ์ใดๆ การเอียงในแกน X และ Y มีแค่การขึ้นและลงเท่านั้น แต่การเอียงในแกน Z จะทำให้ทั้งสองแกนที่เหลือเคลื่อนที่ด้วย ดังนั้นเมื่อเอียงไปทางแกน X แกน Z ก็จะมีเอียงด้วยและเมื่อเอียงไปทางแกน Y แกน Z ก็จะมีเอียงด้วยเช่นกัน เมื่อเครื่องอยู่นิ่งๆ ไม่มีการเคลื่อนไหวค่าแต่ละแกนเป็น 0 แต่ในความเป็นจริงนั้นมีแรงโน้มถ่วงของโลกอยู่ด้วยค่าจาก Accelerometer จึงไม่ได้เป็น 0 เมื่อไม่เคลื่อนที่ที่ตั้งเครื่องให้แกน Z ตั้งฉากกับพื้นโลกแกน X และ Y จะเป็น 0 แต่แกน Z จะไม่เป็น 0 เพราะมีแรงโน้มถ่วงของโลกกระทำอยู่ ดังนั้นค่าที่ได้จากแกน Z จึงเท่ากับ 9.8 m/s^2 ในอุดมคติ

โดยปกติแล้วค่าแรงโน้มถ่วงของโลกไม่สามารถเป็นค่า 9.8 m/s^2 ได้ตลอดเวลา กรณีเครื่องอยู่นิ่งค่า 10 เป็นผลของแรง G ของโลก เมื่อวางตั้งฉากกับพื้นโลกที่ค่า $X=0, Y=10$, และเป็นการคำนวณที่ผิดพลาดอีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$Z=0$ สมมติให้เคลื่อนที่ลงด้วยความเร่งทิศเดียวกับแรง G ของโลกค่าความเร่งที่ได้ก็จะมีมากกว่า 10 คือค่าแรงโน้มถ่วงโลกรวมกับความเร่งจากเครื่อง แต่ถ้าเคลื่อนที่ขึ้นข้างบนค่าที่ได้จะตรงกันข้ามกับแรงโน้มถ่วงโลกและน้อยกว่า 10 ที่เป็นค่าแรงโน้มถ่วงโลกโดยปราศจากความเร่งจากเครื่อง กรณีที่อยู่นิ่งแต่แกน XYZ ไม่ตั้งฉากกับพื้นโลก ค่าแรงโน้มถ่วงของโลกที่กระทำกับแต่ละแกนของ Accelerometer จะกระจายออกไปในแต่ละแกนขึ้นอยู่กับความเอียงนั้นๆ โดยเวกเตอร์ลัพธ์ที่ตั้งฉากกับพื้นโลกจะมีค่าประมาณ 9.8 m/s^2 และเมื่อเครื่องเคลื่อนที่ความเร่งจะเปลี่ยนแปลงไปตามทิศทางการเคลื่อนที่ที่แสดงการหาเวกเตอร์ลัพธ์ได้ดังรูปที่ 2.8

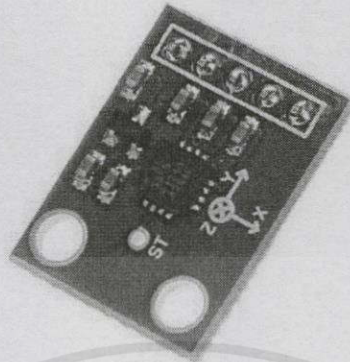


รูปที่ 2.8 การหาเวกเตอร์ลัพธ์ [8]

2.5.1 GY-61

เป็นโมดูลวัดค่าความเร่งแบบ 3 แกน ใช้ชิพ ADXL335 จาก Analog Device มีขนาดเล็กใช้พลังงานต่ำ สามารถวัดอัตราเร่งคงที่ของแรงโน้มถ่วงของโลก มีช่วงการวัดน้อยสุดที่ $\pm 3g$ โมดูลทำงานที่ 3.3 ถึง 5 โวลต์ ให้ค่าเอาต์พุตเป็นแรงดันสามารถเชื่อมต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์ต่างๆ เช่น Arduino หรือ Raspberry Pi ผ่านทาง Analog Input เหมาะสำหรับการวัดค่าความเร่งที่เกิดจากการเอียง การวัดความเร่งที่เปลี่ยนแปลงไปจากการเคลื่อนไหว การกระแทก หรือการสั่นสะเทือน แสดงโมดูลวัดค่าความเร่งได้ดังรูปที่ 2.9

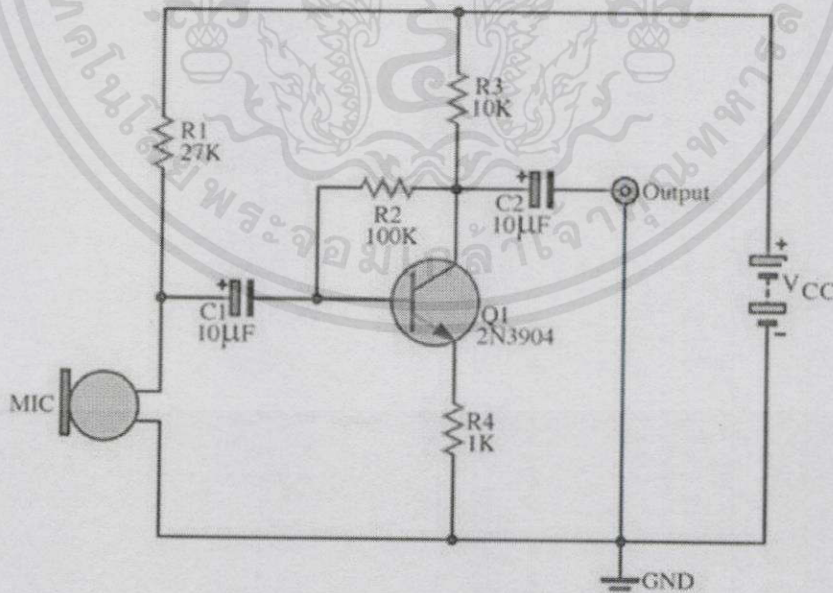
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.9 โมดูลวัดค่าความเร่ง GY-61 [9]

2.6 วงจรก่อนการขยาย (Pre amplifier)

เนื่องจากสัญญาณที่ถูกส่งเข้ามาจากภาคสัญญาณขาเข้ามีความแตกต่างกัน เช่น ไมโครโฟน เครื่องบันทึกเสียง เครื่องเล่นคอมแพคดิสก์ มีกำลังของสัญญาณต่ำ จึงจำเป็นต้องผ่าน วงจรก่อนการขยายเพื่อให้ได้สัญญาณที่เป็นมาตรฐานเข้าไปในวงจรขยายเสียงที่มีความแรงสูงขึ้น ดังนั้นภาคก่อนการขยายจะช่วยในการปรับแต่งเสียงให้มีระดับสัญญาณเท่าๆ กัน ซึ่งแสดงวงจรก่อนการขยายได้ดังรูปที่ 2.10



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับรูปที่ 2.10 วงจรก่อนการขยาย [10]

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซึ่งวงจรก่อนการขยายนั้นมีสมการความสัมพันธ์ในการหาค่าตัวแปรอุปกรณ์ต่างๆ ที่ใช้ในวงจร สามารถอธิบายได้ดังสมการต่อไปนี้

$$I_o = \beta I_b + I' \cong \beta I_b, \quad \beta I_b \gg I' \quad (2.1)$$

$$V_o = -I_o R_3 = -(\beta I_b) R_3 = -\beta \frac{V_i}{\beta R_4} R_3 = -\frac{V_i}{R_4} R_3 \quad (2.2)$$

$$A_v = \frac{V_o}{V_i} = -\frac{R_3}{R_4} \quad (2.3)$$

$$r_e = \frac{26}{I_c} \quad (2.4)$$

$$R_i = r_e (\beta + 1) \quad (2.5)$$

$$R_{Th} = R_1 // R_2 // R_i \quad (2.6)$$

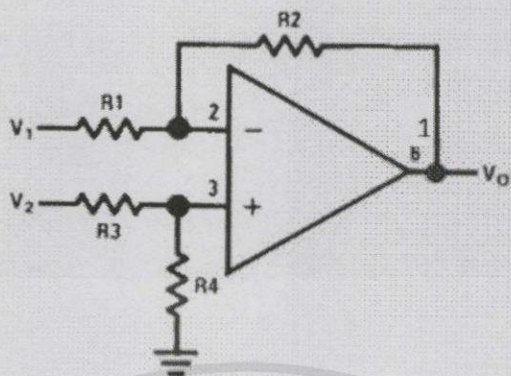
$$f_H = \frac{1}{2\pi R_{Th} C} \quad (2.7)$$

สมการที่ 2.1 และ 2.2 เป็นการแสดงความสัมพันธ์ของการหาอัตราขยายของวงจรในสมการที่ 2.3 ส่วนสมการที่ 2.4 ถึง 2.7 เป็นการแสดงการหาค่าความถี่ตัดในช่วงความถี่สูง

2.7 วงจรขยายผลต่าง (Differential Amplifier)

วงจรที่ใช้สำหรับขยายสัญญาณผลต่างของแรงดันอินพุตที่ป้อนเข้าวงจรขยายผลต่างจะใช้ทรานซิสเตอร์ทำหน้าที่ขยายผลต่างของสัญญาณ แต่ปัจจุบันได้สร้างวงจรขยายผลต่างให้อยู่ในไอซีสำเร็จรูปซึ่งทำให้ง่ายต่อการใช้งาน หลักการทำงานของวงจรขยายผลต่างคือ แห่จ่ายแรงดัน 2 แห่จ่ายที่เป็นแรงดันต่างกันแล้วให้แรงดันเป็นสัญญาณผลต่างออกมาเพียงสัญญาณเดียวสามารถแสดงวงจรขยายผลต่างได้ดังรูปที่ 2.11

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.11 วงจรขยายผลต่าง [11]

ซึ่งวงจรขยายผลต่างนั้นมีสมการความสัมพันธ์ในการหาค่าตัวแปรอุปกรณ์ต่างๆ ที่ใช้ในวงจร สามารถอธิบายได้ดังสมการต่อไปนี้

$$\frac{R_1}{R_2} = \frac{R_3}{R_4} \tag{2.8}$$

$$v_o = \frac{R_2}{R_1} (v_2 - v_1) \tag{2.9}$$

สมการที่ 2.8 แสดงถึงความสัมพันธ์ของตัวต้านทานได้ว่าตัวต้านทาน R_1 เท่ากับตัวต้านทาน R_3 และตัวต้านทาน R_2 เท่ากับตัวต้านทาน R_4 ส่วนสมการที่ 2.9 แสดงถึงความสัมพันธ์อัตราขยายและผลต่างของสัญญาณที่เข้ามา

2.8 วงจรตรวจจับกรอบสัญญาณ (Envelope detector)

เป็นวงจรอย่างง่ายที่ประกอบด้วยไดโอด ตัวต้านทานและตัวเก็บประจุ โดยใช้คุณสมบัติไดโอดที่ยอมให้กระแสไหลผ่านทางเดียว จึงทำหน้าที่ตัดสัญญาณที่ผสมแล้วในด้านลบออกเหลือแต่สัญญาณด้านบวก ส่วนตัวต้านทานและตัวเก็บประจุประกอบเป็นวงจรกรองแถบความถี่ต่ำสามารถอธิบายได้ด้วยกระบวนการอัดและคายประจุของตัวเก็บประจุ โดยจังหวะที่มีสัญญาณผ่านไดโอดจะอัดประจุเข้าตัวเก็บประจุและขณะที่ไม่มีสัญญาณผ่านไดโอดมาตัวเก็บประจุก็จะคายประจุให้แก่ตัวต้านทาน ซึ่งถ้าค่าตัวต้านทานและตัวเก็บประจุน้อยการอัดและคายประจุจะเกิดในเวลาอัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

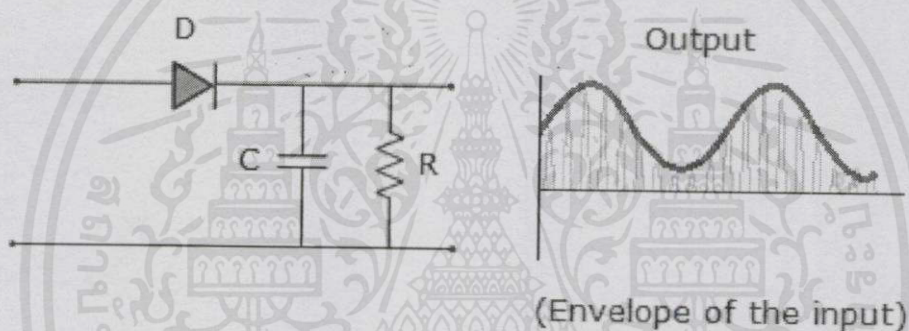
สิ้น สามารถแสดงความสัมพันธ์ระหว่างตัวต้านทานและตัวเก็บประจุตามสมการที่ 2.10 พร้อมแสดงวงจรตรวจจ็กรอบสัญญาณและสัญญาณของกรอบสัญญาณได้ดังรูปที่ 2.12

$$\tau = RC \quad (2.10)$$

โดย τ คือ ระยะเวลาในการอัดและคายประจุ หน่วยวินาที

R คือ ค่าความต้านทาน หน่วยโอห์ม

C คือ ค่าความจุของตัวเก็บประจุ หน่วยฟารัด

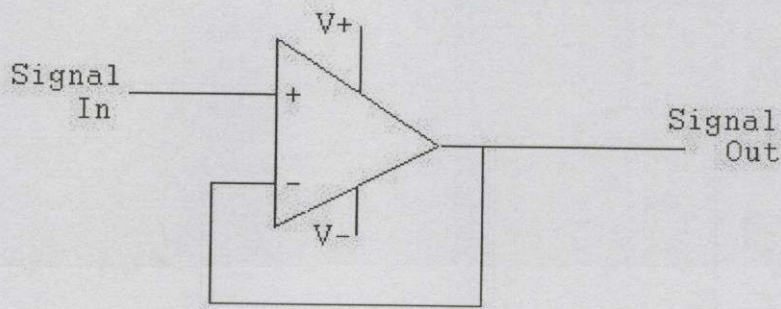


รูปที่ 2.12 วงจรตรวจจ็กรอบสัญญาณและสัญญาณของกรอบสัญญาณ [12]

2.9 วงจรบัฟเฟอร์ (Voltage follower, Buffer)

วงจรบัฟเฟอร์หรือวงจรกันชน เป็นวงจรที่ใช้เชื่อมวงจรสองวงจรเข้าด้วยกัน เช่น ระบบไอซีที่ต่างตระกูลกันหรือทรานซิสเตอร์ที่อิมพีแดนซ์ (impedance matching) ไม่แมตช์กัน เป็นวงจรที่จำเป็นต้องใช้บัฟเฟอร์เพราะคุณสมบัติของการขยายกระแสไฟฟ้า เมื่อเชื่อมต่อกับวงจรหรืออุปกรณ์อื่นแล้วจะไม่ทำให้กระแสไฟฟ้าในวงจรมันลดลงหรือมีผลกับวงจรหรืออุปกรณ์อื่นแตกต่างไปจากเดิม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.13 วงจร Voltage follower, Buffer [13]

จากรูปที่ 2.13 แรงดันทางด้านเข้า (Input) และแรงดันทางด้านออก (Output) จะเป็นไปตามสมการที่ 2.11 และอัตราขยายของแรงดันจะมีค่าเป็น 1 ดังสมการที่ 2.12

$$V_{out} = V_{in} \quad (2.11)$$

$$A_v = 1 \quad (2.12)$$

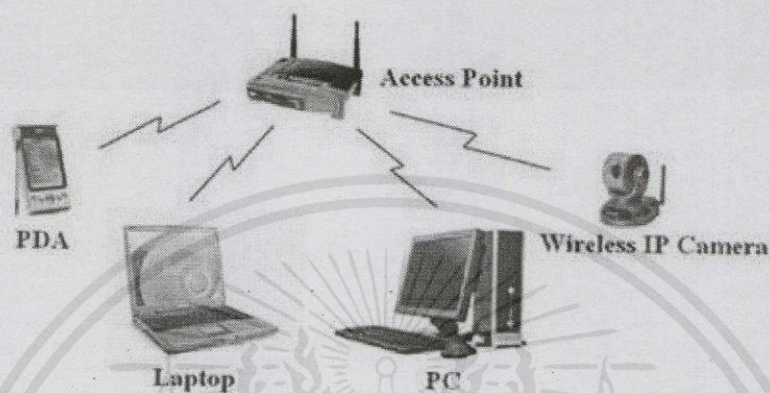
2.10 กล้องไอพี (IP Camera)

IP Camera (Internet Protocol Camera) หรือกล้องเครือข่าย (Network Camera) คือ กล้องวงจรปิดที่รวมเอาคุณสมบัติของ Web Server ไว้ในตัวกล้อง เป็นการนำเอาความสามารถบางส่วนของเครื่องคอมพิวเตอร์บรรจุลงไปในตัวกล้องวงจรปิด เพื่อให้สามารถดูภาพสดบนระบบอินเทอร์เน็ตหรือ ระบบเครือข่ายได้ โดยผู้ใช้งานสามารถดูภาพจากระยะไกลเพื่อใช้ในการรักษาความปลอดภัยและเฝ้าระวังภายใน บ้าน สำนักงาน โรงงาน ห้างสรรพสินค้า และอื่นๆ ได้ กล้องไอพีมีทั้งแบบใช้สาย (Wiring) และแบบไร้สาย (Wireless)

สำหรับการติดตั้งกล้องไอพีสามารถติดตั้งได้โดยสะดวก ได้ทั้งที่บ้าน หรือถ้าสถานที่ที่ต้องการติดตั้งกล้องไอพีมีระบบเครือข่ายอยู่แล้วก็สามารถต่อสายแลนเข้าที่กล้องไอพีแล้วเสียบสายไฟก็สามารถใช้งานกล้องไอพีได้แล้ว โดยการเข้าไปตั้งค่าต่างๆ ในตัวกล้องด้วยที่อยู่ไอพีของตัวกล้องเอง กล้องไอพีรุ่นใหม่ๆ จะมีเทคโนโลยี POE (Power over Ethernet) ติดมาด้วยคือสามารถ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จ่ายไฟให้ตามสายแลนได้ ทำให้ประหยัดค่าเดินสายไฟ หรือสะดวกต่อการสำรองไฟ การเชื่อมต่อกล้องไอพีเข้ากับอุปกรณ์ต่างๆ แสดงได้ดังรูปที่ 2.14



รูปที่ 2.14 การเชื่อมต่อกล้องไอพีเข้ากับอุปกรณ์ต่างๆ [14]

การบันทึกของกล้องไอพีมีด้วยกัน 3 วิธีหลักๆ คือ บันทึกลงการ์ดหน่วยความจำที่อยู่บนตัวกล้องไอพี ใช้ซอฟต์แวร์บันทึกลงคอมพิวเตอร์ และใช้ NVR (Network Video Record) บันทึกลงฮาร์ดดิสก์ โดยในโครงการนี้จะใช้วิธีการบันทึกโดยการใช้โปรแกรมที่ได้เขียนขึ้นเองบันทึกลงคอมพิวเตอร์

จุดเด่นของกล้องไอพีคือ กล้องไอพีในปัจจุบันมีราคาต่ำกว่ากล้องไอพีในสมัยก่อนมาก และมีราคาต่ำกว่ากล้องวงจรปิดแบบอะนาล็อก บำรุงรักษาง่าย อายุการใช้งานนาน สามารถส่งภาพได้ในระยะที่ไกลกว่า และมีความคมชัดของภาพสูงกว่ามาก มีความยืดหยุ่นในการติดตั้งติดตั้งง่าย ใช้สายน้อย สามารถดูภาพได้โดยไม่ต้องใช้ DVR (Digital Video Recorder) ซึ่งมีราคาค่อนข้างสูง โดยสามารถดูผ่านคอมพิวเตอร์ได้โดยตรง

2.10.1 การประยุกต์ใช้งานกล้องไอพี

เนื่องจากกล้องไอพีมีข้อดีหลายประการ ทำให้สามารถนำไปกล้องไอพีประยุกต์ใช้งานต่างๆ ได้หลากหลาย ยกตัวอย่างได้ดังต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.10.1.1 ระบบดูแลรักษาความปลอดภัย สำหรับบ้านพัก ที่อยู่อาศัย

ผู้ใช้งานสามารถใช้กล้องไอพีคอยเป็นหูเป็นตาดูแลความปลอดภัยในบ้าน โดยใช้อุปกรณ์เพียงไม่กี่ชิ้นและอินเทอร์เน็ตความเร็วสูง ในราคาที่ไมแพงเกินไปสำหรับผู้ใช้งานตามบ้าน เมื่อเทียบกับความปลอดภัยของทรัพย์สินที่จะได้รับ ตรวจสอบทุกความเคลื่อนไหวให้ไม่พลาดวินาทีสำคัญ ช่วยดูแลลูกน้อย บ้าน ทรัพย์สิน และสัตว์เลี้ยง ให้สบายใจในยามที่ไม่อยู่บ้าน พร้อมกับสามารถเห็นภาพเหตุการณ์ต่างๆ ณ ขณะนั้น

2.10.1.2 ระบบตรวจการณ์สำนักงาน องค์กร โรงงานผลิต โกดังสินค้า

ผู้บริหารสามารถมองเห็นพฤติกรรมและการทำงานต่างๆ ของพนักงานในสำนักงาน ได้อย่างละเอียดทุกซอกทุกมุม ไม่ให้ขาดตกบกพร่อง ช่วยให้ควบคุมการทำงานของพนักงานหรือเจ้าหน้าที่ได้เป็นอย่างดี ทำให้สามารถปรับปรุงวิธีการขั้นตอนในการทำงานได้ดีขึ้น นอกจากนี้ก็ยังใช้ในการประชุมผ่านอินเทอร์เน็ตได้อีกด้วย

2.10.1.3 ระบบดูแลบุตรหลานสำหรับโรงเรียน สถานรับเลี้ยงเด็ก

โรงเรียนและผู้ปกครองให้ความสนใจเป็นอย่างมากในการนำกล้องไอพีติดตั้งในห้องเรียนเพื่อให้ผู้ปกครองสามารถดูและติดตามบุตรหลานของตนเองผ่านอินเทอร์เน็ตได้ โดยสามารถเชื่อมโยงเข้ากับระบบฐานข้อมูลของโรงเรียน เพื่อช่วยในการค้นหา อาทิ ใช้เลขประจำตัวในการเลือกชมกล้อง เป็นต้น

2.10.1.4 ระบบดูแลสัตว์เลี้ยงสำหรับฟาร์มสัตว์ สวนสัตว์ บ้านสัตว์

ทุกครั้งที่ออกไปนอกบ้านหรือออกเดินทางไปที่ต่างจังหวัดหลายวัน อาจต้องปล่อยสุนัขตัวโปรดหรือสัตว์เลี้ยงไว้ที่บ้านตามลำพัง จึงไม่ต้องกังวลใจเพราะถ้าใช้กล้องไอพีแล้วก็จะสามารถดูสัตว์เลี้ยงได้จากทั่วโลกผ่านทางเว็บเบราว์เซอร์ทั่วไป

2.10.1.5 มอนิเตอร์ภายในหรือนอกร้านค้า

เป็นเรื่องสำคัญที่บริษัทหรือห้างร้านต่างๆ ควรจะคอยตรวจสอบบุคคลเข้าออกอยู่ตลอดเวลา เพื่อประโยชน์ในการรักษาความปลอดภัย หรือการขนถ่ายสินค้าที่บางครั้งความคมชัดของกล้องวงจรปิดอาจไม่เพียงพอที่จะระบุตัวบุคคลได้อย่างละเอียด ดังนั้นจึงอาจต้องพึ่งกล้องไอพีที่มีความคมชัดสูงและมีระบบรักษาความปลอดภัยที่ดีกว่าเข้ามาช่วยในงานประเภทนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.10.2 FosCam Wireless IP Camera FI8910W

กล้องไอพีที่นำมาใช้ในปริญญานิพนธ์นี้คือ FosCam Wireless IP Camera FI8910W คุณสมบัติพื้นฐานของ FosCam Wireless IP Camera FI8910W มีความละเอียดของกล้องอยู่ที่ 640 x 480 พิกเซล มีรูปแบบการบีบอัดข้อมูลรูปภาพแบบ MJPEG มีอัตราการไหลของข้อมูลรูปภาพที่ 15 เฟรมต่อวินาที รองรับการควบคุมด้วยการหมุนในแนวตั้ง 120 องศา แนวนอน 270 องศา มีระบบอินฟราเรด สามารถมองเห็นได้ในที่มืดไกลสูงสุด 8 เมตร รองรับมาตรฐานการทำงานของระบบเครือข่าย ไร้สาย IEEE 802.11b/g และรองรับโปรโตคอล HTTP, FTP, TCP/IP, UDP, SMTP, DHCP, PPPoE, DDNS และ GPRS แสดงได้ดังรูปที่ 2.15



รูปที่ 2.15 FosCam Wireless IP Camera FI8910W [15]

2.11 หมายเลขไอพี (IP number)

หมายเลขไอพี หรือ ไอพีแอดเดรส (Internet Protocol Address) คือหมายเลขที่ใช้ในระบบเครือข่ายที่ใช้โปรโตคอล Internet Protocol เลขรหัสประจำคอมพิวเตอร์ที่ต่ออยู่บนเครือข่าย ซึ่งประกอบด้วยตัวเลข 4 ชุดและมีเครื่องหมายจุดคั่นระหว่างชุด ยกตัวอย่างเช่น 192.168.1.1 เป็นต้นหรือนิยมเรียกสั้นๆ ว่า IP ซึ่งตัวเลข IP แต่ละเครื่องจะไม่ซ้ำกัน ดังนั้น จึงได้มีการก่อตั้งองค์กรเพื่อแจกจ่าย IP Address โดยเฉพาะ ชื่อองค์กรว่า InterNIC (International Network Information Center) อยู่ที่ประเทศสหรัฐอเมริกา การแจกจ่ายนั้นทาง InterNIC จะแจกจ่ายเฉพาะ Network Address ให้แต่ละเครือข่าย ส่วนลูกข่ายของเครื่องทางเครือข่ายนั้นก็จะเป็นผู้แจกจ่ายอีกทอดหนึ่ง IP Address จะประกอบไปด้วยตัวเลขจำนวน 4 ชุด ระหว่างตัวเลขแต่ละชุดจะถูกคั่นด้วยจุด “.” โดยคอมพิวเตอร์จะแปลงค่าตัวเลขทั้ง 4 ชุดให้กลายเป็นเลขฐาน 2 ก่อน

เอกสารนี้เป็นลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี การนำเอกสารนี้ไปใช้โดยไม่ได้รับอนุญาตถือว่าผิดกฎหมาย

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จะนำค่าที่แปลงได้ไปเก็บลงเครื่องทุกครั้ง IP Address จะประกอบด้วยตัวเลข 2 ส่วนคือ ส่วนที่เป็นหมายเลขเครือข่าย (Network address) และ ส่วนที่ใช้เป็นหมายเลขเครื่อง (Host address)

หมายเลขไอพีมีความคล้ายกับหมายเลขโทรศัพท์ ที่เครื่องคอมพิวเตอร์ เครื่องเราเตอร์ เครื่องแฟกซ์ จะมีหมายเลขเฉพาะตัวโดยใช้เลขฐานสอง จำนวน 32 บิต โดยการเขียนจะเขียนเป็นชุด 4 ชุด โดยแต่ละชุดจะใช้เลขฐานสองจำนวน 8 บิต ซึ่งโดยทั่วไปแล้ว ผู้คนส่วนใหญ่จะคุ้นเคยกับระบบเลขฐานสิบ จึงมักแสดงผลโดยการใช้เลขฐานสองจำนวน 4 ชุด ซึ่งแสดงถึงหมายเลขเฉพาะของเครื่องนั้น สำหรับการส่งข้อมูลภายในเครือข่ายแลน แวนหรือ อินเทอร์เน็ต โดยหมายเลขไอพีมีไว้เพื่อให้ผู้ส่งรู้ว่าเครื่องของผู้รับคือใคร และผู้รับสามารถรู้ได้ว่าผู้ส่งคือใคร

เนื่องจากหมายเลขประจำตัวเครื่องคอมพิวเตอร์ที่เชื่อมต่อกับระบบอินเทอร์เน็ตนั้นเป็นตัวเลขที่จดจำได้ยาก ทำให้การอ้างถึงเครื่องคอมพิวเตอร์ในระบบอินเทอร์เน็ตไม่สะดวกต่อผู้ใช้งาน ดังนั้น จึงมีระบบชื่อเครื่องคอมพิวเตอร์มาตรฐานในเครือข่ายอินเทอร์เน็ต โดยมีชื่อเรียกว่า DNS (Domain Name Server) หรือระบบชื่อโดเมนขึ้นมา เพื่อเป็นการสะดวกต่อผู้ใช้ โดยที่ DNS จะทำการแปลงจากชื่อเป็นหมายเลขอินเทอร์เน็ต ยกตัวอย่างเช่น เวลาเราจะเข้าเว็บไซต์ www.google.co.th เราก็จะจำแต่คำว่า google.co.th แต่การทำงานของคอมพิวเตอร์นั้นไม่ได้ติดต่อกันด้วย google.co.th แต่จะติดต่อกันด้วย IP Address ดังนั้น DNS Server จึงทำหน้าที่แปลงจากชื่อ google.co.th เป็น IP ที่ค้นหาจากฐานข้อมูลที่มีการเชื่อมต่อกันทั่วโลก

2.11.1 การแบ่งประเภทของหมายเลขไอพี

รูปแบบของหมายเลขไอพีมีด้วยกันหลักๆ 5 class ดังต่อไปนี้

2.11.1.1 Class A หมายเลข IP Address จะอยู่ในช่วง 0.0.0.0 ถึง 127.255.255.255 มีไว้สำหรับจัดสรรให้กับองค์กรขนาดใหญ่ที่มีคอมพิวเตอร์เชื่อมต่อภายในเครือข่ายจำนวนมากๆ

2.11.1.2 Class B หมายเลข IP Address จะอยู่ในช่วง 128.0.0.0 ถึง 191.255.255.255 มีไว้สำหรับจัดสรรให้กับองค์กรขนาดกลาง ซึ่งสามารถเชื่อมต่อคอมพิวเตอร์ในเครือข่ายได้มากถึง 65,534 เครื่อง

2.11.1.3 Class C หมายเลข IP Address จะอยู่ในช่วง 192.0.0.0 ถึง 223.255.255.255 มีไว้สำหรับจัดสรรให้กับองค์กรขนาดเล็กและใช้กับคอมพิวเตอร์ส่วนใหญ่ในเครือข่ายอินเทอร์เน็ตสามารถต่อเชื่อมกับคอมพิวเตอร์ในเครือข่ายได้ 254 เครื่อง

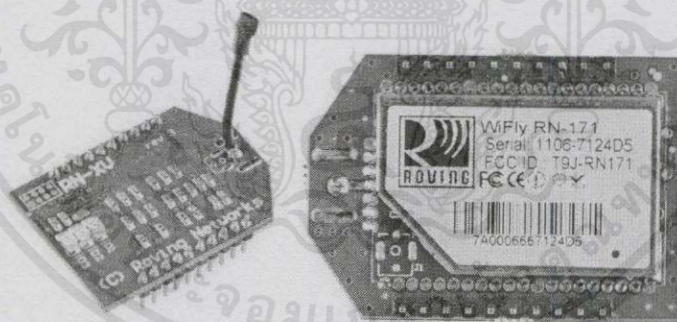
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.11.1.4 Class D หมายเลข IP Address จะอยู่ในช่วง 224.0.0.0 ถึง 239.255.255.255 สำหรับหมายเลข IP Address ของ Class นี้มีไว้เพื่อใช้ในเครือข่ายแบบ Multicast เท่านั้น

2.11.1.5 Class E หมายเลข IP Address จะอยู่ในช่วง 240.0.0.0 ถึง 254.255.255.255 สำหรับหมายเลข IP Address ของ Class นี้จะเก็บสำรองไว้ในอนาคต ปัจจุบันจึงยังไม่ได้มีการนำมาใช้งาน

2.12 RN-XV WiFly Module

RN-XV WiFly Module หรือเรียกสั้นๆ ว่า WiFly เป็นโมดูลสำหรับเชื่อมต่อสัญญาณ Wi-Fi มาตรฐาน 802.15.4 และ 802.11b/g ประมวลผลด้วยระบบ 32 บิต ช่วยให้จัดการกับการเชื่อมต่อผ่านระบบ Wi-Fi ได้ง่าย โดยตัวโมดูลมีลักษณะคล้ายกับ XBee โมดูลสื่อสารข้อมูลอนุกรมไร้สายผ่านคลื่นวิทยุ 2.4 GHz จึงใช้ซ็อกเก็ตหรือแผงวงจรเชื่อมต่อร่วมกันได้ WiFly ใช้การเชื่อมต่อแบบ UART จึงทำให้นำ WiFly ไปใช้แทนที่ XBee ได้ทันที ทำให้ระบบหรือบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์เดิมที่ใช้ XBee เปลี่ยนระบบมาเป็นการเชื่อมต่อผ่าน Wi-Fi ได้ทันที โดยไม่ต้องดัดแปลงใดๆ ทั้งสิ้น RN-XV WiFly Module แสดงได้ดังรูปที่ 2.16



รูปที่ 2.16 RN-XV WiFly Module [16]

WiFly มาพร้อมกับสายอากาศในตัว ต้องการไฟเลี้ยง +3.3V ใช้กระแสไฟฟ้า 38 mA ในขณะที่ทำงาน และ 4 uA เมื่ออยู่ในโหมดสลีป มี TCP/IP Stack อยู่ในตัวจึงรองรับการใช้งาน DHCP, UDP, DNS, ARP, ICMP, HTTP Client, FTP Client และ TCP กำหนดกำลังส่งได้ระหว่าง 0 dBm ถึง 12 dBm ทั้งยังกำหนดอัตราเร็วในการสื่อสารข้อมูลผ่าน UART ได้สูงสุดถึง 464 กิโลบิตต่อวินาที รองรับการทำงานแบบ Adhoc และ Network Infrastructure นอกจากนี้ยังมีขา GPIO ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หรือพอร์ตอินพุตเอาต์พุตเนกประสงค์ให้ใช้งานเพิ่มเติมอีก 8 ขา มี 3 ขาที่กำหนดให้ทำงานเป็นอินพุตรับสัญญาณอะนาล็อกได้ โดยขาพอร์ต GPIO ทั้งหมด รับแรงดันได้สูงสุด +3.3V มีฐานเวลานาฬิกาจริงหรือ Real time clock ในตัวสำหรับการใช้งานในโหมด Time-stamping, Auto-sleep และ Auto-wakeup ในการใช้งาน WiFly จะส่งงานผ่าน UART ทั้งหมด

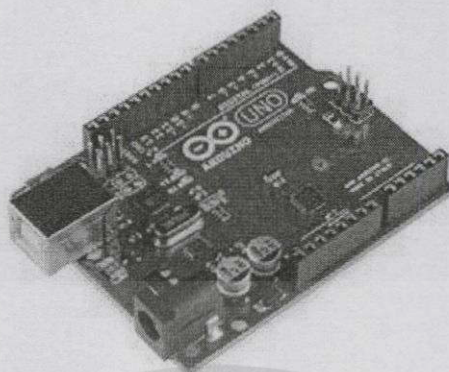
2.13 ไมโครคอนโทรลเลอร์

ไมโครคอนโทรลเลอร์ คือ ชิปอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ประมวลผลอย่างหนึ่ง ทำหน้าที่ประมวลผลตามโปรแกรมชุดคำสั่ง โครงสร้างภายในเป็นวงจรรวมขนาดใหญ่ประกอบไปด้วย หน่วยคำนวณทางคณิตศาสตร์, ลอจิก, บัส (Bus), พอร์ต (Port), รีจิสเตอร์ (Register), หน่วยความจำ (Memory), วงจรนับ (Counter), และวงจรจับเวลา (Timing) รวมกันอยู่ภายในชิป ไมโครคอนโทรลเลอร์ถูกออกแบบมาเพื่อใช้ในงานควบคุมสามารถติดต่อกับอุปกรณ์อินพุตและเอาต์พุตได้สะดวกใช้งานง่าย สามารถทำงานได้โดยใช้ชิปเดียว สามารถเข้าถึงข้อมูลระดับบิตได้ โปรแกรมควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์ มีภาษาที่ใช้ระดับสูงหลายภาษา ทำให้ง่ายต่อการศึกษาเรียนรู้รูปแบบวงจรพัฒนาระบบ

