

การศึกษาเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด
และอัตราการเต้นของหัวใจ
A STUDY OF BLOOD OXYGEN SATURATION AND HEART RATE
MONITORING



วรรณรดา ณิชากรพงศ์
ศลิษา ภัยพิทักษ์
สุภรดา อิมรส

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต
สาขาวิศวกรรมการวัดคุม
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2556

การศึกษาเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด
และอัตราการเต้นของหัวใจ

A STUDY OF BLOOD OXYGEN SATURATION AND HEART RATE
MONITORING



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต
สาขาวิศวกรรมการวัดคุม
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2556

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

A STUDY OF BLOOD OXYGEN SATURATION AND HEART RATE
MONITORING




A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
BACHELOR OF ENGINEERING IN INSTRUMENTATION ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
ACADEMIC YEAR 2013

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญาานิพนธ์ปีการศึกษา 2556
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองปริญญาานิพนธ์

หัวข้อปริญญาานิพนธ์ การศึกษาเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดและอัตราการเต้นของหัวใจ
A STUDY OF BLOOD OXYGEN SATURATION AND HEART RATE MONITORING

นักศึกษาผู้จัดทำ นางสาววรรณรดา ณิชากรพงศ์ รหัสนักศึกษา 53011406
นางสาวศลิษา ภัยพิทักษ์ รหัสนักศึกษา 53011543
นางสาวสุภรดา อิมรส รหัสนักศึกษา 53011763
ปริญญา วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชา วิศวกรรมการวัดคุม
ปีการศึกษา 2556

อาจารย์ผู้ควบคุมปริญญาานิพนธ์	ลายมือชื่อ
รองศาสตราจารย์ วิริยะ กองรัตน์	

หัวข้อปริญญานิพนธ์ การศึกษาเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดและอัตราการเต้นของหัวใจ

A STUDY OF BLOOD OXYGEN SATURATION AND HEART RATE MONITORING

นักศึกษาผู้จัดทำ

นางสาววรรณรดา ณิชากรพงศ์	รหัสนักศึกษา	53011406
นางสาวศลิษา ภัยพิทักษ์	รหัสนักศึกษา	53011543
นางสาวสุภรดา อิมรส	รหัสนักศึกษา	53011763

อาจารย์ที่ปรึกษา รองศาสตราจารย์ วิริยะ กองรัตน์
ปีการศึกษา 2556

บทคัดย่อ

โครงการนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดและอัตราการเต้นของหัวใจ โดยการใช้แสง (Photodiode แสงสีแดงและอินฟราเรด) ในการวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดและอัตราการเต้นของหัวใจหรือที่เรียกว่า Pulse Oximetry โดย Pulse Oximetry จะอาศัยการวัดของสัญญาณทางสรีรวิทยาที่เรียกว่า Photoplethysmography (PPG) ซึ่งเป็นการใช้แสงวัดการเปลี่ยนแปลงปริมาณของเลือดในหลอดเลือด Pulse Oximetry ได้รับสัญญาณ PPG มาจากความแตกต่างของการฉายแสงที่ความยาวคลื่น 2 ชนิดผ่านผิวหนัง และเปรียบเทียบลักษณะการดูดกลืนแสงของเลือดภายใต้ความยาวคลื่นเหล่านี้ การเปรียบเทียบนี้จะนำไปสู่การวัดออกซิเจนจากเลือด ซึ่งเป็นหลักในการวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด ส่วนในเรื่องการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ จะอาศัยหลักการนับจำนวนที่ได้จากลูกคลื่นบนเส้นเลือดแดงกระหนับ ในการทดลอง จะรับอินพุตจาก Pulse Oximetry แล้วส่งผ่านวงจรขยายเพื่อขยายสัญญาณ จากนั้นทำการคำนวณและควบคุมค่าที่ได้ โดยใช้ตัวควบคุม Arduino Nano V 3.0 แล้วส่งค่าที่ได้ไปแสดงผล ยังหน้าจอ TFT 1.8 เพื่อทำการแสดงค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (SPO₂) และ อัตราการเต้นของหัวใจ

Thesis Title	A STUDY OF BLOOD OXYGEN SATURATION AND HEART RATE MONITORING
Authors	Miss Wanrada Nichakornpong Miss Salisa Paipitak Miss Suparada Imros
Thesis Advisor	Assoc.Prof. Viriya Kongrat
Year	2013

ABSTRACT

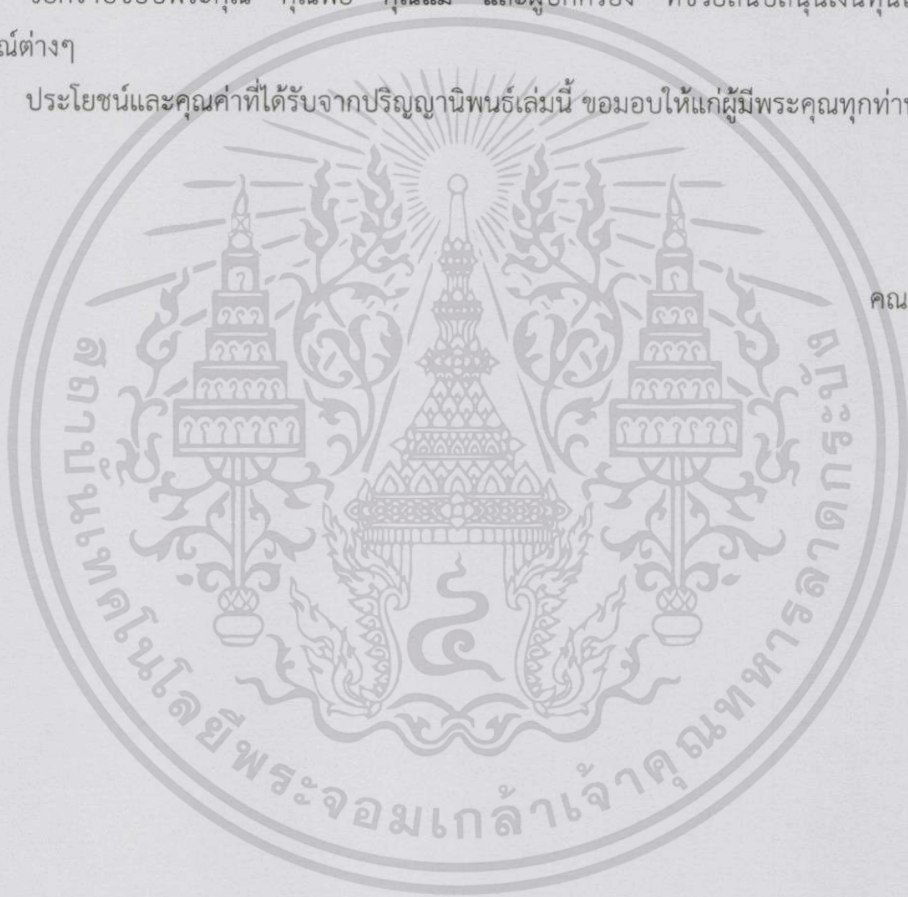
This project has an objective to study of Blood Oxygen Saturation and heart rate monitoring. Use of light (Photodiode and Infrared LED) to measure blood oxygen saturation and heart rate is called Pulse Oximetry. Pulse Oximetry relies on measurement of a physiological signal called Photoplethysmography (PPG), which is an optical measurement of the change in blood volume in the arteries. Pulse Oximetry acquires PPG signals by irradiating two different wavelengths of light through the issue, and compares the light absorption characteristics of blood under these wavelengths. The comparison leads to measurement of the oxygenation of blood and is the main as blood oxygen saturation. In the heart rate monitor, the principle is to count the number of the waves on the finger artery. In this experiments, Input come from Pulse Oximetry then sent it to amplifier circuit for amplify the signal. After that calculate and control the signal with the controller Nano V 3.0 and show it by display TFT 1.8 inch such as Blood Oxygen Saturation and heart rate monitoring.

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี เนื่องจากได้รับคำปรึกษาและสนับสนุนจาก อาจารย์วิริยะ กองรัตน์ ที่ได้ให้คำแนะนำแก่ผู้จัดทำตลอดเวลา อีกทั้งได้เอื้อเฟื้ออุปการะต่างๆ ในการ ทำปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ และขอบคุณเพื่อนๆทุกคน ที่ให้ความร่วมมือในการทดลอง ผู้จัดทำรู้สึก ซาบซึ้ง และขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอกราบขอบพระคุณ คุณพ่อ คุณแม่ และผู้ปกครอง ที่ช่วยสนับสนุนเงินทุนในการซื้อ อุปกรณ์ต่างๆ

ประโยชน์และคุณค่าที่ได้รับจากปริญญานิพนธ์เล่มนี้ ขอมอบให้แก่ผู้มีพระคุณทุกท่าน



คณะผู้จัดทำ

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญของปริณยานิพนธ์.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของปริณยานิพนธ์.....	1
1.3 ขอบเขตของปริณยานิพนธ์.....	1
1.4 ขั้นตอนการศึกษา.....	2
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	2
บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง.....	3
2.1 ระบบการไหลเวียนของออกซิเจน.....	3
2.2 หลักการตรวจวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	4
2.2.1 ปัจจัยที่มีผลต่อความเที่ยงตรงของความอิ่มตัวออกซิเจนในฮีโมโกลบิน.....	8
2.2.1.1 ปัจจัยทางเทคนิค.....	8
2.2.1.2 ปัจจัยจากผู้ป่วย.....	8
2.2.2 ประเมินภาวะออกซิเจนในเลือดต่ำ.....	9
2.3 หลักการและทฤษฎีอัตราการเต้นของหัวใจ.....	9
2.3.1 ลักษณะคลื่นอัตราการเต้นของหัวใจ.....	10
2.3.1.1 ลักษณะคลื่นอัตราการเต้นของหัวใจปกติ.....	10
2.3.1.2 ลักษณะคลื่นอัตราการเต้นของหัวใจที่ผิดปกติ.....	11
2.3.1.3 ภาวะอัตราการเต้นของหัวใจผิดปกติ.....	11
2.3.2 ปัจจัยที่มีอิทธิพลต่อชีพจร.....	11

สารบัญ (ต่อ)

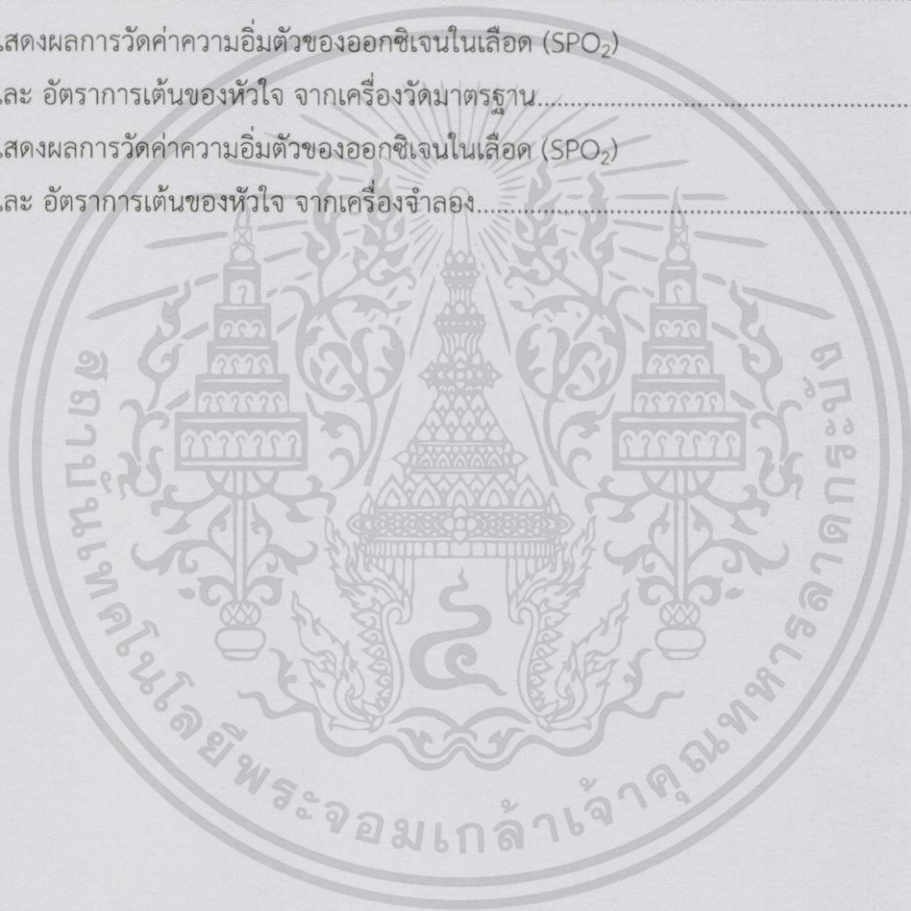
	หน้า
2.3.3 สิ่งที่ต้องสังเกตในการจับชีพจร.....	12
2.3.3.1 อัตราการเต้นของหัวใจ.....	12
2.3.3.2 จังหวะชีพจร.....	12
2.3.3.3 ปริมาตรแรงชีพจร.....	13
2.4 หลักการและทฤษฎีของตัวตรวจวัด.....	13
2.4.1 หลักการสเปกโตรโฟโตมิทรี(spectrophotometry).....	13
2.4.2 ส่วนประกอบของตัวตรวจวัด.....	14
2.4.2.1 โฟโตไดโอด(Photodiode).....	14
2.4.2.2 ไดโอดเปล่งแสง(light emitting diode : LED).....	15
2.4.3 หลักการทำงานของตัวตรวจวัด.....	17
2.4.4 ขาตัวตรวจวัด.....	17
2.5 วงจรขยายสัญญาณและกรองความถี่.....	18
2.5.1 ชนิดของวงจรรองความถี่.....	18
2.5.1.1 วงจรรองความถี่ต่ำ(low pass filter).....	19
2.5.1.2 วงจรรองความถี่สูง(High pass filter).....	20
2.5.1.3 วงจรรองความถี่แบบกำจัดแถบ(Notch filter).....	20
2.5.2 วงจรรองความถี่ของเครื่องตรวจวัดความถี่ตัวออกซิเจนในเลือด.....	21
2.5.2.1 วงจรแปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดัน.....	21
2.5.2.2 วงจรรองและขยายสัญญาณ.....	22
2.5.2.3 วงจรแรงดันอ้างอิง.....	24
2.6 หลักการและทฤษฎีหน้าจอบริการ.....	25
2.7 หลักการและทฤษฎีตัวไมโครคอนโทรลเลอร์.....	26
2.7.1 ส่วนประกอบทั่วไปของไมโครคอนโทรลเลอร์.....	27
2.7.2 ระบบไมโครคอนโทรลเลอร์.....	27
2.7.3 ไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino.....	27
2.7.3.1 โครงสร้างการเขียนโปรแกรมภาษาซี ของ Arduino.....	29

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.7.3.2 ชนิดและประเภทของตัวแปร.....	32
2.7.3.3 Arduino Nano V3.0.....	33
บทที่ 3 วิธีการดำเนินงาน.....	36
3.1 ขั้นตอนการเตรียมการ.....	36
3.1.1 ศึกษาทฤษฎีการตรวจวัดความอิมิตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	36
3.1.2 การเตรียมตัวตรวจวัดความอิมิตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	36
3.1.3 การสร้างวงจร Amplifier.....	37
3.1.4 การเตรียมอุปกรณ์ Arduino Nano V3.0.....	38
3.1.4.1 การเขียนโปรแกรมบน Arduino.....	39
3.1.5 การเตรียมอุปกรณ์หน้าจแสดงผล TFT.....	41
3.2 การออกแบบจำลองเครื่องตรวจวัดความอิมิตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	41
3.2.1 การคำนวณอัตราส่วนการดูดซับคลื่นแสง.....	42
3.2.2 การคำนวณปริมาณความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดและ อัตราการเต้นของหัวใจ.....	43
3.3 ขั้นตอนการเขียนโปรแกรม.....	44
บทที่ 4 ผลการทดลอง.....	46
4.1 ผลการทดลอง.....	46
บทที่ 5 สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ.....	49
5.1 สรุปผลการทดลอง.....	49
5.2 ข้อเสนอแนะ.....	50
บรรณานุกรม.....	51
ภาคผนวก.....	52

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 ตารางแสดงอัตราการเต้นของหัวใจปกติ.....	12
2.2 ตารางแสดงช่วงสีพลังงานของหลอด LED.....	16
2.3 ตารางแสดงคุณสมบัติของตัวแปรของภาษาซี.....	33
4.1 แสดงผลการเลือกใช้เปอร์เซ็นต์ PWM.....	46
4.2 แสดงผลการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (SPO ₂) และ อัตราการเต้นของหัวใจ จากเครื่องวัดมาตรฐาน.....	47
4.3 แสดงผลการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (SPO ₂) และ อัตราการเต้นของหัวใจ จากเครื่องจำลอง.....	48



สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 แสดงไดอะแกรมของการไหลเวียนเลือด.....	3
2.2 แสดงเครื่องตรวจวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	4
2.3 แสดงคุณสมบัติการดูดซับคลื่นแสงของ HbO ₂ และ HbR.....	4
2.4 แสดงส่วนประกอบของเครื่องตรวจวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	5
2.5 แสดงการดูดซับคลื่นแสงในช่วงต่างๆ.....	6
2.6 แสดงกราฟอัตราส่วนการดูดซับคลื่นแสง(R).....	6
2.7 แสดงรูปร่างคลื่นการไหลเวียนเลือด.....	7
2.8 แสดงกลไกการทำงานของหัวใจที่กำเนิดสัญญาณชีพจร.....	9
2.9 แสดงลักษณะอัตราการเต้นของหัวใจปกติ.....	10
2.10 แสดงลักษณะอัตราการเต้นของหัวใจผิดปกติ.....	11
2.11 แสดงตัวตรวจวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	13
2.12 แสดงส่วนประกอบของตัวตรวจวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	14
2.13 แสดงสัญลักษณ์และการไบอัสใช้งานของโฟโต้ไดโอด.....	15
2.14 แสดงลักษณะตัว LED.....	15
2.15 แสดงวงจรตัวตรวจวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	17
2.16 แสดงขาตัวตรวจวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	18
2.17 แสดงกราฟการกรองสัญญาณต่ำ.....	19
2.18 แสดงวงจรกรองความถี่ต่ำ.....	19
2.19 แสดงวงจรกรองความถี่สูง.....	20
2.20 แสดงการตอบสนองต่อความถี่ของวงจรมัลติเพลกเซอร์.....	21
2.21 แสดงวงจรแปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดัน.....	21
2.22 แสดงวงจรกรองความถี่และขยายสัญญาณ.....	22
2.23 แสดงวงจรกรองความถี่และขยายสัญญาณ.....	23
2.24 แสดงวงจรกรองความถี่แบบแอกทีฟชนิดกรองความถี่ต่ำ.....	24
2.25 แสดงวงจรแรงดันอ้างอิง.....	25
2.26 แสดงหน้าจอแสดงผล 1.8" TFT LCD Display.....	25
2.27 แสดงขาหน้าจอแสดงผล 1.8" TFT LCD Display.....	26
2.28 แสดงไมโครคอนโทรลเลอร์.....	26

