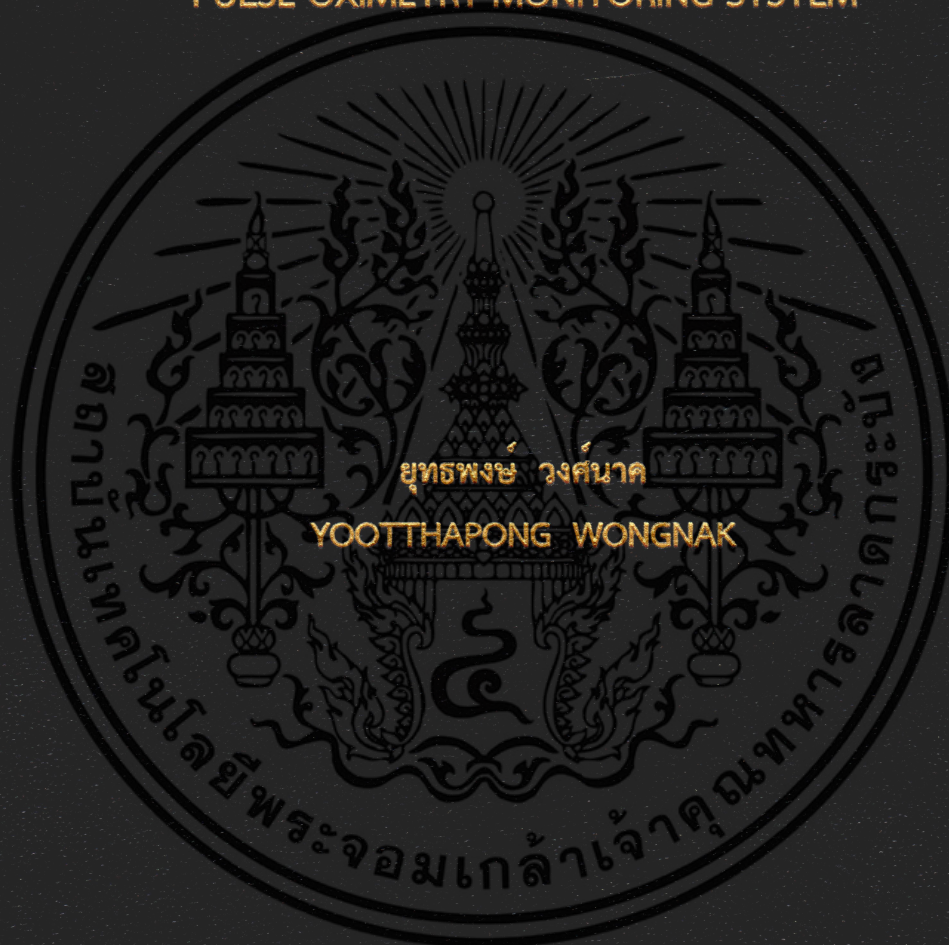


การประยุกต์ใช้เครือข่ายไร้สายสำหรับระบบเฝ้ามอง
ในอุปกรณ์ตรวจวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดของผู้ป่วย

AN APPLICATION OF WIRELESS NETWORK FOR PATIENT
PULSE OXIMETRY MONITORING SYSTEM



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมการวัดคุม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2558

KMITL-2015-EN-M-060-209

การประยุกต์ใช้เครือข่ายไร้สายไร้สายสำหรับระบบเฝ้ามอง
ในอุปกรณ์ตรวจวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดของผู้ป่วย

AN APPLICATION OF WIRELESS NETWORK FOR PATIENT
PULSE OXIMETRY MONITORING SYSTEM



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมการวัดคุม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2558

KMITL-2015-EN-M-060-209

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

AN APPLICATION OF WIRELESS NETWORK FOR PATIENT
PULSE OXIMETRY MONITORING SYSTEM



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN INSTRUMENTATION ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2015
KMITL-2015-EN-M-060-209

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2015

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การประยุกต์ใช้เครือข่ายไร้สายสำหรับระบบเฝ้ามองในอุปกรณ์ตรวจวัดปริมาณออกซิเจน
ในเลือดของผู้ป่วย
Thesis Title An Application of Wireless Network for Patient Pulse Oximetry Monitoring
System
นักศึกษา นายยุทธพงษ์ วงศ์นาค
รหัสประจำตัว 55611703
ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา วิศวกรรมการวัดคุม
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ รศ.วีริยะ กองรัตน์
หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2015-EN-M- 060 - 209

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
รศ.ดร.วิทยา	ทิพย์สุวรรณพร	
รศ.ดร.ทวีพล	ชื่อสัตย์	
ดร.ยุทธพงษ์	ทัพผดุง	
รศ.สุพรรณ	กุลพานิชย์	
รศ.วีริยะ	กองรัตน์	

วัน / เดือน / ปี ที่สอบ วันศุกร์ที่ 4 ธันวาคม พ.ศ. 2558 เวลา 10.00 - 12.00 น.
สถานที่สอบ ณ อาคาร A ชั้น 5 ห้องประชุม 3

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
KING MONKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว

(รองศาสตราจารย์ ดร. คมสัน มาลีสี)

คณบดี คณะวิศวกรรมศาสตร์

วันที่ 4 ธันวาคม พ.ศ. 2558

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การประยุกต์ใช้เครือข่ายไร้สายสำหรับระบบเฝ้ามองในอุปกรณ์ตรวจวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดของผู้ป่วย
นักศึกษา	นายยุทธพงษ์ วงศ์นาค
รหัสประจำตัว	55611703
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมการวัดคุม
พ.ศ.	2558
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	รศ.วิริยะ กองรัตน์

บทคัดย่อ

บทความนี้นำเสนอ การประยุกต์ใช้เครือข่ายไร้สายร่วมกับอุปกรณ์ตรวจวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดจากชีพจร (Pulse oximetry) จากผลการวิจัย สามารถตรวจวัดได้ทั้งระดับความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด และอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่ง Arduino yun ไมโครคอนโทรลเลอร์แบบฝังตัวร่วมกับโมดูลอินเทอร์เน็ตแบบไร้สาย (Wi-Fi) ได้ถูกเลือกเพื่อนำมาออกแบบร่วมกับวงจรปรับความเข้มแสงแอลอีดี 2 ชนิดที่แตกต่างกันของความยาวคลื่น 660 และ 940 นาโนเมตร โฟโตไดโอดที่ทำหน้าที่เปลี่ยนจากความเข้มแสงให้เป็นสัญญาณไฟฟ้า ส่งผ่านวงจรขยายสัญญาณ วงจรรองความถี่ต่ำผ่าน 50 เฮิร์ต ที่รับกวนออกไปส่งไปยังตัวแปลงอนาล็อกเพื่อประมวลผลลัพธ์ที่ได้ ผ่านระบบเครือข่ายไร้สาย เพื่อใช้เฝ้าระวังอาการของผู้ป่วยแบบรวมศูนย์

Thesis	An Application of Wireless Network for Patient Pulse Oximetry Monitoring System
Student	Mr.Yootthapong Wongnak
Student ID.	55611703
Degree	Master of Engineering
Program	Instrumentation Engineering
Year	2015
Thesis Advisor	Assoc.Prof. Viriya Kongratana

ABSTRACT

This paper presents an application of wireless network with patient pulse oximetry monitoring system. The result of this study shows that it can measure both oxygen saturation and heart rate. Arduino yun, microcontroller and wireless ethernet was chosen to apply with 2 types of LED drive circuit in different wavelengths, 660 nm. and 940 nm. wavelength in red and infrared respectively. A photodiode will convert the light intensity to be voltage through amplifier circuit, 50 Hz. low pass filter circuit to the analog converter for evaluating the data via wireless network. The system can be used for monitoring the patient center.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จได้ด้วยความช่วยเหลืออย่างดียิ่งของ รศ.วิริยะ กองรัตน์ ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ให้คำชี้แนะ ช่วยแก้ไขปัญหา ตลอดจนให้ความรู้และประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า

เนื้อหาของวิทยานิพนธ์จะมีความสมบูรณ์และถูกต้องไม่ได้ หากไม่ได้รับความอนุเคราะห์จากห้องปฏิบัติการเครื่องมือวัดในกระบวนการทางอุตสาหกรรม และภาควิชาวิศวกรรมการวัดคุม ที่เอื้อเพื่อสถานที่ รวมถึงเครื่องมือในการทำวิทยานิพนธ์เป็นอย่างดี

ขอขอบคุณ เพื่อนๆ นักศึกษาปริญญาโท สาขาวิศวกรรมการวัดคุม สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่ได้ให้คำปรึกษาในส่วนของ การออกแบบงานวิจัย หลักการเขียนโปรแกรม ตลอดจนช่วยเหลือในการเก็บรวบรวมข้อมูลในการทำงานวิจัยในครั้งนี้

สุดท้ายนี้ใคร่ขอขอบพระคุณ บิดา มารดา ครอบครัวซึ่งให้การสนับสนุนในทุกๆ ด้าน และขอขอบคุณเพื่อนๆ ที่ให้การช่วยเหลือในการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้สำเร็จลุล่วงด้วยดี



สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์.....	2
1.3 ขอบเขตของการศึกษา.....	2
1.4 ขั้นตอนของการศึกษา.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.1 หลักการตรวจวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจร.....	4
2.1.1 ปัจจัยที่มีผลต่อความเที่ยงตรงของเครื่อง Pulse oximetry.....	6
2.1.1.1 ปัจจัยทางเทคนิค.....	6
2.1.1.2 ปัจจัยจากผู้ป่วย.....	7
2.2 อุปกรณ์ทางแสง.....	10
2.2.1 อุปกรณ์กำเนิดแสง.....	10
2.2.2 อุปกรณ์ตรวจวัดแสง.....	12
2.3 พื้นฐานเครือข่ายไร้สาย.....	13
2.3.1 ระบบเครือข่ายไร้สาย.....	14
2.3.2 สถาปัตยกรรมของระบบเครือข่ายไร้สาย.....	14
2.3.3 เครือข่ายไร้สายมาตรฐาน IEEE 802.11.....	15
2.3.3.1 IEEE 802.11b.....	15
2.3.3.2 IEEE 802.11g.....	16
2.3.3.3 IEEE 802.11n.....	16
2.3.4 พื้นฐานการแพร่กระจายของคลื่นวิทยุ.....	18
2.3.4.1 คุณสมบัติของคลื่นวิทยุ.....	19
2.3.4.2 รูปแบบการแพร่กระจายภายในอาคาร.....	21

IV

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.4 ลักษณะการเชื่อมต่อของอุปกรณ์ IEEE 802.11.....	22
2.4.1 Ad-hoc mode.....	22
2.4.2 Infrastructure mode.....	22
2.5 โพรโตคอล.....	23
2.5.1 โพรโตคอล HTTP	23
2.5.2 โพรโตคอล TCP/IP	24
บทที่ 3 วิธีการดำเนินงาน.....	25
3.1 การออกแบบเครื่อง Pulse oximetry.....	25
3.1.1 วงจรขับสัญญาณแสงของ Red LED และ IR LED.....	27
3.1.2 วงจรภาคตรวจวัดแสง.....	28
3.1.3 วงจรภาคขยายสัญญาณ.....	29
3.1.4 วงจรภาคกรองความถี่.....	29
3.1.5 วงจรแรงดันอ้างอิง.....	30
3.2 การเขียนโปรแกรมบน Arduino yun.....	31
3.3 การออกแบบภาครับ-ส่งข้อมูลในระบบเครือข่ายไร้สาย.....	36
3.3.1 การใช้งาน Arduino yun ในการรับ-ส่งข้อมูลในระบบเครือข่ายไร้สาย.....	36
3.3.2 โครงสร้างการรับ-ส่งค่า ในระบบ Internet server.....	40
3.4 การคำนวณค่าของ SpO ₂ และ Heart rate.....	42
บทที่ 4 ผลการทดลอง.....	43
4.1 การทดสอบเครื่อง Pulse oximetry.....	43
4.2 การทดสอบระบบเครือข่ายไร้สาย.....	44
4.2.1 การทดสอบวัดค่า %SpO ₂ ระหว่าง Arduino เปรียบเทียบ Web server.....	47
4.2.2 การทดสอบวัดค่า BPM ระหว่าง Arduino เปรียบเทียบ Web server.....	48
บทที่ 5 สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ.....	50
5.1 สรุปผลการทดลอง.....	50
5.2 ข้อเสนอแนะ.....	50
5.3 แนวทางในการพัฒนาศึกษาต่อ.....	51

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
เอกสารอ้างอิง.....	52
ภาคผนวก	
ภาคผนวก ก. Datasheet.....	53
ภาคผนวก ข. บทความที่ได้รับการตีพิมพ์.....	57
ประวัติผู้เขียน.....	65



VI

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
1.1	ขั้นตอนของการศึกษาวิทยานิพนธ์.....	3
2.1	สี และความยาวคลื่นของ LED.....	11
2.2	เปรียบเทียบมาตรฐานของ IEEE 802.11.....	16
2.3	การแบ่งความถี่ตามช่องสัญญาณจากระบบ DSSS.....	18
4.1	เปรียบเทียบผลการวัด %SpO ₂ ระหว่างโปรแกรม Arduino IDE กับ Web server.....	47
4.2	เปรียบเทียบผลการวัด BPM ระหว่างโปรแกรม Arduino IDE กับ Web server.....	48



สารบัญรูป

รูปที่		หน้า
2.1	กราฟคุณสมบัติการดูดซับแสงของ HbO ₂ และ HbR	4
2.2	ส่วนประกอบของอุปกรณ์ตรวจวัด.....	5
2.3	อัตราส่วนการดูดซับแสงกับค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	5
2.4	การดูดซับคลื่นแสงในช่วงต่างๆ.....	6
2.5	ความสัมพันธ์ระหว่าง SaO ₂ และ PaO ₂ (Oxygen dissociation curve).....	9
2.6	โครงสร้างของ LED.....	11
2.7	วงจรขับสัญญาณแสง.....	12
2.8	โฟโตไดโอด.....	12
2.9	วงจรสมมูลของโฟโตไดโอด.....	13
2.10	โครงสร้างและส่วนประกอบทางสถาปัตยกรรมระบบเครือข่ายไร้สาย.....	14
2.11	ลักษณะการทำงานของวิธีการผสมสัญญาณแบบ DSSS.....	17
2.12	ช่องสัญญาณที่ใช้งานในแบบ DSSS.....	17
2.13	สเปกตรัมของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า.....	18
2.14	สนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเคลื่อนที่ในบรรยากาศ.....	19
2.15	คลื่นวิทยุมีคุณสมบัติในการสะท้อนกลับ การหักเห และการเบี่ยงเบน.....	20
2.16	การแพร่กระจายคลื่นวิทยุระหว่างคอมพิวเตอร์ 2 ตัว ในรูปแบบต่าง ๆ.....	20
2.17	การสะท้อนกลับของคลื่น.....	21
2.18	การทำงานในโหมด Ad – Hoc หรือ Peer - To – Peer.....	22
2.19	การทำงานโหมด Infrastructure.....	23
3.1	ไดอะแกรมการออกแบบเครื่อง Pulse oximetry.....	25
3.2	เครื่อง Pulse oximetry.....	26
3.3	โครงสร้างโมดูล Wi-Fi ซึ่งเป็นโมดูลฝังตัวใน Arduino yun.....	26
3.4	บล็อกไดอะแกรมภาครับ-ส่งข้อมูลในระบบเครือข่ายไร้สาย.....	26
3.5	วงจรขับสัญญาณแสง Red LED และ IR LED.....	27
3.6	สัญญาณ PWM ที่ใช้ในการปรับระดับแสงสว่างของ Red LED และ IR LED.....	28
3.7	วงจรภาคตรวจวัดแสง.....	28
3.8	วงจรภาคขยายสัญญาณ.....	29
3.9	วงจรภาคกรองความถี่.....	29
3.10	วงจรแรงดันอ้างอิง.....	30
3.11	ไดอะแกรมรวมของวงจรภาครับ-ส่งสัญญาณแสง.....	30
3.12	การเชื่อมต่อบอร์ด Arduino yun กับคอมพิวเตอร์.....	31

VIII

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่		หน้า
3.13	โปรแกรม Arduino IDE.....	31
3.14	การเลือกรุ่นบอร์ด Arduino yun.....	32
3.15	เมื่อทำการเลือก Board และ Port เสร็จ.....	32
3.16	การ Verify โปรแกรมลงบอร์ด.....	33
3.17	โพล์ชาร์ตการเขียนโปรแกรมในการวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดจากชีพจร.....	34
3.18	โพล์ชาร์ตการเขียนโปรแกรมในการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ.....	35
3.19	ลักษณะการใช้งาน Arduino yun ในการรับ-ส่งข้อมูลในระบบเครือข่ายไร้สาย.....	36
3.20	การติดตั้งอุปกรณ์เพื่อให้พร้อมกับการใช้ทดสอบ.....	36
3.21	การกำหนดค่า IP Address ของ Arduino yun.....	37
3.22	การกำหนดค่า IP Address, Subnet mark, Default gateway ของ คอมพิวเตอร์.....	38
3.23	การเชื่อมต่อ Wi-Fi ที่คอมพิวเตอร์.....	38
3.24	การใส่ Address ที่ Web server.....	39
3.25	หน้าจอแสดงผลของ Web server.....	39
3.26	โครงสร้างการรับ-ส่งค่าในระบบ Internet server.....	40
3.27	แสดงโพล์ชาร์ตการทำงานของ Web server.....	41
3.28	อัตราส่วนการดูดซับแสงกับค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	42
4.1	การวัดอัตราการเต้นของหัวใจของเครื่อง Pulse oximetry ด้วยออสซิลโลสโคป.....	43
4.2	ไดอะแกรมการวัดสัญญาณเอาต์พุตของเครื่อง Pulse oximetry.....	44
4.3	สัญญาณของอัตราการเต้นของหัวใจ.....	44
4.4	ลักษณะการทดสอบรับ-ส่งสัญญาณระบบเครือข่ายไร้สาย.....	44
4.5	ค่าที่ได้รับจาก Arduino yun ผ่านโปรแกรม Arduino IDE.....	45
4.6	สัญญาณอัตราการเต้นของหัวใจ และค่า SpO ₂ , BPM ที่แสดงผ่าน Web server.....	46
4.7	สัญญาณของ Heart rate ระหว่าง Oscilloscope เทียบกับ Web server.....	46
4.8	กราฟเปรียบเทียบผลการวัด %SpO ₂ ระหว่างโปรแกรม Arduino กับ Web server.....	48
4.9	กราฟเปรียบเทียบผลการวัด BPM ระหว่างโปรแกรม Arduino กับ Web server.....	49

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ออกซิเจนในเลือดต่ำ เป็นภาวะหนึ่งที่พบบ่อย ซึ่งต้องการวินิจฉัยและรักษาอย่างถูกต้อง เพื่อลดความพิการและอัตราการตายจากการขาดออกซิเจน การสังเกตอาการจากการตรวจร่างกายเพื่อประเมินระดับออกซิเจนในเลือดมีข้อจำกัดและมีความผิดพลาดสูง เพราะอาการเขียว จะตรวจพบเมื่อสีของเม็ดเลือดเป็นสีคล้ำซึ่งเกิดจากฮีโมโกลบินไม่จับกับออกซิเจน (Deoxyhemoglobin) อีกทั้งจะสังเกตเห็นได้ยากขึ้นหากผู้ป่วยผิวคล้ำ ระดับความเข้มข้นของเม็ดเลือดแดงต่ำและมีการไหลเวียนเลือดบกพร่องเป็นต้น การตรวจวินิจฉัยก๊าซในเลือดแดง เป็นการตรวจมาตรฐานในการวินิจฉัยภาวะออกซิเจนในเลือดต่ำ แต่มีข้อจำกัดบางประการ เช่น ต้องเจาะเลือดจากหลอดเลือดแดง ค่าใช้จ่ายสูงและต้องรอผลการตรวจ จึงมีการออกแบบเครื่อง Pulse oximetry ขึ้น และมีการพัฒนาต่อเนื่องในระยะ 20 ปีมานี้ โดยมีการใช้กันอย่างแพร่หลาย จนมีการเรียกกันเล่นๆ ว่าเสมือนเป็นสัญญาณชีพที่ห้า

ปัจจุบัน ในการใช้งานของเครื่อง Pulse oximetry นั้น มีการตรวจวัดชีพจรของผู้ป่วยอย่างต่อเนื่อง โดยใช้อุปกรณ์หลายรูปแบบในการตรวจวัด อุปกรณ์ตรวจวัดส่วนใหญ่ยังคงใช้สายในการรับ-ส่งสัญญาณไปยังหน้าจอแสดงผล ซึ่งเป็นเทคโนโลยีแบบดั้งเดิม ไม่สะดวกสบาย เคลื่อนย้ายลำบาก กีดขวางการทำงานของทีมแพทย์ ทั้งนี้จึงเป็นที่มาของการออกแบบวิจัยเครื่อง Pulse oximetry ร่วมกับเครือข่ายไร้สาย ประโยชน์ก็เพื่อใช้ติดตามสถานะการขาดออกซิเจนในผู้ป่วยที่อาจขาดอากาศหายใจ เสมหะมาก โดยไม่รู้ตัว หรือใช้ติดตามออกซิเจนในเลือดต่ำของผู้ป่วยแบบระยะไกล

วิทยานิพนธ์นี้ได้นำเสนอการประยุกต์ใช้งานของเครื่อง Pulse oximetry แบบไร้สายที่สามารถเชื่อมต่อกับระบบเครือข่ายไร้สายได้ ซึ่งทำงานผ่านอุปกรณ์ Arduino Yun หลังจากผ่านการวัดจะนำสัญญาณที่วัดได้ซึ่งเป็นสัญญาณทางไฟฟ้า เปลี่ยนเป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในรูปของคลื่นความถี่ส่งผ่านไปยังอากาศโดยการกระจายคลื่นความถี่ และที่ภาครับสัญญาณความถี่ ก็จะแปลงสัญญาณเพื่อส่งข้อมูลไปยัง Web server ให้แสดงผลการวัด และรูปคลื่นสัญญาณ ผ่านหน้าจอคอมพิวเตอร์ เพื่อดูผลการวัดแบบต่อเนื่อง และสามารถเฝ้าติดตามผลการวัดในระยะไกลได้อีกด้วย

เครื่อง Pulse oximetry เป็นเครื่องมือที่รวมการวัดระดับออกซิเจน และคลื่นการไหลเวียนโลหิตเข้าด้วยกัน ใช้เป็นเครื่องมือวัดต่อเนื่องแบบไม่คุกคามในการวัดระดับความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดง ซึ่งถือเป็นการวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจร สามารถประเมินภาวะขาดออกซิเจนได้อย่างรวดเร็ว จึงมีการนำมาใช้อย่างแพร่หลาย อย่างไรก็ตามเครื่อง Pulse oximetry ยังมีข้อจำกัดบางประการ อันเกิดจากตัวเครื่องมือ หรือตัวผู้ป่วยเอง

ในส่วนของการส่งสัญญาณ ปัจจุบันเทคโนโลยีเครือข่ายแบบไร้สาย หรือ Wi-Fi กำลังได้รับความนิยมเป็นอย่างมาก เนื่องจากประโยชน์ของ Wi-Fi มีอยู่มากมายโดยเฉพาะอย่างยิ่ง Wi-Fi นั้นได้สร้างความสะดวก มีอิสระในการใช้งาน และยังสามารถติดตั้งเครือข่ายเทคโนโลยี Wi-Fi ให้เชื่อมต่อกับอุปกรณ์คอมพิวเตอร์ในบ้าน คอมพิวเตอร์สำนักงาน หรือเชื่อมต่อกับเครือข่ายอินเทอร์เน็ต โดยไม่จำเป็นต้อง

จะต้องใช้สายนำสัญญาณให้ยุ่งยากและดูเกะกะอีกต่อไป ทั้งนี้อุปกรณ์คอมพิวเตอร์และอุปกรณ์ที่สามารถเชื่อมต่อกับระบบ Wi-Fi สามารถเชื่อมต่อเข้ากับเครือข่ายไร้สายจากตำแหน่งใดๆ ก็ได้ ที่อยู่ในรัศมีของสัญญาณได้อย่างอิสระ เทคโนโลยีสำหรับการเชื่อมต่ออุปกรณ์ผ่านสื่อไร้สายที่รู้จักกันนั้น มีอยู่หลายเทคโนโลยี เช่น บลูทูธ (Bluetooth), IEEE 802.11, General Packet Radio Service (GPRS) เป็นต้น แต่เทคโนโลยีที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลายมากที่สุดสำหรับ Wi-Fi คือเทคโนโลยีตามมาตรฐาน IEEE 802.11 เนื่องจากอุปกรณ์ IEEE 802.11 WLAN มีราคาไม่แพงนัก และถูกลงเรื่อยๆ อีกทั้งมีสมรรถนะในการรับ - ส่งข้อมูลค่อนข้างสูง ง่ายต่อการติดตั้ง และการใช้งาน IEEE 802.11 Wi-Fi ได้รับความนิยมอย่างแพร่หลายมากขึ้น และมีแนวโน้มว่าในอนาคตอุปกรณ์คอมพิวเตอร์ต่างๆ จะมีอุปกรณ์ IEEE 802.11 ที่มี Wi-Fi ติดตั้งมาจากโรงงานเป็นที่เรียบร้อยแล้ว

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์

1. ศึกษาหลักการวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดจากชีพจร และอัตราการเต้นของหัวใจ
2. ศึกษาหลักการส่งข้อมูลผ่านระบบเครือข่ายไร้สาย
3. ประยุกต์หลักการส่งข้อมูลระบบเครือข่ายไร้สายในการออกแบบและสร้างระบบสื่อสารไร้สายร่วมกับเครื่อง Pulse oximetry

1.3 ขอบเขตของการศึกษา

1. ออกแบบและสร้างเครื่อง Pulse oximetry
2. ออกแบบและสร้างเครื่องรับ-ส่งระบบเครือข่ายไร้สาย
3. สามารถรับ-ส่งข้อมูลผ่านระบบเครือข่ายไร้สาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.4 ขั้นตอนของการศึกษา

ขั้นตอนของการศึกษาวิทยานิพนธ์ เป็นไปตามตารางที่ 1.4

ตารางที่ 1.1 ขั้นตอนของการศึกษาวิทยานิพนธ์

การดำเนินงาน	ม.ค. - มิ.ย. 2557	ก.ค. - ธ.ค. 2557	ม.ค. - มิ.ย. 2558	ก.ค. - ธ.ค. 2558
ศึกษาทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง - หลักการตรวจวัดความอิมิตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจร - อุปกรณ์ทางแสง - พื้นฐานเครือข่ายไร้สาย - ลักษณะการเชื่อมต่อของอุปกรณ์ IEEE 802.11 - โพรโตคอล				
ออกแบบเครื่อง Pulse oximetry - วงจรขับสัญญาณแสงของ Red LED และ IR LED - วงจรภาคตรวจวัดแสง - วงจรภาคขยายสัญญาณ - วงจรภาคกรองความถี่ - วงจรแรงดันอ้างอิง				
เขียนโปรแกรมบน Arduino yun				
ออกแบบภาครับ-ส่งข้อมูลในระบบเครือข่ายไร้สาย				
ทดสอบเครื่อง Pulse oximetry				
ทดสอบระบบเครือข่ายไร้สาย				
เก็บรวบรวม และสรุปผล				
เขียนวิทยานิพนธ์และทำสไลด์เพื่อนำเสนอ				

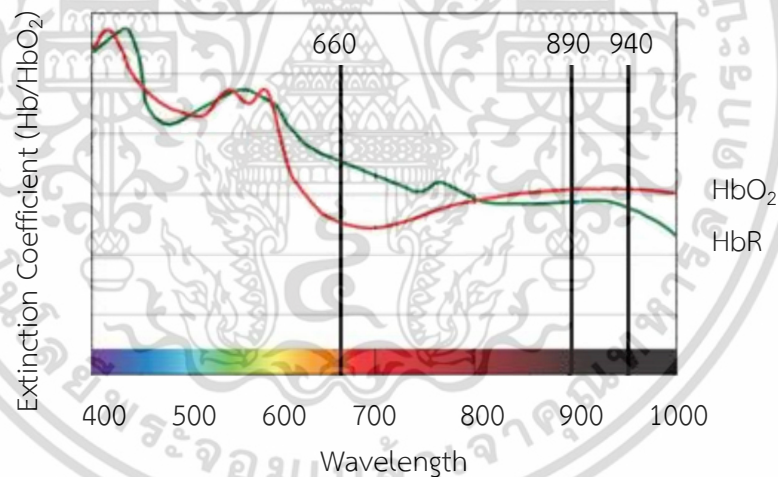
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

ในการจัดทำวิทยานิพนธ์การประยุกต์ใช้เครือข่ายไร้สายสำหรับระบบเฝ้ามอง ในอุปกรณ์ตรวจวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดของผู้ป่วย ได้ทำการศึกษาทฤษฎีต่างๆ เพื่อนำมาเป็นองค์ประกอบในการทำวิทยานิพนธ์ ทฤษฎีที่จะกล่าวถึงในบทนี้คือ หลักการตรวจวัด และหลักการสื่อสารเครือข่ายไร้สาย