2.13.1 ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล Arduino Uno R3

Arduino Uno R3 ใช้ระบบประมวลผลของ ATmega328 ลักษณะของไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นแบบ PDIP สามารถถอดออกได้ในกรณีเกิดความเสียหาย บนบอร์ดประกอบด้วยพอร์ต Digital Input/Output Port ทั้งหมด 14 พอร์ต ซึ่งสามารถนำไปใช้เป็นพอร์ต PWM (pulse width modulate) ทั้งหมด 6 พอร์ต มีส่วนแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล (Analog to Digital Converter) ทั้งหมด 6 พอร์ต บนบอร์ดติดตั้งสัญญาณนาฬิกาภายนอก ความถี่ 16 MHz พร้อมด้วยพอร์ต USB และหัวเสียบไฟเลี้ยงบอร์ด บนบอร์ดยังสามารถดาวน์โหลดโปรแกรมโดยตรงได้โดยผ่านหัวเสียบ ICSP และยังมีปุ่ม Reset ให้บนบอร์ดพร้อมทั้งติดตั้งไมโครคอนโทรลเลอร์ ATmega16 U เพื่อช่วยในการส่งข้อมูลแบบอนุกรมผ่านทาง USB (Usb to Serial Converter) การส่งผ่านข้อมูลสามารถทำได้รวดเร็ว อีกทั้งไม่จำเป็นต้องติดตั้งไดรฟ์เวอร์สำหรับการใช้งาน ซอฟต์แวร์ในการดาวน์โหลดโปรแกรมรองรับระบบปฏิบัติการ Windows, Linux, และ Mac

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.17 Arduino Uno R3 [17]

ภายในไมโครคอนโทรลเลอร์จะประกอบไปด้วย

- หน่วยประมวลผล (Processor)
- หน่วยความจำชั่วคราว (RAM)
- หน่วยความจำถาวร (ROM)
- พอร์ตอินพุต, เอาท์พุต (Input, Output Port)

ส่วนพิเศษอื่นๆ จะขึ้นอยู่กับกระบวนการผลิตของแต่ละบริษัทที่จะผลิตขึ้นมาใส่
คุณสมบัติพิเศษลงไปเช่น

- ADC (Analog to Digital) ส่วนภาครับสัญญาณอนาล็อกแปลงไปเป็นสัญญาณ
ดิจิทัล
- DAC (Digital to Analog) ส่วนภาคส่งสัญญาณดิจิทัลแปลงไปเป็นสัญญาณ
อนาล็อก
- I2C (Inter Integrate Circuit Bus) เป็นการสื่อสารอนุกรมแบบซิงโครนัส
(Synchronous) เพื่อใช้ติดต่อสื่อสารระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์ (MCU) กับอุปกรณ์ภายนอก ซึ่ง
ถูกพัฒนาขึ้นโดยบริษัท Philips Semiconductors โดยใช้สายสัญญาณเพียง 2 เส้นคือ serial data
(SDA) และสาย serial clock (SCL) ซึ่งสามารถเชื่อมต่ออุปกรณ์จำนวนหลายๆ ตัวเข้าด้วยกัน ทำ
ให้ MCU ใช้พอร์ตเพียง 2 พอร์ต

- SPI (Serial Peripheral Interface) เป็นการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์เพื่อรับส่งข้อมูล
แบบซิงโครนัส (Synchronous) มีสัญญาณนาฬิกาเข้ามาเกี่ยวข้องกับระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

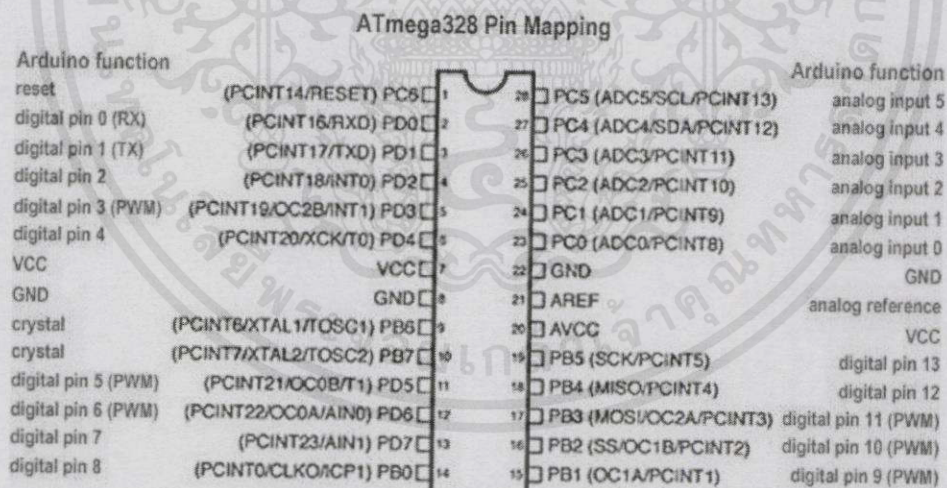
(Microcontroller) หรือจะเป็นอุปกรณ์ภายนอกที่มีการรับส่งข้อมูลแบบ SPI อุปกรณ์ที่ทำหน้าที่เป็นมาสเตอร์ (Master) โดยปกติแล้วจะเป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ หรืออาจเป็นอุปกรณ์ Master จะต้องควบคุมอุปกรณ์ Slave ได้ โดยปกติตัว Slave มักจะเป็นไอซี (IC) หน้าที่พิเศษต่างๆ เช่น ไอซี อุณหภูมิ, ไอซีฐานเวลานาฬิกาจริง (Real-Time Clock), หรืออาจเป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ ที่ทำหน้าที่ในโหมด Slave ได้

- PWM (Pulse Width Modulation) การสร้างสัญญาณพัลส์แบบสี่เหลี่ยมที่สามารถปรับเปลี่ยนความถี่และ Duty Cycle ได้เพื่อนำไปควบคุมอุปกรณ์ต่างๆ เช่น มอเตอร์

- UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter) ทำหน้าที่รับส่งข้อมูลแบบอะซิงโครนัสสำหรับมาตรฐานการรับส่งข้อมูลแบบ RS-232

2.13.1.1 AVR ATmega328

ปริญญาณิพนธ์นี้ได้เลือกใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR ATmega328 และพัฒนาการเขียนชุดคำสั่งด้วย Arduino เนื่องจากราคาไม่แพงเมื่อเทียบกับรุ่นอื่นๆ มีฟรีซอฟต์แวร์ให้ใช้งาน มีรูปแบบคำสั่งพื้นฐานไม่ซับซ้อนเหมาะสำหรับผู้เริ่มต้นศึกษา ซึ่งมีส่วนประกอบต่างๆ แสดงดังรูปที่ 2.18



Digital Pins 11, 12 & 13 are used by the ICSP header for MISO, MOSI, SCK connections (Atmega 168 pins 17, 18 & 19). Avoid low-impedance loads on these pins when using the ICSP header.

รูปที่ 2.18 AVR ATmega328 [18]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยที่มีรายละเอียดในแต่ละขาพอร์ตดังนี้

- Port D (PD0..PD7) : เป็นขาสัญญาณของ Digital [0..7]
- Port B (PB0..PB5) : เป็นขาสัญญาณของ Digital [8..13]
- Port C (PC0..PC5) : เป็นขาสัญญาณของ Analog [0..5]
- VCC : เป็นขาแรงดันไฟตรง
- GND : เป็นขากาวด์
- PC6 /RESET : เป็นขารีเซตวงจร
- AVCC : เป็นขาแรงดันสำหรับพอร์ต A
- AREF : เป็นขาแรงดัน Analog อ้างอิงสำหรับโมดูลแปลง

สัญญาณ Analog เป็น Digital

2.14 ฐานข้อมูล

ระบบฐานข้อมูล (Database System) คือ ระบบที่รวบรวมข้อมูลต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกันเข้าไว้ด้วยกันอย่างมีระบบมีความสัมพันธ์ระหว่างข้อมูลต่างๆ ที่ชัดเจน ในระบบฐานข้อมูลจะประกอบด้วยแฟ้มข้อมูลหลายแฟ้มที่มีข้อมูลเกี่ยวข้องสัมพันธ์กันเข้าไว้ด้วยกันอย่างเป็นระบบและเปิดโอกาสให้ผู้ใช้สามารถใช้งานและดูแลรักษาป้องกันข้อมูลเหล่านั้นได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยมีซอฟต์แวร์ที่เปรียบเสมือนสื่อกลางระหว่างผู้ใช้และโปรแกรมต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับการใช้ฐานข้อมูล เรียกว่าระบบจัดการฐานข้อมูล หรือ DBMS (Data Base Management System) มีหน้าที่ช่วยให้ผู้ใช้เข้าถึงข้อมูลได้สะดวกและมีประสิทธิภาพ

2.14.1 ประโยชน์ของฐานข้อมูล

2.14.1.1 ลดการเก็บข้อมูลที่ซ้ำซ้อน ข้อมูลบางชุดที่อยู่ในรูปของแฟ้มข้อมูล อาจมีปรากฏอยู่หลายๆ แห่งเพราะมีผู้ใช้ข้อมูลชุดนี้หลายคน เมื่อใช้ระบบฐานข้อมูลแล้วจะช่วยให้ ความซ้ำซ้อนของข้อมูลลดน้อยลง

2.14.1.2 รักษาความถูกต้องของข้อมูล เนื่องจากฐานข้อมูลมีเพียง ฐานข้อมูลเดียว ในกรณีที่มีข้อมูลชุดเดียวกันปรากฏอยู่หลายแห่งในฐานข้อมูล ข้อมูลเหล่านั้นจะต้อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตรงกัน ถ้ามีการแก้ไขข้อมูลนี้ทุกๆ แห่งที่ข้อมูลปรากฏอยู่จะแก้ไขให้ถูกต้องตามกันหมดโดยอัตโนมัติด้วยระบบจัดการฐานข้อมูล

2.14.1.3 การป้องกันและรักษาความปลอดภัยให้กับข้อมูลทำได้อย่างสะดวก การป้องกันและรักษาความปลอดภัยกับข้อมูลระบบฐานข้อมูลจะให้เฉพาะผู้ที่เกี่ยวข้องเท่านั้น ซึ่งก่อให้เกิดความปลอดภัยของข้อมูลด้วย

2.14.1.4 หลีกเลี่ยงความขัดแย้งของข้อมูลได้

2.14.1.5 สามารถใช้ข้อมูลร่วมกันได้

2.14.1.6 สามารถกำหนดความเป็นมาตรฐานเดียวกันของข้อมูลได้

2.14.1.7 เกิดความเป็นอิสระของข้อมูลของแต่ละค่าในฐานข้อมูล

2.14.2 รูปแบบของระบบฐานข้อมูล

รูปแบบของระบบฐานข้อมูลมีด้วยกัน 3 รูปแบบ ดังต่อไปนี้

2.14.2.1 ฐานข้อมูลเชิงสัมพันธ์ (Relational Database) เป็นการเก็บข้อมูลในรูปแบบที่เป็นตาราง (Table) หรือเรียกว่า รีเลชัน (Relation) มีลักษณะเป็น 2 มิติ คือเป็นแถวและเป็นคอลัมน์ การเชื่อมโยงข้อมูลระหว่างตารางจะเชื่อมโยงโดยใช้แอททริบิวต์ (Attribute) หรือคอลัมน์ที่เหมือนกันทั้งสองตารางเป็นตัวเชื่อมโยงข้อมูล

2.14.2.2 ฐานข้อมูลแบบเครือข่าย (Network Database) ฐานข้อมูลแบบเครือข่าย จะเป็นการรวมระเบียบ (Record) ต่างๆ และความสัมพันธ์ระหว่างระเบียบจะต่างกับฐานข้อมูลเชิงสัมพันธ์ คือ ในฐานข้อมูลเชิงสัมพันธ์จะแฝงความสัมพันธ์เอาไว้ โดยระเบียบที่มีความสัมพันธ์กัน จะต้องมียุคของข้อมูลในแอททริบิวต์ในแอททริบิวต์หนึ่งเหมือนกัน แต่ฐานข้อมูลแบบเครือข่ายจะแสดงความสัมพันธ์อย่างชัดเจน โดยแสดงไว้ในโครงสร้าง

2.14.2.3 ฐานข้อมูลแบบลำดับชั้น (Hierarchical Database) ฐานข้อมูลแบบลำดับชั้น เป็นโครงสร้างที่จัดเก็บข้อมูลในลักษณะความสัมพันธ์แบบพ่อ-ลูก (Parent-Child Relationship Type: PCR Type) หรือเป็นโครงสร้างรูปแบบต้นไม้ (Tree) ข้อมูลที่จัดเก็บในที่นี้คือ ระเบียบ ซึ่งประกอบด้วยค่าของขอบเขตข้อมูล (Field) ของเอนทิตีหนึ่งๆ มีความคล้ายคลึงกับฐานข้อมูลแบบเครือข่าย แตกต่างกันที่ฐานข้อมูลแบบลำดับชั้นจะมีฐานข้อมูลเข้ามาเพียงทางเดียวเท่านั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.15 เซิร์ฟเวอร์ (Server)

เซิร์ฟเวอร์ คือ เครื่องคอมพิวเตอร์หรือระบบปฏิบัติการหรือโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ที่ทำหน้าที่ให้บริการอย่างใดอย่างหนึ่งหรือหลายอย่างแก่เครื่องคอมพิวเตอร์หรือโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่เป็นลูกข่ายในระบบเครือข่าย ประเภทของเซิร์ฟเวอร์แบ่งได้เป็น 4 ประเภท ตามลักษณะการใช้งานดังนี้

2.15.1 ไฟล์เซิร์ฟเวอร์ (File Server)

เป็นเซิร์ฟเวอร์ที่มีหน้าที่จัดเก็บไฟล์ โดยการจัดเก็บไฟล์จะทำเหมือนเป็นศูนย์รวมฮาร์ดดิสก์ (Centerized disk storage) เสมือนว่าผู้ใช้งานทุกคนมีที่เก็บข้อมูลอยู่ที่เดียว ทำให้การจัดการควบคุมข้อมูลทำได้ง่ายขึ้น ซึ่งข้อมูลดังกล่าวสามารถแบ่งปันให้กับลูกข่ายได้

2.15.2 พริ้นเซิร์ฟเวอร์ (Print Server)

เหตุผลที่ต้องมีพริ้นเซิร์ฟเวอร์ก็คือ เพื่อแบ่งให้พริ้นเตอร์ราคาแพงบางรุ่นที่ออกแบบมาสำหรับการทำงานให้กับผู้ใช้ทุกๆ คนในเครือข่ายได้ใช้ โดยหน้าที่ในการทำงานจะประกอบด้วย การจัดคิวคำสั่ง การจัดการเรื่องไฟล์ต่างๆ เป็นต้น ซึ่งโดยส่วนใหญ่แล้วสำหรับองค์กร น้อยองค์กรที่จะซื้อเซิร์ฟเวอร์มาเพื่อใช้สำหรับเป็นพริ้นเซิร์ฟเวอร์โดยเฉพาะ จึงมักจะใช้วิธีเอาเซิร์ฟเวอร์ที่ซื้อมาแล้วใช้คุณลักษณะของไฟล์เซิร์ฟเวอร์แทน

2.15.3 เซิร์ฟเวอร์ฐานข้อมูล (Database Server)

เซิร์ฟเวอร์ฐานข้อมูล หมายถึง เซิร์ฟเวอร์ที่มีไว้เพื่อทำการจัดการกับระบบที่เป็นฐานข้อมูล DBMS (Database Management System) เช่น SQL, Informix เป็นต้น โดยภายในเซิร์ฟเวอร์จะมีทั้งฐานข้อมูลและตัวจัดการฐานข้อมูล โดยการจัดการฐานข้อมูลในที่นี้ หมายถึงการแบ่งปันและการประมวลผลผ่านทาง Client

2.15.4 แอปพลิเคชันเซิร์ฟเวอร์ (Application Server)

แอปพลิเคชันเซิร์ฟเวอร์ คือเซิร์ฟเวอร์ที่สามารถทำงานร่วมกับโปรแกรมประยุกต์ได้ โดยการทำงานจะสอดคล้องกันกับทาง Client เช่น เมล์เซิร์ฟเวอร์ (Mail Server) ทำหน้าที่บริการรับส่งอีเมล, พรอกซีเซิร์ฟเวอร์ (Proxy Server) หรือเว็บเซิร์ฟเวอร์ที่บริการทางหน้าเว็บ เป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.16 แอปเซิร์ฟ (Appserv)

แอปเซิร์ฟ คือชุดโปรแกรมในลักษณะ WAMP ในการสร้างเว็บเซิร์ฟเวอร์สำเร็จรูป หรือการจำลองเซิร์ฟเวอร์บนระบบปฏิบัติการ พัฒนาโดยคนไทยชื่อ ภาณุพงศ์ ปัญญาดี เพื่อให้เกิดความสะดวกและรวดเร็วในการติดตั้งโปรแกรม โดยผู้ใช้งานเพียงติดตั้งภายในเวลา 1 นาที โปรแกรมทุกตัวก็จะติดตั้งเสร็จสมบูรณ์พร้อมใช้งาน ประกอบไปด้วย Apache HTTP Server, PHP, MySQL และ phpMyAdmin โดยรายละเอียดของแต่ละโปรแกรมมีดังต่อไปนี้

2.16.1 Apache HTTP Server

Apache คือซอฟต์แวร์สำหรับเปิดให้บริการเซิร์ฟเวอร์บนโพรโทคอล HTTP ที่สามารถทำงานได้บนหลายระบบปฏิบัติการ โดยจะทำหน้าที่ในการจัดเก็บหน้าเว็บเพจ และส่งหน้าเว็บเพจไปยังเบราว์เซอร์ที่มีการเรียกเข้าจากเว็บเซิร์ฟเวอร์ที่เก็บหน้าเว็บเพจนั้นอยู่ ซึ่งปัจจุบัน Apache จัดได้ว่าเป็นเว็บเซิร์ฟเวอร์ที่มีความน่าเชื่อถือมากและเป็นที่ยอมรับใช้กันทั่วโลก

2.16.2 พีเอชพี (PHP : PHP Hypertext PreProcessor)

พีเอชพี คือภาษาคอมพิวเตอร์ในลักษณะเซิร์ฟเวอร์-ไซด์สคริปต์ที่มีรากฐานโครงสร้างคำสั่งมาจากภาษาซี ภาษาจาวา และภาษาเพิร์ล โดยคำสั่งของพีเอชพี สามารถเขียนร่วมกับภาษา HTML ในการสร้างเว็บเพจได้และสามารถแสดงผลบนเว็บเพจเช่นเดียวกับการเขียนด้วยภาษา HTML นอกจากนี้ภาษาพีเอชพียังสามารถทำงานร่วมกับฐานข้อมูลได้หลายชนิด และรองรับการสื่อสารกับการบริการในโพรโทคอลได้หลายโพรโทคอล

2.16.3 MySQL

MySQL เป็นระบบการจัดการฐานข้อมูลเชิงสัมพันธ์ (Relational Database Management System) โดยใช้ภาษา SQL เป็นฐานข้อมูลที่สามารถจัดเก็บ ค้นหา เรียงข้อมูล และดึงข้อมูล MySQL มีความสามารถให้ผู้ใช้งานเข้าถึงข้อมูลได้หลายๆ คนในเวลาเดียวกันได้และมีการเข้าถึงข้อมูลที่รวดเร็ว มีการกำหนดการเข้าใช้งานของผู้ใช้ในแบบต่างๆ อย่างเหมาะสม

2.16.4 phpMyAdmin

เมื่อเราเลือกใช้ระบบฐานข้อมูลที่เป็น MySQL ในบางครั้งจะมีความลำบากยุ่งยากในการใช้งาน จึงได้มีการพัฒนาเครื่องมือที่ใช้จัดการข้อมูลในฐานข้อมูลให้ง่ายและสะดวกยิ่งขึ้น นั่นก็คือ phpMyAdmin ซึ่งเป็นส่วนต่อประสานที่สร้างโดยภาษาพีเอชพี (PHP) ซึ่งใช้จัดการฐานข้อมูล MySQL ผ่านเว็บเบราว์เซอร์

รับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.17 ภาษา C#

C# คือ ภาษาคอมพิวเตอร์ประเภท object-oriented programming พัฒนาโดย Microsoft โดยมีจุดมุ่งหมายในการรวมความสามารถการคำนวณของ C++ ด้วยการโปรแกรมง่ายกว่าของ Visual Basic โดย C# มีพื้นฐานจาก C++ และเก็บส่วนการทำงานคล้ายกับ Java ได้รับการออกแบบให้ทำงานกับ .NET platform ของ Microsoft เพื่ออำนวยความสะดวกในการแลกเปลี่ยนสารสนเทศและบริการผ่านเว็บ ทำให้ผู้พัฒนาสร้างโปรแกรมประยุกต์ในขนาดกระทัดรัด C# ทำให้โปรแกรมง่ายขึ้นโดยผ่านการใช้ Extensible Markup Language (XML) และ Simple Object Access Protocol (SOAP) ซึ่งยอมให้เข้าถึงออบเจกต์ของโปรแกรมหรือเมธอด โดยปราศจากความต้อการให้ผู้เขียนโปรแกรมเขียนคำสั่งเพิ่มในแต่ละขั้นตอน เนื่องจากผู้เขียนโปรแกรมสามารถสร้างบนคำสั่งที่มีอยู่ แทนที่การคัดลอกซ้ำ C# ถูกพัฒนาขึ้นโดยเป็นส่วนหนึ่งในการพัฒนาโครงสร้างพื้นฐานของ .NET Framework เป็นการการนำข้อดีของภาษาต่างๆ (เช่นภาษา Delphi, ภาษา C++) มาปรับปรุงเพื่อให้มีความเป็น OOP (โปรแกรมเชิงวัตถุ) มากขึ้น ขณะเดียวกันก็ลดความซับซ้อนในโครงสร้างของภาษา และมีสิ่งที่เกินความจำเป็นน้อยลง (เมื่อเทียบกับ Java)

ภาษา C# เป็นรูปแบบของภาษาที่ทำงานเป็นลำดับ (Sequential) และต้องผ่านการแปลงไฟล์ให้อยู่ในรูปแบบพร้อมใช้งานหรือ EXE file (ที่เรียกว่าการคอมไพล์) เช่นเดียวกับภาษา C โดยภาษา C# มีจุดเด่นดังนี้

- เขียนคล่อง โดย C# มีเครื่องมือในการช่วยเขียนอย่าง Microsoft Visual Studio ที่มีฟีเจอร์ในการไฮไลต์โค้ด และเป็นส่วนช่วยในการเขียนโปรแกรมที่สะดวก
- ตัวแปรและออบเจกต์ โดย C# เน้นชัดในเรื่องของการจัดการคุณสมบัติ (Properties) และการตั้งค่าเริ่มต้นที่ช่วยให้สามารถพัฒนาระบบได้สะดวกรวดเร็วขึ้น
- อ่านง่าย ด้วยการจัดระเบียบโดยโปรแกรม Visual Studio ช่วยจัดการกับย่อหน้าทั้งหมดให้อยู่ในระเบียบ
- ประสิทธิภาพสูง โดย C# เป็นภาษาที่พัฒนาขึ้นมาภายใต้ .Net Framework ซึ่งสามารถดึงเอาความสามารถของเทคโนโลยีบน .Net ออกมาใช้ได้อย่างเต็มประสิทธิภาพ
- สามารถทำงานระดับลึก ทำงานกับหน่วยความจำ รวมถึงระบบคอมพิวเตอร์ในระดับลึก โดยผ่านพอยเตอร์ (Pointer) หรือทำงานกับโปรโตคอล TCP/IP ที่ต่ำกว่าระดับ 4 ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- เน้นที่ XML โดย C# ออกแบบมาเพื่อใช้งานร่วมกับ XML ได้อย่างราบรื่นด้วยความช่วยเหลือจาก .Net Framework
- คุณสมบัติ Generic type ช่วยยืดหยุ่นในการประกาศตัวแปร
- เทคโนโลยี LINQ ช่วยในการทำงานกับฐานข้อมูลได้อย่างมีประสิทธิภาพ

2.17.1 หลักการเขียนโปรแกรมกับ Microsoft Visual C#

การเขียนโปรแกรมด้วยภาษา C หรือ Pascal นั้นจะต้องมองขั้นตอนการทำงานให้ได้เสียก่อน แล้วจึงเขียนโปรแกรมให้ครอบคลุมการทำงานเหล่านั้นให้หมดตั้งแต่ต้นจนจบ ซึ่งถือว่าใช้ได้ถ้าโปรแกรมนั้นมีขนาดเล็กหรือไม่ซับซ้อนมากนัก โดยแนวคิดการเขียนโปรแกรมแบบนี้เรียกว่าการเขียนโปรแกรมแบบ Structure Programming แต่หากโปรแกรมที่มีขนาดใหญ่ขึ้น ซับซ้อนขึ้น (เช่น โปรแกรม MS Word) หรือกลายเป็นระบบงานที่มีความหลากหลาย (เช่น ซอฟต์แวร์ระบบบัญชี) หากใช้วิธีคิดแบบ Structure Programming แล้วจะทำให้การเขียนโปรแกรมยุ่งยากมาก และปรับปรุงแก้ไขยากขึ้นอีกด้วย โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อโปรแกรมนั้นทำงานบน Windows ดังนั้น ใคร่ขอพท์จึงมีวิธีคิดที่เรียกว่า Event Driven Programming ขึ้นมาสำหรับการเขียนโปรแกรมทำงานบน Windows, อินเทอร์เน็ตหรือ โทรศัพท์มือถือ ฯลฯ Event Driven Programming คือ การเขียนคำสั่งกำหนดให้โปรแกรมทำงานในเหตุการณ์ที่สนใจหรือเรียกว่าตอบสนองต่อเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นก็ได้ จะเห็นว่าการเขียนโปรแกรมแบบ Event Driven สอดคล้องกับการทำงาน Windows เช่น ส่วนติดต่อกับผู้ใช้ที่เป็นปุ่ม, เมนู, ตัวเลือก (หรือออบเจกต์ชนิดต่างๆ) โดยเหตุการณ์ (Event) จะเกิดได้หลายทาง เช่น ผู้ใช้งานคลิก, กดปุ่มคีย์บอร์ด รวมทั้งตัวเครื่องเองได้รับสัญญาณจากภายนอกเข้ามา ก็ทำให้ Event เกิดขึ้นมาได้ ซึ่งสามารถเขียนโค้ดกำหนดการทำงานของโปรแกรมเฉพาะเหตุการณ์ที่เราต้องการให้โปรแกรมทำงานเท่านั้น

2.17.1.1 ออบเจกต์ (Object)

สิ่งที่ควรรู้เมื่อต้องการเขียนโปรแกรม หรือพัฒนาแอปพลิเคชันเพื่อใช้งานบน Windows ก็คือ ออบเจกต์ ซึ่งจะสอดคล้องกับแนวคิดของ Event Driven Programming โดยที่ผ่านมาระเราจะเห็นว่าแอปพลิเคชันนั้นจะประกอบกันมาจากสิ่งต่างๆ เช่น ปุ่มกด, วินโดว์ ซึ่งเราจะเรียกแต่ละสิ่งที่ประกอบเป็นแอปพลิเคชันว่า ออบเจกต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.17.1.2 พร็อพเพอร์ตี้ (Properties)

ออบเจ็กต์แต่ละตัวจะมีคุณสมบัติเป็นของตัวเอง เช่น ฟอर्म (Form) ก็จะมีคุณสมบัติของฟอर्म เช่น ความกว้างของฟอर्म, ความสูงของฟอर्म, สีพื้นหลังของฟอर्म เป็นต้น ซึ่งแต่ละคุณสมบัติจะสามารถกำหนดค่าได้ เช่น กำหนดให้ฟอर्मมีสีพื้นหลังเป็นสีขาว เป็นต้นโดยจะเรียกคุณสมบัติต่างๆ ของออบเจ็กต์ในแอปพลิเคชันเหล่านี้ว่า พร็อพเพอร์ตี้

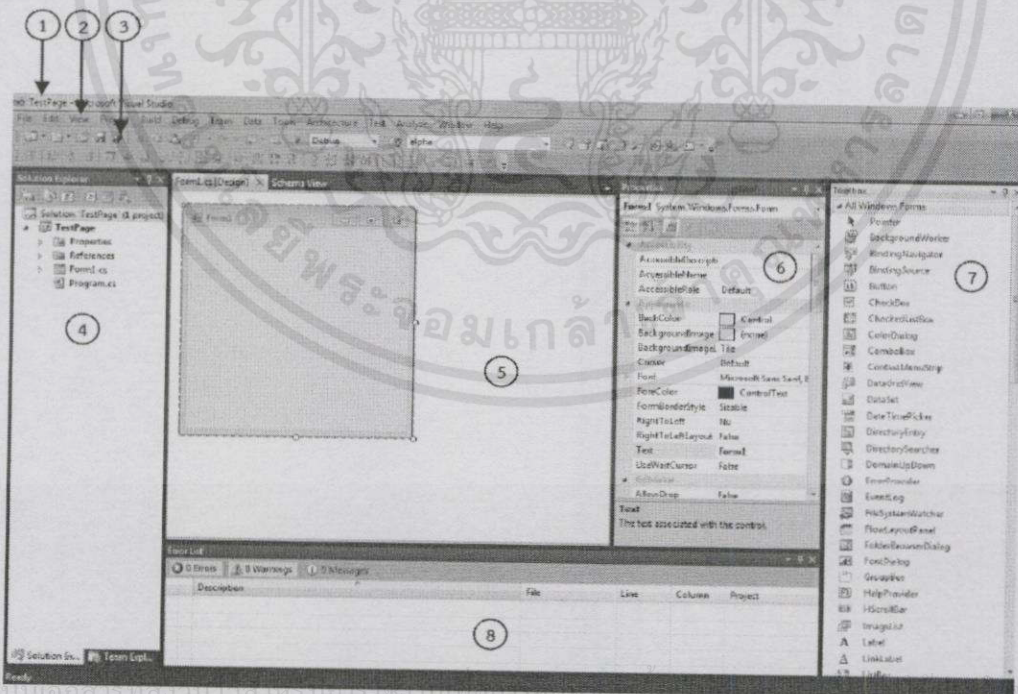
2.17.1.3 เมธอด (Method)

นอกจากจะมีคุณสมบัติแล้ว ออบเจ็กต์ยังมีความสามารถที่ทำให้ออบเจ็กต์ทำงานได้ เช่น ออบเจ็กต์ฟอर्मสามารถแสดงฟอर्मได้ (Show), สามารถซ่อนฟอर्मได้ (Hide) เป็นต้น ซึ่งเราเรียกความสามารถของออบเจ็กต์นี้ว่า เมธอด (Method)

2.17.1.4 อีเวนต์ (Event)

การทำงานของแอปพลิเคชันบน Windows นั้นเป็นการทำงานแบบ User Interface ทำให้มีเหตุการณ์มากมายที่จะเกิดขึ้นจากการใช้งานแอปพลิเคชันของผู้ใช้ ไม่ว่าจะผู้ใช้จะคลิก ป้อนข้อมูล เลือกข้อมูลจากตัวเลือกหรือเหตุการณ์อื่นๆ อีกมากมายที่อาจจะเกิดขึ้น เราเรียกเหตุการณ์ต่างๆ ที่เกิดขึ้นกับออบเจ็กต์นี้ว่า อีเวนต์

2.17.2 ส่วนประกอบหลักของโปรแกรม Microsoft Visual C# 2010



รูปที่ 2.19 ส่วนประกอบของโปรแกรม Microsoft Visual C# 2010

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีให้คิดเปลี่ยนแปลง และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารในทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 2.19 สามารถอธิบายภาพส่วนประกอบหน้าต่างของโปรแกรม Microsoft Visual C# 2010 ดังนี้

หมายเลข 1 เรียกว่า Title Bar เป็นแถบแสดงชื่อเรื่องที่กำลังเปิดอยู่หรือเป็นส่วนบอกชื่อโปรแกรมและชื่อโปรเจกต์

หมายเลข 2 เรียกว่า Menu Bar เป็นแถบเมนูที่แสดงรายการคำสั่งต่างๆ ของโปรแกรม เช่น เปิดโปรเจกต์ สร้างโปรเจกต์ใหม่ การบันทึกโปรเจกต์ เป็นต้น

หมายเลข 3 เรียกว่า Tools Bar เป็นแถบเครื่องมือสำหรับจัดการกับโปรเจกต์ที่กำลังเปิดอยู่หรือใช้เรียกแทน Menu Bar

หมายเลข 4 Solution Explorer เป็นส่วนสำหรับแสดงโซลูชันและโปรเจกต์ต่างๆ ที่กำลังเปิดอยู่ และเป็นส่วนที่ควบคุมการทำงานของหน้าจอของส่วนที่ 5

หมายเลข 5 เป็นพื้นที่สำหรับการเขียนโปรแกรมและการออกแบบ เช่น การนำปุมมาวาง เป็นต้น

หมายเลข 6 Properties Windows เป็นส่วนสำหรับการกำหนดคุณสมบัติให้กับ Control ต่างๆ ที่นำมาวาง เช่น การกำหนดสีให้กับปุ่ม Button การกำหนดสีพื้นหลังให้กับ Form เป็นต้น

หมายเลข 7 เรียกว่า Tool Box เป็นกลุ่มของเครื่องมือที่มี Control ต่างๆ ใช้ในการออกแบบวัตถุลงในส่วนที่เป็นแบบฟอร์ม ตัวอย่างเช่น Button, Text Box, Label เป็นต้น

หมายเลข 8 เรียกว่า Output เป็นส่วนสำหรับแสดงผลการรันโปรแกรมว่า Build โปรแกรมสำเร็จหรือไม่ มีข้อผิดพลาดอะไรบ้าง และเมื่อการรันโปรแกรมพบจุดที่โค้ดผิดโปรแกรมจะแสดง Error List ขึ้นมาแทนซึ่งเป็นการแจ้งเตือนผลการ Compile โปรแกรมที่ทำการพัฒนา

2.17.3 การเชื่อมต่อฐานข้อมูล MySQL ด้วยภาษา C

connection string : เป็นส่วนกำหนดคำว่า Server อะไร, ฐานข้อมูลชื่ออะไร, ชื่อผู้ใช้และรหัสผ่านในการเชื่อมต่อ ตัวอย่างเช่น `string ConnectionString = "SERVER=localhost;" + "DATABASE=sds_result;" + "UID=root;" + "PASSWORD=123456";`

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

MySqlConnection object เป็นตัวจัดการในการเชื่อมต่อกับฐานข้อมูล โดย MySqlConnection constructor จะรับ connection string พารามิเตอร์ MySqlConnection connection = new MySqlConnection(ConnectionString);

การเริ่มการเชื่อมต่อ connection.Open();

เขียนคำสั่ง SQL : ตัวอย่างการ Insert ข้อมูลใส่ในฟิลด์ status, file_submissions, time_started

```
sql = "INSERT INTO sds_result (status,file_submissions, time_started)";
```

```
sql += "VALUES ('0,'" + file_submissions + "','" + time_started + "'");
```