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.29 แสดงรูปแบบบอร์ด Arduino.....	28
2.30 แสดงโครงสร้างโปรแกรมของ Arduino.....	29
2.31 แสดงสาย USB เชื่อมกับบอร์ด Arduino Nano.....	33
2.32 แสดงบอร์ด Arduino Nano V3.....	35
3.1 แสดงอุปกรณ์ตัวตรวจวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	36
3.2 แสดงการออกแบบวงจรขยายและกรองสัญญาณ.....	37
3.3 แสดงการออกแบบวงจรขยายและกรองสัญญาณแบบแผ่น PCB.....	37
3.4 แสดงวงจรขยายและกรองสัญญาณ.....	38
3.5 แสดงสาย USB เชื่อมกับบอร์ด Arduino Nano.....	38
3.6 แสดงการเชื่อมต่อบอร์ด Arduino กับ คอมพิวเตอร์.....	39
3.7 แสดงหน้าแรกโปรแกรม Arduino IDE.....	39
3.8 แสดงเลือกรุ่นบอร์ด Arduino ที่ต้องการ upload.....	40
3.9 แสดงเลือกหมายเลข Comport ของบอร์ด.....	40
3.10 แสดงการ Verify และ Upload โค้ดลงบอร์ด Arduino.....	40
3.11 แสดงหน้าจอแสดงผล TFT.....	41
3.12 แสดงการออกแบบการเชื่อมต่อของอุปกรณ์ต่าง ๆ.....	41
3.13 แสดงบล็อกไดอะแกรมของวงจร.....	42
3.14 แสดงกราฟอัตราส่วนการดูดซับคลื่นแสง(R)และค่าความอิ่มตัวออกซิเจน ของฮีโมโกลบิน (SpO ₂) ที่เป็นมาตรฐานและกราฟที่คิดโดย Excel.....	43
3.15 แสดงโฟลว์ชาร์ตการตรวจวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	44
3.16 แสดงโฟลว์ชาร์ตอัตราการเต้นของหัวใจ.....	45

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญของปริญญานิพนธ์

ปัจจุบันวิชาการด้านวงการแพทย์ได้เจริญก้าวหน้าเป็นอย่างมาก ทั้งนี้เนื่องมาจากการนำเอาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีสมัยใหม่ มาพัฒนาและผลิตเครื่องมือและอุปกรณ์ทางการแพทย์เพื่อใช้ในการตรวจ วินิจฉัย และรักษาโรค เครื่องมือเครื่องใช้ต่างๆมีความสลับซับซ้อนมากขึ้น ด้วยเหตุผลดังกล่าวทำให้ประเทศไทยต้องสูญเสียเงินเป็นจำนวนไม่น้อยกว่าในการที่จะต้องซื้ออุปกรณ์ เครื่องมือแพทย์ มาจากต่างประเทศ เนื่องจากไม่สามารถผลิตอุปกรณ์เครื่องมือแพทย์ภายในประเทศได้พอเพียง ผู้จัดทำจึงมีแนวคิดที่จะศึกษาและทำการจำลองเครื่องตรวจวัดออกซิเจนในเลือดขึ้นมา ซึ่งเครื่องตรวจวัดออกซิเจนในเลือดเป็นส่วนหนึ่งของการประเมินระดับออกซิเจนในร่างกาย แต่ไม่สามารถใช้ทดแทนการตรวจวัดออกซิเจนจากเลือดแดงได้ทั้งหมด และเครื่องมือนี้ยังมีข้อจำกัดบางประการอันเกิดจากตัวเครื่องมือหรือตัวผู้ป่วยเอง เช่นกรณีผู้ป่วยมีการเคลื่อนไหวมาก หรือมีภาวะเนื้อเยื่ออ่อนและผิวหนังบวมหน้า่มาก เป็นต้น เครื่องวัดนี้จะสามารถช่วยให้ผู้ป่วยที่มีปัญหาด้านภาวะพร่องออกซิเจนหรือบุคคลทั่วไปที่อยากทราบปริมาณออกซิเจนในเลือดของตนเอง มีการจัดการออกซิเจนได้ดีขึ้น รู้ว่าเมื่อใดต้องใช้ใช้อัตราสูงหรือต่ำ ผู้ป่วยจะรู้ได้ว่ากิจกรรมใดที่ต้องการออกซิเจนมาก กิจกรรมใดต้องการออกซิเจนน้อย และการศึกษาในครั้งนี้ก็เพื่อให้บุคคลที่สนใจหรือบุคลากรทางการแพทย์ที่มีความรู้ทางด้านนี้ สามารถนำไปต่อยอดหรือพัฒนาให้มีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น

1.2 วัตถุประสงค์ของปริญญานิพนธ์

การจัดทำปริญญานิพนธ์ในครั้งนี้ มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด ทั้งโครงสร้างและกระบวนการทำงาน หลังจากนั้นนำทฤษฎีที่ได้ศึกษามาสร้างเครื่องจำลองการวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด โดยประยุกต์ใช้กับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR ชนิด Arduino nano V3.0 ในการควบคุมการทำงาน และแสดงค่าปริมาณออกซิเจนในเลือดกับอัตราการเต้นหัวใจผ่านทางจอแสดงผลแบบกราฟฟิก

1.3 ขอบเขตของปริญญานิพนธ์

1. สามารถออกแบบและสร้างเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแบบจำลองได้
2. สามารถแสดงผลผ่านทางหน้าจอกราฟฟิก (HY-1.8 TFT SPI) ได้
3. สามารถประยุกต์ใช้กับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR ชนิด Arduino Nano V3.0 ในการควบคุมการทำงานได้

4. สามารถวิเคราะห์ปริมาณความอืดตัวของออกซิเจนในเลือดได้ว่า ปริมาณเท่าใดถือว่าอยู่ในภาวะพร่องออกซิเจน
5. สามารถวัดปริมาณความอืดตัวของออกซิเจนเลือดได้จริง

1.4 ขั้นตอนการศึกษา

1. ศึกษาทฤษฎีและหลักการตรวจวัดความอืดตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากซีฟร
2. ศึกษาปัจจัยที่มีผลกระทบต่อความเที่ยงตรงของเครื่องวัดปริมาณความอืดตัวของออกซิเจนในเลือด
3. ศึกษาทฤษฎี โครงสร้าง และหลักการทำงานของตัวตรวจวัด (Probe) ออกซิเจนในเลือด
4. ศึกษากระบวนการทำงานของวงจร Amplifier สร้างวงจร และทำการทดลองเปรียบเทียบสัญญาณที่ออกมากับทางทฤษฎี
5. ศึกษาหลักการทำงานพื้นฐานของบอร์ดไมโครคอนโทรเลอร์ตระกูล AVR ชนิด Arduino Nano V3.0 และทำการทดลองเพื่อความเข้าใจในโปรแกรมมากยิ่งขึ้น
6. ศึกษาการเขียนโปรแกรมด้วยภาษา C
7. ศึกษาการแสดงผลผ่านทางจอกราฟิก 1.8 SPI TFT 128x160
8. ออกแบบการเขียนโปรแกรมควบคุมกระบวนการทำงานของเครื่องตรวจวัดออกซิเจนในเลือดและการแสดงผลผ่านทางหน้าจอกราฟิก

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. สามารถเข้าใจหลักการตรวจวัดปริมาณความอืดตัวของออกซิเจนในเลือดจากซีฟร
2. สามารถเข้าใจหลักการเขียนโปรแกรมด้วยภาษา C และเข้าใจหลักการเขียนไมโครคอนโทรเลอร์ชนิด Arduino
3. สามารถออกแบบการเขียนโปรแกรมและสร้างเครื่องวัดปริมาณความอืดตัวของออกซิเจนในเลือดได้ โดยประยุกต์ใช้กับบอร์ดไมโครคอนโทรเลอร์ตระกูล AVR ชนิด Arduino nano V3.0
4. สามารถวิเคราะห์ผลของปริมาณความอืดตัวของออกซิเจนในเลือดได้
5. สามารถตรวจวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดได้จริง

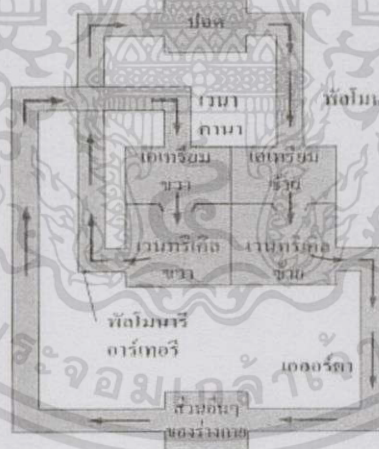
บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง

2.1 ระบบการไหลเวียนของออกซิเจน

เมื่ออาหารถูกรับประทานเข้าไป จะผ่านกระบวนการย่อยอาหารเพื่อให้อาหารอยู่ในอนุภาคที่เล็กที่สุด ซึ่งสามารถแพร่ผ่านเข้าสู่ผนังของลำไส้เล็กได้ดี จากนั้นจะแพร่เข้าสู่หลอดเลือดแล้วถูกนำไปยังส่วนต่างๆของร่างกายโดยระบบไหลเวียนของเลือด เช่นเดียวกับก๊าซออกซิเจน เมื่อถูกนำไปเข้าสู่ร่างกายแล้วจะถูกนำไปยังเซลล์ต่างๆของร่างกายโดยเม็ดเลือดแดงและก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ที่เกิดจากกระบวนการหายใจ จะถูกลำเลียงออกจากเซลล์ทางพลาสมา ซึ่งการไหลเวียนของเลือดและการไหลเวียนของก๊าซจะเกิดควบคู่กันไป

การไหลเวียนเลือดเกิดขึ้นได้จากแรงที่หัวใจบีบตัวแล้วส่งเลือดตามหลอดเลือดไปยังปอดเพื่อการแลกเปลี่ยนก๊าซออกซิเจนและก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ แล้วกลับมาเข้าสู่หัวใจเพื่อส่งไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกาย สุดท้ายจะไหลเวียนมาเข้าหัวใจอีกเช่นนี้เรื่อยไป แสดงดังรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 แสดงไดอะแกรมของการไหลเวียนเลือด

เซลล์เม็ดเลือดแดงจะมีหน้าที่ในการส่งถ่ายก๊าซออกซิเจนไปเลี้ยงยังเซลล์ต่างๆทั่วร่างกาย มีส่วนประกอบที่สำคัญ คือ ฮีโมโกลบิน ภายในประกอบด้วยอะตอมของธาตุเหล็กที่สามารถจับกับออกซิเจน โดยออกซิเจนสามารถแพร่ผ่านเยื่อหุ้มเซลล์ของเม็ดเลือดแดงได้อย่างอิสระ สีของเม็ดเลือดแดงอาจเปลี่ยนแปลงได้ขึ้นอยู่กับสถานะของ ฮีโมโกลบิน คือ เมื่อจับกับออกซิเจนจะได้ออกซิฮีโมโกลบิน (HbO_2) ซึ่งมีสีแดง และเมื่อไม่จับกับออกซิเจนจะได้ดีออกซิฮีโมโกลบิน (HbR) ซึ่งมีสีคล้ำ สังเกตจากเส้นเลือดบนแขนจะเห็นมีสีเขียวหรือน้ำเงิน

2.2 หลักการตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

เครื่องตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน ในทางการแพทย์เรียกว่า เครื่อง pulse oximeter ซึ่งเป็นเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินในหลอดเลือดแดง โดยอาศัยหลักการดูดซับคลื่นแสงที่แตกต่างกันของฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน (oxyhemoglobin, HbO_2) และฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจน (deoxyhemoglobin หรือ reduced hemoglobin, HbR) ซึ่ง HbO_2 จะดูดซับคลื่นแสงช่วงความยาวคลื่น 600-750 นาโนเมตร (คลื่นแสงสีแดง) ขณะที่ HbR ดูดซับคลื่นแสงความยาวคลื่น 850-1000 นาโนเมตร (คลื่นอินฟราเรด) ซึ่งแสดงคุณสมบัติการดูดซับคลื่นแสงของ oxyhemoglobin และ deoxyhemoglobin ตามรูปที่ 2.3

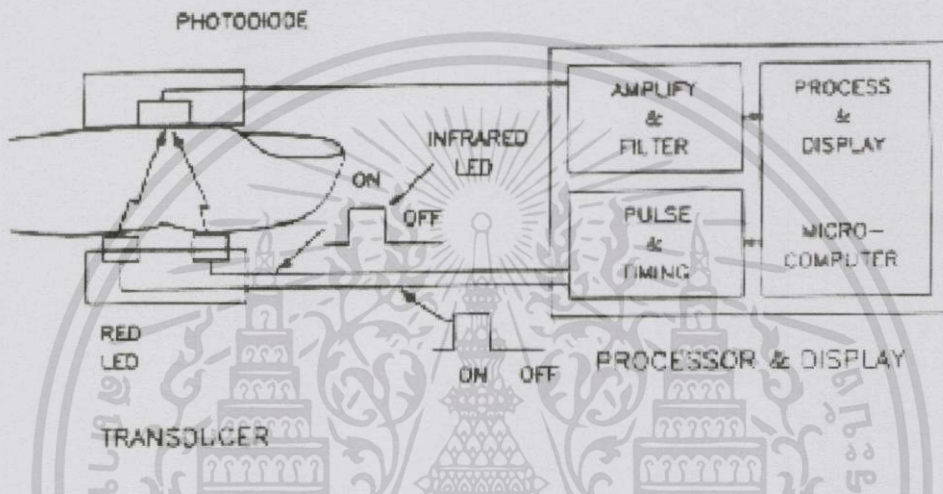


รูปที่ 2.3 แสดงคุณสมบัติการดูดซับคลื่นแสงของ HbO_2 และ HbR

จากรูปที่ 2.4 เป็นส่วนประกอบของเครื่องตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน ซึ่งประกอบด้วย เซนเซอร์ ส่วนกระบวนการและหน้าจอแสดงผล (processor and display unit)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนที่เป็นเซนเซอร์มี 2 ด้าน ด้านหนึ่งเป็น light emitting diode (LED) ซึ่งจะปล่อยแสง 2 ความยาวคลื่นสลับกัน คือแสงสีแดง กับแสงอินฟราเรด ส่วนด้านที่อยู่ตรงข้ามจะเป็นโฟโตไดโอด (photodiode) ที่สามารถวัดความเข้มของแสงที่ส่งผ่านมา สัญญาณที่ส่งผ่านมาจะถูกกรองและขยาย จากนั้นจะแสดงบนหน้าจอแสดงผลในที่สุด โดยมีไมโครคอนโทรลเลอร์ (microcontroller) เป็นตัวควบคุม



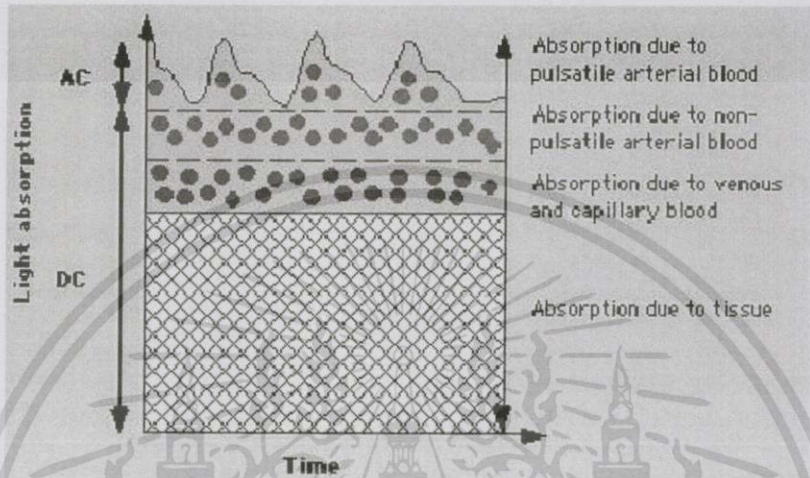
รูปที่ 2.4 แสดงส่วนประกอบของเครื่องตรวจวัดความอืดตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

หลักการของเครื่องตรวจวัดความอืดตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน คือ จะปล่อยคลื่นแสง 2 ช่วงคลื่น คือ คลื่นความยาว 660 และ 940 นาโนเมตร เมื่อคลื่นแสงเดินทางผ่านเนื้อเยื่อ ตัวรับสัญญาณจะแยกความแตกต่างของคลื่นแสงช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่านเรียกว่าสัญญาณ DC (non-pulsatile flow หรือ direct current light, DC) ซึ่งเป็นการดูดซับคลื่นแสงของเนื้อเยื่อ (กระดูก กล้ามเนื้อ เนื้อเยื่ออ่อน และเลือดในหลอดเลือดดำและแดง) กับช่วงที่มีการไหลผ่านของเลือดในหลอดเลือดแดงตามการบีบตัวของหัวใจเรียกว่าสัญญาณ AC (pulsatile flow หรือ alternating current light, AC) แสดงกราฟดังรูปที่ 2.5 แล้วนำค่าการดูดซับคลื่นแสงในช่วงต่าง ๆ มาคำนวณเป็นอัตราส่วน (R) ของการดูดซับคลื่นแสง คำนวณตามสมการ

$$\text{อัตราส่วน (R)} = \frac{AC_{Red}/DC_{Red}}{AC_{IR}/DC_{IR}}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