2.1 หลักการตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจร

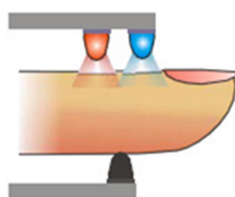
Pulse oximetry เป็นเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดจากชีพจร (SpO_2) เป็นวิธีที่ไม่เจาะเลือด โดยจะวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินในหลอดเลือดแดง โดยอาศัยหลักการดูดซับคลื่นแสงที่แตกต่างกันของฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน (Oxyhemoglobin ; HbO_2) และฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจน (Deoxyhemoglobin หรือ Reduced hemoglobin ; HbR) ซึ่ง HbO_2 ดูดซับแสงที่มีความยาวคลื่น 660 นาโนเมตร (แสงสีแดง) ขณะที่ HbR ดูดซับแสงที่มีความยาวคลื่น 940 นาโนเมตร (แสงสีอินฟราเรด) [1] ดังรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 กราฟคุณสมบัติการดูดซับแสงของ HbO_2 และ HbR

เครื่อง Pulse oximetry จะมีแอลอีดี (Light Emitting Diode : LED) เป็นอุปกรณ์ปล่อยแสง ทั้ง 2 ความยาวคลื่น และมีโฟโตไดโอด (Photodiode) ทำหน้าที่รับแสง โดยโครงสร้างของเครื่อง Pulse oximetry ในเลือดจากชีพจร แสดงดังรูปที่ 2.2 [2]

Red LED IR LED

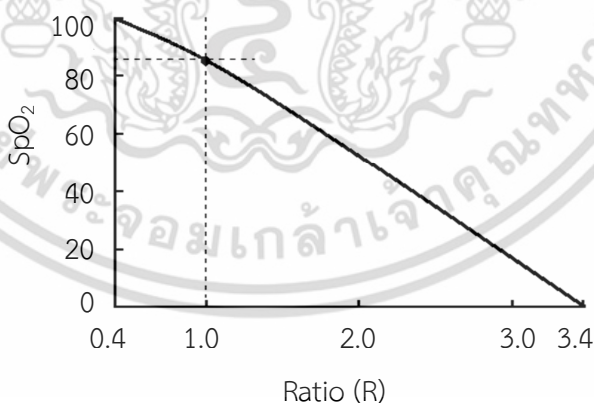


Photodiode

รูปที่ 2.2 ส่วนประกอบของอุปกรณ์ตรวจวัด

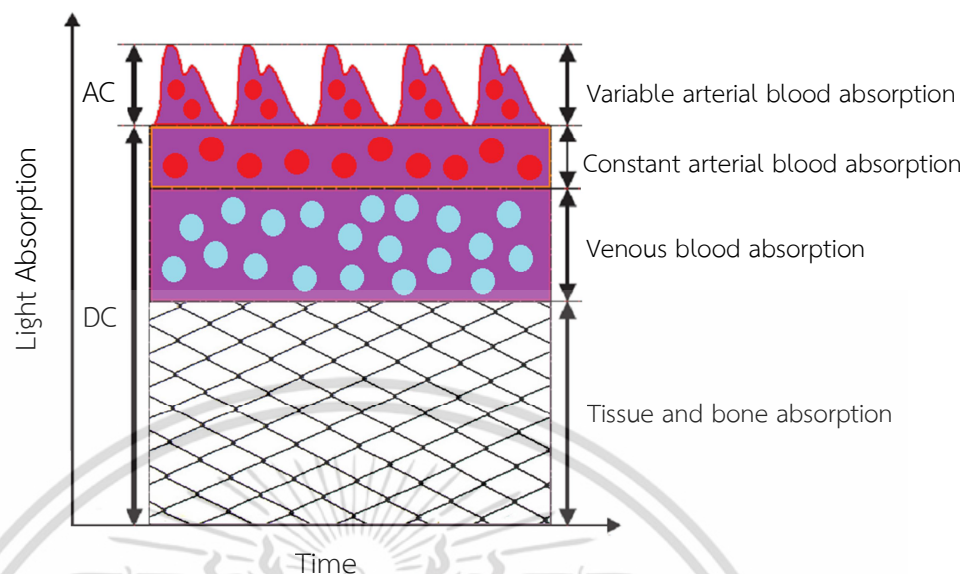
เมื่อแสงเดินทางผ่านเนื้อเยื่อ อุปกรณ์โฟโตไดโอดจะแยกความแตกต่างของความเข้มแสงที่ได้รับระหว่างช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่าน (Non-pulsatile flow หรือ Direct Current light ; DC) ซึ่งเป็นการดูดซับแสงของเนื้อเยื่อ (กระดูก กล้ามเนื้อ เนื้อเยื่ออ่อน) และเลือดในหลอดเลือดดำและหลอดเลือดแดง กับช่วงที่มีการไหลผ่านของเลือดในหลอดเลือดแดงตามการบีบตัวของหัวใจ (Pulsatile flow หรือ Alternating Current light ; AC) ดังแสดงในรูปที่ 2.4 และนำค่าการดูดซับความเข้มแสงในช่วงต่างๆ มาคำนวณเป็นอัตราส่วน R ดังสมการที่ 2.1 การดูดซับแสง โดยที่จะทำการคำนวณเป็นความอิมิตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในช่วงที่มีเลือดไหลผ่าน (SpO_2) ซึ่งพบว่าที่ค่า R เท่ากับ 0.4, 1 และ 3.4 ค่า SpO_2 จะเท่ากับร้อยละ 100, 85 และ 0 ตามลำดับ ดังรูปที่ 2.3 [1]

$$Ratio (R) = \frac{AC_{Red} / DC_{Red}}{AC_{IR} / DC_{IR}} \quad (2.1)$$



รูปที่ 2.3 อัตราส่วนการดูดซับแสงกับค่าความอิมิตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 การดูดซับคลื่นแสงในช่วงต่างๆ

2.1.1 ปัจจัยที่มีผลต่อความเที่ยงตรงของเครื่อง Pulse oximetry

มีหลายปัจจัยที่มีผลต่อความเที่ยงตรงของค่า SpO_2 ที่วัดจากเครื่อง Pulse oximetry ดังนั้นแพทย์และพยาบาลต้องคำนึงถึงปัจจัยต่างๆ เหล่านี้เพื่อให้ได้ข้อมูลที่ถูกต้องและนำไปใช้กับผู้ป่วยอย่างเหมาะสม

2.1.1.1 ปัจจัยทางเทคนิค

1. ตัวตรวจวัดกับการสัมผัสจุดวัด เช่น ในเด็กหรือผู้ป่วยที่เคลื่อนไหวมากทำให้ตัวตรวจวัดเคลื่อนที่หรือกรณีนิ้วใหญ่เกินไปทำให้หลอดเลือดถูกกดมาก ค่าที่วัดได้จะคลาดเคลื่อนไป
2. การเคลื่อนไหว การสั่น เช่น ผู้ป่วยสั่น ชัก ระหว่างเคลื่อนย้ายผู้ป่วยในรถหรือเฮลิคอปเตอร์ ทำให้สัญญาณที่วัดได้ไม่ชัด ค่าไม่ถูกต้อง เป็นสาเหตุของการอ่านค่าผิดพลาดที่พบบ่อย ปัจจุบันมีการพัฒนาเครื่อง Pulse oximetry ในเลือดจากซีฟรที่ลดสัญญาณรบกวนจากการสั่นไหวลง ทำให้ค่าที่วัดมีความเที่ยงตรงมากขึ้น
3. เครื่อง Pulse oximetry จากซีฟรของแต่ละบริษัทผู้ผลิตมีการจัดกัตสัญญาณรบกวน และการวิเคราะห์สัญญาณไม่เหมือนกัน ค่าที่ได้อาจแตกต่างกัน จึงควรศึกษาให้ดีกว่าก่อนใช้ และเลือกซื้อให้เหมาะสมกับการดูแลผู้ป่วยในสถานพยาบาลต่างๆ กัน
4. แสงจากภายนอก เช่น แสง Fluorescent, Daylight, Xenon และ Infrared ทำให้ค่าที่วัดได้ต่ำกว่าค่าจริง ควรป้องกันโดยการปกปิดตัวตรวจวัดจากแสงดังกล่าว เช่น ไฟในห้องผ่าตัด อย่างไรก็ตามพบว่าปัจจัยนี้มีผลน้อยต่อเครื่อง Pulse oximetry จากซีฟรที่ใช้อยู่ในปัจจุบัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5. ผู้ใช้ขาดความรู้ ความเข้าใจเกี่ยวกับเครื่องมือการศึกษาพบร้อยละ 97 ของแพทย์และพยาบาล ไม่ทราบหลักการทำงานของเครื่อง Pulse oximetry และพบว่าร้อยละร้อยละ 30 ของแพทย์และร้อยละ 93 ของพยาบาลเข้าใจว่าเครื่อง Pulse oximetry ใช้สำหรับวัดระดับ PaO₂ ในขณะที่พยาบาลจำนวนน้อยกว่าร้อยละ 50 สามารถบอกได้ว่าการเคลื่อนไหวทำให้การวัดมีความผิดพลาด

2.1.1.2. ปัจจัยจากผู้ป่วย

1. ความผิดปกติของฮีโมโกลบินยกเว้น Fetal hemoglobin ซึ่งไม่มีผลต่อการอ่านค่า SpO₂

- Carboxyhemoglobin สามารถดูดซึมแสงความยาวคลื่น 660 นาโนเมตร ได้เช่นเดียวกับ Oxyhemoglobin เครื่องจะรายงาน SpO₂ สูง ฉะนั้นเมื่อสงสัยภาวะ Carboxyhemoglobin ให้ส่งตรวจก๊าซในหลอดเลือดแดงแทน

- Methemoglobinemia สามารถดูดซึมแสงได้ดีทั้งสองช่วงความยาวคลื่น 660 และ 940 นาโนเมตร เครื่องรับรู้ว่ามี HbO₂ และ HbR พอๆ กัน ดังนั้น R จะใกล้เคียง 1 จึงทำให้ค่า SpO₂ มีแนวโน้มออกมาประมาณร้อยละ 85 จึงทำให้อ่านค่า SpO₂ ต่ำ (Falsely low SpO₂) หากตรวจวัด SaO₂ ได้มากกว่าร้อยละ 85 แต่หากตรวจวัด SaO₂ ได้น้อยกว่าร้อยละ 85 จะทำให้ SpO₂ อ่านค่าได้สูงกว่า (Falsely high SpO₂)

2. ภาวะการไหลเวียนโลหิตบกพร่อง เป็นสาเหตุของการอ่านค่าผิดพลาดที่พบบ่อยที่สุด เช่น ภาวะช็อค การได้รับ Vasopressor ขนาดสูงหรืออุณหภูมิกายต่ำ จะทำให้เครื่อง Pulse oximetry รับสัญญาณได้น้อยลง จึงอ่านค่าได้ไม่ถูกต้องดังนั้นหากไม่เห็นรูปร่างคลื่นการไหลเวียนที่ชัดเจน ไม่ควรเชื่อค่าที่วัดได้ พบว่าหากวัดเครื่อง Pulse oximetry ที่ตั้งหูกมีความผิดพลาดน้อยกว่าวัดที่ปลายนิ้ว Palve และคณะ พบว่าระดับ Cardiac index ที่น้อยกว่า 2.4 L/min/m² และ Systemic vascular resistance ที่มากกว่า 2,930 dynes second/cm⁵/m² จะเห็นรูปร่างคลื่นการไหลเวียนไม่ชัดเจนและทำให้ค่า SpO₂ ที่อ่านได้ไม่น่าเชื่อถือ

3. ตำแหน่งที่วัดเครื่อง Pulse oximetry มีตัวตรวจวัดที่สามารถวัดได้หลายตำแหน่ง เช่น นิ้วมือ ตั้งหู หน้าผาก สันเท้า ในผู้ใหญ่ที่นิยมคือ นิ้วมือและตั้งหู พบว่าในผู้ป่วยที่มีภาวะขาดออกซิเจนการวัดที่ตำแหน่งตั้งหูมีความไวในการรายงานผลมากกว่าตำแหน่งปลายนิ้ว

4. สารดูดแสงในเลือด

- สารสีที่ฉีดเข้าหลอดเลือด เช่น Methylene blue, Indocyanine green, Fluorescein, Indigo carmine และ Isosulfan blue ทำให้อ่านค่า SpO₂ ได้ต่ำ มีรายงานว่าต่ำถึงร้อยละ 65 แต่ผลของสารสีนี้จะอยู่ประมาณ 1-2 นาทีแล้วหายไป เมื่อสารถูกขับออกจากร่างกาย

- บิลิรูบิน สามารถดูดซับคลื่นแสงช่วง 450 นาโนเมตร จากการศึกษาพบว่าระดับบิลิรูบินที่สูงถึง 44 มก/ดล. ไม่มีผลต่อค่า SpO₂ แต่ค่า SaO₂ ที่วัดได้ Co-oximetry มีค่าต่ำลง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5. สีผิว ตามทฤษฎีไม่น่ามีผลต่อการวัด SpO_2 เนื่องจากเป็นปัจจัยที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามการไหลเวียนโลหิต แต่มีการศึกษาพบว่าผู้ป่วยผิวคล้ำมีความแตกต่างระหว่างค่า SpO_2 ร้อยละ 0.5 เมื่อเปรียบเทียบกับผู้ป่วยผิวขาว ซึ่งค่าดังกล่าวไม่มีนัยสำคัญทางคลินิก และพบว่าคนผิวดำ African – American มีอุบัติการณ์ของการจับสัญญาณผิดพลาดเพิ่มขึ้นและอ่านค่าได้สูงขึ้นมากกว่าร้อยละ 4 อันเป็นผลจาก Melanin pigment

6. ยาทาเล็บสีต่างๆ มีผลต่อค่า SpO_2 ต่างกันไปส่วนใหญ่ทำให้อ่านค่าได้ต่ำลง การศึกษาในผู้ป่วยจำนวนน้อย พบว่ายาทาเล็บสีดำ เขียว น้ำเงิน ทำให้อ่านค่า SpO_2 ได้น้อยลงร้อยละ 3,5 และ 6 ตามลำดับ ในขณะที่ยาทาเล็บสีแดงไม่มีผลต่อการวัดค่า SpO_2 อย่างไรก็ตาม ยาทาเล็บสีต่างๆ จะมีผลน้อยต่อเครื่อง Pulse oximetry รุ่นใหม่ๆ

7. ชีต อาจมีผลทำให้อ่านค่า SpO_2 ต่ำลง มีการศึกษาในสุนัขพบว่าระดับฮีมาโตคริตน้อยกว่าร้อยละ 10 ทำให้อ่านค่า SpO_2 ต่ำลง แต่รายงานในผู้ป่วยชิตจากการเสียเลือดในทางเดินอาหารหรืออุบัติเหตุที่มีระดับฮีมาโตคริตน้อยกว่าร้อยละ 20 พบว่ามีผลต่อค่า SpO_2 น้อยมาก

8. Venous pulsation ผู้ป่วยที่มีการไหลเวียนโลหิตผ่านหลอดเลือดดำมากขึ้น เช่น ภาวะลิ้นหัวใจไตรคัลรั่วรุนแรง ทำให้วัด SpO_2 ได้ค่าต่ำลง

9. ผลของไขมัน ผู้ป่วยที่ได้สารไขมันเข้าเส้นเลือดหรือมี Chylomicron ในเลือดสูงจะรบกวนการดูดซับคลื่นแสง ทำให้ค่า SpO_2 ที่อ่านได้ต่ำกว่าค่าความจริง

Wouters และคณะ ศึกษาปัจจัยที่มีผลต่อความถูกต้องของค่า SpO_2 จากเครื่อง Pulse oximetry ในผู้ป่วยระหว่างและหลังการผ่าตัด จำนวน 1,483 ราย พบว่าปัจจัยที่มีผลทำให้ค่าที่ได้จากเครื่อง Pulse oximetry ขาดความเที่ยงตรง คือ ระดับอุณหภูมิร่างกายส่วนปลาย ความหนาของนิ้วมือ ระดับฮีโมโกลบินและสีผิว ส่วนระดับความดันโลหิต อายุ เพศ อุณหภูมิส่วนกลางของร่างกาย ระดับบิลิรูบิน การได้รับ Vasopressor ปริมาณเลือดที่สูญเสียระหว่างผ่าตัด ชนิดของการผ่าตัดและระดับ Carboxyhemoglobin / Methemoglobin ไม่มีผลต่อค่า SpO_2 ที่ตรวจวัด

ตัวบ่งชี้และข้อควรระวังในการนำเครื่อง Pulse oximetry มาใช้ทางคลินิก

1. ประเมินภาวะออกซิเจนในเลือดต่ำ (Hypoxemia) สามารถใช้ประเมินแทน SaO_2 ในการบอกถึง PaO_2 ได้ในกรณีที่ Oxygen dissociation curve ปกติ คือ

- SaO_2 ร้อยละ 94 ~ PaO_2 80 มม.ปรอท

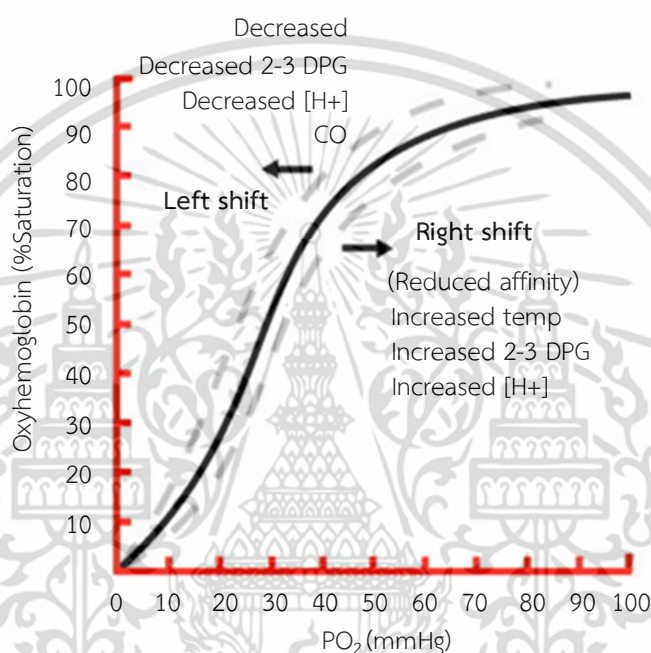
- SaO_2 ร้อยละ 90 ~ PaO_2 60 มม.ปรอท (Minimum SaO_2 หากค่าต่ำกว่านี้ PaO_2 จะต่ำลงมาก)

ในขณะหายใจปกติ)

- SaO_2 ร้อยละ 75 ~ PaO_2 40 มม.ปรอท (ค่าปกติของออกซิเจนในเลือดต่ำ

- SaO_2 ร้อยละ 50 ~ PaO_2 27 มม.ปรอท (เป็นจุดที่ร่างกายเกิดการสันดาปแบบไม่ใช้ออกซิเจน)

ฉะนั้นหาก SpO₂ น้อยกว่าร้อยละ 90 ถือว่าออกซิเจนในเลือดแดงต่ำมาก เนื่องจากอยู่ในช่วงขาของ Oxygen dissociation curve ดังรูปที่ 2.5 โดยทั่วไปจึงถือว่าระดับ SpO₂ ที่น้อยกว่าร้อยละ 90 ร่างกายจะมีภาวะขาดออกซิเจน แต่จากการศึกษาในผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาในหออภิบาลพบว่า ค่า SpO₂ ร้อยละ 94 จะสัมพันธ์กับ SaO₂ ร้อยละ 90 โดยมี Sensitivity ร้อยละ 86, Specificity ร้อยละ 82, Positive predictive value ร้อยละ 99 ดังนั้นในผู้ป่วยหนักอาจต้องใช้ SpO₂ ที่ร้อยละ 94 แทนร้อยละ 90 เพื่อวินิจฉัยภาวะขาดออกซิเจนได้เร็วขึ้น



รูปที่ 2.5 ความสัมพันธ์ระหว่าง SaO₂ และ PaO₂ (Oxygen dissociation curve)

เครื่อง Pulse oximetry สามารถใช้ติดตามในกรณีใช้เครื่องช่วยหายใจ ช่วยในการปรับระดับออกซิเจน ช่วยในการติดตามระดับออกซิเจนขณะดมยาสลบหรือระหว่างขนย้ายผู้ป่วย ประเมินภาวะออกซิเจนในเลือดต่ำขณะนอน เป็นต้น จากการศึกษาใช้เครื่อง Pulse oximetry กับผู้ป่วยในห้องผ่าตัดและหลังการผ่าตัด 20,802 ราย พบว่าให้ค่าถูกต้องร้อยละ 97.5 อย่างไรก็ตามจนถึงปัจจุบันยังไม่มีข้อมูลหรือการศึกษาใดที่แสดงให้เห็นว่าการติดตามระดับ SpO₂ ด้วย เครื่อง Pulse oximetry อย่างต่อเนื่อง สามารถลดอัตราการตาย หรืออัตราการพิการในผู้ป่วยกลุ่มต่างๆ ได้ เช่น ผู้ป่วยหนักที่เข้ารับการักษาในหออภิบาล ผู้ป่วยที่อยู่ระหว่างการผ่าตัดและภายหลังการผ่าตัด ผู้ป่วยที่ห้องฉุกเฉิน

อย่างไรก็ตาม SpO₂ ไม่สามารถประเมินภาวะออกซิเจนในเลือดต่ำได้รวดเร็ว และไม่สามารถใช้แทน PaO₂ ได้ทุกกรณี โดยเฉพาะช่วง PaO₂ ที่ปกติหรือสูง จากกราฟ Oxygen dissociation curve ช่วง PaO₂ มากกว่า 80 มม.ปรอท กราฟความชันเกือบเป็นเส้นตรงมีการเปลี่ยนแปลงของ SaO₂ น้อย ตัวอย่างเช่น ผู้ป่วยปอดอักเสบได้รับออกซิเจนมีการเปลี่ยนแปลงค่า PaO₂ จาก 140 เป็น 65 มม.ปรอท เมื่อวัด SpO₂ จะได้ร้อยละ 100 ตลอด จึงไม่สามารถบอกการเปลี่ยนแปลง

ได้จนกว่า PaO_2 น้อยกว่า 60 มม.ปรอท ค่า SpO_2 จึงลดลง อีกปัจจัยที่ต้องคำนึงถึงคือ ความคลาดเคลื่อนของค่า SpO_2 โดยเฉลี่ย ร้อยละ 2 เมื่อค่า SaO_2 มากกว่าร้อยละ 90 ดังนั้นหากอ่านค่า SpO_2 ได้ ร้อยละ 96 หมายถึงผู้ป่วยอาจจะมีระดับ PaO_2 ระหว่าง 80 มม.ปรอท (SaO_2 ร้อยละ 94) ถึง 150 มม.ปรอท (SaO_2 ร้อยละ 98)

2. ใช้บอกอัตราและจังหวะของชีพจร

3. ใช้วัดระดับความดันเลือดซิสโตลิกได้โดยดูการเปลี่ยนแปลงของรูปร่างคลื่นก่อนการวัดความดันเลือด จะเห็นรูปร่างคลื่นก่อนการวัดความดันเลือด จะเห็นรูปร่างคลื่นการไหลเวียนตามปกติ เมื่อเพิ่มความดันขึ้นเรื่อยๆ จนสูงกว่าค่าความดันซิสโตลิก เมื่อเพิ่มความดันขึ้นเรื่อยๆ จนสูงกว่าค่าความดันซิสโตลิก คลื่นการไหลเวียนจะหายไป ค่าความดันซิสโตลิก คือค่าความดันเมื่อเห็นคลื่นการไหลเวียนกลับมาอีกครั้งหนึ่ง

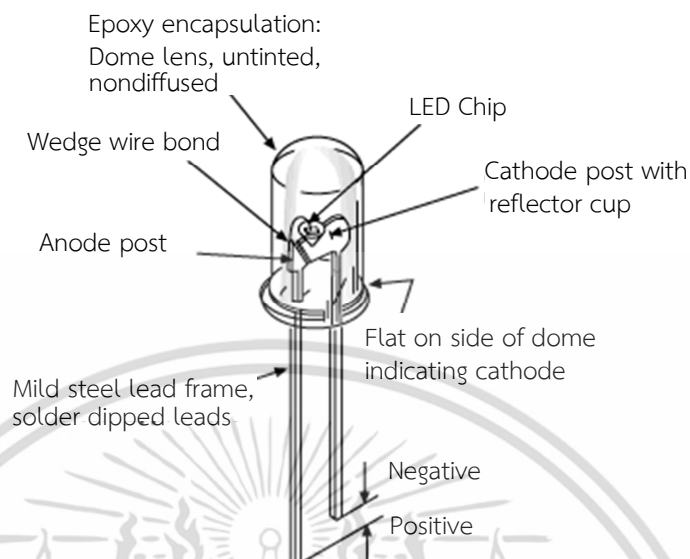
การวัดความอิมพัลส์ออกซิเจนของฮีโมโกลบิน โดยชีพจรเพื่อประเมินระดับออกซิเจนในร่างกายมีความสะดวกรวดเร็วและไม่ต้องเจาะเลือด จึงมีการใช้อย่างแพร่หลายมากขึ้นในปัจจุบัน การเข้าใจหลักการทำงาน ข้อจำกัดของเครื่องมือจะทำให้แปลผลได้อย่างถูกต้องและแม่นยำ อันนำมาซึ่งการดูแลรักษาผู้ป่วยที่ดีต่อไป [1]

2.2 อุปกรณ์ทางแสง

อุปกรณ์ทางแสงจะแบ่งออกเป็น 2 แบบก็คืออุปกรณ์กำเนิดแสงทำหน้าที่เปลี่ยนสัญญาณไฟฟ้าเป็นสัญญาณแสง และอุปกรณ์รับแสงที่จะทำหน้าที่เปลี่ยนสัญญาณแสงให้เป็นสัญญาณไฟฟ้า ในหัวข้อนี้กล่าวถึงอุปกรณ์สำคัญต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับการปล่อยแสงและการรับแสง รวมถึงโครงสร้างและการทำงานในการทำงานในการเปลี่ยนสัญญาณไฟฟ้าให้เป็นสัญญาณแสง และการเปลี่ยนสัญญาณแสงให้เป็นสัญญาณไฟฟ้า

2.2.1 อุปกรณ์กำเนิดแสง

ไดโอดเปล่งแสง หรือ LED เป็นอุปกรณ์สารกึ่งตัวนำอย่างหนึ่ง จัดอยู่ในจำพวกไดโอด ที่สามารถเปล่งแสงในช่วงสเปกตรัมแคบ เมื่อถูกไบอัสทางไฟฟ้าในทิศทางไปข้างหน้า ปรากฏการณ์นี้อยู่ในรูปของ Electroluminescence สีของแสงที่เปล่งออกมานั้นขึ้นอยู่กับองค์ประกอบทางเคมีของวัสดุกึ่งตัวนำที่ใช้ และเปล่งแสงได้ใกล้ช่วงอัลตราไวโอเล็ต ช่วงแสงที่มองเห็น และช่วงอินฟราเรด โครงสร้างของ LED แสดงดังรูปที่ 2.6 [3]



รูปที่ 2.6 โครงสร้างของ LED

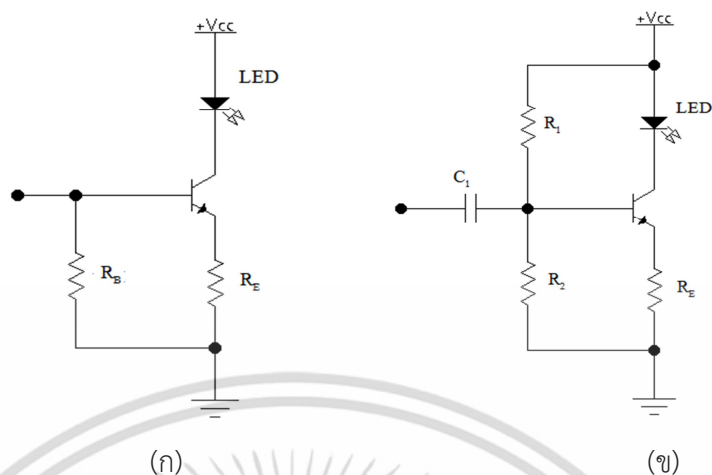
ตัวบ่งชี้ว่า LED มีความยาวคลื่นเท่าไรบ้างนั้น จะใช้สีเป็นตัวบ่งชี้ ดังแสดงในตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 สี และความยาวคลื่นของ LED

สีของแสง	สีของ LED อินฟราเรด	ความยาวคลื่น (nm)
		> 760
	แดง	620-710
	ส้ม	585-620
	เหลือง	575-585
	เขียว	500-575
	น้ำเงิน	445-500
	คราม	425-445
	ม่วง	390-425
	อัลตราไวโอเล็ต	5-390

อย่างไรก็ตาม การที่จะทำให้ LED ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพนั้น จะต้องทราบถึงคุณสมบัติของวงจรขับสัญญาณแสงที่ดี ซึ่งจะต้องมีคุณสมบัติคือ ต้องทำให้กำลังแสงมีค่าคงที่ต่อเนื่องตลอดเวลาและไม่มีการเปลี่ยนแปลงใดๆ อันเนื่องมาจากผลกระทบของอุณหภูมิและสภาพแวดล้อมขณะใช้งาน โดยทั่วไปวงจรขับสัญญาณแสงนั้นจะมีทั้งที่เป็นวงจรขับสัญญาณแสงแบบอนาล็อกดังรูปที่ 2.7(ก) และวงจรขับสัญญาณแสงแบบดิจิทัลดังรูปที่ 2.7(ข)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