ในการทำงานคำสั่ง SQL นั้นจะทำผ่าน MySqlCommand object

```
MySqlCommand cmd = new MySqlCommand(sql, connection);
```

ExecuteReader : ใช้ในการดึงข้อมูลจากฐานข้อมูล เช่น cmd.ExecuteReader();

ExecuteNonQuery : ใช้ในการ insert และ delete ข้อมูล

เช่น cmd.ExecuteNonQuery();

การปิดการเชื่อมต่อ connection.Close();

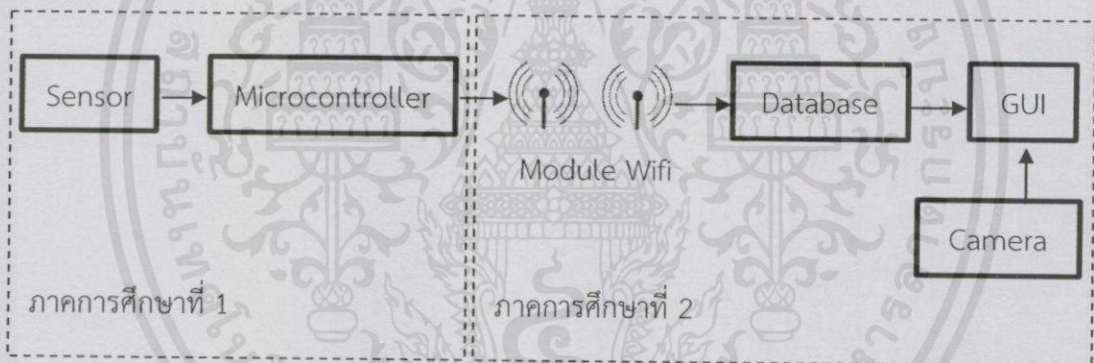
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การออกแบบและการจัดทำปริญญานิพนธ์

ระบบติดตามตรวจวัดอัตราการหายใจในระหว่างการนอนหลับมีจุดประสงค์เพื่อพัฒนาระบบการสังเกตเฝ้าระวังและติดตามผู้ป่วยในขณะการนอนหลับ เนื่องจากอาการของโรคที่อาจเกิดขึ้นในระหว่างการนอน เช่น การหยุดหายใจชั่วขณะระหว่างการนอนหลับ ให้ผู้ตรวจวัดสามารถทราบถึงความผิดปกติของตนจากอัตราการหายใจที่ตรวจวัดได้และภาวะของอาการหยุดหายใจขณะนอนหลับ ระดับความรุนแรงของโรค ให้รู้เท่าทันและสามารถเข้ารับการรักษาได้อย่างทันท่วงที โดยปริญญานิพนธ์นี้ได้นำเสนอการออกแบบระบบการทำงานของระบบติดตามตรวจวัดอัตราการหายใจในระหว่างการนอนหลับ ดังต่อไปนี้

3.1 การออกแบบ



รูปที่ 3.1 แผนภาพการทำงานของระบบติดตามตรวจวัดอัตราการหายใจในระหว่างการนอนหลับ

การทำงานของระบบโดยรวม แสดงดังรูปที่ 3.1 เริ่มจากรับสัญญาณที่มาจากเซนเซอร์ต่างๆ แล้วจึงทำการเขียนโปรแกรมเพื่อให้ไมโครคอนโทรลเลอร์จัดการกับข้อมูลที่รับเข้ามา แล้วนำไปประมวลผลเชิงตัวเลขของอัตราการหายใจและหยุดหายใจ นอกจากนี้แล้วยังใช้ควบคุมโมดูลส่งสัญญาณไร้สายเพื่อทำการส่งข้อมูลไปในระยะไกล สำหรับปลายทางด้านรับ เมื่อรับข้อมูลมาแล้วจึงนำไปเก็บไว้ในฐานข้อมูลเพื่อทำการวิเคราะห์เปรียบเทียบตัวเลขกับมาตรฐานทางการแพทย์ แล้วจึงสรุปถึงความปกติหรือผิดปกติตามที่วัดมาได้ และเพื่อให้สะดวกต่อผู้ใช้งานจึงได้ออกแบบโปรแกรม GUI จัดทำรูปแบบการแสดงผลในการตรวจวัดอัตราการหายใจ รวมทั้งยังใช้กล้องติดตามท่าทางในระหว่างการนอนหลับเข้ามาสังเกตการณ์อีกทางหนึ่งด้วย

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับในภาคการศึกษาที่ 1 นั้นได้จัดทำส่วนของเซนเซอร์ต่างๆ ให้สามารถทำงานได้ เขียนโปรแกรมไมโครคอนโทรลเลอร์ในการรับข้อมูลเพื่อนำมาแสดงผลผ่านพอร์ตสื่อสารอนุกรม โดยส่วนของเซนเซอร์นั้นประกอบด้วยไมโครโฟนแบบคอนเดนเซอร์ในการรับลมหายใจ และเซนเซอร์ที่ใช้ในการตรวจวัดการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้องนั้นใช้เซนเซอร์วัดค่าความเร่ง (Accelerometer) ส่วนภาคการศึกษาที่ 2 นั้นได้พัฒนาระบบให้โมดูลส่งสัญญาณไร้สายสามารถรับข้อมูลจากเซนเซอร์แล้วส่งข้อมูลไปจัดเก็บในฐานข้อมูลและแสดงผลในส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ (GUI) นอกจากนี้ได้ใช้กล้องในการติดตามผู้ป่วย เพื่อให้ระบบติดตามตรวจวัดอัตราการหายใจในระหว่างการนอนหลับมีความสมบูรณ์มากขึ้น

รายละเอียดในการออกแบบและสร้างวงจรในส่วนต่างๆ ของระบบในรูปที่ 3.1 นั้น ได้ทำการออกแบบเป็นส่วนๆ ดังต่อไปนี้ คือ

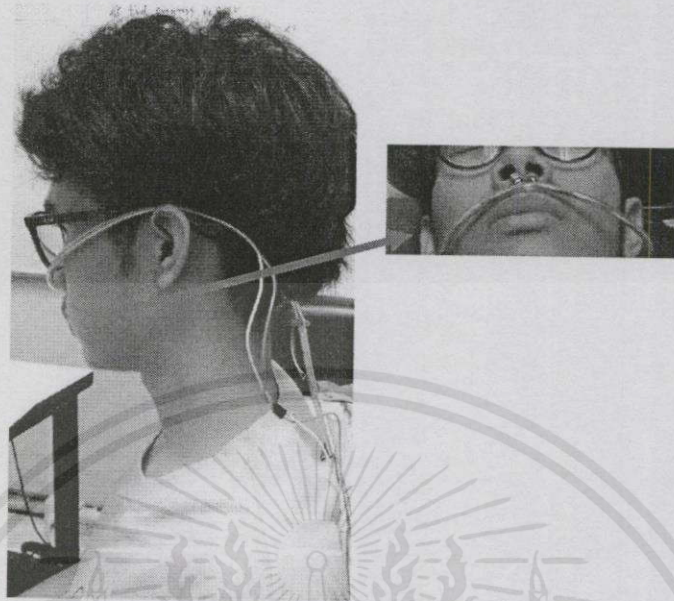
3.1.1 เซนเซอร์

ในปริณญาณิพนธ์นี้ได้ใช้เซนเซอร์ 3 ชนิด คือ ไมโครโฟน, เซนเซอร์ที่ใช้ในการตรวจวัดการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้อง โดยแสดงการออกแบบและติดตั้งเซนเซอร์ดังนี้

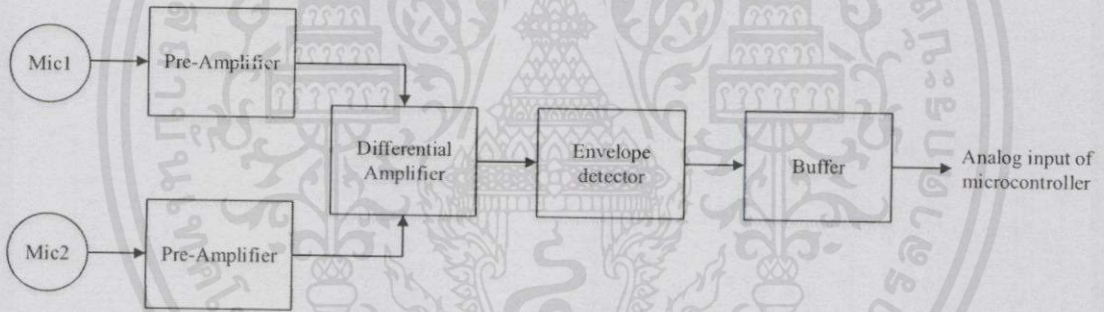
3.1.1.1 ไมโครโฟนแบบคอนเดนเซอร์

ใช้ในการรับลมหายใจโดยติดตั้งไว้ที่บริเวณใต้จมูกทั้ง 2 ข้างดังรูปที่ 3.2 โดยทำการเปลี่ยนแรงดันจากลมหายใจให้เป็นสัญญาณทางไฟฟ้า แล้วนำไปผ่านกระบวนการจัดการรูปสัญญาณเพื่อให้สามารถนำไปใช้กับภาคไมโครคอนโทรลเลอร์ได้ ซึ่งมีการออกแบบระบบเป็นดังรูปที่ 3.3 สัญญาณจากไมโครโฟนแบบคอนเดนเซอร์ทั้ง 2 ตัว มาเข้าวงจรก่อนการขยายเพื่อขยายสัญญาณในขั้นต้น แล้วผ่านเข้าวงจรขยายผลต่างเพื่อให้ได้สัญญาณจากการหายใจมาเพียงหนึ่งสัญญาณ จากนั้นนำไปตรวจจับกรอบสัญญาณด้วยวงจรตรวจจับกรอบสัญญาณและผ่านวงจรบัฟเฟอร์เพื่อทำการขับกระแสก่อนไปเข้าไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยมีรายละเอียดการออกแบบในแต่ละวงจรเป็นดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะในรูปแบบใดทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.2 การติดตั้งเซนเซอร์วัดคลื่นหัวใจ



รูปที่ 3.3 บล็อกไดอะแกรมของวงจรวัดคลื่นหัวใจ

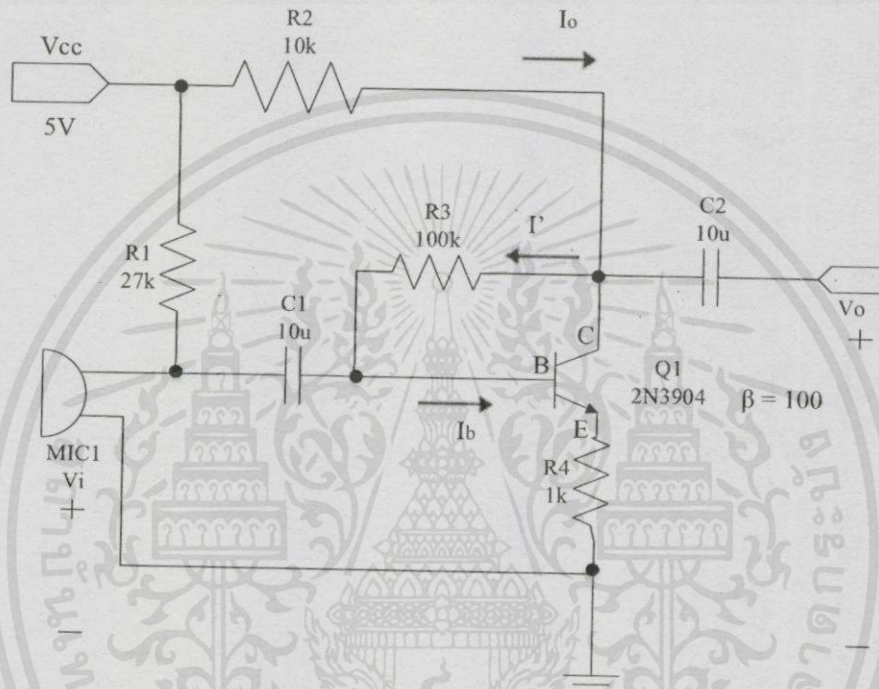
1) วงจรก่อนการขยาย

ทำงานโดยมีตัวเก็บประจุ C_1 ทำหน้าที่เป็นวงจรคัปปลิง (Coupling) เพื่อป้องกันแรงดันไฟตรงให้กับระบบ สัญญาณที่เข้ามาจะผ่านเข้าขาเบสของทรานซิสเตอร์ Q_1 ให้ขยายสัญญาณผ่านไปยังขาคอลเล็กเตอร์ที่เป็นสัญญาณขาออก แล้วคัปปลิงอีกครั้งด้วยตัวเก็บประจุ C_2 ซึ่งมีตัวต้านทาน R_1 เป็นตัวจำกัดกระแสของไมโครโฟนให้เท่ากับกระแสที่ตัวต้านทาน R_3 และตัวต้านทาน R_3 ยังทำหน้าที่ในการป้อนกลับสัญญาณจากสัญญาณขาออกมายัง

สัญญาณขาเข้าเพื่อรักษาเสถียรภาพการทำงานของวงจร ส่วนตัวต้านทาน R_2 และตัวต้านทาน R_4 ทำหน้าที่ในการรักษาระดับแรงดันเพื่อให้เพียงพอต่อการไบอัสที่เหมาะสม โดยในวงจรมีค่าของตัว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ต้านทาน R_1 เท่ากับ 27 กิโลโอห์ม, ตัวต้านทาน R_2 เท่ากับ 10 กิโลโอห์ม, ตัวต้านทาน R_3 เท่ากับ 100 กิโลโอห์ม, และตัวต้านทาน R_4 เท่ากับ 1 กิโลโอห์ม มีค่าตัวเก็บประจุ C_1 และตัวเก็บประจุ C_2 เท่ากับ 10 ไมโครฟารัด ส่วนทรานซิสเตอร์ที่ใช้คือ Q2N3904 ซึ่งมีค่า β เท่ากับ 100 และ I_c เท่ากับ 10 มิลลิแอมป์ สามารถแสดงวงจรก่อนการขยายและค่าอุปกรณ์ต่างๆ ของวงจรดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 วงจรก่อนการขยาย

จากรูปที่ 3.4 สามารถเขียนสมการความสัมพันธ์ในการหาค่าตัวแปรต่างๆ ดังนี้

$$I_o = \beta I_b + I' \cong \beta I_b, \quad \beta I_b \gg I' \quad (3.1)$$

$$V_o = -I_o R_2 = -(\beta I_b) R_2 = -\beta \frac{V_i}{\beta R_4} R_2 = -\frac{V_i}{R_4} R_2 \quad (3.2)$$

$$A_v = \frac{V_o}{V_i} = -\frac{R_2}{R_4} = -\frac{10k}{1k} = -10 \quad (3.3)$$

จากนั้นทำการวิเคราะห์หาผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรก่อนการขยายได้ดังสมการต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสาร ทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$r_e = \frac{26}{I_c} = \frac{26}{10 \times 10^{-3}} = 260000 \quad (3.4)$$

$$R_i = r_e(\beta+1) = 260000(100+1) = 26.26 \text{ M}\Omega \quad (3.5)$$

$$R_{Th} = R_1 // R_3 // R_i = 21.24 \text{ k}\Omega \quad (3.6)$$

$$f_H = \frac{1}{2\pi R_{Th} C} = \frac{1}{2\pi \times 21.24 \times 10^3 \times 52 \times 10^{-12}} = 144.10 \text{ kHz} \quad (3.7)$$

จากสมการที่ 3.1 และ 3.2 เป็นการแสดงความสัมพันธ์ของการหาอัตราขยายของวงจรในสมการที่ 3.3 ซึ่งได้อัตราการขยายแบบกลับเฟสเท่ากับ 10 เท่า ส่วนสมการที่ 3.4 ถึง 3.7 เป็นการแสดงการหาค่าความถี่ตัดในช่วงความถี่สูงได้เท่ากับ 144.10 กิโลเฮิร์ตซ์

2) วงจรขยายผลต่าง

วงจรขยายผลต่างนั้นมีสัญญาณขาออกเป็นผลต่างของค่าสัญญาณขาเข้า 2 สัญญาณ โดยออปแอมป์ที่ใช้เป็นไอซี LM324N ที่ประกอบด้วยออปแอมป์จำนวน 4 ตัวอยู่ใน สามารถแสดงการคำนวณค่าอุปกรณ์ต่างๆ ในวงจรได้ดังนี้

$$\frac{R_9}{R_{11}} = \frac{R_{10}}{R_{12}} = \frac{1k}{10M} \quad (3.8)$$

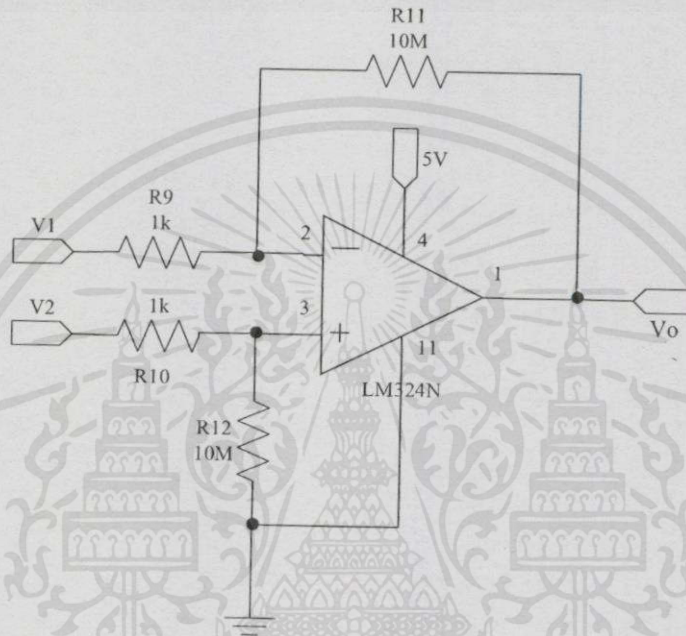
จากสมการที่ 3.8 กำหนดให้ตัวต้านทาน R_9 เท่ากับ R_{10} เท่ากับ 1 กิโลโอห์ม และให้ตัวต้านทาน R_{11} เท่ากับ R_{12} เท่ากับ 10 เมกกะโอห์ม โดยเมื่อคิดอัตราขยายของวงจรงดังสมการที่ 3.9 จะได้เท่ากับ 10000 เท่าสามารถแสดงได้ดังนี้

$$v_o = \frac{R_{11}}{R_9} (v_2 - v_1) \quad (3.9)$$

$$\frac{R_{11}}{R_9} = \frac{10M}{1k} = 10000 \text{ เท่า}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยออกแบบให้มีอัตราการขยายของวงจรมีค่ามากๆ เพื่อให้เห็นความแตกต่างของระดับแรงดันการหายใจเข้าและการหายใจออกอย่างชัดเจน ทำให้ได้สัญญาณของการหายใจออกเกิดการขยายให้อิมตัวที่ระดับไฟและสัญญาณของการหายใจเข้ามีการขยายให้เห็นระดับแรงดันค่าหนึ่ง สามารถแสดงวงจรขยายผลต่างและค่าอุปกรณ์ต่างๆ ของวงจรดังรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 วงจรขยายผลต่าง

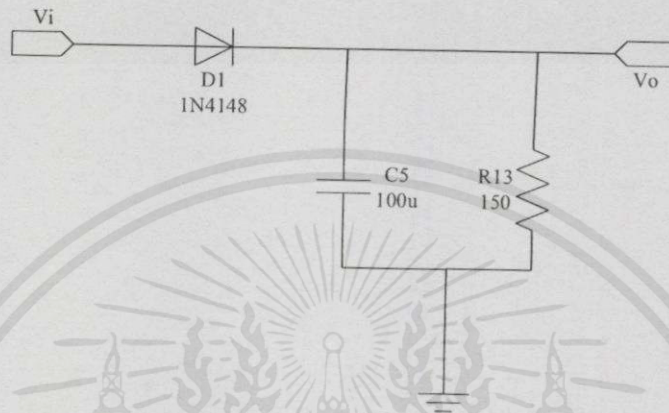
3) วงจรตรวจจับกรอบสัญญาณ

หน้าที่ของวงจรตรวจจับกรอบสัญญาณคือ การจับกรอบของสัญญาณโดยมีไดโอดเป็นตัวตัดสัญญาณฝั่งลบออกเหลือแต่สัญญาณฝั่งบวกผ่านทางเดียว ซึ่งไดโอดที่ใช้เป็นไดโอดเบอร์ 1N4148 ส่วนตัวต้านทานและตัวเก็บประจุทำหน้าที่ในการกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน โดยสามารถแสดงความสัมพันธ์ระหว่างตัวต้านทานและตัวเก็บประจุตามการคำนวณดังนี้

$$\tau = R_{13}C_5 = 150(100\mu) = 150 \times (100 \times 10^{-6}) = 0.015 \text{ s} \quad (3.10)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากสมการที่ 3.10 กำหนดให้ตัวต้านทาน R_{13} เท่ากับ 150 โอห์ม และตัวเก็บประจุ C_5 เท่ากับ 100 ไมโครฟารัด ทำให้ได้ค่า time constant เท่ากับ 0.015 วินาที สามารถแสดงวงจรตรวจจ็กรอบสัญญาณและค่าอุปกรณ์ต่างๆ ของวงจรดังรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 วงจรตรวจจ็กรอบสัญญาณ

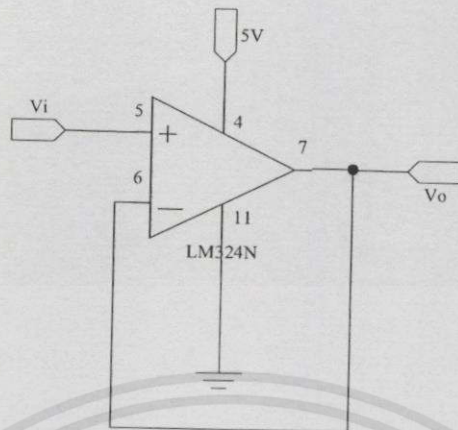
4) วงจรบัฟเฟอร์

เป็นวงจรที่ให้แรงดันอินพุตเท่ากับแรงดันเอาต์พุต ทำหน้าที่ในการขับกระแสไปยังภาคต่อไป โดยเชื่อมขาลบของออปแอมป์กับขาเอาต์พุต สามารถแสดงการคำนวณอัตราขยายของวงจรดังสมการที่ 3.11

$$A_v = 1 \tag{3.11}$$

สามารถแสดงวงจรบัฟเฟอร์และค่าอุปกรณ์ต่างๆ ของวงจรดังรูปที่ 3.7

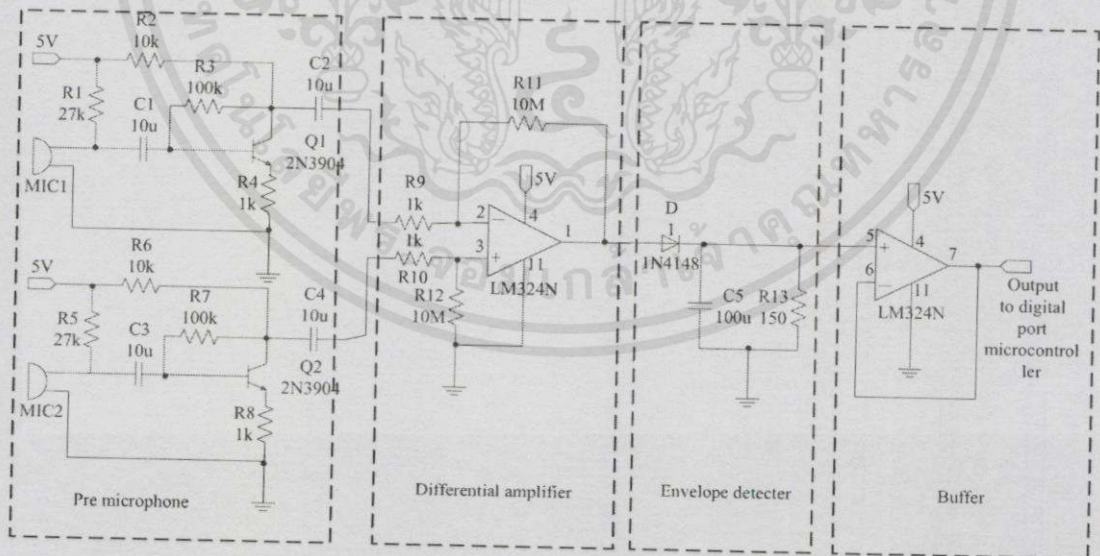
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.7 วงจรบัฟเฟอร์

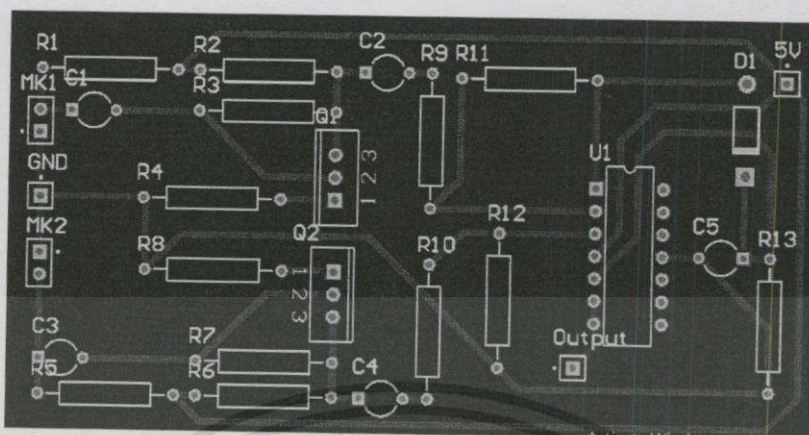
5) วงจรรวม

วงจรรวมทั้งหมดที่ใช้วัดลมหายใจนั้นประกอบไปด้วยวงจรก่อนการขยายเพื่อขยายสัญญาณในขั้นต้น แล้วผ่านเข้าวงจรขยายผลต่างเพื่อให้ได้สัญญาณจากการหายใจมาเพียงหนึ่งสัญญาณ จากนั้นนำไปตรวจจ็กรอบสัญญาณด้วยวงจรตรวจจ็กรอบสัญญาณ และผ่านวงจรบัฟเฟอร์เพื่อขับกระแสไปยังภาคต่อไป สามารถแสดงวงจรรวมและลายวงจรรวมที่ออกแบบด้วยโปรแกรม Altium Designer ได้ดังรูปที่ 3.8 และ 3.9 ตามลำดับ

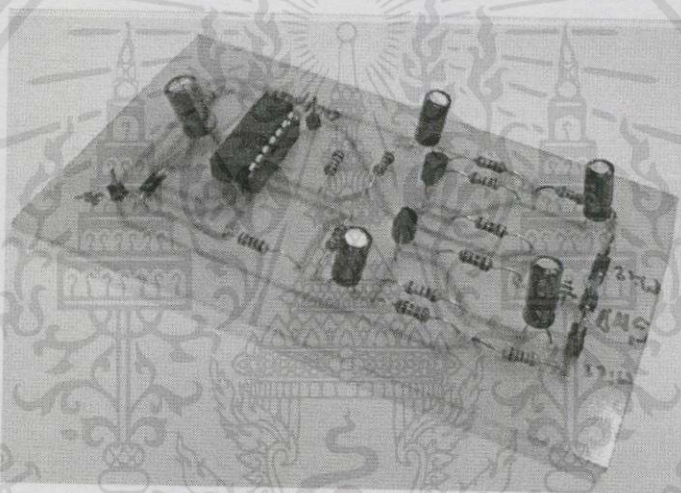


รูปที่ 3.8 วงจรรวม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.9 สายวงจรรวมที่ออกแบบด้วยโปรแกรม Altium Designer



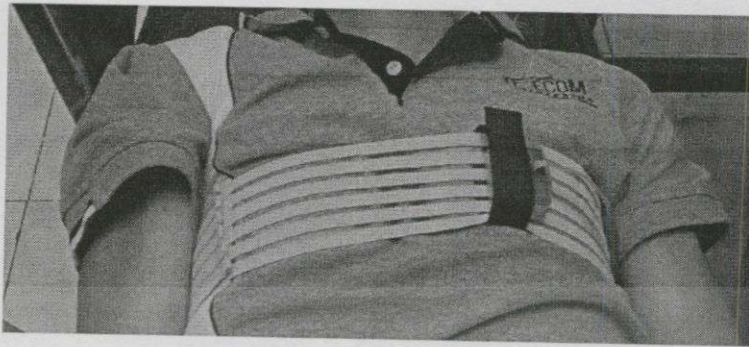
รูปที่ 3.10 สายวงจรที่กัดปริ้นท์พร้อมประกอบอุปกรณ์เรียบร้อยแล้ว

รูปที่ 3.10 แสดงสายวงจรที่ออกแบบด้วยโปรแกรม Altium Designer และนำไปกัดปริ้นท์พร้อมประกอบอุปกรณ์ลงวงจรเรียบร้อยแล้ว

3.1.1.2 เซนเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อหน้าอก

ใช้เซนเซอร์วัดค่าความเร่งในการวัดการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อหน้าอก โดยติดไว้กับผ้ายืดที่สามารถปรับขนาดได้และมีล่องที่ใช้ป้องกันเซนเซอร์เสียหาย วางไว้บริเวณที่หน้าอกมีการเคลื่อนไหวมากที่สุด แสดงได้ดังรูปที่ 3.11

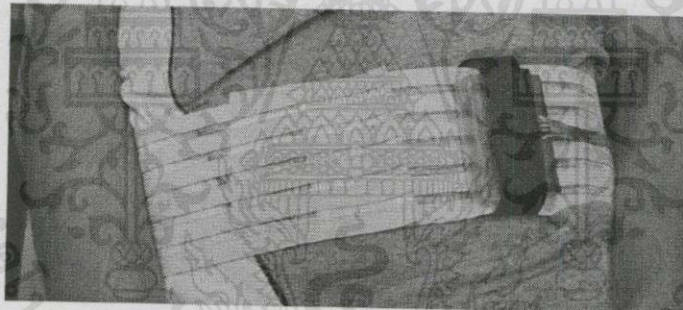
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.11 การติดตั้งเซนเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อหน้าอก

3.1.1.3 เซนเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อหน้าท้อง

ใช้เซนเซอร์วัดค่าความเร่งในการวัดการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อหน้าท้อง โดยติดไว้กับผ้ายืดที่สามารถปรับขนาดได้และมีล่องที่ใช้ป้องกันเซนเซอร์เสียหาย วางไว้บริเวณที่หน้าท้องมีการเคลื่อนไหวมากที่สุด แสดงได้ดังรูปที่ 3.12

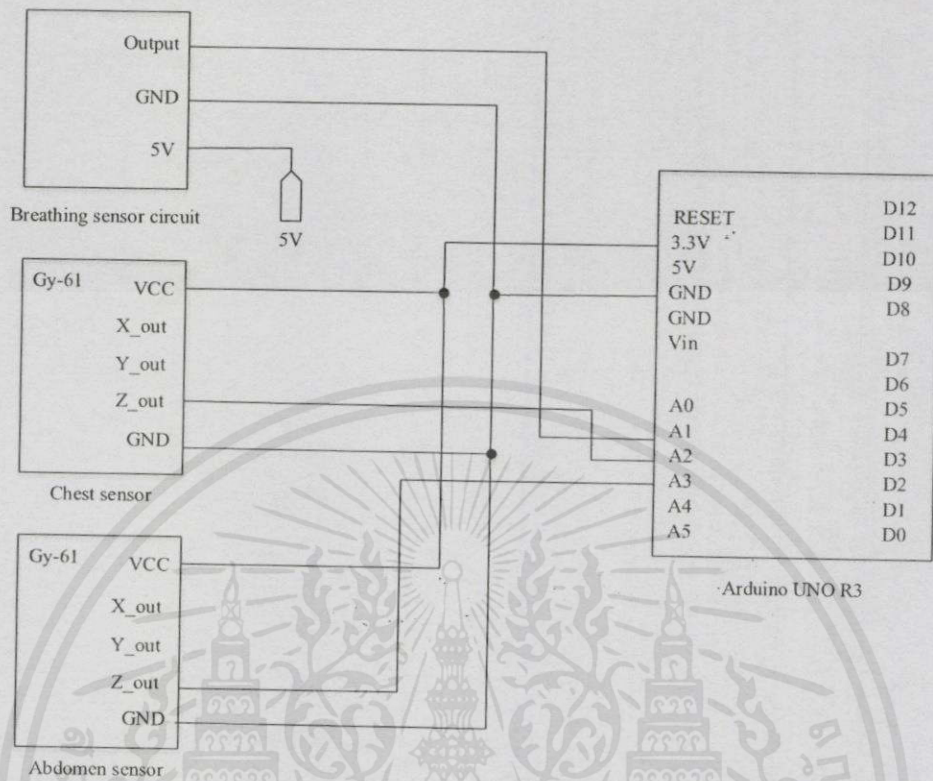


รูปที่ 3.12 การติดตั้งเซนเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อหน้าท้อง

3.1.2 การเชื่อมต่อเซนเซอร์ทั้งหมดเข้ากับไมโครคอนโทรลเลอร์

เมื่อได้วงจรวัดลมหายใจเรียบร้อยแล้วจึงนำเซนเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้องอีก 2 ตัวนั้นมาเชื่อมต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยเชื่อมต่อกับขา analog A1, A2, และ A3 ของไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งขาเอาต์พุตของเซนเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้องในที่นี้ได้เลือกใช้ขาของแกน z สามารถแสดงการเชื่อมต่อเซนเซอร์ทั้งหมดกับไมโครคอนโทรลเลอร์ได้ดังรูปที่ 3.13

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



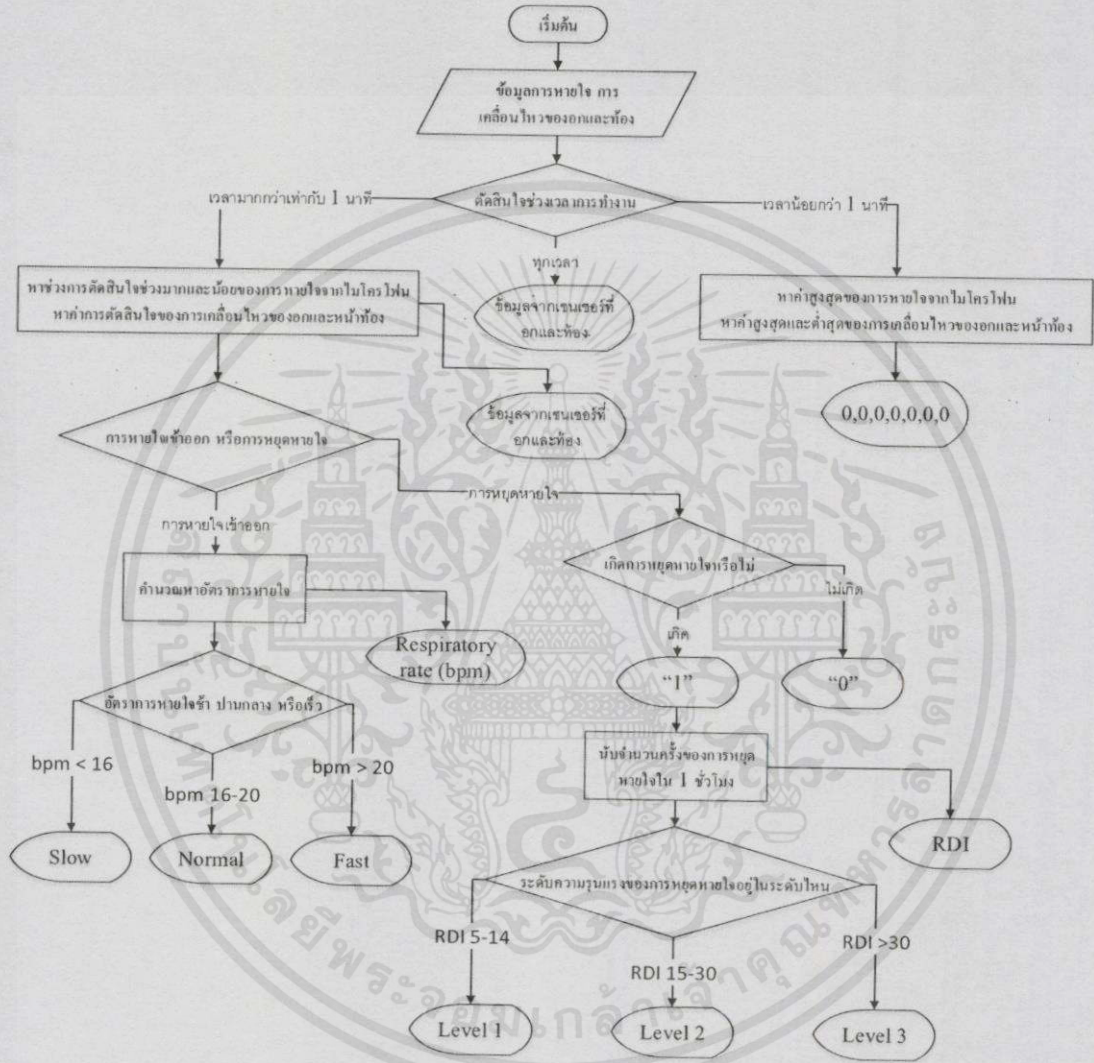
รูปที่ 3.13 การเชื่อมต่อเซนเซอร์ทั้งหมดกับไมโครคอนโทรลเลอร์