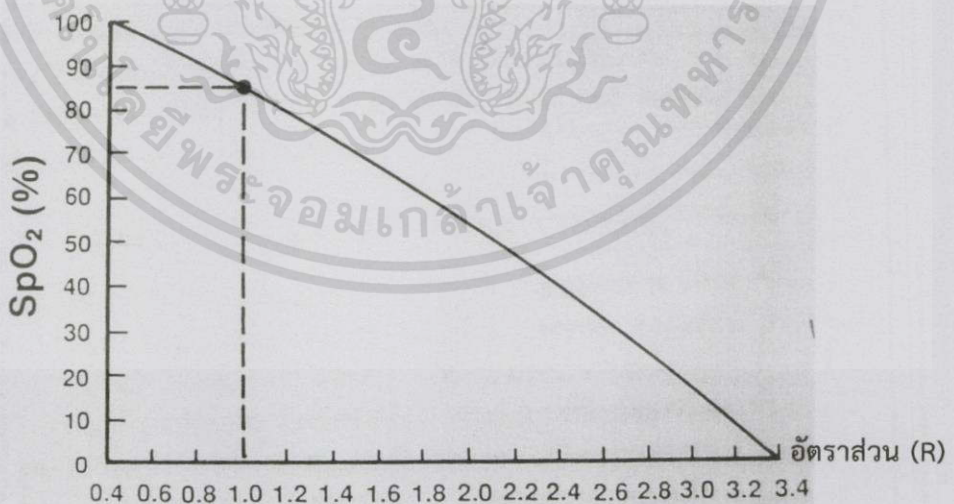
จากนั้นนำค่ามาคำนวณเป็นความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในช่วงที่มีเลือดไหลผ่าน (pulse oxygen saturation, SpO_2) พบว่า ที่ค่า R เท่ากับ 0.4 , 1 และ 3.4 ค่า SpO_2 จะเท่ากับ ร้อยละ 100, 85 และ 0 ตามลำดับ แสดงกราฟดังรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.5 แสดงการดูดซับคลื่นแสงในช่วงต่างๆ

DC คือ สัญญาณคลื่นแสงช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่านและ

AC คือสัญญาณคลื่นแสงช่วงที่มีการไหลผ่านของเลือด



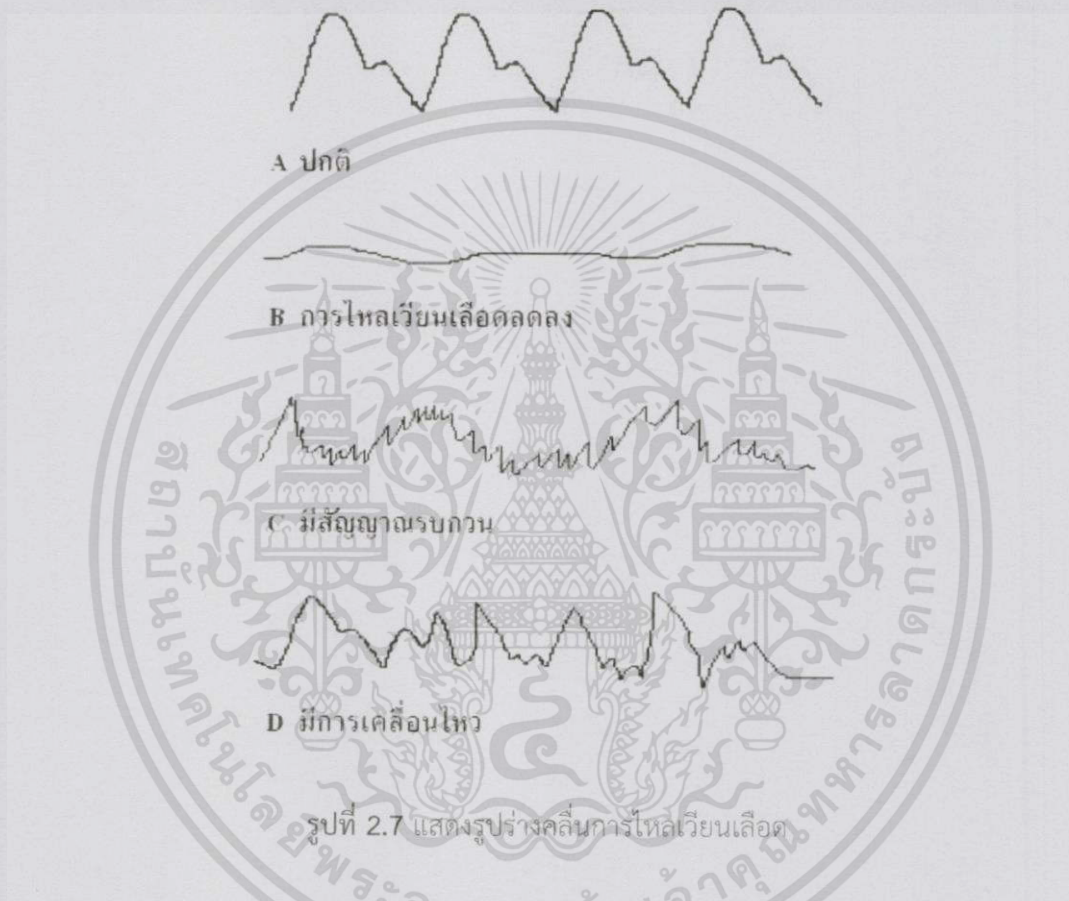
รูปที่ 2.6 แสดงกราฟอัตราส่วนการดูดซับคลื่นแสง(R)

และค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (SpO_2)

พบว่าที่ค่า R เท่ากับ 1 SpO_2 จะเท่ากับ ร้อยละ 85

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในปัจจุบันนี้เครื่องตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน ใช้ oximetry ร่วมกับ plethysmography จึงสามารถจับชีพจรและรูปร่างคลื่นการไหลเวียนเลือดได้ (plethysmography waveform) เพื่อสามารถนำมาใช้แยกสัญญาณรบกวน รู้ลักษณะของรูปคลื่น และบอกความน่าเชื่อถือของข้อมูลได้ดังรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 แสดงรูปร่างคลื่นการไหลเวียนเลือด

ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในฮีโมโกลบินจากการวัดโดยชีพจรหรือสามารถเรียกว่า SpO_2 มักมีข้อจำกัดเมื่อใช้เครื่องตรวจวัด เนื่องจากมีการใช้คลื่นแสงความยาวคลื่นเพียง 2 ช่วง ดังนั้นค่าที่วัดได้จะเป็นร้อยละของ oxyhemoglobin (HbO_2) ต่อผลรวมของ oxyhemoglobin และ reduced hemoglobin (HbR) โดยไม่นำฮีโมโกลบินชนิดอื่นที่ไม่สามารถนำออกซิเจนมาคำนวณได้ อาจเรียกว่า functional hemoglobin saturation ค่า SpO_2 คำนวณได้จากสมการด้านล่าง

$$\text{ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในฮีโมโกลบิน} (SpO_2) = \frac{HbO_2}{HbO_2 + HbR} \times 100$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวตรวจวัดของ pulse oximeter ส่วนใหญ่จะใช้ หนีบที่นิ้ว หรือติ่งหู ปัจจุบันมีการพัฒนาใช้เทคนิค light reflectance ซึ่งตัวรับสัญญาณคลื่นแสงจะอยู่ด้านเดียวกับตัวปล่อยคลื่นแสง จึงไม่ต้องหนีบระหว่างเนื้อเยื่อ โดยสามารถวางบนผิวหนังบริเวณหน้าอก หน้าผากและสามารถใช้ในเด็กแรกคลอดได้ แต่มีข้อจำกัด ในกรณีที่ผู้ป่วยมีการเคลื่อนไหวมากหรือมีภาวะเนื้อเยื่ออ่อนและผิวหนังบวม น้ำมาก

2.2.1 ปัจจัยที่มีผลต่อความเที่ยงตรงของความอิ่มตัวออกซิเจนในฮีโมโกลบิน

2.2.1.1 ปัจจัยทางเทคนิค

- ตัวตรวจวัดกับการสัมผัสจุดวัด เช่น กรณีนิ้วใหญ่เกินไปทำให้หลุดเลือดถูกกดมาก หรือนิ้วเล็กไป ค่าที่วัดได้จะคลาดเคลื่อนไป
- การเคลื่อนไหว การสั่น เช่น ผู้ป่วยสั่น ชัก ระวัง เคลื่อนย้ายผู้ป่วยในรถหรือเฮลิคอปเตอร์ ทำให้สัญญาณที่วัดได้ไม่ชัด ค่าไม่ถูกต้อง
- แสงจากภายนอก เช่น แสง fluorescent ; daylight ; xenon และแสงอินฟราเรด ทำให้ค่าที่วัดได้ต่ำกว่าความจริง ควรบดปิดหรือนำผ้ามาคลุมตัวตรวจวัดขณะทำการตรวจเพื่อป้องกันแสงรบกวน
- ผลของคลื่นแม่เหล็ก ที่อยู่บริเวณตัวตรวจวัด เช่น คลื่นโทรศัพท์มือถือ

2.2.1.2 ปัจจัยจากผู้ป่วย

- ความผิดปกติของฮีโมโกลบิน
- ภาวะการไหลเวียนเลือดบกพร่อง เป็นสาเหตุของการอ่านค่าผิดพลาดที่พบบ่อยที่สุด
 - ตำแหน่งการวัด จะมีตัวตรวจวัดที่สามารถวัดได้หลายตำแหน่ง เช่น ในผู้ใหญ่ที่นิยม คือ นิ้วมือและติ่งหู ซึ่งพบว่าในผู้ป่วยที่มีภาวะขาดออกซิเจน การวัดที่ตำแหน่งติ่งหูมีความไวในการรายงานผลมากกว่าตำแหน่งปลายนิ้ว
 - สีผิว พบว่าคนผิวดำ African-American มีอุบัติการณ์ของการจับสัญญาณผิดพลาดเพิ่มขึ้นและอ่านค่าได้สูงขึ้นมากกว่าร้อยละ 4 อันเป็นผลจาก melanin pigment 2.6 หรือยาทาเล็บสีต่างๆ มีผลต่อค่า SpO₂ เช่นกัน

- ซีด อาจมีผลทำให้่านค่า SpO₂ ต่ำลง
- ผลของไขมัน จะรบกวนการดูดซับคลื่นแสง

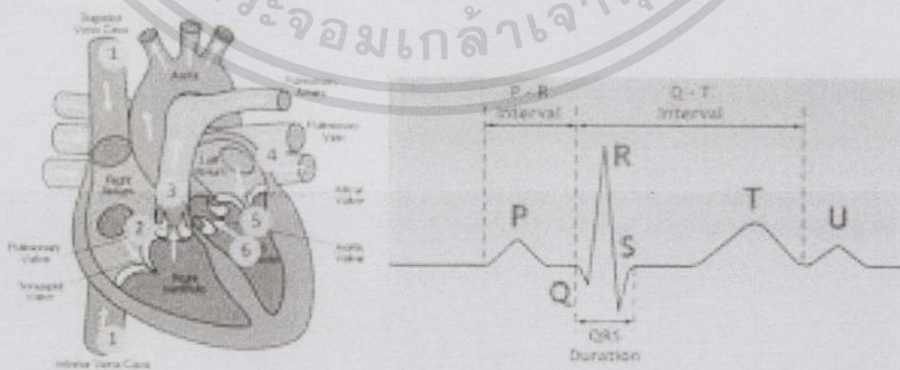
สรุป ปัจจัยที่มีผลต่อความถูกต้องของค่า SpO₂ จาก pulse oximeter จากการวิจัยพบว่า ปัจจัยที่มีผลทำให้ค่าที่ได้จาก pulse oximeter ขาดความเที่ยงตรง คือ ระดับอุณหภูมิร่างกายส่วนปลาย ความหนาของนิ้วมือ ระดับฮีโมโกลบินและสีผิว ส่วนระดับความดันโลหิต อายุ เพศ อุณหภูมิ ส่วนกลางของร่างกาย ระดับบิลิรูบิน การได้รับvasopressor ปริมาณเลือดที่สูญเสียระหว่างผ่าตัด ชนิดของการผ่าตัดและระดับ carboxyhemoglobin methemoglobin ไม่มีผลต่อค่า SpO₂ ที่ตรวจวัด

2.2.2. ประเมินภาวะออกซิเจนในเลือดต่ำ

หาก SpO₂ น้อยกว่าร้อยละ 90 ถือว่าออกซิเจนในเลือดแดงต่ำมาก เนื่องจากอยู่ในช่วง ขาลงของ oxygen dissociation curve โดยทั่วไปจึงถือว่าระดับ SpO₂ ที่น้อยกว่าร้อยละ 90 ร่างกายจะมีภาวะขาดออกซิเจน (hypoxia) แต่จากการศึกษาในบางกรณี อย่างเช่น ผู้ป่วยหนักอาจ ต้องใช้ SpO₂ ที่ร้อยละ 94 แทนร้อยละ 90 เพื่อวินิจฉัยภาวะขาดออกซิเจน สำหรับคนปกติจะมี SpO₂ มากกว่าร้อยละ 95 ขึ้นไป

2.3 หลักการและทฤษฎีอัตราการเต้นของหัวใจ

อัตราการเต้นของหัวใจ(Heart Rate) คือ จำนวนครั้งของการบีบตัวและคลายตัวของหัวใจ ใน ระยะเวลา 1 นาที (bpm) โดยสามารถแสดงกลไกการทำงานและสัญญาณชีพจรได้ ดังรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 แสดงกลไกการทำงานของหัวใจที่กำเนิดสัญญาณชีพจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 2.8 มีกลไกการทำงานของสัญญาณชีพจรเกิดขึ้นจากการบีบและคลายตัวของกล้ามเนื้อหัวใจ โดยลักษณะของการเต้นของหัวใจสามารถแบ่งออกเป็น 3 ช่วง คือ

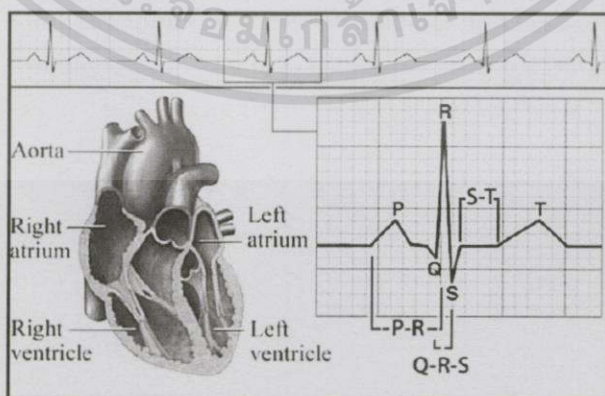
- 1) หัวใจห้องบนบีบตัว เพื่อส่งเลือดมายังหัวใจห้องล่าง (สัญญาณ P)
- 2) หัวใจห้องล่างบีบตัวทำให้เลือดไหลออกจากหัวใจ (QRS)
- 3) ช่วงที่หัวใจห้องล่างคลายตัว (สัญญาณT)

2.3.1 ลักษณะคลื่นอัตราการเต้นของหัวใจ

กล้ามเนื้อหัวใจสามารถสร้างคลื่นไฟฟ้าขึ้นมาได้เอง เพื่อกระตุ้นให้เกิดการหดและคลายตัวของกล้ามเนื้อหัวใจ คลื่นไฟฟ้านี้จะกระจายไปตามส่วนต่างๆ ของหัวใจ โดยเครื่องมือที่ไวต่อการรับคลื่นนี้เรียกว่า อิเล็กโตรคาร์ดิโอกราฟ (electrocardiograph) เครื่องมือนี้สามารถบันทึกคลื่นไฟฟ้าของหัวใจเป็นกราฟเรียกว่า อิเล็กโตรคาร์ดิโอแกรม (electrocardiogram ; ECG ; EKG) ซึ่งประกอบด้วยคลื่นพี คิว อาร์ เอส และที (P,Q,R,S และ T) ดังรูปที่ 2.9

2.3.1.1 ลักษณะคลื่นอัตราการเต้นของหัวใจปกติ

จากรูปที่ 2.9 แสดงอัตราการเต้นของหัวใจปกติ ซึ่งเต้น ในอัตรา 60-100 ครั้ง/นาที (อาจแปรเปลี่ยนได้ตามลักษณะ ของแต่ละบุคคล โดยทั่วไป 50-120 ครั้ง อาจถือได้ว่าปกติ) ลักษณะอัตราการเต้นของหัวใจปกติ จะมีลักษณะคลื่น P, Q, R, S, T ที่ปกติตามตำแหน่งสมำเสมอ ระยะห่างเท่าๆ กันตลอด

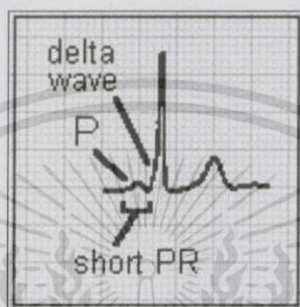


รูปที่ 2.9 แสดงลักษณะอัตราการเต้นของหัวใจปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.1.2 ลักษณะคลื่นอัตราการเต้นของหัวใจที่ผิดปกติ

จากรูปที่ 2.10 แสดงลักษณะของอัตราการเต้นของหัวใจที่ผิดปกติลักษณะของ PR interval < 0.12sec เรียกว่ามี short PR interval ซึ่งส่งผลให้ลักษณะของคลื่น P, Q, R, S, T แคบผิดปกติ



รูปที่ 2.10 แสดงลักษณะอัตราการเต้นของหัวใจที่ผิดปกติ

2.3.1.3 ภาวะอัตราการเต้นของหัวใจผิดปกติ

- 1) หัวใจเต้นช้าผิดปกติ หัวใจเต้นช้าผิดปกติ เรียกว่า Brady arrhythmia โดยทั่วไปคือน้อยกว่า 60 ครั้งต่อนาที แต่ในนักกีฬาที่ออกกำลังกายสม่ำเสมออาจมีหัวใจเต้นช้าเป็นปกติได้ ซึ่งอาจเกิดจากการรับประทานยาลดความดันบางชนิด
- 2) หัวใจเต้นเร็วผิดปกติ หัวใจเต้นเร็วผิดปกติ เรียกว่า Tachyarrhythmia โดยทั่วไป คือเต้นเร็วกว่า 100 ครั้งต่อนาที แต่ที่ทำให้เกิดอาการร้ายแรงมักเต้นเร็วกว่า 150 ครั้ง จากสาเหตุได้ 2 แบบคือสาเหตุจากหัวใจห้องบน และสาเหตุจากหัวใจห้องล่าง
- 3) หัวใจเต้นไม่สม่ำเสมอ ลักษณะคลื่น QRS แคบ หัวใจเต้นเร็วส่งผลให้คลื่น P หัวใจมีลักษณะเป็นฟันเลื่อย

2.3.2 ปัจจัยที่มีอิทธิพลต่อชีพจร

- อายุ เมื่ออายุเพิ่มขึ้นอัตราการเต้นของชีพจรจะลดลง ในผู้ใหญ่อัตราการเต้นของชีพจร 60-100 (เฉลี่ย 80 b/m)
- เพศ หลังวัยรุ่น ค่าเฉลี่ยของอัตราการเต้นของชีพจรของผู้ชายจะต่ำกว่าหญิงเล็กน้อย
- การออกกำลังกาย อัตราการเต้นของชีพจรจะเพิ่มขึ้นเมื่อออกกำลังกาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ยา ยาบางชนิด ลดอัตราการเต้นของชีพจร เช่น ยาโรคหัวใจ เช่น digitalis ลดอัตราการเต้นของชีพจร(กระตุ้น parasympathetic)
- ความเครียด เมื่อเครียดจะกระตุ้น sympathetic nervous เพิ่ม การเต้นของชีพจร ความกลัว ความวิตกกังวล และอาการเจ็บปวด กระตุ้นระบบประสาทซิมพาธิค
- ท่าทาง เมื่ออยู่ในท่ายืนหรือนั่งชีพจรจะเต้นเร็วขึ้น ท่านอนชีพจรจะช้าลง