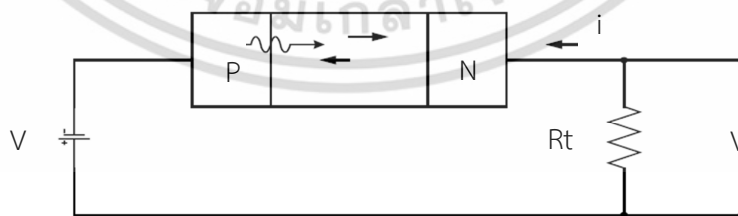


รูปที่ 2.7 วงจรขับสัญญาณแสง

(ก) วงจรขับสัญญาณแสงอนาล็อก, (ข) วงจรขับสัญญาณแสงแบบดิจิทัล

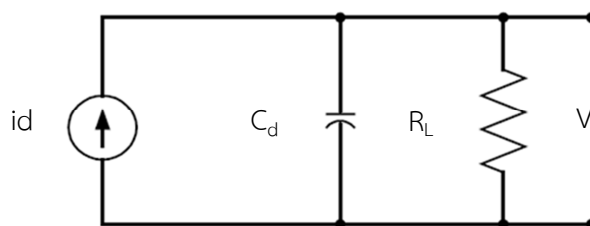
2.2.2 อุปกรณ์ตรวจวัดแสง

โฟโตไดโอดเป็นอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่รับพลังงานแสงให้เป็นกระแสไฟฟ้า โดยที่โฟโตไดโอดเป็นสารกึ่งตัวนำนั้นมีขนาดเล็กมีความไวสูงมีช่วงเวลาดำเนิน (Rise time) สั้นและอาศัยแหล่งจ่ายแรงดันไฟฟ้าแรงดันต่ำ ดังนั้นอุปกรณ์ชนิดนี้จึงเป็นที่นิยมนำมาใช้งานทางด้าน การสื่อสารทางแสง โฟโตไดโอดมีหลักการทำงานแสดงดังรูปที่ 2.8 และเมื่อโฟโตไดโอดได้รับการไบแอสย้อนกลับ (Reverse bias) จึงเกิดรอยต่อ (Junction) บริเวณรอยต่อระหว่างพีกับเอ็นซึ่งเป็นบริเวณที่ไม่มีอนุภาคตัวนำอิสระอยู่ บริเวณดังกล่าวเรียกว่าบริเวณปลอดพาหะ (Depletion region) และอิเล็กตรอนลงมาบนบริเวณปลอดพาหะ ทำให้เกิดอนุภาคตัวนำอิสระอิเล็กตรอนและโฮลขึ้นเกิดเป็นกระแสไหลในวงจรรภายนอกโดยทั่วไปพีเอ็นโฟโตไดโอดมีช่วงเวลาดำเนินอยู่ในช่วง μs ซึ่งไม่เหมาะที่จะนำมาใช้ในงานทางด้าน การสื่อสารทางแสงที่มีอัตราการส่งข้อมูลสูง นอกจากนี้อุปกรณ์รับแสงชนิดสารกึ่งตัวนำก็ยังมี การตอบสนองต่ำ ดังนั้นจึงมีการพัฒนาอุปกรณ์รับแสงอีกชนิดหนึ่งขึ้นมาคือไดโอด วงจรสมมูลของโฟโตไดโอด [4] แสดงได้ดังรูปที่ 2.9



รูปที่ 2.8 โฟโตไดโอด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.9 วงจรสมมูลของโฟโตไดโอด

คุณสมบัติของอุปกรณ์รับแสง และประสิทธิภาพของอุปกรณ์รับแสงประเมินจากคุณสมบัติต่างๆ ได้แก่

- ประสิทธิภาพควมอดัม (Quantum efficiency) ซึ่งแสดงค่าของแสงที่รับมาถูกเปลี่ยนเป็นไฟฟ้าได้มากน้อยแค่ไหน

- ความไวในการรับแสงได้ดี (High sensitivity) เฉพาะในช่วงความยาวคลื่นที่ต้องการ เนื่องจากการส่งสัญญาณแสงจะใช้ความยาวคลื่นแสงในช่วงเฉพาะ ดังนั้นหากแสงอื่นที่มีความยาวคลื่นไม่เกี่ยวข้องกันมาตกกระทบพร้อมกัน ย่อมทำให้เกิดสัญญาณรบกวนและอาจจะทำให้ข้อมูลเกิดการผิดพลาดได้

- เวลาในการตอบสนองสัญญาณ (Response time) ต้องสั้นมาก กล่าวคือเมื่อมีแสงตกกระทบที่โฟโตดีเทคเตอร์ต้องเปลี่ยนเป็นสัญญาณไฟฟ้าด้วยเวลาที่สั้นที่สุด เพื่อที่ว่าข้อมูลจำนวนมากใช้รับส่งด้วยความเร็วสูงได้

- ในระบบสื่อสารแบบอนาล็อกต้องใช้โฟโตดีเทคเตอร์ชนิดลิเนียร์ (Linear) หรือตอบสนองต่อสัญญาณที่ได้รับในลักษณะเชิงเส้น เพื่อลดการผิดเพี้ยนของสัญญาณลงให้น้อยที่สุด

- สัญญาณรบกวนภายในอันเนื่องมาจากสภาพแวดล้อมต้องมีค่าน้อยที่สุด

2.3 พื้นฐานเครือข่ายไร้สาย

ปัจจุบันเทคโนโลยีระบบเครือข่ายไร้สาย หรือ Wi-Fi กำลังได้รับความนิยมเป็นอย่างมาก เนื่องจากประโยชน์ของ Wi-Fi มีอยู่มากมายโดยเฉพาะอย่างยิ่ง Wi-Fi ได้สร้างความสะดวกและอิสระในการทำงานและติดตั้งเครือข่าย เทคโนโลยี Wi-Fi ทำให้การเชื่อมต่ออุปกรณ์คอมพิวเตอร์ในบ้านหรือสำนักงานเข้าด้วยกัน หรือต่อเข้ากับเครือข่ายโดยไม่จำเป็นต้องใช้สายนำสัญญาณให้ยุ่งยากและดูเกะกะอีกต่อไป อุปกรณ์คอมพิวเตอร์ทั้งแบบตั้งโต๊ะและแบบพกพาสามารถเชื่อมต่อถึงกัน หรือเชื่อมต่อเข้ากับเครือข่ายจากตำแหน่งต่างๆ ที่อยู่ในรัศมีของสัญญาณ Wi-Fi

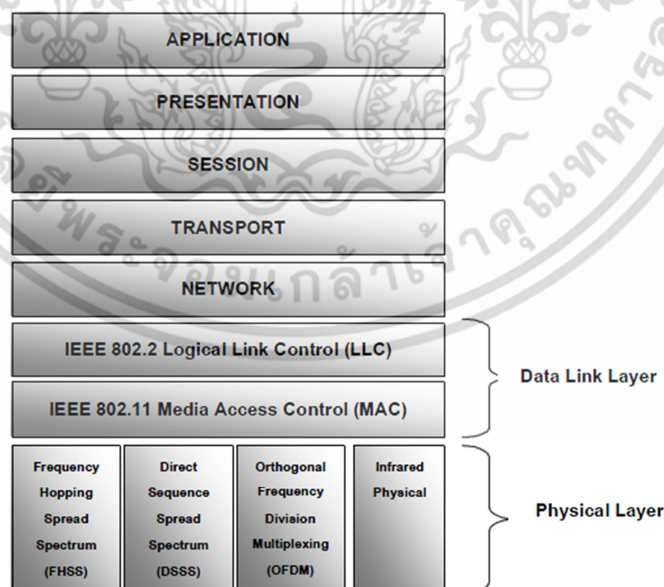
2.3.1 ระบบเครือข่ายไร้สาย

ระบบเครือข่ายไร้สาย ได้ถูกออกแบบมาเพื่อรับ - ส่งข้อมูลและเข้าถึงโครงข่ายโดยอาศัยคลื่นวิทยุแทนการใช้สายสัญญาณ โดยมีมาตรฐาน IEEE 802.11 เป็นการเชื่อมต่อระหว่างเครื่องลูกข่ายหรือไคลเอนต์ (Client) กับเครื่องแม่ข่าย (Base station) หรือ แอซเซสพอยต์ (Access - point) เช่นเดียวกับการเชื่อมต่อระหว่างเครื่องลูกข่ายด้วยกันเอง แต่ต้องคำนึงข้อจำกัดในเรื่องของการรับและส่งข้อมูลแต่จะช่วยให้เครื่องลูกข่ายสามารถเข้าถึงเครือข่ายจากตำแหน่งใดก็ได้ ที่สัญญาณจากอุปกรณ์แม่ข่ายจะแผ่ขยายไปถึงได้ ระบบจะมีข้อดีอยู่หลายประการด้วยกัน เช่น ความสะดวกในการเคลื่อนย้าย จะช่วยให้สามารถใช้งานจากตำแหน่งต่าง ๆ และยังสามารถเชื่อมต่อในลักษณะ Real time ได้ และความยืดหยุ่น ของระบบได้ค่อนข้างมากทั้งการใช้งานและการขยายโครงข่าย อีกทั้งต้นทุนในการติดตั้งเครือข่ายที่คุ้มค่า หากเปรียบเทียบกับต้นทุนในการเดินสายสัญญาณเพิ่มเติมภายในอาคาร และมาตรฐานกลางมารองรับซึ่งสามารถใช้งานร่วมกันกับอุปกรณ์อื่นได้ ข้อมูลจะมีความปลอดภัยเนื่องจากการเข้ารหัสข้อมูลมาควบคุม

จุดมุ่งหมายของมาตรฐาน IEEE 802.11 จัดทำขึ้นสำหรับพัฒนาในส่วนของ Media Access Control (MAC) layer และ Physical (PHY) layer เพื่อรองรับการเชื่อมต่อในลักษณะไร้สายสำหรับอุปกรณ์ต่าง ๆ ภายในพื้นที่ท้องถิ่น ส่วนชั้นบนของแบบจำลอง Open System Interconnection (OSI) จะยังคงเหมือนเดิมเหมือนกรณีของมาตรฐาน IEEE 802.x อื่น ๆ

2.3.2 สถาปัตยกรรมของระบบเครือข่ายไร้สาย

สถาปัตยกรรมการทำงานของระบบเครือข่ายไร้สายตามมาตรฐานของระบบ ประกอบไปด้วย 2 ระดับด้วยกันได้แก่ Physical layer และ Data link layer [6] ตามรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.10 โครงสร้างและส่วนประกอบทางสถาปัตยกรรมระบบเครือข่ายไร้สาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.3 เครือข่ายไร้สายมาตรฐาน IEEE 802.11

เครือข่ายไร้สายมาตรฐาน IEEE 802.11 ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ครั้งแรกเมื่อปี พ.ศ. 2540 โดยสถาบัน The Institute of Electronics and Electrical Engineerings (IEEE) ซึ่งมีข้อกำหนดระบุไว้ว่าผลิตภัณฑ์เครือข่ายไร้สายในส่วนของ PHY layer นั้นมีความสามารถในการรับ - ส่งข้อมูลด้วยความเร็ว 1, 2, 5.5, 11 และ 54 เมกะบิตต่อวินาที (Mbps) โดยมีสื่อนำสัญญาณ 2 ประเภทให้เลือกใช้งานอันได้แก่คลื่นวิทยุย่านความถี่ 2.4 GHz และคลื่นอินฟราเรด ส่วนในระดับชั้น MAC layer นั้นได้กำหนดกลไกของการทำงานแบบ CSMA/CA ซึ่งมีความคล้ายคลึงกับ CSMA/CD ของมาตรฐาน IEEE 802.3 Ethernet ซึ่งนิยมใช้งานบนระบบเครือข่ายแบบไร้สาย โดยมีกลไกในการเข้ารหัสข้อมูลก่อนแพร่กระจายสัญญาณไปในอากาศ พร้อมทั้งมีการตรวจสอบผู้ใช้งานอีกด้วย

มาตรฐาน IEEE 802.11 ในยุคแรกเริ่มนั้นให้ประสิทธิภาพการทำงานที่ค่อนข้างต่ำ ทั้งไม่มีการรับรองคุณภาพของการให้บริการที่เรียกว่า Quality of Service (QoS) ซึ่งมีความสำคัญในสภาพแวดล้อมที่มีแอปพลิเคชันหลากหลายประเภทการใช้งาน นอกจากนั้นกลไกในเรื่องการรักษาความปลอดภัยที่นำมาใช้ยังมีช่องโหว่จำนวนมาก IEEE จึงได้จัดตั้งคณะทำงานขึ้นมาหลายชุดด้วยกัน เพื่อทำการพัฒนาและปรับปรุงมาตรฐานให้มีศักยภาพเพิ่มสูงขึ้น โดยที่มาตรฐาน IEEE 802.11 ได้สรุปออกมาดังตารางที่ 2.2 ซึ่งในแต่ละประเภทได้อธิบายดังต่อไปนี้ [7]

2.3.3.1 IEEE 802.11b

เป็นมาตรฐานที่ถูกตีพิมพ์และเผยแพร่ออกมาพร้อมกับมาตรฐาน IEEE 802.11a เมื่อปี พ.ศ. 2542 ซึ่งเป็นที่รู้จักกันดีและได้รับความนิยมในการใช้งานกันอย่างแพร่หลายมากที่สุดผลิตภัณฑ์ที่ออกแบบมาให้รองรับมาตรฐาน IEEE 802.11b ใช้เทคโนโลยีที่เรียกว่า Complimentary Code Keying (CCK) ร่วมกับเทคโนโลยี Direct Sequence Spread Spectrum (DSSS) เพื่อให้สามารถรับ - ส่งข้อมูลได้ด้วยอัตราความเร็วสูงสุดที่ 11 Mbps โดยใช้คลื่นสัญญาณวิทยุย่านความถี่ 2.4 GHz ซึ่งเป็นย่านความถี่ที่อนุญาตให้ใช้งานในแบบสาธารณะทางด้านวิทยาศาสตร์ อุตสาหกรรม และการแพทย์ โดยผลิตภัณฑ์ที่ใช้ย่านความถี่นี้ มีทั้งผลิตภัณฑ์ที่รับรองเทคโนโลยี Bluetooth โทรศัพท์ไร้สายและเตาไมโครเวฟ จึงทำให้การใช้งานนั้นมีปัญหาในเรื่องของสัญญาณรบกวนของผลิตภัณฑ์เหล่านี้ ข้อดีของมาตรฐาน IEEE 802.11b ก็คือ สนับสนุนการใช้งานเป็นบริเวณกว้างกว่ามาตรฐาน IEEE 802.11a ผลิตภัณฑ์มาตรฐาน IEEE 802.11b เป็นที่รู้จักในเครื่องหมายการค้า Wi - Fi ซึ่งกำหนดขึ้นโดย Wireless Ethernet Compatibility Alliance (WECA) โดยผลิตภัณฑ์ที่ได้รับเครื่องหมาย Wi - Fi ได้ผ่านการตรวจสอบและรับรองว่าเป็นไปตามข้อกำหนดของมาตรฐาน IEEE 802.11b ซึ่งสามารถใช้งานร่วมกันกับผลิตภัณฑ์ของผู้ผลิตรายอื่น ๆ ได้

2.3.3.2 IEEE 802.11g

เป็นมาตรฐานที่นิยมใช้งานกันมากในปัจจุบัน และได้เข้ามาทดแทนผลิตภัณฑ์ที่รองรับมาตรฐาน IEEE 802.11b เนื่องจากสนับสนุนอัตราความเร็วในการรับ - ส่งข้อมูลในระดับ 54 Mbps โดยใช้เทคโนโลยี OFDM บนคลื่นสัญญาณวิทยุย่านความถี่ 2.4 GHz และให้รหัสมีการทำงานที่มากกว่า IEEE 802.11a พร้อมความสามารถในการใช้งานร่วมกันกับมาตรฐาน IEEE 802.11b ได้

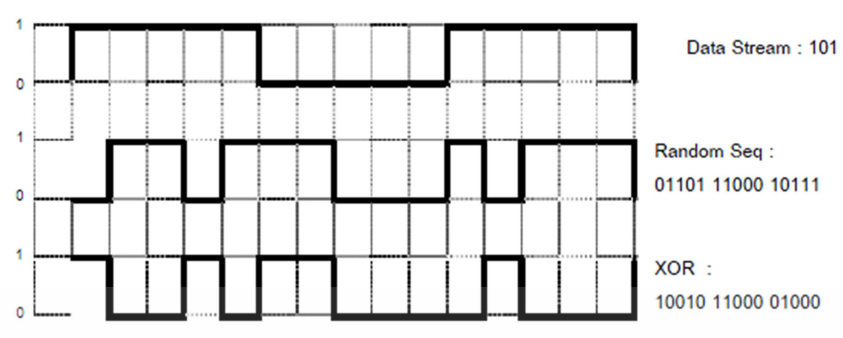
2.3.3.3 IEEE 802.11n

เป็นมาตรฐานของผลิตภัณฑ์เครือข่ายไร้สายที่คาดหมายกันว่า จะเข้ามาแทนที่มาตรฐาน IEEE 802.11a, IEEE 802.11b และ IEEE 802.11g ที่ใช้งานกันอยู่ในปัจจุบัน โดยให้อัตราความเร็วในการรับส่งข้อมูลในระดับ 100 Mbps แต่ในเวลาต่อมาก็ได้มีการวางแผนพัฒนาความเร็วเป็น 600 Mbps ในส่วนของรายละเอียดบางส่วนของการพัฒนา 802.11n คือการพัฒนากระบวนสายอากาศที่เรียกว่า มายโม (Multiple Input Multiple Output : MIMO) ที่เพิ่มจำนวนเสาและอุปกรณ์รับ - ส่ง ทำให้สามารถทำความเร็วในการรับ - ส่งข้อมูลได้ที่อัตราเร็ว 300 Mbps เมื่อใช้เสาอากาศจำนวน 2 ชุด และสามารถทำความเร็วได้ถึง 600 Mbps เมื่อใช้เสาอากาศจำนวน 4 ชุด มีการพัฒนาระบบเพื่อเพิ่มระยะทำการโดยอาศัยเทคโนโลยีที่เรียกว่า การจัดการบีมสัญญาณ พร้อมกับการพัฒนาการเข้ารหัสที่เรียกว่า Space time block code เพื่อใช้ในการหลุดของการเชื่อมต่อ โดยการใช้เสาอากาศสำรองแบบหลายชุด

ตารางที่ 2.2 เปรียบเทียบมาตรฐานของ IEEE 802.11

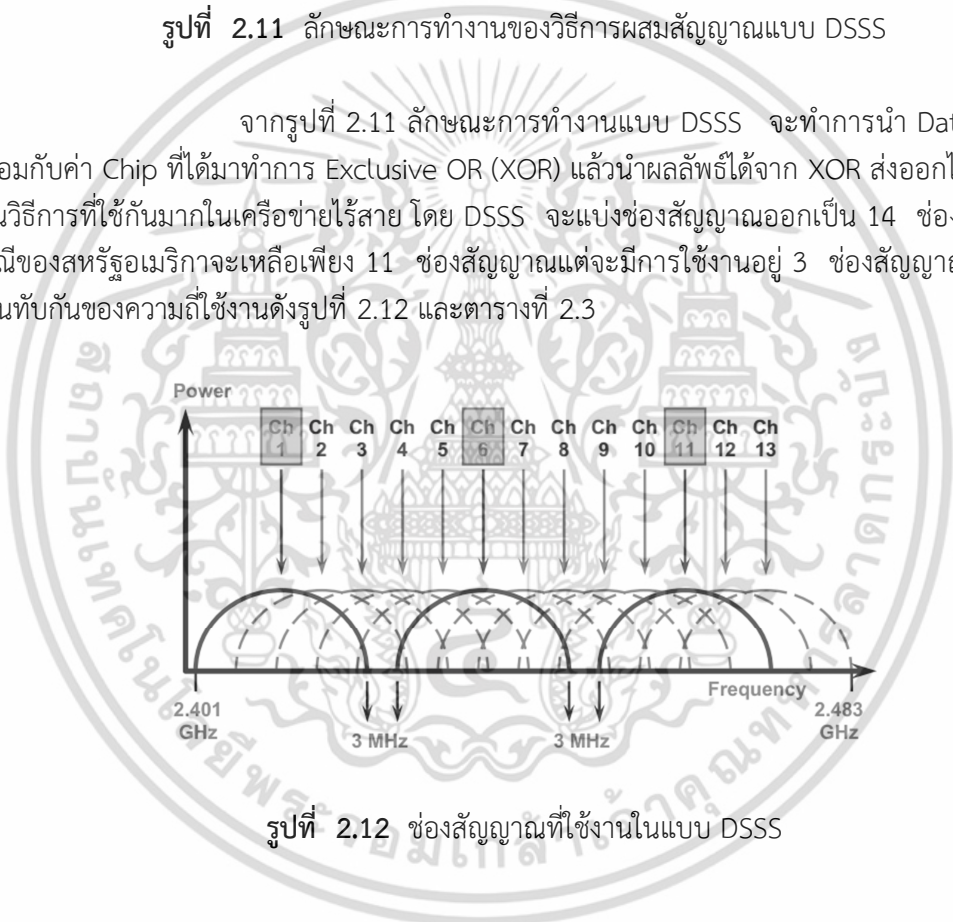
Standard	Op.Frequency	Throughput	Data Rate (Max)	Range (Indoor)
802.11b	2.4-2.5 GHz	4 Mb/s	11 Mb/s	~ 35 meters
802.11g	2.4-2.5 GHz	19 Mb/s	54 Mb/s	~ 35 meters
802.11n	2.4 GHz and/or 5 GHz	74 Mb/s	248Mb/s = 2 x 2 ant	~ 70 meters

ที่ย่านความถี่ 2.4 GHz โดยครอบคลุมความถี่เต็มย่านความถี่ที่ 2.400 – 2.483 GHz ซึ่งความถี่ย่านนี้เรียกว่า Industrial Scientific Medicine (ISM) ซึ่งเป็นย่านความถี่ที่สงวนไว้ให้กับงานทางด้านอุตสาหกรรม วิทยาศาสตร์ และทางการแพทย์ใช้งานได้ทั่วโลก ผู้ที่ใช้งานความถี่นี้ไม่มีค่าใช้จ่าย IEEE ได้กำหนดมาตรฐานเป็นคลื่นวิทยุและอินฟราเรดโดยอุปกรณ์ที่เป็นคลื่นวิทยุใช้การผสมสัญญาณ เพื่อนำข้อมูลผ่านทางคลื่นวิทยุ ซึ่งมีวิธีการผสมสัญญาณอยู่หลายแบบ แต่ที่นิยมและแพร่หลายมากที่สุดคือแบบ DSSS ระบบ DSSS เป็นระบบ Spread spectrum เป็นที่รู้จักและแพร่หลายกันมากที่สุด โดยมีการกำหนดให้สัญญาณข้อมูลถูกห่อหุ้มด้วยรหัสพิเศษ เรียกว่า Pseudo random Noise (PN) ที่มีอัตราค่าของ Chip ที่สูง การใช้งานในรูปแบบนี้ สัญญาณจะต้องถูกขยายออกให้มากที่สุด และถ้าหากสัญญาณใดที่มีปัญหาความถี่ลดลงก็ยังสามารถทำงานได้ เนื่องจากยังมีกำลังงานของสัญญาณ ส่วนหนึ่งส่งออกไปยังปลายทางอีกช่องสัญญาณหนึ่งได้ [6]



รูปที่ 2.11 ลักษณะการทำงานของวิธีการผสมสัญญาณแบบ DSSS

จากรูปที่ 2.11 ลักษณะการทำงานของแบบ DSSS จะทำการนำ Data stream พร้อมกับค่า Chip ที่ได้มาทำการ Exclusive OR (XOR) แล้วนำผลลัพธ์ได้จาก XOR ส่งออกไป DSSS จะเป็นวิธีการที่ใช้กันมากในเครือข่ายไร้สาย โดย DSSS จะแบ่งช่องสัญญาณออกเป็น 14 ช่องสัญญาณในกรณีของสหรัฐอเมริกาจะเหลือเพียง 11 ช่องสัญญาณแต่จะมีการใช้งานอยู่ 3 ช่องสัญญาณ ที่ไม่มีการซ้อนทับกันของความถี่ใช้งานดังรูปที่ 2.12 และตารางที่ 2.3



รูปที่ 2.12 ช่องสัญญาณที่ใช้งานในแบบ DSSS

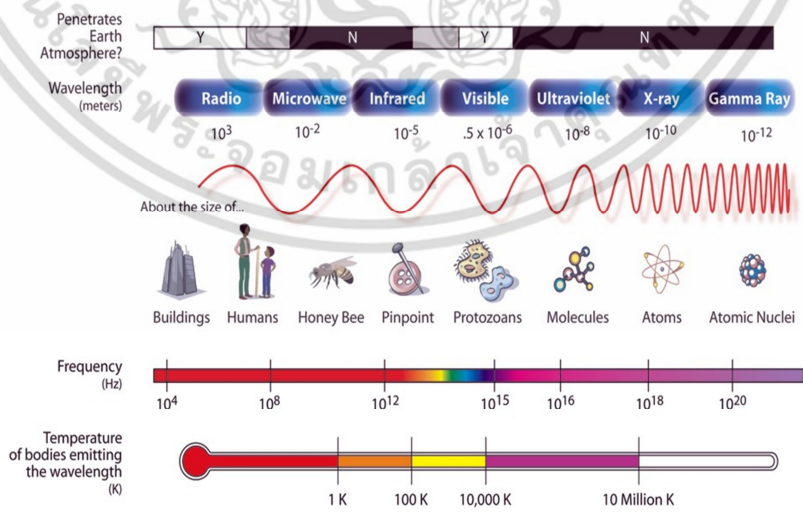
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2.3 การแบ่งความถี่ตามช่องสัญญาณจากระบบ DSSS

Channel	Channel Frequency (GHz)
1	2.412
2	2.417
3	2.422
4	2.427
5	2.432
6	2.437
7	2.442
8	2.447
9	2.452
10	2.457
11	2.467
12	2.467
13	2.473

2.3.4 พื้นฐานการแพร่กระจายของคลื่นวิทยุ

คลื่นวิทยุ เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าประเภทหนึ่งเช่นเดียวกับคลื่นเสียง [7] ที่มีความถี่ประมาณ 20 - 20,000 เฮิรตซ์ (Hz) และเป็นช่วงคลื่นที่หูของมนุษย์สามารถได้ยินและใช้ในการสื่อสารพูดคุยระหว่างกัน แต่สำหรับคลื่นวิทยุนั้นจะมีความถี่ที่สูงกว่าคลื่นเสียง มีความถี่อยู่ในช่วงประมาณ 10 กิโลเฮิรตซ์ (kHz) ถึง 300 GHz คลื่นวิทยุนี้หูของมนุษย์ไม่สามารถได้ยิน แต่มีความสามารถเดินทางได้ไกลกว่าคลื่นเสียง รูปที่ 2.13 สเปกตรัม (Spectrum) ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า [8]

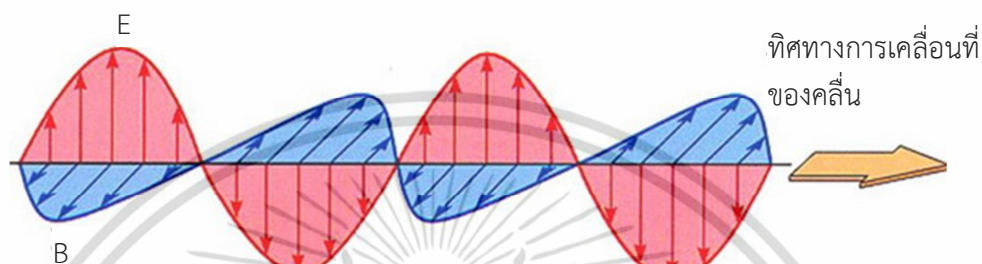


รูปที่ 2.13 สเปกตรัมของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.4.1 คุณสมบัติของคลื่นวิทยุ

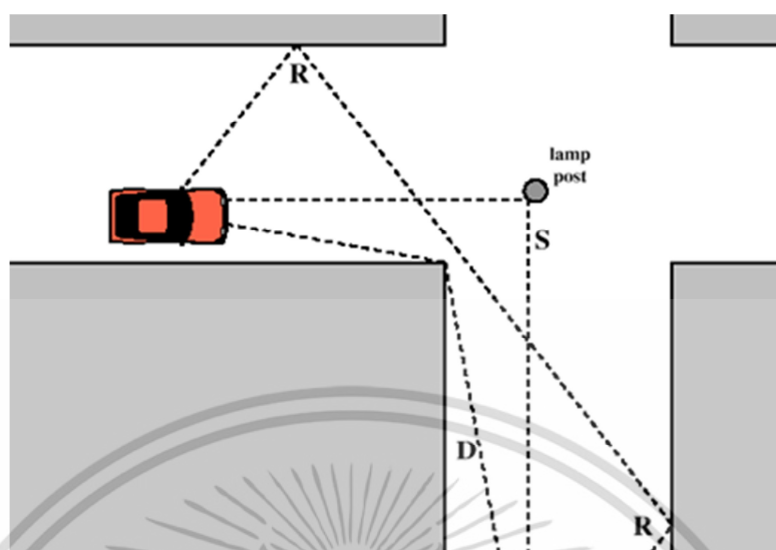
คลื่นวิทยุ เป็นคลื่นกำลังทางไฟฟ้าที่สามารถกระจายออกไปในบรรยากาศได้โดยการป้อนกระแสความถี่สูงไปในสายอากาศที่เหมาะสม พลังงานที่กระจายออกไปจะอยู่ในรูปคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งมีคุณสมบัติของสนามไฟฟ้า E และสนามแม่เหล็กไฟฟ้า B ตั้งฉากซึ่งกันและกัน ดังแสดงในรูปที่ 2.14 [9]



