อุปกรณ์วัดอัตราการหายใจ
RESPIRATION RATE MONITOR

ทัศนศักดิ์ เย็นยาซัน
TUSSANASAK YENYAZUN
ธนณชัย ลีลารุจิ
THANONCHAI LEELARUJI

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2557

อุปกรณ์วัดอัตราการหายใจ

RESPIRATION RATE MONITOR

โดย

นายทัศนศักดิ์ เย็นยาซัน

นายธนณชัย ลีลารุจิ

อาจารย์ที่ปรึกษา

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.กิติพล ชิตสกุล

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2557

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์ปีการศึกษา 2557

สาขาวิชา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะ วิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง อุปกรณ์วัดอัตราการหาใจ

RESPIRATION RATE MONITOR

ผู้จัดทำ นายทัศนศักดิ์ เย็นยาชัน รหัสประจำตัว 54010516

นายธนณชัย ลีลารุจิ รหัสประจำตัว 54010534

ปริญญานิพนธ์นี้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.กิติพล ชิตสกุล)

อาจารย์ที่ปรึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อปริญญานิพนธ์	อุปกรณ์วัดอัตราการหายใจ	
นักศึกษา	นายทัศนศักดิ์ เย็นยาซัน	รหัสประจำตัว 54010516
	นายธนณชัย ลีลารุจิ	รหัสประจำตัว 54010534
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต	
สาขาวิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์	
ปีการศึกษา	2557	
อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.กิติพล ชิตสกุล	

บทคัดย่อ

โครงงานนี้เป็นการออกแบบและสร้างอุปกรณ์วัดอัตราการหายใจแสดงผลออกมาทางอุปกรณ์สื่อสารในระบบแอนดรอยด์ อุปกรณ์วัดอัตราการหายใจที่สร้างขึ้นมาทำจากวัสดุที่หาง่ายและต้นทุนต่ำ อาศัยหลักการการอัดอากาศในท่อยืดหยุ่นปิดพันรอบหน้าอกผู้ใช้ แรงกดซึ่งเกิดจากหน้าอกตามจังหวะการหายใจบนท่อ ทำให้เกิดคลื่นความดันในท่อและเปลี่ยนเป็นสัญญาณไฟฟ้าโดยทรานสดิวเซอร์ความดัน ค่าผลลัพธ์ความดันแสดงบนแอปพลิเคชั่นบนโทรศัพท์แอนดรอยด์เวอร์ชัน 4.0.1 การสร้างแอปพลิเคชั่นทำผ่านโปรแกรม Eclipse โดยอาศัย IOIO Board ในการเชื่อมต่อ และทำการแสดงผลออกมาทางหน้าจอด้วยรูปคลื่นอัตราการหายใจที่วัดได้ นอกจากนี้จะแสดงค่าอัตราการหายใจที่วัดได้เป็นจำนวนครั้งต่อนาทีและระยะเวลาในการหายใจ 1 ครั้งจนกว่าจะมีการหายใจครั้งต่อไป หากไม่มีสัญญาณการหายใจ ระบบจะส่งสัญญาณเสียงเตือนให้ผู้ที่อยู่ในบริเวณใกล้เคียงรับรู้ได้ สุดท้ายนี้โครงงานนี้สามารถนำไปต่อยอดในทางสาขาวิชาชีวการแพทย์ได้ต่อไปในอนาคต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis Title	Respiration Rate Monitor
Student	Tussanasak Yenyazun Student ID 54010516
	Thanonchai Leelaruji Student ID 54010534
Degree	Bachelor of Engineering
Program	Electronics Engineering
Year	2014
Thesis Advisor	Asst. Prof. Dr. Kitiphol Chitsakul

ABSTRACT

This report describes design and construction of a measuring device for inspiration rate using a ioio-q board and connect with android device. This device was created with simple and low cost materials. A small flexible tube is attached around the object's chest. The variations of internal air pressure provoked by the force between the chest and the tube are transformed to electrical signals by a pressure transducer. The results are displayed on an application developed on an android device. The application was implemented on the Eclipse® program. Finally the project could be applied to biomedical in the future.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

โครงงานเรื่องอุปกรณ์วัดอัตราการหายใจนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี ด้วยความช่วยเหลืออย่างดียิ่งของ ผศ. ดร. กิติพล ชิตสกุล (อาจารย์ที่ปรึกษา) ที่กรุณาสละเวลาอันมีค่า พร้อมทั้งให้ข้อคิดเห็นและคำแนะนำดีๆ ที่เป็นประโยชน์ต่อการจัดทำโครงงาน

อีกทั้งขอขอบพระคุณทุกๆท่านที่ให้ความช่วยเหลือตลอดจนให้คำแนะนำต่างๆจนทำให้โครงงานฉบับนี้สำเร็จโดยสมบูรณ์ รวมไปถึงบิดา มารดา ที่ให้ความช่วยเหลือจึงทำให้การทำโครงงานสำเร็จไปได้ด้วยดี จึงกราบขอบพระคุณอย่างสูงมา ณ โอกาสนี้

ทัศนศักดิ์ เย็นยาซัน

(นายทัศนศักดิ์ เย็นยาซัน)

ธนณชัย ลีลารุจิ

(นายธนณชัย ลีลารุจิ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....I

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....II

กิตติกรรมประกาศ.....III

สารบัญ.....IV

สารบัญตาราง.....VII

สารบัญรูปภาพ.....IX

บทที่ 1 บทนำ.....1

1.1 ความเป็นมาของปัญหา.....1

1.2 แนวคิดของโครงงาน.....1

1.3 วัตถุประสงค์ของการศึกษา.....2

1.4 ขอบเขตของการศึกษา.....2

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....3

1.6 โครงสร้างของรายงาน.....3

บทที่ 2 หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....4

2.1 ทฤษฎีการหายใจ.....4

2.1.1 การหายใจ.....4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.1.2 ระบบหายใจ....4

2.1.3 การแลกเปลี่ยนแก๊สในร่างกาย....6

2.1.4 กลไกการหายใจเข้าและหายใจออก....7

2.1.5 การวัดอัตราการหายใจ....8

2.1.6 วิธีการประเมินการหายใจ....9

2.1.7 หลักการการตรวจจับการหายใจแบบ Elastomeric plethysmography....9

2.1.8 การหยุดหายใจขณะหลับ....10

2.2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับวงจร....11

2.2.1 เซ็นเซอร์ MPXV5004G....11

2.2.2 บอร์ด IOIO....12

2.2.3 ระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ (Android OS)....19

2.2.4 Bluetooth....20

2.3 ซอฟท์แวร์สำหรับการพัฒนาแอปพลิเคชั่น....22

2.3.1 Eclipse....22

2.3.2 Java Development Kit (JDK)....23

2.3.3 Android Software Development Kit (Android SDK)....23

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

บทที่ 3 การออกแบบและสร้างระบบวัดอัตราการหายใจ....24

3.1 โครงสร้างของระบบ....24

3.2 การสร้างสายรัดทรวงอก....25

3.3 ทรานสดิวเซอร์วัดความดัน....26

3.4 บอร์ด IOIO....28

3.5 ซอฟแวร์....29

3.6 ขั้นตอนการพัฒนาโฟลว์ชาร์ต....30

3.7 การแสดงผลของโปรแกรม....31

บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง....33

4.1 อุปกรณ์การทดลอง....33

4.2 ขั้นตอนการทดลอง....33

4.3 ผลการทดลอง....34

4.3.1 ผลการทดลองโดยเทียบสัญญาณจาก Oscilloscope....34

4.3.2 ผลการทดลองการวัดอัตราการหายใจภายในระยะเวลา 12 นาที....35

บทที่ 5 บทสรุป....38

บรรณานุกรม....39

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

ภาคผนวก.....40

ก. คู่มือการใช้งานอุปกรณ์วัดอัตราการหายใจ.....41

ข. ข้อมูลอุปกรณ์.....50

ค. Source Code (แผ่น CD)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 2.1 อัตราการหายใจของวัยต่างๆ.....4

ตารางที่ 4.1 เปรียบเทียบค่าที่ได้จากโทรศัพท์เคลื่อนที่กับ Oscilloscope.....3

ตารางที่ 4.3 ค่าอัตราการหายใจที่เก็บในระยะเวลาประมาณ 10 นาที.....3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูปภาพ

หน้า

บทที่ 1

รูปที่ 1.1 แสดงแนวคิดในการวัดการหายใจ.....2

บทที่ 2

รูปที่ 2.1 ระบบหายใจของคน.....5

รูปที่ 2.2 สมการการแลกเปลี่ยนแก๊สในร่างกาย.....6

รูปที่ 2.3 การแพร่ของแก๊สออกซิเจน.....6

รูปที่ 2.4 สมการการแพร่ของคาร์บอนไดออกไซด์จากหลอดเลือดฝอยเข้าสู่ถุงลม.....7

รูปที่ 2.5 แสดงลักษณะขณะหายใจเข้าและหายใจออก.....8

รูปที่ 2.6 วงจรของเซ็นเซอร์ MPXV5004G.....12

รูปที่ 2.7 การเชื่อมต่อของบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ทั่วๆไป.....13

รูปที่ 2.8 การเชื่อมต่อของบอร์ด IOIO.....13

รูปที่ 2.9 บอร์ด IOIO.....14

รูปที่ 2.10 การเชื่อมต่อแบบ ADB.....15

รูปที่ 2.11 การเชื่อมต่อผ่าน Bluetooth.....15

รูปที่ 2.12 การเชื่อมต่อผ่าน AOA.....16

รูปที่ 2.13 บอร์ด IOIO-Q.....16

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูปภาพ (ต่อ)

หน้า

รูปที่ 2.14 IOIO Activity board....18

รูปที่ 2.15 สัญลักษณ์ของแอนดรอยด์และอุปกรณ์ที่ติดตั้งระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์....20

รูปที่ 2.16 การเชื่อมต่อของอุปกรณ์ต่างๆ....21

2.17 การเชื่อมต่อของอุปกรณ์ต่างๆ....22

บทที่ 3

รูปที่ 3.1 แสดงโครงสร้างของระบบวัดการหายใจ....24

รูปที่ 3.2 ท่อซิลิโคนติดกับสายรัดหน้าอกใช้ในการตรวจจับการขยายของทรวงอก....26

รูปที่ 3.3 เซ็นเซอร์วัดความดันในกระบอกฉีดยา....27

รูปที่ 3.4 การเชื่อมต่อสายวัดและเซ็นเซอร์ขณะใช้งาน....27

รูปที่ 3.5 ลายวงจรที่ดัดแปลงจาก Activity board....28

รูปที่ 3.6 ประกอบลงกล่อง....29

รูปที่ 3.7 โฟลว์ชาร์ตของโปรแกรมการวัดอัตราการหายใจ....30

รูปที่ 3.8 หน้าเริ่มต้นของโปรแกรม....31

รูปที่ 3.9 หน้าตั้งค่าข้อมูลของผู้ใช้งาน....31

รูปที่ 3.10 ตัวเลือกฟังก์ชันการทำงาน....32

รูปที่ 3.11 กราฟการหายใจขณะปกติ....32

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูปภาพ (ต่อ)

หน้า

รูปที่ 3.12 กราฟขณะหยุดหายใจ.....32

รูปที่ 3.13 การเก็บค่าอัตราการหายใจที่เวลาต่างๆ.....32

บทที่ 4

รูปที่ 4.1 การแสดงผลการหายใจแบบปกติ (ซ้าย) และการหยุดหายใจ (ขวา).....36

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

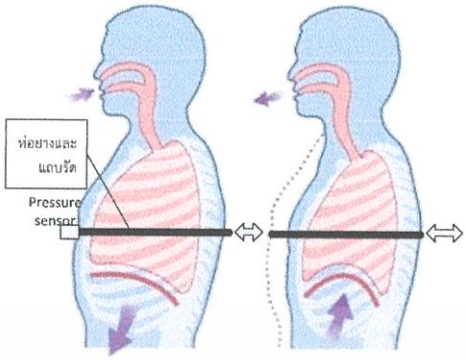
1.1 ความเป็นมาของปัญหา

การหายใจ เป็นกระบวนการหนึ่งของร่างกายที่บ่งบอกถึงการมีชีวิตอยู่ของมนุษย์ ในผู้ป่วยกลุ่มเสี่ยง ขณะนอนหลับอาจเกิดภาวะการหยุดหายใจ หรือที่เรียกว่าภาวะ Sleep apnea ได้ ซึ่งภาวะดังกล่าวจะเกิดขึ้นในช่วงระยะเวลาสั้นๆ โดยจะส่งผลกระทบให้เกิดการขาดออกซิเจนไปเลี้ยงร่างกาย ก่อให้เกิดภาวะแทรกซ้อนต่างๆ ตามมา เพื่อเป็นการแก้ปัญหาดังกล่าวทางผู้จัดทำจึงได้ศึกษา ออกแบบและสร้างอุปกรณ์วัดอัตราการหายใจโดยให้สามารถแสดงผลได้บนโทรศัพท์มือถือระบบปฏิบัติการณ์แอนดรอยด์ โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อเลือกใช้อุปกรณ์ที่หาได้ภายในประเทศและมีราคาไม่แพงในการออกแบบและสามารถใช้งานได้จริง เพื่อเป็นการใช้ความรู้ให้เกิดประโยชน์ต่อสังคม ดังคำขวัญของคณะวิศวกรรมศาสตร์ที่ว่า “วิศวลาดกระบังต้องเป็นหนึ่ง และเป็นที่พึ่งของสังคม”

1.2 แนวคิดของโครงงาน

ตามหลักการทางสรีรวิทยา การหายใจเข้า (inhale) และออก (exhale) เกิดจากการสั่งงานหดและขยายตัวของกล้ามเนื้อบริเวณทรวงอกและช่องท้อง ทำให้กะบังลม (diaphragm) ซึ่งเป็นเนื้อเยื่อกั้นระหว่างช่องทรวงอกและช่องท้องแอ่นตังขึ้นลงดึงและดันอากาศเข้าออกจากปอด ในขณะเดียวกันการหดและขยายตัวของกล้ามเนื้อบริเวณทรวงอกและช่องท้อง ทำให้ผิวหน้าของหน้าอกและช่องท้องขยายและหดตัวไปพร้อมกับการการหายใจ ดังนั้นแนวคิดของการวัดการหายใจในโครงงานนี้คือการตรวจวัดการขนายตัวของทรวงอก โดยใช้ท่ออากาศที่มีความยืดหยุ่นกักอากาศไว้ภายใน พันแนบรอบทรวงอกหรือช่องท้อง การหดขยายช่วงลำตัวตามการหายใจจะทำให้ ความดันอากาศเปลี่ยนแปลง ซึ่งสามารถตรวจวัดได้ด้วยเซ็นเซอร์วัดความดัน (pressure sensor) แสดงในรูปที่ 1.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1.1 แสดงแนวคิดในการวัดการหายใจ

1.3 วัตถุประสงค์ของการศึกษา

1. เพื่อศึกษาโครงสร้างและการทำงานพื้นฐานของบอร์ด IOIO และการเขียนโปรแกรมเพื่อเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ เพื่อนำไปประยุกต์ใช้ในการสร้างอุปกรณ์วัดอัตราการหายใจเชื่อมต่อกับระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์

2. เพื่อสามารถสร้างอุปกรณ์วัดอัตราการหายใจ โดยแสดงผลเป็นกราฟผ่านทางอุปกรณ์ระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ได้

3. เพื่อเป็นพื้นฐานต่อการศึกษาในด้านวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ โดยการประยุกต์ใช้ความรู้ที่ได้ศึกษาในด้านทฤษฎี มาปรับใช้กับการทำงานด้านปฏิบัติ

1.4 ขอบเขตของการศึกษา

ศึกษาและออกแบบการสร้างอุปกรณ์วัดอัตราการหายใจโดยเชื่อมต่อกับอุปกรณ์แอนดรอยด์ โดยอุปกรณ์ดังกล่าวสามารถใช้งานได้จริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. สามารถออกแบบและสร้างอุปกรณ์วัดอัตราการหายใจได้ และเป็นการนำทฤษฎีทางวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์มาประยุกต์ใช้งานให้เกิดประโยชน์

2. สามารถใช้วัดค่าอัตราการหายใจได้จริง โดยค่าที่ได้จะแสดงออกมาทางแอพพลิเคชันผ่านอุปกรณ์แอนดรอยด์

1.6 โครงสร้างของโครงงาน

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้เป็นผลได้จากการค้นคว้าทดลองเพื่อสร้างอุปกรณ์วัดอัตราการหายใจ ซึ่งได้นำมาเสนอเป็นบทตอนดังนี้

บทที่ 1 นำเสนอวัตถุประสงค์ และความเป็นมาของโครงงาน

บทที่ 2 นำเสนอหลักการและทฤษฎีทางวิศวกรรมที่เกี่ยวข้องกับโครงงาน

บทที่ 3 นำเสนอการออกแบบและสร้างระบบวัดอัตราการหายใจ

บทที่ 4 นำเสนอการทดลองและผลการทดลอง

บทที่ 5 นำเสนอบทสรุป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 ทฤษฎีการหายใจ

2.1.1 การหายใจ

การหายใจ (อังกฤษ: breathing) เป็นกระบวนการซึ่งนำอากาศเข้าหรือออกจากปอด สิ่งมีชีวิตที่ต้องการออกซิเจนต้องการไปเพื่อปลดปล่อยพลังงานผ่านการหายใจระดับเซลล์ในรูปเมแทบอลิซึมโมเลกุลพลังงานสูง เช่น กลูโคส การหายใจเป็นเพียงกระบวนการเดียวซึ่งส่งออกซิเจนไปยังที่ที่ต้องการในร่างกายและนำคาร์บอนไดออกไซด์ออก อีกกระบวนการหนึ่งที่สำคัญเกี่ยวข้องกับการเคลื่อนที่ของเลือดโดยระบบไหลเวียน การแลกเปลี่ยนแก๊สเกิดขึ้นในถุงลมปอดโดยการแพร่ของแก๊สระหว่างแก๊สในถุงลมและเลือดในหลอดเลือดฝอยปอด เมื่อแก๊สที่ละลายนี้อยู่ในเลือด หัวใจปั๊มเลือดให้ไหลไปทั่วร่างกาย

นอกเหนือไปจากการนำคาร์บอนไดออกไซด์ออก การหายใจส่งผลให้เกิดการสูญเสียน้ำจากร่างกาย อากาศที่หายใจออกมีความชื้นสัมพัทธ์เท่ากับ 100% เพราะน้ำแพร่ข้ามพื้นผิวที่ชุ่มชื้นของทางเดินหายใจและถุงลมปอด

2.1.2 ระบบหายใจ

ระบบทางเดินหายใจมีหน้าที่แลกเปลี่ยนก๊าซให้กับสิ่งมีชีวิต ในมนุษย์และสัตว์เลี้ยงลูกด้วยนม ระบบทางเดินหายใจประกอบไปด้วย จมูกหลอดลม ปอด และกล้ามเนื้อระบบทางเดินหายใจ ออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์จะถูกแลกเปลี่ยนที่ปอดด้วยกระบวนการแพร่

สัตว์ประเภทอื่นๆ เช่น แมลงมีระบบทางเดินหายใจที่คล้ายคลึงกับมนุษย์แต่มีลักษณะทางกายวิภาคที่ง่ายกว่า ในสัตว์ครึ่งบกครึ่งน้ำผิวหนังของสัตว์ก็ทำหน้าที่แลกเปลี่ยนก๊าซได้ด้วย พืชก็มีระบบทางเดินหายใจ เช่นกันแต่ทิศทางการแลกเปลี่ยนก๊าซเป็นไปในทางตรงกันข้ามกับสัตว์ ระบบแลกเปลี่ยนก๊าซของพืชประกอบไปด้วยรูเล็กๆ ใต้ใบที่เรียกว่าปากใบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระบบทางเดินหายใจแบ่งตามโครงสร้าง

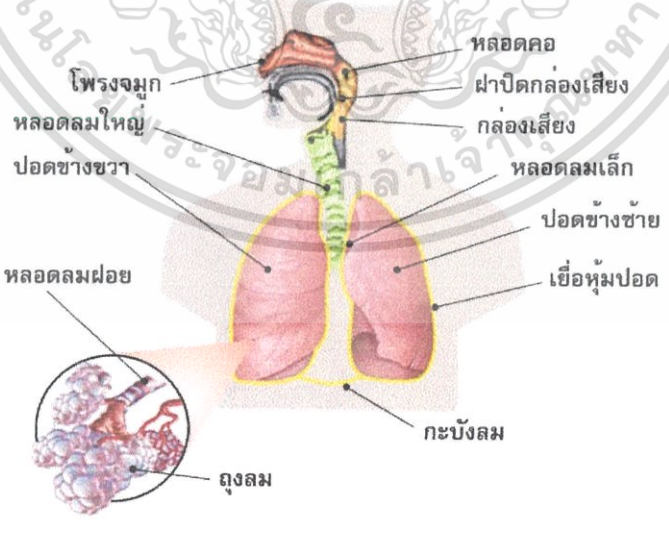
ระบบทางเดินหายใจส่วนบน (upper respiratory tract, URI) : ประกอบด้วยอวัยวะที่เกี่ยวข้องกับการหายใจเหนือกล่องเสียงขึ้นไป ได้แก่ จมูก, คอหอย เป็นต้น โรคที่เกี่ยวข้องกับระบบทางเดินหายใจส่วนบนเช่น URI infection หรือการติดเชื้อในระบบทางเดินหายใจส่วนบน