2.3.3 สิ่งที่ต้องสังเกตในการจับชีพจร

2.3.3.1 อัตราการเต้นของหัวใจ

อัตราการเต้นของหัวใจ หมายถึง ความเร็วในการบีบตัวของหัวใจในช่วงระยะเวลาหนึ่งๆ โดยทั่วไปนิยมใช้หน่วย "ครั้งต่อนาที" อัตราการเต้นของหัวใจสามารถเปลี่ยนแปลงได้ ขึ้นกับสรีรวิทยาของร่างกาย เช่นความต้องการออกซิเจนและการขับคาร์บอนไดออกไซด์ของร่างกาย จำนวนครั้งของความรู้สึกที่ได้จากคลื่นบนเส้นเลือดแดงกะทอนีวหรือการฟังที่ apex ของหัวใจในเวลา 1 นาที หน่วยเป็นครั้งต่อนาที (bpm)

ตาราง 2.1 แสดงอัตราการเต้นของหัวใจปกติ

ช่วงอายุ	อัตราการเต้นของหัวใจ (bpm)
ทารกแรกเกิด ถึง 1 เดือน	120-160 bpm
1-12 เดือน	80 – 140 bpm
12-2 ปี	80 – 130 bpm
2 – 6 ปี	75 – 120 bpm
6 – 12 ปี	75 – 110 bpm
วัยรุ่น-วัยผู้ใหญ่	60 + 100 bpm

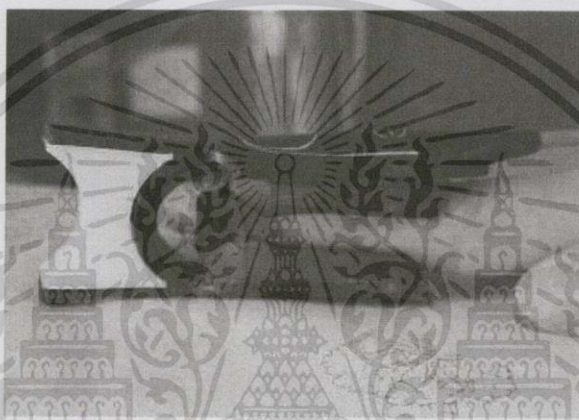
2.3.3.2 จังหวะชีพจร

- 1) จังหวะของชีพจรปกติ จะมีช่วงพักระหว่างจังหวะ เท่ากัน เรียกว่า ชีพจรสม่ำเสมอ (pulse regularis)
- 2) จังหวะของชีพจรผิดปกติ (dysrhythmias , arrhythmia, irregular) ชีพจรที่เต้นไม่เป็นจังหวะแต่ช่วงพักไม่สม่ำเสมอ เรียกว่า ชีพจรไม่สม่ำเสมอ หรืออาจจะมีจังหวะการเต้นสม่ำเสมอสลับกับไม่สม่ำเสมอ

2.3.3.3 ปริมาตรแรงชีพจร

ปริมาตรแรงชีพจร ขึ้นอยู่กับความแรงของเลือดในการกระทบกัน ชีพจรปกติ รู้สึกได้ด้วยการกดนิ้วลงตรงบริเวณที่จะวัดด้วยแรงพอประมาณแต่ถ้ากดแรงมากเกินไปจะไม่สามารถรู้รู้สึก ถ้าแรงดันเลือดดี ชีพจรจะแรง แรงดันเลือดอ่อนชีพจรจะเบา

2.4 หลักการและทฤษฎีของตัวตรวจวัด



รูปที่ 2.11 แสดงตัวตรวจวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

ตัวตรวจวัดหรือเรียกอีกอย่างว่า probe ที่ใช้วัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน ซึ่งในทางการแพทย์จะเรียกว่า Pulse oximeter เป็นการวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (SpO_2) ด้วยหลักการที่เรียกว่า สเปกโตรโฟโตเมทรี (spectrophotometry) หมายถึง สารแต่ละชนิดจะมีย่านการดูดกลืนแสง (absorption spectrum) แตกต่างกัน เช่น oxygenated hemoglobin ดูดกลืนแสงสีแดง (600-750nm) น้อยกว่าแสงสีอินฟราเรด ส่วนแสงสีอินฟราเรด (850-1000nm) ดูดกลืน deoxygenated (reduced) hemoglobin ได้มากกว่า

Pulse oximeter เป็นวิธีแบบ non-invasive สามารถวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดโดยอาศัยแสง 2 ความยาวคลื่น คือ แสงสีแดงและแสงสีอินฟราเรด

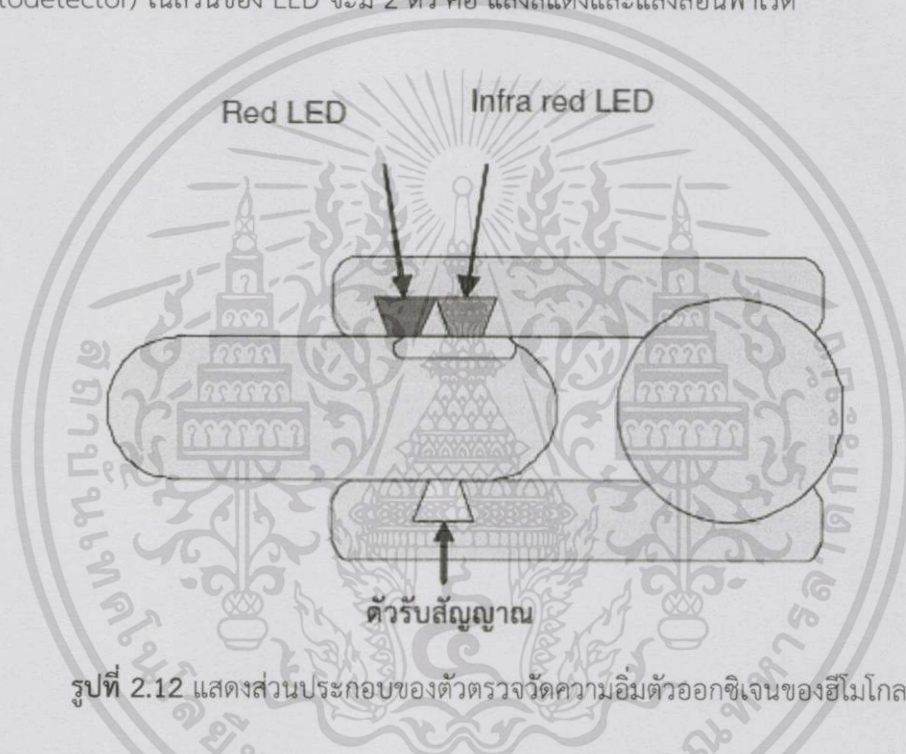
2.4.1 หลักการสเปกโตรโฟโตเมทรี (spectrophotometry)

เป็นเทคนิคทางชีวเคมีที่นิยมใช้มาก สามารถวิเคราะห์สารได้ทั้งเชิงคุณภาพ และเชิงปริมาณด้วยสารที่ต่างชนิดกัน จะมีคุณสมบัติในการดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่นต่าง ๆ ได้มากน้อยไม่

เท่ากัน ความยาวคลื่นที่สั้นๆ ดูดกลืนแสงได้มากที่สุด เรียกว่า ค่า λ_{max} (อ่านว่าแลมด้าแม็กซ์) ของสารนั้น ดังนั้นหน่วยของแลมด้าแม็กซ์จึงเป็นหน่วยของความยาวคลื่น คือ นาโนเมตร

2.4.2 ส่วนประกอบของตัวตรวจจับ

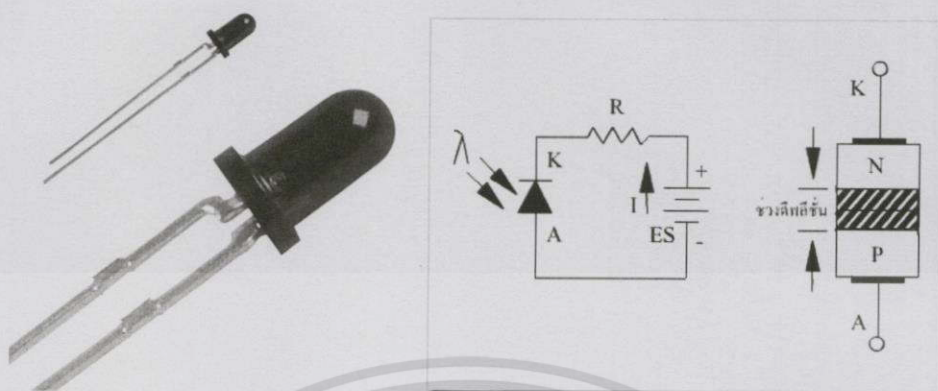
จากรูปที่ 2.12 ตัวตรวจจับความอิมิต์วออกซิเจนของฮีโมโกลบิน ประกอบด้วย 2 ส่วนหลัก คือ ส่วนปล่อยและส่วนรับคลื่นแสง คือ (light-emitting diode, LED) และตัวรับสัญญาณ (photodetector) ในส่วนของ LED จะมี 2 ตัว คือ แสงสีแดงและแสงสีอินฟราเรด



รูปที่ 2.12 แสดงส่วนประกอบของตัวตรวจจับความอิมิต์วออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

2.4.2.1 โฟโตไดโอด(Photodiode)

โฟโตไดโอด (Photodiode) เป็นอุปกรณ์เชิงแสงชนิดหนึ่ง ที่ประกอบด้วยสารกึ่งตัวนำชนิด P และสารกึ่งตัวนำชนิด N รอยต่อจะถูกห่อหุ้มด้วยวัสดุที่แสงผ่านได้ เช่น กระจกใส โฟโตไดโอดจะมีอยู่ 2 แบบ คือแบบที่ตอบสนองต่อแสงที่เรามองเห็น และแบบที่ตอบสนองต่อแสงในย่านอินฟราเรด (IR Photodiode) ในการรับใช้งานจะต้องต่อโฟโตไดโอดในลักษณะไบอัสกลับ



รูปที่ 2.13 แสดงสัญลักษณ์และการไบอัสใช้งานของโฟโตไดโอด

โฟโตไดโอด (Photodiode) จะยอมให้กระแสไหลผ่านได้มากหรือน้อยนั้นขึ้นอยู่กับปริมาณความเข้มของแสง เมื่อโฟโตไดโอดได้รับการไบอัสกลับ (Reverse Bias) ด้วยแรงดันค่าหนึ่งและมีแสงมาตกกระทบบที่บริเวณรอยต่อ ถ้าแสงที่มากตกกระทบบมีความยาวคลื่นที่เหมาะสมจะมีกระแสไหลในวงจร โดยกระแสที่ไหลในวงจรจะแปรผกผันกับความเข้มของแสงที่มากตกกระทบบ

2.4.2.2 ไดโอดเปล่งแสง (light emitting diode : LED)



รูปที่ 2.14 แสดงลักษณะตัว LED

ไดโอดเปล่งแสง (light-emitting diode หรือย่อว่า LED) เป็นอุปกรณ์สารกึ่งตัวนำอย่างหนึ่ง จัดอยู่ในจำพวกไดโอด ที่สามารถเปล่งแสงในช่วงสเปกตรัมแคบ เมื่อถูกไบอัสทางไฟฟ้าในทิศทางไปข้างหน้า ปรากฏการณ์นี้อยู่ในรูปของ electroluminescence สีของแสงที่เปล่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ออกมานั้น ขึ้นอยู่กับองค์ประกอบทางเคมีของวัสดุกึ่งตัวนำที่ใช้ และเปล่งแสงได้ใกล้ช่วง อัลตราไวโอเล็ต ช่วงแสงที่มองเห็น และช่วงอินฟราเรด

ตารางที่ 2.2 แสดงช่วงสีพลังงานของหลอด LED

สีของ LED	ความยาวคลื่น (นาโนเมตร)	แรงดันตกคร่อม (โวลต์)
อินฟราเรด	> 760	$\Delta V < 1.9$
แดง	610 ถึง 760	1.63 ถึง 2.03
ส้ม	590 ถึง 610	2.03 ถึง 2.10
เหลือง	570 ถึง 590	2.10 ถึง 2.18
เขียว	500 ถึง 570	1.9 ถึง 4.0
น้ำเงิน	450 ถึง 500	2.48 ถึง 3.7
ม่วง	400 ถึง 450	2.76 ถึง 4.0
อัลตราไวโอเล็ต	< 400	3.1 ถึง 4.4
ขาว	ย่านกว้าง	3.5

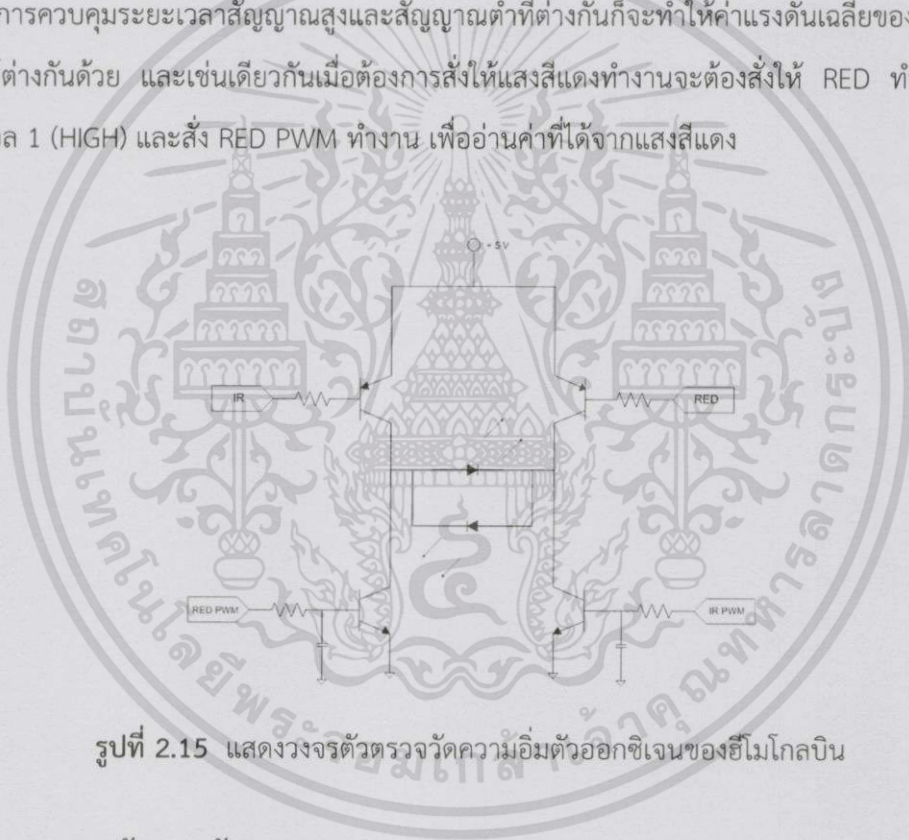
แรงดันที่ใช้ให้ LED เปล่งแสงได้จะอยู่ที่ประมาณ 1.5 – 3 โวลต์ โดยอาจจะขึ้นอยู่กับสีและคุณสมบัติเฉพาะตัวนั้นๆ โดยทั่วไปจะใช้ที่ 2.5 - 3 โวลต์ และ LED จะมีกระแสไหลผ่าน (กระแสไบอัสตรง) ได้ประมาณ 20 mA (มิลลิแอมป์)

ในโครงการนี้ ในส่วนตัวตรวจจับ จะมีแหล่งกำเนิดแสง (Light Emitting Diodes LEDs) 2 ชุด ซึ่งปล่อยแสงสีแดงและแสงอินฟราเรดที่มีความยาวช่วงคลื่นเป็น 660 และ 940 นาโนเมตร ตามลำดับ โดยจะมีตัวตรวจจับ(detector) ตรวจจับแสงวัดความเข้มของแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดซึ่งส่องผ่านทะลุเส้นเลือดฝอยที่มีการหดและการขยายตัวตามจังหวะของการเต้นชีพจร ที่ยังผลให้ปริมาณของเลือดที่ผ่านบริเวณนั้น เปลี่ยนแปลงตลอดเวลา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.3 หลักการทำงานของตัวตรวจจับ

หลักการตรวจจับปริมาณความเข้มตัวออกซิเจนในฮีโมโกลบิน ใช้หลักการดูดซับคลื่นแสงที่แตกต่างกัน ซึ่งก็คือ แสงสีแดงและแสงอินฟราเรด การตรวจจับจะต้องทำการเปิดแสงสีทั้งสองสลับไปมาเพื่อทำการอ่านค่า แล้วนำมาคำนวณ จากรูปที่ 2.15 แสดงวงจรตัวตรวจจับ ซึ่งมีหลักการทำงานคือ เมื่อต้องการให้แสงอินฟราเรด ทำงานจะต้องสั่งให้ IR ทำงานที่ค่าดิจิทัล 1 (HIGH) และสั่ง IR PWM ทำงาน เพื่อเลือกความสว่างของ LED ที่มีค่าตั้งแต่ 0-255 ซึ่ง PWM ย่อมาจาก Pulse Width Modulation เป็นเทคนิคการส่งสัญญาณแบบสวิทช์ หรือ ส่งค่าดิจิทัล 0-1 โดยให้สัญญาณความถี่คงที่ การควบคุมระยะเวลาสัญญาณสูงและสัญญาณต่ำที่ต่างกันก็จะทำให้ค่าแรงดันเฉลี่ยของสัญญาณสวิทช์ต่างกันด้วย และเช่นเดียวกันเมื่อต้องการสั่งให้แสงสีแดงทำงานจะต้องสั่งให้ RED ทำงานที่ค่าดิจิทัล 1 (HIGH) และสั่ง RED PWM ทำงาน เพื่ออ่านค่าที่ได้จากแสงสีแดง

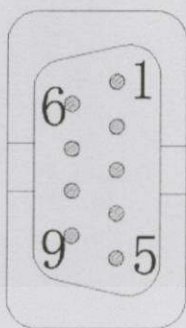


รูปที่ 2.15 แสดงวงจรตัวตรวจจับความเข้มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

2.4.4. ขาตัวตรวจจับ

ขาในการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์อื่น ๆ ดังรูปที่ 2.16 และแสดงรายละเอียดดังนี้