3.1.3 เงื่อนไขการส่งข้อมูลจากไมโครคอนโทรลเลอร์ผ่านโมดูลส่งสัญญาณไร้สาย

การกำหนดเงื่อนไขในการส่งข้อมูลจากไมโครคอนโทรลเลอร์ผ่านโมดูลส่งสัญญาณไร้สายและนำไปเก็บในฐานข้อมูลเพื่อนำข้อมูลไปประมวลผลหาอัตราการหายใจและภาวะหยุดหายใจระหว่างนอนหลับ โดยการส่งข้อมูล 1 ชุด ประกอบด้วยข้อมูลจากวงจรวัดลมหายใจ เซนเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้อง ตามด้วยอัตราการหายใจและชนิดของอัตราการหายใจแสดงทุกๆ 1 นาที โดยจะแสดงหลัง 1 นาทีแรกเป็นต้นไปเป็นเลข “21”, “22”, และ “23” คือ การหายใจช้า หายใจปกติ และหายใจเร็ว ตามลำดับ ส่วนค่าถัดมาเป็นการแสดงว่าเกิดการหยุดหายใจหรือไม่ซึ่งแสดงเป็นเลข “1” เมื่อมีการหยุดหายใจเกิดขึ้นและแสดงเป็นเลข “0” เมื่อไม่มีการหยุดหายใจเกิดขึ้น โดยที่การเกิดการหยุดหายใจ 1 ครั้ง ก็ต่อเมื่อไม่มีการหายใจในเวลา 10 วินาที แล้วทำการนับจำนวนการเกิดการหยุดหายใจภายในเวลา 1 ชั่วโมง เป็นค่า RDI แล้วนำมาตัดสินใจระดับความรุนแรงของโรคแสดงเป็นเลข “31”, “32”, และ “33” คือ ระดับรุนแรงน้อย

ระดับรุนแรงปานกลาง และระดับรุนแรงมาก ตามลำดับ และส่งค่าการตัดสินใจของการเคลื่อนไหวไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ของกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้องหลังนาทีแรกเป็นต้นไป โดยใน 1 นาทีแรกจะเป็นการหาค่าสูงสุดของการหายใจและค่าสูงสุดต่ำสุดของการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้อง สามารถแสดงเงื่อนไขการส่งข้อมูลจากไมโครคอนโทรลเลอร์ผ่านโมดูลส่งสัญญาณไร้สายได้ดังรูปที่ 3.14

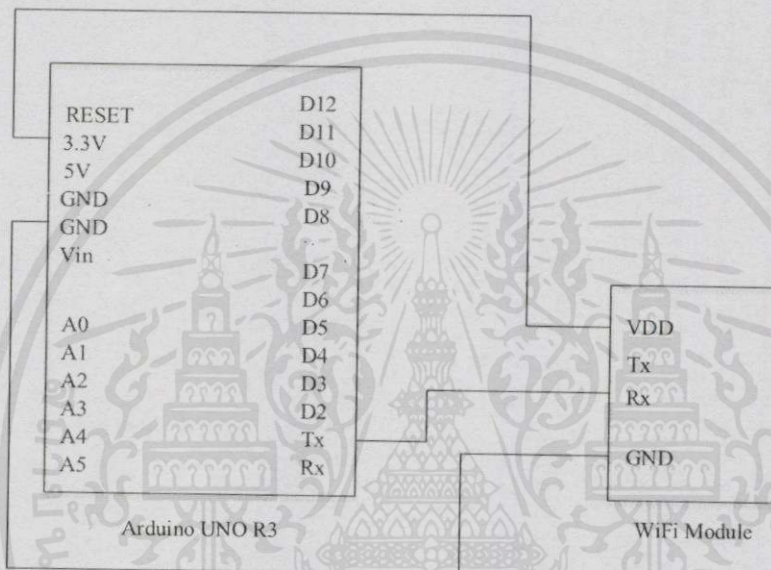


รูปที่ 3.14 เงื่อนไขการส่งข้อมูลจากไมโครคอนโทรลเลอร์ผ่านโมดูลส่งสัญญาณไร้สาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.4 การเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์กับโมดูลส่งสัญญาณไร้สาย

หลังจากไมโครคอนโทรลเลอร์รับข้อมูลจากเซนเซอร์ทั้งหมดแล้วจึงส่งข้อมูลผ่านโมดูลส่งสัญญาณไร้สาย โดยส่งข้อมูลจากขา Tx ของไมโครคอนโทรลเลอร์และรับข้อมูลด้วยขา Rx ของโมดูลส่งสัญญาณไร้สาย เพื่อนำข้อมูลทั้งหมดไปเก็บไว้ในฐานข้อมูลที่สร้างไว้ สามารถแสดงการเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์กับโมดูลส่งสัญญาณไร้สายได้ดังรูปที่ 3.15



รูปที่ 3.15 การเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์กับโมดูลส่งสัญญาณไร้สาย

3.1.5 ฐานข้อมูล

การออกแบบฐานข้อมูลสำหรับจัดเก็บข้อมูลต่างๆ ได้ทำการสร้างฐานข้อมูลโดยใช้โปรแกรม AppServ ซึ่งประกอบไปด้วยฐานข้อมูลทั้งหมด 2 ส่วน ได้แก่ ส่วนสำหรับจัดเก็บประวัติของผู้ใช้และส่วนสำหรับการจัดเก็บข้อมูลของเซนเซอร์รวมทั้งข้อมูลของการหายใจแสดงดังต่อไปนี้

3.1.5.1 ฐานข้อมูลประวัติของผู้ใช้งาน

ในส่วนของฐานข้อมูลสำหรับการจัดเก็บประวัติของผู้ใช้งานนั้นมีชื่อตารางของข้อมูลว่า “user” เป็นประวัติของผู้ใช้งานแต่ละคนซึ่งประกอบไปด้วย ชื่อ-นามสกุล (name)

เพศ (sex) อายุ (age) น้ำหนัก (weight) และส่วนสูง (height) ของผู้ใช้งาน แสดงได้ดังรูปที่ 3.16

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้มีการนำข้อมูลไปใช้

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Server: localhost ▶ Database: respiratory ▶ Table: user

Field	Type	Collation	Attributes	Null	Default	Extra	Action
<input type="checkbox"/> name	varchar(11)	utf8_general_ci		No			<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/> sex	varchar(11)	utf8_general_ci		No			<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/> age	varchar(11)	utf8_general_ci		No			<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/> weight	varchar(11)	utf8_general_ci		No			<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/> height	varchar(11)	utf8_general_ci		No			<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>

รูปที่ 3.16 ฐานข้อมูลประวัติของผู้ใช้งาน

3.1.5.2 ฐานข้อมูลของเซนเซอร์และข้อมูลของการหายใจ

ในส่วนของฐานข้อมูลสำหรับการจัดเก็บข้อมูลของเซนเซอร์แต่ละตัวและข้อมูลของการหายใจจะมีชื่อของตารางข้อมูลตามชื่อของผู้ใช้งานข้อมูล ในฐานข้อมูลนี้ประกอบไปด้วยข้อมูลจากเซนเซอร์ทั้ง 3 ตัว, อัตราการหายใจใน 1 นาที, ระดับของการหายใจคิดจากอัตราการหายใจ, การหยุดหายใจเป็นเวลา 10 วินาที ภายใน 1 ชั่วโมง, จำนวนครั้งของการหยุดหายใจเป็นเวลา 10 วินาที ภายใน 1 ชั่วโมง, ระดับความรุนแรงของการหยุดหายใจ และค่าเฉลี่ยของข้อมูลจากเซนเซอร์วัดความแรงที่ช่องอกและหน้าท้อง แสดงได้ดังรูปที่ 3.17 สำหรับผู้ใช้งานชื่อ gob

Server: localhost ▶ Database: respiratory ▶ Table: gob

Field	Type	Collation	Attributes	Null	Default	Extra	Action
<input type="checkbox"/> microphone	double			Yes	NULL		<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/> chest	double			Yes	NULL		<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/> abdomen	double			Yes	NULL		<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/> resrate	int(11)			Yes	NULL		<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/> level	int(11)			Yes	NULL		<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/> stopb	int(11)			Yes	NULL		<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/> RDI	int(11)			Yes	NULL		<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/> levelIRDI	int(11)			Yes	NULL		<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/> meanchest	double			Yes	NULL		<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/> meanab	double			Yes	NULL		<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/> time	timestamp		ON UPDATE CURRENT_TIMESTAMP	No	CURRENT_TIMESTAMP		<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/> Tag	int(11)			No		auto_increment	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>

รูปที่ 3.17 ฐานข้อมูลของเซนเซอร์และข้อมูลของการหายใจ

จากรูปที่ 3.17 “microphone”, “chest”, “abdomen” เป็นข้อมูลที่อ่านค่าได้จากเซนเซอร์ทั้ง 3 ตัว, “resrate” เป็นอัตราการหายใจใน 1 นาที, “level” เป็นชนิดของการหายใจ (21 = ซ้ำ, 22 = ปกติ, 23 = เร็ว), “stopb” แสดงการหยุดหายใจเป็นเวลา 10 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์ การนำเอกสารนี้ไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตถือว่าผิดกฎหมาย การนำเอกสารนี้ไปใช้โดยไม่ผ่านการคัดลอกหรือการแก้ไขใดๆ จะถือว่าผิดกฎหมาย

ภายใน 1 ชั่วโมง เป็นข้อมูลที่แสดงว่ามีการหยุดหายใจเกิดขึ้นหรือไม่ (1 = มีการหยุดหายใจ, 0 = ไม่มีการหยุดหายใจ), “RDI” เป็นจำนวนครั้งของการหยุดหายใจเป็นเวลา 10 วินาที ภายใน 1 ชั่วโมง, “levelRDI” เป็นระดับความรุนแรงของการหยุดหายใจ, “meanchest” และ “meanab” เป็นค่าเฉลี่ยของค่าของข้อมูลจากเซนเซอร์วัดความแรงที่ช่องอกและหน้าท้อง เพื่อนำ 2 ค่านี้ไปคำนวณหาชนิดของสภาวะการหยุดหายใจในส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ต่อไป

3.1.6 การเชื่อมต่อและการใช้งานกล้องไอพี

นอกจากการตรวจวัดอัตราการหายใจ ระบบที่ออกแบบขึ้นยังทำการเฝ้าติดตามผู้ป่วยในระหว่างการนอนหลับ เพื่อติดตามดูท่าทางและลักษณะการนอนอันอาจก่อให้เกิดความผิดปกติหรือโรคร้ายต่างๆ ด้วยการประยุกต์ใช้กล้องไอพีในการติดตามการนอน ซึ่งแสดงบล็อกไดอะแกรมการทำงานของกล้องไอพีได้ดังรูปที่ 3.18



รูปที่ 3.18 การเชื่อมต่อและการใช้งานกล้องไอพี

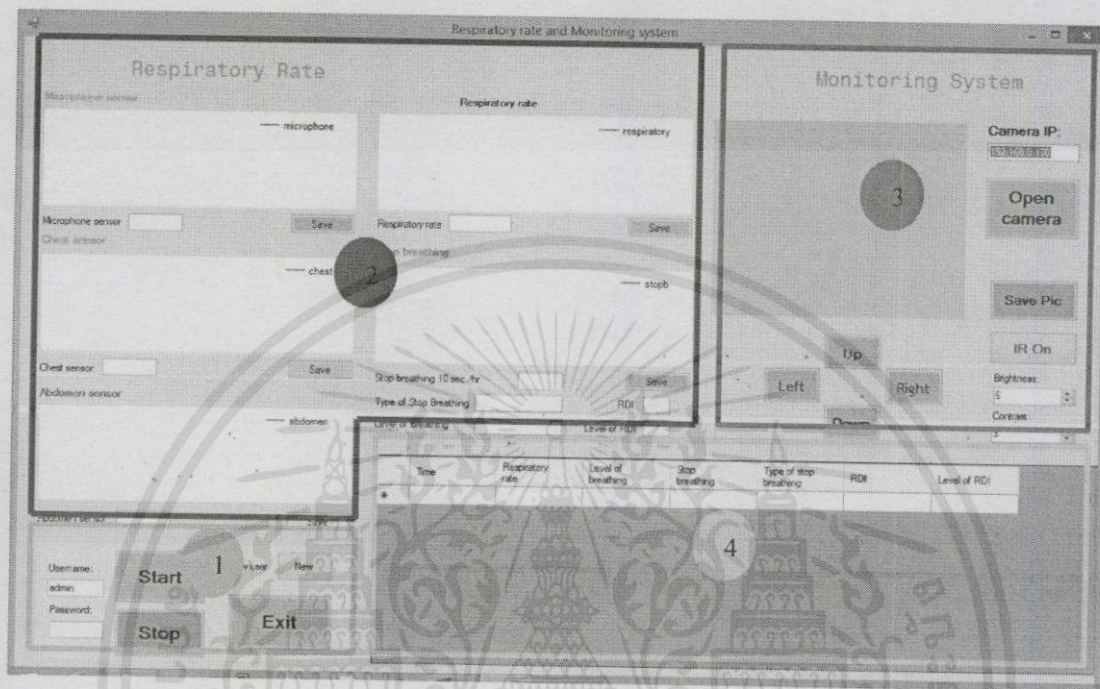
จากรูปที่ 3.18 ในการเริ่มต้นการใช้งานเริ่มจากการเชื่อมต่อกล้องไอพีเข้ากับเราท์เตอร์ผ่านสายแลนเพื่อกำหนดหมายเลขไอพีให้กับกล้อง จากนั้นถอดสายแลนออกกล้องไอพีจะเชื่อมต่อแบบไร้สายกับเราท์เตอร์เพื่อผู้ใช้สามารถติดต่อกับกล้องไอพีได้ผ่านทางเราท์เตอร์ จากนั้นนำภาพที่ได้จากกล้องไอพีมาแสดงในส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้และบันทึกข้อมูลรูปภาพลงในคอมพิวเตอร์

3.1.7 การออกแบบส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้

ส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ประกอบด้วยส่วนแสดงข้อมูลที่สำคัญ 4 ส่วน ได้แก่ ส่วนสำหรับการเริ่มต้นการทำงานของโปรแกรม ส่วนสำหรับแสดงข้อมูลจากเซนเซอร์รวมทั้งข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เกี่ยวกับการหายใจ ส่วนสำหรับการแสดงรูปภาพจากกล้องไอพี และส่วนสำหรับการสรุปข้อมูลของการหายใจในรูปแบบของตาราง แสดงส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ที่ออกแบบขึ้นได้ดังรูปที่ 3.19



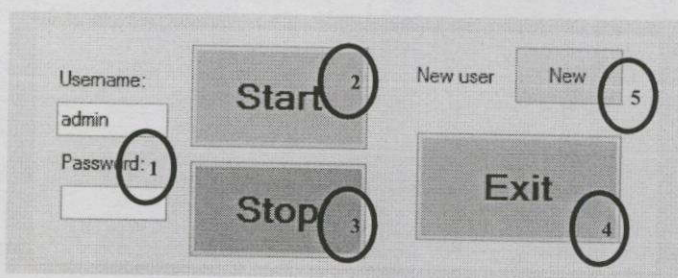
รูปที่ 3.19 ส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้

จากรูปที่ 3.19 หมายเลข 1 คือส่วนสำหรับการเริ่มต้นการทำงานของโปรแกรม หมายเลข 2 คือส่วนสำหรับการแสดงข้อมูลของเซนเซอร์รวมทั้งข้อมูลเกี่ยวกับการหายใจ หมายเลข 3 คือส่วนสำหรับการแสดงรูปภาพจากกล้องไอพี และหมายเลข 4 คือส่วนสำหรับการสรุปข้อมูลต่างๆ เกี่ยวกับการหายใจทั้งหมด

3.1.7.1 ส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้สำหรับการเริ่มต้นการทำงาน

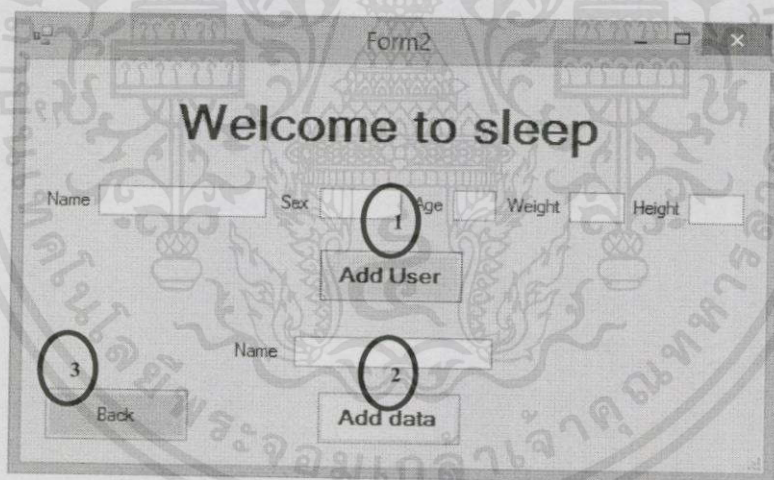
ส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้สำหรับการเริ่มต้นการทำงานของโปรแกรม ประกอบไปด้วยส่วนประกอบที่จำเป็นสำหรับการเริ่มต้นการรับและแสดงข้อมูลต่างๆ เกี่ยวกับการหายใจ แสดงได้ดังรูปที่ 3.20

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีกรณีนำไปใช้



รูปที่ 3.20 ส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้สำหรับการเริ่มต้นการทำงาน

จากรูปที่ 3.20 หมายเลข 1 เป็นช่องสำหรับใส่ชื่อผู้ใช้และรหัสผ่าน ในที่นี้ชื่อผู้ใช้คือ “admin” รหัสผ่านยังไม่ต้องใส่ หมายเลข 2 เป็นปุ่มสำหรับการเริ่มต้นการรับและการแสดงข้อมูลการหายใจ หมายเลข 3 เป็นปุ่มสำหรับการหยุดการรับและการแสดงข้อมูลการหายใจ หมายเลข 4 เป็นปุ่มสำหรับการออกจากโปรแกรม และหมายเลข 5 เป็นปุ่มสำหรับการเข้าสู่หน้าต่างการเพิ่มข้อมูลของผู้ใช้ในกรณีที่ผู้ใช้เข้าใช้งานเป็นครั้งแรก เมื่อกดปุ่มนี้แล้วจะแสดงหน้าต่างขึ้นมาใหม่ แสดงได้ดังรูปที่ 3.21



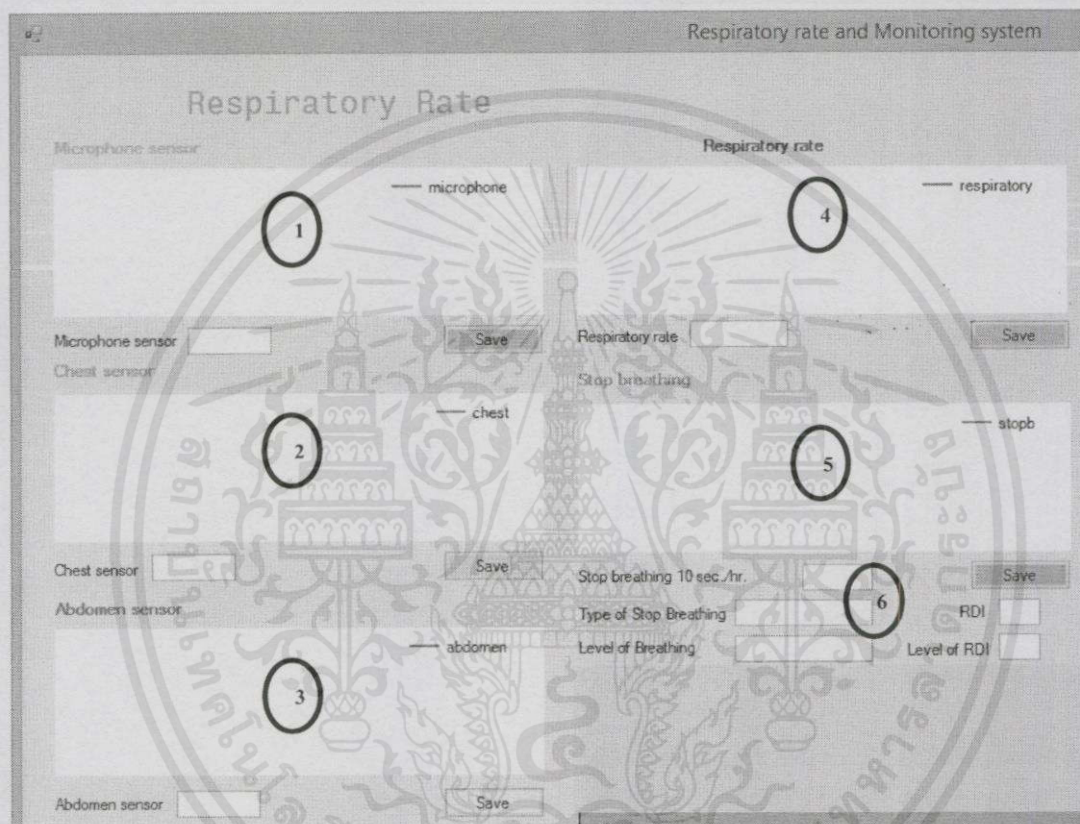
รูปที่ 3.21 ส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้สำหรับผู้ใช้งานใหม่

รูปที่ 3.21 เป็นส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้สำหรับผู้ใช้งานใหม่ หมายเลข 1 เป็นปุ่มสำหรับการเพิ่มประวัติของผู้ใช้งานลงในฐานข้อมูล ประกอบไปด้วย ชื่อ-นามสกุล เพศ อายุ น้ำหนัก และส่วนสูง หมายเลข 2 เป็นปุ่มสำหรับการเพิ่มฐานข้อมูลสำหรับการจัดเก็บข้อมูลของเซนเซอร์ และข้อมูลต่างๆ เกี่ยวกับการหายใจ หมายเลข 3 เป็นปุ่มสำหรับการกลับเข้าสู่หน้าต่างการทำงานหลัก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ทางการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.7.2 ส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้สำหรับการแสดงข้อมูลการหายใจ

ส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้สำหรับการแสดงข้อมูลเซนเซอร์และข้อมูลเกี่ยวกับการหายใจ ประกอบไปด้วยส่วนที่แสดงข้อมูลจากเซนเซอร์ทั้ง 3 ตัว และส่วนที่แสดงข้อมูลต่างๆ เกี่ยวกับการหายใจ แสดงได้ดังรูปที่ 3.22



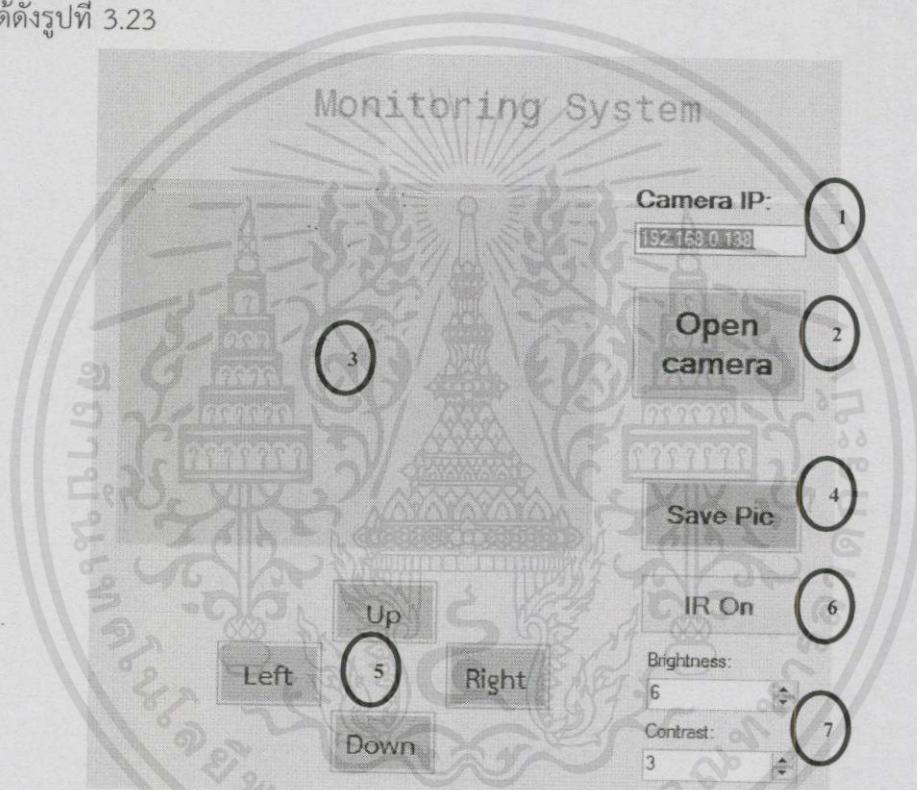
รูปที่ 3.22 ส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้สำหรับการแสดงข้อมูลการหายใจ

จากรูปที่ 3.22 หมายเลข 1 เป็นส่วนสำหรับการแสดงข้อมูลจากเซนเซอร์ไมโครโฟนในรูปแบบกราฟ หมายเลข 2 เป็นส่วนสำหรับการแสดงข้อมูลจากเซนเซอร์วัดความแรงที่ช่องอกในรูปแบบกราฟ หมายเลข 3 เป็นส่วนสำหรับการแสดงข้อมูลจากเซนเซอร์วัดความแรงที่หน้าท้องในรูปแบบกราฟ หมายเลข 4 เป็นส่วนสำหรับการแสดงอัตราการหายใจในรูปแบบกราฟ หมายเลข 5 เป็นส่วนสำหรับการแสดงจำนวนครั้งของการหยุดหายใจเป็นเวลา 10 วินาที ภายใน 1 ชั่วโมง ในรูปแบบกราฟ โดยที่แต่ละรูปกราฟจะมีปุ่มสำหรับการบันทึกกราฟนั้นๆ หมายเลข 6 เป็นส่วนสำหรับการแสดงข้อมูลอื่นๆ เกี่ยวกับการหายใจเช่น ระดับของการหายใจ (Level of Breathing) ไม่ว่าการมีใจทุกสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

breathing) การหยุดหายใจ (Stop breathing 10 seconds/hour) ชนิดของการหยุดหายใจ (Type of stop breathing) จำนวนครั้งของการหยุดหายใจ (RDI) ระดับของความรุนแรงของการหยุดหายใจ (Level of RDI)

3.1.7.3 ส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้สำหรับการแสดงรูปภาพ

ส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้สำหรับการแสดงรูปภาพจากกล้องไอพี แสดงได้ดังรูปที่ 3.23



รูปที่ 3.23 ส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้สำหรับการแสดงรูปภาพ

จากรูปที่ 3.23 เป็นส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้สำหรับการแสดงรูปภาพ หมายเลข 1 เป็นช่องสำหรับใส่หมายเลขไอพีของกล้องไอพี หมายเลข 2 เป็นปุ่มสำหรับการเริ่มต้นการใช้งานกล้องไอพี หมายเลข 3 เป็นปุ่มสำหรับการแสดงรูปภาพจากกล้องไอพี หมายเลข 4 เป็นปุ่มสำหรับการบันทึกรูปภาพลงในคอมพิวเตอร์ หมายเลข 5 เป็นปุ่มสำหรับการควบคุมกล้องให้ขึ้นลง หรือหมุนซ้ายขวา หมายเลข 6 เป็นปุ่มสำหรับการเปิดการใช้งานอินฟราเรดเมื่อใช้งานในที่ที่มีแสงสว่างไม่เพียงพอ หมายเลข 7 เป็นช่องสำหรับการปรับค่าความสว่างและความเข้มของแสง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น ไม่สามารถนำออกจำหน่ายหรือทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาตจากทางบริษัทฯ หากมีข้อสงสัยหรือต้องการข้อมูลเพิ่มเติม กรุณาติดต่อฝ่ายบริการลูกค้า โทร. 02-010-1111 หรือ 02-010-1112

3.1.7.4 ส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้สำหรับการสรุปข้อมูลการหายใจ

ส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้สำหรับการสรุปข้อมูลการหายใจ เป็นส่วนสำหรับการแสดงข้อมูลต่างๆ เกี่ยวกับการหายใจในรูปแบบตาราง แสดงได้ดังรูปที่ 3.24

Time	Respiratory rate	Level of breathing	Stop breathing	Type of stop breathing	RDI	Level of RDI
*						

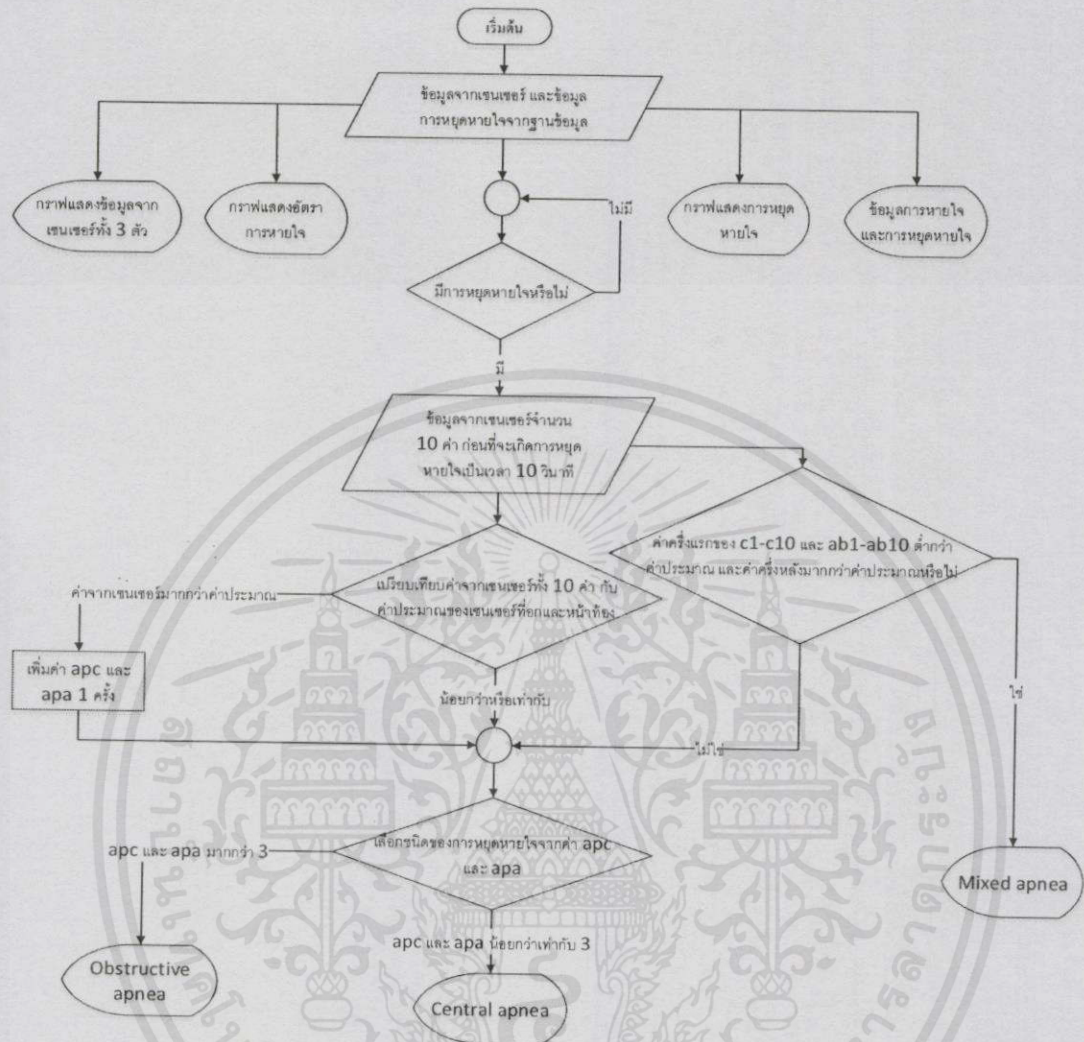
รูปที่ 3.24 ส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้สำหรับการสรุปข้อมูลการหายใจ

จากรูปที่ 3.24 ส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้สำหรับการสรุปข้อมูลการหายใจ ประกอบด้วยเวลา, อัตราการหายใจต่อ 1 นาที, ชนิดของการหายใจ (21 = slow, 22 = normal, 23 = fast), การหยุดหายใจ (0 = ไม่เกิดการหยุดหายใจ, 1 = เกิดการหยุดหายใจ), ชนิดของการหยุดหายใจ (Obstructive apnea, Central apnea, Mixed apnea), จำนวนครั้งของการหยุดหายใจเป็นเวลา 10 วินาที ภายใน 1 ชั่วโมง และระดับความรุนแรงของการหยุดหายใจที่เกิดขึ้น

3.1.8 เงื่อนไขการแสดงผลข้อมูลจากเซนเซอร์ ข้อมูลการหายใจ และการตัดสินใจประเภทของการหยุดหายใจ

เมื่อส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้สามารถเชื่อมต่อกับฐานข้อมูลได้แล้ว จะนำข้อมูลมาแสดงในรูปแบบต่างๆ โดยมีเงื่อนไขการแสดงผลเป็นไปตามรูปที่ 3.25

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.25 เงื่อนไขการแสดงผลข้อมูลจากเซนเซอร์ ข้อมูลการหายใจ และการตัดสินใจประเภทของการหยุดหายใจ