ระบบทางเดินหายใจส่วนล่าง (lower respiratory tract, LRI) : ประกอบด้วย กล่องเสียง, หลอดคอ, หลอดลมใหญ่ และปอด

ระบบทางเดินหายใจแบ่งตามหน้าที่

ทำหน้าที่เป็นการลำเลียงอากาศ : มีหน้าที่นำอากาศจากภายนอกเข้าสู่ปอด เป็นทางผ่านเข้าออกของอากาศเท่านั้น ไม่มีหน้าที่เกี่ยวข้องกับการแลกเปลี่ยนแก๊ส ได้แก่ จมูก, คอหอย, กล่องเสียง, หลอดคอ หลอดลมใหญ่, หลอดลมฝอย, และปลายหลอดลมฝอย

หน้าที่แลกเปลี่ยนแก๊ส : เป็นบริเวณที่แลกเปลี่ยนแก๊สคาร์บอนไดออกไซด์และแก๊สออกซิเจนกับเนื้อเยื่อ ได้แก่ หลอดลมฝอยแลกเปลี่ยนแก๊ส, ท่อลม, ถุงลม, ถุงลมเล็ก



รูปที่ 2.1 ระบบหายใจของคน

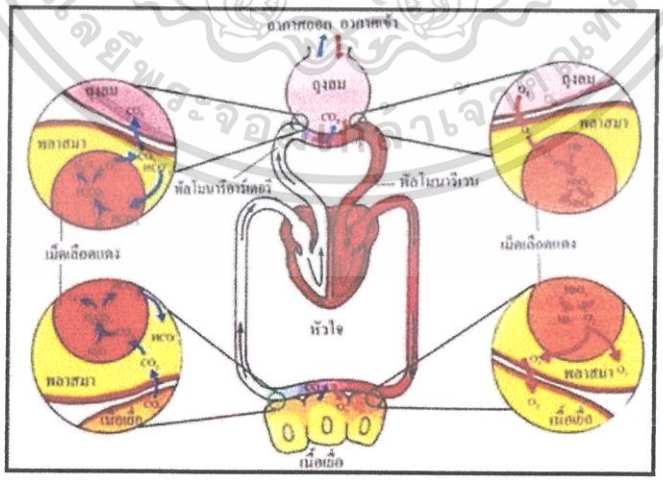
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.3 การแลกเปลี่ยนแก๊สในร่างกาย

การแลกเปลี่ยนแก๊สในร่างกายของคนเกิดขึ้น 2 แห่ง คือที่ปอดและที่เซลล์ของเนื้อเยื่อต่างๆ ที่ปอดเป็นการแลกเปลี่ยนแก๊สระหว่างถุงลมกับหลอดเลือดฝอย โดยแก๊สออกซิเจนจากถุงลมจะแพร่เข้าสู่หลอดเลือดฝอยรอบๆถุงลม และจับกับฮีโมโกลบิน (hemoglobin : Hb) ในเซลล์เม็ดเลือดแดง กลายเป็นออกซีฮีโมโกลบิน (oxyhemoglobin) ซึ่งมีสีแดงสด เลือดที่มีออกซีฮีโมโกลบินนี้จะถูกส่งเข้าสู่หัวใจและสูบฉีดไปยังเนื้อเยื่อส่วนต่างๆทั่วร่างกาย ที่เนื้อเยื่อออกซีฮีโมโกลบินจะเปลี่ยนเป็นออกซิเจนและฮีโมโกลบิน แก๊สออกซิเจนจะแพร่เข้าสู่เซลล์ทำให้เซลล์ของเนื้อเยื่อได้รับแก๊สออกซิเจน ดังสมการ

รูปที่ 2.2 สมการการแลกเปลี่ยนแก๊สในร่างกาย

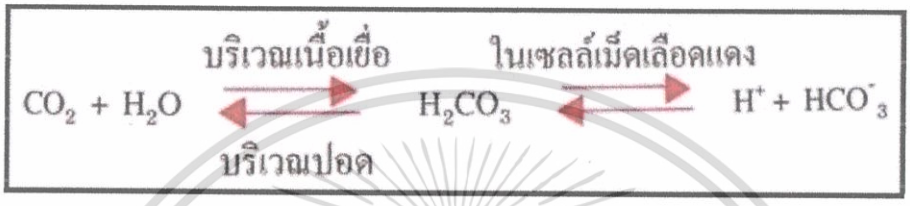
ขณะที่เซลล์ของเนื้อเยื่อรับแก๊สออกซิเจนนั้น แก๊สคาร์บอนไดออกไซด์ ที่เกิดขึ้นในเซลล์จะแพร่เข้าสู่หลอดเลือดฝอย แก๊สคาร์บอนไดออกไซด์ส่วนใหญ่จะทำปฏิกิริยากับน้ำในเซลล์เม็ดเลือดแดง เกิดเป็นกรดคาร์บอนิก ซึ่งจะแตกตัวได้ไฮโดรเจนไอออนและไฮโดรเจนคาร์บอเนตไอออน ซึ่งจะถูกลำเลียงออกสู่พลาสมาโดยวิธีการแพร่



รูปที่ 2.3 การแพร่ของแก๊สออกซิเจน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อเลือดที่มีไฮโดรเจนคาร์บอเนตไอออน และไฮโดรเจนไอออนมากไหลเข้าสู่หัวใจ เลือดจะถูกสูบฉีดต่อไปยังหลอดเลือดฝอยรอบถุงลม ไฮโดรเจนคาร์บอเนตไอออนและไฮโดรเจนไอออนจะรวมตัวกันเป็นกรดคาร์บอนิกแล้วจึงสลายตัวเป็นคาร์บอนไดออกไซด์และน้ำในเซลล์เม็ดเลือดแดง เป็นผลให้ความหนาแน่นของคาร์บอนไดออกไซด์ในหลอดเลือดฝอยสูงกว่าคาร์บอนไดออกไซด์ในถุงลม จึงเกิดการแพร่ของคาร์บอนไดออกไซด์จากหลอดเลือดฝอยเข้าสู่ถุงลม ดังสมการ

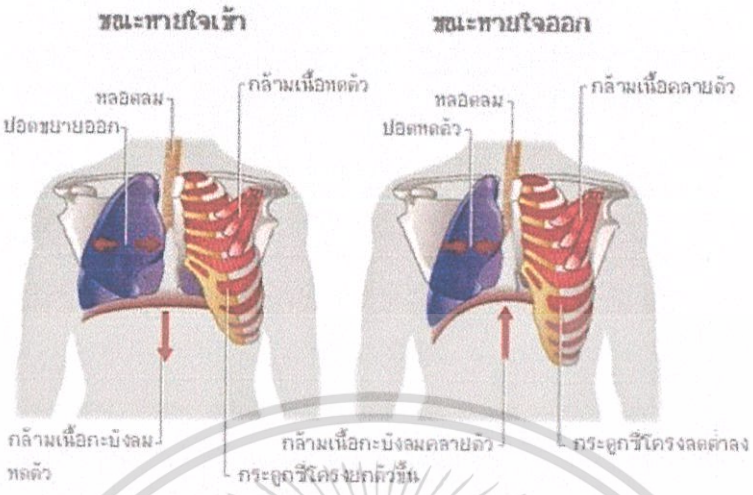


รูปที่ 2.4 สมการการแพร่ของคาร์บอนไดออกไซด์จากหลอดเลือดฝอยเข้าสู่ถุงลม

2.1.4 กลไกการหายใจเข้าและหายใจออก

สมองที่ควบคุมการหายใจเข้าออกของคน คือสมองส่วน Medulla oblongata เป็นศูนย์ควบคุมการทำงานของกล้ามเนื้อกระบังลมและกล้ามเนื้อกระดูกซี่โครง กลไกขณะหายใจเข้า (Inspiration) คือ กล้ามเนื้อซี่โครงแถบนอกจะหดตัว ส่วนกล้ามเนื้อซี่โครงแถบในจะคลายตัว กระดูกซี่โครงจะถูกยกตัวสูงขึ้น กระดูกหน้าอก (sternum) จะสูงขึ้นด้วย ทำให้ด้านหน้าและด้านข้างของช่องอกขยายขึ้น ความกดดันของช่องอกและ ปอดลดลง ปิดขยายตัวตาม กะบังลมแบนราบลง ท้องจะป่องออก กลไกขณะหายใจออก (Expiration) คือ กล้ามเนื้อซี่โครงแถบในหดตัวและกล้ามเนื้อซี่โครงแถบนอกคลายตัว กระดูกซี่โครงและกระดูกหน้าอกลดระดับต่ำลง กะบังลม (diaphragm) คลายตัว ความกดดันของช่องอกและปอดสูงขึ้น ปอดแฟบลง อากาศถูกขับออกจากปอดท้องจะแฟบลง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.5 แสดงลักษณะขณะหายใจเข้าและหายใจออก

2.1.5 การวัดอัตราการหายใจ

อัตราการใช้ออกซิเจนจะเป็นสิ่งบ่งบอกถึงอัตราการหายใจ อัตราเมแทบอลิซึม ประเภทและจำนวนกิจกรรมของสิ่งมีชีวิตนั้นๆ เซลล์หรือร่างกายที่มีอัตราเมแทบอลิซึมสูงจะมีอัตราการนำออกซิเจนเข้าสูงด้วย

อัตราการหายใจ หมายถึง อัตราการใช้ออกซิเจนเพื่อสลายอินทรีย์สารให้ ได้พลังงานหนึ่งหน่วยเวลาต่อหนึ่งหน่วยน้ำหนักของสิ่งมีชีวิต อัตราการหายใจปกติขึ้นอยู่กับอัตราการหายใจขึ้นอยู่กับเพศ วัย กิจกรรม อาชีพ ปริมาณการทำงาน การนับอัตราการหายใจจะนับการหายใจเข้าและออกนับเป็น 1 ครั้ง สังเกตใน 1 นาที ดังนั้นอัตราการหายใจจึงมีหน่วย เป็นครั้งต่อนาที (Beat Per Minutes ; bpm) สำหรับในกรณีปกติอัตราการหายใจของวัยต่างๆเป็นดังตารางที่ 1

ลำดับ	วัย	อัตราการหายใจ (bpm)
1	ทารกแรกเกิด	ประมาณ 44
2	เด็กวัยก่อนเรียน	ประมาณ 20-30
3	วัยรุ่น	ประมาณ 16-25
4	ผู้ใหญ่	ประมาณ 12-20

ตารางที่ 2.1 อัตราการหายใจของวัยต่างๆ (ที่มา http://www.siamhealth.net)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.6 วิธีการประเมินการหายใจ

โดยปกติวิธีการการประเมินการหายใจมีดังต่อไปนี้มีหลายวิธีเช่น สังเกตการเคลื่อนไหวของทรวงอก การฟัง (auscultation) และการใช้อุปกรณ์การแพทย์ในการวัดอัตราการหายใจ ในกรณีที่ภาวะอัตราการหายใจผิดปกติ จะมีชื่อเรียกแตกต่างกันดังเช่นอัตราการหายใจในผู้ใหญ่มากกว่า 24 ครั้ง/นาที เรียกว่า Tachypnea อัตราการหายใจในผู้ใหญ่ น้อยกว่า 10 ครั้ง/นาทีเรียกว่า Bradypnea และ การไม่หายใจ หรือ หยุดหายใจเรียกว่า Apnea

2.1.7 หลักการการตรวจจับการหายใจแบบ Elastomeric plethysmography

การพยายยามที่จะวัดระบบการหายใจโดยตรงนั้นจะใช้ esophageal manometry โดยความดันของหลอดอาหารวัดได้โดยการให้คนไข้กลืนสายสวนวัดความดันซึ่งจะใส่ลงไปในคนไข้ที่หลับอยู่ จังหวะของความผันผวน, ความไม่แน่นอน (fluctuations) ของความดันช่องอกที่จะหายไปหรือว่า significant ซึ่งจะเป็นตัวพิสูจน์โรค obstructive apnea (ภาวะหยุดหายใจขณะหลับ) โดยผ่านทางการไหลของลมจากช่องจมูกและช่องปาก แต่ถึงกระนั้นในการปฏิบัติจริงในชั้นคลินิกการวัดความดันของหลอดอาหารเป็นเรื่องที่ยุ่งยาก, น่ารำคาญ (bothersome) ต่อคนไข้และไม่ใช้จริงในวอด เพราะว่าการวัด respiratory effort สามารถวัดได้โดยการวัดการปริมาตรการเปลี่ยนแปลงช่องอกและช่องท้องซึ่งเรียกว่า plethysmography.

การเปลี่ยนแปลงปริมาตรของปอดสามารถวัดได้อย่างแม่นยำที่สุดด้วย spirometry equipment ซึ่งในปริมาตรของ (ลม) ปอด (Tidal Volume = ปริมาตรลมที่อยู่ในปอดช่วงที่หายใจเข้าแบบปกติ) และอัตราการไหลของลมถูกวัดได้โดยให้คนไข้หายใจในท่อปิด Spirometry โดยปกติแล้วต้องปิดทางเข้าของลมในจมูก ดังนั้นมันจึงเป็นสิ่งที่ทำไม่ได้ในทางคลินิกของ polysomnography

การยืดหดของเข็มขัด fastened around รอบช่องอกหรือช่องท้องจะเป็นตัวขัดขวางในการเปลี่ยนแปลงแรงตึงของช่องออกหรือช่องท้องเองในการหดหรือขยายตัว การเปลี่ยนแปลงในแรงตึงนี้สามารถวัดได้อย่างง่ายดาย และแปลงแรงดันได้หลายวิธี วิธีการที่พบมากที่สุดในปัจจุบัน คือการใช้เซ็นเซอร์แบบ piezo-electric คริสตัลจะสร้างแรงดันไฟฟ้าโดยตรงเมื่อโดนบีบอัดหรือยืด วิธีการนี้สำหรับในการใช้งานที่ง่ายและราคาไม่แพงขึ้นอยู่กับสิ่งประดิษฐ์ มันค่อนข้างง่ายที่จะคิดว่าเป็นส่วนหนึ่งของสายรัดอาจจะติด หากเปลี่ยนจากด้านหนึ่งไปยังอีกที่เกิดในความตึงของสายตามเส้นรอบวงสายรัด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังนั้นวิธีการนี้ ทั้งสองอย่างสามารถมีนัยสำคัญภายใต้การ หรือประเมินค่าสูงที่เกิดขึ้นจริงของหน้าอกหน้าท้องหรือการเคลื่อนไหวในนอกเหนือจากการสร้างสัญญาณที่ผิดพลาดเมื่อความตึงของสายรัดก็มีการเปลี่ยนแปลงกับการเปลี่ยนแปลงในตำแหน่งของร่างกาย (วัดจากการเปลี่ยนแปลงปริมาตร) ในการใช้งานในปัจจุบัน การวัดการเปลี่ยนแปลงในสายรัดความตึงของการเปลี่ยนแปลงในความต้านทานไฟฟ้าและการวัดการเปลี่ยนแปลงในการเหนี่ยวนำไฟฟ้า

2.1.8 การหยุดหายใจขณะหลับ

ภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับ เป็นภาวะความผิดปกติอย่างหนึ่งของการหายใจที่เกิดขึ้นในระหว่างนอนหลับ ซึ่งมีอันตรายและอาจทำให้เกิดความผิดปกติอื่นตามมาจนถึงเสียชีวิตได้ พบอุบัติการณ์การเกิดภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับ ประมาณ 25% ในผู้ชายและ 10 % ในผู้หญิง โดยสามารถพบผู้ป่วยได้ในทุกกลุ่มอายุ และอุบัติการณ์จะเพิ่มขึ้นตามอายุที่เพิ่มขึ้น โดยเฉพาะผู้ที่มีอายุมากกว่า 40 ปี

ภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับ พบได้บ่อยในผู้ที่มีน้ำหนักตัวมากกว่าปกติ หรือมีลักษณะทางกายวิภาคที่ทำให้เกิดการอุดกั้นทางเดินหายใจง่ายกว่าปกติ เช่น กล้ามเนื้อของเพดานอ่อนหย่อน ต่อมทอนซิลมีขนาดใหญ่ หรือขากรรไกรมีขนาดเล็กกว่าปกติ ผู้ป่วยส่วนใหญ่มักจะไม่ได้สังเกตถึงความผิดปกติในขณะหลับของตนเอง บ่อยครั้งที่ผู้พบความผิดปกติเป็นคู่สมรสหรือคนใกล้ชิด อาการของภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับที่สำคัญได้แก่

- นอนกรน
- เหงื่อออกตอนกลางคืน
- นอนหลับไม่สนิท นอนกระสับกระส่ายมาก
- สะดุ้งตื่นกลางดึก เพราะสำลักเหมือนขาดอากาศหายใจ
- รู้สึกคอแห้งหรือเจ็บคอเมื่อตื่นนอน
- ปวดศีรษะหลังตื่นนอนตอนเช้า
- บุคลิกภาพหรือสมาธิเปลี่ยนไป หลงลืมบ่อย หงุดหงิดง่ายกว่าปกติ
- ง่วงนอนหรือรู้สึกเหนื่อยอ่อนเพลียมากในเวลากลางวัน
- เสื่อมสมรรถภาพทางเพศ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาวะหยุดหายใจขณะหลับเกิดขึ้นได้อย่างไร

ภาวะหยุดหายใจขณะหลับเริ่มจากการตีบแคบของทางเดินหายใจส่วนบน ทำให้ต้องหายใจเข้ามากขึ้นเพื่อเอาชนะทางเดินหายใจที่ตีบแคบ ความดันที่เป็นลบเพิ่มมากขึ้นระหว่างการหายใจเข้าจะทำให้ช่องคอตีบแคบลงกว่าเดิม ทำให้มีการขาดจังหวะในการหายใจได้บ่อยครั้งและแต่ละครั้งนานกว่าคนปกติ ถ้ามีการหยุดหายใจหลายครั้งในขณะนอนหลับจะส่งผลให้ระดับความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดลดน้อยลง ซึ่งสมองก็จะได้รับออกซิเจนน้อยลงไปด้วย เมื่อสมองขาดออกซิเจนก็จะต้องคอยปลุกให้ผู้ป่วยตื่นเพื่อเริ่มหายใจใหม่ และเมื่อสมองได้รับออกซิเจนเพียงพอแล้ว ผู้ป่วยก็จะสามารถหลับลึกได้อีกครั้ง แต่ต่อมาการหายใจก็จะเริ่มขัดขึ้นอีก สมองก็ต้องปลุกตัวเองให้ตื่นขึ้นใหม่ วนเวียนเช่นนี้ตลอดคืน เป็นผลให้ผู้ป่วยนอนหลับได้ไม่เต็มที่

2.2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับวงจร

2.2.1 เซ็นเซอร์ MPXV5004G

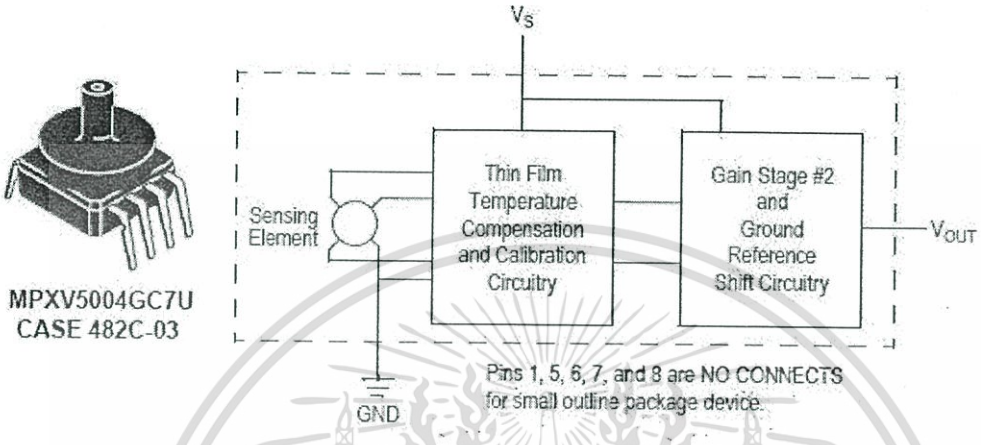
MPXV5004G เป็นเซ็นเซอร์วัดความดันบนชิพซิลิคอนที่มีวงจรปรับสัญญาณ ชดเชยอุณหภูมิและปรับเทียบในตัว เซ็นเซอร์ของ MPXV5004G เป็นแบบเปียโซรีซิสทีฟ ได้รับการออกแบบให้ใช้กับไมโครคอนโทรลเลอร์ หรือไมโครโปรเซสเซอร์ที่มีอนาลอกอินพุท โดยเซ็นเซอร์นี้มีความไวต่อสเตรนสูงและใช้เทคนิคไมโครแมชชีน ฟิล์มบางและการประมวลผลสองขั้วที่จะให้ความถูกต้องสัญญาณอนาล็อกสูง มี คุณสมบัติคร่าวๆ ดังนี้