1. มีตัวต้านทาน 7.5 โอห์ม ระหว่างขา 1 และขา 6
2. ขา 3 คือ ขั้วแอโนดของ LED , ขา 2 คือ ขั้วแคโทดของ LED
3. ขา 5 คือ ขั้วแอโนดของโฟโตดีเทคเตอร์ , ขา 9 คือ ขั้วแคโทดของโฟโตดีเทคเตอร์
4. ขา 6 คือ ปลอกหุ้มภายนอก, ขา 7 คือ ปลอกหุ้มภายใน
5. LED และความถี่ของ IR : 660/905 นาโนเมตร



รูปที่ 2.16 แสดงขาตัวตรวจวัดความอิมิตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

2.5 วงจรขยายสัญญาณและกรองความถี่

ตัวขยายสัญญาณ หรือ วงจรขยายสัญญาณ หรือ เรียกสั้นๆว่า Amp เป็นอุปกรณ์หรือวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่ช่วยเพิ่มขนาดของสัญญาณ โดยการใช้พลังงานจากแหล่งจ่ายไฟ และการควบคุมสัญญาณเอาต์พุตให้มีรูปร่างเหมือนสัญญาณอินพุต แต่มีขนาดใหญ่กว่า ซึ่งการกรองสัญญาณและการสร้างวงจรกรองสัญญาณสามารถทำได้หลายวิธี ซึ่งจะแบ่งตามตามอุปกรณ์ที่สร้าง แบ่งได้ 2 แบบ คือ

1) วงจรกรองแบบพาสซีฟ (Passive Filter) เป็นวงจรกรองความถี่ที่สร้างมาจากอุปกรณ์ 3 ตัว คือ ตัวต้านทาน(R) , ตัวเหนี่ยวนำ(L), และ ตัวเก็บประจุ (C) เนื่องจาก impedance ของ C และ L จะเปลี่ยนแปลงตามความถี่ โดยการนำไปต่อในวงจรตามตำแหน่งที่เหมาะสม (อนุกรม/ขนาน)

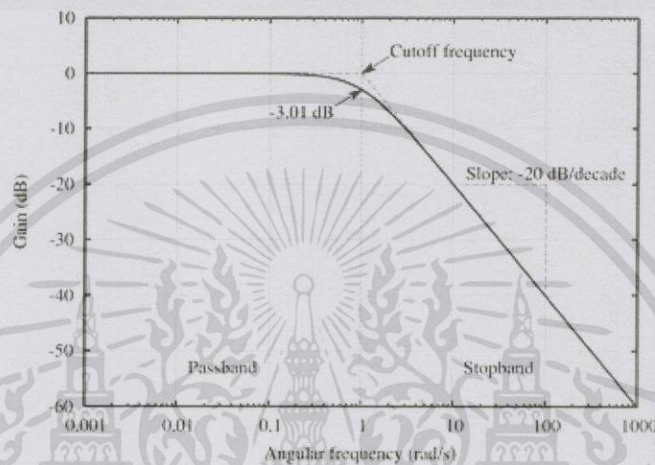
2) วงจรกรองแบบแอคทีฟ (Active Filter) เป็นวงจรกรองความถี่ที่สร้างมาจากอุปกรณ์สารกึ่งตัวนำ เช่น ทรานซิสเตอร์, ออปแอมป์ หรือไอซีวงจรรวมต่างๆ โดยนำมาต่อร่วมกับ ตัวต้านทาน, ตัวเหนี่ยวนำ หรือตัวเก็บประจุ ข้อดีของวงจรแบบนี้ก็คือสามารถขยายสัญญาณได้ด้วย และยังสามารถทำงานในระบบอนาล็อกหรือดิจิทัลก็ได้ด้วย

2.5.1 ชนิดของวงจรกรองความถี่

วงจรกรองความถี่นับเป็นวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่มีความสำคัญมาก โดยจะนำไปใช้งานในด้านต่าง ๆ เช่น ทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ , การสื่อสาร , การควบคุม , ทางด้านเครื่องมือแพทย์ และ ทางด้านเครื่องเสียง ซึ่งวงจรกรองความถี่ทำหน้าที่จำแนกความถี่ตามความต้องการของผู้ใช้ แบ่งตามคุณลักษณะของผลตอบสนองความถี่ (frequency response) แบ่งได้ 4 ชนิด คือ

2.5.1.1 วงจรกรองความถี่ต่ำ (low pass filter)

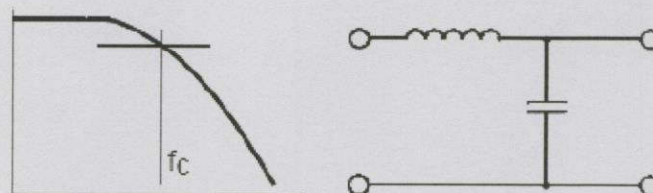
วงจรกรองความถี่ต่ำ หมายถึง วงจรที่ยอมให้สัญญาณความถี่ตั้งแต่ 0 เฮิรตซ์ ถึงความถี่ที่กำหนดให้ผ่านไปได้ ส่วนความถี่ตั้งแต่ที่กำหนดสูงขึ้นไปเรื่อยๆ บางครั้งอาจจะเรียกว่าวงจร *high-cut filter* สำหรับความถี่วิทยุ และ *treble cut filter* สำหรับวงจรขยายเสียง



รูปที่ 2.17 แสดงกราฟการกรองสัญญาณต่ำ

จากรูปที่ 2.17 เส้นทึบแสดงถึงผลในทางอุดมคติ ส่วนเส้นประแสดงถึงผลของวงจรในทางความเป็นจริง ในช่วงที่ยอมให้สัญญาณผ่านได้เราเรียกว่า ช่วงผ่าน (pass band) และช่วงที่ไม่ยอมให้สัญญาณผ่านเรียกว่า ช่วงลดทอน (stop band)

วงจรกรองความถี่ต่ำ มีลักษณะการต่อ คือ ใช้ L อนุกรมกับวงจร และ C ขนานกับวงจร คุณสมบัติของวงจรก็คือ เมื่อป้อนความถี่ต่ำเข้าวงจร L จะมีค่า X_L ต่ำ C จะมีค่า X_C สูง ทำให้ความถี่ต่ำผ่าน L ได้สะดวก ระดับสัญญาณ Output จึงผ่านได้มาก แต่เมื่อความถี่สูงกว่าจุดที่กำหนด ค่า X_L จะมากขึ้น ค่า X_C จะลดลง ทำให้ความถี่ผ่านขดลวดได้ลดลง บางส่วนที่ผ่านไปได้ก็จะถูก C ดึงลงกราวด์ ระดับสัญญาณ Output จึงผ่านได้น้อยมาก ตามรูปที่ 2.18



รูปที่ 2.18 แสดงวงจรกรองความถี่ต่ำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5.1.2 วงจรกรองความถี่สูง(High pass filter)

วงจรกรองความถี่สูง จะทำการลดทอนสัญญาณในช่วงที่มีความถี่ต่ำและยอมให้ผ่านได้เฉพาะสัญญาณในช่วงความถี่ที่สูงกว่าความถี่คัตออฟ (cutoff frequency : f_c) โดยในช่วงความถี่สูง ๆ นั้นจะมีอัตราขยายคงที่ วงจรนี้จะยอมให้ความถี่ที่สูงกว่ากำหนดผ่านไปได้ ส่วนความถี่ที่ต่ำกว่าจะโดนจับลง กราวด์

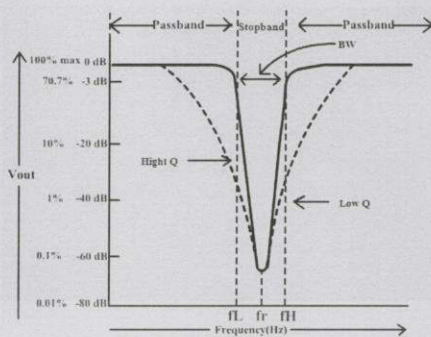


รูปที่ 2.19 แสดงวงจรกรองความถี่สูง

จากรูปที่ 2.19 จะเห็นว่า C ต่ออนุกรมกับวงจร ส่วน L ต่อขนานกับวงจร เมื่อป้อนความถี่ต่ำกว่าเข้ามา C จะมีค่า X_C สูง ทำให้สัญญาณผ่านไปได้น้อย ส่วน L จะมีค่า X_L น้อย ทำให้สัญญาณที่ผ่านมาจาก C ลงกราวด์ได้หมด แต่เมื่อความถี่สูงขึ้น C จะมีค่า X_C ลดลง สัญญาณจะผ่านได้มากขึ้น ส่วน L จะมีค่า X_L มากขึ้น สัญญาณก็จะลงกราวด์น้อยลง สัญญาณที่ออกไปยัง Output ก็มากขึ้น จนถึงระดับความแรงของสัญญาณประมาณ 70.7 % ของความแรงสูงสุด ระดับนี้เองที่เราเรียกว่า ช่วงความถี่ Cut off เมื่อความถี่สูงกว่า ความถี่ นี้ C จะยอมให้สัญญาณผ่านได้สะดวกและค่า X_L จะต้านสัญญาณไม่ให้ลงกราวด์ ความถี่จึงผ่านไปทั้งหมด Output ได้ทั้งหมด

2.5.1.3 วงจรกรองความถี่แบบกำจัดแถบ(notch filter)

วงจรกรองความถี่แบบกำจัดแถบ หรือ Notch filter จะยอมให้ความถี่ทุกๆ ค่าผ่าน ยกเว้นความถี่ช่วงหนึ่ง ซึ่งได้กำหนดเอาไว้แล้ว โดยทั่วไปวงจรชนิดนี้มักถูกใช้เพื่อกันสัญญาณรบกวนที่ทราบค่าความถี่แล้ว รูปที่ 2.20 แสดงการตอบสนองต่อความถี่ของวงจรนอชฟิลเตอร์



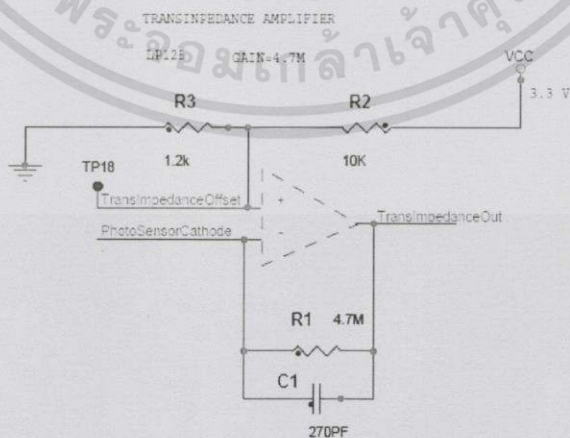
รูป 2.20 แสดงการตอบสนองต่อความถี่ของวงจรถอดช่องฟิลเตอร์

2.5.2 วงจรกรองความถี่ของเครื่องตรวจวัดความเข้มตัวออกซิเจนในเลือด

สัญญาณเอาต์พุตที่ออกมาจากโฟโตดีเทคเตอร์(Photodetector) มีขนาดสัญญาณที่เล็ก และมีสัญญาณรบกวนที่ค่อนข้างมาก จึงจำเป็นต้องทำการสร้างวงจรรขยายสัญญาณ และวงจรรองสัญญาณที่ไม่ต้องการออกไป เพื่อสามารถนำสัญญาณที่ได้ มาวิเคราะห์ได้อย่างมีประสิทธิภาพมากขึ้น

2.5.2.1 วงจรแปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดัน

เอาต์พุตที่ถูกสร้างขึ้นโดยโฟโตดีเทคเตอร์ (Photodetector) คือกระแส ซึ่งแสดงถึงการดูดซับคลื่นแสง กระแสนี้จำเป็นต้องแปลงให้เป็นโวลต์ เพื่อที่จะได้ผ่านการกรองอย่างถูกต้อง การแปลงจะดำเนินการโดยใช้ วงจรแปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดัน (Current to voltage converter) ดังรูปที่ 2.21 แสดงวงจรรการทำงาน



รูปที่ 2.21 แสดงวงจรแปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรนี้รวมวงจรแปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดันกับวงจรกรองความถี่ต่ำ เพื่อปรับปรุงสัญญาณ ซึ่งการหาค่าแรงดันที่ออกมา (Output voltage) และ ความถี่ที่ตัดออกไป (Cut frequency) สามารถหาได้จากสูตรต่อไปนี้

$$\text{สมการ 1 : } V_{out} = \text{PhotosensorCathodeCurrent} \times R_1$$

$$\text{สมการ 2 : } FC = \frac{1}{2\pi(R_1 \times C_1)} = 125 \text{ Hz}$$

FC = 125 เฮิร์ตซ์ ของวงจรกรองความถี่ต่ำ คือ การนำสัญญาณที่ความถี่สูงกว่า 125 เฮิร์ตซ์ ออกจากสัญญาณที่ได้รับมา

2.5.2.2 วงจรกรองและขยายสัญญาณ

จากรูปสามารถแบ่งออกเป็นวงจรกรองความถี่ 5 แบบ ซึ่ง 4 แบบ เป็นวงจรกรองความถี่แบบพาสซีฟ (passive filters) และอีก 1 แบบ เป็นวงจรกรองความถี่แบบแอกทีฟ (active filter) ซึ่งทั้งสัญญาณ 660 นาโนเมตร และสัญญาณ 940 นาโนเมตร มีการประมวลผลโดยใช้ตัวกรองเหล่านี้ เพื่อกรองสัญญาณรบกวนและการขยายสัญญาณนั้น รูปที่ 2.22 แสดงวงจรกรองความถี่และขยายสัญญาณ

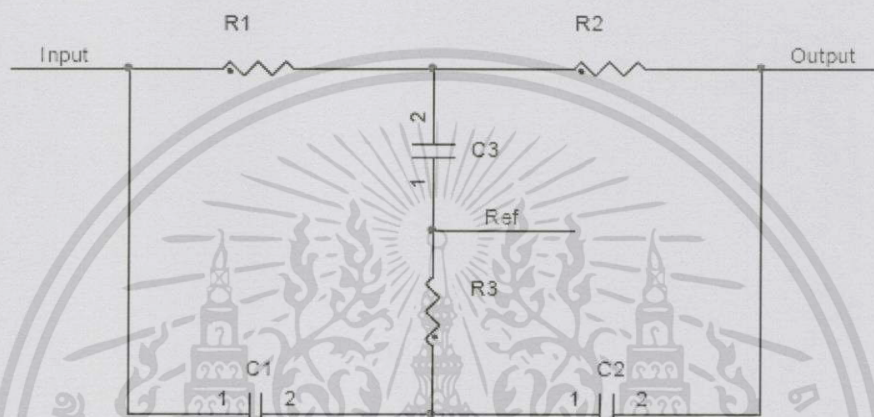


รูปที่ 2.22 แสดงวงจรกรองความถี่และขยายสัญญาณ

- 1) วงจรกรองความถี่ที่ 1 คือ วงจรกรองความถี่ต่ำที่มีความถี่คัตออฟ (cutoff frequency) ของ 6 เฮิร์ตซ์ ออกแบบมาเพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนความถี่ที่สูงกว่า 6 เฮิร์ตซ์ สมการต่อไปนี้ได้กรองความถี่คัตออฟ

$$\text{สมการ 3 : } f_0 = \frac{1}{2\pi RC}$$

2) วงจรกรองความถี่ที่ 2 คือ วงจรกรองความถี่แบบ notch filter ที่ 60 เฮิรตซ์ วัตถุประสงค์ของวงจรกรองสัญญาณนี้เพื่อขจัดสัญญาณรบกวนที่ 60 เฮิรตซ์ ออกไป แสดงดังรูปที่ 2.23 แสดงการเชื่อมต่อสำหรับวงจร notch filter



รูปที่ 2.23 แสดงการเชื่อมต่อสำหรับวงจร notch filter

วงจรกรองความถี่แบบ notch filter มีการอ้างอิงไปยัง $V_{CC}/2$ เพื่อเพิ่ม offset voltage โดย Notch filter ความถี่คัตออฟ (cutoff frequency) และการออกแบบพารามิเตอร์จะถูกแทนที่ด้วยสมการต่อไปนี้

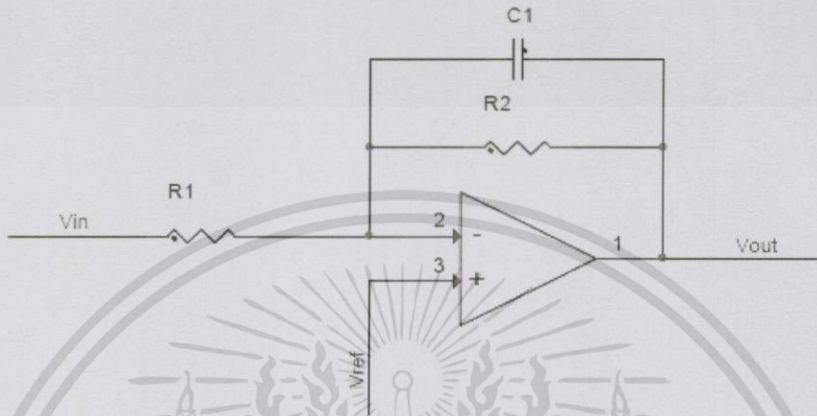
$$\text{สมการ 4 : } f_0 = \frac{1}{2\pi R_1 C_1}$$

$$\text{สมการ 5 : } R_1 = R_2 = 2R_3$$

$$\text{สมการ 6 : } C_1 = C_2 = \frac{C_3}{2}$$

3) วงจรกรองความถี่ที่ 3 คือ วงจรกรองความถี่สูงที่มีความถี่คัตออฟ (cutoff frequency) ของ 0.8 เฮิรตซ์ โดยความถี่คัตออฟ (cutoff frequency) ของตัวกรองนี้จะถูกคำนวณโดยสมการที่ 3 ซึ่งวงจรกรองนี้จะนำส่วนของสัญญาณ DC ออกไป

4) วงจรกรองที่ 4 คือ วงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟ (active filter) ชนิดกรองความถี่ต่ำที่ 6 เฮิรตซ์ (low-pass filter) และยังได้อัตราขยาย(gain) เท่ากับ 31 ดังรูปที่ 2.24 แสดง วงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟชนิดกรองความถี่ต่ำ



รูปที่ 2.24 แสดงวงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟชนิดกรองความถี่ต่ำ

จากรูปที่ 2.24 Vref บนอินพุตขาบวก ช่วยในการอินเวอร์เตอร์ตัวขยาย (- inverter amplifier) สมการต่อไปนี้จะกำหนดความถี่คัตออฟ (cutoff frequency) กับ อัตราขยาย (gain) วงจร