จากรูปที่ 3.25 เมื่อฐานข้อมูลสามารถเชื่อมต่อกับส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ได้ แล้ว จะนำข้อมูลจากเซนเซอร์ทั้ง 3 ตัวมาแสดงในรูปแบบของกราฟ แสดงข้อมูลต่างๆ เกี่ยวกับการหายใจ จากนั้นตรวจสอบว่าเกิดการหยุดหายใจขึ้นหรือไม่โดยตรวจสอบจากค่าของ “stopb” ถ้าเป็น “0” คือไม่เกิดการหยุดหายใจ แต่ถ้าเป็น “1” แสดงว่าเกิดการหยุดหายใจเกิดขึ้น จากนั้นหาประเภทของการหยุดหายใจโดยพิจารณาจากค่าของเซนเซอร์ที่อกและหน้าท้องทั้งหมด 10 ค่า นั้นคือ c1-c10 และ ab1-ab10 ทั้ง 10 ค่านี้เป็นค่าจากเซนเซอร์ที่อกและหน้าท้องก่อนที่จะมีการหยุดหายใจเกิดขึ้น โดยในการหาประเภทของการหยุดหายใจประเภท Obstructive apnea และ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับอาจารย์งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Central apnea จะกำหนดตัวแปรสำหรับการนับจำนวนจากเปรียบเทียบค่าของเซนเซอร์ที่อกและหน้าท้องกับค่าเฉลี่ยที่คำนวณในตอนเริ่มต้นคือ “apc” และ “apa” ครั้งแรกจะกำหนดให้ 2 ค่านี้เท่ากับ 0 ถ้าผลต่างระหว่างค่าของเซนเซอร์และค่าเฉลี่ยมีค่ามากกว่า 0 จะเพิ่มค่า “apc” และ “apa” อีก 1 จากนั้นตัดสินใจเลือกประเภทการหยุดหายใจโดยเลือกจาก 2 ค่านี้ ถ้า “apc” และ “apa” มีค่าตั้งแต่ 3 ขึ้นไป จะตัดสินใจเป็น Obstructive apnea แต่ถ้า “apc” และ “apa” มีค่าต่ำกว่า 3 จะตัดสินใจเป็น Central apnea ส่วนประเภท Mixed apnea เป็นภาวะหยุดหายใจทั้งในช่วงแรกไม่มีการพยายามหายใจเข้า (Central apnea) แต่ในช่วงหลังมีการพยายามหายใจเข้า (Obstructive apnea) จึงคำนวณจากค่าของเซนเซอร์ c1-c10 และ ab1-ab10 ถ้าผลต่างระหว่างค่าจากเซนเซอร์และค่าเฉลี่ยในช่วงแรกมีค่าต่ำกว่า 0 และ สูงกว่า 0 ในช่วงหลังจะตัดสินใจเป็นการหยุดหายใจประเภท Mixed apnea

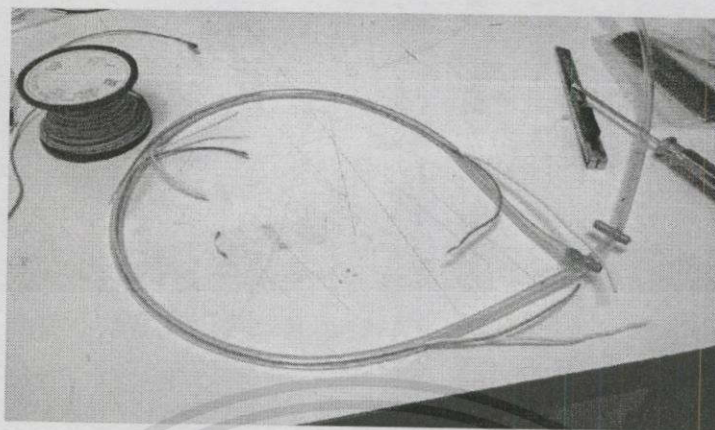
3.1.9 อุปกรณ์สำหรับติดตั้งเซนเซอร์

ในการใช้งานเซนเซอร์ต่างๆ นั้นจำเป็นต้องออกแบบให้ผู้ตรวจวัดใช้งานได้อย่างเป็นธรรมชาติและสะดวกสบายเสมือนการนอนปกติเพื่อให้การตรวจวัดนั้นมีประสิทธิภาพสูงสุด จึงออกแบบอุปกรณ์สำหรับติดตั้งเซนเซอร์วัดลมหายใจ เซนเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้องดังนี้

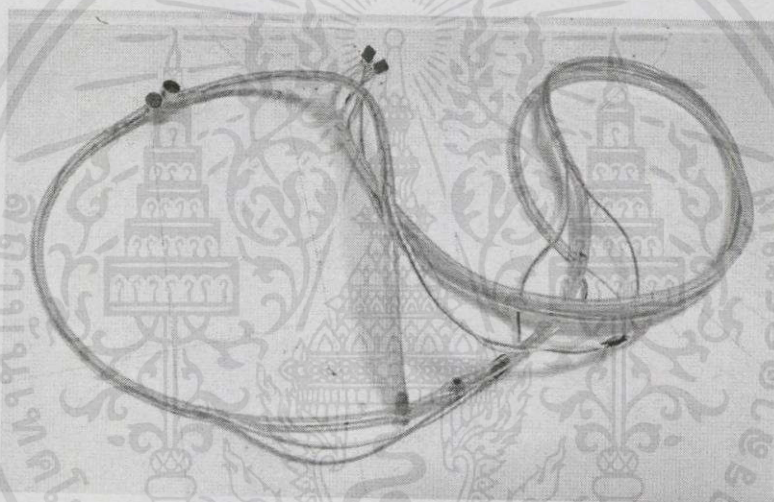
3.1.9.1 เซนเซอร์วัดลมหายใจ

การใช้งานเซนเซอร์ตรวจวัดลมหายใจนั้นออกแบบโดยใช้ไมโครโฟนแบบคอนเดนเซอร์เป็นเซนเซอร์ เริ่มจากการจัดหาสายยางขนาดเล็กมาวัดและตัดให้ขนาดเหมาะสมกับศีรษะผู้ตรวจวัดและออกแบบให้สามารถปรับขนาดความเหมาะสมกับศีรษะได้เล็กน้อย แล้วนำสายไฟประกอบเข้ากับสายยางพร้อมเชื่อมต่อกับไมโครโฟนแบบคอนเดนเซอร์และประกอบอุปกรณ์ทั้งหมดเข้ากันให้เรียบร้อย สามารถแสดงการจัดทำเซนเซอร์ตรวจวัดลมหายใจและอุปกรณ์สำหรับติดตั้งเซนเซอร์ตรวจวัดลมหายใจที่สมบูรณ์ได้ดังรูปที่ 3.26 และ 3.27

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.26 การจัดทำเซนเซอร์ตรวจวัดลมหายใจ

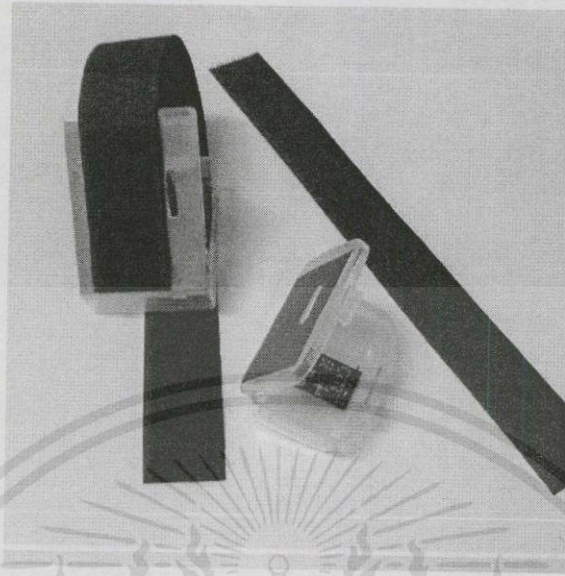


รูปที่ 3.27 อุปกรณ์สำหรับติดตั้งเซนเซอร์ตรวจวัดลมหายใจที่สมบูรณ์

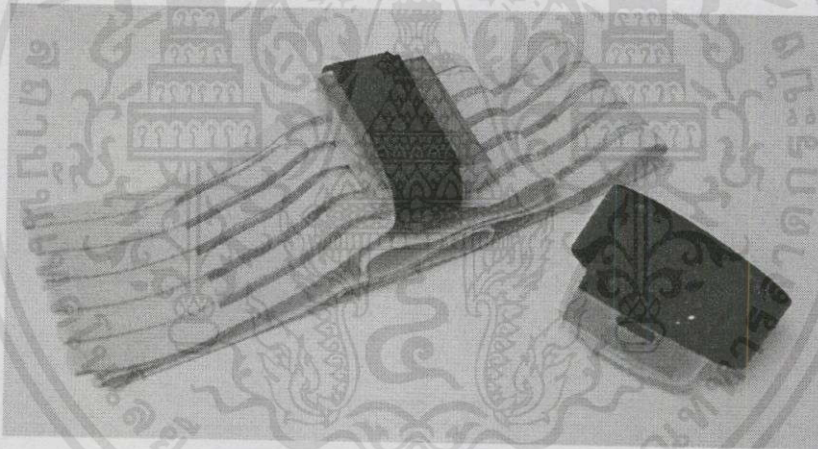
3.1.9.2 เซนเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้อง

การใช้งานเซนเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้อง นั้นออกแบบโดยใช้เซนเซอร์วัดค่าความเร่ง เริ่มจากการจัดทำกล่องขนาดเล็กสำหรับใส่เซนเซอร์ เจาะยึดพร้อมตักแต่งให้เรียบร้อย แล้วติดสายรัดเซนเซอร์กับที่รัดอกและเอวที่จัดทำมา สามารถแสดงการจัดทำเซนเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้องและอุปกรณ์สำหรับติดตั้งเซนเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้องที่สมบูรณ์ได้ดังรูปที่ 3.28 และ 3.29

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.28 การจัดทำเซนเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวกล้ำมเนื้อหน้าอกและหน้าท้อง



รูปที่ 3.29 อุปกรณ์สำหรับติดตั้งเซนเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวกล้ำมเนื้อหน้าอกและหน้าท้อง

3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง

3.2.1 ออสซิลโลสโคป (Oscilloscope) 1 เครื่อง

3.2.2 เครื่องจ่ายไฟ (Power supply) 1 เครื่อง

3.2.3 วงจรวัดลมหายใจ 1 วงจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.4 เซนเซอร์วัดค่าความเร่ง	2	ตัว
3.2.5 ไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Uno R3	1	ตัว
3.2.6 โมดูลส่งสัญญาณไร้สาย	1	ตัว
3.2.7 กล้องไอพี	1	ตัว

3.3 การจัดเก็บผลการทดลอง

3.3.1 การทำงานของวงจรวัดลมหายใจ

วงจรวัดลมหายใจนั้นทำงานโดยเริ่มจากการหายใจผ่านไมโครโฟนแบบคอนเดนเซอร์ แล้วให้วงจรทำการขยายและจัดรูปสัญญาณการหายใจ โดยการทำงานของวงจรเริ่มจากวงจรก่อนการขยายที่ช่วยขยายสัญญาณการหายใจในขั้นต้น แล้วเข้าวงจรขยายผลต่างเพื่อให้ได้สัญญาณจากการหายใจเหลือเพียงสัญญาณเดียว จากนั้นตรวจจับกรอบสัญญาณด้วยวงจรตรวจจับกรอบสัญญาณและผ่านวงจรบัฟเฟอร์เพื่อขับกระแสไปยังภาคต่อไป สัญญาณที่ได้ออกมานั้นจะถูกส่งให้ไมโครคอนโทรลเลอร์รับข้อมูลมาประมวลผลอัตราการหายใจและภาวะหยุดหายใจ และส่งข้อมูลผ่านโมดูลส่งสัญญาณไร้สายเพื่อนำไปจัดเก็บในฐานข้อมูลและแสดงผลด้วยส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้

3.3.1.1 ทดลองการทำงานของวงจรก่อนการขยาย

วงจรก่อนการขยายนั้นเป็นวงจรที่ช่วยในการขยายสัญญาณการหายใจที่เข้ามาให้มีขนาดมากพอสำหรับการวัดสัญญาณได้ จัดเก็บผลโดยการป้อนสัญญาณรูปไซน์ขนาด 204 มิลลิโวลต์ ที่ความถี่ 1 กิโลเฮิร์ตซ์ เป็นสัญญาณขาเข้าแล้วสังเกตสัญญาณออกที่ได้ด้วยออสซิลโลสโคป นอกจากนี้ทำการวัด frequency response ของวงจร

3.3.1.2 ทดลองการทำงานของวงจรขยายผลต่าง

วงจรขยายผลต่างจะทำหน้าที่ขยายในส่วนที่ต่างของสัญญาณที่เข้ามา 2 สัญญาณ แล้วส่งค่าผลต่างที่ได้ออกมาเป็นสัญญาณเพียงสัญญาณเดียว จัดเก็บผลโดยหายใจเข้า/ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ออกไมโครโฟนแล้วเก็บรูปสัญญาณการหายใจที่ออกจากวงจรก่อนการขยายเปรียบเทียบกับสัญญาณจากวงจรขยายผลต่างด้วยออสซิลโลสโคป

3.3.1.3 ทดลองการทำงานของวงจรตรวจจับกรอบสัญญาณ

วงจรตรวจจับกรอบสัญญาณจะทำหน้าที่จับกรอบสัญญาณจากวงจรขยายผลต่างเพื่อให้ได้สัญญาณที่เรียบมากขึ้น โดยปรับค่าตัวต้านทานและตัวเก็บประจุในวงจรให้ได้สัญญาณที่ใกล้เคียงและเหมาะสมกับสัญญาณจากวงจรขยายผลต่างมากที่สุด สามารถจัดเก็บผลการทดลองโดยหายใจเข้า/ออกไมโครโฟนแล้วเก็บรูปสัญญาณการหายใจจากวงจรขยายผลต่างเปรียบเทียบกับวงจรตรวจจับกรอบสัญญาณด้วยออสซิลโลสโคป

3.3.1.4 ทดลองการทำงานของวงจรมัลติเพล็กซ์

วงจรมัลติเพล็กซ์นั้นจะให้สัญญาณขาออกเท่ากับสัญญาณขาเข้า ทำหน้าที่ขับกระแสไปยังภาคต่อไป ทำการเก็บผลการทดลองโดยการป้อนสัญญาณรูปไซน์ขนาด 2.44 โวลต์ ที่ความถี่ 1 กิโลเฮิรตซ์ เป็นสัญญาณขาเข้าแล้วสังเกตสัญญาณออกที่ได้ด้วยออสซิลโลสโคป และทำการวัด frequency response ของวงจร

3.3.2 การทำงานของเซนเซอร์วัดค่าความเร่ง

เซนเซอร์วัดค่าความเร่งเป็นเซนเซอร์ที่ให้ค่าความเร่งตามการเอียงตามแกนต่างๆ จึงทำการทดสอบโดยการเอียงตามแกน x , y , และ z ตามลำดับ แล้วตรวจสอบผลหาแกนที่มีการเปลี่ยนแปลงน้อยเมื่อนอนอยู่ในทิศทางใดๆ ยังคงให้ค่าเช่นเดิม ในที่นี้ได้เลือกแกน z มาเป็นค่าที่ใช้ในการตรวจสอบสำหรับการตรวจวัดการเคลื่อนไหวกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้อง แสดงผลผ่านพอร์ตการสื่อสารแบบอนุกรม

3.3.3 การเชื่อมต่อเซนเซอร์กับไมโครคอนโทรลเลอร์

การเชื่อมต่อเซนเซอร์ในที่นี้ประกอบด้วยวงจรมัลติเพล็กซ์และเซนเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้องเข้ากับไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อแสดงข้อมูลของวงจรมัลติเพล็กซ์และเซนเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้อง พร้อมหาอัตราการหายใจและชนิดของอัตราการหายใจ แสดงการเกิดการหยุดหายใจหรือไม่แล้วนับจำนวนการเกิดการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษายกเว้นกรณีอื่นที่มีข้อยกเว้นในการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หยุดหายใจภายในเวลา 1 ชั่วโมงและตัดสินใจระดับความรุนแรงของโรค ตามด้วยแสดงค่าที่ใช้ในการตัดสินใจของการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้องในการหาอัตราการหายใจและภาวะหยุดหายใจระหว่างนอนหลับผ่านพอร์ตสื่อสารอนุกรม

3.3.4 การเชื่อมต่อไร้สายกับฐานข้อมูล

ทดสอบการเชื่อมต่อแบบไร้สายกับฐานข้อมูลโดยการเชื่อมต่อวงจรวัดลมหายใจและเซนเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้องกับไมโครคอนโทรลเลอร์แล้วส่งข้อมูลผ่านโมดูลส่งสัญญาณแบบไร้สายไปยังฐานข้อมูล และตรวจสอบความถูกต้องของข้อมูลที่ปรากฏ

3.3.5 การทดสอบการทำงานของกล้องไอพี

ทดสอบการทำงานของกล้องไอพีโดยเชื่อมต่อกล้องไอพีเข้ากับเราเตอร์ผ่านสายแลนเพื่อกำหนดหมายเลขไอพี จากนั้นถอดสายแลนออก กล้องไอพีจะเริ่มการส่งภาพแบบไร้สาย เมื่อกล้องไอพีเริ่มทำงานแล้วจะทำการทดสอบการรับภาพแล้วแสดงในส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ มีการทดสอบทางกายภาพของกล้องเช่น ทดสอบการควบคุมกล้องไอพีให้หมุนซ้ายขวา ขึ้นลง และการทดสอบการใช้งานในโหมดอินฟราเรดสำหรับการดูภาพในที่ที่มีแสงสว่างไม่เพียงพอ

3.3.6 การทดสอบการแสดงผลข้อมูลของการหายใจในส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้

ทดสอบการแสดงผลข้อมูลของการหายใจโดยการนำข้อมูลจากฐานข้อมูลมาแสดงในส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ ซึ่งข้อมูลที่จะนำมาแสดงประกอบด้วยข้อมูลจากเซนเซอร์ไมโครโฟน, เซนเซอร์วัดความเร่งที่ช่องอก, เซนเซอร์วัดความเร่งที่หน้าท้อง, อัตราการหายใจต่อ 1 นาที, จำนวนครั้งของการหยุดหายใจเป็นเวลา 10 วินาที ภายใน 1 ชั่วโมง, ระดับของการหายใจ, จำนวนครั้งของการหยุดหายใจ, ชนิดของการหยุดหายใจ และระดับความรุนแรงของการหยุดหายใจ

3.3.7 การตรวจวัดอัตราการหายใจและภาวะหยุดหายใจระหว่างนอนหลับ

ตรวจวัดโดยการเชื่อมต่อวงจรวัดลมหายใจและเซนเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้องกับไมโครคอนโทรลเลอร์ในการหาอัตราการหายใจและภาวะหยุดหายใจระหว่างนอนหลับ แล้วส่งข้อมูลแบบไร้สายผ่านโมดูลส่งสัญญาณแบบไร้สายไปยังฐานข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี การนำเอกสารนี้ไปใช้โดยไม่ได้รับอนุญาตถือว่าผิดกฎหมาย

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พร้อมตรวจสอบเงื่อนไขเพื่อแสดงอัตราการหายใจและภาวะหยุดหายใจระหว่างนอนหลับด้วยส่วน
ต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

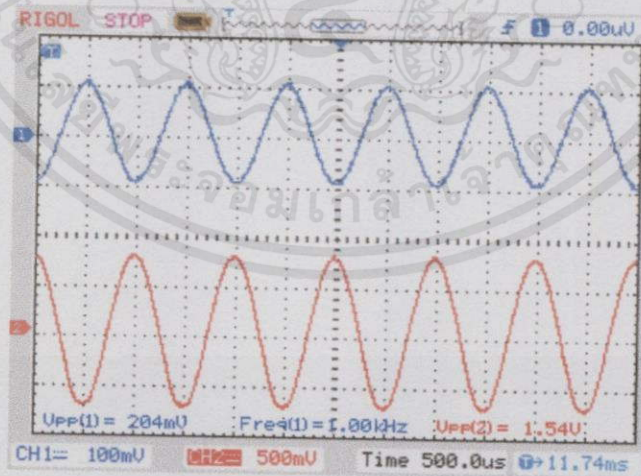
ผลการทดลอง

4.1 การทำงานของวงจรวัดลมหายใจ

วงจรวัดลมหายใจนั้นทำงานโดยการหายใจเข้า/ออกผ่านไมโครโฟนแบบคอนเดนเซอร์ เข้าไปในวงจรก่อนการขยายที่ช่วยขยายสัญญาณการหายใจในขั้นต้น แล้วผ่านเข้าวงจรขยายผลต่าง เพื่อให้ได้สัญญาณจากการหายใจเหลือเพียงสัญญาณเดียว จากนั้นตรวจจ็กรอบสัญญาณด้วยวงจรตรวจจ็กรอบสัญญาณและนำไปผ่านวงจรบัฟเฟอร์เพื่อทำการขับกระแสไปยังภาคต่อไป สามารถแสดงผลการทดสอบการทำงานของส่วนต่างๆ ของวงจรวัดลมหายใจได้ดังนี้

4.1.1 การทำงานของวงจรก่อนการขยาย

การทดลองวงจรก่อนการขยายนั้นเพื่อใช้ในการตรวจวัดคุณสมบัติและการทำงานของวงจรที่ทำหน้าที่ในการขยายสัญญาณการหายใจที่เข้ามาให้มีขนาดมากพอให้ตรวจวัดสัญญาณได้ โดยการป้อนสัญญาณรูปไซน์ขนาด 204 มิลลิโวลต์ ที่ความถี่ 1 กิโลเฮิร์ตซ์ เป็นสัญญาณขาเข้าแล้วสังเกตสัญญาณออกที่ได้ ดังแสดงการเปรียบเทียบสัญญาณขาเข้าและสัญญาณออกของวงจรก่อนการขยายด้วยออสซิลโลสโคปได้ดังรูปที่ 4.1



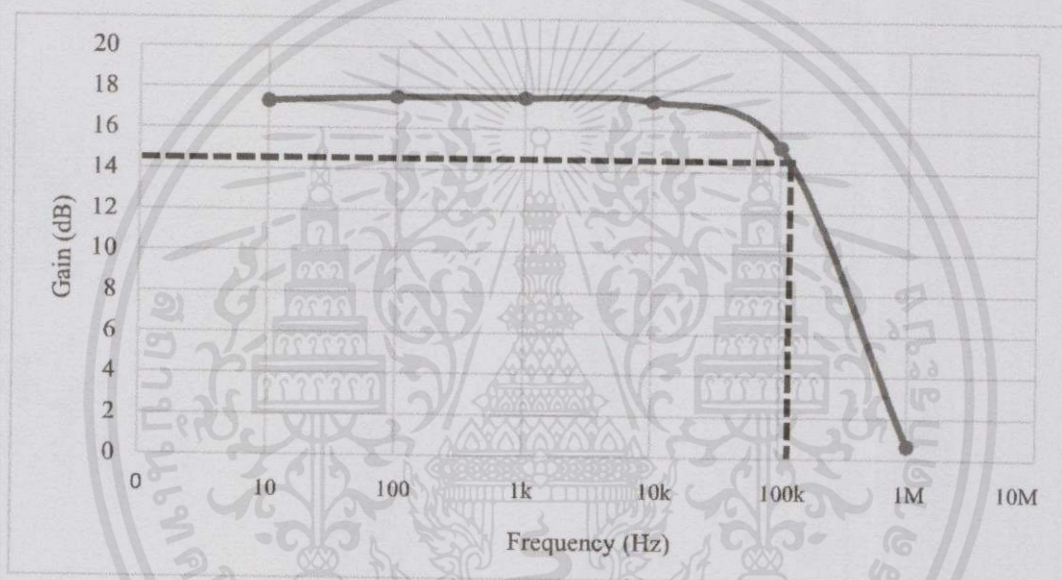
รูปที่ 4.1 บน: สัญญาณขาเข้าของวงจรก่อนการขยาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ล่าง: สัญญาณขาออกของวงจรก่อนการขยาย

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.1 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณขาเข้าและสัญญาณออกของวงจรก่อนการขยาย จะเห็นว่าเมื่อป้อนสัญญาณรูปไซน์ขนาด 204 มิลลิโวลต์ ที่ความถี่ 1 กิโลเฮิร์ตซ์ ให้แก่วงจรได้สัญญาณขาออกเป็นสัญญาณรูปไซน์แบบกลับเฟสขนาด 1.54 โวลต์ ที่ความถี่ 1 กิโลเฮิร์ตซ์ คำนวณอัตราขยายของวงจรได้เท่ากับ 7.55 เท่า ซึ่งใกล้เคียงกับทฤษฎีของวงจรก่อนการขยายในบทที่ 3 ตามสมการที่ 3.3 ที่มีอัตราขยายแบบกลับเฟสเท่ากับ 10 เท่า แล้วทดสอบผลตอบสนองทางความถี่ของวงจร สามารถแสดงขนาดของผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรก่อนการขยายได้ดังรูปที่ 4.2



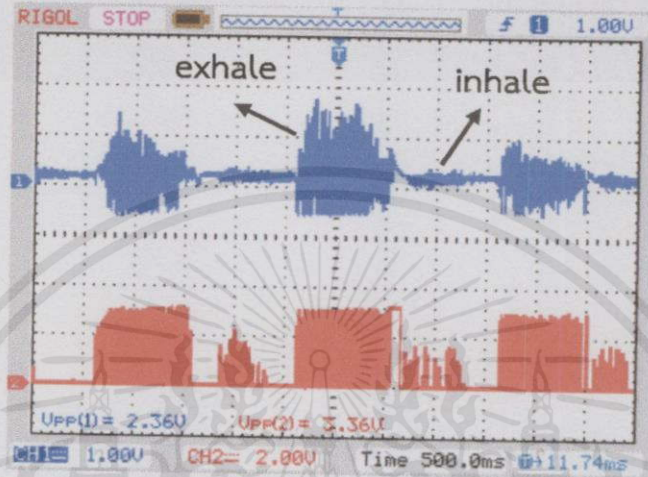
รูปที่ 4.2 ผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรก่อนการขยาย

จากรูปที่ 4.2 อัตราขยายของวงจรก่อนการขยายมีค่าประมาณ 17.5 เดซิเบล ได้ความถี่ตัดประมาณ 150 กิโลเฮิร์ตซ์ จากทฤษฎีของวงจรก่อนการขยายในบทที่ 3 ตามสมการที่ 3.7 ที่มีค่าความถี่ตัด (cutoff frequency) ในช่วงความถี่สูงเท่ากับ 144.10 กิโลเฮิร์ตซ์ และมีช่วงความถี่ใช้งานอยู่ระหว่าง 10 เฮิร์ตซ์ ถึง 150 กิโลเฮิร์ตซ์

4.1.2 การทำงานของวงจรขยายผลต่าง

วงจรขยายผลต่างทำหน้าที่ขยายส่วนต่างของสัญญาณที่เข้ามาจากไมโครโฟนแบบคอนเดนเซอร์ผ่านวงจรก่อนการขยาย 2 สัญญาณ แล้วส่งค่าผลต่างที่ได้ออกมาเป็นสัญญาณเพียงเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สัญญาณเดียว ทำการทดลองโดยหายใจเข้า/ออกไมโครโฟนแล้วเก็บรูปสัญญาณการหายใจที่ออก จากวงจรก่อนการขยายเปรียบเทียบกับสัญญาณจากวงจรขยายผลต่างด้วยออสซิลโลสโคป สามารถ แสดงได้ดังรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.3 บน: สัญญาณจากวงจรก่อนการขยาย
ล่าง: สัญญาณที่ผ่านวงจรขยายผลต่าง

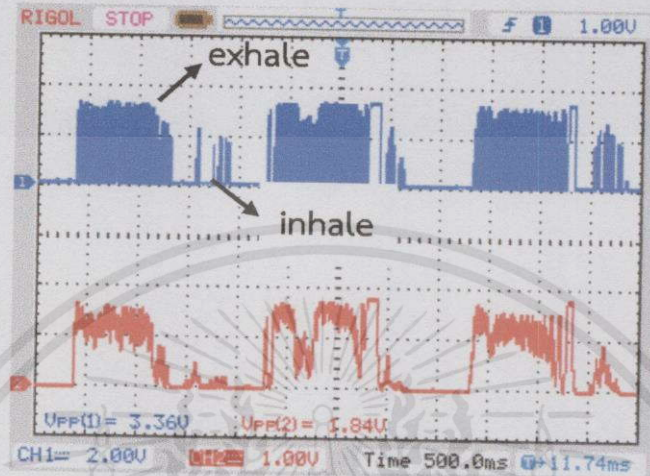
จากรูปที่ 4.3 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณที่ออกจากวงจรก่อนการขยายกับ สัญญาณที่ออกจากวงจรขยายผลต่าง วัดที่ระยะเวลา 6 วินาที ได้สัญญาณการหายใจเข้า/ออก ทั้งหมด 3 ครั้ง โดยส่วนที่มีระดับแรงดันสูงกว่าเป็นการหายใจออกและส่วนที่มีระดับแรงดันน้อยกว่า เป็นการหายใจเข้า ผลของสัญญาณที่ผ่านวงจรขยายผลต่างแล้วพบว่า การหายใจออกสัญญาณจะถูก ขยายให้อุ่มตัวที่ระดับไฟ ส่วนการหายใจเข้าเป็นการขยายให้เห็นระดับแรงดันค่าหนึ่ง จะได้การ หายใจเข้าและการหายใจออกมีระดับแรงดันที่ต่างกันตามที่ต้องการ

4.1.3 การทำงานของวงจรตรวจจับกรอบสัญญาณ

การทดลองวงจรตรวจจับกรอบสัญญาณที่ทำหน้าที่ในการจับกรอบสัญญาณจาก วงจรขยายผลต่าง เพื่อให้ได้สัญญาณที่เรียบและมีความแตกต่างกันของระดับแรงดันลดน้อยลง โดย ปรับค่าตัวต้านทานและตัวเก็บประจุในวงจรให้ได้สัญญาณที่ใกล้เคียงและเหมาะสมกับสัญญาณจาก วงจรขยายผลต่างมากที่สุด ทดลองโดยหายใจเข้า/ออกไมโครโฟนแล้วเก็บรูปสัญญาณการหายใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากวงจรขยายผลต่างเปรียบเทียบกับวงจรตรวจจับกรอบสัญญาณด้วยออสซิลโลสโคป สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.4 บน: สัญญาณจากวงจรขยายผลต่าง
ล่าง: สัญญาณที่ผ่านวงจรตรวจจับกรอบสัญญาณ

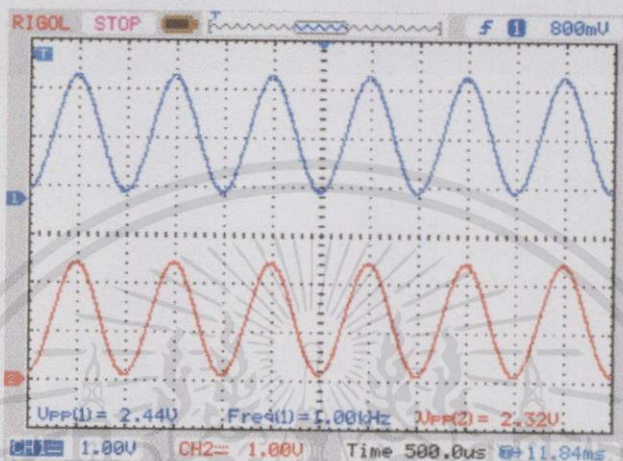
จากรูปที่ 4.4 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณที่ออกจากวงจรขยายผลต่างกับสัญญาณที่ออกจากวงจรตรวจจับกรอบสัญญาณ วัดที่ระยะเวลา 6 วินาที ได้สัญญาณการหายใจเข้า/ออก ทั้งหมด 3 ครั้ง โดยส่วนที่มีระดับแรงดันสูงกว่าเป็นการหายใจออกและส่วนที่มีระดับแรงดันน้อยกว่าเป็นการหายใจเข้า พบว่ามีการกระเพื่อมเกิดขึ้นในสัญญาณของวงจรขยายผลต่างจึงต้องการทำให้สัญญาณเรียบและลดการกระเพื่อมของแรงดันให้น้อยที่สุด เมื่อนำสัญญาณผ่านวงจรตรวจจับกรอบสัญญาณแล้วจะได้สัญญาณที่เรียบและเห็นระดับแรงดันชัดเจนตามต้องการ จากสัญญาณอนาลอกที่ได้ออกมานี้จะถูกนำไปแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัลในภาคของไมโครคอนโทรลเลอร์ต่อไป

ในที่นี้ได้ทดลองโดยใส่ค่าตัวต้านทานและตัวเก็บประจุที่เหมาะสม พบว่าวงจรตรวจจับกรอบสัญญาณสามารถลดการกระเพื่อมของสัญญาณได้ในช่วงความถี่ 5 เฮิรตซ์ ถึง 250 เฮิรตซ์ ซึ่งเป็นความถี่ที่อยู่ในช่วงความถี่ที่ใช้งานของวงจร

4.1.4 การทำงานของวงจรบัฟเฟอร์

การทดลองวงจรบัฟเฟอร์นั้นจะให้สัญญาณขาออกเท่ากับสัญญาณขาเข้า ทำหน้าที่ในการขับกระแสไปยังภาคต่อไปซึ่งเป็นส่วนของไมโครคอนโทรลเลอร์ หากการทดลองโดยการปรับค่าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สัญญาณรูปไซน์ขนาด 2.44 โวลต์ ที่ความถี่ 1 กิโลเฮิร์ตซ์ เป็นสัญญาณขาเข้าแล้วสังเกตสัญญาณออกที่ได้ ดังแสดงการเปรียบเทียบสัญญาณขาเข้าและสัญญาณออกของวงจรับัพเฟอร์ด้วยออสซิลโลสโคปได้ดังรูปที่ 4.5

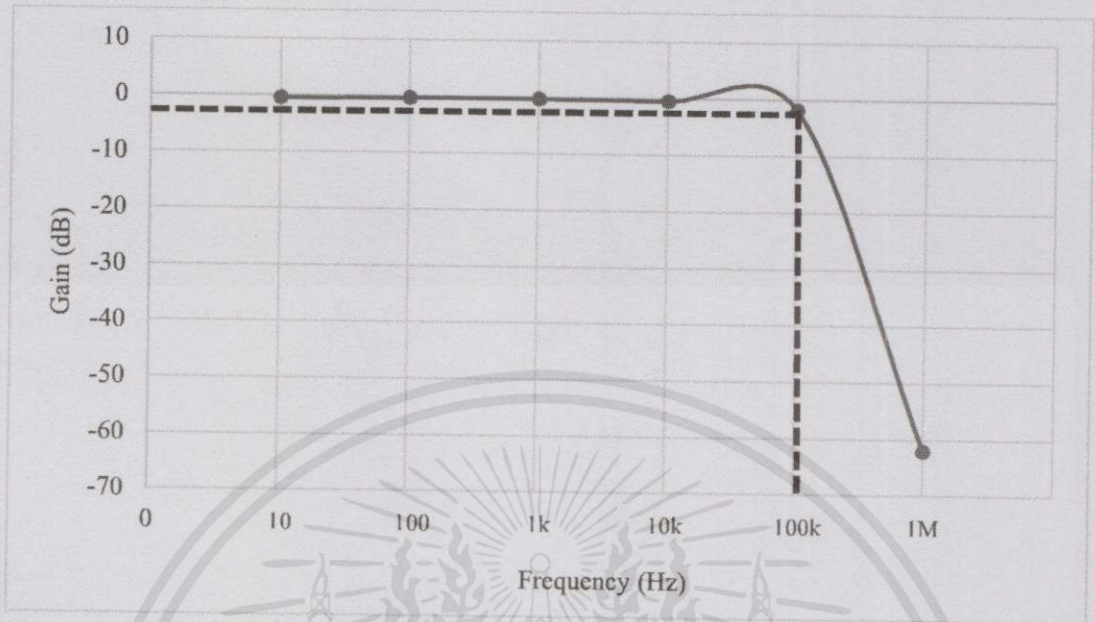


รูปที่ 4.5 บน: สัญญาณขาเข้าของวงจรับัพเฟอร์

ล่าง: สัญญาณขาออกของวงจรับัพเฟอร์

จากรูปที่ 4.5 แสดงการเปรียบเทียบสัญญาณขาเข้าและสัญญาณออกของวงจรับัพเฟอร์ จะเห็นว่าเมื่อป้อนสัญญาณรูปไซน์ขนาด 2.44 โวลต์ ที่ความถี่ 1 กิโลเฮิร์ตซ์ ให้แก่วงจรได้สัญญาณขาออกเป็นสัญญาณรูปไซน์ขนาด 2.32 โวลต์ ที่ความถี่ 1 กิโลเฮิร์ตซ์ เมื่อคำนวณอัตราขยายของวงจรได้เท่ากับ 0.95 เท่า ซึ่งใกล้เคียงกับทฤษฎีของวงจรับัพเฟอร์ในบทที่ 2 ตามสมการที่ 2.12 ที่มีอัตราขยายแบบไม่กลับเฟสเท่ากับ 1 เท่า แล้วทดสอบผลตอบแทนทางความถี่ของวงจร สามารถแสดงขนาดของผลตอบแทนทางความถี่ของวงจรับัพเฟอร์ได้ดังรูปที่ 4.6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