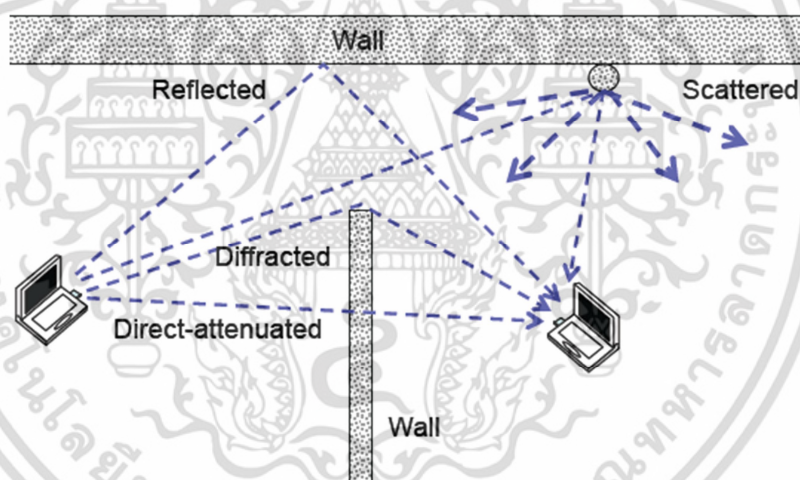
รูปที่ 2.14 สนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเคลื่อนที่ในบรรยากาศ

สนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กไฟฟ้า มีลักษณะรูปคลื่นแบบไซน์ เคลื่อนที่ไปตามเวลาความเร็วของคลื่นนี้เท่ากับ 3×10^8 เมตรต่อวินาทีในบรรยากาศ เนื่องจากการกระจายคลื่นออกไปทุกทิศทาง ฉะนั้นกำลังความเข้มของคลื่นที่กระจายออกไปจะเป็นอัตราส่วนกันกับระยะทางกำลังสอง คิดเทียบกับแหล่งกระจายคลื่นแบบจุดที่ กระจายไปทุกทิศทางเท่า ๆ กัน

คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าหรือคลื่นวิทยุจะมีย่านความถี่กว้าง แต่ทุกความถี่จะมีคุณสมบัติบางอย่างที่คล้ายคลึงกัน เช่น คลื่นวิทยุมีคุณสมบัติในการสะท้อนกลับ การหักเห และการเบี่ยงเบน เป็นต้น เราสามารถเปรียบเทียบคลื่นวิทยุกับแสงไฟหน้ารถ เมื่อแสงส่องไปกระทบกับวัตถุต่าง ๆ ในรูปแบบที่แตกต่างกัน โดยที่ R คือ Reflection, S คือ Scattering และ D คือ Diffraction [10] ดังแสดงในรูปที่ 2.15 และรูปที่ 2.16

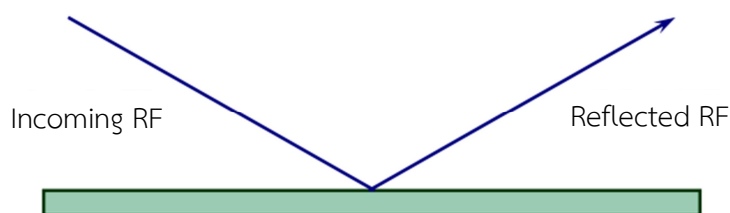


รูปที่ 2.15 คลื่นวิทยุมีคุณสมบัติในการสะท้อนกลับ การหักเห และการเบี่ยงเบน



รูปที่ 2.16 การแพร่กระจายคลื่นวิทยุระหว่างคอมพิวเตอร์ 2 ตัว ในรูปแบบต่าง ๆ

การสะท้อนกลับ (Reflection) ของคลื่นวิทยุ หมายถึง การเปลี่ยนทิศการเดินทางของคลื่นโดยทันทีทันใด เมื่อคลื่นนั้นเดินทางไปถึงกระทบที่ผิวของตัวกลางขนาดใหญ่ นั่นคือ คลื่นจะกระดอนออกจากผิว และสะท้อนออกจากตัวกลางในลักษณะเช่นเดียวกับการสะท้อนกับกระจกเงา แต่ประสิทธิภาพนั้นจะขึ้นอยู่กับตัวกลาง วัสดุที่มีขนาดใหญ่สามารถเป็นตัวนำได้ดี เช่น ทองแดง จะทำการสะท้อนกลับคลื่นวิทยุได้ดีมาก ดังแสดงในรูปที่ 2.17



รูปที่ 2.17 การสะท้อนกลับของคลื่น

2.3.4.2 รูปแบบการแพร่กระจายภายในอาคาร

การแพร่กระจายของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าภายในอาคาร เป็นหัวใจสำคัญที่จะนำไปใช้งานเกี่ยวกับระบบเครือข่ายแบบไร้สาย โทรศัพท์ไร้สาย และระบบอื่น ๆ ที่ใช้การสื่อสารความถี่วิทยุสิ่งแวดล้อมที่อยู่ภายในอาคารและภายนอกอาคารมีความแตกต่างกันอย่างมาก การสร้างแบบจำลองภายในอาคารมีความยุ่งยากและซับซ้อน เนื่องจากตัวแปรหลาย ๆ อย่างภายในแผนผังอาคารและวัสดุจากการก่อสร้าง นอกจากนี้สิ่งแวดล้อมสามารถเปลี่ยนได้ตลอดเวลา เช่น การเปิดปิดประตู การเคลื่อนที่ของคน เป็นต้น [7]

1. การรบกวน ในขณะที่เข้าใจว่าการแพร่กระจายสัญญาณภายในอาคารเป็นสิ่งจำเป็น แต่ก็ยังมีส่วนประกอบอีกอย่างในการทำงานของระบบไร้สายภายในอาคารที่สำคัญ สิ่งที่ต้องพิจารณาคือ สัญญาณรบกวน ซึ่งแตกต่างกับภายนอกอาคารที่ถึงแม้จะมีระยะทางในการส่งที่มากกว่าภายในอาคาร แต่ในความเป็นจริงแล้วภายในตัวอาคารจะมีสัญญาณรบกวนที่อยู่ใกล้เคียงกับระบบหรือสัญญาณที่ส่งไปมากกว่า ตัวอย่างของการส่งข้อมูลภายในอาคารได้แก่ คอมพิวเตอร์พกพาที่มีการ์ดไวร์เลสแลน ทำให้สามารถใช้เป็นพีมพ์, เม้าส์และคีย์บอร์ดไร้สายใช้มาตรฐานเดียวกับ Bluetooth ที่ใช้มาตรฐาน 802.11b หรือ ระบบ 802.11g ซึ่งใช้ DSSS แล้วนั้น จะมีการทำงานในความถี่เดียวกัน นอกจากนี้ส่วนประกอบภายในคอมพิวเตอร์ซึ่งใช้ความถี่สูง สัญญาณนาฬิกาจะก่อให้เกิดฮาร์โมนิค ซึ่งจะไปรบกวนกับระบบได้ เช่นเดียวกับหน้าจอคอมพิวเตอร์ ที่ก่อให้เกิดการรบกวน รวมไปถึงการแผ่พลังงานของความถี่วิทยุโดยหลอดฟลูออเรสเซนต์และอุปกรณ์สำนักงาน สิ่งเหล่านี้เองเป็นเหตุของการรบกวน

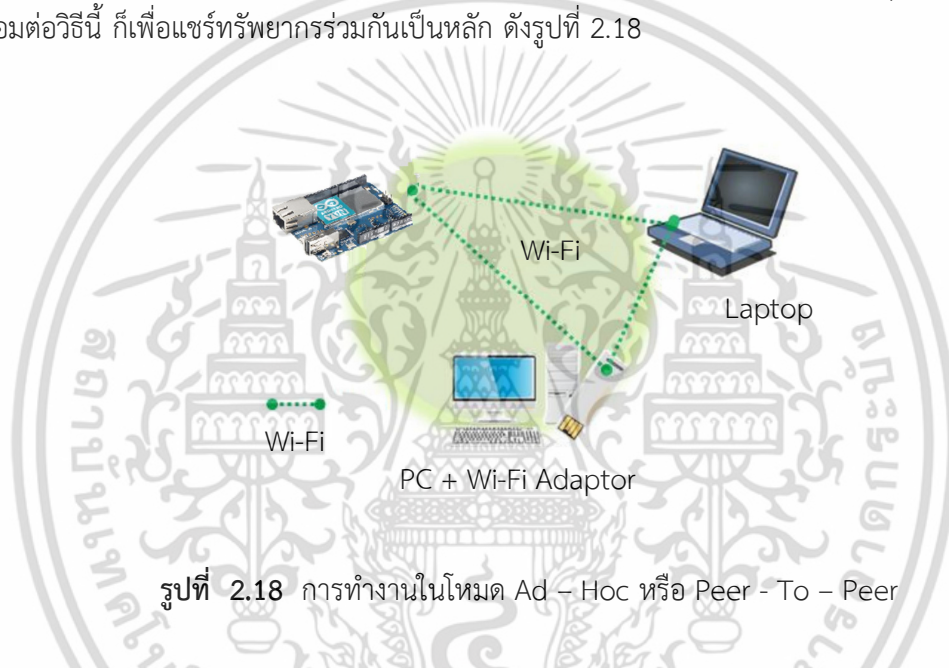
2. สภาวะแวดล้อมภายในอาคาร หลักการลักษณะเฉพาะของสิ่งแวดล้อมของการแพร่กระจายความถี่วิทยุภายในอาคารนั้น มีข้อแตกต่างจากการแพร่กระจายคลื่นภายนอกอาคารเนื่องมาจากมีการเคลื่อนที่ของวัตถุหรือคน ก็มีส่วนทำให้การแพร่กระจายนั้นแตกต่างไปได้

2.4 ลักษณะการเชื่อมต่อของอุปกรณ์ IEEE 802.11

การเชื่อมต่อเครือข่ายไร้สาย สามารถเชื่อมต่อได้ 2 วิธี [7] ด้วยกันคือ

2.4.1 Ad-hoc mode

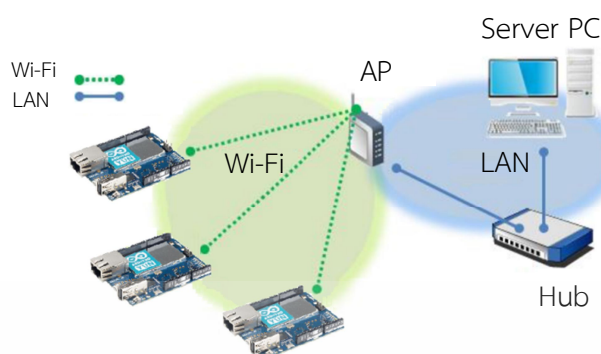
การเชื่อมต่อด้วยวิธีนี้ ในบางครั้งอาจเรียกว่าการเชื่อมต่อแบบ Peer-to-Peer วิธีนี้แต่ละโหนดบนเครือข่ายจะเชื่อมต่อกันโดยตรง การเชื่อมต่อเครือข่ายไร้สายแบบ Ad-Hoc จัดเป็นวิธีการเชื่อมต่อแบบพื้นฐาน ประหยัด โดยมีเพียงการ์ดเครือข่ายไร้สาย และคอมพิวเตอร์เพียง 2 เครื่อง ก็สามารถเชื่อมต่อเข้าด้วยกันได้แล้ว อย่างไรก็ตาม การเชื่อมต่อด้วยวิธี Ad-Hoc เหมาะสมกับเครือข่ายขนาดเล็ก หรือมีโหนดเชื่อมต่อจำนวนไม่มาก ซึ่งไม่ควรเกินกว่า 10 เครื่อง เนื่องจากจุดประสงค์ของการเชื่อมต่อวิธีนี้ ก็เพื่อแชร์ทรัพยากรร่วมกันเป็นหลัก ดังรูปที่ 2.18



รูปที่ 2.18 การทำงานในโหมด Ad - Hoc หรือ Peer - To - Peer

2.4.2 Infrastructure mode

การเชื่อมต่อด้วยวิธี Infrastructure นอกจากต้องมีการ์ดเครือข่ายไร้สายแล้ว ยังจำเป็นต้องใช้อุปกรณ์แอตเซสพอยต์เป็นจุดรับส่งสัญญาณ ทั้งนี้บนเครือข่ายสามารถมีแอตเซสพอยต์มากกว่า 1 เครื่อง ที่ติดตั้งไว้ตามจุดต่าง ๆ รวมถึงยังสามารถเชื่อมต่อแอตเซสพอยต์เข้ากับเครือข่ายแบบมีสายเพื่อใช้งานร่วมกันได้ สำหรับการติดตั้งเครือข่ายไร้สาย เพื่อนำไปใช้งานร่วมกับคอมพิวเตอร์จำนวนมาก หรือมีความต้องการควบคุมระบบเครือข่ายจากศูนย์กลาง ผ่านเครือข่ายไร้สาย รวมถึงมีระบบการจัดการความปลอดภัยที่ดี การติดตั้ง Wi-Fi ด้วยวิธี Infrastructure mode จัดเป็นวิธีที่เหมาะสมที่สุด แต่การเชื่อมต่อด้วยวิธีนี้จะมีต้นทุนที่สูงกว่าแบบ Ad-Hoc ดังรูปที่ 2.19



รูปที่ 2.19 การทำงานใหม่ Infrastructure

2.5 โพรโทคอล

โพรโทคอล (Protocol) คือ ข้อกำหนดหรือข้อตกลงในการสื่อสารระหว่างคอมพิวเตอร์ หรือ ภาษาสื่อสารที่ใช้เป็น ภาษากลางในการสื่อสารระหว่างคอมพิวเตอร์ด้วยกัน การที่เครื่องคอมพิวเตอร์ที่ถูก เชื่อมโยงกันไว้ในระบบจะสามารถติดต่อสื่อสารกันได้นั้น จำเป็นจะต้องมีการสื่อสารที่เรียกว่า โพรโทคอล เช่นเดียวกับคนเราที่ต้องมีภาษาพูดเพื่อให้สื่อสารเข้าใจกันได้ โพรโทคอลช่วยให้ระบบคอมพิวเตอร์สอง ระบบที่แตกต่างกันสามารถสื่อสารกันอย่างเข้าใจได้ คือข้อตกลงที่กำหนดเกี่ยวกับการสื่อสารระหว่าง เครื่องคอมพิวเตอร์ต่างๆ ทั้งวิธีการส่งและรับข้อมูล วิธีการตรวจสอบข้อผิดพลาดของการส่งและรับข้อมูล การแสดงผลข้อมูลเมื่อส่งและรับกันระหว่างเครื่องสองเครื่อง ดังนั้นจะเห็นได้ว่าโพรโทคอลมีความสำคัญ มากในการสื่อสารบนเครือข่าย หากไม่มีโพรโทคอลแล้ว การสื่อสารบนเครือข่ายจะไม่สามารถเกิดขึ้นได้ ตัวอย่างโพรโทคอล [7] ได้แก่

2.5.1 โพรโทคอล HTTP

Hypertext Transfer Protocol (HTTP) เป็นกลุ่มของกฎสำหรับการแลกเปลี่ยนไฟล์ (เช่น ข้อความ ภาพ เสียง ภาพเคลื่อนไหว และไฟล์มัลติมีเดียต่าง ๆ) บน World wide web ที่สัมพันธ์กับ ชุดโพรโทคอลแบบ TCP/IP (ซึ่งทำหน้าที่แลกเปลี่ยนสารสนเทศบนอินเทอร์เน็ต) โดย HTTP เป็น โพรโทคอลแบบประยุกต์ แนวคิดสำคัญของ HTTP คือไฟล์ต่าง ๆ สามารถเก็บการอ้างอิงไฟล์อื่น เพื่อ เรียกหรือดึงไฟล์ที่ต้องการ ใน Web server ที่มีไฟล์ HTML และไฟล์อื่นที่เรียกว่า HTTP daemon ซึ่ง เป็นโปรแกรมที่รับการออกแบบให้คอยรับและรักษาการขอ HTTP เมื่อการขอของ HTTP นั้นมาถึง ใน Web browser ของเครื่องคอมพิวเตอร์ผู้ใช้จะเป็น HTTP client เพื่อส่งการขอไปยังเครื่องแม่ข่ายเมื่อมี การเรียกไฟล์จาก Browser ของผู้ใช้ โดยเปิดไฟล์ของเว็บ (ด้วยการพิมพ์ชื่อ URL) หรือคลิกที่ Hypertext link จากนั้น Browser จะสร้างการขอ HTTP และไปยัง IP address ที่ชี้โดย URL เมื่อ HTTP daemon ในเครื่องแม่ข่ายปลายทางได้รับการขอ และประมวลผลเรียบร้อยแล้ว จะส่งไฟล์ที่ขอลกลับมา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5.2 โพรโทคอล TCP/IP

TPC/IP หรือ Transfer Control Protocol/Internet Protocol คือเครือข่ายโปรโตคอลที่สำคัญมากที่สุด เนื่องจากเป็นโปรโตคอลที่ใช้ในระบบเครือข่าย Internet รวมทั้ง Intranet ซึ่งประกอบด้วย 2 โปรโตคอลคือ TCP และ IP

IP address (Internet Protocol address) หรือชื่ออื่น เช่น ที่อยู่ไอพี, หมายเลขไอพี, เลขไอพี, IP address คือฉลากหมายเลขที่กำหนดให้แก่อุปกรณ์แต่ละชนิด (เช่นคอมพิวเตอร์ เครื่องพิมพ์) ที่มีส่วนร่วมอยู่ในเครือข่ายคอมพิวเตอร์หนึ่ง ๆ ที่ใช้อินเทอร์เน็ตโปรโตคอลในการสื่อสาร เลขที่อยู่ไอพีทำหน้าที่สำคัญสองอย่างได้แก่ การระบุแม่ข่ายหรือส่วนต่อประสานเครือข่าย และการกำหนดที่อยู่ให้ตำแหน่งที่ตั้ง บทบาทของมันได้บรรยายไว้ว่า "ชื่อใช้แสดงถึงเป้าหมายในการค้นหา ที่อยู่ใช้แสดงตำแหน่งเส้นทางคือวิธีการไปที่นั่น" ตัวอย่าง IP Address

- Class A ตั้งแต่ 10.xxx.xxx.xxx
- Class B ตั้งแต่ 172.16.xxx.xxx ถึง 172.31.xxx.xxx
- Class C ตั้งแต่ 192.168.0.xxx ถึง 192.168.255.xxx

Web server คือโปรแกรมที่อยู่และทำงานบนเครื่องฝั่ง Server (Host) ทำหน้าที่ในการรับคำสั่งจากการร้องขอของฝั่ง Client (โดยผ่านทาง Browser) และประมวลผลการทำงานจากการร้องขอดังกล่าว แล้วส่งข้อมูลกลับไปยังเครื่องของ Client ที่ร้องขอ สรุปลง่ายๆ ก็คือ Web server คือโปรแกรมที่คอยให้บริการแก่ Client ที่ร้องขอข้อมูลเข้ามาโดยผ่าน Browser เว็บที่เขียนด้วย ASP นั้นจะทำงานได้ก็จะต้องมี Web server เป็นตัว Run อีกทีหนึ่ง ดังนั้นถ้าต้องการให้เครื่องสามารถ Run ASP ได้ต้องจำลองเครื่องคอมพิวเตอร์ให้เป็น Server โดยใช้โปรแกรม Web Server ดังที่กล่าวข้างต้น

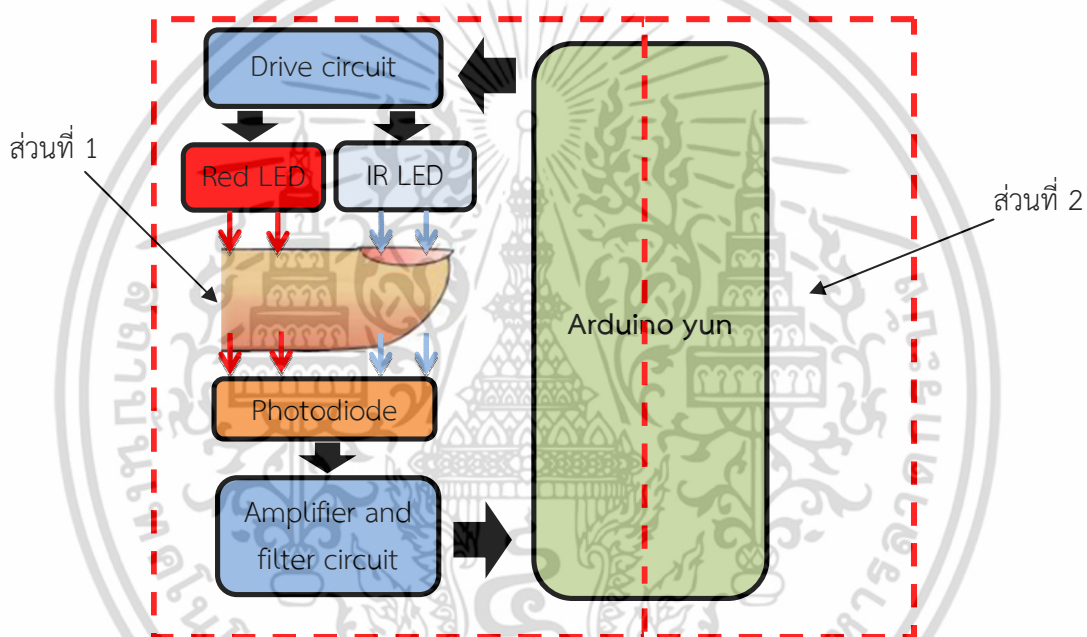
บทที่ 3 วิธีการดำเนินงาน

3.1 การออกแบบเครื่อง Pulse oximetry

การออกแบบ และการสร้างเครื่อง Pulse oximetry ผ่านระบบเครือข่ายไร้สาย ซึ่งการออกแบบได้แบ่งเป็น 2 ส่วน ดังรูปที่ 3.1 คือ

ส่วนที่ 1 เครื่อง Pulse oximetry

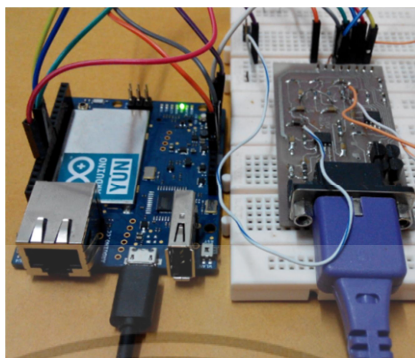
ส่วนที่ 2 ภาครับ-ส่ง ข้อมูลในระบบเครือข่ายไร้สาย



รูปที่ 3.1 ไดอะแกรมการออกแบบเครื่อง Pulse oximetry

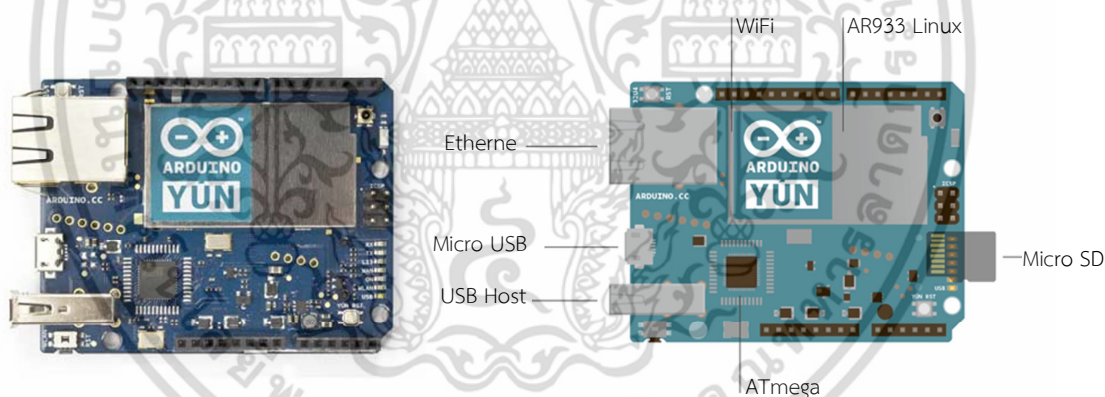
โดยเริ่มจากส่วนที่ 1 โดยมีการออกแบบดังนี้คือ ส่วนของวงจรภาครับ-ส่ง สัญญาณแสง ซึ่งทำหน้าที่เปลี่ยนสัญญาณไฟฟ้าให้เป็นสัญญาณแสงโดยมี Red LED และ IR LED เป็นอุปกรณ์ปล่อยแสง โดยผ่านอุปกรณ์ควบคุมคือ Arduino Yun โดยมีช่องทางการสื่อสารคืออากาศ แล้วส่งต่อไปยังวงจรภาครับสัญญาณแสง ในส่วนของวงจรภาครับสัญญาณแสง มีโฟโตไดโอด ซึ่งเป็นอุปกรณ์รับแสง ทำการเปลี่ยนสัญญาณแสงเป็นสัญญาณไฟฟ้า แต่เนื่องจากสัญญาณที่โฟโตไดโอดรับมานั้น ขนาดแอมพลิจูดจะมีขนาดเล็กมาก จึงจำเป็นต้องทำการขยายสัญญาณผ่านวงจรขยายสัญญาณเพื่อให้สัญญาณที่ออกมามีแอมพลิจูดที่สูงขึ้น แล้วส่งผ่านไปยังวงจรฟิลเตอร์ เพื่อกรองสัญญาณความถี่ให้ผ่านแค่ความถี่ที่ต้องการใช้งาน จากนั้นสัญญาณจะถูกส่งผ่านไปยัง Arduino Yun เพื่อประมวลผลต่อไป ดังแสดงในรูปที่ 3.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

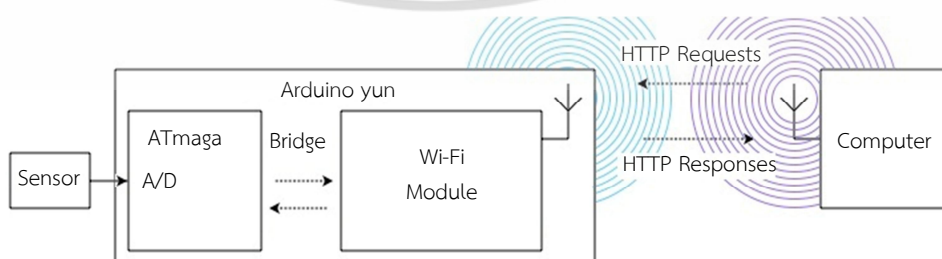


รูปที่ 3.2 เครื่อง Pulse oximetry

ในส่วนที่ 2 เป็นการออกแบบในส่วนของภาครับ-ส่งข้อมูลในระบบเครือข่ายไร้สาย โดยมีโมดูล Wi-Fi ซึ่งเป็นโมดูลฝังตัวใน Arduino yun ดังรูปที่ 3.3 ที่ทำหน้าที่ในการส่งสัญญาณผ่านคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าหรือความถี่ที่ 2.4 GHz. และภาครับสัญญาณความถี่จะมีอุปกรณ์รับสัญญาณ Wi-Fi ได้แก่ คอมพิวเตอร์ หรืออุปกรณ์ที่สามารถเชื่อมต่อกับ Wi-Fi ได้ โดยมีไดอะแกรมการเชื่อมต่อดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.3 โครงสร้างโมดูล Wi-Fi ซึ่งเป็นโมดูลฝังตัวใน Arduino yun



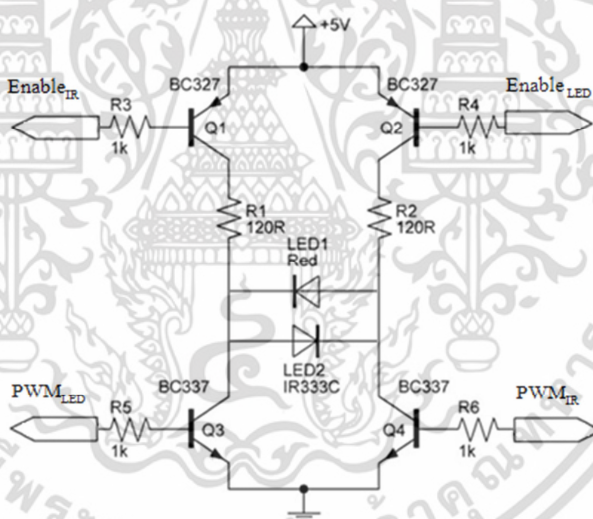
รูปที่ 3.4 บล็อกไดอะแกรมภาครับ-ส่งข้อมูลในระบบเครือข่ายไร้สาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระบบเครือข่ายไร้สายในวิทยานิพนธ์นี้ถูกออกแบบมาเพื่อรับ - ส่งข้อมูลของเครื่อง Pulse oximetry โดยอาศัยคลื่นวิทยุแทนการใช้สายนำสัญญาณ โดยมีมาตรฐาน IEEE 802.11 รองรับ แต่ต้องคำนึงถึงข้อจำกัดในเรื่องของระยะในการรับ - ส่งข้อมูล ที่ทำให้เครื่องคอมพิวเตอร์นั้นสามารถที่จะรับข้อมูลได้จากตำแหน่งใดก็ได้ที่สัญญาณจากอุปกรณ์ Arduino yun แผ่ขยายไปถึงได้