Features
- Temperature Compensated over 10° to 60°C
- Available in Gauge Surface Mount (SMT) or Through-Hole (DIP) Configurations
- Durable Thermoplastic (PPS) Package

Typical Applications
- Washing Machine Water Level

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- Ideally Suited for Microprocessor or Microcontroller-Based Systems

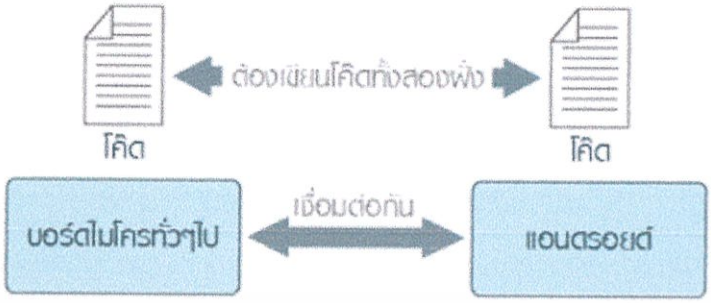


รูปที่ 2.6 วงจรของเซ็นเซอร์ MPXV5004G

2.2.2 บอร์ด IOIO

บอร์ด IOIO (โยโย่) เป็นบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ตัวหนึ่งที่ถูกสร้างขึ้นโดยฝีมือของ YTAI Ben-Tsvi (ชื่ออ่านว่า อีทาย) ซึ่งเป็นวิศวกรชาวอิสราเอลของบริษัท Google สำหรับบอร์ด IOIO นั้นเป็นบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ที่เดิมทีเกิดมาเพื่อเชื่อมต่อกับแอนดรอยด์โดยเฉพาะ โดยต่างจากไมโครคอนโทรลเลอร์ตัวอื่นๆ เพราะปกติแล้วการเขียนโปรแกรมเชื่อมต่อกับแอนดรอยด์ ไม่ว่าจะใช้บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ตัวใดก็ตาม จะต้องเขียนโปรแกรมให้กับไมโครคอนโทรลเลอร์และต้องเขียนแอปพลิเคชันบนแอนดรอยด์ เพื่อให้สามารถเชื่อมต่อและส่งข้อมูลระหว่างกันได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.7 การเชื่อมต่อของบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ทั่วๆไป

บอร์ด IOIO จะแตกต่างจากบอร์ดทั่วๆไปคือ สามารถเชื่อมต่อและถูกสั่งงานจากแอนดรอยด์ ไม่สามารถทำงานได้ด้วยตัวเอง ต้องรอคำสั่งจากแอนดรอยด์เท่านั้น ผู้พัฒนาจึงทำให้ผู้ใช้งานไม่จำเป็นต้องเขียนโค๊ดให้กับบอร์ด IOIO เลย เพราะจะมีโค๊ดใส่มาในบอร์ดให้พร้อมไว้เรียบร้อยแล้ว (เฟิร์มแวร์)

ดังนั้นผู้ใช้งานจึงเขียนโค๊ดแค่ฝั่งแอนดรอยด์เท่านั้น โดยผู้ผลิตจะมีไลบรารีของบอร์ด IOIO ให้ใช้ในโค๊ดฝั่งแอนดรอยด์เลย ดังนั้นจึงสามารถสั่งงานบอร์ด IOIO ด้วยคำสั่งในแอปพลิเคชัน

รูปที่ 2.8 การเชื่อมต่อของบอร์ด IOIO

ด้วยจุดดีข้อนี้ จึงทำให้ง่ายต่อการนำไปใช้งาน ไม่ต้องวุ่นวายกับการเชื่อมต่อ เพราะเฟิร์มแวร์จะทำงานทันทีที่เชื่อมต่อกับแอนดรอยด์ แต่นั้นก็กลายเป็นข้อเสียอีกอย่างหนึ่งเช่นกัน เพราะว่าจะไม่สามารถทำงานด้วยตัวเองได้ (Standalone) เนื่องด้วยวิธีการทำงานของบอร์ด IOIO นั่นเอง ที่ทำงานแบบ Realtime คือต้องรอแอนดรอยด์สั่งงานทุกครั้ง ไม่ได้รับโค๊ดทั้งหมดจากแอนดรอยด์แล้วมาทำงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เองทั้งหมด แต่จะรอคำสั่งจากแอนดรอยด์แล้วทำคำสั่งนั้นๆทีละคำสั่งเรื่อยๆ เมื่อทำคำสั่งนั้นๆเสร็จแล้ว แอนดรอยด์ก็จะสั่งให้ทำคำสั่งต่อไปเรื่อยๆ

จึงสรุปได้ว่าบอร์ด IOIO เป็นบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ใช้สำหรับเชื่อมต่อกับแอนดรอยด์แล้วทำงานตามคำสั่งในแอนดรอยด์ สำหรับคำสั่งที่จะสั่งงานผู้ใช้ก็ต้องเขียนขึ้นมาเป็นแอปพลิเคชันแทน

คุณสมบัติบอร์ด IOIO

บอร์ด IOIO สร้างขึ้นโดยใช้ชิป PIC ตระกูล PIC24FJ โดยตัวบอร์ดจะมีขา I/O ให้ใช้งานได้ 48 ขา แต่ละขามีคุณสมบัติพิเศษด้วย เช่น Analog, I2C, หรือ UART เป็นต้น ซึ่งก็เหมือนบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ทั่วๆไป เพียงแต่ว่าเขียนโค้ดที่เป็นเฟิร์มแวร์ใส่ลงในชิปให้แล้ว

รูปที่ 2.9 บอร์ด IOIO

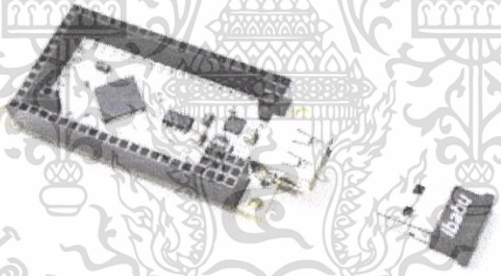
ในการเชื่อมต่อกับแอนดรอยด์จะมีสามวิธีดังนี้

ADB : เป็นการเชื่อมต่อผ่านโปรโตคอล Android Debug Bridge เป็นโปรโตคอลที่รู้จักกันดีสำหรับนักพัฒนาแอนดรอยด์หรือผู้ที่ชอบ Modify เครื่องเล่น หรือเล่นรอมโม โดยเชื่อมต่อผ่านสาย USB โดยตรงระหว่างทั้งสอง (ไม่รองรับกับอุปกรณ์แอนดรอยด์เวอร์ชัน 4.2.2 ขึ้นไป)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 2.10 การเชื่อมต่อแบบ ADB

Bluetooth : เป็นการเชื่อมต่อผ่านสัญญาณบลูทูธ โดยบอร์ด IOIO สามารถเสียบ Bluetooth Dongle ได้ แล้วให้ฝั่งแอนดรอยด์เชื่อมต่อบลูทูธ ก็ใช้งานผ่านบลูทูธได้แล้ว (ต้องเพิ่มไลบรารีสำหรับเชื่อมต่อผ่านบลูทูธด้วย)



รูปที่ 2.11 การเชื่อมต่อผ่าน Bluetooth

AOA : เป็นการเชื่อมต่อผ่านโปรโตคอล Android Open Accessory ซึ่งเป็นโปรโตคอลที่เพิ่มเข้ามากับอุปกรณ์แอนดรอยด์เวอร์ชันหลังๆที่สามารถให้ทำงานกับอุปกรณ์ที่ต่อผ่านทาง USB ได้ เช่น Mouse, Keyboard และอื่นๆ ซึ่งรวมไปถึงบอร์ด IOIO เช่นกัน เป็นโปรโตคอลคนละชุดกับ Android Debug Bridge (เฉพาะอุปกรณ์ที่รองรับ USB Host และต้องปิด ADB รองรับกับอุปกรณ์แอนดรอยด์ 4.2.2 ขึ้นไป และต้องเพิ่มไลบรารีสำหรับเชื่อมต่อ AOA ด้วย)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 2.12 การเชื่อมต่อผ่าน AOA

สำหรับการเชื่อมต่อทั้งสามแบบสามารถใช้งานร่วมกันได้ และไม่มีแบบ WiFi

IOIO และ IOIO-Q

IOIO-Q เป็นบอร์ดที่ดัดแปลงบางส่วนจาก IOIO แต่ยังคงสามารถทำงานได้เหมือนกับบอร์ด IOIO ทั้งหมด โดย IOIO-Q ผลิตขึ้นจากบริษัท Innovative Experiment หรือ INEX

รูปที่ 2.13 บอร์ด IOIO-Q

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คุณสมบัติทางเทคนิคของบอร์ด IOIO-Q

• ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ PIC24FJ128DA ที่มีโมดูล USB OTG อยู่ภายในจึงสามารถทำงานเป็น USB โฮสต์ได้ และบรรจุเฟิร์มแวร์ IOIO มาพร้อมใช้งานทำให้การพัฒนาแอปพลิเคชั่นกระทำทางฝั่งอุปกรณ์แอนดรอยด์เท่านั้นไม่ต้องเขียนโปรแกรมลงในไมโครคอนโทรลเลอร์อีก

• มีพอร์ตอินพุตเอาต์พุต 48 ช่อง

• มีอินพุตอะนาลอก 16 ช่อง ต่อเข้ากับโมดูลแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นดิจิตอลความละเอียด 10 บิตภายในตัวชิป

• มีเอาต์พุต PWM ความละเอียด 10 บิต 9 ช่อง

• มีพอร์ตสื่อสารอนุกรม UART 4 ชุด

• มีขาต่อระบบบัส 2 สาย 3 ชุด รองรับการทำงานกับบัส I2C

• มีคอนเน็กเตอร์ USB แบบ A ทำให้ใช้สายเชื่อมต่อพอร์ต USB ที่มีมากับอุปกรณ์แอนดรอยด์ในการเชื่อมต่อได้ทันที

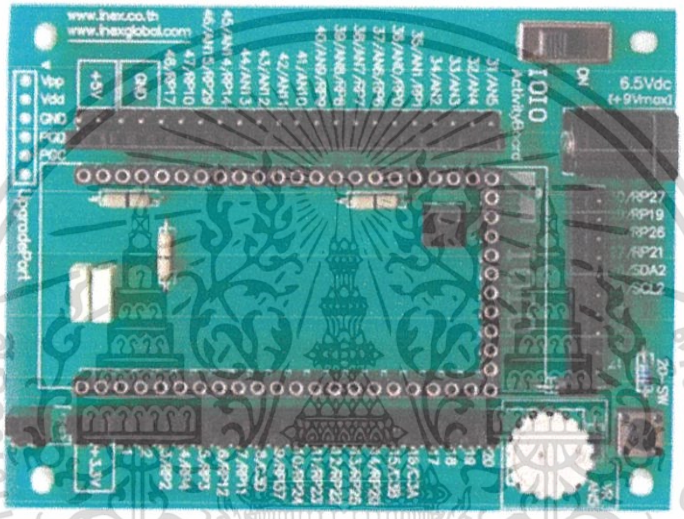
• มี LED แสดงผลการทำงานและ LED แสดงสถานะไฟเลี้ยง

• ไฟเลี้ยง 5 ถึง 7.5V

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

IOIO Activity board

แผงวงจรเอนกประสงค์ สำหรับนำ IOIO บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ สำหรับการเชื่อมต่ออุปกรณ์แอนดรอยด์มาติดตั้งเพื่อใช้ในการทดลองและเรียนรู้ โดยเตรียมจุดต่อขาพอร์ตเพื่อให้การต่อวงจรทำได้สะดวก รวมถึงมีอุปกรณ์รองรับการทดลองขั้นต้นไว้พร้อมใช้งาน และมีจุดต่อสำหรับการอัปเกรดเฟิร์มแวร์ของตัว IOIO



รูปที่ 2.14 IOIO Activity board

คุณสมบัติทางเทคนิคของ IOIO Activity board

• มีซ็อกเก็ตรองรับบอร์ด IOIO รวมถึงจุดต่อที่ใช้ในการอัปเดตเฟิร์มแวร์ด้วย

• จัดสรรขาพอร์ตใช้งานของ IOIO ทั้งหมดออกมาเป็นคอนเน็กเตอร์ IDC ตัวเมียและตัวผู้เพื่อความสะดวกในการต่อใช้งาน

• มีจุดต่อ PICkit3 สำหรับการอัปเกรดเฟิร์มแวร์ในอนาคต

• มีจุดต่ออะแดปเตอร์ไฟตรง +6.5V ถึง +9V พร้อมสวิตช์ เปิดปิด

• มีสวิตช์กดติดปล่อยดับ 1 ตัวต่อกับขาพอร์ต 20 เพื่อการทดสอบอ่านค่าอินพุตดิจิตอล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

• มีตัวต้านทานปรับค่าได้ 1 ตัวต่อกับขาพอร์ต AN5 เพื่อการทดสอบอ่านค่าอินพุตอะนาลอก

• มีจุดจ่ายไฟเลี้ยง +3.3V และ +5V 500mA พร้อมกราวด์ สำหรับต่อทดลองอุปกรณ์ภายนอก

2.2.3 ระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ (Android OS)

แอนดรอยด์ (อังกฤษ: Android) เป็นระบบปฏิบัติการที่มีพื้นฐานอยู่บนลินุกซ์ ในอดีตถูกออกแบบมาสำหรับอุปกรณ์ที่ใช้จอสัมผัส เช่นสมาร์ตโฟน และแท็บเล็ตคอมพิวเตอร์ ปัจจุบันได้แพร่ไปยังอุปกรณ์หลายชนิดเพราะเป็นมาตรฐานเปิด เช่น Nikon S800C กล้องดิจิตอลระบบแอนดรอยด์ หม้อหุงข้าว Panasonicระบบแอนดรอยด์ และ Smart TVระบบแอนดรอยด์ รวมถึงกล่องเสียบต่อ TV ทำให้สามารถใช้ระบบแอนดรอยด์ได้ด้วย Android Wear นาฬิกาข้อมือระบบแอนดรอด์ เป็นต้น ถูกคิดค้นและพัฒนาโดยบริษัท แอนดรอยด์ (Android, Inc.) ซึ่งต่อมา กูเกิล ได้ทำการซื้อต่อบริษัทในปี พ.ศ. 2548 แอนดรอยด์ถูกเปิดตัวเมื่อ ปี พ.ศ. 2550 พร้อมกับการก่อตั้งโอเพนแฮนด์เซตอัลไลแอนซ์ ซึ่งเป็นกลุ่มของบริษัทผลิตฮาร์ดแวร์, ซอฟต์แวร์ และการสื่อสารคมนาคม ที่ร่วมมือกันสร้างมาตรฐานเปิด สำหรับอุปกรณ์พกพา โดยสมาร์ตโฟนที่ใช้ระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์เครื่องแรกของโลกคือ เอชทีซี ดรีม วางจำหน่ายเมื่อปี พ.ศ. 2551

แอนดรอยด์เป็นระบบปฏิบัติการโอเพนซอร์ซ และกูเกิลได้เผยแพร่ภายใต้ลิขสิทธิ์อาปาเช ซึ่งโอเพนซอร์ซจะอนุญาตให้ผู้ผลิตปรับแต่งและวางจำหน่ายได้ รวมไปถึงนักพัฒนาและผู้ให้บริการเครือข่ายด้วย อีกทั้งแอนดรอยด์ยังเป็นระบบปฏิบัติการที่รวมนักพัฒนาที่เขียนโปรแกรมประยุกต์ มากมาย ภายใต้ภาษาจาวา ในเดือนตุลาคม พ.ศ. 2555 มีโปรแกรมมากกว่า 700,000 โปรแกรมสำหรับแอนดรอยด์ และยอดดาวน์โหลดจากกูเกิล เพลย์ มากถึง 2.5 หมื่นล้านครั้ง จากการสำรวจในช่วงเดือน เมษายน ถึง พฤษภาคม ในปี พ.ศ. 2556 พบว่าแอนดรอยด์เป็นระบบปฏิบัติการที่นักพัฒนาเลือกที่จะพัฒนาโปรแกรมมากที่สุด ถึง 71%

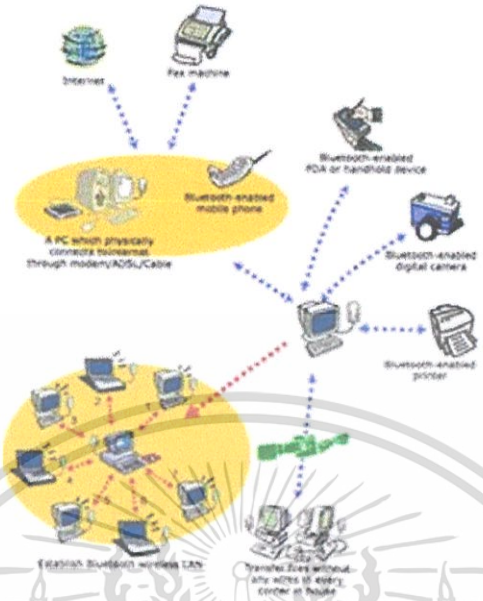
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 2.15 สัญลักษณ์ของแอนดรอยด์ (ซ้าย) และอุปกรณ์ที่ติดตั้งระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ (ขวา)

2.2.4 Bluetooth

คือ ระบบสื่อสารของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์แบบสองทาง ด้วยคลื่นวิทยุระยะสั้น (Short-Range Radio Links) โดยปราศจากการใช้สายเคเบิ้ล หรือ สายสัญญาณเชื่อมต่อ และไม่จำเป็นจะต้องใช้การเดินทางแบบเส้นตรงเหมือนกับอินฟราเรด ซึ่งถือว่าเพิ่มความสะดวกมากกว่าการเชื่อมต่อแบบอินฟราเรดที่ใช้ในการเชื่อมต่อระหว่างโทรศัพท์มือถือ กับอุปกรณ์ ในโทรศัพท์เคลื่อนที่รุ่นก่อนๆ และในการวิจัยไม่ได้มุ่งเฉพาะการส่งข้อมูลเพียงอย่างเดียว แต่ยังศึกษาถึงการส่งข้อมูลที่เป็นเสียง เพื่อใช้สำหรับ Headset บนโทรศัพท์มือถือด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.16 การเชื่อมต่อของอุปกรณ์ต่างๆ

การทำงานของ Bluetooth

Bluetooth จะใช้สัญญาณวิทยุความถี่สูง 2.4 GHz. แต่จะแยกย่อยออกไป ตามแต่ละประเทศ อย่างในแถบยุโรปและอเมริกา จะใช้ช่วง 2.400 ถึง 2.4835 GHz. แบ่งออกเป็น 79 ช่องสัญญาณ และจะใช้ช่องสัญญาณที่แบ่งนี้ เพื่อส่งข้อมูลสลับช่องไปมา 1,600 ครั้งต่อ 1 วินาที ส่วนที่ญี่ปุ่นจะใช้ความถี่ 2.402 ถึง 2.480 GHz. แบ่งออกเป็น 23 ช่อง ระยะทำการของ Bluetooth จะอยู่ที่ 5-10 เมตร โดยมีระบบป้องกันโดยใช้การป้อนรหัสก่อนการเชื่อมต่อ และ ป้องกันการดักสัญญาณระหว่างสื่อสาร โดยระบบจะสลับช่องสัญญาณไปมา จะมีความสามารถในการเลือกเปลี่ยนความถี่ที่ใช้ในการติดต่อเองอัตโนมัติ โดยที่ไม่จำเป็นต้องเรียงตามหมายเลขช่อง ทำให้การดักฟังหรือลักลอบขโมยข้อมูลทำได้ยากขึ้น