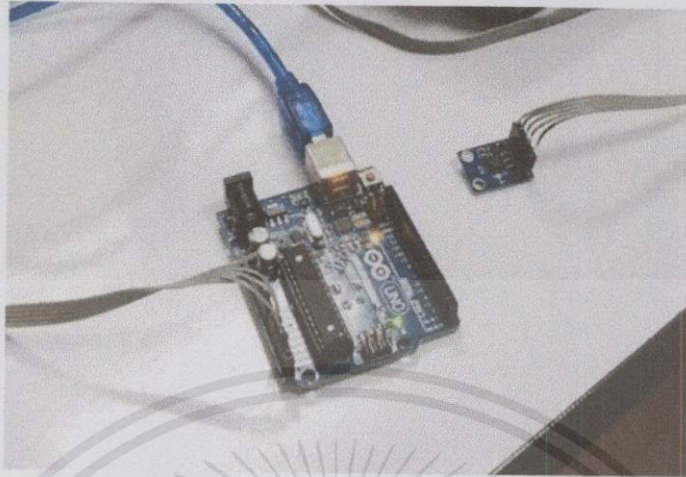
รูปที่ 4.6 ผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรบัพเฟออร์

จากรูปที่ 4.6 แสดงผลตอบสนองทางขนาดของวงจรบัพเฟออร์ ซึ่งได้ว่าอัตราการขยายของวงจรบัพเฟออร์มีค่าประมาณ 0 เดซิเบล และได้ความถี่ตัดประมาณ 100 กิโลเฮิร์ตซ์ จึงมีช่วงความถี่ใช้งานอยู่ระหว่าง 10 เฮิร์ตซ์ ถึง 100 กิโลเฮิร์ตซ์

4.2 การทำงานของเซนเซอร์วัดค่าความเร่ง

เซนเซอร์วัดค่าความเร่งเป็นเซนเซอร์ที่ให้ค่าความเร่งของการเอียงตามแกน x , y , และ z ตามลำดับ สามารถทดสอบการทำงานโดยการต่อขา x , y , และ z ของเซนเซอร์วัดค่าความเร่งเข้ากับขานาลอกของไมโครคอนโทรลเลอร์ 3 ขา และเขียนโปรแกรมในการแสดงผลผ่านพอร์ตสื่อสารอนุกรมในหน่วยแรงโน้มถ่วงของโลก ดังแสดงการเชื่อมต่อเซนเซอร์วัดค่าความเร่งกับไมโครคอนโทรลเลอร์และผลของการทดสอบตามแกน x , y , และ z ในรูปที่ 4.7 และ 4.8 ตามลำดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.7 การเชื่อมต่อเซนเซอร์วัดค่าความเร่งกับไมโครคอนโทรลเลอร์

COM3	COM3	COM3
ร-0.25 1.07, 0.19p	ร0.08, -1.06, 0.06p	ร0.12, 0.13, -0.92p
ร-0.93 0.08, 0.30p	ร0.10, -1.05, 0.05p	ร0.16, 0.19, -0.92p
ร-0.93 0.10, 0.30p	ร0.12, -1.03, 0.06p	ร0.16, 0.19, -0.92p
ร-0.93 0.10, 0.28p	ร0.12, -1.03, 0.06p	ร0.16, 0.18, -0.92p
ร-0.93 0.10, 0.27p	ร0.10, -1.03, 0.06p	ร0.15, 0.13, -0.92p
ร-0.92 0.12, 0.27p	ร0.09, -1.05, 0.06p	ร0.16, 0.13, -0.92p
ร-0.92 0.13, 0.30p	ร0.09, -1.05, 0.06p	ร0.13, 0.09, -0.92p
ร-0.90 0.13, 0.28p	ร0.08, -1.05, 0.06p	ร0.16, 0.12, -0.92p
ร-0.92 0.15, 0.28p	ร0.09, -1.03, 0.06p	ร0.16, 0.12, -0.92p
ร-0.93 0.12, 0.25p	ร0.13, -0.99, 0.06p	ร0.15, 0.10, -0.92p
ร-0.95 0.10, 0.24p	ร0.10, -1.05, 0.10p	ร0.18, 0.12, -0.92p
ร-0.93 0.15, 0.27p	ร0.09, -1.03, 0.09p	ร0.16, 0.12, -0.92p
ร-0.93 0.15, 0.27p	ร0.06, -1.05, 0.09p	ร0.13, 0.09, -0.92p
ร-0.93 0.15, 0.27p	ร0.05, -1.05, 0.09p	ร0.15, 0.09, -0.92p
ร-0.92 0.15, 0.27p	ร0.06, -1.03, 0.09p	ร0.15, 0.08, -0.92p
ร-0.93 0.15, 0.25p	ร0.08, -1.05, 0.09p	ร0.15, 0.09, -0.92p
ร-0.92 0.15, 0.27p	ร0.05, 0.92, 0.22p	ร0.12, 0.06, -0.92p
ร-0.93 0.13, 0.27p	ร0.02, 0.90, 0.21p	ร0.10, 0.03, -0.92p
ร-0.92 0.15, 0.25p	ร0.02, 0.09, 0.21p	ร0.12, 0.03, -0.92p
ร1.04, 0.03, 0.28p	ร0.02, 0.90, 0.19p	ร0.12, 0.03, -0.92p
ร1.05, 0.03, 0.30p	ร0.02, 0.89, 0.18p	ร0.10, 0.05, -0.92p
ร1.07, 0.05, 0.31p	ร0.03, 0.90, 0.22p	ร0.18, 0.06, 0.92p
ร1.07, 0.05, 0.31p	ร0.03, 0.90, 0.22p	ร0.06, 0.06, 1.05p
ร1.04, 0.03, 0.28p	ร0.03, 0.90, 0.22p	ร0.08, 0.13, 1.10p
ร1.07, 0.05, 0.30p	ร0.05, 0.92, 0.24p	ร0.10, 0.13, 1.10p
ร1.08, 0.06, 0.31p	ร0.02, 0.89, 0.21p	ร0.10, 0.12, 1.10p
ร1.10, 0.08, 0.33p	ร0.02, 0.89, 0.19p	ร0.09, 0.10, 1.10p
ร1.08, 0.05, 0.33p	ร0.02, 0.89, 0.19p	ร0.13, 0.12, 1.13p
ร1.08, 0.05, 0.31p	ร0.03, 0.89, 0.21p	ร0.10, 0.10, 1.08p
ร1.07, 0.05, 0.30p	ร0.03, 0.89, 0.21p	ร0.10, 0.10, 1.08p
ร1.05, 0.03, 0.28p	ร0.02, 0.92, 0.21p	ร0.12, 0.10, 1.08p
	ร0.05, 0.90, 0.22p	ร0.10, 0.15, 1.10p
	ร0.05, 0.90, 0.24p	ร0.13, 0.13, 1.08p
	ร0.03, 0.90, 0.21p	ร0.13, 0.13, 1.10p
	ร0.03, 0.89, 0.21p	ร0.13, 0.13, 1.08p
	ร0.03, 0.89, 0.21p	ร0.15, 0.16, 1.11p
	ร0.03, 0.89, 0.21p	ร0.15, 0.16, 1.08p

แกน x

แกน y

แกน z

รูปที่ 4.8 ผลของการทดสอบตามแกน x, y, และ z

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไมออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.8 เป็นผลการทดสอบการวัดค่าความเร่ง 3 แกน ของเซนเซอร์วัดค่าความเร่ง โดยการวางเซนเซอร์ในทิศทางตรงกันข้ามและทิศทางเดียวกันกับแกน x จะเกิดการเปลี่ยนแปลงในแกน x เป็นค่าลบของแรงโน้มถ่วงของโลกและค่าบวกของแรงโน้มถ่วงของโลกตามลำดับ ส่วนการวางเซนเซอร์ในทิศทางตรงกันข้ามและทิศทางเดียวกันกับแกน y จะเกิดการเปลี่ยนแปลงในแกน y เป็นค่าลบของแรงโน้มถ่วงของโลกและค่าบวกของแรงโน้มถ่วงของโลกตามลำดับ และการวางเซนเซอร์ในทิศทางตรงกันข้ามและทิศทางเดียวกันกับแกน z จะเกิดการเปลี่ยนแปลงในแกน z เป็นค่าลบของแรงโน้มถ่วงของโลกและค่าบวกของแรงโน้มถ่วงของโลกตามลำดับ โดยในที่นี้ได้เลือกใช้แกน z มาประยุกต์เป็นค่าจากเซนเซอร์วัดการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้อง

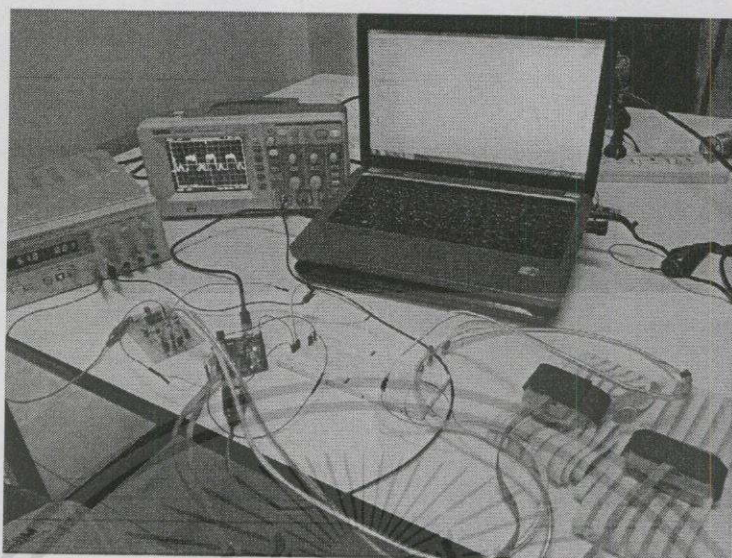
4.3 การเชื่อมต่อเซนเซอร์กับไมโครคอนโทรลเลอร์

เมื่อจัดทำวงจรวัดลมหายใจและทดสอบเซนเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้องแล้ว จึงนำเซนเซอร์ทั้ง 3 ตัวเชื่อมต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์แล้วตรวจสอบเงื่อนไขเพื่อแสดงอัตราการหายใจและภาวะหยุดหายใจระหว่างนอนหลับในपोर्टสื่อสารอนุกรม ซึ่งแสดงการทดลองต่างๆ ดังนี้

4.3.1 การเชื่อมต่อเซนเซอร์ทั้ง 3 ตัวกับไมโครคอนโทรลเลอร์

เริ่มจากการนำเซนเซอร์ทั้ง 3 คือ เซนเซอร์วัดลมหายใจ เซนเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้องมาเชื่อมต่อกับขานาลอก A1, A2, และ A3 ของไมโครคอนโทรลเลอร์ ตามลำดับ โดยแสดงการเชื่อมต่อได้ดังรูปที่ 4.9

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.9 การเชื่อมต่อเซนเซอร์ทั้ง 3 กับไมโครคอนโทรลเลอร์

4.3.2 การทดสอบเงื่อนไขการส่งค่าจากเซนเซอร์โดยไมโครคอนโทรลเลอร์

หลังจากทำการเชื่อมต่อเซนเซอร์ทั้ง 3 ตัวกับไมโครคอนโทรลเลอร์แล้วจึงทดสอบเงื่อนไขการส่งข้อมูลที่ได้กำหนดไว้ โดยจะแสดงข้อมูลของวงจรวัดลมหายใจและเซนเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหวกลัมน้ำนอกและหน้าท้องแล้วแสดงอัตราการหายใจและชนิดของอัตราการหายใจทุกๆ 1 นาที โดยแสดงหลัง 1 นาทีแรก จากนั้นแสดงการเกิดการหยุดหายใจแล้วนับจำนวนการเกิดการหยุดหายใจภายในเวลา 1 ชั่วโมงพร้อมตัดสินใจระดับความรุนแรงของโรค ตามด้วยการแสดงค่าที่ใช้ในการตัดสินใจของการเคลื่อนไหวของกลัมน้ำนอกและหน้าท้องในการหาอัตราการหายใจและภาวะหยุดหายใจระหว่างนอนหลับในส่วนของส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ผ่านพอร์ตสื่อสารอนุกรม สามารถแสดงผลการทดสอบเงื่อนไขการส่งค่าจากเซนเซอร์โดยไมโครคอนโทรลเลอร์ได้ดังรูปที่ 4.10

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

COM3	COM3	COM3	COM3
2.12,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0	0.98,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08
1.02,0.87,1.05,0,0,0,0,0,0	0.97,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08
1.04,0.87,1.05,0,0,0,0,0,0	3.65,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
1.35,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0	3.65,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
1.95,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0	3.65,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
2.82,0.90,1.10,0,0,0,0,0,0	3.65,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
3.42,0.90,1.10,0,0,0,0,0,0	3.65,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
3.58,0.90,1.08,0,0,0,0,0,0	0.87,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
2.89,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0	0.86,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
2.41,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0	0.82,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
1.29,0.87,1.05,0,0,0,0,0,0	0.94,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
1.05,0.87,1.05,0,0,0,0,0,0	2.26,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
1.54,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0	3.64,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
2.49,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0	3.65,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
3.42,0.89,1.10,0,0,0,0,0,0	0.00,0.90,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
1.20,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
2.41,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
1.01,0.87,1.05,0,0,0,0,0,0	0.00,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
1.09,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0	0.00,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
1.80,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
5.11,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
3.41,0.90,1.10,0,0,0,0,0,0	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
5.13,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0	0.00,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
2.41,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0	0.00,0.87,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
1.02,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
1.17,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
2.30,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
5.46,0.90,1.08,0,0,0,0,0,0	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
3.43,0.90,1.08,0,0,0,0,0,0	0.00,0.87,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
2.87,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
1.06,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
1.01,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
1.16,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
2.87,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
3.51,0.90,1.08,0,0,0,0,0,0	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
3.42,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
2.65,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08
1.01,0.89,1.07,0,0,0,0,0,0	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.87,1.07,0,0,0,0,0,0.90,1.08	0.00,0.89,1.08,0,0,0,0,0,0.90,1.08

รูปที่ 4.10 ผลการทดสอบเงื่อนไขการส่งค่าจากเซนเซอร์โดยไมโครคอนโทรลเลอร์

จากรูปที่ 4.10 เป็นการแสดงผลการทดสอบเงื่อนไขการส่งค่าจากเซนเซอร์โดยไมโครคอนโทรลเลอร์ จะเห็นว่าไมโครคอนโทรลเลอร์จะส่งข้อมูลของวงจรวัดลมหายใจและเซนเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้องทุกๆ 1 วินาที แล้วแสดงอัตราการหายใจและชนิดของอัตราการหายใจทุกๆ 1 นาที โดยแสดงหลัง 1 นาทีแรก เช่น ในที่นี้จากรูปได้ค่าเท่ากับ 11 และ 21 ตามลำดับ ซึ่ง 21 หมายถึง การหายใจเข้า จากนั้นแสดงค่า 1 เป็นการเกิดการหยุดหายใจแล้วนับจำนวนการเกิดการหยุดหายใจภายในเวลา 1 ชั่วโมง ในที่นี้ทดสอบเพียง 2 นาที และได้ค่าเท่ากับ 8 พร้อมแสดงผลการตัดสินใจระดับความรุนแรงของโรคได้ 31 คือ ระดับความรุนแรงของโรคน้อย ตามด้วยการแสดงค่าที่ใช้ในการตัดสินใจของการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้องได้ค่าเท่ากับ 0.90 และ 1.08 ตามลำดับ

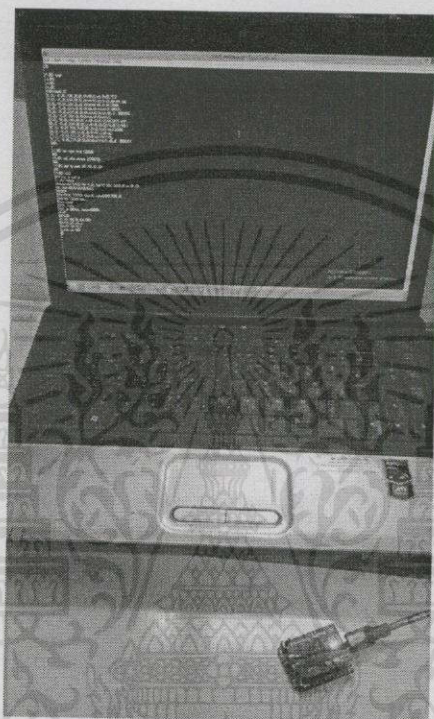
4.4 การเชื่อมต่อแบบไร้สายกับฐานข้อมูล

สำหรับการทดสอบการส่งข้อมูลแบบไร้สายผ่านโมดูลส่งสัญญาณแบบไร้สายนั้นจะทดสอบโดยการส่งข้อมูลจากเซนเซอร์ ไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อประมวลผล ส่งข้อมูลแบบไร้สายผ่านโมดูลส่งสัญญาณแบบไร้สายไปยังฐานข้อมูล โดยมีรายละเอียดของการทดลองดังต่อไปนี้

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4.1 การตั้งค่าการทำงานให้กับโมดูลส่งสัญญาณแบบไร้สาย

ทำการตั้งค่าการทำงานให้กับโมดูลส่งสัญญาณแบบไร้สายได้โดยการเชื่อมต่อโมดูลส่งสัญญาณแบบไร้สายเข้ากับคอมพิวเตอร์ ดังรูปที่ 4.11



รูปที่ 4.11 การเชื่อมต่อโมดูลส่งสัญญาณแบบไร้สายเข้ากับคอมพิวเตอร์

จากรูปที่ 4.11 เมื่อทำการเชื่อมต่อโมดูลส่งสัญญาณแบบไร้สายเข้ากับคอมพิวเตอร์เรียบร้อยแล้ว เปิดโปรแกรม Tera Term เพื่อเข้าไปทำการตั้งค่าการทำงานต่างๆ ให้กับโมดูลส่งสัญญาณแบบไร้สาย แสดงได้ดังรูปที่ 4.12

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะวิธีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

File Edit Setup Control Window Help
CMD
scan
<4.00>
<4.00>
<4.00>
<4.00>
<4.00>
SCAN:Found 7
01,01,-70,00,2114,00,00,68:86:a7:f4:7f:40,,0 TRUEHIFI
02,01,-33,04,1100,14,00,94:44:52:a3:7b:08,T213
03,01,-32,00,0100,00,00,96:44:52:a3:7b:09,dd-wrt_vap
04,01,-76,00,2114,00,00,04:da:d2:2e:a3:30,,0 TRUEHIFI
05,06,-58,04,1104,28,00,58:6d:8f:96:4f:84,CSSRG
06,07,-58,00,2104,00,00,5c:d9:98:01:52:48,KMITL-WIFI
07,11,-54,02,3104,14,00,00:0f:b5:17:0f:a2,
END:

<4.00> set wlan ssid T213
AOK
<4.00> set wlan phrase telecont213
AOK
<4.00> set wlan join 1
AOK
<4.00> set ip remote 80
AOK
<4.00> set ip protocol 18
AOK
<4.00> set ip host 192.168.1.45
AOK
<4.00> set option format 1
AOK
<4.00> set uart node 2
AOK
<4.00> set com remote GETS/resrate1.php?DATA=
AOK
<4.00> save
Storing in config
<4.00> reboot
*Reboot*unifly-EZX Ver 4.00, Mar 27 2013 13:58:49 on RN-171
MAC Addr=00:06:66:50:95:ca
*READY*
Auto-Assoc T213 chan=1 mode=MIXED SCAN OK
Joining T213 now..
Associated!
DHCP: Start
DHCP in 3977ms, lease=86400s
IF=UP
DHCP=ON
IP=192.168.1.11:2000
NM=255.255.255.0
GM=192.168.1.1
Listen on 2000

```

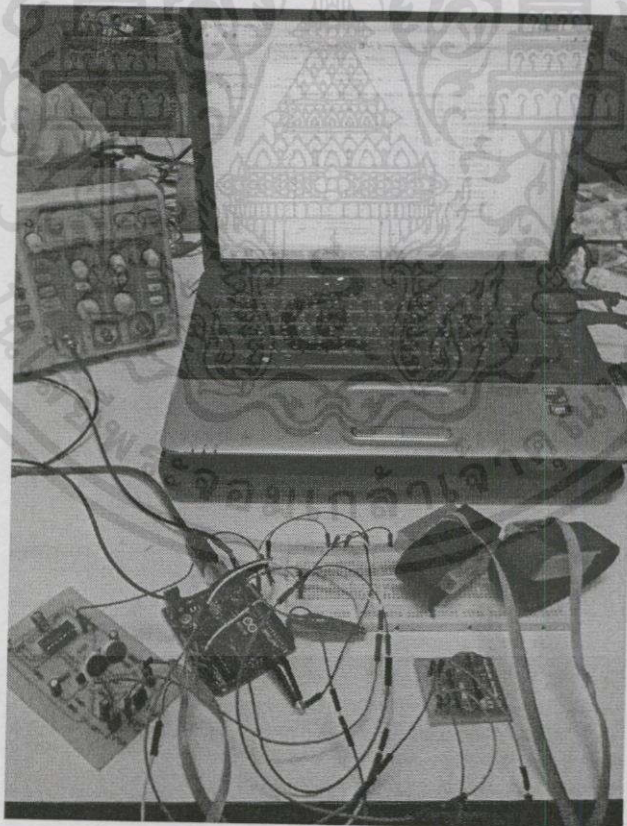
รูปที่ 4.12 การตั้งค่าการทำงานให้กับโมดูลส่งสัญญาณแบบไร้สาย

จากรูปที่ 4.12 เป็นการตั้งค่าการทำงานให้กับโมดูลส่งสัญญาณแบบไร้สาย ขั้นตอนแรกคือพิมพ์ “\$\$\$” เพื่อเข้าสู่โหมด configuration โปรแกรมจะตอบกลับมาว่า “CMD” จากนั้นพิมพ์ “scan” เพื่อค้นหาเครือข่ายที่สามารถใช้งานได้ เลือกเครือข่ายที่ต้องการเชื่อมต่อโดยพิมพ์เลขสารนี่เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาด้านนี้ ไมอนุญาตให้ทำเป็นประโยชน์ทางการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ssid และ phrase ของเครือข่ายนั้นๆ จากนั้นตั้งค่า “set wlan join 1” เพื่อให้โมดูลส่งสัญญาณแบบไร้สายทำการเชื่อมต่อแบบอัตโนมัติกับจุดปล่อยสัญญาณ “set ip remote 80” เพื่อระบุพอร์ตของฐานข้อมูล ในที่นี้คือ 80 “set ip protocol 18” เพื่อเปิดโหมดการทำงาน TCP และ HTTP “set ip host ...” เพื่อระบุที่อยู่ไอพีของฐานข้อมูล “set option format 1” เพื่อตั้งค่าการส่งข้อมูลแบบไบนารี “set uart mode 2” เพื่อสร้างการเชื่อมต่อข้อมูลในโหมด Trigger และ “set com remote GET\$/resrate1.php?DATA=” เพื่อตั้งค่าเส้นทางของข้อมูลที่จะไปอยู่ในฐานข้อมูลเมื่อโปรแกรมตอบรับการทำงานจะตอบกลับมาว่า “AOK” จากนั้น “save” และ “reboot” โปรแกรมจะแสดงข้อมูลเกี่ยวกับการเชื่อมต่อและพร้อมสำหรับการใช้งาน

4.4.2 การทดสอบการส่งข้อมูลแบบไร้สายไปยังฐานข้อมูล

ทำการทดสอบการส่งข้อมูลแบบไร้สายไปยังฐานข้อมูล โดยการเชื่อมต่อเซนเซอร์เข้ากับไมโครคอนโทรลเลอร์และโมดูลส่งสัญญาณแบบไร้สาย ดังรูปที่ 4.13



รูปที่ 4.13 การเชื่อมต่อเซนเซอร์เข้ากับไมโครคอนโทรลเลอร์และโมดูลส่งสัญญาณแบบไร้สาย

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.13 เมื่อทำการเชื่อมต่อเซนเซอร์เข้ากับไมโครคอนโทรลเลอร์และโมดูลส่งสัญญาณแบบไร้สายเรียบร้อยแล้ว ทำการส่งข้อมูลไปยังฐานข้อมูล แสดงได้ดังรูปที่ 4.14

← T →	microphone	chest	abdomen	resrate	level	stopb	RDI	levelRDI	meanchest	meanab	time	Tag
☐ ✍ ✕	0.1	0.73	0.64	14	21	0	0	31	0.8	0.75	2015-03-25 19:45:58	1
☐ ✍ ✕	1.8	0.83	0.74	14	21	0	0	31	0.8	0.75	2015-03-25 19:46:29	2
☐ ✍ ✕	0.3	0.9	0.77	14	21	0	0	31	0.8	0.75	2015-03-25 19:46:36	3
☐ ✍ ✕	0.03	0.82	0.73	14	21	0	0	31	0.8	0.75	2015-03-25 19:47:04	4
☐ ✍ ✕	0.08	0.79	0.72	14	21	0	0	31	0.8	0.75	2015-03-25 19:47:49	5
☐ ✍ ✕	0.05	0.91	0.82	14	21	0	0	31	0.8	0.75	2015-03-25 19:50:10	6
☐ ✍ ✕	0.01	0.82	0.74	14	21	0	0	31	0.8	0.75	2015-03-25 19:50:16	7
☐ ✍ ✕	0.02	0.91	0.86	14	21	0	0	31	0.8	0.75	2015-03-25 19:50:21	8
☐ ✍ ✕	0.03	0.93	0.69	14	21	0	0	31	0.85	0.79	2015-03-25 19:50:26	9
☐ ✍ ✕	0.04	0.6	0.66	12	21	0	0	31	0.85	0.79	2015-03-25 19:50:33	10
☐ ✍ ✕	0.1	0.96	0.9	12	21	0	0	31	0.85	0.79	2015-03-25 19:52:23	11
☐ ✍ ✕	0.35	0.82	0.74	12	21	0	0	31	0.85	0.79	2015-03-25 19:52:28	12
☐ ✍ ✕	0.7	0.84	0.75	12	21	1	1	31	0.85	0.79	2015-03-25 19:52:33	13
☐ ✍ ✕	2.1	0.85	0.91	12	21	0	1	31	0.85	0.79	2015-03-25 19:53:04	14
☐ ✍ ✕	0.4	0.86	0.73	12	21	0	1	31	0.85	0.79	2015-03-25 19:53:09	15

รูปที่ 4.14 ฐานข้อมูลของข้อมูลจากเซนเซอร์และข้อมูลการหายใจ

จากรูปที่ 4.14 ฐานข้อมูลประกอบไปด้วยข้อมูลดังต่อไปนี้ “microphone”, “chest” และ “abdomen” คือข้อมูลจากเซนเซอร์ไมโครโฟน เซนเซอร์วัดความแรงที่อกและหน้าท้องตามลำดับ “resrate” คืออัตราการหายใจใน 1 นาที, “level” คือระดับของการหายใจ (ช้า, ปานกลาง, เร็ว), “stopb” สำหรับบอกการเกิดการหยุดหายใจ (0 = ไม่เกิดการหยุดหายใจ, 1 = เกิดการหยุดหายใจ), “RDI” คือจำนวนครั้งของการหยุดหายใจใน 1 ชั่วโมง, “levelRDI” คือระดับความรุนแรงของการหยุดหายใจ, “meanchest” และ “meanab” คือค่าเฉลี่ยของค่าจากเซนเซอร์วัดความแรงที่อกและหน้าท้องสำหรับนำไปคำนวณหาประเภทของการหยุดหายใจ

4.5 การทำงานของระบบตรวจวัดและติดตามอัตราการหายใจ

สำหรับการทดสอบระบบตรวจวัดอัตราการหายใจนั้นจะทำการทดสอบโดยการเชื่อมต่อส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้เข้ากับฐานข้อมูลเพื่อนำข้อมูลจากฐานข้อมูลมาแสดงในรูปแบบต่างๆ โดยมีรายละเอียดของการทดลองดังต่อไปนี้

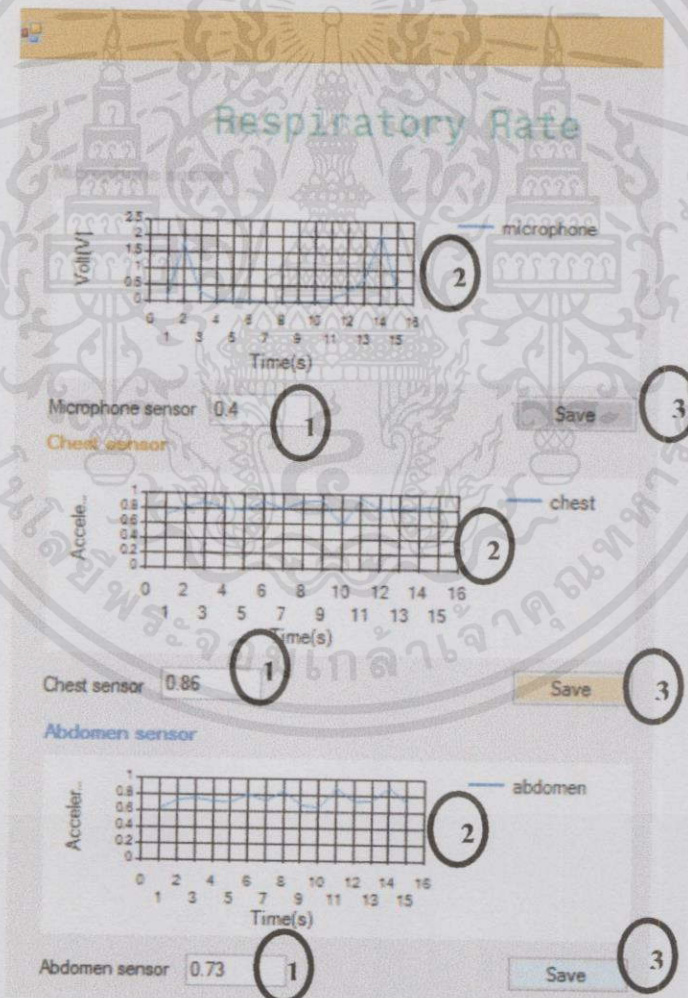
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีกรนำไปใช้

4.5.1 การแสดงข้อมูลการหายใจในส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้

ในการทดสอบการแสดงผลข้อมูลการหายใจในส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ นั้น จะนำข้อมูลจากเซนเซอร์ทั้ง 3 ตัวมาแสดงในรูปแบบของกราฟ รวมทั้งอัตราการหายใจ และการหยุดหายใจ โดยมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

4.5.1.1 การแสดงข้อมูลจากเซนเซอร์ในรูปแบบของกราฟ

ข้อมูลจากเซนเซอร์ทั้ง 3 ตัว ได้แก่ เซนเซอร์ไมโครโฟน เซนเซอร์วัดความเร่งที่อกและเซนเซอร์วัดความเร่งที่หน้าท้อง จะถูกนำมาแสดงในรูปแบบของกราฟ ดังรูปที่ 4.15

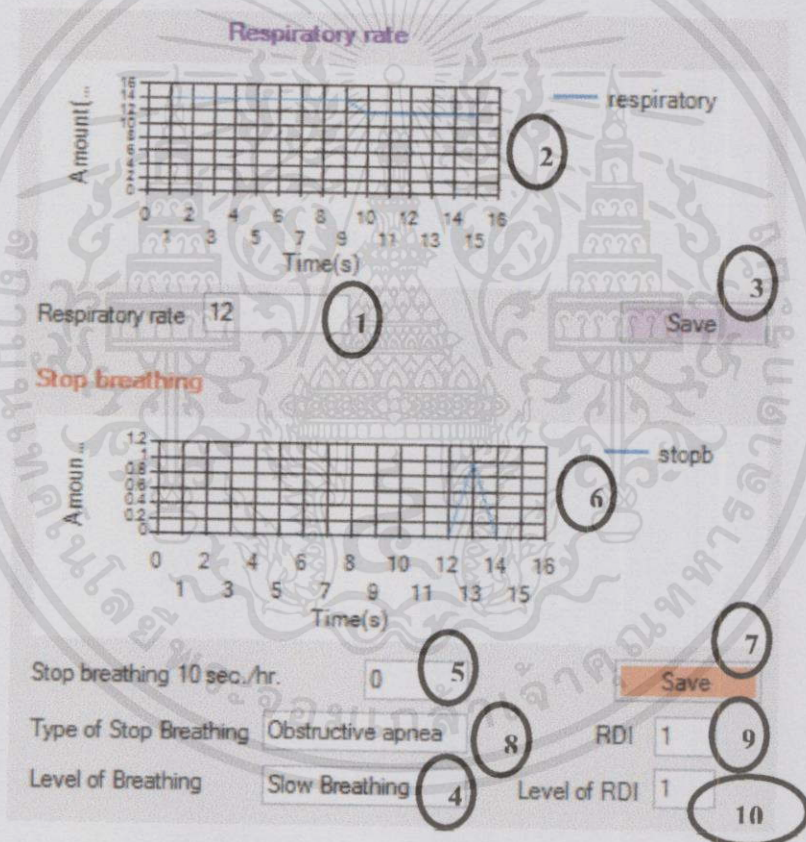


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 4.15 การแสดงผลข้อมูลจากเซนเซอร์ในรูปแบบกราฟ
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีให้คิดเปลี่ยนแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.15 เป็นการแสดงข้อมูลจากเซนเซอร์ทั้ง 3 ตัวในรูปแบบของกราฟ ซึ่งในแต่ละส่วนการแสดงผลของแต่ละเซนเซอร์จะมีการแสดงผล ณ ขณะนั้นที่หมายเลข 1 มีการแสดงรูปภาพของข้อมูลที่ได้รับมาได้ทั้งหมดที่หมายเลข 2 และมีปุ่มสำหรับการบันทึกกราฟแต่ละรูปที่หมายเลข 3

4.5.1.2 การแสดงอัตราการหายใจและการหยุดหายใจ

ในส่วนของการแสดงผลข้อมูลเกี่ยวกับการหายใจจะมีการแสดงอัตราการหายใจและข้อมูลอื่นๆ เกี่ยวกับการหยุดหายใจ ดังรูปที่ 4.16



รูปที่ 4.16 การแสดงอัตราการหายใจและการหยุดหายใจ

จากรูปที่ 4.16 ส่วนของการแสดงผลอัตราการหายใจ ใน 1 นาที จะมีการแสดงอัตราการหายใจ ณ ขณะนั้นที่หมายเลข 1 มีการแสดงอัตราการหายใจทั้งหมดในรูปแบบกราฟ

ที่หมายเลข 2 มีปุ่มสำหรับการบันทึกกราฟที่หมายเลข 3 มีการแสดงระดับของการหายใจซึ่งคิด

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากอัตราการหายใจที่หมายเลข 4 ส่วนของการแสดงข้อมูลเกี่ยวกับการหยุดหายใจจะมีการแสดงการหยุดหายใจ ณ ขณะนั้นที่หมายเลข 5 ถ้าไม่มีการหยุดหายใจเป็นเวลา 10 วินาทีภายใน 1 ชั่วโมงจะเป็น “0” แต่ถ้ามีการหยุดหายใจเกิดขึ้นจะเป็น “1” มีการแสดงการหยุดหายใจในรูปแบบกราฟที่หมายเลข 6 มีปุ่มสำหรับการบันทึกกราฟการหยุดหายใจที่หมายเลข 7 มีการแสดงประเภทของการหยุดหายใจที่เกิดขึ้นที่หมายเลข 8 มีการแสดงจำนวนครั้งของการหยุดหายใจเป็นเวลา 10 วินาทีภายใน 1 ชั่วโมงและระดับของความรุนแรงของการหยุดหายใจที่หมายเลข 9 และ 10 ตามลำดับ

4.5.1.3 การสรุปข้อมูลการหายใจทั้งหมดในรูปแบบของตาราง

ในขณะที่ระบบกำลังทำงานจะมีการนำข้อมูลของการหายใจจากส่วนต่างๆ ประกอบด้วยข้อมูลของอัตราการหายใจและข้อมูลเกี่ยวกับการหยุดหายใจ มารวมไว้ในตารางเดียวกันเพื่อสะดวกในการติดตามผลมากยิ่งขึ้น ดังรูปที่ 4.17

	Time	Respiratory rate	Level of breathing	Stop breathing	Type of stop breathing	RDI	Level of RDI
▶	4/2/2015 5:12:2	12	Slow Breathing	0		0	1
	4/2/2015 5:12:3...	12	Slow Breathing	0	Obstructive apnea	1	1
	4/2/2015 5:12:4...	12	Slow Breathing	0	Obstructive apnea	1	1
	4/2/2015 5:12:5...	12	Slow Breathing	0	Obstructive apnea	1	1
	4/2/2015 5:13:0...	12	Slow Breathing	0	Obstructive apnea	1	1
	4/2/2015 5:13:1...	12	Slow Breathing	0	Obstructive apnea	1	1
	4/2/2015 5:13:2...	12	Slow Breathing	0	Obstructive apnea	1	1
	4/2/2015 5:13:3...	12	Slow Breathing	0	Obstructive apnea	1	1
	4/2/2015 5:13:4...	12	Slow Breathing	0	Obstructive apnea	1	1

รูปที่ 4.17 การสรุปข้อมูลการหายใจในรูปแบบของตาราง

จากรูปที่ 4.17 ในตารางสรุปข้อมูลจะประกอบไปด้วยข้อมูลอัตราการหายใจที่เวลาต่างๆ กัน (Respiratory rate) ระดับของการหายใจ (Level of breathing) การเกิดขึ้นของการหยุดหายใจ (Stop breathing) ประเภทของการหยุดหายใจที่เกิดขึ้น (Type of stop breathing) จำนวนครั้งของการหยุดหายใจที่เกิดขึ้น (RDI) และระดับความรุนแรงของการหยุดหายใจ (Level of RDI)

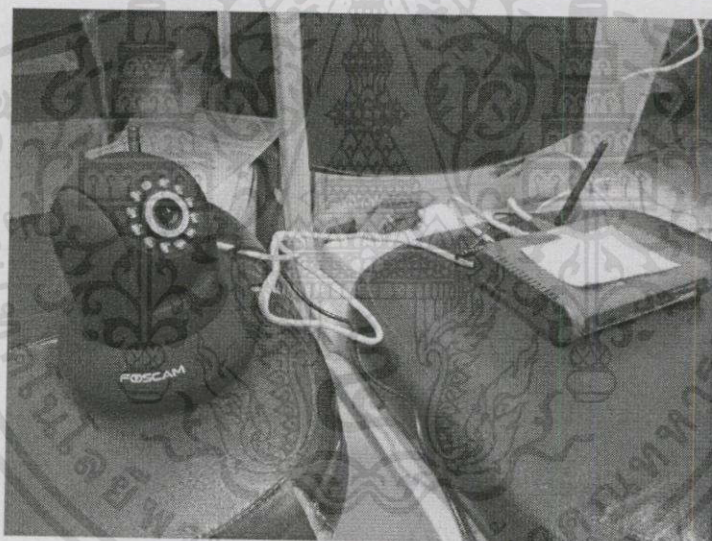
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.5.2 การทำงานของกล้องไอพี

ในส่วนของการใช้งานกล้องไอพีสำหรับการติดตามผู้ใช้ในระหว่างการนอนจะทดสอบการใช้งานของกล้องไอพีโดยเริ่มจากการเชื่อมต่อกล้องไอพีเข้ากับเราท์เตอร์เพื่อรับที่อยู่ไอพีจากรเราท์เตอร์ และการแสดงภาพในส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ โดยมีรายละเอียดของการทดลองดังต่อไปนี้

4.5.2.1 การตั้งค่าการเชื่อมต่อให้กับกล้องไอพี

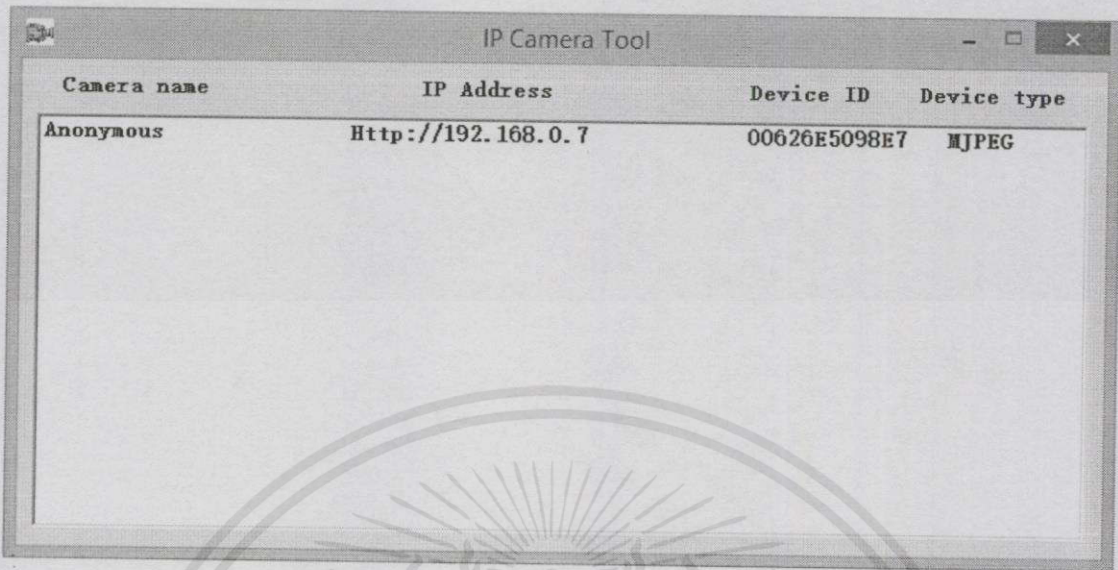
ในการตั้งค่าการเชื่อมต่อกับเครือข่ายให้กับกล้องไอพีจะเริ่มจากการเชื่อมต่อกล้องไอพีเข้ากับเราท์เตอร์ผ่านสายแลนเพื่อให้กล้องไอพีได้รับที่อยู่ไอพีจากรเราท์เตอร์ ดังรูปที่ 4.18



รูปที่ 4.18 การเชื่อมต่อกล้องไอพีเข้ากับเราท์เตอร์

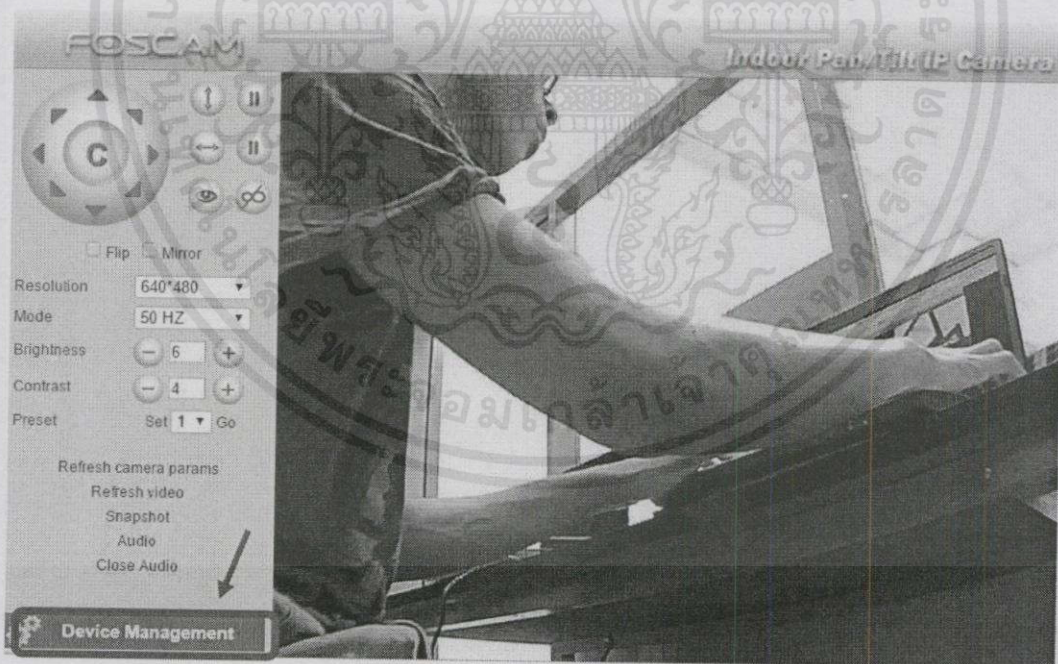
เมื่อทำการเชื่อมต่อกล้องไอพีเข้ากับเราท์เตอร์เรียบร้อยแล้วกล้องไอพีจะหมุนซ้ายขวา ขึ้นลงไปมาอย่างละรอบ จากนั้นเข้าโปรแกรมสำเร็จรูปที่ให้มาพร้อมกับกล้องไอพีจะขึ้นหน้าต่างให้คลิกเลือกหมายเลขไอพีของกล้องไอพี ดังรูปที่ 4.19

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีกัรนำไปใช้



รูปที่ 4.19 หน้าต่างโปรแกรมสำหรับเลือกที่อยู่ไอพีของกล้องไอพี

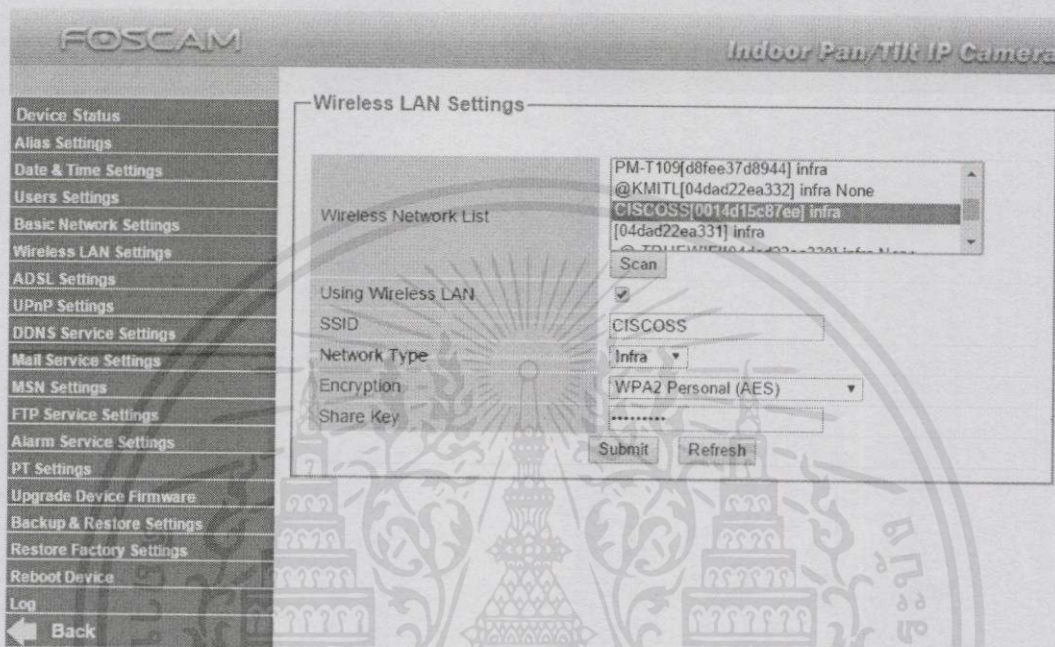
จากรูปที่ 4.19 เมื่อขึ้นหน้าต่างนี้แล้วให้ดับเบิลคลิกที่ชื่อกล้องไอพี (Anonymous) จะขึ้นหน้าต่างโปรแกรมดังรูปที่ 4.20



รูปที่ 4.20 โปรแกรมสำเร็จรูปที่นำมาพร้อมกับกล้องไอพี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.20 เมื่อเข้าโปรแกรมแล้วให้กดเลือก Device Management ที่มุมซ้ายด้านล่างของโปรแกรม จากนั้นเลือก Wireless LAN setting เพื่อเข้าไปทำการตั้งค่าเครือข่ายสำหรับการเชื่อมต่อของกล้องไอพี ดังรูปที่ 4.21



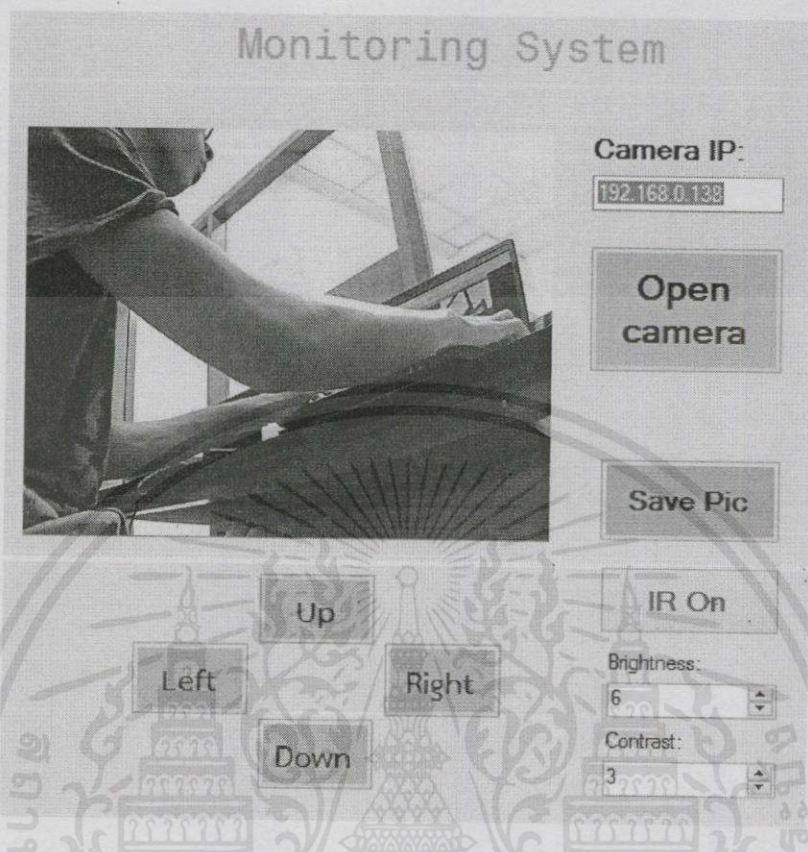
รูปที่ 4.21 การเลือกเครือข่ายการเชื่อมต่อสำหรับกล้องไอพี

จากรูปที่ 4.21 เป็นการเลือกเครือข่ายการเชื่อมต่อสำหรับกล้องไอพี โดยในการทดลองนี้จะทำการเลือกเครือข่ายที่มีชื่อว่า “CISCOSS” เมื่อได้เลือกเครือข่ายที่ต้องการให้กล้องไอพีเชื่อมต่อเรียบร้อยแล้วกดปุ่ม Submit แล้วออกจากโปรแกรม จากนั้นถอดสายแลนที่เชื่อมต่อระหว่างกล้องไอพีและเราเตอร์ออก กล้องไอพีจะพร้อมสำหรับการส่งรูปภาพแบบไร้สาย

4.5.2.2 การแสดงรูปภาพในส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้

ในส่วนของการแสดงรูปภาพจากกล้องไอพีในส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้จะเริ่มจากการใส่หมายเลขไอพีของกล้องไอพี จากนั้นกดปุ่ม Start เพื่อเริ่มต้นการส่งรูปภาพ จะได้รูปภาพปรากฏขึ้น ดังรูปที่ 4.22

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.22 การแสดงรูปภาพในส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้

จากรูปที่ 4.22 เมื่อทำการแสดงภาพได้เรียบร้อยแล้ว ได้ทำการทดสอบการควบคุมทางกายภาพของกล้องไอที ซึ่งกล้องไอทีสามารถหมุนซ้ายขวา หรือขึ้นลงได้ นอกจากนี้ยังสามารถใช้งานในโหมดอินฟราเรดสำหรับการใช้งานในที่ที่มีแสงสว่างน้อย และสามารถตั้งค่าความสว่างและความเข้มของแสงได้ด้วย

4.5.3 การทดสอบเงื่อนไขการตัดสินใจประเภทของการหยุดหายใจในส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้

ในการทดสอบเงื่อนไขการตัดสินใจประเภทของการหยุดหายใจในส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้จะนำข้อมูลของการหยุดหายใจจากฐานข้อมูลมาตัดสินใจประเภทของการหยุดหายใจ โดยจะทำการตัดสินใจประเภทของการหยุดหายใจทั้งหมด 3 ประเภท ได้แก่ Obstructive apnea, Central apnea และ Mixed apnea ซึ่งในแต่ละประเภทได้ทำการทดสอบความผิดพลาดของการเอกสารตัดสินใจประเภทละ 20 ครั้ง โดยมีรายละเอียดดังต่อไปนี้ ^๑ แทนนั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.5.3.1 การทดสอบเงื่อนไขการหยุดหายใจประเภท Mixed apnea

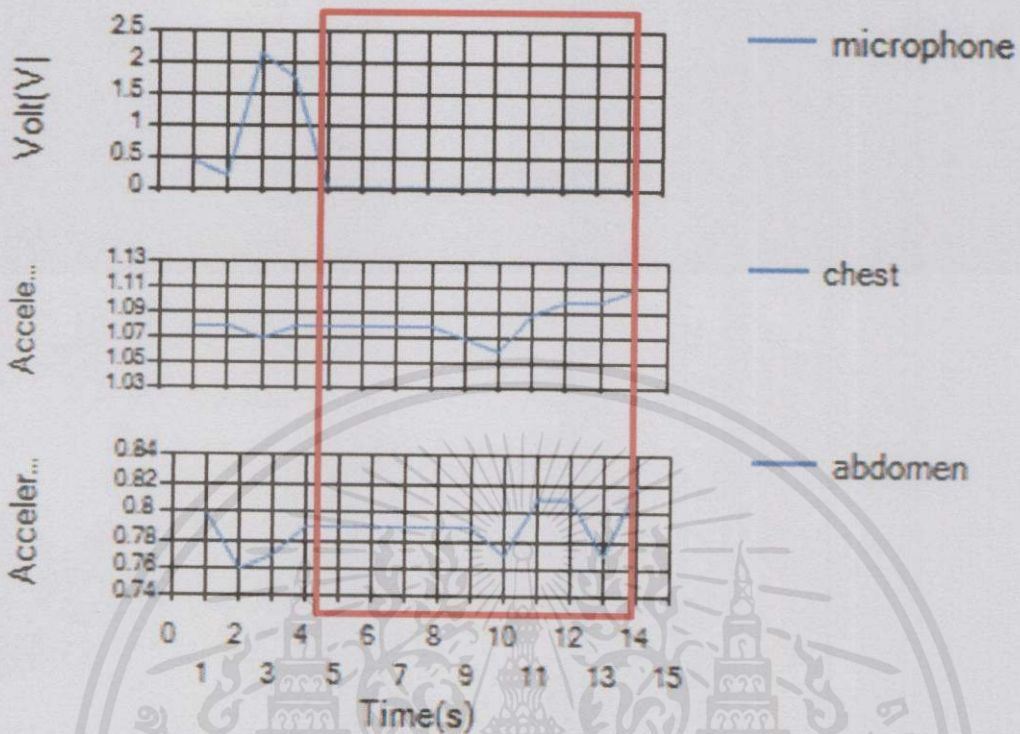
ทำการทดสอบการตัดสินใจเงื่อนไขของการหยุดหายใจประเภท Mixed apnea โดยการจำลองข้อมูลการหยุดหายใจในฐานข้อมูล ดังรูปที่ 4.23

← T →	microphone	chest	abdomen	resrate	level	stopb	RDI	levelRDI	meanchest	meanab	time	Tag
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0.45	1.08	0.8	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 06:50:40	1
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0.21	1.08	0.76	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 06:50:42	2
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	2.17	1.07	0.77	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 06:50:45	3
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	1.78	1.08	0.79	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 06:50:47	4
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.08	0.79	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 06:50:57	5
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.08	0.79	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 06:51:00	6
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.08	0.79	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 06:51:03	7
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.08	0.79	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 06:51:06	8
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.07	0.79	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 06:51:09	9
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.06	0.77	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 06:51:12	10
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.09	0.81	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 06:51:14	11
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.1	0.81	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 06:51:17	12
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.1	0.77	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 06:51:19	13
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.11	0.82	0	0	1	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 06:51:21	14
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0.35	1.08	0.8	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 06:51:24	15
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0.11	1.08	0.76	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 06:51:27	16
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	1.17	1.07	0.77	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 06:51:29	17
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	1.78	1.08	0.79	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 06:51:32	18
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0.02	1.07	0.76	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 06:51:34	19

รูปที่ 4.23 ฐานข้อมูลของการหยุดหายใจประเภท Mixed apnea

จากรูปที่ 4.23 ข้อมูลจากฐานข้อมูลจะถูกนำมาตัดสินใจประเภทของการหยุดหายใจในส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ ซึ่งผลของการตัดสินใจที่ได้จะได้ประเภทของการหยุดหายใจเป็น Mixed apnea และแสดงข้อมูลจากเซนเซอร์ทั้ง 3 ตำแหน่งดังรูปที่ 4.24

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.24 ข้อมูลของเซนเซอร์ทั้ง 3 ตำแหน่ง ในรูปแบบกราฟจากประเภท Mixed apnea

จากรูปที่ 4.24 ช่วงเวลาที่มีการหยุดหายใจคือช่วงเวลาภายในกรอบรูปสี่เหลี่ยมสีแดง ตั้งแต่วินาทีที่ 5 ถึง 14 สำหรับการหยุดหายใจประเภท Mixed apnea จะไม่มีการหายใจที่เซนเซอร์ไมโครโฟน ที่เซนเซอร์หน้าอกและท้องจะไม่มีการพยายามหายใจในช่วงครึ่งแรกของข้อมูลที่นำมาวิเคราะห์จำนวน 10 ข้อมูล และมีการพยายามหายใจในช่วงครึ่งหลัง

ในส่วนของการทดสอบความผิดพลาดของการหยุดหายใจประเภท Mixed Apnea ได้ทำการทดสอบโดยการกลั้นหายใจเป็นเวลา 10 วินาที และขยับอกและหน้าท้องให้เป็นไปตามรูปแบบของการหยุดหายใจประเภท Mixed Apnea โดยทดสอบทั้งหมด 20 ครั้ง ผลการทดสอบที่ได้เป็นไปตามตารางที่ 4.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 ผลการทดสอบความผิดปกติของการหยุดหายใจประเภท Mixed Apnea

ครั้งที่	ผลที่ได้
1	Mixed Apnea
2	Obstructive Apnea
3	Mixed Apnea
4	Obstructive Apnea
5	Mixed Apnea
6	Mixed Apnea
7	Mixed Apnea
8	Mixed Apnea
9	Mixed Apnea
10	Central Apnea
11	Mixed Apnea
12	Mixed Apnea
13	Mixed Apnea
14	Central Apnea
15	Mixed Apnea
16	Obstructive Apnea
17	Obstructive Apnea
18	Mixed Apnea
19	Mixed Apnea
20	Mixed Apnea

จากตารางที่ 4.1 จากจำนวนการทดสอบทั้งหมด 20 ครั้ง พบว่ามีความผิดปกติของการตัดสินใจเงื่อนไขการหยุดหายใจประเภท Mixed Apnea 6 ครั้ง คิดเป็นเปอร์เซ็นต์ความผิดปกติ 30 เปอร์เซ็นต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.5.3.2 การทดสอบเงื่อนไขการหยุดหายใจประเภท Obstructive apnea

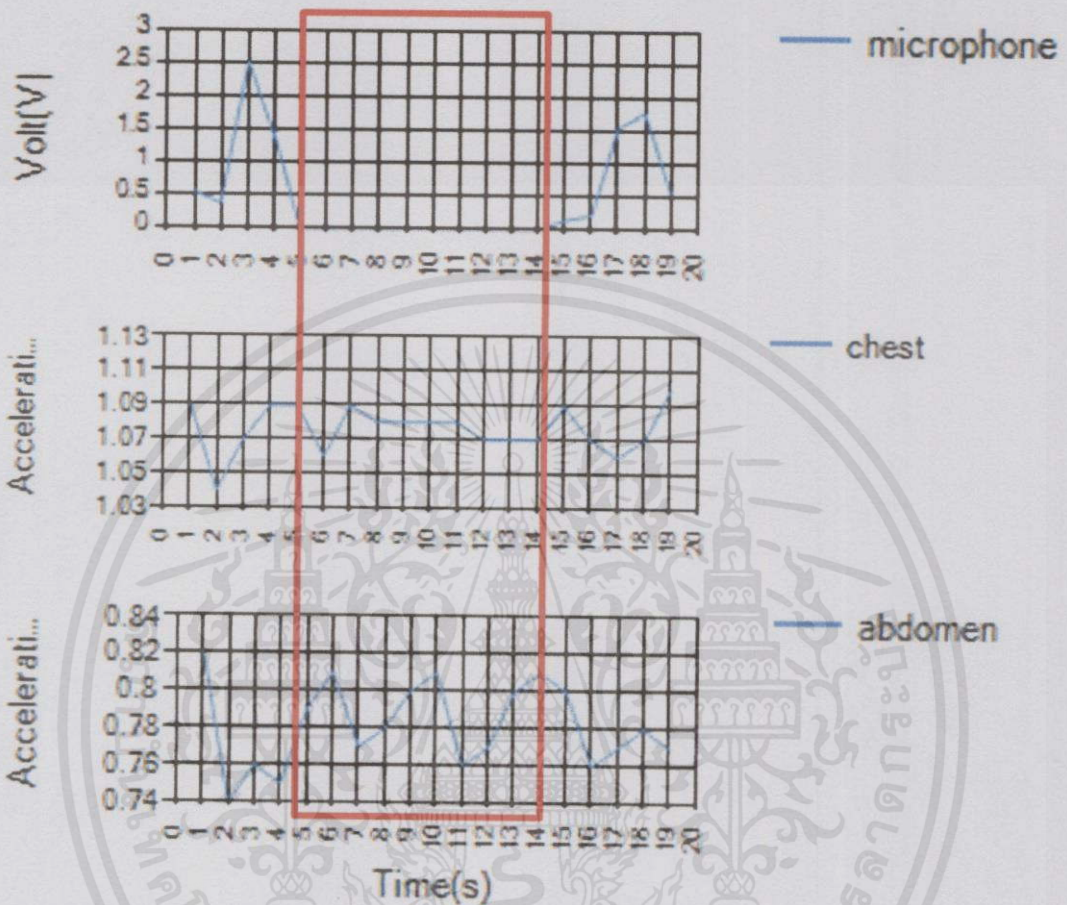
ทำการทดสอบการตัดสินใจเงื่อนไขของการหยุดหายใจประเภท Obstructive apnea โดยการจำลองข้อมูลการหยุดหายใจในฐานข้อมูล ดังรูปที่ 4.25

← T →	microphone	chest	abdomen	resrate	level	stopb	RDI	levelRDI	meanchest	meanab	time	Tag
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0.55	1.09	0.82	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:17:38	1
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0.38	1.04	0.74	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:17:41	2
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	2.54	1.07	0.76	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:17:43	3
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	1.41	1.09	0.75	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:17:47	4
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.09	0.79	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:17:50	5
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.06	0.81	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:17:53	6
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.09	0.77	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:17:55	7
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.08	0.78	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:17:58	8
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.08	0.8	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:18:01	9
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.08	0.81	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:18:03	10
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.08	0.76	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:18:07	11
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.07	0.77	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:18:10	12
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.07	0.8	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:18:13	13
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.07	0.81	0	0	1	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:18:40	14
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0.13	1.09	0.8	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:18:43	15
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0.21	1.07	0.76	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:18:46	16
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	1.57	1.06	0.77	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:18:49	17
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	1.79	1.07	0.78	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:18:52	18
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0.55	1.1	0.77	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:18:55	19

รูปที่ 4.25 ฐานข้อมูลของการหยุดหายใจประเภท Obstructive apnea

จากรูปที่ 4.25 ข้อมูลจากฐานข้อมูลจะถูกนำมาตัดสินใจประเภทของการหยุดหายใจในส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ ซึ่งผลของการตัดสินใจที่ได้จะได้ประเภทของการหยุดหายใจเป็น Obstructive apnea ดังรูปที่ 4.26

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.26 ข้อมูลของเซนเซอร์ทั้ง 3 ตำแหน่ง ในรูปแบบกราฟจากประเภท Obstructive apnea

จากรูปที่ 4.26 ช่วงเวลาที่มีการหยุดหายใจคือช่วงเวลาภายในกรอบรูปสี่เหลี่ยมสีแดง ตั้งแต่วินาทีที่ 5 ถึง 14 สำหรับการหยุดหายใจประเภท Obstructive apnea จะไม่มีการหายใจที่เซนเซอร์ไมโครโฟน และมีการพยายามหายใจเข้าที่เซนเซอร์หน้าอกและท้อง

ในส่วนของการทดสอบความผิดพลาดของการหยุดหายใจประเภท Obstructive Apnea ได้ทำการทดสอบโดยการกลั้นหายใจเป็นเวลา 10 วินาที และขยับอกและหน้าท้องให้เป็นไปตามรูปแบบของการหยุดหายใจประเภท Obstructive Apnea โดยทดสอบทั้งหมด 20 ครั้ง ผลการทดสอบที่ได้เป็นไปตามตารางที่ 4.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 ผลการทดสอบความผิดพลาดของการหยุดหายใจประเภท Obstructive Apnea

ครั้งที่	ผลที่ได้
1	Obstructive Apnea
2	Obstructive Apnea
3	Obstructive Apnea
4	Obstructive Apnea
5	Mixed Apnea
6	Obstructive Apnea
7	Obstructive Apnea
8	Obstructive Apnea
9	Obstructive Apnea
10	Obstructive Apnea
11	Central Apnea
12	Obstructive Apnea
13	Obstructive Apnea
14	Obstructive Apnea
15	Obstructive Apnea
16	Obstructive Apnea
17	Obstructive Apnea
18	Obstructive Apnea
19	Obstructive Apnea
20	Obstructive Apnea

จากตารางที่ 4.2 จากจำนวนการทดสอบทั้งหมด 20 ครั้ง พบว่ามีความผิดพลาดของการตัดสินใจเอนไซม์การหยุดหายใจประเภท Obstructive Apnea 2 ครั้ง คิดเป็นเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด 10 เปอร์เซ็นต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.5.3.1 การทดสอบเงื่อนไขการหยุดหายใจประเภท Central apnea

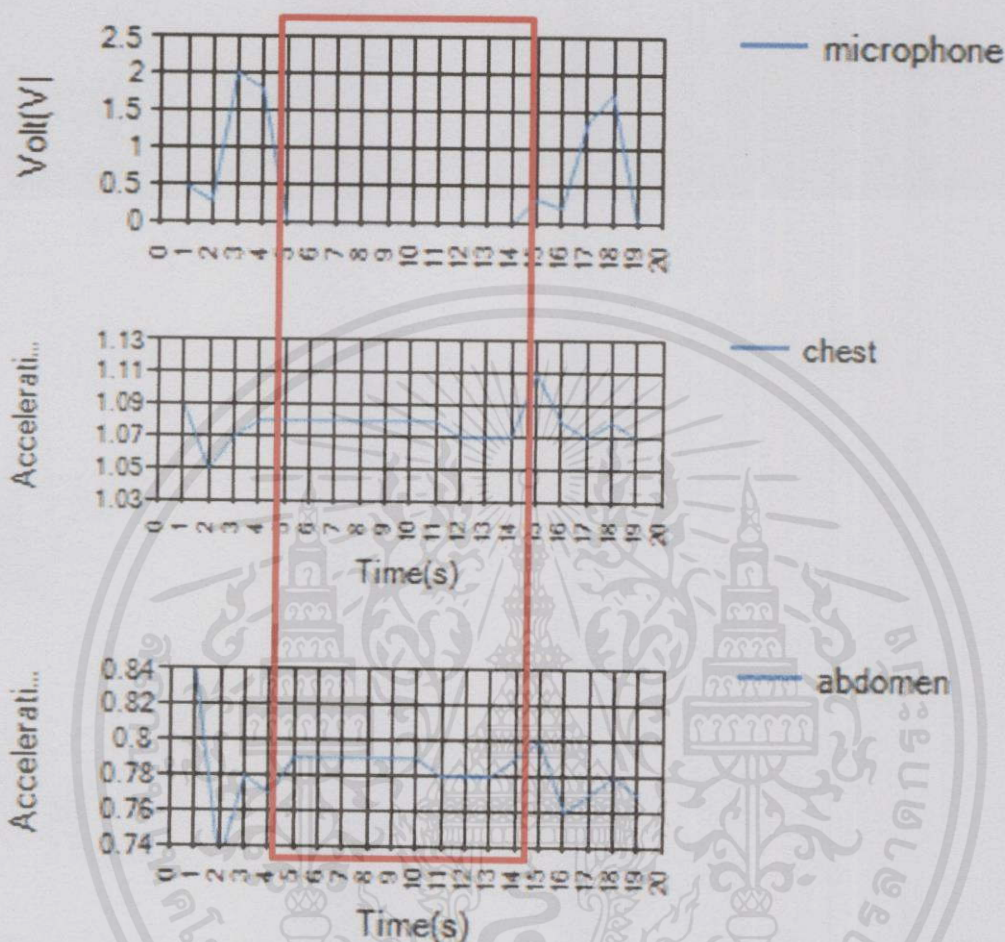
ทำการทดสอบการตัดสินใจเงื่อนไขของการหยุดหายใจประเภท Central apnea โดยการจำลองข้อมูลการหยุดหายใจในฐานข้อมูล ดังรูปที่ 4.27

← T →	microphone	chest	abdomen	resrate	level	stopb	RDI	levelRDI	meanchest	meanab	time	Tag
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0.49	1.09	0.84	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:00:56	1
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0.28	1.05	0.73	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:00:58	2
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	2.03	1.07	0.78	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:01:03	3
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	1.81	1.08	0.77	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:01:05	4
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.08	0.79	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:01:09	5
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.08	0.79	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:01:11	6
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.08	0.79	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:01:15	7