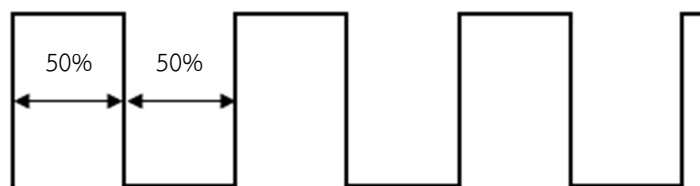
3.1.1 วงจรขับสัญญาณแสงของ Red LED และ IR LED

จากทฤษฎีการวัดของเครื่อง Pulse oximetry นั้น ได้มีการออกแบบวงจรขับสัญญาณแสง โดยให้ Red LED และ IR LED ทำงานสลับกัน โดย Arduino yun ทำหน้าที่ในการ Bias แรงดัน 0 V เพื่อให้ทรานซิสเตอร์ Q1 หรือ Q2 นำกระแส ควบคุมการทำงานของ Red LED หรือ IR LED ดังแสดงในรูปที่ 3.5 Red LED และ IR LED นั้นถูกควบคุมระดับความเข้มแสงจากสัญญาณพัลส์ หรือ Pulse Width Modulation (PWM) ที่ถูกสร้างจาก Arduino yun โดยที่ Q3 หรือ Q4 เป็นทรานซิสเตอร์ที่รับสัญญาณจาก PWM เมื่อป้อนระดับความกว้างของสัญญาณพัลส์เข้าไปมาก กระแสก็จะไหลมาก ในทางตรงกันข้ามกันเมื่อป้อนความกว้างของสัญญาณพัลส์เข้าไปน้อย กระแสก็จะไหลน้อย โดยที่ PWM นั้นสามารถปรับความกว้างของสัญญาณพัลส์เป็น % ได้ดังรูปที่ 3.6

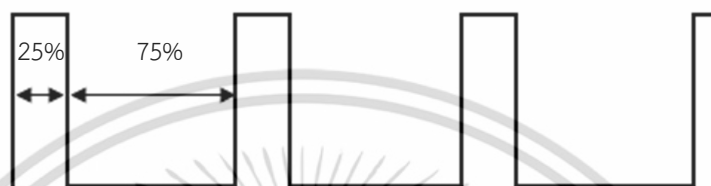


รูปที่ 3.5 วงจรขับสัญญาณแสง Red LED และ IR LED

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ก)

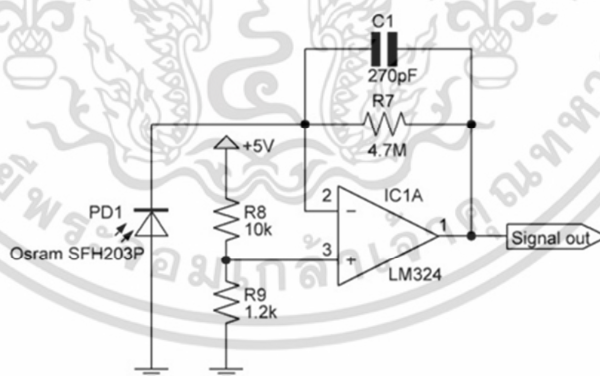


(ข)

รูปที่ 3.6 สัญญาณ PWM ที่ใช้ในการปรับระดับแสงสว่างของ Red LED และ IR LED
(ก) สัญญาณ PWM ที่ 50 % , (ข) สัญญาณ PWM ที่ 25 %

3.1.2 วงจรภาคตรวจวัดแสง

ในส่วนของวงจรภาคตรวจวัดแสง หรือดีเทคเตอร์ ทำหน้าที่ในการเปลี่ยนสัญญาณแสงให้เป็นสัญญาณทางไฟฟ้า ซึ่งมีโฟโตไดโอดเป็นอุปกรณ์ในการเปลี่ยนสัญญาณแสงให้เป็นสัญญาณทางไฟฟ้า โดยออกแบบวงจรดังรูปที่ 3.7

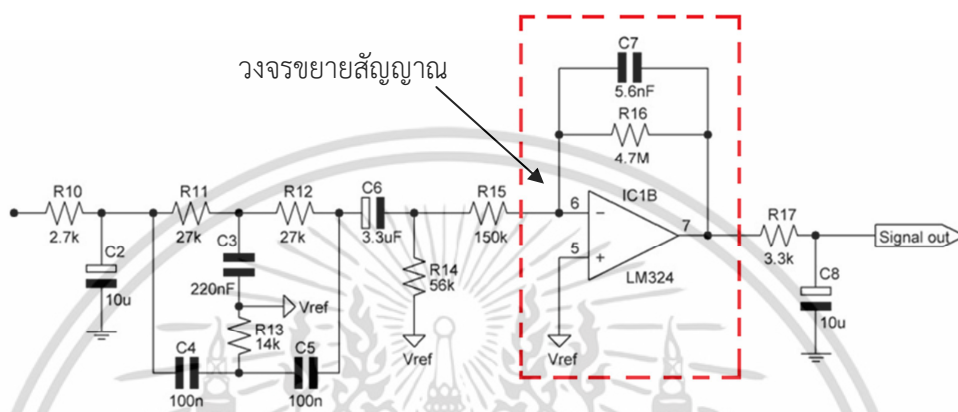


รูปที่ 3.7 วงจรภาคตรวจวัดแสง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.3 วงจรภาคขยายสัญญาณ

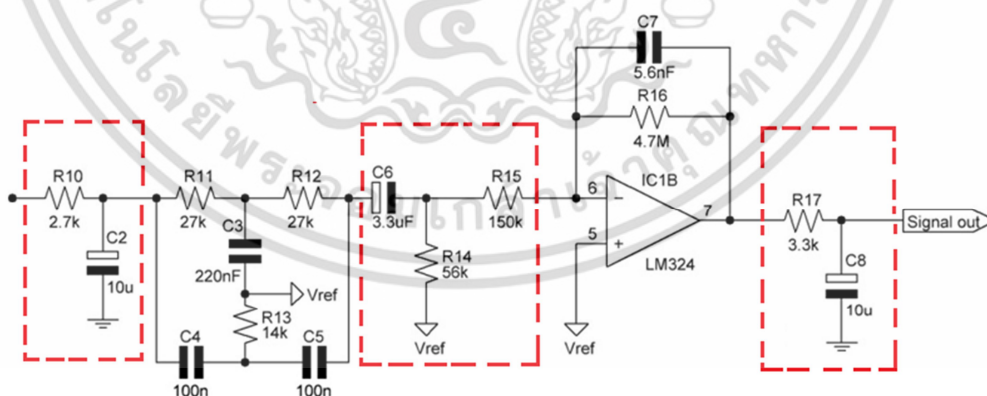
เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าที่มาจากวงจรตรวจวัดแสงนั้นเป็นสัญญาณไฟฟ้าที่มีระดับแรงดันต่ำ ดังนั้นในส่วนของวงจรขยายสัญญาณจะทำหน้าที่ขยายสัญญาณทางไฟฟ้าให้มีขนาดสูงขึ้น โดยออกแบบวงจรดังรูปที่ 3.8



รูปที่ 3.8 วงจรภาคขยายสัญญาณ

3.1.4 วงจรภาคกรองความถี่

ในส่วนของวงจรกรองความถี่นี้ ออกแบบมาเพื่อกำจัดความถี่ที่ไม่ได้ใช้งานออกไปจากระบบ เช่น สัญญาณจากหลอดไฟภายในอาคาร หรือสัญญาณรบกวนต่างๆ วงจรภาคกรองความถี่นี้ได้ ออกแบบวงจรดังรูปที่ 3.9

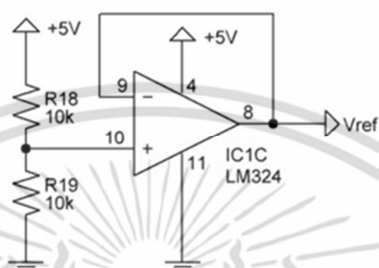


รูปที่ 3.9 วงจรภาคกรองความถี่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

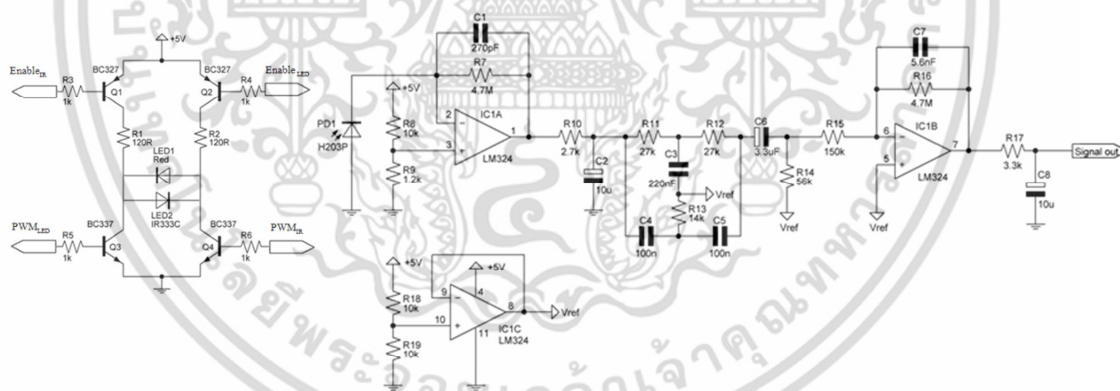
3.1.5 วงจรแรงดันอ้างอิง

เนื่องจาก Aduino yun นั้นรับสัญญาณอนาล็อก 0 ถึง +5 V. ดังนั้นวงจรแรงดันอ้างอิงนี้ ออกแบบเพื่อให้ระดับสัญญาณของเครื่อง Pulse oximetry อยู่ในช่วงบวกทั้ง Cycle โดยได้ออกแบบให้มีแรงดันอ้างอิงอยู่ที่ +2.5 V. ซึ่งเป็นจุดกึ่งกลางของแหล่งจ่าย วงจรแรงดันอ้างอิงได้ออกแบบวงจรดังรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.10 วงจรแรงดันอ้างอิง

จากที่ได้กล่าวมา ในส่วนของการออกแบบวงจรในส่วนของวงจรภาครับ-ส่งสัญญาณแสง ได้แสดงไดอะแกรมรวมของวงจรภาครับ-ส่งสัญญาณแสง ดังรูปที่ 3.11



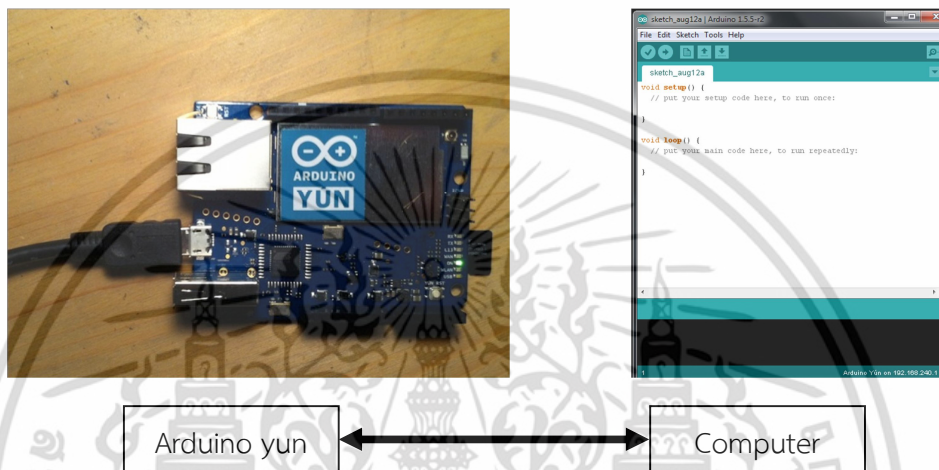
รูปที่ 3.11 ไดอะแกรมรวมของวงจรภาครับ-ส่งสัญญาณแสง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 การเขียนโปรแกรมบน Arduino yun

ในการใช้งานอุปกรณ์ควบคุม จะต้องมีการเขียนโปรแกรมเพื่อใช้ในการควบคุม รับส่งค่าต่างๆ ให้เป็นไปตามที่ต้องการโดยใช้เครื่องคอมพิวเตอร์ในการเขียนโปรแกรมผ่านโปรแกรม Arduino IDE ในการเชื่อมต่อระหว่างบอร์ด Arduino yun ได้ลำดับขั้นตอนดังนี้

1. เชื่อมบอร์ด Arduino yun กับคอมพิวเตอร์ด้วยสาย USB ดังแสดงในรูปที่ 3.12



รูปที่ 3.12 การเชื่อมต่อบอร์ด Arduino yun กับคอมพิวเตอร์

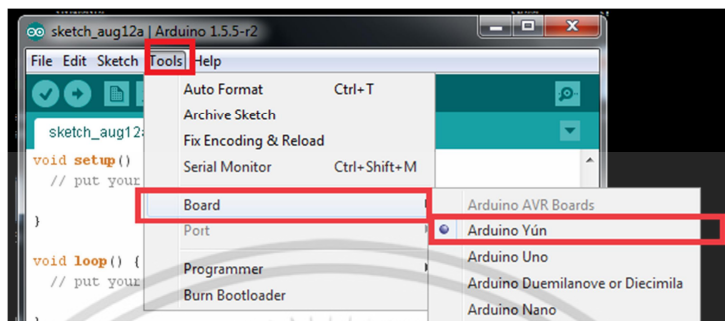
2. เขียนโปรแกรมบนซอฟต์แวร์ Arduino IDE ผ่านคอมพิวเตอร์ ดังแสดงในรูปที่ 3.13



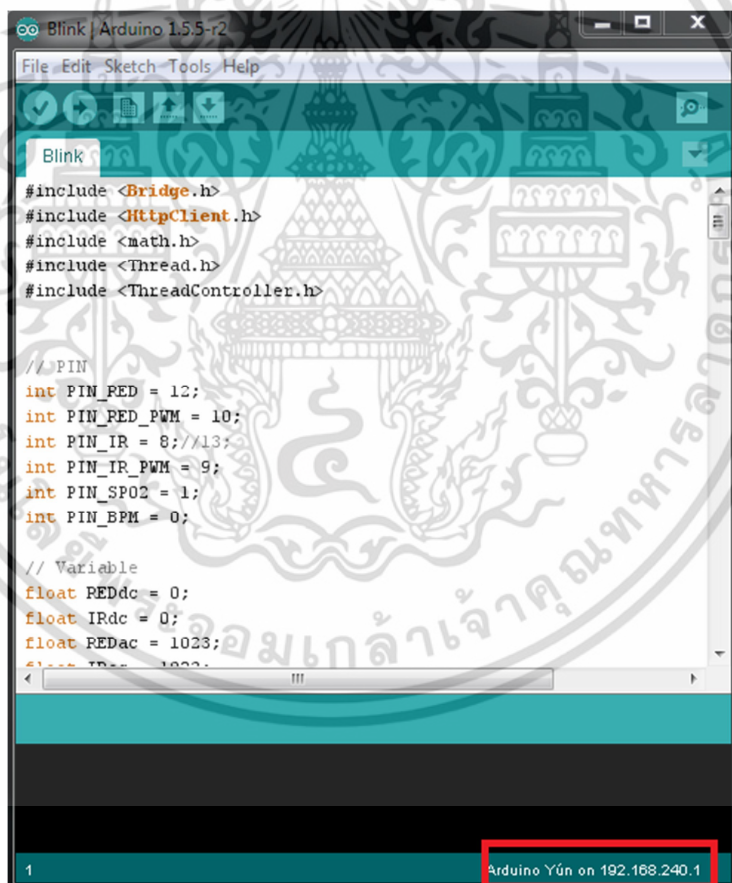
รูปที่ 3.13 โปรแกรม Arduino IDE

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. เลือกรุ่นของบอร์ด Arduino yun ดังแสดงในรูปที่ 3.14 และ Com port เมื่อเลือกเสร็จ จะเป็นดังรูป 3.15



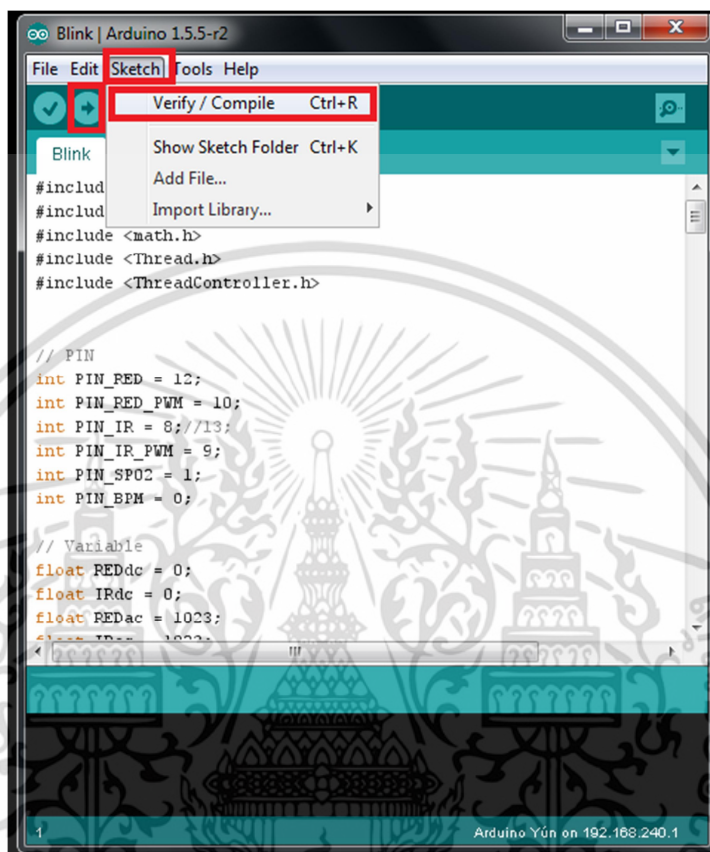
รูปที่ 3.14 การเลือกรุ่นบอร์ด Arduino yun



รูปที่ 3.15 แสดงเมื่อทำการเลือก Board และ Port เสร็จ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

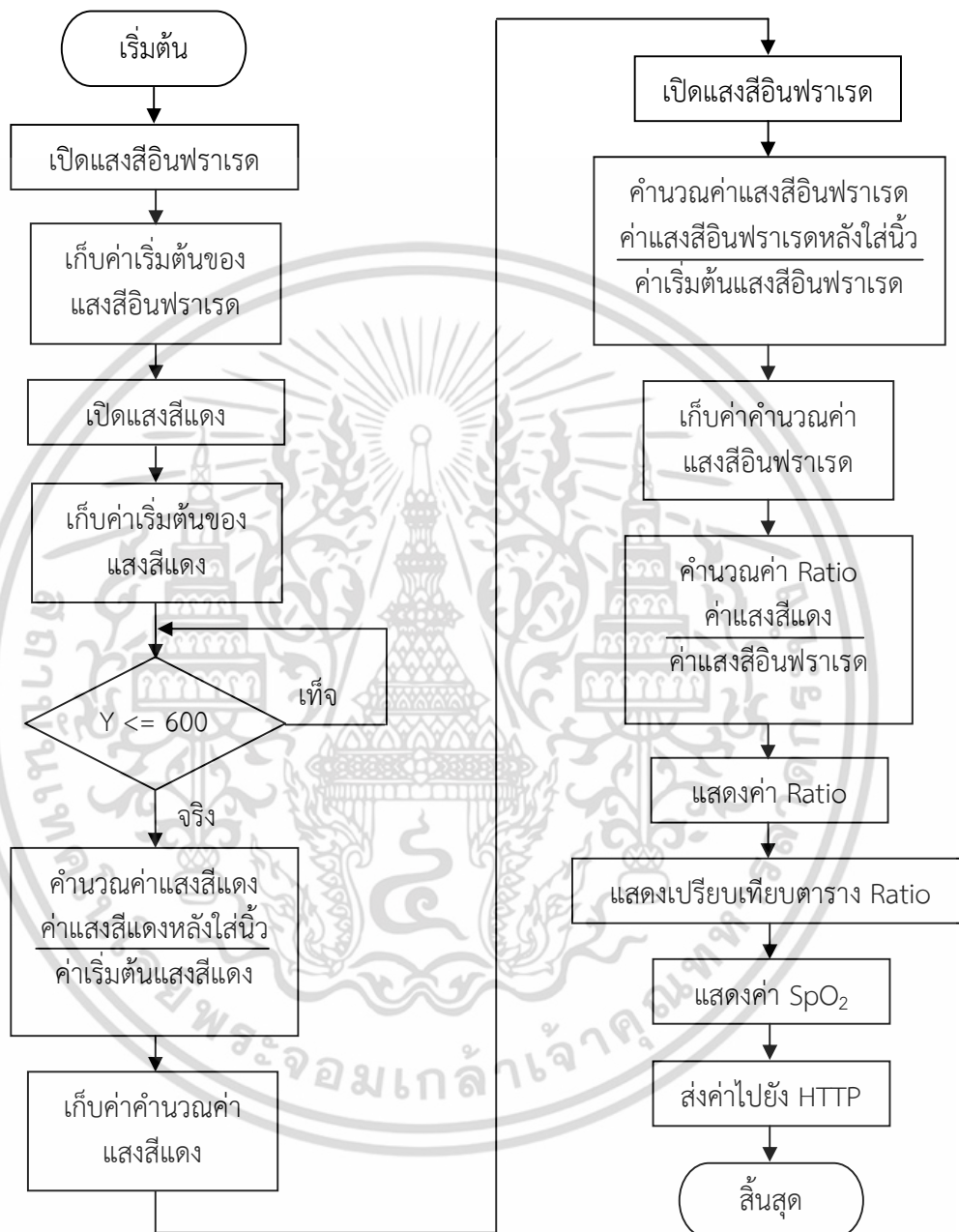
4. เมื่อเขียนโปรแกรมเสร็จแล้ว ให้กดปุ่ม Verify เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของการเขียนโปรแกรม และ Compile เพื่อทำการเขียนโปรแกรมลงบอร์ด ผ่านสาย USB ดังแสดงในรูปที่ 3.16



รูปที่ 3.16 การ Verify โปรแกรมลงบอร์ด

ในการเขียนโปรแกรมเพื่อควบคุมการทำงานของเครื่อง Pulse oximetry ร่วมกับ Arduino yun เพื่อทำการวัดค่า SpO₂ และ BPM เพื่อส่งค่าไปยังระบบเครือข่ายไร้สาย ไปจนถึงคอมพิวเตอร์ให้แสดงผลนั้น ได้แสดงโฟลว์ชาร์ตการเขียนโปรแกรมในการวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดจากชีพจร และ อัตราการเต้นของหัวใจ ดังแสดงในรูปที่ 3.17 และ 3.18 ตามลำดับ

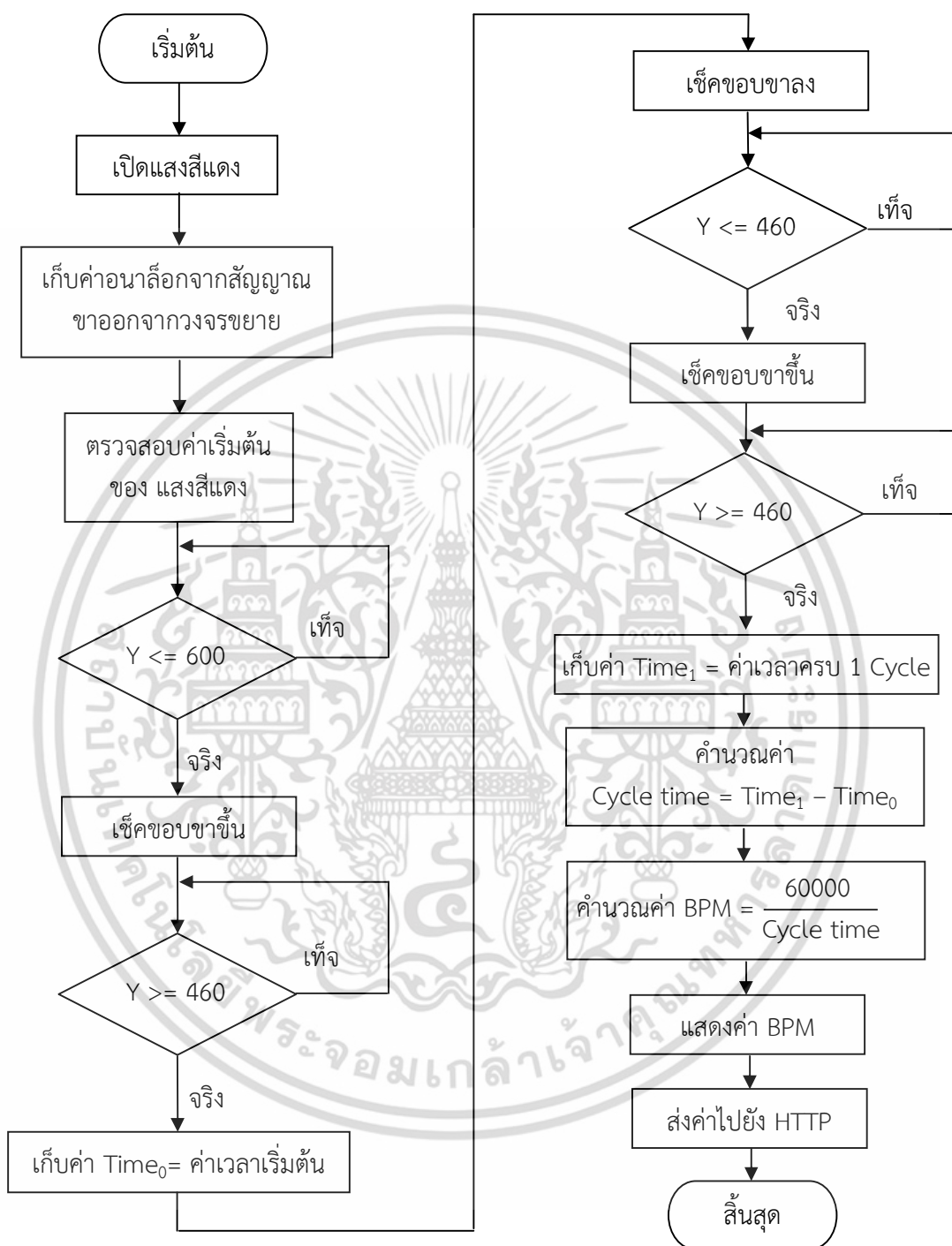
ขั้นตอนการเขียนโปรแกรม



ให้ Y แทนแอมพลิจูดของสัญญาณอินพุตของ SpO₂

รูปที่ 3.17 โฟลว์ชาร์ตการเขียนโปรแกรมในการวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดจากชีพจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



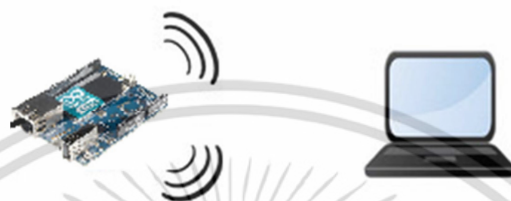
ให้ Y แทนแอมพลิจูดของสัญญาณอินพุตของ BPM

รูปที่ 3.18 แสดงโฟลว์ชาร์ตการเขียนโปรแกรมในการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 การออกแบบภาครับ-ส่งข้อมูลในระบบเครือข่ายไร้สาย

เมื่อทำการตรวจวัดเครื่อง Pulse oximetry กับผู้ป่วยแล้ว สัญญาณจะถูกส่งไปยัง Aduino yun แปลงสัญญาณผ่าน A/D เป็นเลขฐาน 2 จำนวน 10 บิต (0-1,023) ทำการประมวลผล และคำนวณค่า SpO₂ และ BPM ก่อนส่งผ่านไปยังอากาศในรูปแบบคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งมีคอมพิวเตอร์เป็นตัวรับสัญญาณ Wi-Fi และแสดงผลผ่านหน้าจอ Web server ดังแสดงในรูปที่ 3.19

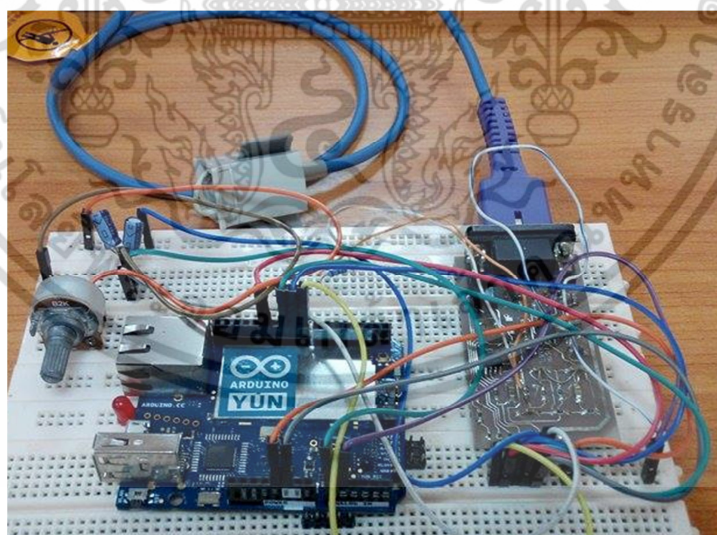


รูปที่ 3.19 ลักษณะการใช้งาน Aduino yun ในการรับ-ส่งข้อมูลในระบบเครือข่ายไร้สาย

3.3.1 การใช้งาน Arduino yun ในการรับ-ส่งข้อมูลในระบบเครือข่ายไร้สาย

การรับ-ส่งสัญญาณระบบเครือข่ายไร้สาย ซึ่งเป็นส่วนสำคัญในวิทยานิพนธ์นี้ มีขั้นตอนในการตั้งค่าอุปกรณ์ Arduino yun และคอมพิวเตอร์ดังต่อไปนี้