โดยหลักของบลูทูธจะถูกออกแบบมาเพื่อใช้กับอุปกรณ์ที่มีขนาดเล็ก เนื่องจากใช้การขนส่งข้อมูลในจำนวนที่ไม่มาก อย่างเช่น ไฟล์ภาพ, เสียง, แอพพลิเคชั่นต่างๆ และสามารถเคลื่อนย้ายได้ง่าย ขอให้อยู่ในระยะที่กำหนดไว้เท่านั้น (ประมาณ 5-10 เมตร) นอกจากนี้ยังใช้พลังงานต่ำ กินไฟน้อย และสามารถใช้งานได้นาน โดยไม่ต้องนำไปชาร์จไฟบ่อยๆ ด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 2.17 การเชื่อมต่อของอุปกรณ์ต่างๆ

รายละเอียดทางเทคนิค

ความสามารถในการส่งข้อมูลของบลูทูธนั้นขึ้นกับแต่ละ class ที่ใช้ ซึ่งมี 3 class ดังนี้

- Class 1 กำลังส่ง 100 มิลลิวัตต์ ระยะประมาณ 100 เมตร
- Class 2 กำลังส่ง 2.5 มิลลิวัตต์ ระยะประมาณ 10 เมตร
- Class 3 กำลังส่ง 1 มิลลิวัตต์ ระยะประมาณ 1 เมตร

ปัจจุบันข้อกำหนด Bluetooth ออกมาแล้ว 5 รุ่น

- Bluetooth 1.0
- Bluetooth 1.1
- Bluetooth 1.2 z
- Bluetooth 2.0
- Bluetooth 2.0 EDR
- Bluetooth 2.1 EDR
- Bluetooth 3.0
- Bluetooth 4.0

  - ระบบ EDR : Enhanced Data Rate เพิ่มความเร็วในการส่งข้อมูลสูงสุดเป็น 3 Mbps.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซอฟท์แวร์สำหรับการพัฒนาแอปพลิเคชั่น

ในการพัฒนาแอปพลิเคชั่น ผู้พัฒนาต้องโหลดซอฟท์แวร์ซึ่งเป็นเครื่องมือสำคัญจากอินเตอร์เน็ตเพื่อนำมาติดตั้งลงในคอมพิวเตอร์ จากนั้นจึงเริ่มต้นพัฒนาแอปพลิเคชั่นให้กับอุปกรณ์แอนดรอยด์ต่อไป โดยซอฟท์แวร์ที่สำคัญทั้งหมดมีดังนี้

2.3.1 Eclipse

Eclipse เป็นซอฟท์แวร์สำหรับพัฒนาโปรแกรมภาษาจาวาที่รองรับการพัฒนาแอปพลิเคชั่นสำหรับอุปกรณ์แอนดรอยด์ เป็นที่นิยมมากที่สุด เพราะเป็นโอเพ่นซอร์สซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นมาเพื่อใช้งานโดยนักพัฒนาเอง ทำให้ Eclipse มีการพัฒนาอย่างต่อเนื่องและรวดเร็ว

Eclipse มีจุดเด่นที่เรียกว่า Plug-in Development Environment (PDE) ที่เพิ่มความสามารถในการพัฒนาซอฟต์แวร์ได้มากขึ้น ทั้งยังรองรับการนำ plug-in มาติดตั้งเพิ่มให้กับ Eclipse ได้ ซึ่งชุดพัฒนาอุปกรณ์แอนดรอยด์ก็เป็นการนำ plug-in สำหรับพัฒนาแอปพลิเคชั่นมาติดตั้งลงใน Eclipse เช่นกัน นอกจากนี้ยังรองรับการทำงานได้กับไฟล์หลายชนิด อาทิ HTML, JAVA, C และ XML เป็นต้น และที่สำคัญที่สุดก็คือ ใช้งานกับระบบปฏิบัติการ Windows, Linux และ Mac OS ได้

2.3.2 Java Development Kit (JDK)

เป็นชุดคำสั่งในการพัฒนาโปรแกรมด้วยภาษาจาวา และบรรจุเครื่องมือในการพัฒนาโปรแกรม อาทิ Java Compiler, Java Debugger หรือ Java VM (Java Virtual Machine) เป็นต้น อันเป็นหัวใจสำคัญสำหรับการพัฒนาโปรแกรมด้วยภาษาจาวา

2.3.3 Android Software Development Kit (Android SDK)

Android SDK เป็นชุดโปรแกรมที่ทาง Google ได้พัฒนาขึ้นมาเพื่อแจกจ่ายให้ผู้พัฒนาแอปพลิเคชั่น โดยบรรจุโปรแกรมและไลบรารีต่างๆ ที่จำเป็นต่อการพัฒนาแอปพลิเคชั่นสำหรับอุปกรณ์แอนดรอยด์ เช่น อีมูเลเตอร์ (Emulator) หรือตัวจำลองการทำงานที่ทำให้ผู้พัฒนาสามารถสร้างแอปพลิเคชั่นและทดลองบนตัวจำลองซึ่งมีลักษณะการทำงานเหมือนกับอุปกรณ์แอนดรอยด์จริงๆ ก่อนที่จะทำการติดตั้งลงในอุปกรณ์แอนดรอยด์จริงต่อไป

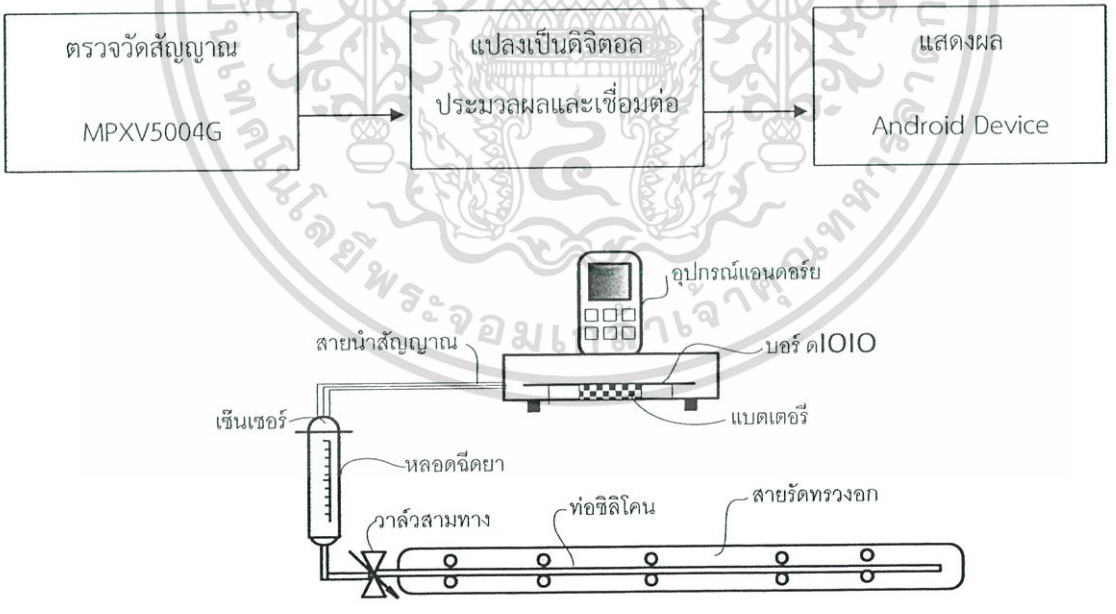
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การออกแบบและสร้างระบบวัดอัตราการหายใจ

3.1 โครงสร้างของระบบ

จากหลักการของระบบ Elastomeric plethysmography ที่กล่าวไว้ในบทที่ 2 ได้นำมาใช้ในการออกแบบระบบการตรวจวัดการหายใจอย่างง่าย ราคาประหยัด โดยใช้ท่อซิลิโคนปิดร่วมกับสายรัด ตรวจจับการขยายตัวและยุบตัวของทรวงอกในขณะหายใจ เมื่อหน้าอกขยายตัวจากอากาศที่หายใจเข้าไป จะทำให้เกิดการบีบตัวของท่อซิลิโคนกับสายรัด ความดันในท่อจึงสูงขึ้น ในขณะที่เมื่อหน้าอกยุบตัวท่อซิลิโคนจะหดตัวกลับ ซึ่งจะทำให้ความดันภายในท่อซิลิโคนลดกลับลงมา การตัวจับการเปลี่ยนแปลงความดันดังกล่าวจะใช้ เซ็นเซอร์ MPXV5004G ต่อกับท่อซิลิโคน MPXV5004G เป็นไมโครซิสเต็มดังนำเสนอไว้แล้วในบทที่ 2 ซึ่งสัญญาณอนาลอกจะถูกเชื่อมต่อกับบอร์ด IOIO เปลี่ยนเป็นสัญญาณดิจิตอลและกับอุปกรณ์แอนดรอยด์ เพื่อประมวลผลเป็นค่าอัตราการหายใจบนแอปพลิเคชั่นบนอุปกรณ์แอนดรอยด์ รูปที่ 3.1 แสดงโครงสร้างของระบบ



รูปที่ 3.1 แสดงโครงสร้างของระบบวัดการหายใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 การสร้างสายรัดทรวงอก

สายรัดทรวงอกที่ใช้สร้างจากอุปกรณ์หาได้ทั่วไปซึ่งประกอบไปด้วย

1. สายรัดผ้าหรือใยลังเคราะห์ที่ไม่ยืด ความยาวสามารถพันได้รอบทรวงอก สามารถปรับความยาวได้ตามขนาดทรวงอก ที่ปลายด้านหนึ่งเป็นตีนตุ๊กแกและมีหัวคล้องทำให้เมื่อพันโดยรอบทรวงอกแล้ว จะกระชับท่อซิลิโคนเข้ากับทรวงอกโดยไม่ลื่นหลุดตลอดการวัด ความยาวสายรัดที่เหมาะสำหรับชายไทยรูปร่างสันทัด ประมาณ 90 เซนติเมตร สามารถปรับตามขนาดททรวงอกได้ช่วงหนึ่ง

2. ท่อซิลิโคนซึ่งมีความยืดหยุ่น เส้นผ่านศูนย์กลาง 0.5 เซนติเมตร ยาว 20 เซนติเมตร และยาว 21 เซนติเมตร สองชิ้นไม่ต่อกันเมื่อไม่ใช้งาน ปลายด้านหนึ่งปิดตายเพื่อไม่ให้อากาศจากภายนอกเข้า ความยาวที่เลือกใช้นี้ เพื่อให้ท่อสัมผัสแนบกับลำตังตั้งแต่สีข้างจนถึงทรวงอก ด้านหลังจะไม่มีท่อ (มีเพียงสายรัด) เนื่องจากเมื่อนอนหงายจะน้ำหนักของผู้ใช้จะกดลงบนท่อย่างน้อยที่สุด ท่อซิลิโคนยึดกับสายรัดด้านใน ด้วยเส้นยาง เพื่อให้รบกวนผู้ใช้น้อยที่สุด

3. วาล์ว 3 ทาง จำนวน 1 ชิ้น เพื่อเชื่อมต่อท่อซิลิโคนสองชิ้นเข้าด้วยกันกับทรานสดิวเซอร์

4. การสร้างสายรัดทรวงอกทำโดยทำท่อซิลิโคนมาติดกับสายรัดผ้าด้านในของสายรัดผ้าบริเวณหน้าอกโดยท่อซิลิโคนจะเป็นตัวสัมผัสกับหน้าอกโดยตรงเพื่อวัดการขยายและหดตัวของทรวงอกข้างละ 1 เส้น (ท่อซิลิโคนจะไม่ได้ติดอยู่ตลอดทั้งเส้นของสายรัดผ้า เนื่องจากจะต้องเว้นบริเวณหลังของผู้สวมใส่ไว้เพื่อความสะดวกในการวัดค่าหากทำการวัดในขณะที่นอนอยู่) แล้วทำการปิดจุกปลายท่อซิลิโคนที่อยู่ด้านในสายรัดผ้าทั้ง 2 เส้น ส่วนปลายท่อซิลิโคนที่อยู่ด้านนอก ให้นำวาล์ว 3 ทางมาปิดจุกให้กับท่อที่มีความยาวมากกว่า (ท่อซิลิโคนที่มีความยาว 21 เซนติเมตร) ดังรูปที่ 3.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 3.2 ท่อซิลิโคนติดกับสายรัดหน้าอกใช้ในการตรวจจับการขยายของทรวงอก

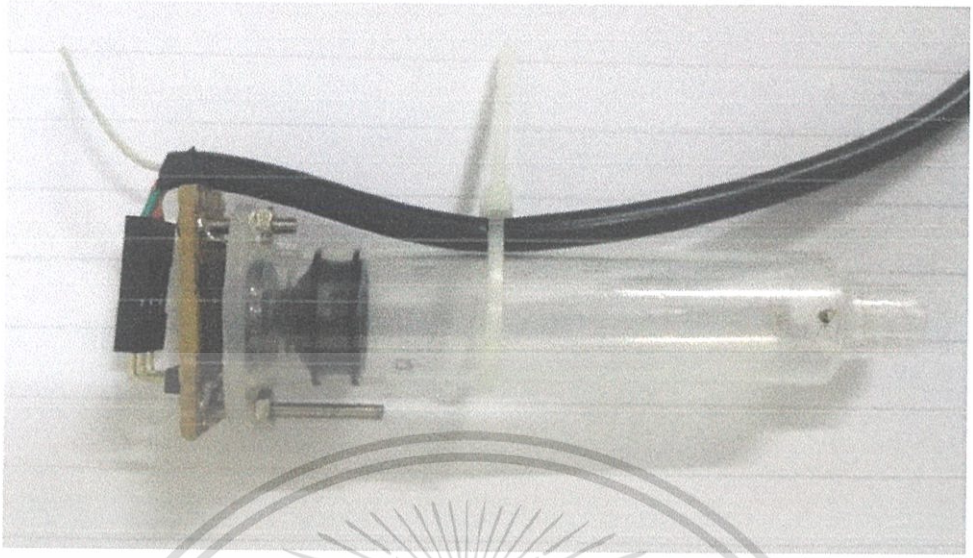
3.3 ทรานสดิวเซอร์วัดความดัน

สำหรับทรานสดิวเซอร์ที่ใช้จะต้องมีการประดิษฐ์เพิ่มเติมเพื่อให้สะดวกต่อการนำไปใช้งานกับสายรัดทรวงอก ซึ่งอุปกรณ์ที่ใช้ประกอบไปด้วย

1. โมดูลเซ็นเซอร์ MPXV5004G จำนวน 1 ตัว
2. กระบอกฉีดยา 5 ml จำนวน 1 กระบอก
3. สายไฟสำหรับติดต่อกับอุปกรณ์ภายนอก จำนวน 3 เส้น

การประดิษฐ์โดยนำโมดูลเซ็นเซอร์ MPXV5004G ต่อกับสายไฟสำหรับติดต่อกับอุปกรณ์ภายนอก แล้วนำไปติดในกระบอกฉีดยา และติดด้วยแผ่นบอร์ดขนาดเล็ก 2 แผ่น แล้วยึดด้วยน็อต ดังรูปที่ 3.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.3 เซ็นเซอร์วัดความดันในกระบอกฉีดยา

นำสายรัดทรวงอกมาประกอบกับเซ็นเซอร์โดยใช้วาล์ว 3 ทางเป็นตัวเชื่อมต่อ ดังรูปที่ 3.4

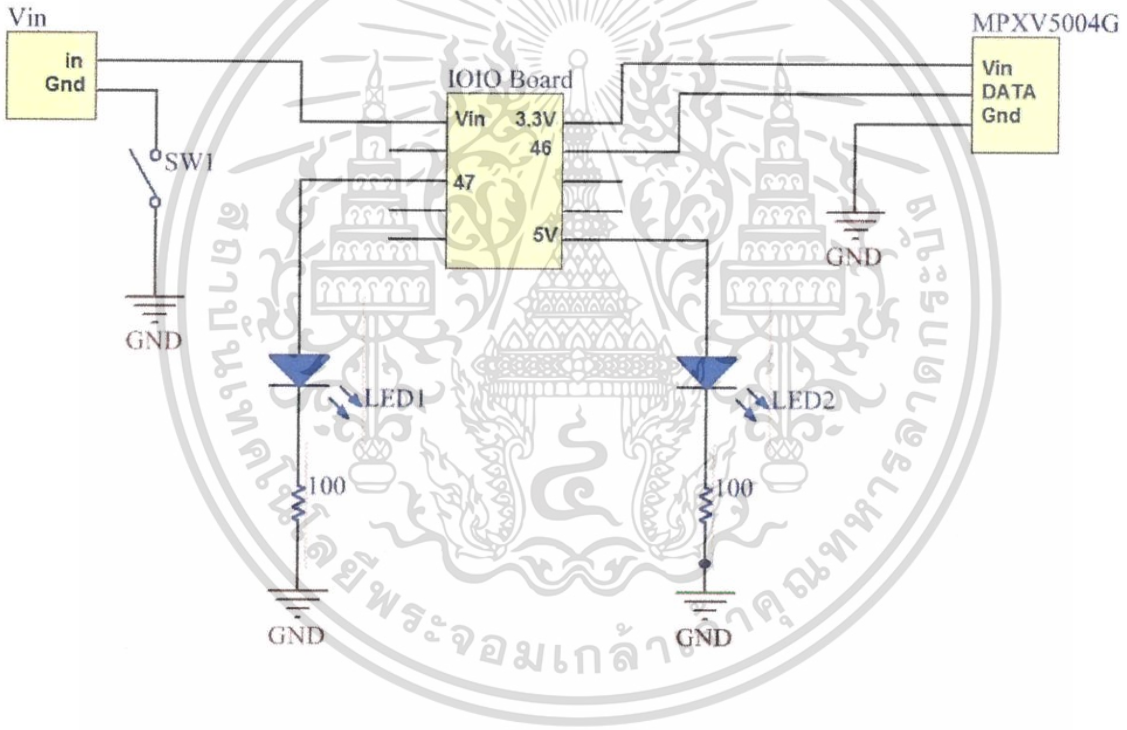
รูปที่ 3.4 แสดงการเชื่อมต่อสายวัดและเซ็นเซอร์ขณะใช้งาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4 บอร์ด IOIO

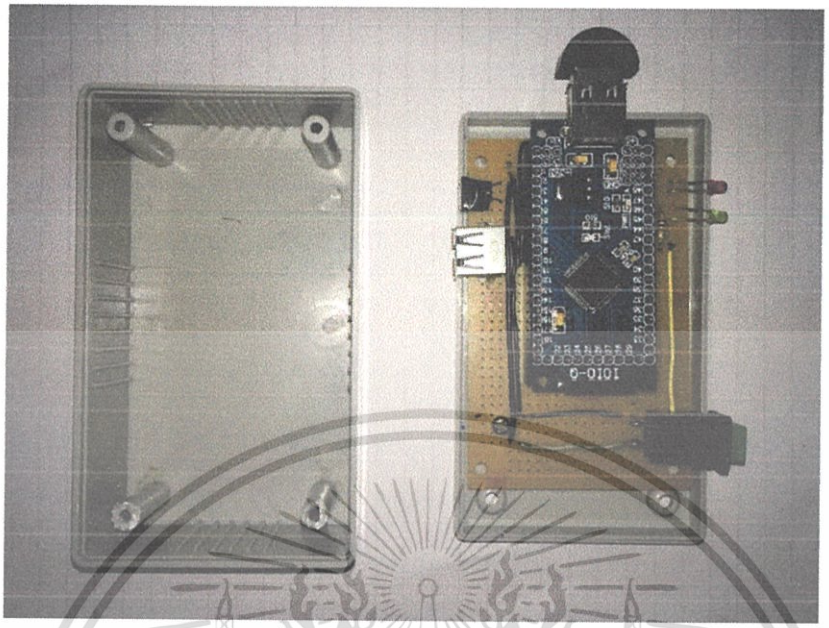
ในส่วนของบอร์ด IOIO ใช้ไมโครคอนโทลเลอร์ เบอร์ PIC24FJ128DA ที่มีโมดูล USB OTG อยู่ภายใน จึงสามารถทำงานเป็น USB โฮสต์ได้ และบรรจุเฟิร์มแวร์ IOIO มาพร้อมใช้งาน ทำให้การพัฒนาแอปพลิเคชั่นกระทำทางฝั่งอุปกรณ์แอนดรอยด์เท่านั้น ไม่ต้องเขียนโปรแกรมลงในไมโครคอนโทรลเลอร์อีก

สำหรับบอร์ด IOIO ที่ใช้นั้นได้ทำการดัดแปลงวงจรของ Activity board โดยเลือกใช้งานแต่ขาที่จำเป็นเท่านั้นเพื่อลดเนื้อที่สำหรับการบรรจุลงกล่อง



รูปที่ 3.5 ลายวงจรที่ดัดแปลงจากActivity board โดยเลือกใช้งานแต่ขาที่จำเป็นเท่านั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.6 ประกอบลงกล่องเรียบร้อย