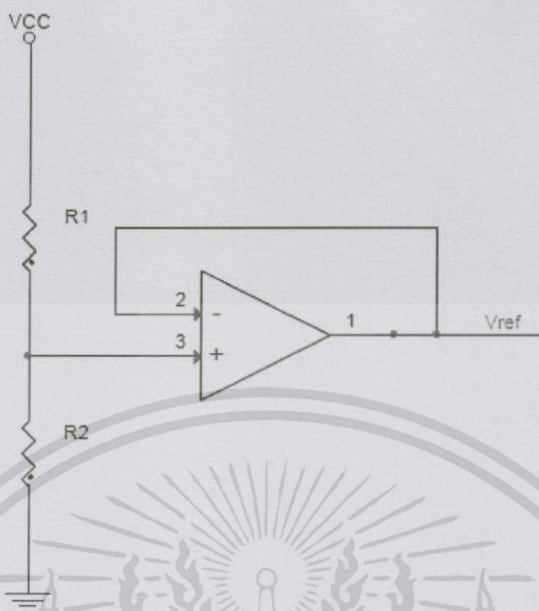
สมการ 7 :
$$f_0 = \frac{1}{2\pi R_2 C_1}$$

สมการ 8 :
$$A = -\frac{R_2}{R_1}$$

5) วงจรกรองสุดท้ายคือ วงจรกรองความถี่ต่ำที่มีความถี่คัตออฟ (cutoff frequency) ของ 4.8 เฮิรตซ์ ซึ่งเหมือนกับที่กล่าวไปในครั้งแรก ออกแบบมาเพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนความถี่ที่สูงกว่า 4.8 เฮิรตซ์ คำนวณความถี่คัตออฟตามสมการที่ 3

2.5.2.3 วงจรแรงดันอ้างอิง

เพราะแหล่งจ่ายไฟลบออกถึงค่าที่พิเศษ โดยสัญญาณอนาล็อกได้รับการจัดการในช่วงที่แรงดันไฟฟ้าที่เป็นบวก อย่างไรก็ตามสัญญาณอนาล็อกบางอย่างเช่น biopotentials มีแรงดันเชิงลบที่จะต้องพิจารณา ซึ่งสิ่งนี้จะได้รับการแก้ไขการติดตั้งสัญญาณ AC บนระดับ positive DC ดังรูปที่ 2.25 แรงดันอ้างอิง (Vref generator)



รูปที่ 2.25 แสดงวงจรแรงดันอ้างอิง

2.6 หลักการและทฤษฎีหน้าจอสแสดงผล

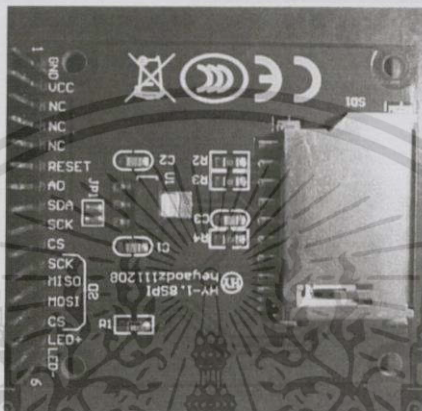


รูปที่ 2.26 แสดงหน้าจอสแสดงผล 1.8" TFT LCD Display

ในโปรเจกต์นี้ จะใช้หน้าจอสแสดงผล 1.8" TFT LCD Display คือ จอ LCD ขนาด 128x160 พิกเซลแบบสี โมดูลของ TFT มีพอร์ตอนุกรม ขนาด 1.8 นิ้ว 5 พอร์ตที่เป็นอินพุตและเอาต์พุต (อนาล็อก SPI) โดยมีแรงดันอินพุตสนับสนุน 5 โวลต์ หรือ 3.3 โวลต์ ด้วย PCB backplane ซึ่งประกอบไปด้วย แหล่งจ่าย IC และ ตัวเชื่อมต่อ SD Card ที่ทำงานร่วมกับ พอร์ต 1602 มีการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

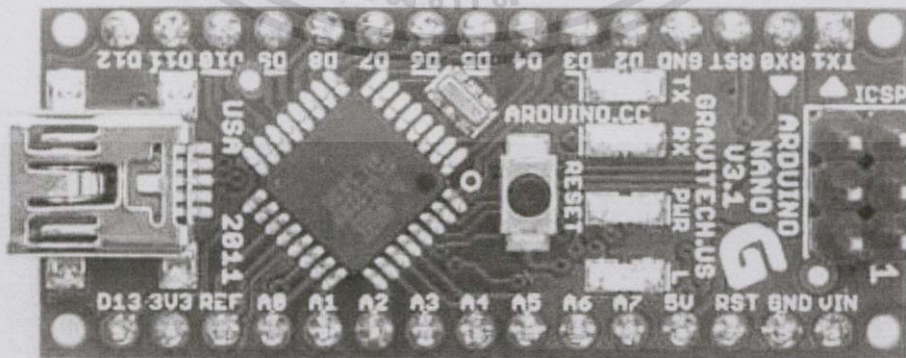
เชื่อมต่อ SPI และ การส่งผ่าน โดย มี 256,000 สี และมีช่องว่างเล็กๆเป็นพื้นที่ไว้ใส่ microSD card อยู่ภายใน ซึ่งง่ายต่อการนำเข้าภาพ โดยจอ TFT LCD สามารถแสดงผลข้อมูลจาก Arduino หรือ สามารถแสดงภาพได้ ตัวหน้าจอประกอบด้วยตัวควบคุม ST7735R ที่สามารถแสดงสีได้เต็มที่ 18 บิต (262,144 เคนสี) การอินเตอร์เฟสกับบอร์ดจะใช้มาตรฐานการติดต่อแบบ SPI ดังรูปที่ 2.12 แสดงขาที่ใช้เชื่อมต่อกับอุปกรณ์



รูปที่ 2.27 แสดงหน้าจอแสดงผล 1.8" TFT LCD Display

2.7 หลักการและทฤษฎีตัวไมโครคอนโทรลเลอร์

ไมโครคอนโทรลเลอร์ คือ อุปกรณ์ที่สามารถสร้างระบบควบคุมได้ โดยอุปกรณ์นี้มีขนาดเล็ก และเป็นอุปกรณ์ประเภทสารกึ่งตัวนำที่มีการรวมเอาฟังก์ชันการทำงานต่างๆไว้ในตัวมันเอง ซึ่งมีลักษณะคล้ายกับคอมพิวเตอร์ ซึ่งในที่นี้หมายถึงอุปกรณ์ภายในที่ประกอบด้วย หน่วยประมวลผลกลาง, พอร์ตในการเชื่อมต่อแบบต่างๆ



รูปที่ 2.28 แสดงไมโครคอนโทรลเลอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7.1 ส่วนประกอบทั่วไปของไมโครคอนโทรลเลอร์

ส่วนประกอบที่ยกตัวอย่างนี้ เป็นเพียงส่วนประกอบพื้นฐานของไมโครคอนโทรลเลอร์ ยังมีส่วนประกอบอย่างอื่นอีกเพื่อเพิ่มเติมความสาารถขึ้นอยู่กับไมโครคอนโทรลเลอร์แต่ละเบอร์ เช่น AVD (Analog to Digital), PWM (Pulse Width Modulator) เป็นต้น ส่วนประกอบพื้นฐาน คือ

- 1) หน่วยประมวลผลกลาง (Control Processing Unit)
- 2) หน่วยความจำ ซึ่งประกอบด้วย RAM (Random Access Memory) และ EEPROM / EPROM / PROM / ROM (Eraseable Programable Read Only Memory)
- 3) หน่วยรับ และแสดงผลข้อมูล (Input / Output) ซึ่งมีพอร์ตขยายแบบขนาน (Parallel) และอนุกรม (Serial)
- 4) ตัวนับเวลา (Timer)
- 5) หน่วยควบคุมการอินเตอร์รัปต์ (Interrupt Controller)

2.7.2 ระบบไมโครคอนโทรลเลอร์

ไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นระบบที่รวบรวมอุปกรณ์ต่างๆ อยู่ภายใน เช่น Ram, Rom และอื่นๆ เพื่อความสะดวกในการใช้งาน ชิพไมโครคอนโทรลเลอร์นั้นมีขนาดเล็กที่มีความสามารถสูง แต่บางอุปกรณ์ที่ต้องการคาปาซิเตอร์ที่มีความจุสูงๆ ไม่สามารถบรรจุได้ในชิพเพียงตัวเดียว อีกทั้งการรวบรวมอุปกรณ์ไม่สามารถรวบรวมได้ทุกชนิด ระบบไมโครคอนโทรลเลอร์จึงแบ่งเป็นอนุกรมกำกับด้วยหมายเลขลำดับที่บรรจุความสามารถในการควบคุมอุปกรณ์ต่างๆ ไว้ภายใน

2.7.3 ไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino

Arduino เป็นภาษา อิตาลี ซึ่งใช้เป็นชื่อของโครงการพัฒนาไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVRแบบ Open Source ที่ได้รับการปรับปรุงมาจากโครงการพัฒนา Open Source ของ AVR อีกโครงการหนึ่งที่ชื่อว่า “Wiring” แต่เนื่องจากโครงการของ “Wiring” เลือกใช้ AVR เบอร์ ATmega128 ซึ่งเป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ ที่มีจำนวนของหน่วยความจำ และ I/O ค่อนข้างมาก และที่สำคัญ ATmega128 เป็นชิพที่มีตัวถังแบบ SMD จึงทำให้เป็นอุปสรรคสำหรับผู้เริ่มต้นในการสร้างบอร์ดและต่อวงจรขึ้นมาใช้งานกันเอง และบอร์ดจะมีขนาดค่อนข้างใหญ่ ซึ่งอาจดูว่าเกินความจำเป็น

สำหรับผู้เริ่มต้น จึงไม่ค่อยได้รับความนิยมเท่าที่ควร แต่หลังจากที่ทางทีมงาน Arduino นำ Source Code ของ “Wiring” มาพัฒนาปรับปรุงใหม่โดยให้สามารถใช้งานกับไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR ขนาดเล็ก อย่าง Mega8 และ Mega168 ได้ จึงทำให้ระบบวงจรของบอร์ดมีขนาดเล็กกว่า “Wiring” มากและยังใช้อุปกรณ์น้อยชิ้น ทำให้ง่ายต่อการต่อวงจรใช้งาน และยังประหยัดต้นทุนในการสร้างบอร์ดไปได้มาก ด้วยเหตุนี้ที่ทำให้ “Arduino” ได้รับความนิยมจากผู้ใช้งานทั่วโลกเป็นอย่างมาก ในระยะเวลาอันรวดเร็ว

Arduino เป็นบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยใช้ AVR ขนาดเล็กเป็นตัวประมวลผลและสั่งงานเหมาะสำหรับนำไปใช้ในการศึกษาเรียนรู้ระบบไมโครคอนโทรลเลอร์ และ นำไปประยุกต์ใช้งานเกี่ยวกับการควบคุมอุปกรณ์ Input / Output ต่างๆ ได้มากมาย ทั้งในแบบที่เป็นการทำงานตัวเดียวอิสระ หรือ เชื่อมต่อสั่งงานร่วมกับอุปกรณ์อื่นๆ เช่น คอมพิวเตอร์ PC ทั้งนี้ก็เนื่องจากว่า Arduino สนับสนุนการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ Input / Output ต่างๆ ได้มากมาย ทั้งแบบ Digital และ Analog เช่น การรับค่าจากสวิตช์ หรืออุปกรณ์ตรวจจับ (Sensor) แบบต่างๆ รวมไปถึง การควบคุมอุปกรณ์ Output ต่างๆ ตั้งแต่ LED, หลอดไฟ, มอเตอร์, รีเลย์ ฯลฯ



รูปที่ 2.29 แสดงรูปแบบบอร์ด Arduino

สำหรับการเขียนโปรแกรมของ Arduino นั้นจะใช้ภาษา C++ ซึ่งเป็นรูปแบบภาษาซีประยุกต์แบบหนึ่ง ที่มีโครงสร้างการทำงานของตัวภาษาโดยรวม คล้ายกับ ภาษาซีมาตรฐาน (ANSI-C) ทั่วไป เพียงแต่ได้มีการปรับปรุงเพื่อลดความซับซ้อนในการใช้งานลง เพื่อให้ผู้ใช้สามารถใช้งานและเขียนโปรแกรมได้ง่ายและสะดวกมากกว่าเขียนภาษาซีแบบมาตรฐานโดยตรง ซึ่งในความเป็นจริงแล้วในการเขียนโปรแกรมของ Arduino เราสามารถใช้คำสั่งต่างๆที่เป็นคำสั่งตามมาตรฐานของ

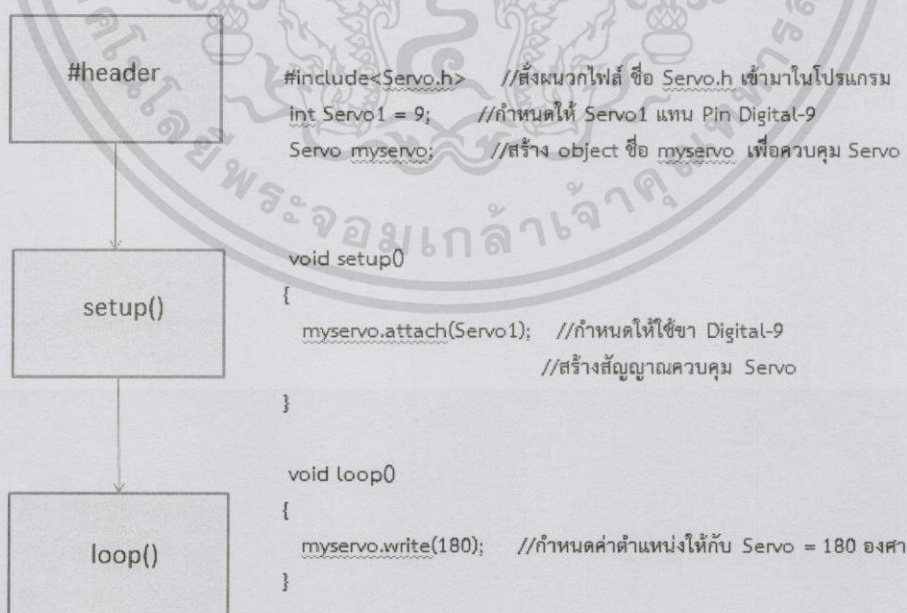
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ANSI-C เข้ามาใช้ในการเขียนโปรแกรมได้ทันที โดยรูปแบบการเขียนโปรแกรม และ การใช้งานคำสั่งต่าง ๆ นั้น สามารถอ้างอิงจากหนังสือ ตำรา ของภาษาซี มาตรฐาน ANSI-C ได้โดยตรง

พบว่าในความเป็นจริงแล้ว Arduino นั้นไม่ใช่ C-Compiler โดยตรง แต่ Arduino จะมีลักษณะการทำงานเช่นเดียวกับ Text Editor ของภาษา C++ ตัวหนึ่ง โดยจะทำงานร่วมกับ Utility บางส่วนที่ Arduino สร้างขึ้นมารองรับ โดย Arduino จะใช้รูปแบบการทำงานของ Text Editor เป็นฉากหน้าในการติดต่อสื่อสารกับผู้ใช้เท่านั้น ส่วนเบื้องหลังจริง ๆ นั้น Arduino จะไปเรียกใช้ตัวแปลภาษาซี และ Utility อื่นๆ ที่ใช้เป็นเครื่องมือพัฒนาโปรแกรมของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR อีกทีหนึ่ง โดย Arduino จะเลือกใช้ C-Compiler ของ “GNU AVR-GCC Toolchain” ร่วมกับ Library Function ของ “avr-libc” ส่วน Utility ที่ใช้ในการ Upload Code ให้กับ AVR นั้นก็จะใช้ของ “AVRDude”

2.7.3.1 โครงสร้างการเขียนโปรแกรมภาษาซี ของ Arduino

ภาษาซีของ Arduino จะจัดแบ่งรูปแบบโครงสร้างของการเขียนโปรแกรม ออกเป็นส่วนย่อยๆ หลายๆ ส่วน โดยเรียกแต่ละส่วนว่า ฟังก์ชัน และ เมื่อนำฟังก์ชัน มารวมเข้าด้วยกัน ก็จะเรียกว่าโปรแกรม โดยโครงสร้างการเขียนโปรแกรมของ Arduino นั้น ทุกๆ โปรแกรมจะต้องประกอบไปด้วยฟังก์ชันจำนวนเท่าใดก็ได้ แต่อย่างน้อยที่สุดต้องมีฟังก์ชัน จำนวน 2 ฟังก์ชัน คือ setup() และ loop() ดังตัวอย่าง



รูปที่ 2.30 แสดงโครงสร้างโปรแกรมของ Arduino

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โปรแกรม 1.1 พื้นฐานการเขียนโปรแกรม Arduino

```
#include <Servo.h>           // สั่งผนวกไฟล์ ชื่อ Servo.h เข้ามาใช้ในโปรแกรม
Int Servo1 = 9;             // กำหนดให้ Servo1 แทน Pin Digital-9
Servo myservo;             // สร้าง object ชื่อ myservo เพื่อควบคุม Servo
void setup()
{
  myservo.attach(Servo1); // กำหนดให้ใช้ขา Digital-9 สร้างสัญญาณควบคุม Servo
}
void loop()
{
  myservo.write(180);      // กำหนดค่าตำแหน่งให้กับ Servo = 180 องศา
}
```

โครงสร้างพื้นฐานของภาษาซีที่ใช้กับ Arduino นั้น จะประกอบไปด้วย 3 ส่วนใหญ่ๆด้วยกัน คือ Header , setup() , loop() แสดงรายละเอียดดังนี้

1) ฟังก์ชัน Header ประกอบด้วยคำสั่ง #include ซึ่งเป็นคำสั่งพิเศษที่เรียกว่า Compiler Directive ซึ่งมันไม่ใช่คำสั่งสำหรับสั่งงานในโปรแกรม ดังนั้นคำสั่งนี้จึงไม่ต้องมีเครื่องหมายเซมิโคลอนปิดท้ายคำสั่งเหมือนคำสั่งอื่นๆ โดย Compiler Directive จะใช้ทำหน้าที่สำหรับบอกให้ Compiler รับรู้เงื่อนไขในการแปลคำสั่งเท่านั้น ซึ่งในกรณีคำสั่ง #include จะใช้สำหรับบอกให้ Compiler รับรู้ว่าในการแปลคำสั่งของโปรแกรมนี้อาจมีไฟล์ภายนอกใดบ้างที่จำเป็นต้องใช้ร่วมกับโปรแกรมนี้อย่าง ช่างต้นจะเป็นการบอกให้ Compiler ทำการผนวกไฟล์ ชื่อ “Servo.h” เข้ามา ใช้เพื่อเรียกใช้คำสั่งต่างๆที่บรรจุไว้ เข้ามาใช้งานในโปรแกรม โดยใช้รูปแบบ