1. ติดตั้งอุปกรณ์ให้พร้อมกับการใช้ทดสอบ ดังรูปที่ 3.20



รูปที่ 3.20 การติดตั้งอุปกรณ์เพื่อให้พร้อมกับการใช้ทดสอบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. กำหนดค่า TCP/IP Address ให้อุปกรณ์ Arduino yun และคอมพิวเตอร์ มี Address ตรงกัน เพื่อกำหนดตำแหน่ง TCP/IP Address ในการรับ-ส่งข้อมูลให้ตรงกัน ดังแสดงในรูปที่ 3.21 และ 3.22 ตามลำดับ โดยทำการตั้งค่าดังต่อไปนี้

- กำหนด IP Address ของ Arduino yun และ คอมพิวเตอร์ : 192.168.240.201
- กำหนด Subnet Mask ของคอมพิวเตอร์ : 255.255.255.0
- กำหนด Default gateway ของคอมพิวเตอร์ : 192.168.240.0



```

_1 | Arduino 1.5.5-r2
File Edit Sketch Tools Help
HttpClient client:
String ip = "192.168.240.201:80"; // my ip

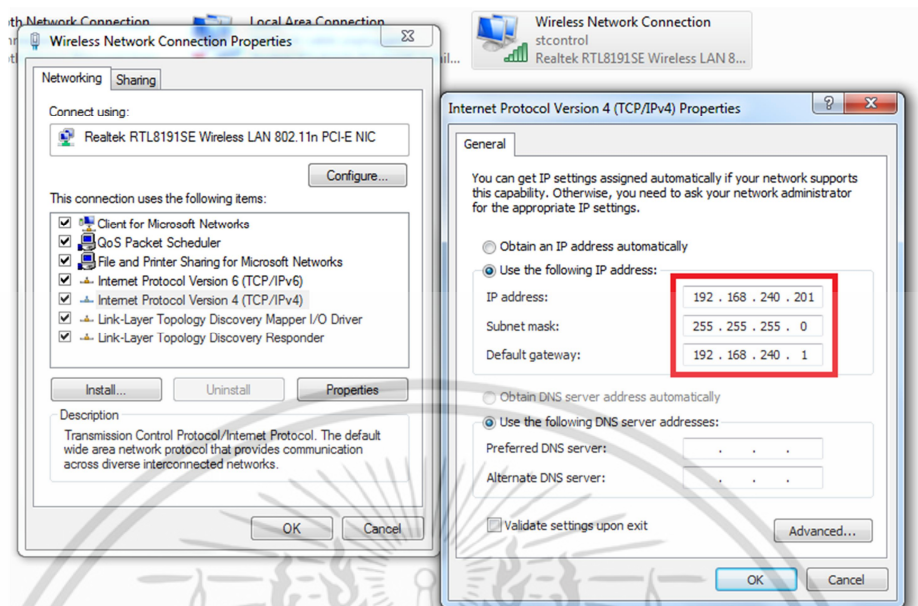
// Multitasking
ThreadController controll = ThreadController();
Thread th1 = Thread();
Thread th2 = Thread();

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  Bridge.begin();

  pinMode(PIN_RED, OUTPUT);
  pinMode(PIN_GREEN, OUTPUT);
  
```

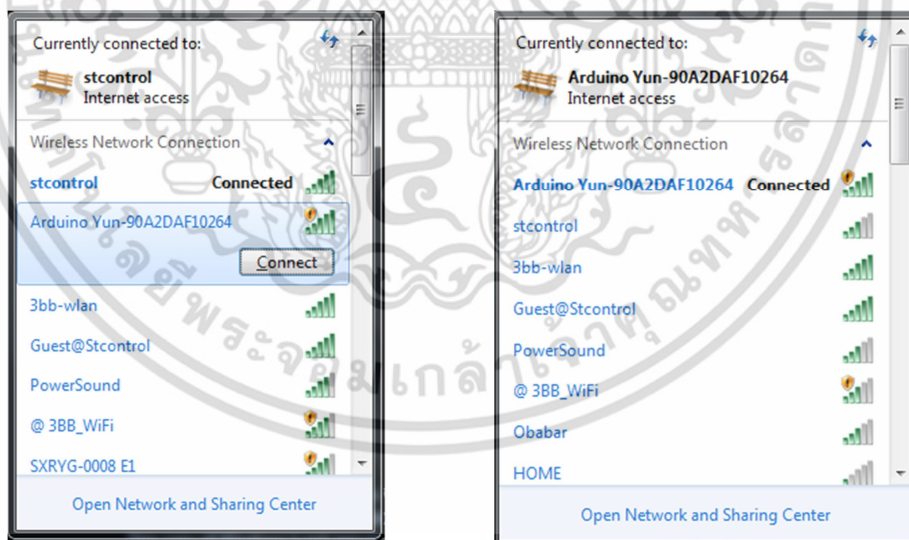
รูปที่ 3.21 การกำหนดค่า IP Address ของ Arduino yun

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.22 การกำหนดค่า IP Address, Subnet mark, Default gateway ของ คอมพิวเตอร์

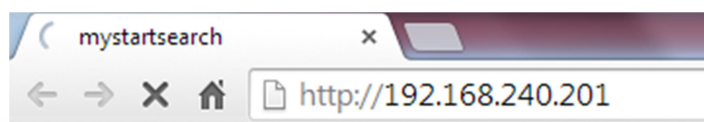
3. ทำการเชื่อมต่อ Wi-Fi ที่คอมพิวเตอร์ให้เลือกไปที่ Arduino Yun ดังรูปที่ 3.23



รูปที่ 3.23 การเชื่อมต่อ Wi-Fi ที่คอมพิวเตอร์

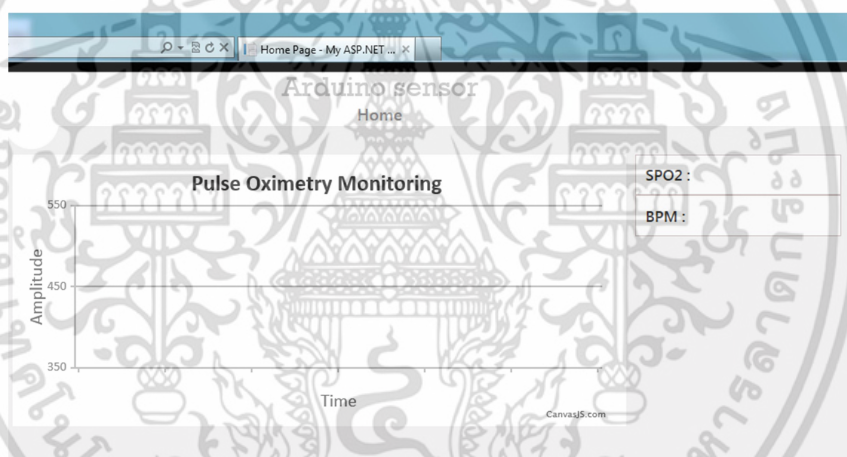
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. เปิดหน้า Web server ของเครื่องคอมพิวเตอร์ ใส่ Address เป็น <http://192.168.240.201> เพื่อทำการเชื่อมต่อกับ IP Address ของ Arduino yun ดังแสดงในรูปที่ 3.24



รูปที่ 3.24 การใส่ Address ที่ Web server

5. เมื่อเปิด Web server ที่เชื่อมต่อกับ Arduino yun แล้ว หน้าจอแสดงผลของ Web server จะแสดงดังรูปที่ 3.25 ซึ่งรูปแบบของหน้าจอแสดงผลนั้นถูกออกแบบมาจากโปรแกรม JavaScript และโปรแกรม HTML



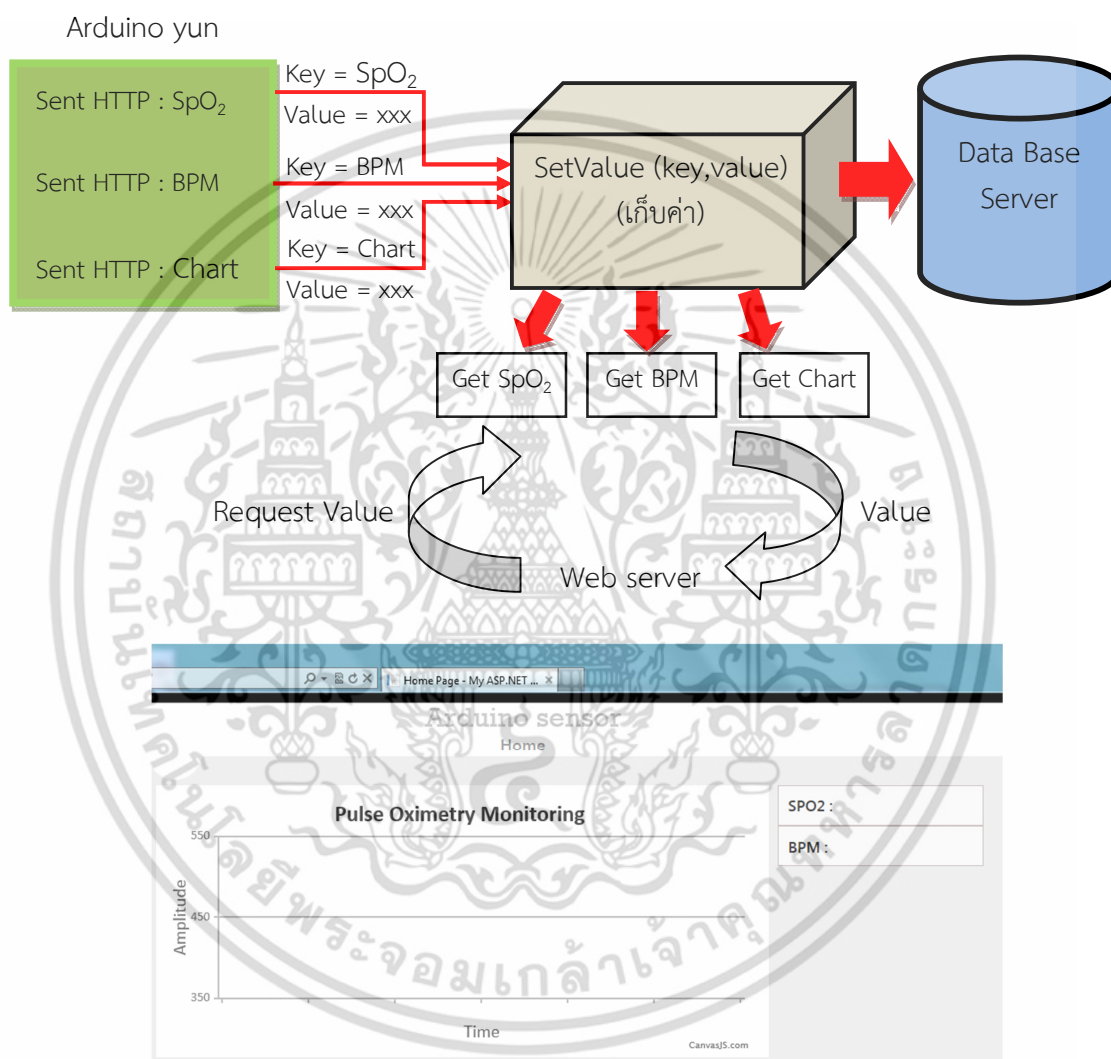
รูปที่ 3.25 หน้าจอแสดงผลของ Web server

6. เมื่อ Arduino yun ส่งข้อมูลมายังคอมพิวเตอร์ ซึ่งมี Web server เป็นหน้าจอแสดงผลแสดงทั้งค่าของ SpO₂ และ BPM

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.2 โครงสร้างการรับ-ส่งค่า ในระบบ Internet server

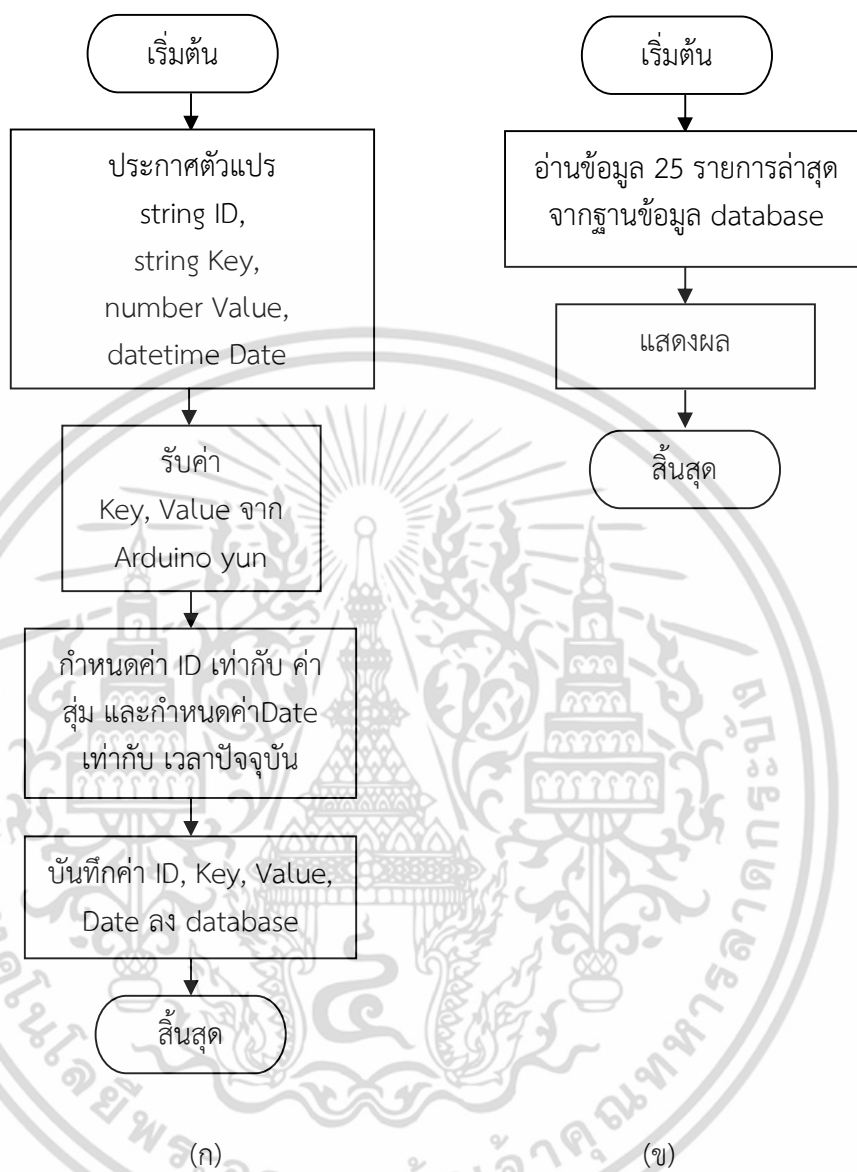
ในระบบเครือข่ายไร้สาย ได้ออกแบบโครงสร้างในการรับ-ส่งข้อมูล ดังรูปที่ 3.26 โดยที่ข้อมูลที่ถูกรับจากอุปกรณ์ Arduino yun จะส่งค่า SpO₂, BPM และ Chart ไว้ที่ฐานข้อมูลเพื่อทำการเก็บค่า โดยการส่งผ่าน Web API ซึ่งจะเก็บเป็น Key, Value โดยที่ Key เป็นค่าที่ใช้แยกประเภทของข้อมูล SpO₂, BPM และ Chart ส่วน Value เป็นค่าตัวเลขที่บ่งบอกถึงปริมาณของแต่ละประเภทข้อมูล



รูปที่ 3.26 โครงสร้างการรับ-ส่งค่า ในระบบ Internet server

โดยหลักการทำงานของ Web server ได้แบ่งออกเป็น 2 ขั้นตอนได้แก่ขั้นตอนแรกคือ Function Save data into database หรือการบันทึกข้อมูลลงฐานข้อมูล และขั้นตอนที่สองคือ Function Get data from database หรือการแสดงผลข้อมูลจากฐานข้อมูล โดยที่ทั้งสองขั้นตอนได้แสดงโฟลว์ชาร์ตการทำงาน ดังแสดงในรูปที่ 3.27

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.27 แสดงโฟลว์ชาร์ตการทำงานของ Web server

(ก) Function Save data into database, (ข) Function Get data from database

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

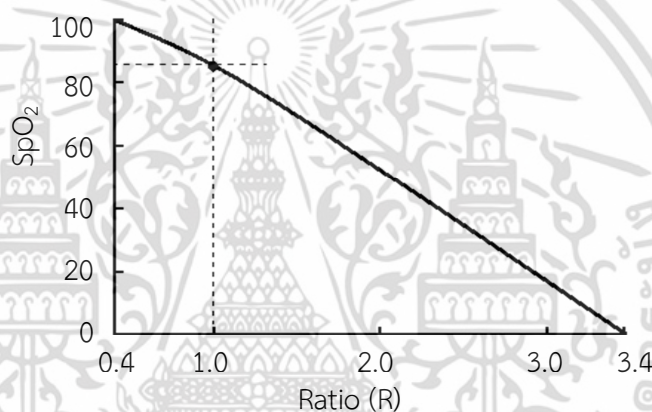
3.4 การคำนวณค่าของ SpO₂ และ Heart rate

เมื่อผ่านขบวนการวัดเสร็จแล้ว Arduino Yun จะรับค่าสัญญาณมาจากโพรบ และทำการประมวลผล เพื่อที่จะคำนวณค่าตามสูตรจากค่า Ratio เพื่อหาค่า SpO₂ รวมถึงการคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจ

โดยค่าสัญญาณที่วัดจากโพรบมานั้น จะแทนค่าในตัวแปรในสมการที่ 3.1

$$Ratio (R) = \frac{AC_{Red} / DC_{Red}}{AC_{IR} / DC_{IR}} \quad (3.1)$$

เมื่อได้ค่า Ratio มาแล้วจะนำค่ามาเทียบในกราฟดังรูปที่ 3.28 เพื่อหาค่า SpO₂



รูปที่ 3.28 อัตราส่วนการดูดซับแสงกับค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

จากกราฟ สามารถหาสมการคำนวณค่า SpO₂ [11] ได้ตามสมการที่ 3.2

$$SpO_2 = (-2.1928 \times R^2) - (22.204 \times R) + 109.53 \quad (3.2)$$

และ คำนวณอัตราการเต้นของหัวใจ (ครั้ง/นาที) ได้จากสูตรที่ 3.3

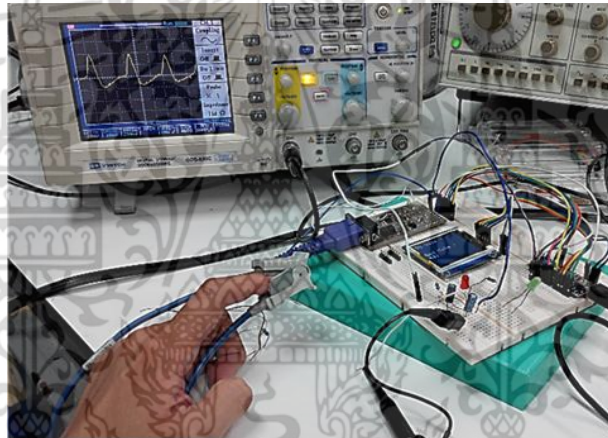
$$BPM = \frac{60}{\text{Cycle time (second)}} \quad (3.3)$$

บทที่ 4

ผลการทดลอง

จากการศึกษา และออกแบบเครื่อง Pulse oximetry ร่วมกับอุปกรณ์เครือข่ายไร้สาย ได้ทำการทดสอบอยู่ 2 ส่วน คือ ทดสอบวัดรูปคลื่นสัญญาณของอัตราการเต้นของหัวใจ หรือ Heart rate ซึ่งได้ทำการวัดสัญญาณเอาท์พุทของวงจร และส่วนที่ 2 ทดสอบการรับ-ส่ง ข้อมูลในส่วนของระบบเครือข่ายไร้สาย โดยเชื่อมต่อด้วยโหมด Ad - Hoc หรือ Peer - To - Peer

การทดสอบในส่วนของเครื่อง Pulse oximetry ได้แสดงดังรูปที่ 4.1 โดยใช้เครื่องออสซิลโลสโคปวัดสัญญาณเอาท์พุทจากวงจร เพื่อวัดรูปคลื่นสัญญาณการเต้นของหัวใจขณะที่ใส่นิ้วมือเข้าไปในโพรบวัดสัญญาณ ซึ่งจะเห็นได้ว่าสัญญาณที่วัดได้นั้น เป็นรูปคลื่นสัญญาณที่เกิดจากการไหลเวียนของเลือดในหลอดเลือดแดงตามการบีบตัวของหัวใจ

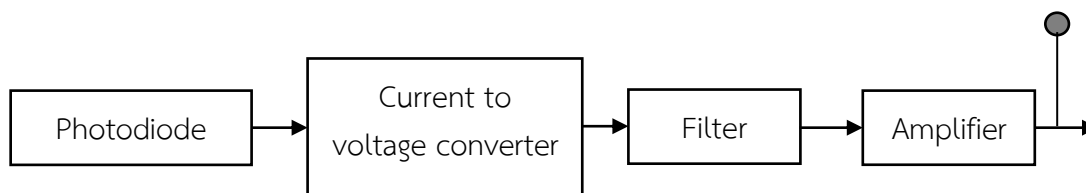


รูปที่ 4.1 การวัดอัตราการเต้นของหัวใจของเครื่อง Pulse oximetry ด้วยออสซิลโลสโคป

4.1 การทดสอบเครื่อง Pulse oximetry

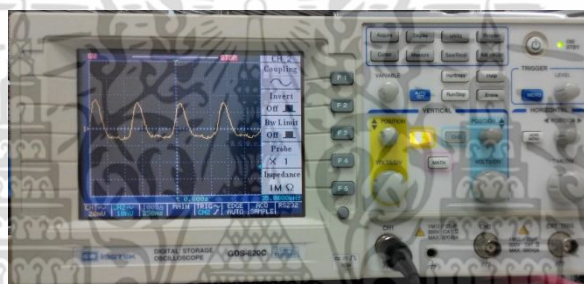
การทดสอบประสิทธิภาพการทำงานของเครื่อง Pulse oximetry นั้น ได้มีการทดสอบวัดรูปคลื่นของสัญญาณเอาท์พุทโดยใช้เครื่องวัดออสซิลโลสโคปวัดรูปคลื่นสัญญาณ ไดอะแกรมการวัดนั้นแสดงดังรูปที่ 4.2

Oscilloscope



รูปที่ 4.2 ไตอะแกรมการวัดสัญญาณเอาต์พุตของเครื่อง Pulse oximetry

ลักษณะของรูปคลื่นสัญญาณที่วัดจากเครื่องวัดออกซิเจนในเลือดนั้นจะเป็นรูปสัญญาณของอัตราการเต้นของหัวใจดังแสดงในรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.3 สัญญาณของอัตราการเต้นของหัวใจ

4.2 การทดสอบระบบเครือข่ายไร้สาย

ในการทดสอบประสิทธิภาพของระบบเครือข่ายไร้สายร่วมกับเครื่อง Pulse oximetry เมื่อ Arduino yun ส่งสัญญาณเข้าสู่ Wi-Fi และมีคอมพิวเตอร์เป็นอุปกรณ์รับสัญญาณ Wi-Fi โดยลักษณะการทดสอบระบบเครือข่ายไร้สายได้แสดงดังรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.4 ลักษณะการทดสอบรับ-ส่งสัญญาณระบบเครือข่ายไร้สาย

อุปกรณ์ Arduino yun ทำการประมวลผล และสามารถที่จะดูค่าผ่านโปรแกรมของ Arduino IDE ได้ ดังแสดงในรูปที่ 4.5 ซึ่งจะเห็นได้ว่าหลังจากที่ Arduino yun รับค่าสัญญาณมาจากเครื่อง Pulse oximetry โดยมี Arduino yun ทำการประมวลผล คำนวณค่า รวมถึงส่งข้อมูลผ่าน Wi-Fi

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

Arduino at 192.168.240.1 (Arduino Yún)