3.5 ซอฟต์แวร์

การสร้างไฟล์โปรเจ็กต์เพื่อใช้ในการสร้างแอปพลิเคชั่นเบื้องต้นเพื่อใช้งานกับบอร์ด IOIO หรือ IOIO-Q ผ่านโปรแกรม Eclipse จำเป็นต้องนำเข้าหรืออิมพอร์ตไลบรารีของบอร์ด IOIO ก่อน ซึ่งไลบรารี่ที่จำเป็นสามารถดาวน์โหลดได้จาก https://github.com/ytai/ioio/wiki/Downloads ที่หัวข้อ Client Software and IOIO Application Firmware Images ซึ่งจะประกอบไปด้วย 3 ตัวดังนี้

1. IOIOLib : Android X (X คือเวอร์ชันของแอนดรอยด์)

2. IOIOLibAccessory : Google APIs

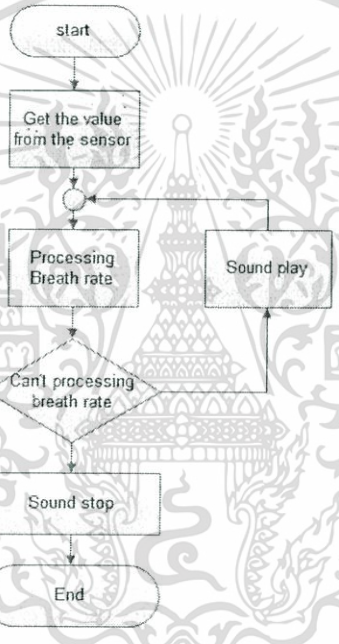
3. IOIOLibBT : Android X (X คือเวอร์ชันของแอนดรอยด์)

ซึ่งในขั้นตอนการนำเข้าไฟล์ไลบรารีของ IOIO จะกระทำเพียงครั้งเดียว เว้นแต่จะมีการเปลี่ยนหรือเพิ่มไฟล์ไลบรารีเข้ามา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.6 ขั้นตอนการพัฒนาโฟลว์ชาร์ต

เริ่มจากวัดค่าจากเซ็นเซอร์ ในขณะที่หายใจเข้า เพื่อใช้ในการกำหนดค่า จากนั้นเริ่มวัดค่าที่ได้จากเซ็นเซอร์ เมื่อค่ามีขนาดมากกว่าค่าที่กำหนด จะเริ่มทำการจับเวลาและรอจนกว่าค่าที่อ่านได้จากจะเกินค่าที่กำหนดอีกครั้ง จากนั้นอ่านจากเวลาที่นับ นำมา หาความถี่ต่อนาที และเริ่มนับใหม่ รอเมื่อค่าที่วัดได้เซ็นเซอร์ ถึงค่าที่กำหนดอีกครั้ง ถ้าจับเวลาจนถึงค่าที่กำหนด แล้วค่าที่อ่านได้จากเซ็นเซอร์ ยังไม่เกินที่กำหนด จะส่งเสียงออกมา เมื่อค่าที่อ่านได้เกินค่าที่กำหนด เสียงก้อจะเงียบลง ดังโฟลว์ชาร์ตในรูปที่ 3.5



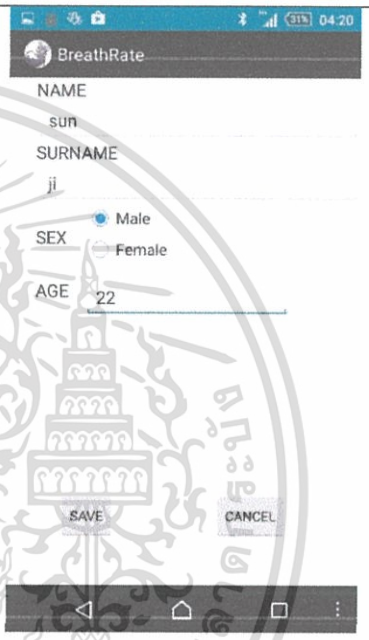
รูปที่ 3.7 แสดงโฟลว์ชาร์ตของโปรแกรมการวัดอัตราการหายใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.7 การแสดงผลของโปรแกรม

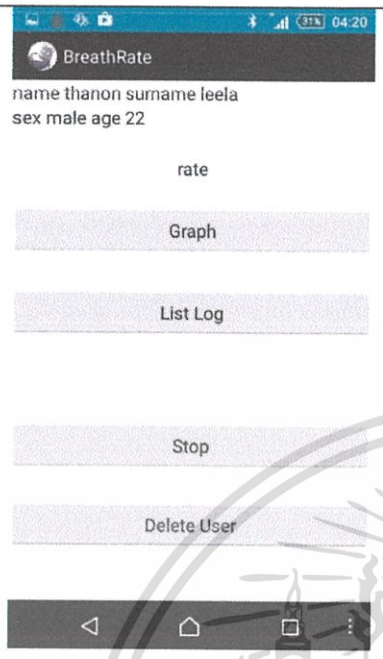
ในส่วนของการแสดงผลบนหน้าจอโทรศัพท์เคลื่อนที่ระบบปฏิบัติการแอนด์ดรอยด์ผ่านโปรแกรมภาษา JAVA โดยจะรับคำสั่งจากบอร์ด IOIO ซึ่งในแต่ละขั้นตอนการทำงานจะแสดงผลดังต่อไปนี้

รูปที่ 3.8 หน้าเริ่มต้นของโปรแกรม

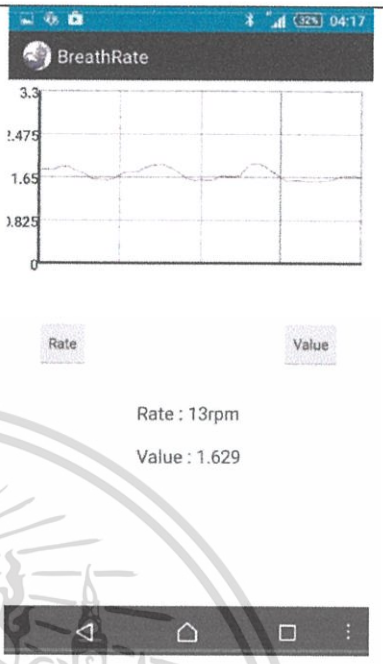


รูปที่ 3.9 หน้าตั้งค่าข้อมูลของผู้ใช้งาน

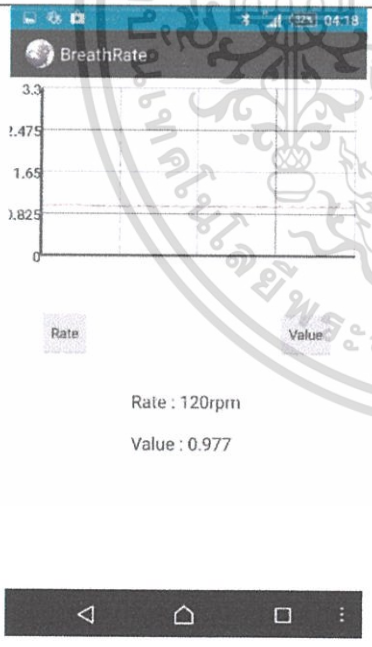
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



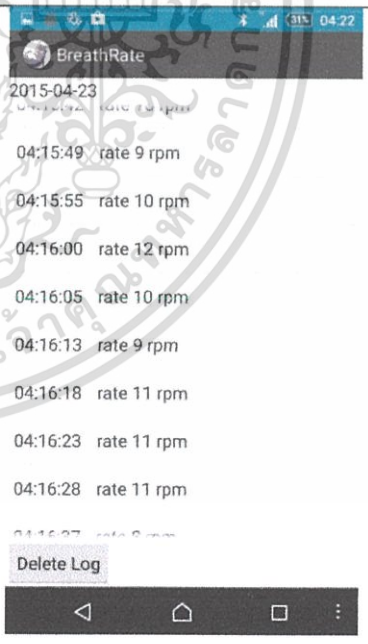
รูปที่ 3.10 ตัวเลือกฟังก์ชันการทำงาน



รูปที่ 3.11 กราฟการหายใจขณะปกติ



รูปที่ 3.12 กราฟขณะหยุดหายใจ



รูปที่ 3.13 การเก็บค่าอัตราการหายใจที่เวลาต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

การทดลองและผลการทดลอง

4.1 อุปกรณ์การทดลอง

1. สายรัดทรวงอก	1	เส้น
2. เซ็นเซอร์	1	ตัว
3. บอร์ด IOIO	1	บอร์ด
4. อุปกรณ์แอนดรอยด์	1	เครื่อง
5. บลูทูธดองเกิล	1	ตัว
6. Oscilloscope	1	เครื่อง

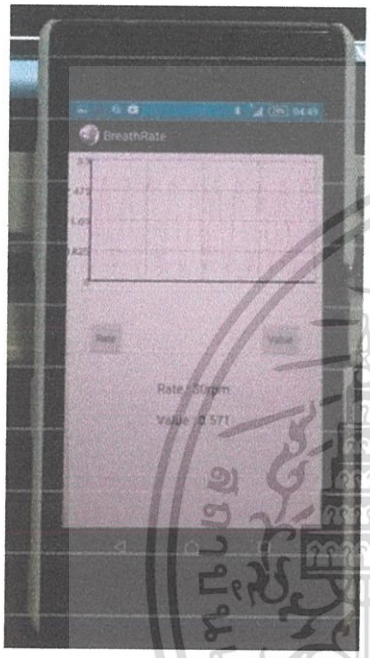
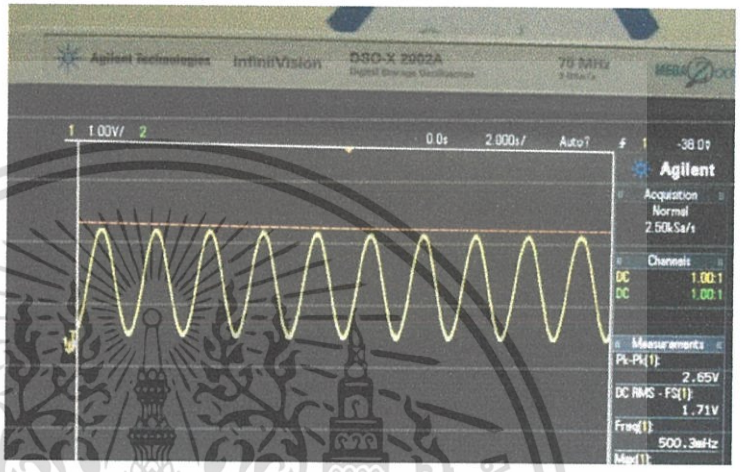
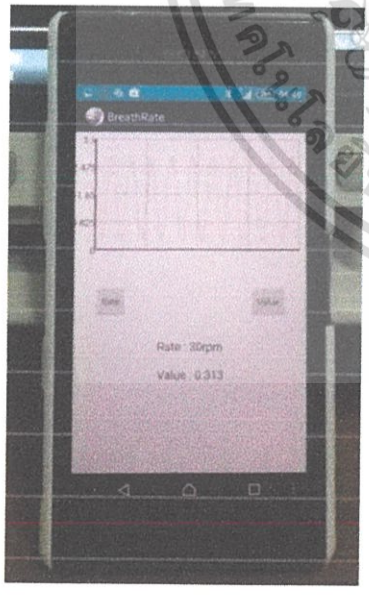
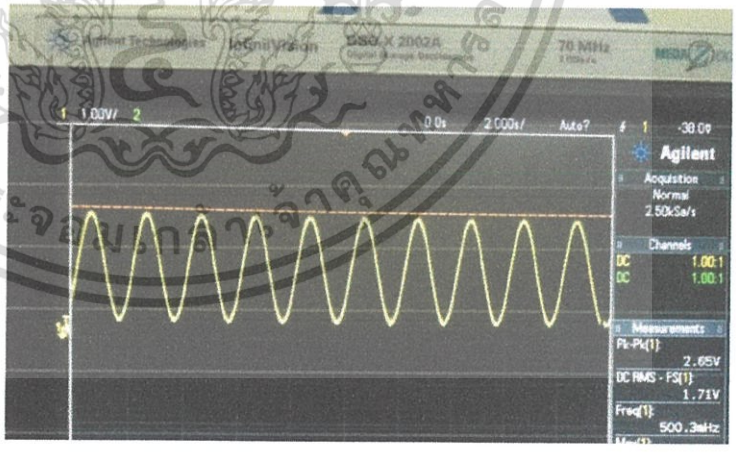
4.2 ขั้นตอนการทดลอง

1. ใช้สายรัดทรวงอกรัดรอบอกบริเวณใต้ราวนม ให้มีความกระชับพอดีกับหน้าอก
2. ต่อเซ็นเซอร์กับสายรัดหน้าอกด้วยวาล์ว 3 ทาง
3. เชื่อมต่อเซ็นเซอร์กับบอร์ด IOIO โดยต้องมีการเสียบไฟเลี้ยงให้กับบอร์ด IOIO ด้วย
4. เชื่อมต่อบอร์ด IOIO กับโทรศัพท์เคลื่อนที่ระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์
5. วัดสัญญาณที่แสดงจากโทรศัพท์เคลื่อนที่เทียบกับสัญญาณจาก Oscilloscope
6. เก็บค่าอัตราการหายใจในระยะเวลาประมาณ 10 นาที แล้วบันทึกค่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3 ผลการทดลอง

4.3.1 ผลการทดลองโดยเทียบสัญญาณจาก Oscilloscope

สัญญาณที่แสดงจากโทรศัพท์เคลื่อนที่	สัญญาณที่แสดงจาก Oscilloscope
	
	

ตารางที่ 4.1 เปรียบเทียบค่าที่ได้จากโทรศัพท์เคลื่อนที่กับ Oscilloscope

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

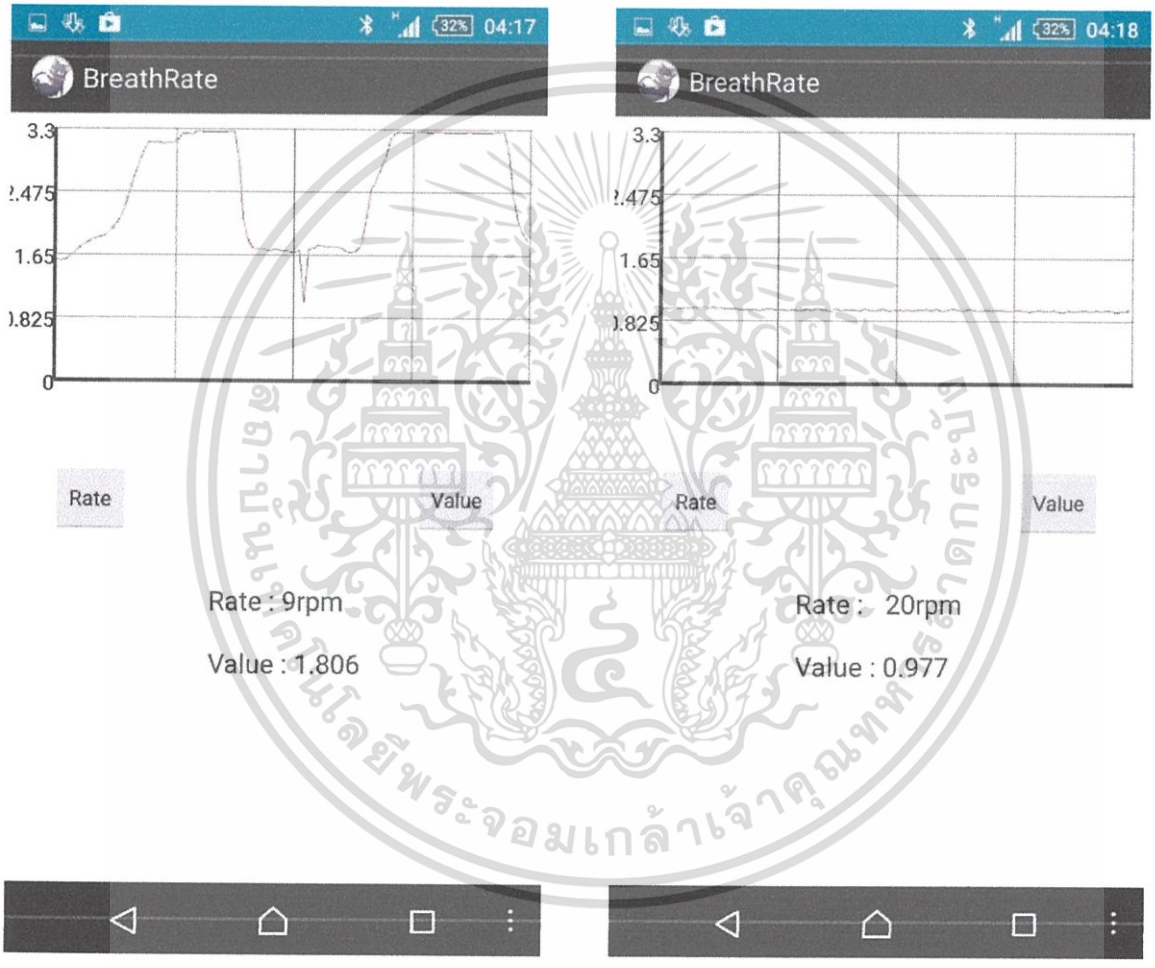
4.3.2 ผลการทดลองการวัดอัตราการหายใจภายในระยะเวลา 12 นาที

Time	Rate (rpm)	Time	Rate (rpm)	Time	Rate (rpm)
22:35:56	9	22:39:40	13	22:43:19	19
22:35:59	20	22:40:02	12	22:43:31	15
22:36:01	29	22:40:05	19	22:43:47	10
22:36:04	19	22:40:12	10	22:43:51	19
22:36:08	14	22:40:15	19	22:44:08	12
22:36:13	14	22:40:22	10	22:44:16	8
22:36:16	20	22:40:28	10	22:44:21	10
22:37:03	7	22:40:34	10	22:44:32	6
22:37:15	10	22:40:50	10	22:44:35	28
22:37:22	10	22:40:57	10	22:44:39	13
22:37:34	12	22:41:02	10	22:44:45	10
22:37:40	10	22:41:16	15	22:44:55	7
22:37:44	13	22:41:20	13	22:45:11	8
22:37:57	8	22:41:23	19	22:45:17	10
22:38:15	9	22:41:40	13	22:45:21	13
22:38:23	8	22:41:47	8	22:45:32	6
22:38:33	7	22:41:51	19	22:45:37	13
22:38:37	13	22:41:53	28	22:45:43	10
22:38:42	13	22:42:03	7	22:45:50	10
22:38:45	19	22:42:20	8	22:46:04	11
22:38:48	19	22:42:33	10	22:46:11	10
22:38:56	8	22:42:39	10	22:46:27	12
22:39:11	11	22:42:43	13	22:46:33	10
22:39:16	10	22:42:54	6	22:46:45	6
22:39:26	7	22:43:02	8	22:46:58	13
22:39:36	7	22:43:15	9	22:47:01	19

ตารางที่ 4.3 ค่าอัตราการหายใจที่เก็บในระยะเวลาประมาณ 10 นาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อมีการหายใจเข้าและหายใจออก กล้ามเนื้อบริเวณทรวงอกจะเกิดการขยายตัวและหดตัว ทำให้เกิดความดันในท่อยาง ซึ่งเซ็นเซอร์วัดความดันจะวัดสัญญาณอนาลอก และจะถูกเชื่อมต่อกับบอร์ด IOIO เปลี่ยนเป็นสัญญาณดิจิตอลและกับอุปกรณ์แอนดรอยด์ เพื่อประมวลผลเป็นค่าอัตราการหายใจบนแอปพลิเคชั่นบนอุปกรณ์แอนดรอยด์



รูปที่ 4.1 การแสดงผลการหายใจแบบปกติ (ซ้าย) และการหยุดหายใจ (ขวา)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.1 หน้าจอแสดงผลบนโทรศัพท์เคลื่อนที่ระบบปฏิบัติการแอนด์ดรอยด์ ซึ่งประกอบด้วยส่วนต่างๆดังนี้

1. กราฟแสดงการหายใจ แสดงเป็นค่าแรงดันที่เซนเซอร์วัดได้จากการบีบของท่อยางจากการขยายตัวและหดตัวของกล้ามเนื้อหน้าอก

2. Rate คือ ค่าอัตราการหายใจ มีหน่วยเป็น rate per minutes

3. Value คือ ค่าดิบของแรงดันไฟฟ้าที่เซนเซอร์วัดได้

เปรียบเทียบจากรูปทางซ้ายและขวาจะเห็นว่า ค่าที่แสดงผลออกมานั้นมีความแตกต่างกัน ซึ่งรูปทางซ้ายเป็นการหายใจปกติ มีการขึ้นลงของกราฟ แต่ในรูปทางขวาแสดงถึงขณะที่ไม่มีการหายใจ (ค่า Rate ที่แสดง เป็นค่าสุดท้าที่มีการหายใจล่าสุด) ซึ่งถ้าหากระยะเวลาของการหยุดหายใจเกินกว่าที่กำหนดไว้ ระบบก็จะส่งสัญญาณเสียงเตือน เพื่อนให้รับรู้ว่าเกิดการหยุดหายใจเกิดขึ้น