โปรแกรม 1.2 ฟังก์ชัน Header

```
#include <header.h>
```

โดยเมื่อพบคำสั่ง #include ตัวแปลภาษาของ Arduino จะไปค้นหาไฟล์ที่ระบุไว้ในเครื่องหมาย<> หลังคำสั่ง #include จากตำแหน่ง Directory ที่เก็บรวบรวม Library ของโปรแกรม Arduino ไว้ ซึ่งก็คือ “..\arduino-0012\hardware\libraries\” เช่น เมื่อทำการติดตั้งโปรแกรมของ Arduino ไว้ที่ Directoty ที่ชื่อว่า “c:\arduino-0012” ไฟล์ภายนอกที่เป็น Library Function และ Header ต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จะถูกรวบรวมเก็บไว้ที่ “c:\arduino-0012\hardware\libraries\” เมื่อโปรแกรมพบคำสั่ง #include โปรแกรมของ Arduino จะไปค้นหาไฟล์ต่างๆจากตำแหน่งของ Directory ที่ชื่อ “c:\arduino-0012\hardware\libraries\” นั่นเอง

โดยส่วนของ Header จะนับรวมไปถึง คำสั่งส่วนที่ใช้ประกาศสร้าง ตัวแปร (Variable Declaration) และค่าคงที่ (Constant Declaration) รวมทั้ง ฟังก์ชันต่างๆ (Function Declaration) ด้วย ซึ่งจากตัวอย่างได้แก่ส่วนที่เป็นคำสั่ง

โปรแกรม 1.3 ฟังก์ชัน Header ในส่วนที่เป็นคำสั่ง

```
int Servo1 = 9;
Servo myservo;
```

สำหรับส่วนที่มีความสำคัญและจำเป็นที่สุดของโปรแกรม Arduino ที่จำเป็นต้องมีและจะขาดไม่ได้ในการเขียนโปรแกรมของ Arduino คือ ฟังก์ชัน setup() และ ฟังก์ชัน loop() ซึ่งฟังก์ชัน ทั้ง 2 ส่วนนี้มีรูปแบบโครงสร้างที่เหมือนกัน แต่ถูกกำหนดด้วยชื่อของฟังก์ชันเป็นการเฉพาะ คือ setup() และ loop() โดย setup() จะเขียนไว้ก่อน loop() ซึ่งทั้ง 2 ฟังก์ชันนี้ มีขอบเขต เริ่มต้นและสิ้นสุด อยู่ภายใต้เครื่องหมาย { }

2) ฟังก์ชัน Setup มีหน้าที่ใน Arduino คือ ใช้ทำหน้าที่เป็นส่วนของโปรแกรมย่อยสำหรับใช้บรรจุคำสั่งต่างๆ ที่ใช้สำหรับกำหนดการทำงานของระบบ หรือ กำหนดคุณสมบัติการทำงานให้กับอุปกรณ์ต่างๆซึ่งคำสั่งทั้งหมดที่บรรจุไว้ภายใต้ฟังก์ชันของ setup() นี้ จะถูกเรียกขึ้นมาทำงานเพียงรอบเดียวคือตอนเริ่มต้นการทำงานของโปรแกรม (หลังการรีเซ็ตให้ MCU เริ่มต้นทำงาน) เท่านั้น โดยคำสั่งที่นิยมบรรจุไว้ในฟังก์ชันส่วนนี้ ได้แก่ คำสั่งสำหรับกำหนดโหมดการทำงานของ Digital Pin หรือ คำสั่งสำหรับ กำหนดคุณสมบัติของพอร์ตสื่อสารอนุกรม เป็นต้น

โปรแกรม 1.4 ฟังก์ชัน Setup

```
void setup()
{
    คำสั่งต่างๆ ที่ต้องการเขียนไว้ภายใต้ฟังก์ชัน setup()
}
```

3) ฟังก์ชัน Loop มีหน้าที่ใน Arduino คือ ใช้ทำหน้าที่เป็นส่วนของโปรแกรมหลัก สำหรับใช้บรรจุคำสั่งควบคุมการทำงานต่างๆของโปรแกรม ที่ต้องการใช้โปรแกรมทำงาน โดยคำสั่งที่บรรจุไว้ในฟังก์ชันนี้จะถูกเรียกขึ้นมาทำงานซ้ำๆกันตามลำดับ

โปรแกรม 1.5 ฟังก์ชัน Loop

```
void loop()
{
  คำสั่งต่างๆที่ต้องการให้ทำงานภายใต้ฟังก์ชัน loop().
}
```

ข้อสังเกต จะเห็นได้ว่าโปรแกรมนี้อาจประกอบไปด้วย คำสั่งที่เขียนขึ้นเองส่วนหนึ่ง และ อีกส่วนหนึ่งเป็น คำสั่งจากภายนอก ที่มีการสร้างและเก็บรวบรวมเป็นไฟล์ ในรูปแบบของ Library Function เก็บอยู่ภายนอกโปรแกรม เมื่อต้องการใช้งานก็สั่งผนวกไฟล์นั้นเข้ามาใช้งานในโปรแกรม จากนั้นก็สามารถเรียกใช้งานคำสั่งต่างๆที่สร้างเก็บไว้ในไฟล์นั้นได้ตามต้องการ

2.7.3.2 ชนิดและประเภทของตัวแปร

ในภาษาซีนั้น มีการกำหนดและจำแนกชนิดของตัวแปร ไว้เป็น 5 ชนิดด้วยกัน โดยแต่ละชนิดจะมีคุณสมบัติการใช้งานที่ต่างกัน เพื่อใช้ในการเก็บข้อมูลที่มีรูปแบบแตกต่างกัน คือ

- 1) char ใช้เก็บข้อมูลที่เป็นตัวอักษร (character) ใช้เก็บข้อมูลที่เป็นเลขจำนวนเต็มได้ 256 ค่า
- 2) int ใช้เก็บข้อมูลที่เป็นเลขจำนวนเต็ม (integer) ใช้เก็บข้อมูลที่เป็นเลขจำนวนเต็มได้ 65536 ค่า
- 3) float ใช้เก็บข้อมูลที่เป็นเลขทศนิยมแบบ Single Precision
- 4) double ใช้เก็บข้อมูลที่เป็นเลขทศนิยมแบบ Double Precision ซึ่งสามารถเก็บค่าตัวเลขทศนิยมที่มีความละเอียดและถูกต้องของทศนิยมมากกว่าแบบ float ถึง 2 เท่า
- 5) void ใช้เก็บตัวแปรที่ไม่มีค่า

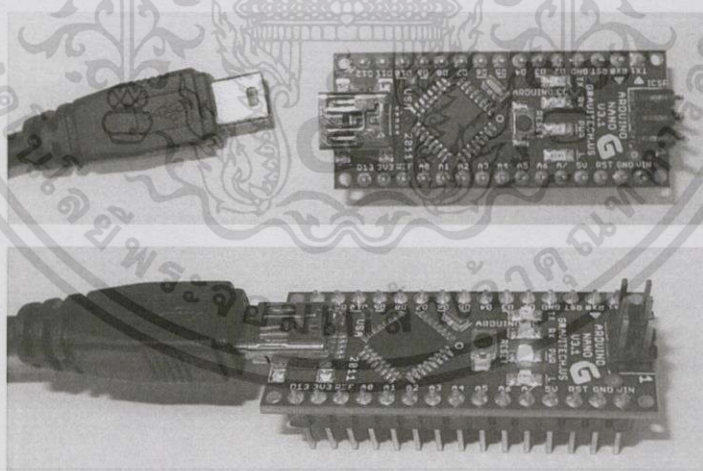
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2.3 แสดงคุณสมบัติของตัวแปรของภาษาซี

ชนิดตัวแปร	จำนวนบิต	ค่าข้อมูลที่เก็บได้
Char	8	-128 ถึง +127
Int	16	-32768 ถึง +32767
Float	32	3.4E-38 ถึง 3.4E+38
Double	64	1.7E-308 ถึง 1.7E+308
Void	0	ไม่มีค่า

2.7.3.3 Arduino Nano V3.0

ในโปรเจกต์นี้ ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์อาร์ดูโน้ (Arduino) รุ่น Nano V3.0 ซึ่ง Arduino Nano มีขนาดเพียง 1.8 x 4.8 เซนติเมตร หรือมีขนาดประมาณนิ้วหัวแม่มือของเรา มีขนาดเล็กมาก เมื่อเทียบกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อื่น บนบอร์ด Arduino Nano มีวงจรสำหรับปรับแรงดันไฟฟ้าที่เหมาะสมกับตัวมันเอง เพียงแค่เสียบสาย USB เข้ากับ Arduino Nano และต่อเข้ากับคอมพิวเตอร์ บอร์ดก็พร้อมใช้งานได้ทันที ในบอร์ดจะใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ เบอร์ ATmega328 มีแรงดันไฟฟ้าที่ใช้งาน (ระดับลอจิก) 5 โวลต์



รูปที่ 2.31 แสดงสาย USB เชื่อมกับบอร์ด Arduino Nano

เมื่อเสียบสาย USB บอร์ดก็พร้อมสำหรับการเขียนโปรแกรม โดยอาศัย ไฟเลี้ยงที่มาจากสาย USB ในการจ่ายไฟเข้าอาร์ดูโน้ หลักการประกอบด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

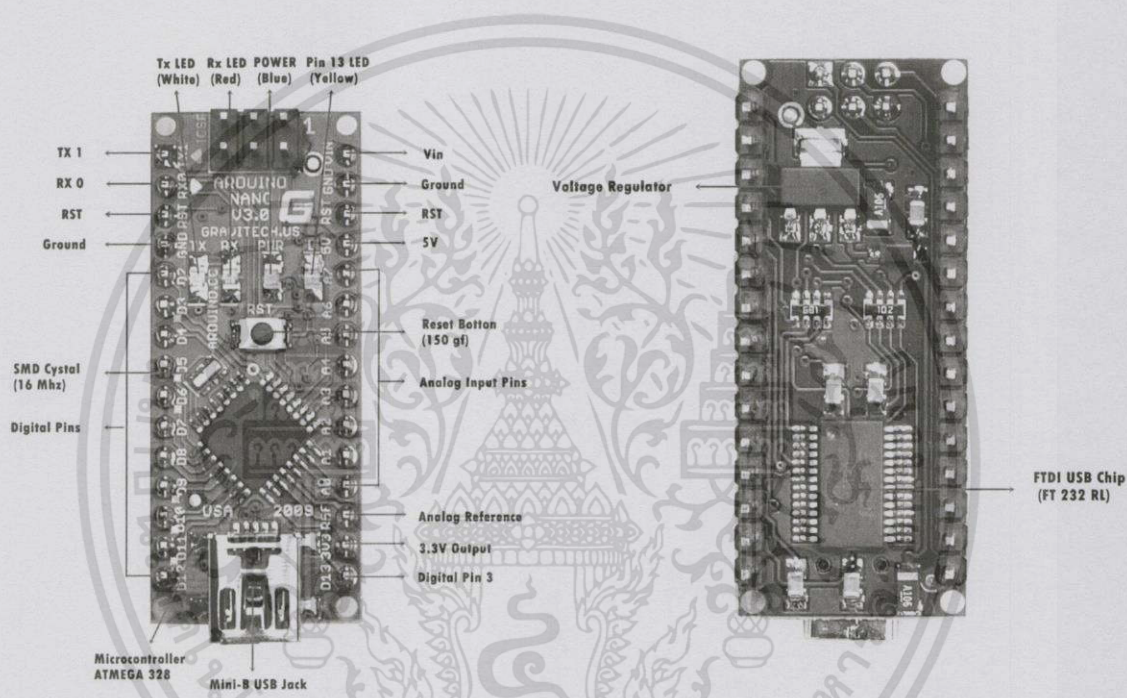
1) การขับเคลื่อน Arduino Nano ถูกขับเคลื่อนด้วยการเชื่อมต่อของ Mini-B USB ซึ่ง 6-20 โวลต์ คือแรงดันไฟฟ้าที่ได้มาจากแหล่งจ่ายภายนอก (ขา 30) หรือ 5 โวลต์ คือแรงดันไฟฟ้าที่ถูกควบคุมโดยแหล่งจ่ายภายนอก (ขา 27) แหล่งจ่ายพลังงานจะถูกเลือกโดยอัตโนมัติไปยังแหล่งจ่ายแรงดันไฟฟ้าสูงสุด ชิพ FTDI FT232RL บนนาโนจะทำงานถ้าบอร์ดถูกขับเคลื่อนด้วย USB เป็นผลให้เมื่อรันโดยพลังงานจากภายนอก(ไม่ใช่ USB) เอาต์พุต 3.3 โวลต์ จะไม่สามารถทำงานได้ และ RX และ TXLEDs จะกระพริบ ถ้าขาดิจิตอลที่ขา 0 หรือขา1 เป็น high

2) การติดต่อสื่อสารของบอร์ด Arduino Nano มีความสะดวกสำหรับการติดต่อสื่อสารด้วยคอมพิวเตอร์ โดย ATmega328 มีการสื่อสารแบบอนุกรม UART TTL (5 โวลต์) ที่สามารถใช้ได้ที่ขาดิจิตอลที่ขา 0 (RX) และ 1 (TX) ซึ่ง FTDI FT232RL บนช่องทางการสื่อสารแบบอนุกรมนี้จะเชื่อมต่อผ่าน USB และ FTDI ไดรฟ์เวอร์ เป็นเสมือนพอร์ตคอมของซอฟต์แวร์ในคอมพิวเตอร์ โดย RX กับ TX LEDs บนบอร์ดจะกระพริบเมื่อข้อมูลถูกส่งผ่านชิพ FTDI และมีการเชื่อมต่อ USB กับคอมพิวเตอร์

3) อินพุตและเอาต์พุต ขาดิจิตอลทั้ง 14 ขาบน Arduino Nano สามารถนำไปใช้เป็นอินพุตหรือเอาต์พุต โดยใช้ฟังก์ชัน pinMode(), digitalWrite(), และ digitalRead() ขาเหล่านี้ทำงานที่ 5 โวลต์ แต่ละขาสามารถให้หรือรับค่าสูงสุดที่ 40 มิลลิแอมป์ และตัวต้านทาน pull-up ภายในคือ 20-50 กิโลโอห์ม และ Arduino Nano มีขาอนาล็อกอินพุต 8 ขา แต่ละขาจะให้ความละเอียด 10 บิต โดยค่าเริ่มต้นวัดจากราวด์ถึง 5 โวลต์ แม้ว่ามันจะเป็นไปได้ที่จะมีการเปลี่ยนแปลงทางด้านบนของช่วงของพวกมัน โดยเราสามารถเขียนโดยใช้ฟังก์ชัน analogReference() นอกจากนี้ขาบางขายังมีฟังก์ชันพิเศษ

- อนุกรม(Serial) : 0 (RX) และ 1 (TX) ใช้ในการรับ(RX)หรือส่งข้อมูล(TX) TTL แบบอนุกรม ซึ่งขาเหล่านี้จะเชื่อมต่อกับขาที่ตรงกันของชิพอนุกรม FTDI USB-to-TTL chip
- อินเทอร์รัพท์ภายนอก(External Interrupts): 2 และ 3 ซึ่งขาเหล่านี้สามารถกำหนดกลไกการขัดจังหวะบนค่าที่ต่ำ เพิ่มขึ้น หรือ ลดลงจากขอบเขต หรือ เปลี่ยนค่า
- PWM(Pulse Width Modulation): ขา 3, 5, 6, 9, 10, และ 11 ซึ่งให้อาต์พุตของPWM เป็น 8 bit ซึ่งสามารถเขียนโดยใช้ฟังก์ชัน analogWrite()
- SPI: ขา 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK) ขาเหล่านี้ สนับสนุนการเชื่อมต่อ กับ SPI แม้ว่ามาจากฮาร์ดแวร์พื้นฐานที่ไม่รวมกับภาษา Arduino

- LED: ขา 13 มี LED ติดตั้งอยู่ภายในเชื่อมต่อกับขาดีจิตอล13 เมื่อขามีค่า high LED จะทำงาน เมื่อขามีค่า LOW มันจะไม่ทำงาน
- I₂C : ขา 4 (SDA) และ 5 (SCL) จะสนับสนุนการเชื่อมต่อกับ I₂C (TWI) มีการติดต่อสื่อสารกันโดยใช้ไลบรารี Wire
- AREF: แรงดันไฟฟ้าอ้างอิง สำหรับอนาล็อกอินพุท จะใช้กับ analogReference()
- Reset : นำมาใช้รีเซ็ตขามโครคอนโทรลเลอร์



รูปที่ 2.32 แสดงบอร์ด Arduino Nano V3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

วิธีการดำเนินงาน

3.1 ขั้นตอนการเตรียมการ

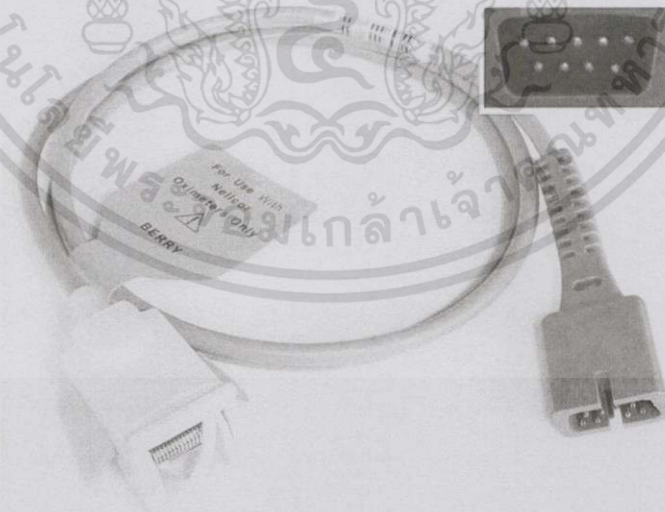
3.1.1 ศึกษาทฤษฎีการตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

ศึกษาทฤษฎี และ หลักการที่ใช้ในการตรวจวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด รวมทั้งศึกษาทฤษฎีอัตราการเต้นของหัวใจ

3.1.2 การเตรียมตัวตรวจวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด

เตรียมอุปกรณ์ตรวจวัดของ Pulse Oximeter sensor ที่ใช้ในการตรวจวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด ด้วยวิธีการดูดซับคลื่นแสงของคลื่นแสงสองชนิด คือคลื่นแสงสีแดง และแสงอินฟราเรด รวมถึงปัจจัยที่มีผลต่อความเที่ยงตรงในการวัด