625.00
624.00
621.00
624.00
623.00
624.00
625.00
622.00
624.00
622.00
624.00
626.00
625.00
624.00
624.00
626.00
639.00
// REDac is 291.00
// Get IR ac...
// IRac is 489.00
// Calculate Radio...
192.168.240.201:80/censor/SetValue?key=SpO2&value=95.40
// close IR, open LED
192.168.240.201:80/censor/SetValue?key=Chart&value=458.00
192.168.240.201:80/censor/SetValue?key=Chart&value=468.00
192.168.240.201:80/censor/SetValue?key=Chart&value=509.00
192.168.240.201:80/censor/SetValue?key=Chart&value=478.00
192.168.240.201:80/censor/SetValue?key=Chart&value=440.00
192.168.240.201:80/censor/SetValue?key=Chart&value=427.00
192.168.240.201:80/censor/SetValue?key=Chart&value=433.00
192.168.240.201:80/censor/SetValue?key=Chart&value=449.00
192.168.240.201:80/censor/SetValue?key=Chart&value=468.00
D time (ms): 707.00
D time(s): 0.71
BPM : 84.87
// Calculate BPM: 84.87
84.87
192.168.240.201:80/censor/SetValue?key=BPM&value=84.87
192.168.240.201:80/censor/SetValue?key=Chart&value=450.00
192.168.240.201:80/censor/SetValue?key=Chart&value=489.00
192.168.240.201:80/censor/SetValue?key=Chart&value=517.00
192.168.240.201:80/censor/SetValue?key=Chart&value=500.00
192.168.240.201:80/censor/SetValue?key=Chart&value=460.00
192.168.240.201:80/censor/SetValue?key=Chart&value=445.00
192.168.240.201:80/censor/SetValue?key=Chart&value=440.00
192.168.240.201:80/censor/SetValue?key=Chart&value=441.00
192.168.240.201:80/censor/SetValue?key=Chart&value=475.00
D time (ms): 680.00
D time(s): 0.68
BPM : 88.24
// Calculate BPM: 88.24
88.24
192.168.240.201:80/censor/SetValue?key=BPM&value=88.24

```

← แสดงค่าสภาวะ DC ของ Red LED

← แสดงค่าสภาวะ AC ของ Red LED

← บันทึกค่า AC ของ IR LED

← คำนวณค่า SpO₂ พร้อมส่งค่าไป Web server

← ขอขาค้นของ Cycle

← ขอขาลงของ Cycle

← ขอขาค้นของ Cycle

← แสดงค่า เวลาที่ใช้เมื่อครบรอบ 1 Cycle

← คำนวณค่า BPM และส่งค่าไป Web server

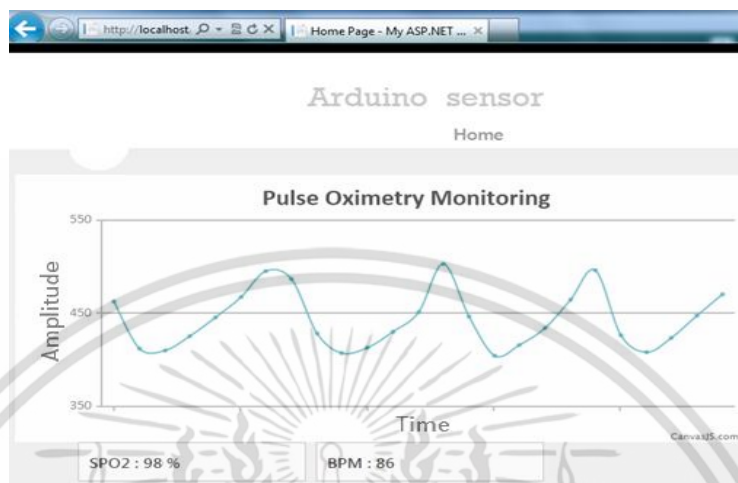
← คำนวณค่า BPM ค่าต่อไป พร้อมส่งค่าไป Web server เพื่อแสดงเป็นกราฟรูปคลื่น

ตรวจสอบเวลาเริ่มต้นและเวลาสิ้นสุดเมื่อครบรอบ 1 Cycle พร้อมส่งค่าไป Web server เพื่อแสดงเป็นกราฟรูปคลื่น

รูปที่ 4.5 ค่าที่ได้รับจาก Arduino yun ผ่านโปรแกรม Arduino IDE

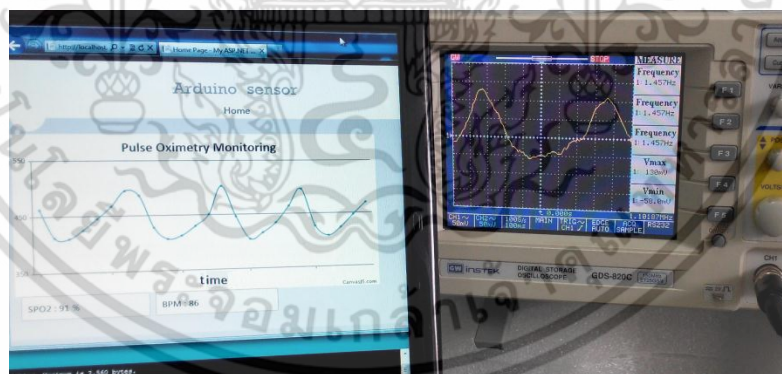
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในส่วนของการแสดงผลนั้น แสดงผลผ่าน Web server ดังแสดงในรูปที่ 4.6 เพื่อแสดงค่า SpO₂, BPM รวมถึงรูปคลื่นสัญญาณที่ได้รับจากเครื่อง Pulse oximetry ผ่านระบบเครือข่ายไร้สาย



รูปที่ 4.6 สัญญาณอัตราการเต้นของหัวใจ และค่า SpO₂, BPM ที่แสดงผ่าน Web server

ในส่วนของการทดสอบสุดท้าย คือการเปรียบเทียบรูปคลื่นสัญญาณอัตราการเต้นหัวใจระหว่างสัญญาณที่วัดจากเครื่องออสซิลโลสโคป กับสัญญาณที่แสดงผ่าน Web server ของคอมพิวเตอร์ที่รับค่าสัญญาณผ่านระบบ Wi-Fi ดังรูปที่ 4.7



รูปที่ 4.7 สัญญาณของ Heart rate ระหว่าง Oscilloscope เทียบกับ Web server

จากการทดสอบประสิทธิภาพของระบบเครือข่ายไร้สายร่วมกับเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดจากชีพจร และอัตราการเต้นของหัวใจ สามารถที่จะส่งข้อมูลผ่าน IP Address : 192.168.240.201 ได้ และจากผลการเปรียบเทียบรูปคลื่นสัญญาณอัตราการเต้นหัวใจระหว่างสัญญาณที่วัดจากเครื่องออสซิลโลสโคปกับสัญญาณที่แสดงผลผ่าน Web server ของคอมพิวเตอร์นั้น จะเห็นว่ารูปสัญญาณอัตราการเต้นของหัวใจมีความใกล้เคียงกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.1 การทดสอบวัดค่า %SpO₂ ระหว่าง Arduino เปรียบเทียบ Web server

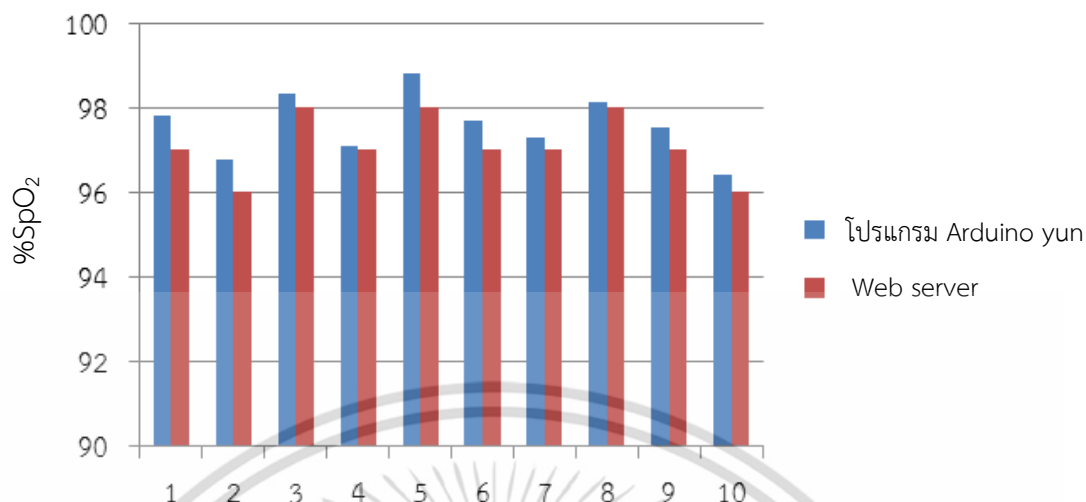
การทดสอบในส่วนนี้จะทำการเปรียบเทียบค่า %SpO₂ จากโปรแกรม Arduino IDE ที่ต่อร่วมกับอุปกรณ์ Arduino yun ในขณะที่ทำการวัดค่า %SpO₂ และเปรียบเทียบกับค่า %SpO₂ ที่แสดงผ่านหน้าจอ Web server เพื่อหาความถูกต้องในการแสดงผล โดยมีการทดสอบดังต่อไปนี้

เริ่มต้นทดสอบกับอาสาสมัครจำนวน 10 คน โดยใช้เครื่อง Pulse Oximetry ที่ต่อร่วมกับระบบเครือข่ายไร้สาย ส่งสัญญาณมายังคอมพิวเตอร์โน้ตบุ๊กที่มีโปรแกรม Web sever โดยมีผลทดสอบดังตารางที่ 4.1 [11]

ตารางที่ 4.1 เปรียบเทียบผลการวัด %SpO₂ ระหว่างโปรแกรม Arduino IDE กับ Web server

อาสาสมัครคนที่	เพศ	ค่าเฉลี่ย %SpO ₂		ผลต่าง
		โปรแกรม Arduino IDE	Web server	
1	ชาย	97.82	97	0.82
2	ชาย	96.78	96	0.78
3	ชาย	98.34	98	0.34
4	ชาย	97.10	97	0.10
5	ชาย	98.80	98	0.80
6	หญิง	97.71	97	0.71
7	หญิง	97.30	97	0.30
8	หญิง	98.12	98	0.30
9	หญิง	97.55	97	0.55
10	หญิง	96.43	96	0.43

ผลที่ได้จากการทดสอบ พบว่า %SpO₂ ที่ได้จากโปรแกรม Arduino IDE มีค่าใกล้เคียงกับ Web server โดยที่ผลต่างนั้นก็เกิดจากการปัดเศษทศนิยม



รูปที่ 4.8 กราฟเปรียบเทียบผลการวัด %SpO₂ ระหว่างโปรแกรม Arduino กับ Web server

4.2.2 การทดสอบวัดค่า BPM ระหว่าง Arduino เปรียบเทียบ Web server

การทดสอบในส่วนนี้จะทำการเปรียบเทียบค่า BPM จากโปรแกรม Arduino IDE ที่ต่อร่วมกับอุปกรณ์ Arduino Yun ในขณะที่ทำการวัดค่า BPM และเปรียบเทียบกับค่า BPM ที่แสดงผ่านหน้าจอ Web server เพื่อหาความถูกต้องในการแสดงผล โดยมีการทดสอบดังต่อไปนี้

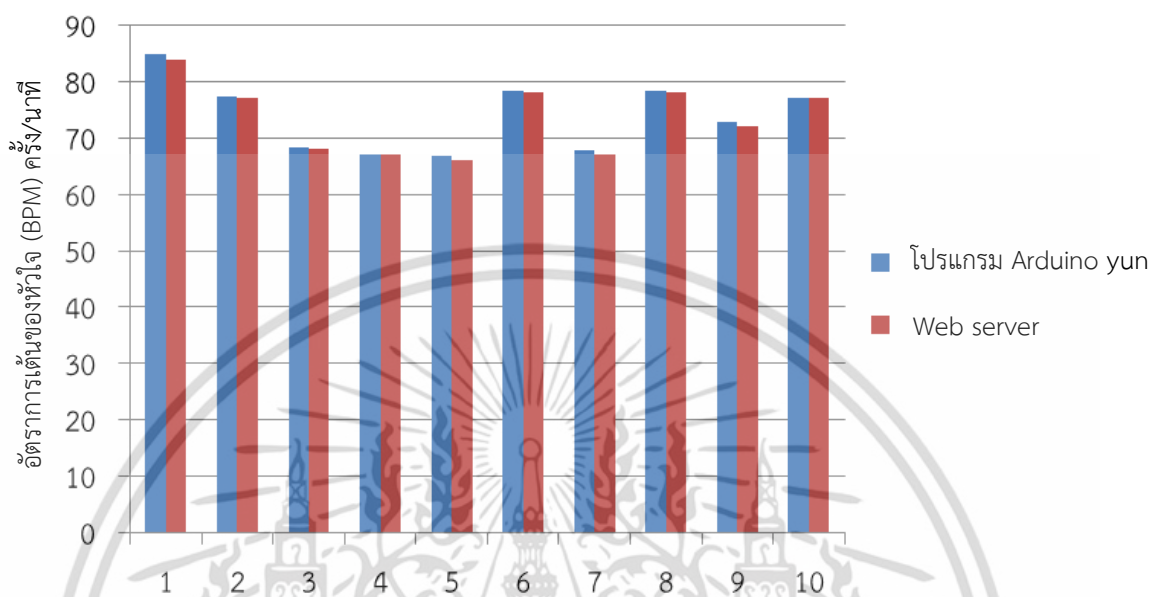
เริ่มต้นทดสอบกับอาสาสมัครจำนวน 10 คน โดยใช้เครื่อง Pulse Oximetry ที่ต่อร่วมกับระบบเครือข่ายไร้สาย ส่งสัญญาณมายังคอมพิวเตอร์โน้ตบุ๊กที่มีโปรแกรม Web sever โดยมีผลทดสอบดังตารางที่ 4.2 [11]

ตารางที่ 4.2 เปรียบเทียบผลการวัด BPM ระหว่างโปรแกรม Arduino IDE กับ Web server

อาสาสมัครคนที่	เพศ	ค่าเฉลี่ย BPM		ผลต่าง
		โปรแกรม Arduino IDE	Web server	
1	ชาย	84.87	84	0.87
2	ชาย	77.42	77	0.42
3	ชาย	68.31	68	0.68
4	ชาย	67.01	67	0.01
5	ชาย	66.90	66	0.90
6	หญิง	78.32	78	0.32
7	หญิง	67.94	67	0.94
8	หญิง	78.36	78	0.36
9	หญิง	72.89	72	0.89
10	หญิง	77.20	77	0.20

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลที่ได้จากการทดสอบ พบว่า BPM ที่ได้จากโปรแกรม Arduino IDE มีค่าใกล้เคียงกับ Web server โดยที่ผลต่างนั้นเกิดจากการปัดเศษทศนิยม เช่นเดียวกับค่า %SpO₂



รูปที่ 4.9 กราฟเปรียบเทียบผลการวัด BPM ระหว่างโปรแกรม Arduino กับ Web server

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการทดลอง

วิทยานิพนธ์เล่มนี้ มีจุดประสงค์เพื่อประยุกต์ใช้งานเครือข่ายไร้สายสำหรับเฝ้าติดตามอุปกรณ์ตรวจวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดของผู้ป่วย โดยใช้แสงจากแอลอีดี (แอลอีดีแสงสีแดง และแอลอีดีแสงสีอินฟราเรด) ในการวัดปริมาณความเข้มตัวของออกซิเจนในเลือดและอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งหลักการวัดปริมาณความเข้มของแสงที่เปลี่ยนแปลงไปตามการไหลของเม็ดเลือดแดง เป็นการเปรียบเทียบความแตกต่างความยาวคลื่น 2 ชนิดที่ส่งผ่านผิวหนัง โดยใช้อุปกรณ์ควบคุม คือ Arduino yun เพื่อเปรียบเทียบ ประมวลผล รวมทั้งส่งสัญญาณผ่านเครือข่ายไร้สาย และมีคอมพิวเตอร์เป็นอุปกรณ์รับสัญญาณ Wi-Fi เพื่อแสดงค่า %SpO₂, Heart rate และรูปคลื่นสัญญาณผ่านหน้าจอ Web server ซึ่งรับข้อมูลมาจาก Data base server ของระบบ Wi-Fi ซึ่งสามารถเฝ้าติดตามอาการของผู้ป่วยในระยะไกล และอย่างต่อเนื่องได้

จากผลการวัดสัญญาณและทดสอบเครื่อง Pulse oximetry ร่วมกับระบบเครือข่ายไร้สาย สามารถที่จะรับ-ส่งข้อมูลผ่านระบบเครือข่ายไร้สายได้ จากการทดสอบวัดสัญญาณกับอาสาสมัครจำนวน 10 คนที่สภาวะปกติ โดยที่เครื่อง Pulse oximetry ที่ทำการออกแบบขึ้นมาและใช้ร่วมกับ Arduino yun นั้น สามารถวัดได้ทั้งค่า %SpO₂, Heart rate รวมถึงรูปคลื่นการเต้นของหัวใจ โดยที่ค่า %SpO₂ นั้น สามารถวัดได้ตั้งแต่ช่วง 96.43 ถึง 98.80 % ส่วนค่า BPM หรือ Heart rate จากผลการทดสอบสามารถวัดได้ตั้งแต่ 66.90 ถึง 84.87 ครั้งต่อนาที และจากผลการทดสอบเปรียบเทียบค่า %SpO₂ , BPM จากโปรแกรม Arduino IDE กับ Web server นั้นมีความถูกต้องใกล้เคียงกัน โดยที่ผลต่างนั้นเกิดจากเศษทศนิยม

5.2 ข้อเสนอแนะ

จากผลการทดสอบเครื่อง Pulse oximetry นั้น พบว่ามีข้อผิดพลาดเกิดขึ้นเล็กน้อย เช่น วงจรกรองสัญญาณที่ยังกำจัดสัญญาณรบกวนได้ไม่ดีพอ เพราะสัญญาณที่ได้มาจากโฟโตไดโอดนั้นมีขนาดสัญญาณที่ต่ำมาก และเมื่อสัญญาณถูกขยายด้วยวงจรขยายสัญญาณให้มีขนาดที่ใหญ่ขึ้น สัญญาณรบกวนก็จะถูกขยายสัญญาณขึ้นด้วย ดังนั้นจึงควรจะมีการพัฒนาในส่วนของวงจรกรองสัญญาณให้มีความเสถียรมากขึ้น

ในส่วนของการรับ-ส่งสัญญาณในระบบเครือข่ายไร้สายนั้น เนื่องจากรูปแบบการส่งสัญญาณเป็นคลื่นความถี่วิทยุหรือคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า จึงมีข้อจำกัดในเรื่องของการถูกแทรกแซงด้วยสัญญาณรบกวน เช่น สัญญาณคลื่นวิทยุอื่นๆ ที่มีความถี่ใกล้เคียงกับความถี่ของ Wi-Fi รวมถึงอุปกรณ์ไฟฟ้าที่อาจจะส่งผลต่อความถี่วิทยุ เช่น หม้อแปลงไฟฟ้า มอเตอร์ไฟฟ้า เป็นต้น

5.3 แนวทางในการพัฒนาศึกษาต่อ

สำหรับแนวทางในการพัฒนาศึกษาต่อในอนาคตสำหรับการประยุกต์ใช้งานเครือข่ายไร้สาย สำหรับเฝ้าติดตามอุปกรณ์ตรวจวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดของผู้ป่วยนั้น สามารถที่จะทำการพัฒนาใน ส่วนของวงจรของเครื่อง Pulse oximetry ให้มีประสิทธิภาพในการวัดมากยิ่งขึ้น

ในส่วนของการรับ-ส่งข้อมูลผ่านระบบเครือข่ายไร้สายนั้น สามารถที่จะพัฒนาในส่วนของการ เฝ้าติดตามในระยะไกลได้ เช่น การเฝ้าติดตามผ่านทางหน้าจอคอมพิวเตอร์ได้ทุกบริเวณที่เครื่องคอมพิวเตอร์ สามารถเชื่อมต่อกับอินเทอร์เน็ตได้ หรือสามารถที่จะดูผ่านโทรศัพท์มือถือได้ เพื่อความสะดวกสบาย และ เหมาะสมกับเทคโนโลยีในอนาคต



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

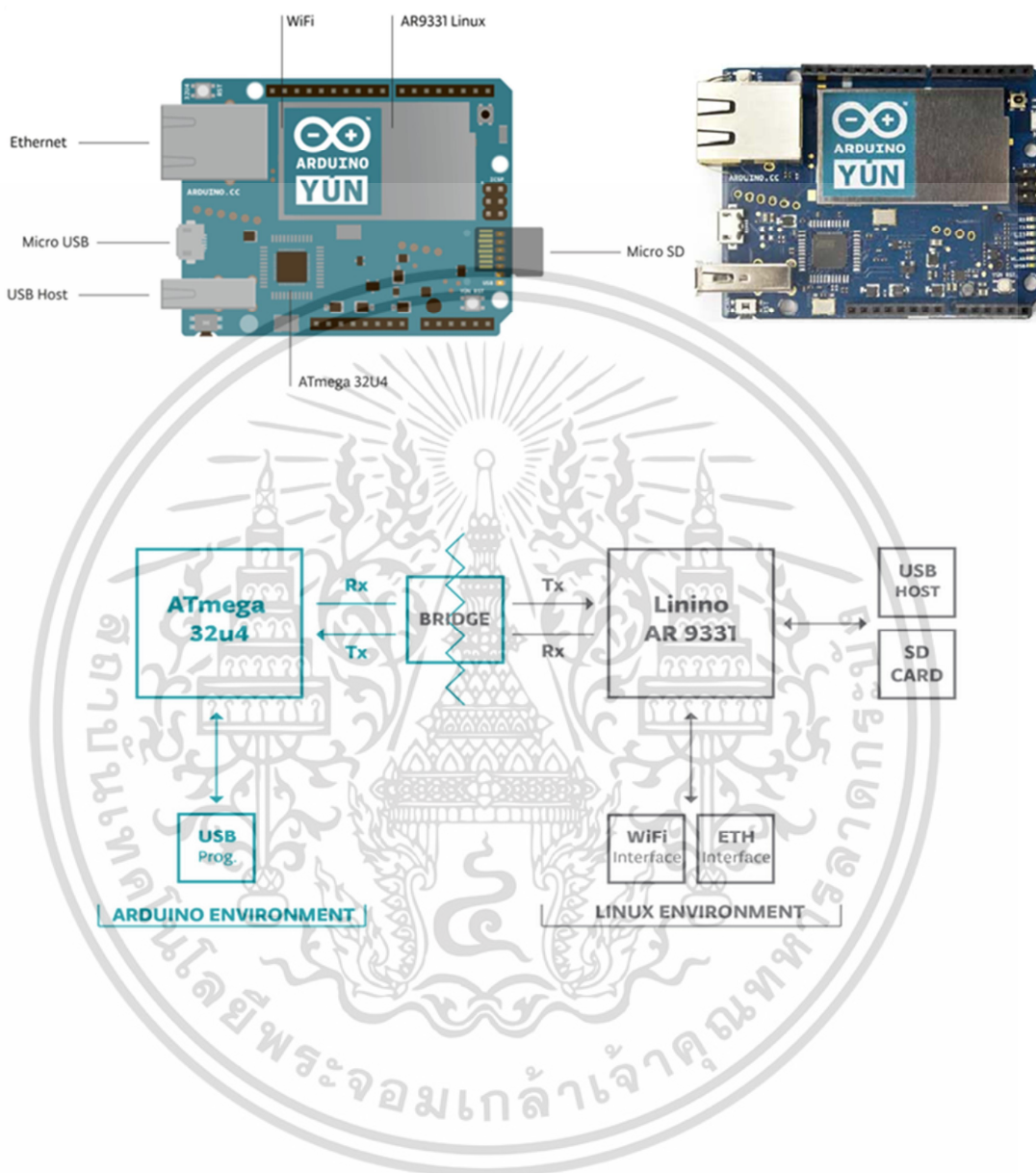
- [1] บดินทร์ ขวัญนิมิตร. 2549. การวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจรในผู้ใหญ่. วิศวกรรมสาร ม.อ. 4: 245–252.
- [2] Yousuf Jawahar. Design of an Infrared based Blood Oxygen Saturation and Heart Rate Monitoring Device: 3-5. 2009.
- [3] เริ่มต้น รู้จักหลอดไฟ LED [Online].Available : <http://knowingled.blogspot.com/2012/06/led.html>
- [4] ไชยันต์ สุวรรณชีวะศิริ. เซมิคอนดักเตอร์อิเล็กทรอนิกส์. ฉบับที่ 115. 2535.
- [5] มงคล ทองสงคราม. อิเล็กทรอนิกส์เบื้องต้น. กรุงเทพฯ : รามการพิมพ์ จำกัด. 2536.
- [6] อำนาจ สุขนเขตร์. เปิดโลกระบบเครือข่ายไร้สาย. วารสารวิทยบริการ ปีที่ 16 ฉบับที่ 2 พฤษภาคม-สิงหาคม 2548.
- [7] โอภาส เอี่ยมสิริวงศ์. เครือข่ายคอมพิวเตอร์ และการสื่อสาร. สำนักพิมพ์ซีเอ็ด ยูเคชั่น จำกัด (มหาชน). หน้า 58-59. 2552.
- [8] สเปกตรัมคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า สำนักเทคโนโลยีเพื่อการเรียนการสอน [Online].Available : http://www.cpn1.go.th/media/thonburi/lesson/17_ElectromagneticWave/content3.html
- [9] คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า [Online].Available : <http://www.vcharkarn.com/vcafe/43154>
- [10] คุณสมบัติของคลื่นวิทยุ [Online].Available : http://www.hs8jyx.com/html/radio_property.html
- [11] ยุวนารถ มลทองศิริ. การพัฒนาเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินและอัตราการเต้นของหัวใจด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Nana การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ครั้งที่ 11 วันที่ 19-20 มิถุนายน 2558.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Arduino yun Datasheet



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

AVR Arduino microcontroller

Microcontroller	ATmega32U4
Operating Voltage	5V
Input Voltage	5
Digital I/O Pins	20
PWM Channels	7
Analog Input Pins	12
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB (of which 4 KB used by bootloader)
SRAM	2.5 KB
EEPROM	1 KB
Clock Speed	16 MHz

Linux Microprocessor

Processor	Atheros AR9331
Architecture	MIPS @400MHz
Operating Voltage	3.3V
Ethernet	IEEE 802.3 10/100Mbit/s
WiFi	IEEE 802.11b/g/n
USB Type-A	2.0 Host
Card Reader	Micro-SD only
RAM	64 MB DDR2
Flash Memory	16 MB
SRAM	2.5 KB
EEPROM	1 KB
Clock Speed	16 MHz
PoE compatible 802.3af card support	See <i>Power</i>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

SpO₂ Sensor Datasheet

P/N	OEM P/N
	DS-100A
Description: Nellcor DS 100A Adult Finger Clip Spo2 Probe Sensor 3ft 9 pin	
Connector:	
Biocompatible: All materials patients contact are latex free which tested by ISO 10993-5, ISO 10993-10	
Storage and Transport Environment: -10°C~+40°C	
Accuracy: %SpO ₂ (±1S.D.); 90-100%±2 digits, 70-89% ± 3 digits, 0-69% unspecified); Pulse Rate: ±3 bpm	
Operating Temperature: +5°C~+40°C	
Material: TPU Cable, gold plated pin	
Length: 0.9m/3ft, 3m/9ft	
Packing: 1 piece/bag	
MOQ: 1 piece	
OEM Service: All Nellcor OEM models	
Term: FOB Shanghai	
Shipment: DHL/ UPS/ FedEx/ China Post Air Mail/ ePacket	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PEC-11

icet2015.psu.ac.th/pec

การประชุมวิชาการทาง วิศวกรรมศาสตร์

มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ครั้งที่ 11

ณ โรงแรมดวงจิตต์ รีสอร์ท แอนด์ สปา หาดป่าตอง จ.ภูเก็ต ประเทศไทย
วันที่ 19-20 มิถุนายน 2558

FIRST ANNOUNCEMENT AND CALL FOR PAPERS

ความเป็นมา

การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ เริ่มจัดขึ้นตั้งแต่ปี พ.ศ. 2545 โดยจัดขึ้นเพื่อเป็นเวทีแลกเปลี่ยนความรู้ทางวิชาการทางวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยีที่เกี่ยวข้องในหลากหลายสาขา

สำหรับในปี พ.ศ. 2558 การจัดประชุมวิชาการทางวิศวกรรมศาสตร์ ม.อ. ครั้งที่ 11 (PEC-11) จึงเป็นเวทีกว้างขวาง และเป็นที่ยอมรับอย่างแพร่หลายของนักวิชาการจากหลายสถาบัน โดยมุ่งหวังให้บุคลากรจากสถาบันต่างๆ ทั้งจากภาครัฐและเอกชนมาร่วมแลกเปลี่ยนความรู้และนำเสนอผลงานทางวิชาการ เพื่อก่อให้เกิดการเผยแพร่พัฒนาการและนวัตกรรมใหม่ๆ อันจะเป็นประโยชน์ต่อการพัฒนาประเทศ

สาขาวิชาที่เกี่ยวข้อง

- วิศวกรรมไฟฟ้า
- วิศวกรรมเครื่องกล
- วิศวกรรมโยธา
- วิศวกรรมอุตสาหการ
- วิศวกรรมเคมี
- วิศวกรรมเหมืองแร่
- วิศวกรรมชีววิทยา
- วิศวกรรมคอมพิวเตอร์
- วิศวกรรมสิ่งแวดล้อม
- วิศวกรรมการผลิต
- วิศวกรรมบริหารอุตสาหการ
- วิศวกรรมวิศวกรรมโยธา
- วิศวกรรมสารสนเทศประยุกต์
- วิศวกรรม
- การประยุกต์เทคโนโลยีสารสนเทศ

วัตถุประสงค์

1. เพื่อเผยแพร่ผลงานวิจัยและผลงานวิชาการด้านวิศวกรรมศาสตร์ออกสู่สาธารณชน
2. เพื่อส่งเสริมให้อาจารย์ นักวิจัย นักวิชาการ และนักศึกษาทั้งภาครัฐและเอกชนได้นำเสนอผลงานวิจัยที่มีคุณภาพ
3. เพื่อแลกเปลี่ยนความรู้ ประสบการณ์ และความร่วมมือในการดำเนินการทางวิจัยทางด้านวิศวกรรมศาสตร์ในประเทศไทย
4. เพื่อแลกเปลี่ยนเทคโนโลยีระหว่างภาคอุตสาหกรรมกับนักวิชาการ และสร้างเครือข่ายของภาคอุตสาหกรรมร่วมกับสถาบันการศึกษา

ผู้เข้าร่วม

1. นักวิจัย นักวิชาการทางด้านวิศวกรรมศาสตร์ วิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี
2. นักศึกษาในสาขาที่เกี่ยวข้องกับวิศวกรรมศาสตร์ วิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี
3. ผู้สนใจพัฒนาการใหม่ๆ ทางด้านวิศวกรรมศาสตร์ วิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี
4. ผู้ประกอบการ และนักวิชาการจากภาคอุตสาหกรรม




เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**การประยุกต์ใช้เครือข่ายไร้สายสำหรับระบบเฝ้ามอง
ในอุปกรณ์ตรวจวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดของผู้ป่วย
An Application of Wireless Network for Patient
Pulse Oximetry Monitoring System**

ยุทธพงษ์ วงศ์ภาค * วิริยะ กองรัตน์

ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
เขตลาดกระบัง กรุงเทพมหานคร 10520

*yoothapong.wn@gmail.com

Yoothapong Wongnak *, Viriya Kongratana

Department of Instrumentation Engineering, Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang,

Ladkrabang, Bangkok 10520

*yoothapong.wn@gmail.com

บทคัดย่อ

บทความนี้นำเสนอ การประยุกต์ใช้เครือข่ายไร้สายร่วมกับอุปกรณ์ตรวจวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดจากชีพจร (Pulse Oximetry) ซึ่งจากผลการวิจัย สามารถตรวจวัดได้ทั้งระดับความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด และอัตราการเต้นของหัวใจ Arduino Yun ไมโครคอนโทรลเลอร์แบบฝังตัวร่วมกับโมดูลอีเธอร์เน็ตแบบไร้สาย (Wireless Ethernet) ได้ถูกเลือกเพื่อนำมาออกแบบร่วมกับวงจรปรับความเข้มแสงแสงแอลอีดี 2 ชนิด ที่แตกต่างกันของความยาวคลื่น 660 และ 940 นาโนเมตร ไฟโฟโตไดโอดที่ทำหน้าที่เปลี่ยนจากความเข้มแสงให้เป็นสัญญาณไฟฟ้า ส่งผ่านวงจรขยาย วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน ร่วมกับวงจรกรองแบบกั้นนอตที่ความถี่ 50 เฮิร์ต ที่บวมวนออกไป ส่งไปยังตัวแปลงอนาล็อกเพื่อประมวลผลพัลส์ที่ได้ผ่านเครือข่ายไร้สาย เพื่อใช้เฝ้าระวังอาการของผู้ป่วยแบบรวมศูนย์ และสามารถบันทึกในฐานข้อมูล รวมทั้งตั้งค่าเตือนสูงต่ำของปริมาณที่วัดได้อีกด้วย

คำหลัก เครื่องตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจร, ระดับความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน, เครือข่ายเซนเซอร์ไร้สาย

Abstract

This paper presents an application of wireless network with patient pulse oximetry monitoring system. The result of this study shows that it can measure both oxygen saturation and heart rate. Arduino Yun, microcontroller and wireless Ethernet was chosen to apply with 2 types of LED drive circuit in different wavelengths, 660 nm. and 940 nm. wavelength in red and infrared respectively. A photo detector will convert the light intensity to be voltage through amplifier circuit, low pass filter circuit and 50 Hz notch filter to the analog

converter for evaluating the data via wireless network. The system can be used for monitoring the patient center. In addition, it can also save patient data into database and set the alarm setting for high - low measurement.