4.3.3 การหายอดต่อยอด

เริ่มจากการตรวจสอบว่าค่าที่วัดได้เมื่อค่ามีการเพิ่มขึ้นจนกว่าค่าที่วัดได้จะมีค่าลดลง แล้วจึงเริ่มนับเวลารอจนกว่าค่าที่วัดได้จะขึ้นสูงสุดและลดลงอีกครั้งจากนั้นนำค่าที่วัดได้ เป็นวินาที มาคำนวณหาความถี่ จากนั้นจึงนำมา คูณด้วย นาที จะได้รอบต่อนาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

บทสรุป

อุปกรณ์วัดอัตราการหายใจเป็นอุปกรณ์ที่ออกแบบสำหรับการป้องกันการหยุดหายใจ การไหลตาย ซึ่งสามารถเกิดขึ้นได้ในขณะที่ผู้ป่วยนอนหลับ โดยหากเกิดการหยุดหายใจขึ้น ระบบจะส่งสัญญาณเสียงเพื่อให้คนรอบข้างรับรู้เพื่อสามารถเข้าช่วยเหลือผู้ป่วยได้อย่างทันท่วงที สำหรับการใช้งานนั้น เพียงแค่สวมไว้บริเวณใต้ราวนมและเชื่อมต่อกับอุปกรณ์แอนดรอยด์ก็สามารถใช้งานได้เลย

การเชื่อมต่อระหว่างตัวเซ็นเซอร์กับอุปกรณ์แอนดรอยด์สามารถเชื่อมต่อกันได้โดยผ่านบอร์ด IOIO แล้วทำการเขียนแอปพลิเคชั่นผ่านโปรแกรม Eclipse โดยใช้ภาษาจาวา แอปพลิเคชั่นจะแสดงระยะเวลาในการหายใจเข้าและหายใจออก 1 รอบ แสดงจำนวนครั้งในการหายใจ และหากระยะเวลาในการหายใจเข้าและหายใจออกมีค่าห่างกันมากเกินไป ระบบจะส่งสัญญาณเสียงให้บุคคลรอบข้างรับรู้

จากผลการทดลองพบว่าระบบจะวัดอัตราการหายใจเรื่อยๆ โดยเริ่มจากการตรวจสอบว่าค่าที่วัดได้เมื่อค่ามีการเพิ่มขึ้นจนกว่าค่าที่วัดได้จะมีค่าลดลง แล้วจึงเริ่มนับเวลารอจนกว่าค่าที่วัดได้จะขึ้นสูงสุดและลดลงอีกครั้ง จากนั้นนำค่าที่วัดได้ เป็นวินาที มาคำนวณหาความถี่ จากนั้นจึงนำมา คูณด้วย นาที จะได้รอบต่อนาที ถ้าการเวลาที่นับจากยอดหนึ่งไปอีกยอดหนึ่งนั้นมีค่ามากไปจากค่าที่กำหนด ระบบจะส่งสัญญาณเตือนเพื่อแจ้งให้รู้ว่าเกิดการหยุดหายใจเกิดขึ้น

สำหรับอุปกรณ์วัดอัตราการหายใจนี้ สามารถนำมาใช้งานเพื่อช่วยป้องกันการหยุดหายใจได้ โดยสามารถใช้งานได้จริง และง่ายต่อการใช้งาน เนื่องจากอุปกรณ์มีขนาดเล็ก สามารถพกพาได้ นอกจากนี้ยังกินกระแสไฟต่ำใช้งานได้นานโดยไม่สิ้นเปลืองพลังงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม

[1] สมเกียรติ กิจวงศ์วัฒนะ. android กับการเชื่อมต่อวงจรอิเล็กทรอนิกส์. กรุงเทพฯ: บริษัท อินโนเวทตีฟ เอ็กเพอริเมนท์ (จำกัด), 25xx

[2] http://www.rsu.ac.th/science/file/research/ResearchStaff/researchPublish/2554/03.pdf

[3] http://www.siamhealth.net

[4] http://www.aastweb.org/resources/focusgroups/rip_intro.pdf

[5] http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/84437/FREESCALE/MPXV5004G.html

[6] http://www.akexorcist.com/2013/11/ioio-board-ioio.html

[7] http://th.wikipedia.org/wiki/แอนดรอยด์_(ระบบปฏิบัติการ)

[8] http://www.thaicreate.com/mobile/basic-android.html

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก

ก. คู่มือการใช้งานอุปกรณ์วัดอัตราการหายใจ

ข. ข้อมูลอุปกรณ์

ค. Source Code (แผ่น CD)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ก. คู่มือการใช้งานอุปกรณ์วัดอัตราการหายใจ

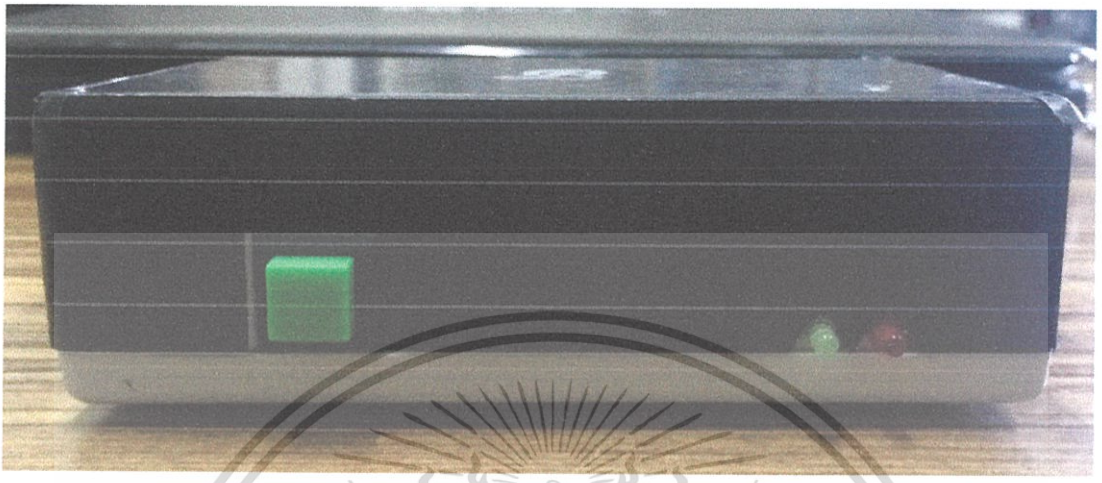
อุปกรณ์วัดอัตราการหายใจเป็นอุปกรณ์ที่ได้ออกแบบและสร้างด้วยนวัตกรรมทางอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์ เชื่อมต่อเข้ากับอุปกรณ์สื่อสารแบบเคลื่อนที่ ซึ่งสามารถใช้ในการป้องกันภาวะหยุดหายใจขณะหลับของผู้ป่วยที่มีอาการดังกล่าวได้ มีขนาดเล็กสามารถพกพาได้ และมีลักษณะการใช้งานที่ง่ายคล้ายกับการใช้งานแอพพลิเคชั่นบนอุปกรณ์สื่อสารแบบเคลื่อนที่ โดยมีส่วนประกอบหลักอยู่ 5 อย่าง คือ แหล่งจ่ายไฟ (Power Bank) กล่องวงจรหรือกล่องควบคุม สายรัดทรวงอก เซ็นเซอร์ บลูทูธดองเกิล และอุปกรณ์สื่อสารระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ โดยการใช้งานจะต้องเชื่อมต่อกล่องวงจรเข้ากับและจ่ายไฟ เชื่อมต่อเซ็นเซอร์เข้ากับสายรัดทรวงอกและกล่องวงจร และเชื่อมต่อกล่องวงจรเข้ากับอุปกรณ์สื่อสารระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ด้วยบลูทูธดองเกิล ซึ่งมีขั้นตอนการใช้งานดังนี้

1. สายรัดทรวงอก เซ็นเซอร์ กล่องวงจร โทรศัพท์เคลื่อนที่ สาย USB type-B และบลูทูธดองเกิล

รูปที่ 1 อุปกรณ์ทั้งหมด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. สวิตช์เปิด-ปิดอุปกรณ์ ไฟแสดงสถานะ การทำงาน และไฟแสดงการเปิด-ปิด



รูปที่ 2 ด้านหน้าของกล่องวงจร

3. ช่องเชื่อมต่อกับแหล่งจ่ายไฟโดย และช่องเชื่อมต่อกับเซ็นเซอร์ โดยใช้สาย USB type-B ในการเชื่อมต่อกับแหล่งจ่ายไฟ (Power Bank)

รูปที่ 3 ด้านหลังของกล่องวงจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. เชื่อมต่อบลูทูธดองเกิลกับช่อง USB type-A หรือสายเชื่อมต่อโทรศัพท์เคลื่อนที่

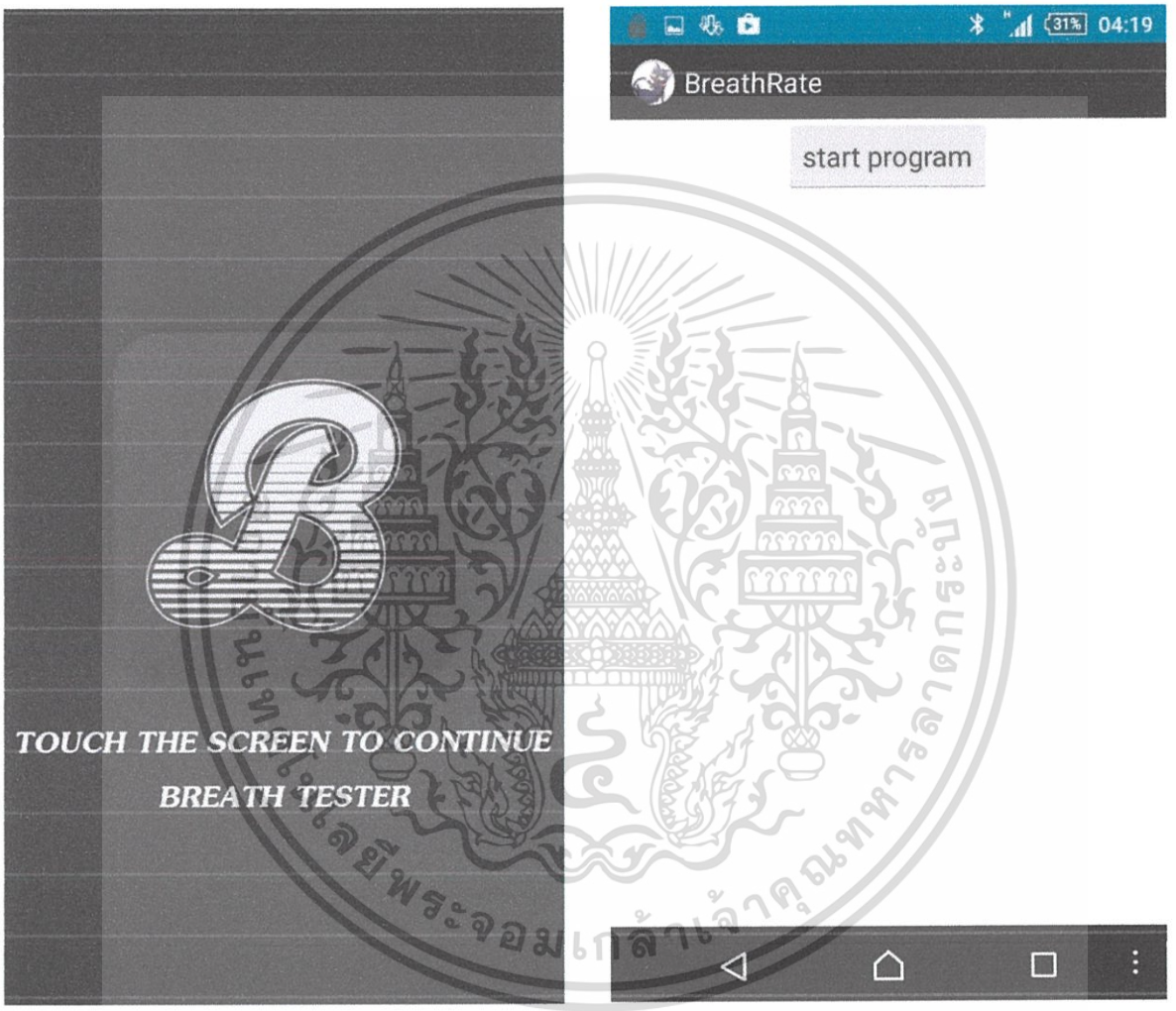
รูปที่ 4 ด้านข้างของกล่องวงจร

5. เชื่อมต่อสายรัดทรวงอกกับเซนเซอร์ดังภาพ และสวมใส่กับร่างกายให้พอดี

รูปที่ 5 การใช้งาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6. เชื่อมต่อเซ็นเซอร์เข้ากับกล่องวงจรและเปิดสวิตช์การทำงาน ถ้าใช้งานแบบบลูทูธทำการเชื่อมต่ออุปกรณ์บลูทูธ IOIO กับโทรศัพท์มือถือโดยใส่รหัสการเชื่อมต่อคือ 4545 จากนั้นเปิดการทำงานของแอพพลิเคชั่นเมื่อเชื่อมต่ออุปกรณ์เสร็จสิ้นให้สัมผัสที่หน้าจอโทรศัพท์เพื่อเริ่มการทำงาน



รูปที่ 6 หน้าจอแอพพลิเคชั่นและเริ่มต้นการทำงาน

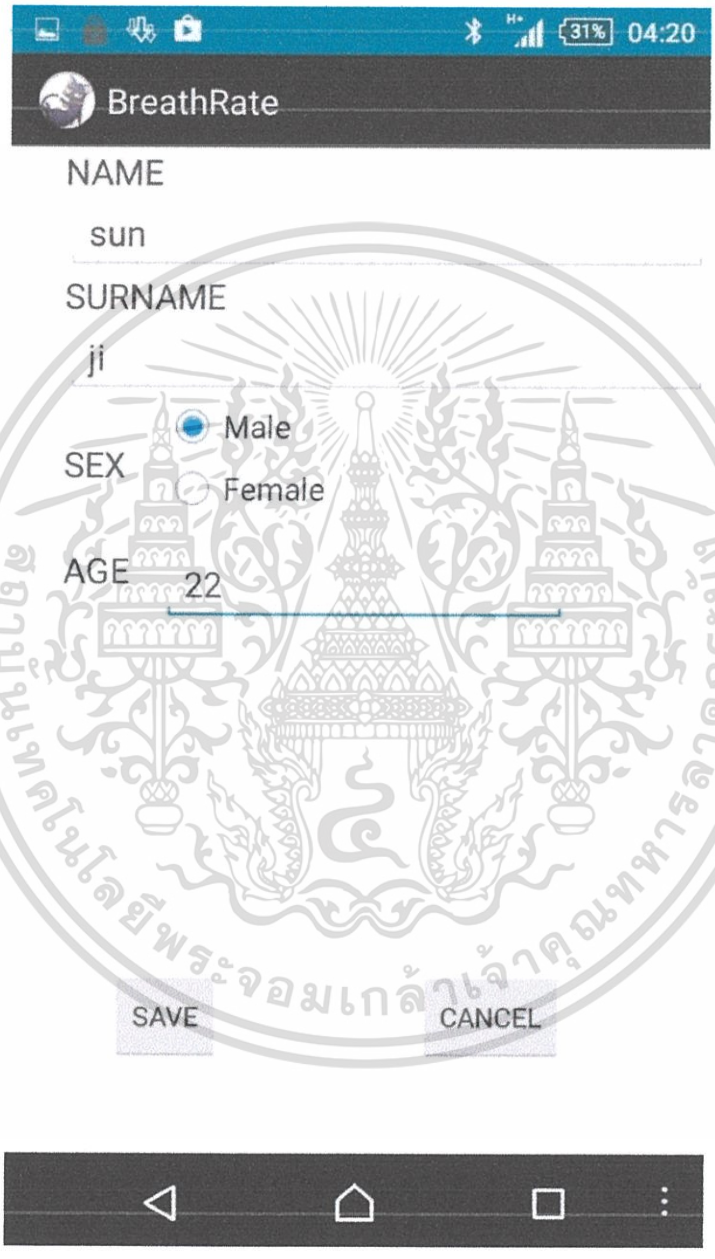
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

7. กดเข้าใช้ยูสเซอร์ของผู้ใช้งานแต่ถ้าเริ่มใช้งานครั้งแรกให้ทำการสร้างผู้ใช้ใหม่โดยสัมผัสที่ create new user

รูปที่ 7 เลือกผู้ใช้งาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

8. ให้ทำการกรอกข้อมูลให้ถูกต้องจากนั้นกด save เพื่อเริ่มการทำงาน



รูปที่ 8 สร้างผู้ใช้งานใหม่

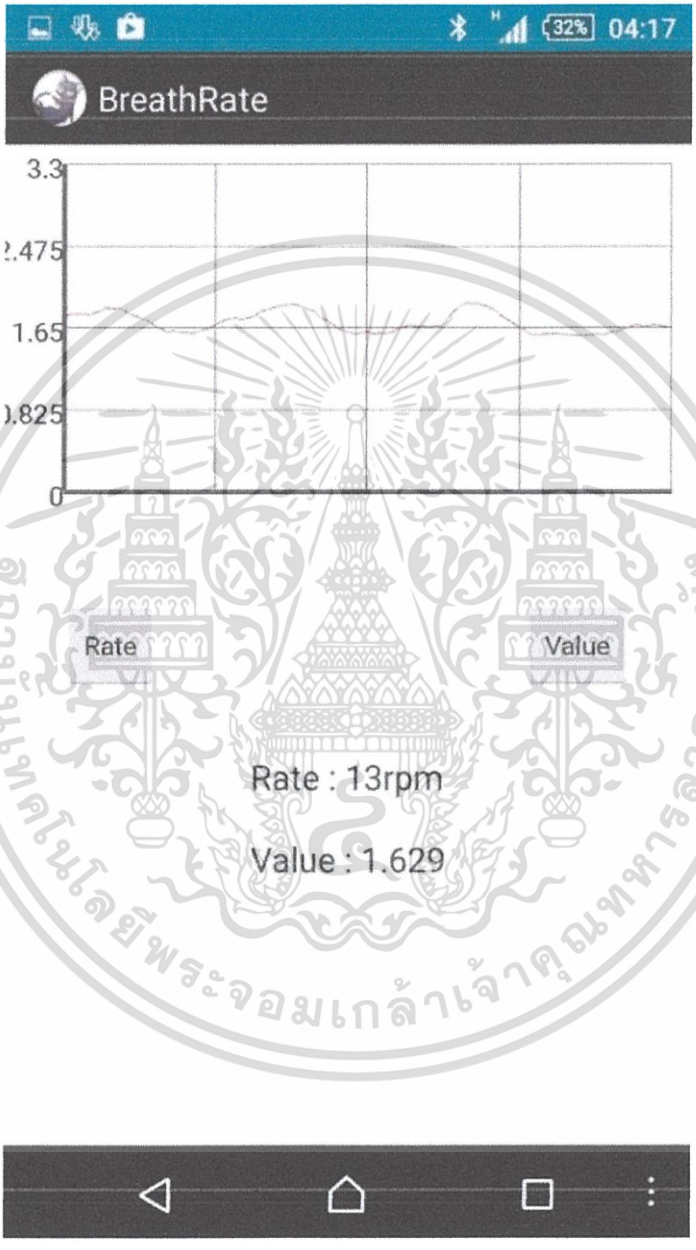
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

9. โดยเมื่อสามารถเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ได้แล้ว หน้าจอจะแสดง IOIO connect เพื่อเริ่มการทำงานโดยแสดงอัตราการหายใจของผู้ใช้ โดยสัมผัส ปุ่ม graph เมื่อต้องการดูกราฟอัตราการหายใจหรือการขยายของหน้าอก และ list log เมื่อต้องการดูประวัติการหายใจ stop เมื่อหยุดการทำงาน และปุ่ม delete user เมื่อต้องการลบผู้ใช้