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.08	0.79	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:01:17	8
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.07	0.79	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:01:20	9
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.07	0.78	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:01:26	10
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.09	0.8	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:01:28	11
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.07	0.8	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:01:31	12
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.07	0.79	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:01:34	13
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0	1.08	0.79	0	0	1	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:01:37	14
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0.33	1.11	0.8	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:01:40	15
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0.21	1.08	0.76	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:01:43	16
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	1.37	1.07	0.77	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:01:45	17
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	1.75	1.08	0.78	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:01:48	18
<input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> X	0.04	1.07	0.77	0	0	0	0	0	1.08	0.79	2015-04-25 07:01:50	19

รูปที่ 4.27 ฐานข้อมูลของการหยุดหายใจประเภท Central apnea

จากรูปที่ 4.27 ข้อมูลจากฐานข้อมูลจะถูกนำมาตัดสินใจประเภทของการหยุดหายใจในส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ ซึ่งผลของการตัดสินใจที่ได้จะได้ประเภทของการหยุดหายใจเป็น Central apnea ดังรูปที่ 4.28

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.28 ข้อมูลของเซนเซอร์ทั้ง 3 ตำแหน่ง ในรูปแบบกราฟจากประเภท Central apnea

จากรูปที่ 4.28 ช่วงเวลาที่มีการหยุดหายใจคือช่วงเวลาภายในกรอบรูปสี่เหลี่ยมสีแดง ตั้งแต่วินาทีที่ 5 ถึง 14 สำหรับการหยุดหายใจประเภท Central apnea จะไม่มีการหายใจที่เซนเซอร์ไมโครโฟน และไม่มีการพยายามหายใจเข้าที่เซนเซอร์หน้าอกและท้อง

ในส่วนของการทดสอบความผิดพลาดของการหยุดหายใจประเภท Central Apnea ได้ทำการทดสอบโดยการกลั้นหายใจเป็นเวลา 10 วินาที และขยับอกและหน้าท้องให้เป็นไปตามรูปแบบของการหยุดหายใจประเภท Central Apnea โดยทดสอบทั้งหมด 20 ครั้ง ผลการทดสอบที่ได้เป็นไปตามตารางที่ 4.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.3 ผลการทดสอบความผิดปกติของการหยุดหายใจประเภท Central Apnea

ครั้งที่	ผลที่ได้
1	Central Apnea
2	Central Apnea
3	Central Apnea
4	Obstructive Apnea
5	Central Apnea
6	Obstructive Apnea
7	Central Apnea
8	Central Apnea
9	Central Apnea
10	Obstructive Apnea
11	Central Apnea
12	Central Apnea
13	Central Apnea
14	Central Apnea
15	Central Apnea
16	Central Apnea
17	Central Apnea
18	Obstructive Apnea
19	Central Apnea
20	Obstructive Apnea

จากตารางที่ 4.3 จากจำนวนการทดสอบทั้งหมด 20 ครั้ง พบว่ามีความผิดปกติของการตัดสินใจเงื่อนไขการหยุดหายใจประเภท Central Apnea 5 ครั้ง คิดเป็นเปอร์เซ็นต์ความผิดปกติ 25 เปอร์เซ็นต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นอกจากนี้ยังได้ทำการทดสอบความผิดพลาดของการตัดสินใจอัตราการหายใจจากเซนเซอร์ทั้ง 3 ตำแหน่ง โดยทำการการหายใจในระดับช้า เร็ว และปานกลางระดับละ 5 ครั้ง รวมทั้งหมด 15 ครั้ง ได้ผลการทดสอบแสดงดังตารางที่ 4.4

ตารางที่ 4.4 ผลการทดสอบความผิดพลาดของการตัดสินใจอัตราการหายใจ

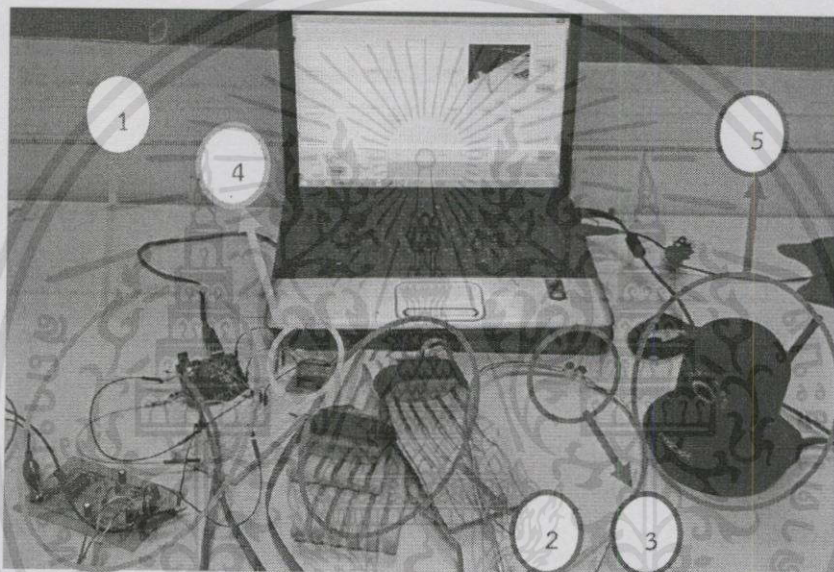
ครั้งที่	ระดับการหายใจจริง	ผลที่ได้
1	Slow breathing	Slow breathing
2	Slow breathing	Slow breathing
3	Slow breathing	Slow breathing
4	Slow breathing	Slow breathing
5	Slow breathing	Slow breathing
6	Normal breathing	Slow breathing
7	Normal breathing	Normal breathing
8	Normal breathing	Normal breathing
9	Normal breathing	Normal breathing
10	Normal breathing	Fast breathing
11	Fast breathing	Fast breathing
12	Fast breathing	Fast breathing
13	Fast breathing	Normal breathing
14	Fast breathing	Fast breathing
15	Fast breathing	Fast breathing

จากตารางที่ 4.4 มีความผิดพลาดของการตัดสินใจอัตราการหายใจ 3 ครั้ง จากการทดสอบทั้งหมด 15 ครั้ง คิดเป็นเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด 20 เปอร์เซ็นต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.6 การทำงานของระบบรวม

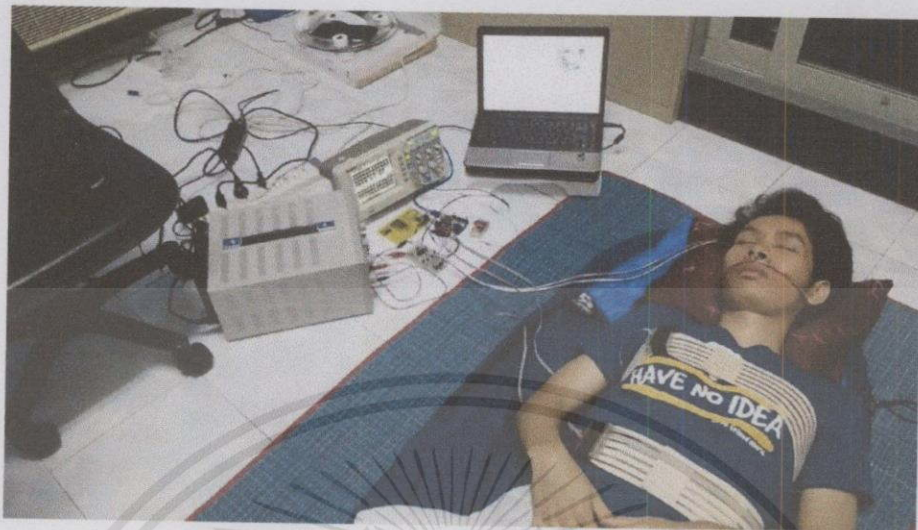
สำหรับการทดสอบระบบรวมของระบบตรวจวัดอัตราการหายใจในระหว่างนอนหลับ นั้นมีอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบประกอบไปด้วย เซนเซอร์วัดลมหายใจ เซนเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้อง กล้องไอพี ไมโครคอนโทรลเลอร์ โมดูลส่งสัญญาณแบบไร้สาย และคอมพิวเตอร์ สามารถแสดงอุปกรณ์ที่ใช้ทดสอบระบบรวมและการทดสอบระบบรวมได้ดังรูปที่ 4.29 และ 4.30 ตามลำดับ



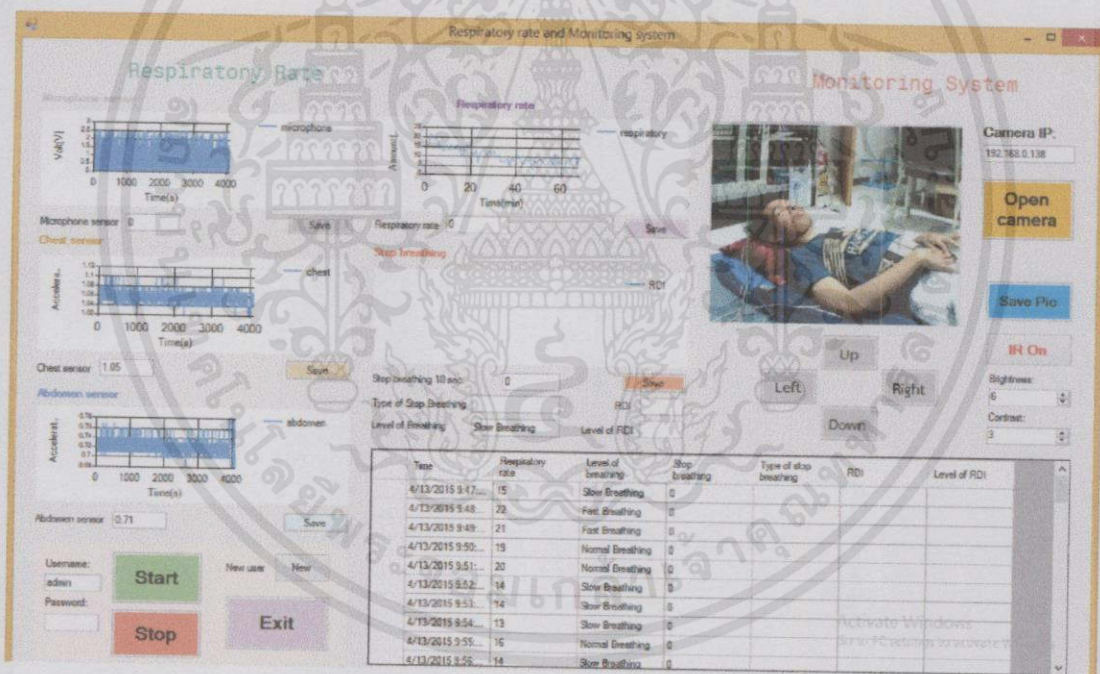
รูปที่ 4.29 อุปกรณ์ที่ใช้ทดสอบระบบรวม

จากรูปที่ 4.29 หมายเลข 1 คือวงจรวัดลมหายใจและไมโครคอนโทรลเลอร์ หมายเลข 2 คือ เซนเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้อง หมายเลข 3 คือ เซนเซอร์ไมโครโฟน หมายเลข 4 คือ โมดูลส่งสัญญาณแบบไร้สาย และหมายเลข 5 คือ กล้องไอพี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.30 การทดสอบระบบรวม



รูปที่ 4.31 ส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ของการทดสอบระบบรวม

จากรูปที่ 4.31 เป็นผลการทดลองที่ได้จากการนอนเป็นเวลาทั้งหมด 1 ชั่วโมง ของวันที่ 13 เมษายน พ.ศ. 2558 ตั้งแต่เวลา 9.47 น. ถึง 10.46 น. แสดงผลของการนอนในรูปแบบของตารางสรุปผลการนอนได้ดังตารางที่ 4.5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.5 ผลการทดสอบการนอนในเวลา 1 ชั่วโมง

Time	Respiratory rate	Level of breathing	Stop breathing	RDI	Level of RDI
4/13/2015 9:47	15	Slow Breathing	0		
4/13/2015 9:48	22	Fast Breathing	0		
4/13/2015 9:49	21	Fast Breathing	0		
4/13/2015 9:50	19	Normal Breathing	0		
4/13/2015 9:51	20	Normal Breathing	0		
4/13/2015 9:52	14	Slow Breathing	0		
4/13/2015 9:53	14	Slow Breathing	0		
4/13/2015 9:54	13	Slow Breathing	0		
4/13/2015 9:55	16	Normal Breathing	0		
4/13/2015 9:56	14	Slow Breathing	0		
4/13/2015 9:57	16	Normal Breathing	0		
4/13/2015 9:58	17	Normal Breathing	0		
4/13/2015 9:59	15	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:00	14	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:01	16	Normal Breathing	0		
4/13/2015 10:02	14	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:03	10	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:04	14	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:05	16	Normal Breathing	0		
4/13/2015 10:06	16	Normal Breathing	0		
4/13/2015 10:07	13	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:08	11	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:09	13	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:10	7	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:11	12	Slow Breathing	0		

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ทำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.5 (ต่อ) ผลการทดสอบการนอนในเวลา 1 ชั่วโมง

Time	Respiratory rate	Level of breathing	Stop breathing	RDI	Level of RDI
4/13/2015 10:12	11	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:13	13	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:14	14	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:15	11	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:16	13	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:17	11	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:18	13	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:19	10	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:20	11	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:21	8	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:22	7	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:23	6	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:24	8	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:25	9	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:26	5	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:27	10	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:28	8	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:29	9	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:30	11	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:31	8	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:32	7	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:33	6	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:34	9	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:35	8	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:36	9	Slow Breathing	0		

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ "ไปใช้ประโยชน์" ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.5 (ต่อ) ผลการทดสอบการนอนในเวลา 1 ชั่วโมง

Time	Respiratory rate	Level of breathing	Stop breathing	RDI	Level of RDI
4/13/2015 10:37	4	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:38	8	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:39	7	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:40	9	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:41	6	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:42	9	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:43	7	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:44	6	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:45	6	Slow Breathing	0		
4/13/2015 10:46	9	Slow Breathing	0		

จากตารางที่ 4.5 ผลการทดลองที่ได้ในช่วงแรกของการนอนหลับจะมีอัตราการหายใจที่ปกติและเร็ว แต่เมื่อเวลาผ่านไประยะหนึ่งอัตราการหายใจจะเริ่มน้อยลง โดยมีจำนวนของอัตราการหายใจช้า (Sloe breathing) ทั้งหมด 50 ครั้ง อัตราการหายใจปกติ (Normal breathing) 8 ครั้ง อัตราการหายใจเร็ว (Fast breathing) 2 ครั้ง และไม่มีสภาวะการหยุดหายใจเกิดขึ้น

นอกจากนี้ยังได้ทำการทดสอบการนอนเป็นเวลา 1 คืน (6 ชั่วโมง) ของวันที่ 9 พฤษภาคม พ.ศ. 2558 เวลา 02.00 ถึง 08.00 น. ได้ผลการทดสอบในแต่ละชั่วโมงดังต่อไปนี้

ชั่วโมงที่ 1

- Level of breathing
 - Slow breathing 53 ครั้ง
 - Normal breathing 4 ครั้ง
 - Fast breathing 3 ครั้ง
- Stop breathing 0 ครั้ง
- RDI = 0

เอกสารนี้เป็นเอกสารลับ Level of RDI = 0 ได้รับความรู้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ชั่วโมงที่ 2

- Level of breathing
 - Slow breathing 57 ครั้ง
 - Normal breathing 3 ครั้ง
 - Fast breathing 0 ครั้ง
- Stop breathing 1 ครั้ง
 - Obstructive apnea 1 ครั้ง
 - Central apnea 0 ครั้ง
 - Mixed apnea 0 ครั้ง
- RDI = 1
- Level of RDI = 1

ชั่วโมงที่ 3

- Level of breathing
 - Slow breathing 59 ครั้ง
 - Normal breathing 1 ครั้ง
 - Fast breathing 0 ครั้ง
- Stop breathing 3 ครั้ง
 - Obstructive apnea 3 ครั้ง
 - Central apnea 0 ครั้ง
 - Mixed apnea 0 ครั้ง
- RDI = 3
- Level of RDI = 1

ชั่วโมงที่ 4

- Level of breathing
 - Slow breathing 60 ครั้ง
 - Normal breathing 0 ครั้ง
 - Fast breathing 0 ครั้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- Stop breathing 5 ครั้ง
 - Obstructive apnea 4 ครั้ง
 - Central apnea 1 ครั้ง
 - Mixed apnea 0 ครั้ง
- RDI = 5
- Level of RDI = 1

ชั่วโมงที่ 5

- Level of breathing
 - Slow breathing 58 ครั้ง
 - Normal breathing 2 ครั้ง
 - Fast breathing 0 ครั้ง
- Stop breathing 2 ครั้ง
 - Obstructive apnea 2 ครั้ง
 - Central apnea 0 ครั้ง
 - Mixed apnea 0 ครั้ง
- RDI = 2
- Level of RDI = 1

ชั่วโมงที่ 6

- Level of breathing
 - Slow breathing 59 ครั้ง
 - Normal breathing 1 ครั้ง
 - Fast breathing 0 ครั้ง
- Stop breathing 4 ครั้ง
 - Obstructive apnea 3 ครั้ง
 - Central apnea 1 ครั้ง
 - Mixed apnea 0 ครั้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- Level of RDI = 1

จากการทดสอบการนอนเป็นเวลา 6 ชั่วโมง พบว่ามีการหายใจเข้าเป็นจำนวนมากที่สุดตลอดช่วงเวลากการทดสอบ ในชั่วโมงแรกของการทดสอบไม่พบการหยุดหายใจ แต่ในชั่วโมงถัดมา ชั่วโมงที่ 2 ถึงชั่วโมงที่ 6 มีการหยุดหายใจเกิดขึ้นเป็นจำนวน 1, 3, 5, 2 และ 4 ครั้งตามลำดับประเภทของการหยุดหายใจที่พบส่วนมากเป็นการหยุดหายใจประเภท Obstructive apnea โดยภาพรวมแล้วทุกๆ ชั่วโมงจะมีจำนวนครั้งของการหยุดหายใจหรือค่า RDI ไม่เกิน 5 ครั้ง ซึ่งอยู่ในระดับปกติ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผล

ปฏิญานินพจน์นี้ประสบความสำเร็จในการพัฒนาระบบตรวจวัดอัตราการหายใจและภาวะการหยุดหายใจระหว่างการนอนหลับ พร้อมใช้กล้องในการติดตามการนอนตรวจสอบประกอบผลการวิเคราะห์อัตราการหายใจ โดยจัดทำวงจรรขยายและจัดรูปสัญญาณการหายใจจากไมโครโฟนแบบคอนเดนเซอร์ให้สามารถนำข้อมูลไปประมวลผลกับไมโครคอนโทรลเลอร์ได้ แล้วส่งข้อมูลของวงจรวัดลมหายใจ เซนเซอร์ตรวจวัดการเคลื่อนไหวกล้ามเนื้อหน้าอกและหน้าท้องผ่านการสื่อสารแบบไร้สายด้วยโมดูลส่งสัญญาณไร้สายเพื่อนำข้อมูลไปเก็บไว้ในฐานข้อมูลและแสดงผลด้วยส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ โดยแสดงรูปแบบการหายใจและอัตราการหายใจ พร้อมตรวจสอบภาวะการหยุดหายใจระหว่างการนอนหลับและระดับความรุนแรงของโรค ในส่วนของการตัดสินใจอัตราการหายใจและประเภทของการหยุดหายใจจากข้อมูลของเซนเซอร์ทั้ง 3 ชนิด มีค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของการตัดสินใจอัตราการหายใจ 20 เปอร์เซ็นต์, ค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของเงื่อนไขการตัดสินใจการหยุดหายใจประเภท Obstructive apnea 10 เปอร์เซ็นต์, Central apnea 25 เปอร์เซ็นต์ และ Mixed apnea 30 เปอร์เซ็นต์

5.2 ข้อเสนอแนะ

สำหรับระบบวัดอัตราการหายใจและภาวะการหยุดหายใจระหว่างการนอนหลับสามารถนำไปพัฒนาให้ใช้กันได้อย่างกว้างขวาง เช่น พัฒนาให้เป็นระบบ online ในการเก็บข้อมูล และสามารถนำข้อมูลออกมาดูได้ตามต้องการ หรือการใช้งานกับโรงพยาบาลในประเทศปรับเปลี่ยนเซนเซอร์ตรวจจับที่มีความแม่นยำเพื่อให้เกิดความน่าเชื่อถือของระบบโดยรวมมากขึ้นจากการตรวจสอบอุปกรณ์เปรียบเทียบกับเครื่องที่ใช้งานกับโรงพยาบาลในปัจจุบัน สำหรับกล้องที่นำมาใช้ไม่เพียงแต่ใช้ monitor เท่านั้น ยังสามารถนำสัญญาณภาพที่ได้จากกล้องมาประมวลผลปรับแต่งเตียงนอนให้เข้ากับผู้ป่วยได้อย่างอัจฉริยะ

ระบบตรวจวัดอัตราการหายใจที่จัดทำนี้เป็นเพียงต้นแบบเบื้องต้นระดับง่ายของการทดสอบการนอนหลับ จึงสามารถตรวจวัดได้เพียงแค่อัตราการหายใจอย่างง่ายและภาวะการหยุดไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หายใจระหว่างการนอนหลับเพียงเบื้องต้น หากจะต้องตรวจวัดระดับความรุนแรงของโรคโดยละเอียดแล้วจำเป็นต้องมีการตรวจวัดในส่วนอื่นของร่างกายระหว่างการนอนหลับ อาทิเช่น การตรวจวัดคลื่นสมอง การเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ความอึดตัวของระดับออกซิเจนในเลือดแดง เสียงกรน และทำนอง เป็นต้น เพื่อให้ผลจากการทดสอบมีความถูกต้องมากยิ่งขึ้น ในอนาคตอาจพัฒนาการแสดงผลให้สามารถตรวจสอบการตรวจวัดได้ในระยะไกล เช่น การแสดงผลทางโทรศัพท์เคลื่อนที่เพื่อให้สะดวกต่อการติดตามผลของผู้ตรวจวัด



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม

- [1] VOICETV 21, “จังหวัดหายใจใน 1 ชั่วโมงชีวิต.”
<http://news.voicetv.co.th/infographic/38589.html>. [สืบค้นวันที่ 5 กันยายน 2557]
- [2] Bloggang, “ระยะการนอนหลับ.”
<http://www.bloggang.com/mainblog.php?id=ailurophile&month=31-10-2009&group=1&gblog=2>. [สืบค้นวันที่ 8 มกราคม 2558]
- [3] Divya S. Avalur, “Human Breath Detection using a Microphone.”
<http://www.cs.rug.nl/~aiellom/tesi/avalur>. [สืบค้นวันที่ 12 มกราคม 2558]
- [4] หมอชาวบ้าน, “การรักษาอาการนอนกรน.” <http://www.doctor.or.th/clinic/detail/6923>.
[สืบค้นวันที่ 15 มกราคม 2558]
- [5] electroSome, “Condenser Microphone.”
<https://electrosome.com/condenser-microphone/>. [สืบค้นวันที่ 9 กันยายน 2557]
- [6] circuitshops, “ADXL335.”
<http://www.circuitshops.com/articles/42086693/arduino-ติดต่อ-ADXL335.html>. [สืบค้นวันที่ 12 มีนาคม 2558]
- [7] Analog Devices, “ADXL335.” <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADXL335.pdf>. [สืบค้นวันที่ 15 มีนาคม 2558]
- [8] Sleeping For Less, “การใช้งาน Accelerometer.”
<http://www.akexorcist.com/2013/03/android-code-accelerometer.html>.
[สืบค้นวันที่ 15 มีนาคม 2558]
- [9] circuitshops, “ADXL335.”
<http://www.circuitshops.com/articles/42006677/ADXL335-Triple-Axis-Analog-Output-Accelerometer-Module/angular-transducer-3v-5v.html>.
[สืบค้นวันที่ 16 มีนาคม 2558]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม (ต่อ)

[10] EC, "Circuit premic condenser into electrical signals."

<http://www.eleccircuit.com/circuit-premic-condenser-into-electrical-signals/>. [สืบค้นวันที่ 9 กันยายน 2557]

[11] Electronic LAB, "Difference amplifier."

<http://www.kmitl.ac.th/~s2011326/AUTOMATION%20ENGINEERING%20LABORATORY%201/Electronic%20LAB3.htm>. [สืบค้นวันที่ 11 กันยายน 2557]

[12] studychamber, "Envelope detector."

<http://studychamber.blogspot.com/2012/04/envelope-detector.html>
[สืบค้นวันที่ 11 กันยายน 2557]

[13] build A Synth, "buffer circuit."

<http://buildasynth.josephfosco.com/basic-op-amp-circuits-for-synths/>.
[สืบค้นวันที่ 13 กันยายน 2557]

[14] Media Search, "Nanostation M5 จบปัญหาการติดตั้งกล่องวงจรปิดระยะไกล."

http://www.cctvbangkok.com/บทความกล่องวงจรปิด/36_nanostation-m5-จบปัญหาการติดตั้งกล่องวงจรปิดระยะไกล.html. [สืบค้นวันที่ 18 มกราคม 2558]

[15] FOSCAM, "FI8910W." http://www.foscam.com/prd_view.aspx?id=102. [สืบค้นวันที่ 22 มกราคม 2558]

[16] inex, "RN-XV WiFly Module."

http://www.inex.co.th/inexstore/index.php?product_id=544&page=shop.product_details&category_id=24&flypage=flypage.tpl&option=com_virtuemart&Itemid=11&vmcchk=1#.VMfyJtKUdid. [สืบค้นวันที่ 24 มกราคม 2558]

[17] Maker Zoo, "Arduino Uno R3."

<http://www.makerzoo.co/store/products/arduino-uno-r3>. [สืบค้นวันที่ 19 ตุลาคม 2557]

[18] JAMECO, "ATmega328 Pin Map."

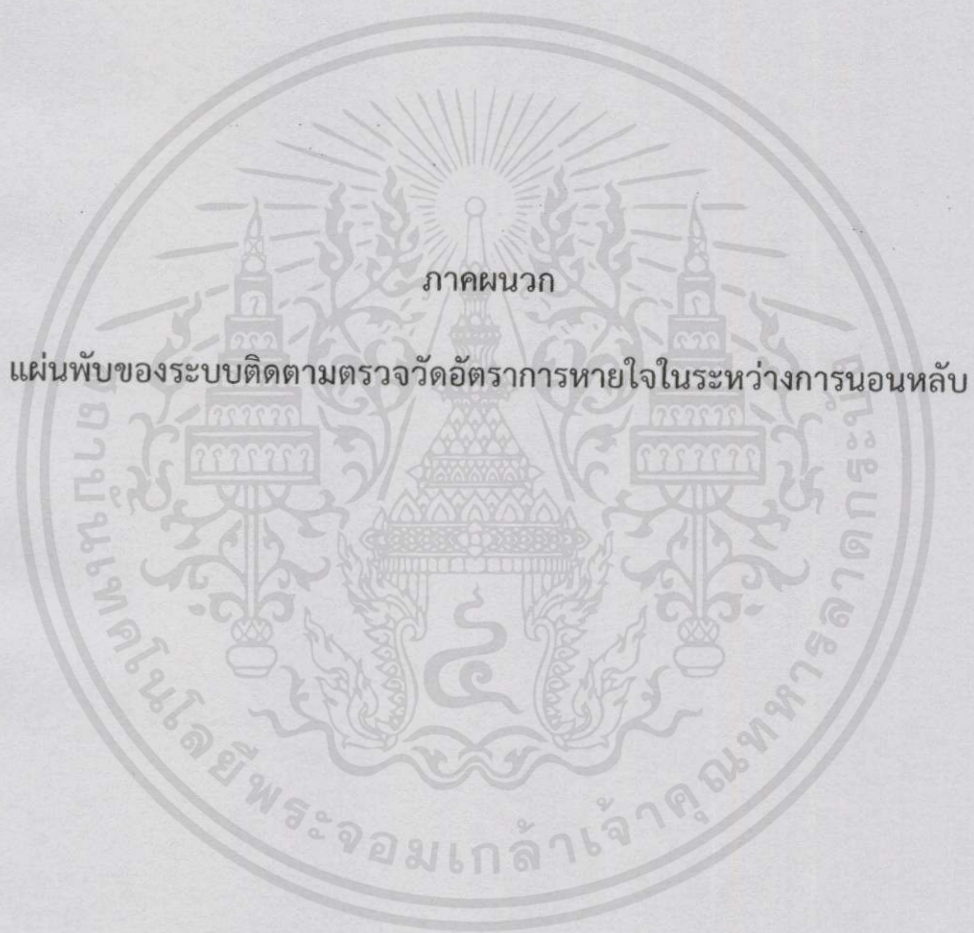
<http://www.jameco.com/Jameco/workshop/JamecoBuilds/arduinocircuit.html?CID=arduinobuild>. [สืบค้นวันที่ 19 ตุลาคม 2557]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม (ต่อ)

- [19] บ้านอิเล็กทรอนิกส์, “AVR Arduino.” <http://www.semi-shop.com/micro/arduino/arduino.php>. [สืบค้นวันที่ 25 ตุลาคม 2557]
- [20] เอกชัย มะการ, *เรียนรู้ เข้าใจ ใช้งาน ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR ด้วย Arduino*. พิมพ์ครั้งที่ 1. กรุงเทพฯ : บริษัท อีทีที จำกัด, 2552.
- [21] Donald, P. Leach, *Discrete and Integrated Circuit Electronics*. Santa Clara University, 1992.
- [22] Boylestad, Robert and Nashelsky, Louis. *Electronic Devices and Circuit Theory*. 6th ed. Englewood Cliffs, NJ. : Prentice Hall, 1996.
- [23] สิทธิเทพ ชนกจิจารย์, “กลุ่มอาการหยุดหายใจขณะหลับจากการอุดกั้น.” *วิจัยยุทธศาสตร์*. 35 (กันยายน-ธันวาคม 2549) : 69-83.
- [24] สายัณต์ ชื่นอารมย์ และเตชา อัครสิทธิถาวร, *เครื่องเสียง*. กรุงเทพฯ : วังอักษร, 2554.
- [25] โรงพยาบาลกรุงเทพ, “นอนกรนกับภาวะอุดกั้นทางเดินหายใจขณะนอนหลับ.” http://www.bangkokhatyai.com/th/ScreeningRisk_detail.php?Gold=7. [สืบค้นวันที่ 30 ตุลาคม 2557]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก

แผ่นพับของระบบติดตามตรวจวัดอัตราการหายใจในระหว่างการนอนหลับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับ
 เป็นภาวะที่มีการหยุดหายใจเป็นระยะๆ
 หรือมีการหายใจสั้นๆ ตลอดกับการหายใจที่เป็น
 ปกติในระหว่างที่นอนหลับ

คุณมีอาการเหล่านี้หรือไม่ ??

- นอนกรนเสียงดัง
- สำลักและหายใจแรงๆ ระหว่างนอนหลับ
- ช่วงนอนหลับมักมีสติปกติในเวลากลางวัน ที่รุ่ง ที่นอนหลับปกติ
 ในเวลาอากาศเย็น ประสิทธิภาพในการทำงานหรือเรียนลดลง
- หลุดสติง่าย สมาธิจดจ่อสิ่งใดสิ่ง
 หนึ่งไม่ สามารถมีสติ หรือมีอาการ
 หมดสติในเวลากลางวัน
- อ่อนล้าตอนเช้า หรือรู้สึกวางนอนไม่
 เข้มแข็งเท่าๆ ที่นอนปกติตอนเช้าขึ้นแล้ว



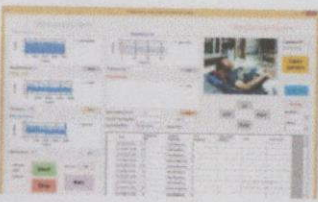
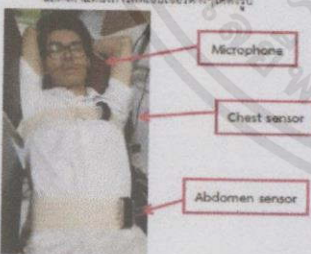
คุณสนใจอยากดูอุปกรณ์

- 1) ใช้เซนเซอร์ในการตรวจวัดอัตราการหายใจ
- 2) วางระบบในการประมวลผลข้อมูลจากเซนเซอร์เพื่อใช้การกับ
 ฐานข้อมูลภายในทางเวลา
- 3) ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ในการรับข้อมูลจากเซนเซอร์และสร
 สร้างข้อมูลด้วยเซนเซอร์สัญญาณไร้สาย
- 4) ใช้ถือในการติดตามและเฝ้ารักษาการนอนหลับในระหว่าง
 นอนหลับ

1. วงจรวัดอัตราการหายใจ
2. ไมโครคอนโทรลเลอร์
3. เซนเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหวของลำคอเพื่อตรวจจับ
 และนำข้อมูล
4. ไมโครโฟน
5. โมดูลส่งสัญญาณแบบไร้สาย
6. กล้องโฮลดี

การทดสอบระบบ

แสดงตำแหน่งการติดตั้งเซนเซอร์ต่างๆได้ดังรูป



GUI

5) มีชีวิตประจำวันที่ยากลำบาก และมีส่วนแยกผลสำหรับ
 ผู้ใช้ (GUI) เพื่อตรวจสอบความถี่ในการหยุดหายใจ

พญญ์และหลักการที่เกี่ยวข้อง

1. อัตราการหายใจ

บริเวณทรวงอกไม่ขยับขึ้น ๆ ลงลงปกติ



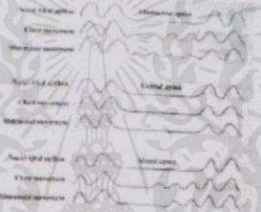
2. การหยุดหายใจ (apnea) ภาวะหยุดหายใจสามารถแบ่ง

ได้ 3 ชนิดคือ

- Obstructive apnea คือ ภาวะหยุดหายใจในขณะที่มี
 การขูดที่ทางเดินหายใจ เกิดจากการที่อากาศไม่สามารถลงหน้า
 ออกถูกและปากขณะมีนอนได้แม้ว่าจะมีการพยายามหายใจโดย
 ลมคอว่าก็ตาม

- Central apnea คือ ภาวะหยุดหายใจโดยไม่มี การ
 พยายามหายใจเข้า พบได้บ่อยในเด็กทารกที่นอนไม่หลับมีสัญญาณ
 ประสาทไปยังลำคอเมื่อตื่นขึ้นจึงเกิดการหายใจ

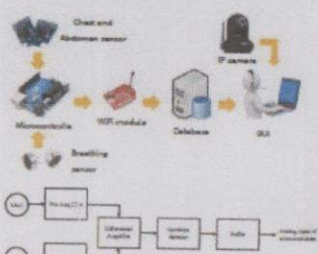
- Mixed apnea คือ ภาวะหยุดหายใจได้ในขณะนอนเป็น
 Obstructive apnea และช่วงสั้นเป็น Central apnea



แบ่งตามความรุนแรงของการหยุดหายใจ ตามคะแนนเอ็เอ็ของ
 RDI ดังนี้

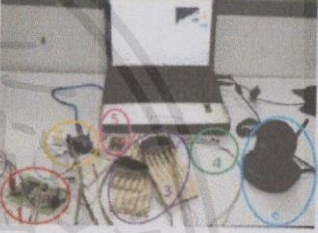
- RDI 5-14 ครั้ง/ชม. : ธรรมดา
- RDI 15-30 ครั้ง/ชม. : ธรรมดาปานกลาง
- RDI >30 ครั้ง/ชม. : ธรรมดาหนัก

การทำงานของระบบ



บล็อกไดอะแกรมของระบบการหายใจ

อุปกรณ์ที่ใช้



Good Sleep

ระบบติดตามตรวจวัดอัตราการหายใจใน
 ระหว่างการนอนหลับ
 Respiratory Rate Monitoring System
 during Sleep



สนใจติดต่อ :
 นางสาวปิยฉวี ปิยอนันต์
 E-mail : piyanee.P@gmail.com โทร : 0868190541
 นายปณตวิช ติสรัตน์
 E-mail : poonavitt14@gmail.com โทร : 0882456205

อาจารย์ปรึกษา
 ดร. ณัฐกานต์ ทูธรรม
 รศ.ดร. วิภา แสงพิทักษ์
 ผศ.ดร. ดุจดา สิงปิติ

โครงการนี้เป็นส่วนหนึ่งของงานวิจัยที่มหาวิทยาลัยบูรพา
 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
 สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม
 คณะวิศวกรรมศาสตร์
 สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
 ปีการศึกษา 2557



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษานี้เท่านั้น ไม่อนุ
 ญาตให้เผยแพร่หรือใช้เพื่อการพาณิชย์โดยไม่ได้รับอนุญาตจากเจ้าของลิขสิทธิ์
 ไม่ว่าครมใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้