Keywords: pulse oximeter, oxygen saturation, wireless sensor network

1. บทนำ

ออกซิเจนในเลือดต่ำ เป็นภาวะหนึ่งที่ยบอบย ซึ่งต้องการการวินิจฉัยและรักษาอย่างถูกต้อง เพื่อลดความพิการและอัตราการตายจากการขาดออกซิเจน การสังเกตอาการจากการตรวจร่างกายเพื่อประเมินระดับออกซิเจนในเลือดมีข้อจำกัดและมีความผิดพลาดสูง เพราะอาการเขียว จะตรวจพบเมื่อสีของเม็ดเลือดเป็นสีคล้ำซึ่งเกิดจากฮีโมโกลบินไม่จับกับออกซิเจน (Deoxyhemoglobin) สูงถึง 5 กรัมต่อดล. อีกทั้งจะสังเกตได้ยากขึ้นหากผู้ป่วยผิวคล้ำ ระดับความเข้มข้นของเม็ดเลือดแดงต่ำและมีการไหลเวียนเลือดบกพร่อง เป็นต้น การตรวจวินิจฉัยก๊าซในเลือดแดง เป็นการตรวจมาตรฐานในการวินิจฉัยภาวะออกซิเจนในเลือดต่ำ แต่มีข้อจำกัดบางประการ เช่น ต้องเจาะเลือดจากหลอดเลือดแดง ค่าใช้จ่ายสูงและต้องรอผลการตรวจ จึงมีการคิดเครื่อง Pulse Oximetry ขึ้นและมีการพัฒนาต่อเนื่องในระยะ 20 ปีมานี้ โดยมีการใช้กันอย่างแพร่หลาย จนมีการเรียกกันสั้นๆ ว่าเสมือนเป็นสัญญาณชีพที่ห้า

ปัจจุบัน ในการใช้งานของเครื่อง Pulse Oximetry นั้น มีการตรวจวัดชีพจรของผู้ป่วยอย่างต่อเนื่อง โดยใช้อุปกรณ์หลายรูปแบบในการตรวจวัด อุปกรณ์ตรวจวัดส่วนใหญ่ยังคงใช้สายในการรับ-ส่งสัญญาณไปยังหน้าจอแสดงผล ซึ่งเป็นเทคโนโลยีแบบดั้งเดิม ไม่สะดวกสลาย เคลื่อนย้ายลำบาก กีดขวางการทำงานของทีมแพทย์ ทั้งนี้จึงเป็นที่มาของการออกแบบวิจัยเครื่อง Pulse Oximetry ร่วมกับเครือข่ายไร้สาย ประโยชน์ก็เพื่อใช้ติดตามสภาวะการขาด

ออกซิเจนในผู้ป่วยที่ขาดอากาศหายใจเสมอมากโดยไม่รู้ตัว หรือใช้ติดตามออกซิเจนในเลือดดำของผู้ป่วย [1] แบบระยะไกล

บทความนี้ ได้นำเสนอการประยุกต์ใช้งานของเครื่อง Pulse oximetry แบบไร้สาย ที่สามารถเชื่อมต่อกับระบบเครือข่ายไร้สาย ได้ ซึ่งทำงานผ่านอุปกรณ์ Arduino Yun หลังจากรุ่นการวัด จะนำสัญญาณที่วัดได้ซึ่งเป็นสัญญาณทางไฟฟ้า เปลี่ยนเป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในรูปแบบของคลื่นความถี่ ส่งผ่านไปโดยการกระจายคลื่นความถี่วิทยุ และที่ภาครับสัญญาณความถี่ ก็จะแปลงสัญญาณดังกล่าว เป็นข้อมูลส่งไปยัง Web server เพื่อแสดงผลการวัด และรูปคลื่นสัญญาณ ผ่านหน้าจอคอมพิวเตอร์ เพื่อดูผลการวัดแบบต่อเนื่อง มีบันทึกผลการวัดได้ เก็บผลการวัดเพื่อนำไปศึกษาต่อในอนาคต และสามารถเฝ้าติดตามผลการวัดในระยะไกลได้อีกด้วย

เครื่อง Pulse Oximetry เป็นเครื่องมือที่รวมการวัดระดับออกซิเจน และคลื่นการไหลเวียนโลหิตเข้าด้วยกัน ใช้เป็นเครื่องมือวัดต่อเนื่องแบบไม่รบกวนในการวัดระดับความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในเลือดแดง ซึ่งถือเป็นการวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจร สามารถประเมินภาวะขาดออกซิเจนได้อย่างรวดเร็วจึงมีการนำมาใช้อย่างแพร่หลาย อย่างไรก็ตามเครื่อง Pulse Oximetry ยังมีข้อจำกัดบางประการ อันเกิดจากตัวเครื่องมือ หรือตัวผู้ป่วยเอง

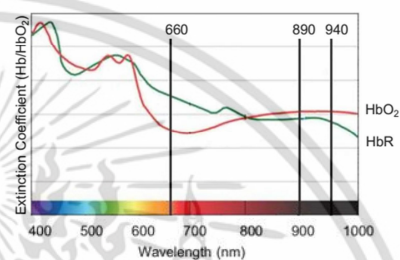
ในส่วนของรูปแบบการส่งสัญญาณ ปัจจุบันเทคโนโลยีเครือข่ายท้องถิ่นแบบไร้สาย หรือ Wireless Local Area Network (WLAN) กำลังได้รับความนิยมเป็นอย่างมาก เนื่องจากประโยชน์ของ WLAN มีอยู่มากมายโดยเฉพาะอย่างยิ่ง WLAN นั้นได้สร้างความสะดวก มีอิสระในการใช้งาน และยังสามารถติดตั้งเครือข่ายเทคโนโลยี WLAN ให้เชื่อมต่อกับอุปกรณ์คอมพิวเตอร์ในบ้าน คอมพิวเตอร์สำนักงาน หรือเชื่อมต่อกับเครือข่ายอินเทอร์เน็ต โดยไม่จำเป็นต้องใช้สายนำสัญญาณให้ยุ่งยากและดูเกะกะอีกต่อไป ทั้งนี้อุปกรณ์คอมพิวเตอร์และอุปกรณ์ที่สามารถเชื่อมต่อกับระบบ WLAN สามารถเชื่อมต่อกับเครือข่ายไร้สายจากตำแหน่งใดๆ ก็ได้ที่อยู่ในรัศมีของสัญญาณได้อย่างอิสระ เทคโนโลยีสำหรับการเชื่อมต่ออุปกรณ์ผ่านสายที่รู้จักกันนั้น มีอยู่หลายเทคโนโลยี เช่น บลูทูธ (Bluetooth), IEEE 802.11, General Packet Radio Service (GPRS) เป็นต้น แต่เทคโนโลยีที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลายมากที่สุดสำหรับ WLAN คือเทคโนโลยีตามมาตรฐาน IEEE 802.11 เนื่องจากอุปกรณ์ IEEE 802.11 WLAN มีราคาไม่แพงนัก และถูกลงเรื่อยๆ อีกทั้งมีสมรรถนะในการรับ - ส่งข้อมูลค่อนข้างสูง ง่ายต่อการติดตั้ง และการใช้งาน IEEE 802.11 WLAN ได้รับความนิยมอย่างแพร่หลายมากขึ้น และมีแนวโน้มว่าในอนาคต อุปกรณ์คอมพิวเตอร์ต่างๆ จะมีอุปกรณ์ IEEE 802.11 WLAN ติดตั้งมาจากโรงงานเป็นที่เรียบร้อยแล้ว

2. ทฤษฎีการวัด

งานวิจัยนี้ ประกอบด้วยหลักการวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจร และหลักการรับ-ส่งข้อมูลผ่านเครือข่ายไร้สาย

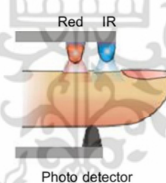
2.1 หลักการตรวจวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจร

Pulse oximetry เป็นเครื่องตรวจวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดจากชีพจร (SpO₂) โดยเป็นวิธีที่ไม่เจาะเลือด โดยจะวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในหลอดเลือดแดง โดยอาศัยหลักการดูดซับคลื่นแสงที่แตกต่างกันของฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน (Oxyhemoglobin ; HbO₂) และฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจน (Deoxyhemoglobin หรือ Reduced hemoglobin ; HbR) ซึ่ง HbO₂ ดูดซับแสงที่มีความยาวคลื่น 660 นาโนเมตร (แสงสีแดง) ขณะที่ HbR ดูดซับแสงที่มีความยาวคลื่น 940 นาโนเมตร (แสงสีอินฟราเรด) [2] ดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 กราฟคุณสมบัติการดูดซับแสงของ HbO₂ และ HbR

Pulse Oximetry มีแอลอีดีเป็นอุปกรณ์เปล่งแสงทั้ง 2 ความยาวคลื่น และมีโฟโตดีเทคเตอร์ (Photo detector) ทั่วหน้าที่ได้รับแสง โดยโครงสร้างของ Pulse Oximetry [3] แสดงดังรูปที่ 2

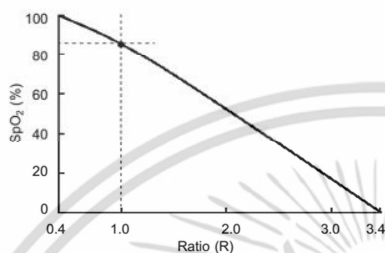


รูปที่ 2 ส่วนประกอบของอุปกรณ์ตรวจวัด

เมื่อแสงเดินทางผ่านเนื้อเยื่อ อุปกรณ์โฟโตดีเทคเตอร์จะแยกความแตกต่างของความเข้มแสงที่ได้รับ ระหว่างช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่าน (Non-pulsatile flow หรือ Direct Current light ; DC) ซึ่งเป็นการดูดซับแสงของเนื้อเยื่อ (กระดูก กล้ามเนื้อ เนื้อเยื่ออ่อน) และเลือดในหลอดเลือดดำและหลอดเลือดแดง กับช่วงที่มีการไหลผ่านของเลือดในหลอดเลือดแดงตามการบีบตัวของหัวใจ (Pulsatile flow หรือ Alternating Current light ; AC) และนำค่าการดูดซับความเข้มแสงในช่วงต่างๆ มาคำนวณเป็นอัตราส่วน R ดังสมการ

ที่ 1 การดูดซับแสง โดยที่จะทำการคำนวณเป็นความเข้มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในช่วงที่มีเลือดไหลผ่าน (SpO₂) ซึ่งพบว่าค่า R เท่ากับ 0.4, 1 และ 3.4 ค่า SpO₂ จะเท่ากับร้อยละ 100, 85 และ 0 ตามลำดับ ดังรูปที่ 3

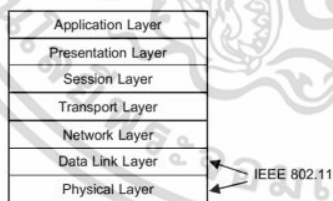
$$Ratio (R) = \frac{AC_{Red} / DC_{Red}}{AC_{IR} / DC_{IR}} \quad (1)$$



รูปที่ 3 อัตรส่วนการดูดซับแสงกับค่าความเข้มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

2.2 พื้นฐานเครือข่ายไร้สาย

IEEE ได้นิยามข้อกำหนดเพื่อนำมาใช้กับเครือข่ายไร้สายซึ่งมาตรฐานดังกล่าวเรียกว่า IEEE 802.11 ที่ครอบคลุมชั้นสื่อสารฟิสิคัลและตัวลิ่งกับแบบจำลอง OSI (Open Systems Interconnection) ดังรูปที่ 4 โดยเครือข่ายไร้สาย จัดเป็นเทคโนโลยีที่ได้รับความสนใจมาในขณะนี้ เนื่องจากสามารถสื่อสารได้โดยไม่ต้องใช้สายเคเบิลในการเชื่อมต่อสัญญาณอีกต่อไป อย่างไรก็ตามเทคโนโลยีเครือข่ายไร้สาย มีข้อจำกัดประการหนึ่งคือ แบนด์วิดท์ที่จำกัดและสัญญาณที่อ่อนแอ การได้สร้างทางเลือกที่จะลดข้อจำกัดของเครือข่ายของผู้ใช้ โดยไม่ต้องใช้สาย และไม่จำเป็นต้องจำกัดพื้นที่บนโต๊ะทำงานเท่านั้น แต่สามารถนำไปใช้งานบริเวณใด ๆ ที่อยู่ภายในขอบเขตรัศมีของคลื่นสัญญาณได้



รูปที่ 4 แบบจำลอง OSI

2.3 ลักษณะการเชื่อมต่อของอุปกรณ์ IEEE 802.11 WLAN

การเชื่อมต่อเครือข่ายไร้สาย สามารถเชื่อมต่อได้ 2 วิธี [4] ด้วยกันคือ

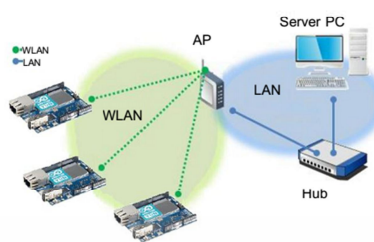
2.3.1. Ad-Hoc mode การเชื่อมต่อด้วยวิธีนี้ ในบางครั้งอาจเรียกว่าการเชื่อมต่อแบบ Peer-to-Peer วิธีนี้แต่ละโหนดบนเครือข่ายจะเชื่อมต่อกันโดยตรง การเชื่อมต่อเครือข่ายไร้สายแบบ Ad-Hoc จัดเป็นวิธีการเชื่อมต่อแบบพื้นฐาน ประหยัด โดยมีเพียงการ์ดเครือข่ายไร้สาย และคอมพิวเตอร์เพียง 2 เครื่อง ก็สามารถเชื่อมต่อเข้าด้วยกันได้แล้ว อย่างไรก็ตาม การเชื่อมต่อด้วยวิธี Ad-Hoc เหมาะสมกับเครือข่ายขนาดเล็ก หรือมีโหนดเชื่อมต่อจำนวนไม่มาก ซึ่งไม่ควรเกินกว่า 10 เครื่อง เนื่องจากจุดประสงค์ของการเชื่อมต่อวิธีนี้ ก็เพื่อแชร์ทรัพยากรร่วมกันเป็นหลัก ดังรูปที่ 5



รูปที่ 5 การทำงานในโหมด Ad - Hoc หรือ Peer - To - Peer

2.3.2. Infrastructure mode การเชื่อมต่อด้วยวิธี Infrastructure WLAN นอกจากต้องมีการ์ดเครือข่ายไร้สายแล้ว ยังจำเป็นต้องใช้อุปกรณ์แอคเซสพอยต์เป็นจุดรับส่งสัญญาณ ทั้งนี้บนเครือข่ายสามารถมีแอคเซสพอยต์มากกว่า 1 เครื่อง ที่ติดตั้งไว้ตามจุดต่าง ๆ รวมถึงยังสามารถเชื่อมต่อแอคเซสพอยต์เข้ากับเครือข่ายแบบมีสายเพื่อใช้งานร่วมกันได้ สำหรับการติดตั้งเครือข่ายไร้สาย เพื่อนำไปใช้งานร่วมกับคอมพิวเตอร์จำนวนมาก หรือมีความต้องการควบคุมระบบเครือข่ายจากศูนย์กลาง ผ่านเครือข่ายไร้สาย รวมถึงมีระบบการจัดการความปลอดภัยที่ดี การติดตั้ง WLAN ด้วยวิธี Infrastructure mode จัดเป็นวิธีที่เหมาะสมที่สุด แต่การเชื่อมต่อด้วยวิธีนี้จะมีต้นทุนที่สูงกว่าแบบ Ad-Hoc ดังรูปที่ 6

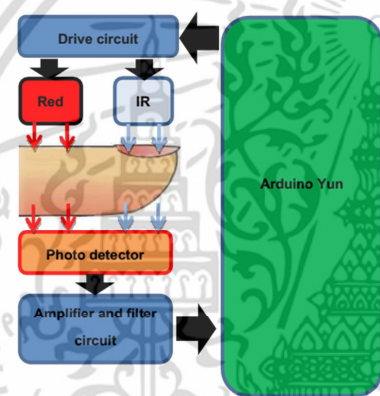
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6 การทำงานโหมด Infrastructure

3. การออกแบบ

งานวิจัยนี้ ได้มีการออกแบบการทำงานของเครื่อง Pulse oximetry ดังรูปที่ 7

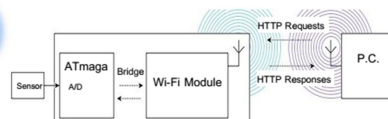


รูปที่ 7 การออกแบบการทำงานของเครื่อง Pulse oximetry

จากบล็อกไดอะแกรมดังรูปที่ 7 เป็นการออกแบบการควบคุมการทำงานของเครื่อง Pulse oximetry โดยใช้ Arduino yun เป็นตัวประมวลผล และควบคุมการทำงาน โดยจะออกแบบให้ควบคุมการเปิด-ปิด ของแอลอีดีทั้ง 2 ชนิด ผ่านวงจร Drive LED ที่ออกแบบมาให้สลับไปมา เพื่อให้ภาครับแสงที่มีโฟโตดีเทคเตอร์ ตรวจจับค่าความเข้มของแสงที่ได้รับมาของแต่ละสภาวะการทำงาน แปลงเป็นสัญญาณทางไฟฟ้า และส่งเข้าตัว Arduino yun เพื่อทำการประมวลผลต่อไปตามโปรแกรมที่ได้ตั้งไว้

โดยที่โมดูล Wi-Fi ซึ่งเป็นโมดูลฝังตัวใน Arduino yun ก็จะทำหน้าที่ส่งสัญญาณผ่านคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ความถี่ 2.4 GHz.

และภาครับจะมีอุปกรณ์รับสัญญาณ Wi-Fi ได้แก่คอมพิวเตอร์ หรือ อุปกรณ์ที่สามารถเชื่อมต่อกับ Wi-Fi ได้ ดังรูปที่ 8



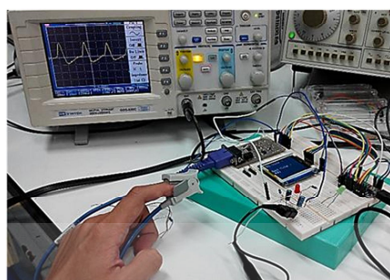
รูปที่ 8 บล็อกไดอะแกรมภาครับ - ส่ง ระบบเครือข่ายไร้สาย

โดยที่ระบบเครือข่ายไร้สาย ได้ถูกออกแบบมาเพื่อรับ - ส่ง ข้อมูล โดยอาศัยคลื่นวิทยุแทนการใช้สายสัญญาณ โดยมีมาตรฐาน IEEE 802.11 รองรับ เป็นการเชื่อมต่อระหว่างเครื่องลูกข่ายหรือไคลเอนต์ (Client) กับเครื่องแม่ข่ายหรือแอสเซสพอยต์ เช่นเดียวกับการเชื่อมต่อระหว่างเครื่องลูกข่ายด้วยกันเอง [5] แต่ต้องคำนึงข้อจำกัด ในเรื่องของความเร็ว - ส่งข้อมูล ที่ทำให้เครื่องลูกข่าย สามารถเข้าถึงเครื่องแม่ข่ายจากตำแหน่งใดก็ได้ที่สัญญาณจากอุปกรณ์แม่ข่ายจะแผ่ขยายไปถึงได้ ระบบจะมีข้อดีอยู่หลายประการด้วยกัน เช่นความสะดวกในการเคลื่อนย้าย สามารถใช้งานจากตำแหน่งต่างๆ ได้ สามารถเชื่อมต่อเพื่อรับส่งค่าในลักษณะ Real time ผ่าน Web server เพื่อจะส่งผลการวัดไปยังระบบเครือข่ายอินเทอร์เน็ตได้ ความยืดหยุ่นของระบบได้ค่อนข้างมากทั้งการใช้งานและการขยายโครงข่าย อีกทั้งต้นทุนในการติดตั้งขยายเครือข่ายที่คุ้มค่าหากเปรียบเทียบกับต้นทุนในการติดตั้ง การเดินสายนำสัญญาณเพิ่มเติมภายในอาคาร อีกทั้งยังมีมาตรฐานกลางมารองรับซึ่งสามารถใช้งานร่วมกับอุปกรณ์อื่นๆ ได้ในอนาคตอีกด้วย

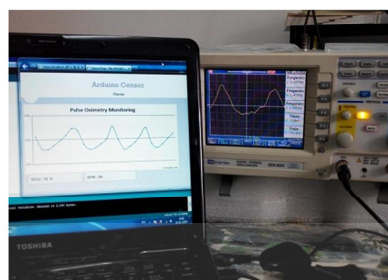
4. การวิเคราะห์ผล

จากการศึกษา และออกแบบเครื่อง Pulse oximetry ร่วมกับอุปกรณ์เครือข่ายไร้สาย WLAN นั้น ได้ทำการทดสอบอยู่ 2 ส่วน คือ ทดสอบวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินในช่วงที่มีเลือดไหลผ่าน หรือ SpO₂ และ อัตราการเต้นของหัวใจ หรือ Heart rate ซึ่งได้ทำการวัดที่สัญญาณเอาท์พุทของวงจร และส่วนที่ 2 ทดสอบการรับ-ส่ง ข้อมูล ในส่วนของระบบเครือข่ายไร้สาย WLAN โดยเชื่อมต่อด้วยโหมด Ad - Hoc หรือ Peer - To - Peer

การทดสอบในส่วนของเครื่อง Pulse oximetry นั้นได้แสดงดังรูปที่ 9 โดยใช้เครื่องวัด Oscilloscope วัดสัญญาณเอาท์พุทจากวงจร เพื่อวัดสัญญาณการเต้นของหัวใจขณะที่สั่นมือเข้าไปในส่วนของเซนเซอร์วัด Pulse oximetry ซึ่งจะเห็นได้ว่าสัญญาณที่วัดได้นั้นเป็นรูปคลื่น ที่เกิดจากการไหลผ่านของเลือดในหลอดเลือดแดงตามการบีบตัวของหัวใจ

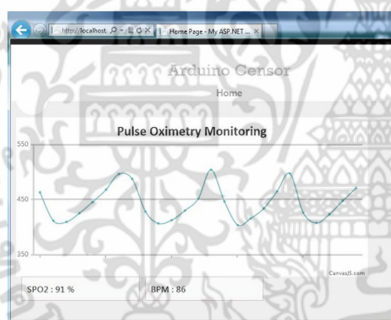


รูปที่ 9 การวัดอัตราการเต้นของหัวใจ
ของเครื่อง Pulse oximetry ด้วย Oscilloscope



รูปที่ 11 ผลของการวัด และรูปคลื่น
ระหว่าง Oscilloscope เปรียบเทียบกับ Web server

เมื่อทำการวัดสัญญาณต่างๆ ผ่านเครื่อง Pulse oximetry แล้วนั้น ก็จะส่งสัญญาณเข้า Wi-Fi ผ่านโมดูลของอุปกรณ์ Arduino yun และใช้คอมพิวเตอร์รับสัญญาณ Wi-Fi แสดงผลผ่าน Web server ซึ่งใช้โปรแกรม Java script ในการออกแบบทางด้านกราฟฟิคของ Web server เพื่อแสดงค่า SpO₂, Heart rate และรูปคลื่น ดังรูปที่ 10 และในส่วนของการทดสอบสุดท้าย คือการวัดสัญญาณ รูปคลื่นที่วัดได้จากวงจรเทียบกับ Web server ของคอมพิวเตอร์ที่รับสัญญาณ Wi-Fi มาจากอุปกรณ์ Arduino yun ที่ใช้ในการทดสอบระบบ WLAN ดังรูปที่ 11



รูปที่ 10 ผลของการวัด และรูปคลื่น
ที่แสดงในหน้าจอคอมพิวเตอร์ผ่าน Web server

5. สรุป

จากผลการวัด และทดสอบรับ-ส่งข้อมูลของระบบเครือข่ายไร้สาย WLAN ในระยะ 0-120 เมตร (ในที่โล่งแจ้ง) สามารถรับ-ส่งข้อมูลได้ โดยเครื่อง Pulse oximetry ที่ได้ทำการออกแบบขึ้นมา นั้น มีผลการวัดที่ใกล้เคียงกับอุปกรณ์วัดจริง ทั้งค่า SpO₂, Heart rate รวมถึงรูปคลื่นการเต้นของหัวใจ ส่วนรูปคลื่นสัญญาณนั้น ได้มีการวัดสัญญาณที่ภาครับสัญญาณแสงผ่านเครื่อง Oscilloscope เทียบกับ Web server ในระบบไร้สาย WLAN ที่ส่งสัญญาณมาจากอุปกรณ์ Arduino yun นั้นเป็นที่น่าพึงพอใจมาก รูปคลื่นมีความใกล้เคียงกัน แต่เนื่องจากรูปแบบการส่งในงานวิจัยในครั้งนี้ เป็นคลื่นความถี่วิทยุหรือคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า จึงมีข้อจำกัดเรื่องการถูกแทรกแซงด้วยสัญญาณรบกวน เช่น บริเวณใกล้เคียงมีเสาวิทยุที่ก่อให้เกิดคลื่นวิทยุแทรกแซงเข้ามาได้ รวมถึงอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้งานตามบ้านทั่วไป เช่น เครื่องทำความเย็น มอเตอร์ไฟฟ้า และเครื่องปรับอากาศ เป็นต้น

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยฉบับนี้สำเร็จด้วยดี เนื่องจากผู้วิจัยได้รับความอนุเคราะห์อย่างสูงจากอาจารย์ที่ปรึกษา คือ รองศาสตราจารย์ วิริยะ กองรัตน์ ที่ให้ข้อเสนอแนะเพิ่มเติม ทำให้งานวิจัยฉบับนี้มีความถูกต้องสมบูรณ์ยิ่งขึ้น

ขอขอบคุณ นางสาววนาวรด มลทองศิริ นักศึกษาปริญญาโท สาขาวิศวกรรมการวัดคุม สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง และนายอภิสิทธิ์ เสียงเลิศ ที่ได้ให้คำปรึกษาในส่วนของการออกแบบงานวิจัย และหลักการเขียนโปรแกรม ตลอดจนช่วยเหลือในการเก็บรวบรวมข้อมูลในการทำงานวิจัยในครั้งนี้

ขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดา และครอบครัว ผู้เป็นที่รักและห่วงใยแก่ผู้วิจัยเสมอ

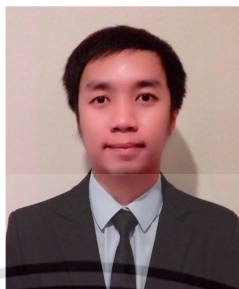
เอกสารอ้างอิง

- [1] บดินทร์ ขวัญนิมิตร. 2549. การวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจรในผู้ใหญ่. วิศวกรรมสาร ม.อ. 4: 245-252.
- [2] Santiago Lopez. 2012. Pulse Oximeter Fundamentals and Design, Free scale Semiconductor, Inc., Germany.
- [3] Yousuf Jawahar. 2009. Design of an Infrared based Blood Oxygen Saturation and Heart Rate Monitoring Device: 3-5.
- [4] โอภาส เอี่ยมสิริวงศ์. 2552. เครือข่ายคอมพิวเตอร์ และการสื่อสาร. สำนักพิมพ์ซีเอ็ด ยูเคชั่น จำกัด (มหาชน). หน้า 58-59.
- [5] F.L.Lewis. 2004. Wireless Sensor Networks. To appear in Environment: Technologies, Protocols, and Applications; 2-3.
- [6] Felix Adochiei and Cristian Rotariu. 2011. A Wireless Low-Power Pulse Oximetry System for Patient Tele monitoring. International Symposium on ADVANCED TOPICS IN ELECTRICAL ENGINEERING, Bucharest, Romania, May. 12-14, 2011.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน



ชื่อ-นามสกุล	นายยุทธพงษ์ วงศ์นาค
วัน เดือน ปีเกิด	24 กุมภาพันธ์ 2532 ที่จังหวัดลำปาง
ที่อยู่	67 หมู่ 4 ตำบลหัวเสือ อำเภอแม่ทะ จังหวัดลำปาง 52150
ประวัติการศึกษา	2554 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์และโทรคมนาคม สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลธัญบุรี
ประสบการณ์การทำงานและผลงานวิจัย	
พ.ศ.2556-ปัจจุบัน	ตำแหน่งวิศวกรฝ่ายขาย บริษัท เอส ที คอนโทรล จำกัด จัดจำหน่าย และ ให้บริการงานทางด้าน - อุปกรณ์เครื่องวัดแก๊สรั่วในโรงงานอุตสาหกรรม - อุปกรณ์เครื่องวิเคราะห์แก๊ส - เครื่องสอบเทียบทางด้านอุณหภูมิ แรงดัน และไฟฟ้า
พ.ศ.2558	นำเสนอบทความวิจัยในงาน PSU Engineering Conference 11 (PEC11), เรื่องการประยุกต์ใช้เครือข่ายไร้สายสำหรับระบบเฝ้ามองในอุปกรณ์ตรวจวัด ปริมาณออกซิเจนในเลือดของผู้ป่วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน



ชื่อ-นามสกุล	นายยุทธพงษ์ วงศ์นาค
วัน เดือน ปีเกิด	24 กุมภาพันธ์ 2532 ที่จังหวัดลำปาง
ที่อยู่	67 หมู่ 4 ตำบลหัวเสือ อำเภอแม่ทะ จังหวัดลำปาง 52150
ประวัติการศึกษา	2554 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์และโทรคมนาคม สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลธัญบุรี
ประสบการณ์การทำงานและผลงานวิจัย	
พ.ศ.2556-ปัจจุบัน	ตำแหน่งวิศวกรฝ่ายขาย บริษัท เอส ที คอนโทรล จำกัด จัดจำหน่าย และ ให้บริการงานทางด้าน <ul style="list-style-type: none"> - อุปกรณ์เครื่องวัดแก๊สรั่วในโรงงานอุตสาหกรรม - อุปกรณ์เครื่องวิเคราะห์แก๊ส - เครื่องสอบเทียบทางด้านอุณหภูมิ แรงดัน และไฟฟ้า
พ.ศ.2558	นำเสนอบทความวิจัยในงาน PSU Engineering Conference 11 (PEC11), เรื่องการประยุกต์ใช้เครือข่ายไร้สายสำหรับระบบเฝ้ามองในอุปกรณ์ตรวจวัด ปริมาณออกซิเจนในเลือดของผู้ป่วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้