รูปที่ 9 หน้าจอการทำงานหลัก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

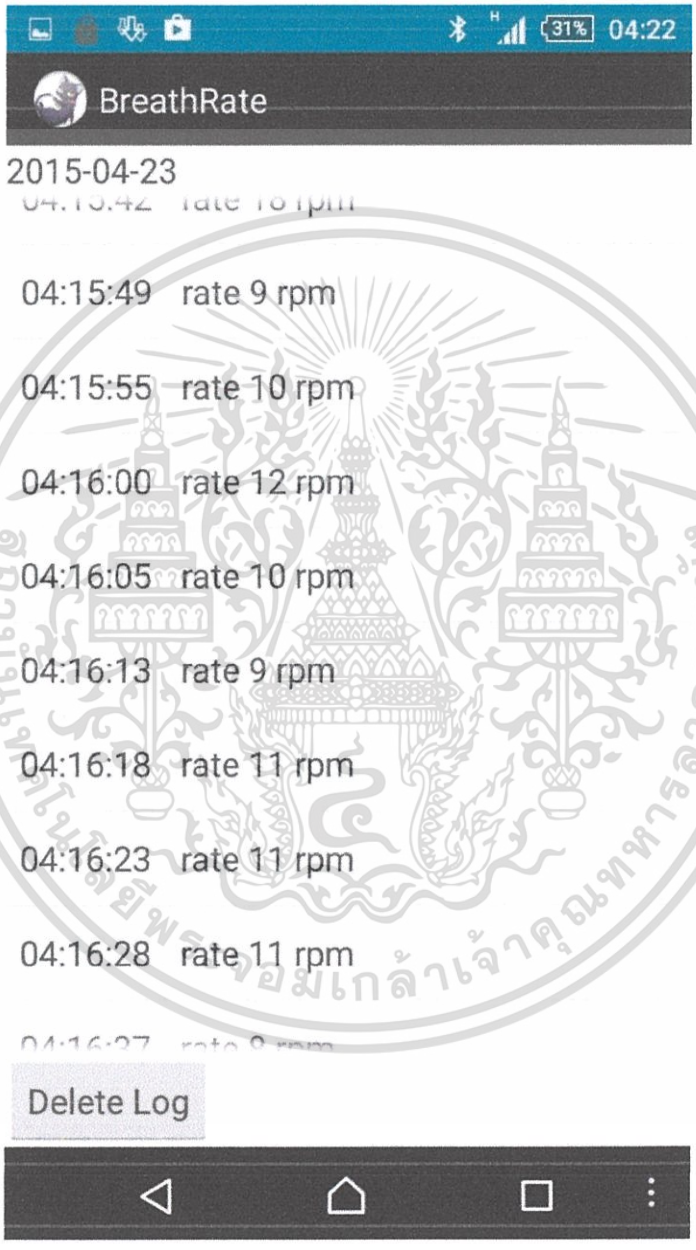
10. โดยเมื่อต้องการดูกราฟอัตราการหายใจหรือกราฟการหายใจของหน้าอกก็สามารถสัมผัสปุ่มได้ตามต้องการ



รูปที่ 10 กราฟแสดงการหายใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

11. การเก็บประวัติโดยแสดงวันที่ที่เก็บประวัติการหายใจ โดยสามารถเข้าไปดูวันที่และเวลาที่ต้องการได้



รูปที่ 11 เก็บประวัติการใช้งาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข. ข้อมูลอุปกรณ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated

MPXV5004G SERIES

INTEGRATED PRESSURE SENSOR 0 TO 3.92 kPA (0 TO 400 mm H_2O) 1.0 TO 4.9 V OUTPUT

The MPXV5004G series piezoresistive transducer is a state-of-the-art monolithic silicon pressure sensor designed for a wide range of applications, but particularly those employing a microcontroller or microprocessor with A/D inputs. This sensor combines a highly sensitive implanted strain gauge with advanced micromachining techniques, thin-film metallization, and bipolar processing to provide an accurate, high level analog output signal that is proportional to the applied pressure.

Features

- Temperature Compensated over 10° to 60°C
- Available in Gauge Surface Mount (SMT) or Through-Hole (DIP) Configurations
- Durable Thermoplastic (PPS) Package

Typical Applications

- Washing Machine Water Level
- Ideally Suited for Microprocessor or Microcontroller-Based Systems

SMALL OUTLINE PACKAGES THROUGH-HOLE

MPXV5004G7U
CASE 482B-03

MPXV5004GC7U
CASE 482C-03

ORDERING INFORMATION[1]

Device Type	Case No.	MPXV Series Order No.	Packing Options	Device Marking
Through-Hole	482B	MPXV5004G7U	Rails	MPXV5004G
	482C	MPXV5004GC7U	Rails	MPXV5004G
Surface Mount	482	MPXV5004G6U	Rails	MPXV5004G
	482	MPXV5004G6T1	Tape & Reel	MPXV5004G
	482A	MPXV5004GC6U	Rails	MPXV5004G
	482A	MPXV5004GC6T1	Tape & Reel	MPXV5004G
	1351	MPXV5004DP	Trays	MPXV5004G
	1368	MPXV5004GVP	Trays	MPXV5004G
	1369	MPXV5004GP	Trays	MPXV5004G

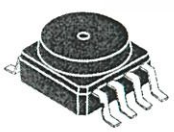
1. MPXV5004G series pressure sensors are available in the basic element package or with a pressure port. Two packing options are offered for the surface mount configuration.

PIN NUMBERS[1]

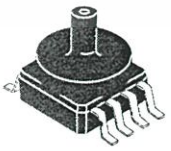
1	N/C	5	N/C
2	V_S	6	N/C
3	GND	7	N/C
4	V_{OUT}	8	N/C

1. Pins 1, 5, 6, 7, and 8 are internal device connections. Do not connect to external circuitry or ground. Pin 1 is noted by the notch in the lead.

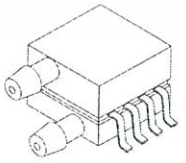
SMALL OUTLINE PACKAGES SURFACE MOUNT



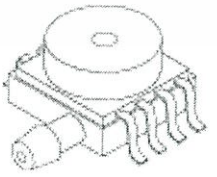
MPXV5004G6U
CASE 482-01



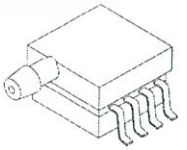
MPXV5004GC6U
CASE 482A-01



MPXV5004DP
CASE 1351-01



MPXV5004GVP
CASE 1368-01



MPXV5004GP
CASE 1369-01

© Freescale Semiconductor, Inc., 2005. All rights reserved.

freescale semiconductor

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

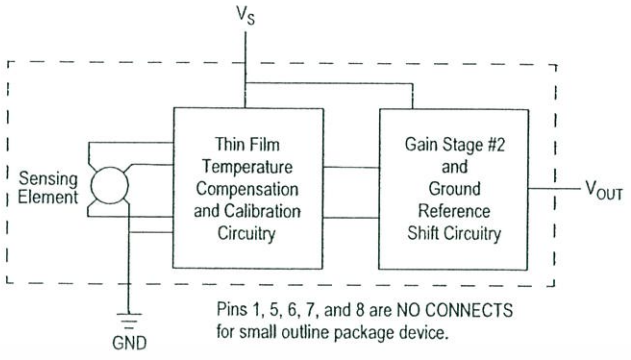


Figure 1. Fully Integrated Pressure Sensor Schematic

Table 1. Maximum Ratings[1]

Rating	Symbol	Value	Unit
Maximum Pressure (P1 > P2)	P_{MAX}	16	kPa
Storage Temperature	T_{STG}	–30 to +100	°C
Operating Temperature	T_A	0 to +65	°C

1. Exposure beyond the specified limits may cause permanent damage or degradation to the device.

Table 2. Operating Characteristics (V_S = 10 V_{DC}, T_A = 25°C unless otherwise noted, P1 > P2)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Units
Pressure Range	P_{OP}	0	—	3.92 400	kPa mm H_2O
Supply Voltage[1]	V_S	4.75	5.0	5.25	V_{DC}
Supply Current	I_S	—	—	10	mAdc
Span at 306 mm H_2O (3 kPa)[2]	V_{FSS}	—	3.0	—	V
Offset[3] [4]	V_{OFF}	0.75	1.0	1.25	mV
Sensitivity	V/P	—	1.0 9.8	—	V/kPa mV/mm H_2O
Accuracy[5]	—	—	—	±1.5 ±2.5	$\%V_{FSS}$ $\%V_{FSS}$

1. Device is ratiometric within this specified excitation range.
2. Span is defined as the algebraic difference between the output voltage at specified pressure and the output voltage at the minimum rated pressure.
3. Offset (V_{off}) is defined as the output voltage at the minimum rated pressure.
4. Accuracy (error budget) consists of the following:
   - Linearity: Output deviation from a straight line relationship with pressure over the specified pressure range.
   - Temperature Hysteresis: Output deviation at any temperature within the operating temperature range, after the temperature is cycled to and from the minimum or maximum operating temperature points, with zero differential pressure applied.
   - Pressure Hysteresis: Output deviation at any pressure within the specified range, when this pressure is cycled to and from the minimum or maximum rated pressure, at 25°C.
   - Offset Stability: Output deviation, after 1000 temperature cycles, *30 to 100°C, and 1.5 million pressure cycles, with minimum rated pressure applied.
   - TcSpan: Output deviation over the temperature range of 10 to 60°C, relative to 25°C.
   - TcOffset: Output deviation with minimum rated pressure applied, over the temperature range of 10 to 60°C, relative to 25°C.
   - Variation from Nominal: The variation from nominal values, for Offset or Full Scale Span, as a percent of V_{FSS}, at 25°C.
5. Auto Zero at Factory Installation: Due to the sensitivity of the MPXV5004G, external mechanical stresses and mounting position can affect the zero pressure output reading. Autozeroing is defined as storing the zero pressure output reading and subtracting this from the device's output during normal operations. Reference AN1636 for specific information. The specified accuracy assumes a maximum temperature change of ± 5°C between autozero and measurement.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ในเชิงพาณิชย์ ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ON-CHIP TEMPERATURE COMPENSATION, CALIBRATION AND SIGNAL CONDITIONING

The performance over temperature is achieved by integrating the shear-stress strain gauge, temperature compensation, calibration and signal conditioning circuitry onto a single monolithic chip.

Figure 2 illustrates the gauge configuration in the basic chip carrier (Case 482). A fluorosilicone gel isolates the die surface and wire bonds from the environment, while allowing the pressure signal to be transmitted to the silicon diaphragm.

The MPXV5004G series sensor operating characteristics are based on use of dry air as pressure media. Media, other than dry air, may have adverse effects on sensor performance and long-term reliability. Internal reliability and qualification test for dry air, and other media, are available from the factory. Contact the factory for information regarding media tolerance in your application.

Figure 3 shows the recommended decoupling circuit for interfacing the output of the MPXV5004G to the A/D input of the microprocessor or microcontroller. Proper decoupling of the power supply is recommended.

Figure 4 shows the sensor output signal relative to pressure input. Typical, minimum and maximum output curves are shown for operation over a temperature range of 10°C to 60°C using the decoupling circuit shown in Figure 3 The output will saturate outside of the specified pressure range.

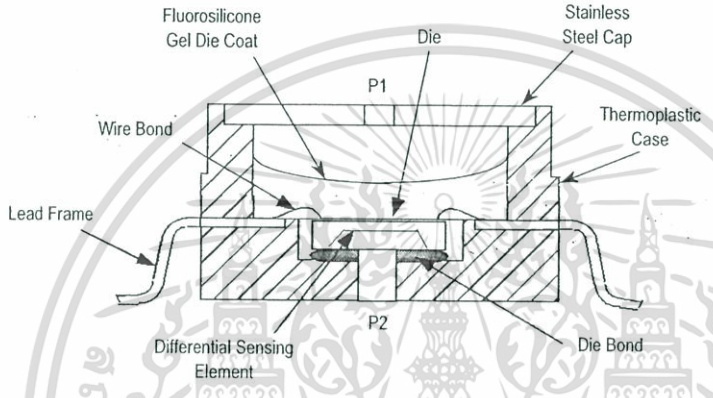


Figure 2. Cross-Sectional Diagram (Not to Scale)

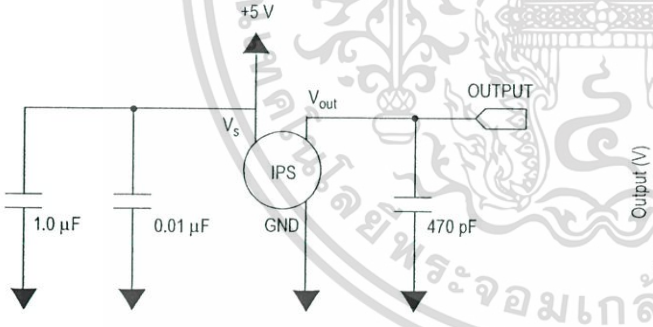


Figure 3. Recommended Power Supply Decoupling and Output Filtering.
(For additional output filtering, please refer to Application Note AN1646.)

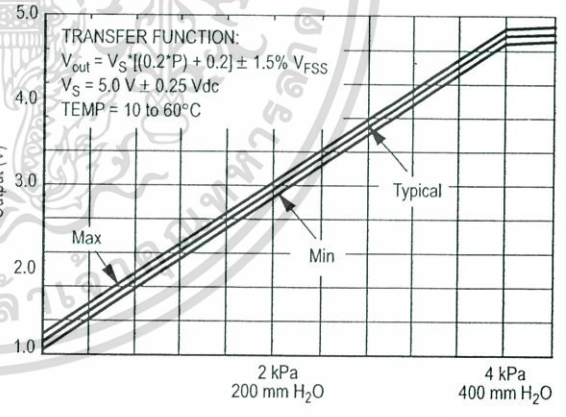


Figure 4. Output versus Pressure Differential
(See Note 5 in Operating Characteristics)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PRESSURE (P1)/VACUUM (P2) SIDE IDENTIFICATION TABLE

Freescale Semiconductor designates the two sides of the pressure sensor as the Pressure (P1) side and the Vacuum (P2) side. The Pressure (P1) side is the side containing silicone gel which isolates the die from the environment. The Freescale Semiconductor pressure sensor is designed to operate with positive differential pressure applied, P1 > P2.

The Pressure (P1) side may be identified by using the table below.

Part Number	Case Type	Pressure (P1) Side Identifier
MPXV5004GC6U/T1	482A	Side with Port Attached
MPXV5004G6U/T1	482	Stainless Steel Cap
MPXV5004GC7U	482C	Side with Port Attached
MPXV5004G7U	482B	Stainless Steel Cap
MPXV5004GP	1369	Side with Port Attached
MPXV5004DP	1351	Side with Port Marking
MPXV5004GVP	1368	Stainless Steel Cap

INFORMATION FOR USING THE SMALL OUTLINE PACKAGE (CASE 482)

MINIMUM RECOMMENDED FOOTPRINT FOR SURFACE MOUNTED APPLICATIONS

Surface mount board layout is a critical portion of the total design. The footprint for the surface mount packages must be the correct size to ensure proper solder connection interface between the board and the package. With the correct footprint, the packages will self align when subjected to a solder reflow process. It is always recommended to design boards with a solder mask layer to avoid bridging and shorting between solder pads.

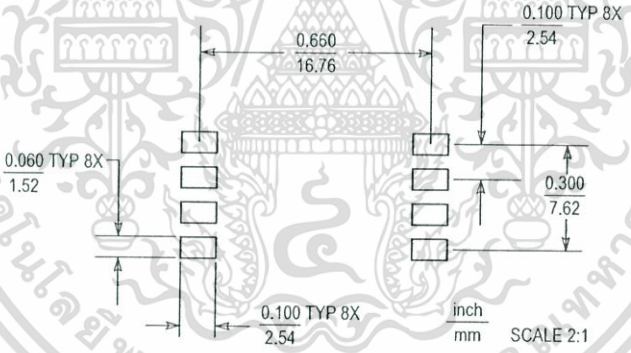
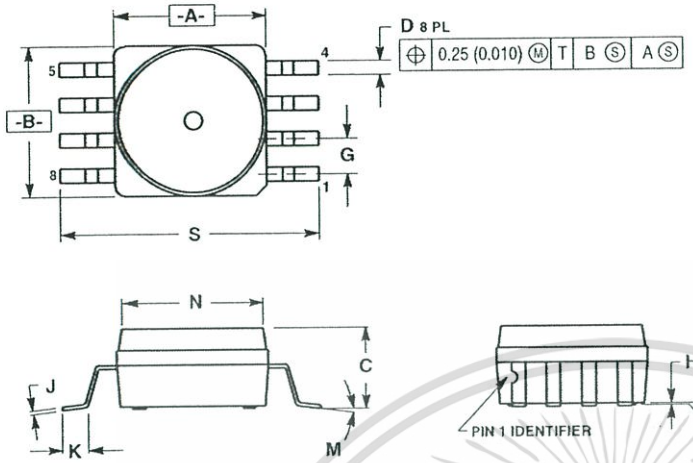


Figure 5. SOP Footprint (Case 482)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์เชิงการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

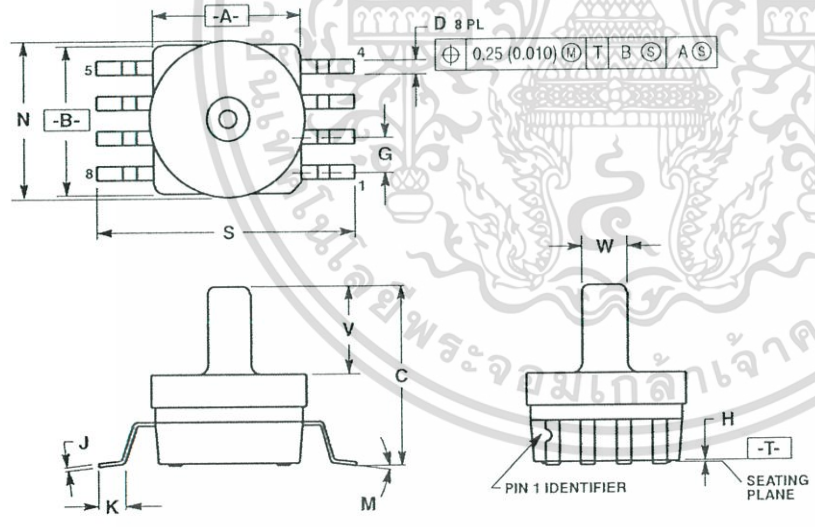
PACKAGE DIMENSIONS



NOTES:
1. DIMENSIONING AND TOLERANCING PER ANSI Y14.5M, 1982.
2. CONTROLLING DIMENSION: INCH.
3. DIMENSION A AND B DO NOT INCLUDE MOLD PROTRUSION.
4. MAXIMUM MOLD PROTRUSION 0.15 (0.006).
5. ALL VERTICAL SURFACES 5° TYPICAL DRAFT.

	INCHES		MILLIMETERS	
DIM	MIN	MAX	MIN	MAX
A	0.415	0.425	10.54	10.79
B	0.415	0.425	10.54	10.79
C	0.212	0.230	5.38	5.84
D	0.038	0.042	0.96	1.07
G	0.100 BSC		2.54 BSC	
H	0.002	0.010	0.05	0.25
J	0.009	0.011	0.23	0.28
K	0.061	0.071	1.55	1.80
M	0°	7°	0°	7°
N	0.405	0.415	10.29	10.54
S	0.709	0.725	18.01	18.41

CASE 482-01
ISSUE O
SMALL OUTLINE PACKAGE
SURFACE MOUNT



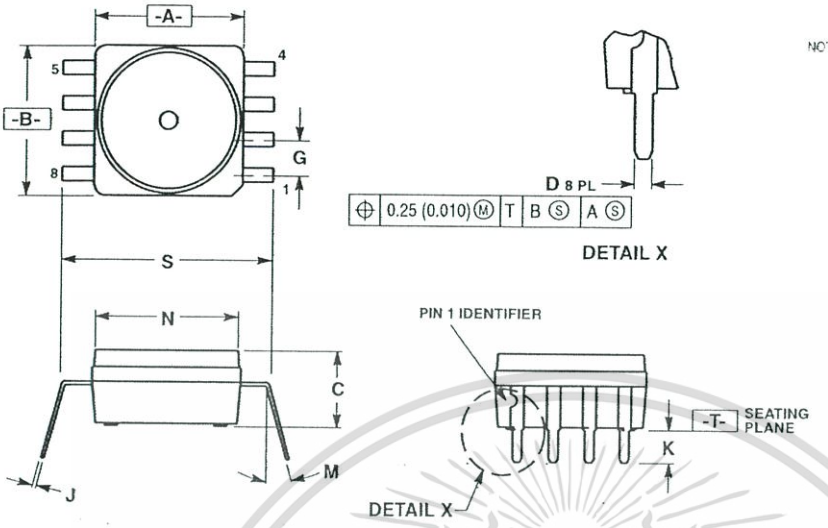
NOTES:
1. DIMENSIONING AND TOLERANCING PER ANSI Y14.5M, 1982.
2. CONTROLLING DIMENSION: INCH.
3. DIMENSION A AND B DO NOT INCLUDE MOLD PROTRUSION.
4. MAXIMUM MOLD PROTRUSION 0.15 (0.006).
5. ALL VERTICAL SURFACES 5° TYPICAL DRAFT.

	INCHES		MILLIMETERS	
DIM	MIN	MAX	MIN	MAX
A	0.415	0.425	10.54	10.79
B	0.415	0.425	10.54	10.79
C	0.500	0.520	12.70	13.21
D	0.038	0.042	0.96	1.07
G	0.100 BSC		2.54 BSC	
H	0.002	0.010	0.05	0.25
J	0.009	0.011	0.23	0.28
K	0.061	0.071	1.55	1.80
M	0°	7°	0°	7°
N	0.444	0.448	11.28	11.38
S	0.709	0.725	18.01	18.41
V	0.245	0.255	6.22	6.48
W	0.115	0.125	2.92	3.17

CASE 482A-01
ISSUE A
SMALL OUTLINE PACKAGE
SURFACE MOUNT

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

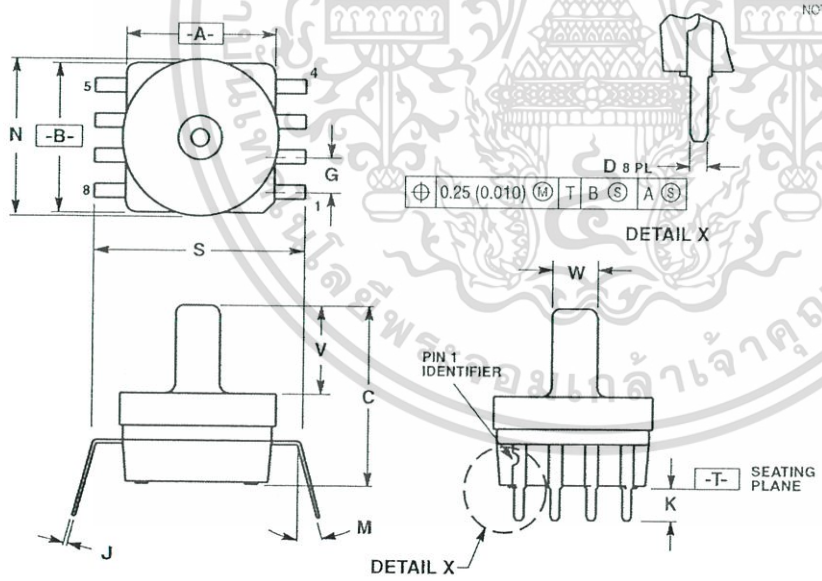
PACKAGE DIMENSIONS



NOTES:
1. DIMENSIONING AND TOLERANCING PER ANSI Y14.5M, 1982.
2. CONTROLLING DIMENSION: INCH.
3. DIMENSION A AND B DO NOT INCLUDE MOLD PROTRUSION.
4. MAXIMUM MOLD PROTRUSION 0.15 (0.006).
5. ALL VERTICAL SURFACES 5° TYPICAL DRAFT.
6. DIMENSION S TO CENTER OF LEAD WHEN FORMED PARALLEL.

	INCHES		MILLIMETERS	
DIM	MIN	MAX	MIN	MAX
A	0.415	0.425	10.54	10.79
B	0.415	0.425	10.54	10.79
C	0.210	0.220	5.33	5.59
D	0.026	0.034	0.66	0.864
G	0.100 BSC		2.54 BSC	
J	0.009	0.011	0.23	0.28
K	0.100	0.120	2.54	3.05
M	0°	15°	0°	15°
N	0.405	0.415	10.29	10.54
S	0.540	0.560	13.72	14.22

CASE 482B-03
ISSUE B
SMALL OUTLINE PACKAGE
THROUGH-HOLE



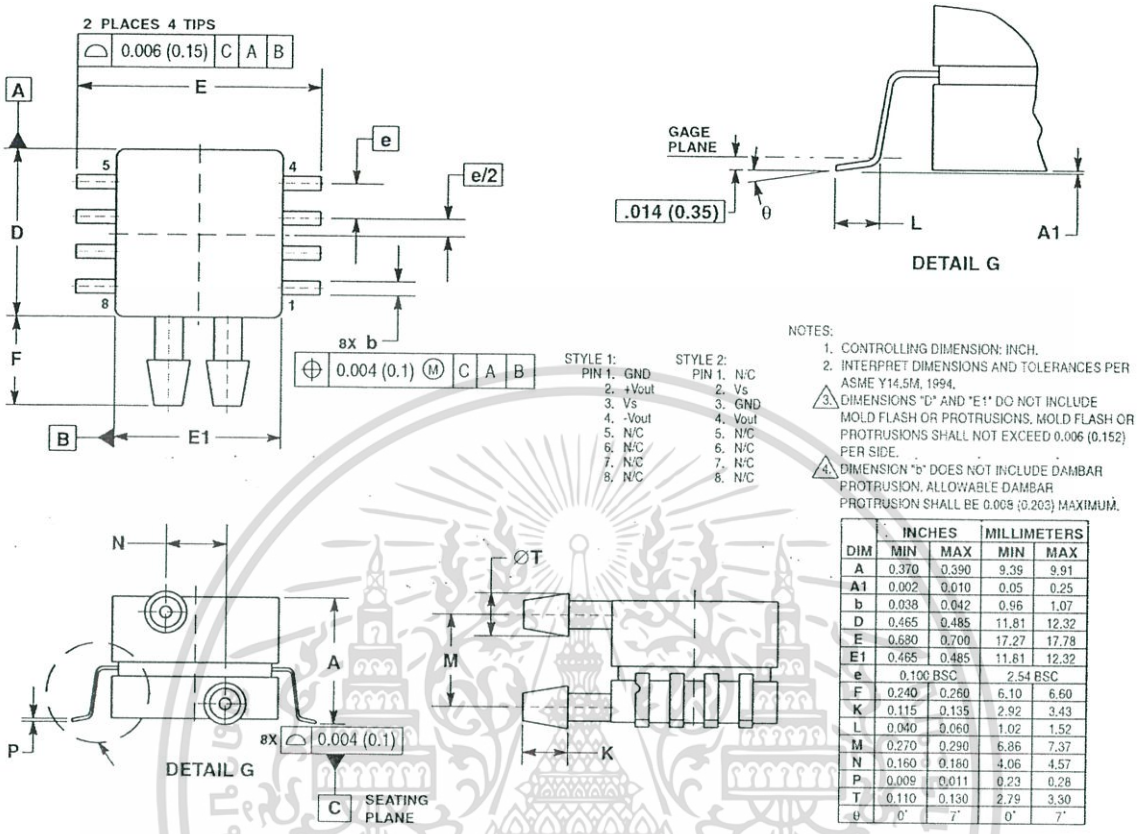
NOTES:
1. DIMENSIONING AND TOLERANCING PER ANSI Y14.5M, 1982.
2. CONTROLLING DIMENSION: INCH.
3. DIMENSION A AND B DO NOT INCLUDE MOLD PROTRUSION.
4. MAXIMUM MOLD PROTRUSION 0.15 (0.006).
5. ALL VERTICAL SURFACES 5° TYPICAL DRAFT.
6. DIMENSION S TO CENTER OF LEAD WHEN FORMED PARALLEL.

	INCHES		MILLIMETERS	
DIM	MIN	MAX	MIN	MAX
A	0.415	0.425	10.54	10.79
B	0.415	0.425	10.54	10.79
C	0.500	0.520	12.70	13.21
D	0.026	0.034	0.66	0.864
G	0.100 BSC		2.54 BSC	
J	0.009	0.011	0.23	0.28
K	0.100	0.120	2.54	3.05
M	0°	15°	0°	15°
N	0.444	0.448	11.28	11.38
S	0.540	0.560	13.72	14.22
V	0.245	0.255	6.22	6.48
W	0.115	0.125	2.92	3.17

CASE 482C-03
ISSUE B
SMALL OUTLINE PACKAGE
THROUGH-HOLE

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PACKAGE DIMENSIONS



STYLE 1:
PIN 1. GND
2. +Vout
3. Vs
4. -Vout
5. N/C
6. N/C
7. N/C
8. N/C

STYLE 2:
PIN 1. N/C
2. Vs
3. GND
4. Vout
5. N/C
6. N/C
7. N/C
8. N/C

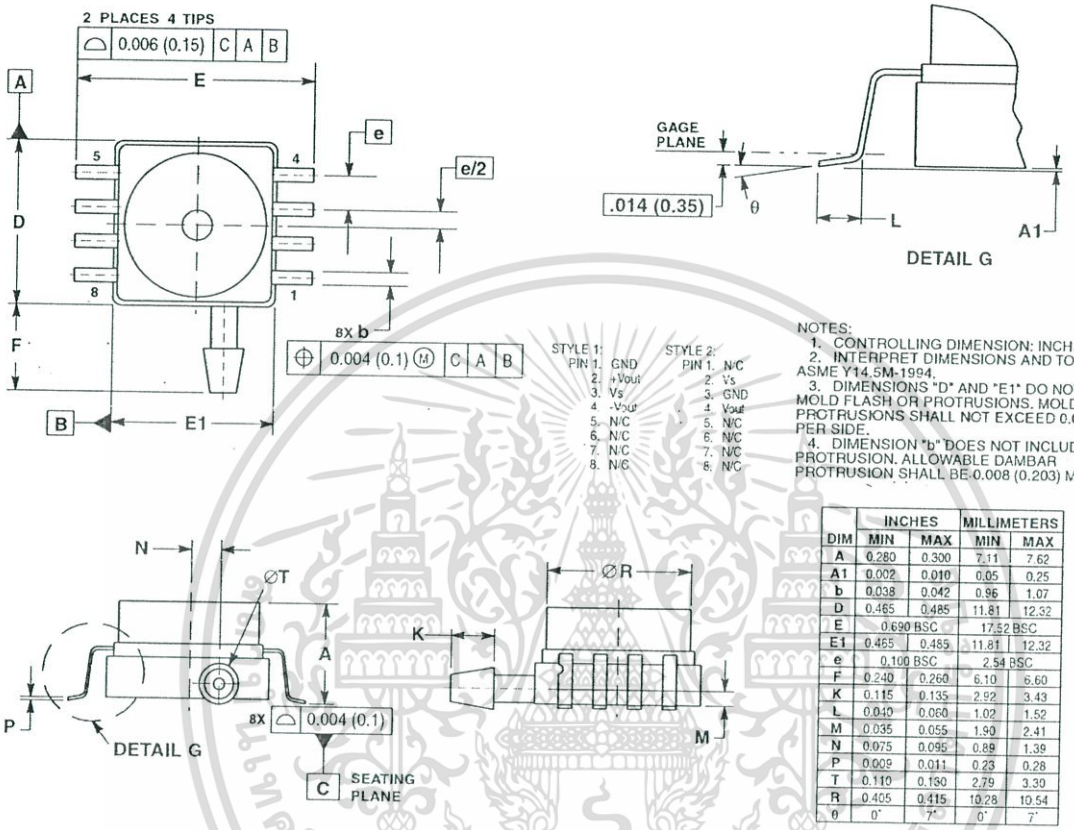
NOTES:
1. CONTROLLING DIMENSION: INCH.
2. INTERPRET DIMENSIONS AND TOLERANCES PER ASME Y14.5M, 1994.
3. DIMENSIONS "D" AND "E1" DO NOT INCLUDE MOLD FLASH OR PROTRUSIONS. MOLD FLASH OR PROTRUSIONS SHALL NOT EXCEED 0.006 (0.152) PER SIDE.
4. DIMENSION "b" DOES NOT INCLUDE DAMBAR PROTRUSION. ALLOWABLE DAMBAR PROTRUSION SHALL BE 0.008 (0.203) MAXIMUM.

	INCHES		MILLIMETERS	
DIM	MIN	MAX	MIN	MAX
A	0.370	0.390	9.39	9.91
A1	0.002	0.010	0.05	0.25
b	0.038	0.042	0.96	1.07
D	0.465	0.485	11.81	12.32
E	0.680	0.700	17.27	17.78
E1	0.465	0.485	11.81	12.32
e	0.100 BSC		2.54 BSC	
F	0.240	0.260	6.10	6.60
K	0.115	0.135	2.92	3.43
L	0.040	0.060	1.02	1.52
M	0.270	0.290	6.86	7.37
N	0.160	0.180	4.06	4.57
P	0.009	0.011	0.23	0.28
T	0.110	0.130	2.79	3.30
θ	0°	7°	0°	7°

CASE 1351-01
ISSUE O
SMALL OUTLINE PACKAGE
SURFACE MOUNT

เอกสารนี้มีลิขสิทธิ์ที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PACKAGE DIMENSIONS



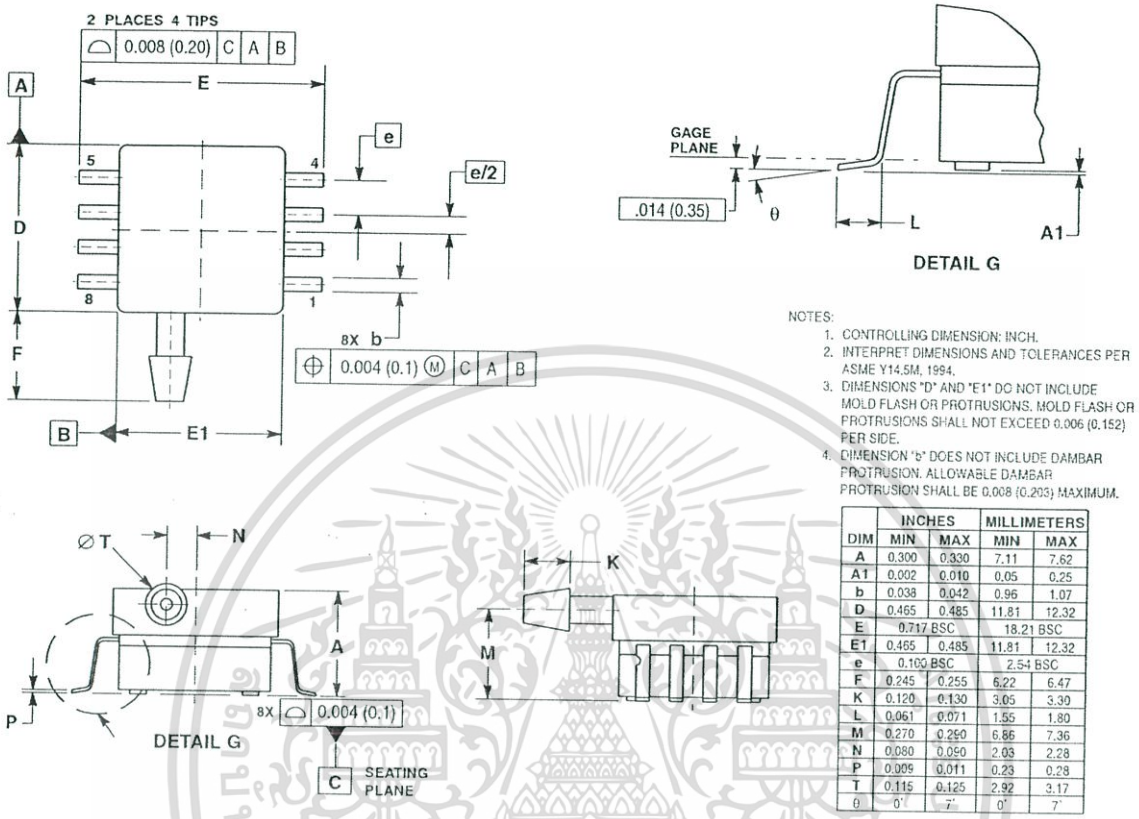
NOTES:
1. CONTROLLING DIMENSION: INCH.
2. INTERPRET DIMENSIONS AND TOLERANCES PER ASME Y14.5M-1994.
3. DIMENSIONS "D" AND "E1" DO NOT INCLUDE MOLD FLASH OR PROTRUSIONS. MOLD FLASH OR PROTRUSIONS SHALL NOT EXCEED 0.006 (0.152) PER SIDE.
4. DIMENSION "b" DOES NOT INCLUDE DAMBAR PROTRUSION. ALLOWABLE DAMBAR PROTRUSION SHALL BE 0.008 (0.203) MAXIMUM.

	INCHES		MILLIMETERS	
DIM	MIN	MAX	MIN	MAX
A	0.280	0.300	7.11	7.62
A1	0.002	0.010	0.05	0.25
b	0.038	0.042	0.96	1.07
D	0.465	0.485	11.81	12.32
E	0.690 BSC		17.52 BSC	
E1	0.465	0.485	11.81	12.32
e	0.100 BSC		2.54 BSC	
F	0.240	0.260	6.10	6.60
K	0.115	0.135	2.92	3.43
L	0.040	0.060	1.02	1.52
M	0.035	0.055	1.90	2.41
N	0.075	0.095	0.89	1.39
P	0.009	0.011	0.23	0.28
T	0.110	0.130	2.79	3.30
R	0.405	0.415	10.28	10.54
θ	0°	7°	0°	7°

CASE 1368-01
ISSUE O
SMALL OUTLINE PACKAGE
SURFACE MOUNT

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PACKAGE DIMENSIONS



DIM	INCHES MIN	INCHES MAX	MILLIMETERS MIN	MILLIMETERS MAX
A	0.300	0.330	7.11	7.62
A1	0.002	0.010	0.05	0.25
b	0.038	0.042	0.96	1.07
D	0.465	0.485	11.81	12.32
E	0.717 BSC		18.21 BSC	
E1	0.465	0.485	11.81	12.32
e	0.100 BSC		2.54 BSC	
F	0.245	0.255	6.22	6.47
K	0.120	0.130	3.05	3.30
L	0.061	0.071	1.55	1.80
M	0.270	0.290	6.86	7.36
N	0.080	0.090	2.03	2.28
P	0.009	0.011	0.23	0.28
T	0.115	0.125	2.92	3.17
θ	0°	7°	0°	7°

CASE 1369-01
ISSUE O
SMALL OUTLINE PACKAGE
SURFACE MOUNT

เอกสารนี้สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

NOTES

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

NOTES

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

How to Reach Us:

Home Page:
www.freescale.com

E-mail:
support@freescale.com

USA/Europe or Locations Not Listed:
Freescale Semiconductor
Technical Information Center, CH370
1300 N. Alma School Road
Chandler, Arizona 85224
+1-800-521-6274 or +1-480-768-2130
support@freescale.com

Europe, Middle East, and Africa:
Freescale Halbleiter Deutschland GmbH
Technical Information Center
Schatzbogen 7
81829 Muenchen, Germany
+44 1296 380 456 (English)
+46 8 52200080 (English)
+49 89 92103 559 (German)
+33 1 69 35 48 48 (French)
support@freescale.com

Japan:
Freescale Semiconductor Japan Ltd.
Headquarters
ARCO Tower 15F
1-8-1, Shimo-Meguro, Meguro-ku,
Tokyo 153-0064
Japan
0120 191014 or +81 3 5437 9125
support.japan@freescale.com

Asia/Pacific:
Freescale Semiconductor Hong Kong Ltd.
Technical Information Center
2 Dai King Street
Tai Po Industrial Estate
Tai Po, N.T., Hong Kong
+800 2666 8080
support.asia@freescale.com

For Literature Requests Only:
Freescale Semiconductor Literature Distribution Center
P.O. Box 5405
Denver, Colorado 80217
1-800-441-2447 or 303-675-2140
Fax: 303-675-2150
LDCForFreescaleSemiconductor@hibbertgroup.com

Information in this document is provided solely to enable system and software implementers to use Freescale Semiconductor products. There are no express or implied copyright licenses granted hereunder to design or fabricate any integrated circuits or integrated circuits based on the information in this document.

Freescale Semiconductor reserves the right to make changes without further notice to any products herein. Freescale Semiconductor makes no warranty, representation or guarantee regarding the suitability of its products for any particular purpose, nor does Freescale Semiconductor assume any liability arising out of the application or use of any product or circuit, and specifically disclaims any and all liability, including without limitation consequential or incidental damages. "Typical" parameters that may be provided in Freescale Semiconductor data sheets and/or specifications can and do vary in different applications and actual performance may vary over time. All operating parameters, including "Typicals", must be validated for each customer application by customer's technical experts. Freescale Semiconductor does not convey any license under its patent rights nor the rights of others. Freescale Semiconductor products are not designed, intended, or authorized for use as components in systems intended for surgical implant into the body, or other applications intended to support or sustain life, or for any other application in which the failure of the Freescale Semiconductor product could create a situation where personal injury or death may occur. Should Buyer purchase or use Freescale Semiconductor products for any such unintended or unauthorized application, Buyer shall indemnify and hold Freescale Semiconductor and its officers, employees, subsidiaries, affiliates, and distributors harmless against all claims, costs, damages, and expenses, and reasonable attorney fees arising out of, directly or indirectly, any claim of personal injury or death associated with such unintended or unauthorized use, even if such claim alleges that Freescale Semiconductor was negligent regarding the design or manufacture of the part.

Freescale™ and the Freescale logo are trademarks of Freescale Semiconductor, Inc. All other product or service names are the property of their respective owners.

© Freescale Semiconductor, Inc. 2005. All rights reserved.

MPXV5004G
Rev. 7
05/2005

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้