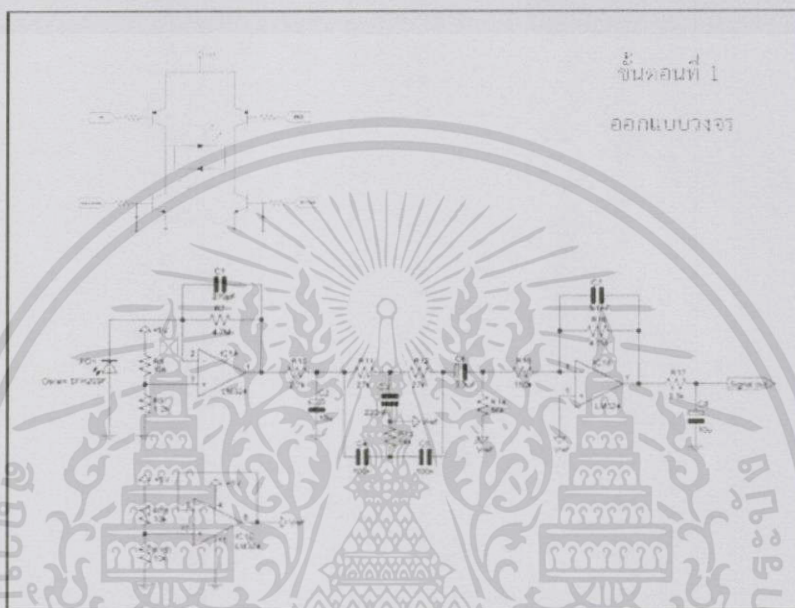
อุปกรณ์ตรวจวัด ทำหน้าที่ ตรวจวัดความเข้มของแสง มี 2 ด้าน ด้านหนึ่งเป็น light emitting diode (LED) ซึ่งจะปล่อยแสง 2 ความยาวคลื่นสลับกัน คือแสงสีแดง กับแสงอินฟราเรด ส่วนด้านที่อยู่ตรงข้ามจะเป็นโฟโตไดโอดที่สามารถวัดความเข้มของแสงที่ส่งผ่านมา ใช้พอร์ต RS232 เป็นช่องทางสื่อสารกับตัวไมโครคอนโทรลเลอร์



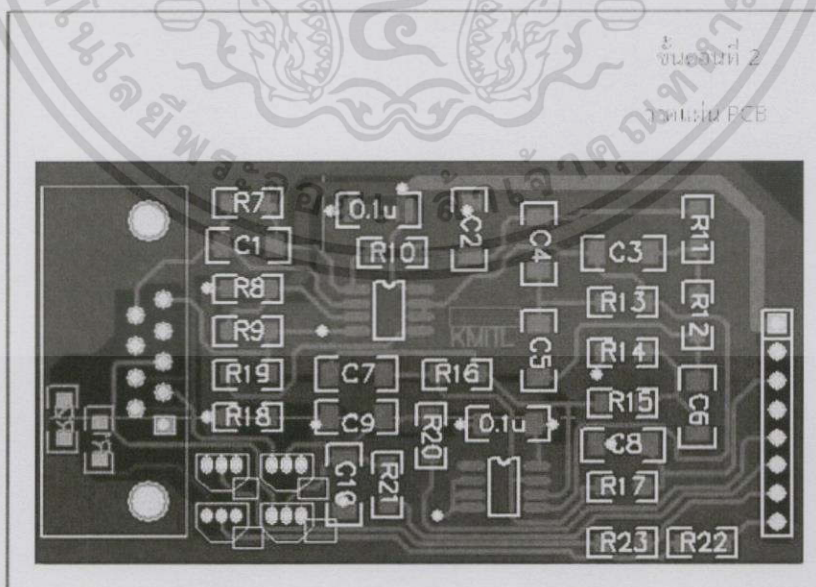
รูปที่ 3.1 แสดงอุปกรณ์ตัวตรวจวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด

3.1.3 การสร้างวงจร Amplifier

สร้างวงจร Amplifier เพื่อทำการขยายสัญญาณที่ออกจาก Probe เนื่องจากสัญญาณที่ได้มีขนาดเล็กและมีสัญญาณรบกวนมาก จึงต้องทำการขยายสัญญาณเพื่อให้สัญญาณมีขนาดใหญ่ขึ้น และสามารถนำไปใช้งานได้อย่างสมบูรณ์

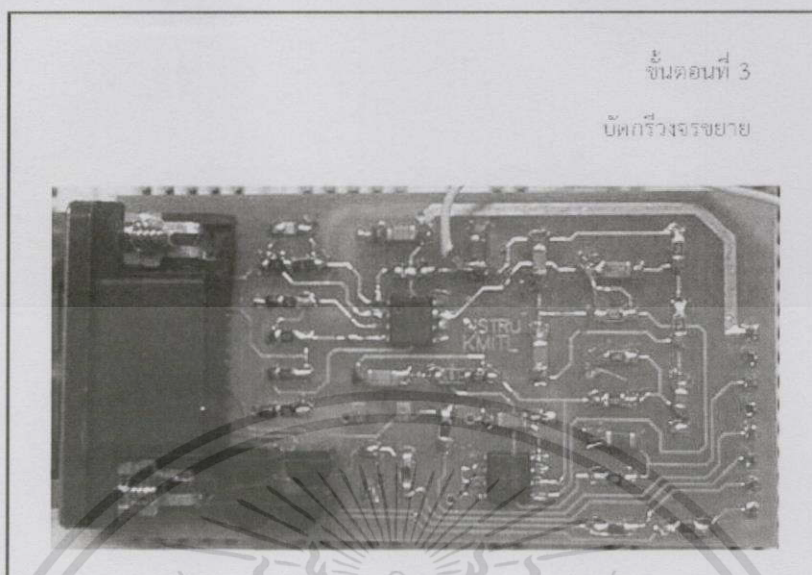


รูปที่ 3.2 แสดงการออกแบบวงจรขยายและกรองสัญญาณ



รูปที่ 3.3 แสดงการออกแบบวงจรขยายและกรองสัญญาณแบบแผ่น PCB

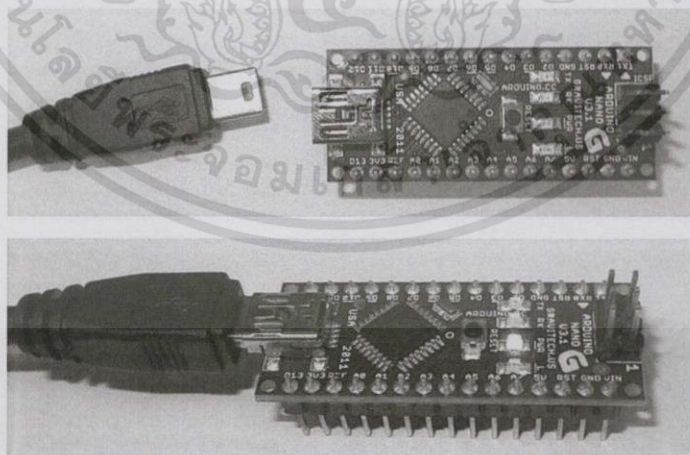
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.4 แสดงวงจรรขยายและกรองสัญญาณ

3.1.4 การเตรียมอุปกรณ์ Arduino Nano V3.0

เตรียมอุปกรณ์ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR ชนิด Arduino Nano V3.0 ซึ่งมีขนาดเล็ก ใช้ในการเขียนคำสั่งเพื่อควบคุมการทำงานและการวัดค่าของตัวตรวจจับ เมื่อรับสัญญาณอินพุตมาจากเซ็นเซอร์ที่ผ่านการกรองและขยายโดย Amplifier แล้ว นำมาทำการเขียนโปรแกรมเพื่อคำนวณเปรียบเทียบค่าด้วยภาษา C++ และแสดงผลออกไปยังหน้าจอแสดงผล

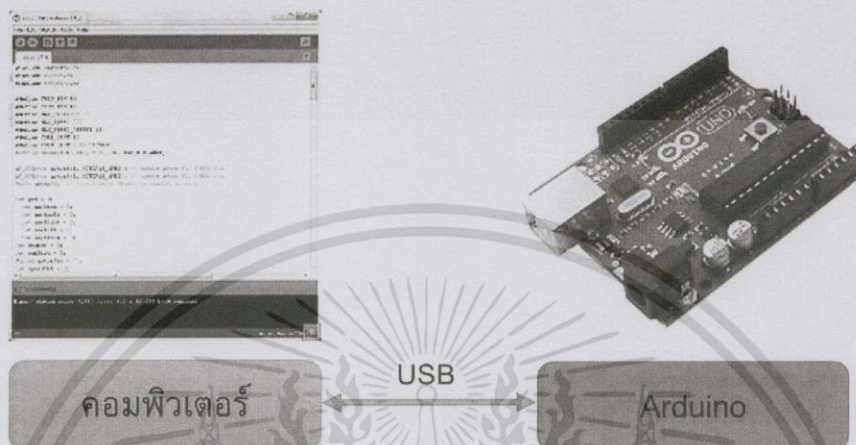


รูปที่ 3.5 แสดงสาย USB เชื่อมกับบอร์ด Arduino Nano

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

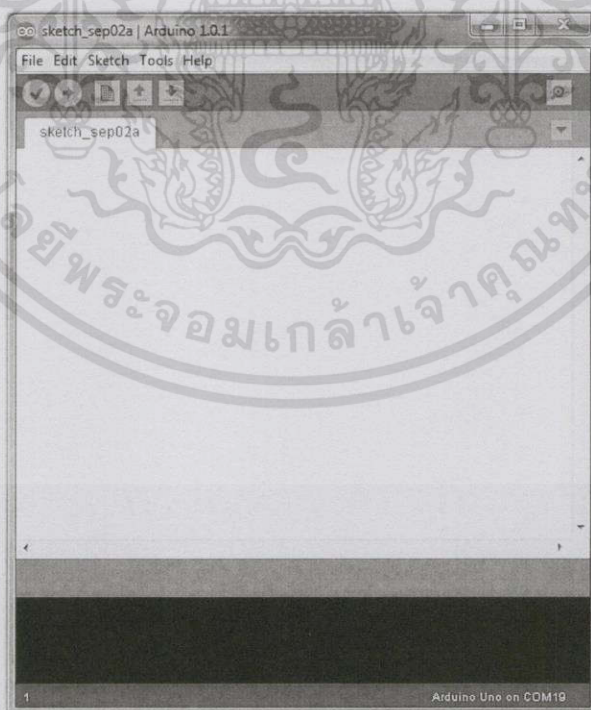
3.1.4.1 การเขียนโปรแกรมบน Arduino

1) เชื่อมบอร์ด Arduino กับคอมพิวเตอร์ด้วยสาย USB



รูปที่ 3.6 แสดงการเชื่อมต่อบอร์ด Arduino กับ คอมพิวเตอร์

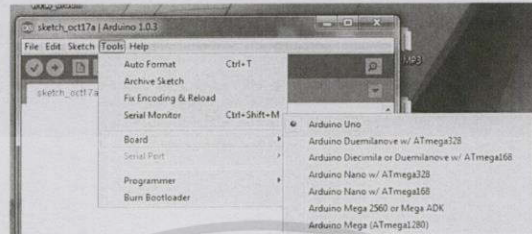
2) เขียนโปรแกรมบนคอมพิวเตอร์ ผ่านทางโปรแกรม Arduino IDE



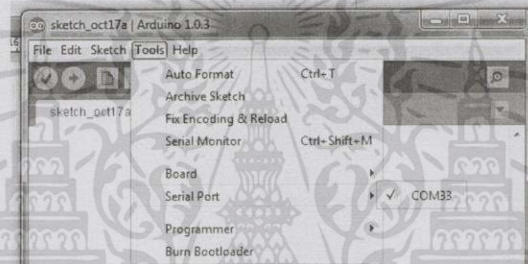
รูปที่ 3.7 แสดงหน้าแรกโปรแกรม Arduino IDE

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3) หลังจากเขียนโค้ดโปรแกรมเรียบร้อยแล้ว ผู้ใช้จะทำการเลือกรุ่นบอร์ด Arduino ที่ใช้และหมายเลข Com port

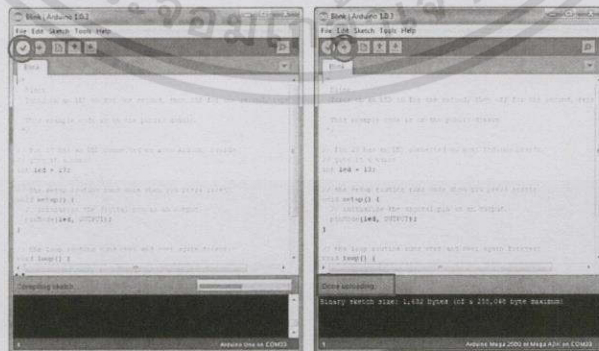


รูปที่ 3.8 แสดงเลือกรุ่นบอร์ด Arduino ที่ต้องการ upload



รูปที่ 3.9 แสดงเลือกหมายเลข Comport ของบอร์ด

4) กดปุ่ม Verify เพื่อตรวจสอบความถูกต้องและ Compile โค้ดโปรแกรม จากนั้นกดปุ่ม Upload โค้ดโปรแกรมไปยังบอร์ด Arduino ผ่านทางสาย USB เมื่ออัปโหลดเรียบร้อยแล้ว จะแสดงข้อความแถบข้างล่าง “Done uploading” และบอร์ดจะเริ่มทำงานตามที่เขียนโปรแกรมไว้ได้ทันที



รูปที่ 5 กดปุ่ม Verify เพื่อตรวจสอบความถูกต้อง และ Compile โค้ดโปรแกรม

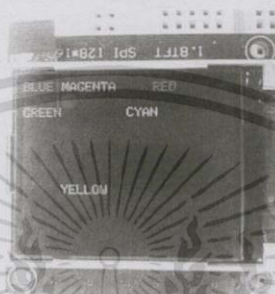
รูปที่ 6 Upload โค้ดโปรแกรม

รูปที่ 3.10 แสดงการ Verify และ Upload โค้ดลงบอร์ด Arduino

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.5 การเตรียมอุปกรณ์หน้าจอสแสดงผล TFT

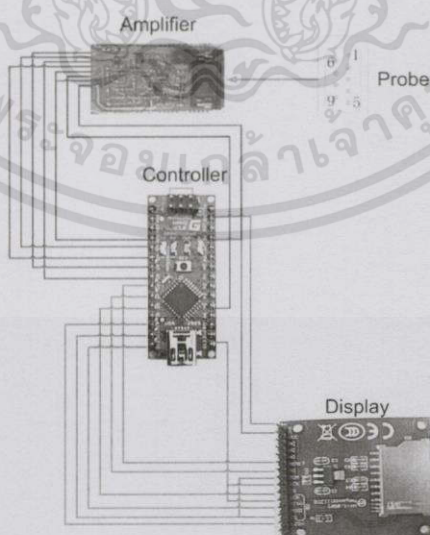
หน้าจอสแสดงผล ทำหน้าที่ แสดงสัญญาณที่ถูกส่งมาจากตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ เป็นจอ LCD ขนาด 128x160 พิกเซลแบบสี โมดูลของ TFT มีพอร์ตอนุกรม ขนาด 1.8 นิ้ว ตัวหน้าจอสประกอบด้วยตัวควบคุม ST7735R ที่สามารถแสดงสีได้เต็มที่ 18 บิต (262,144 เฉดสี) การอินเตอร์เฟสกับบอร์ดจะใช้มาตรฐานการติดต่อแบบ SPI



รูปที่ 3.11 แสดงหน้าจอสแสดงผล TFT

3.2 การออกแบบจำลองเครื่องตรวจวัดปริมาณความอืดตัวของออกซิเจนในเลือด

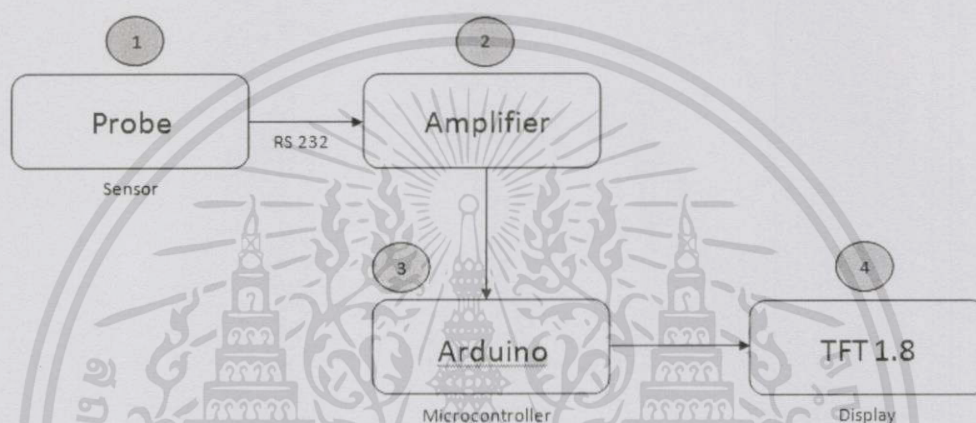
อุปกรณ์ในการสร้างแบบจำลองเครื่องตรวจวัดปริมาณความอืดตัวของออกซิเจนในเลือด ประกอบด้วย ตัวตรวจวัด (Probe) , วงจรขยายสัญญาณ (Amplifier) , บอร์ด Arduino และ หน้าจอสแสดงผล TFT ซึ่งสามารถออกแบบการเชื่อมต่อวงจรได้ตามรูปที่ 3.12



รูปที่ 3.12 แสดงการออกแบบการเชื่อมต่อของอุปกรณ์ต่าง ๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากการออกแบบข้างต้น สามารถอธิบายการทำงานของวงจรตามบล็อกไดอะแกรม รูปที่ 3.13 เมื่อสัญญาณออกมาจากตัวตรวจวัด ซึ่งมีค่าเอาต์พุตเป็นกระแสไฟฟ้า จากนั้นสัญญาณจะเข้า Amplifier เพื่อแปลงกระแสเป็นแรงดัน กรองและขยายสัญญาณ นำแรงดันที่ได้ไปวิเคราะห์ โดยใช้ Arduino ในการประมวลผล เขียนคำสั่งวิเคราะห์ และควบคุมสัญญาณ เพื่อนำค่าปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (SPO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Rate) แสดงบนหน้าจอแสดงผล TFT



รูปที่ 3.13 แสดงบล็อกไดอะแกรมของวงจร

3.2.1 การคำนวณอัตราส่วนการดูดซับคลื่นแสง

อัตราส่วนการดูดซับคลื่นแสงแต่ละตัว หาได้จาก ค่าที่มีการดูดซับคลื่นแสง(สวมนิ้ว) และ ค่าเริ่มต้นที่แสงปล่อยออกมายังตัวดีเทคเตอร์ (Detector) หรือ ค่าที่ยังไม่ได้สวมนิ้ว

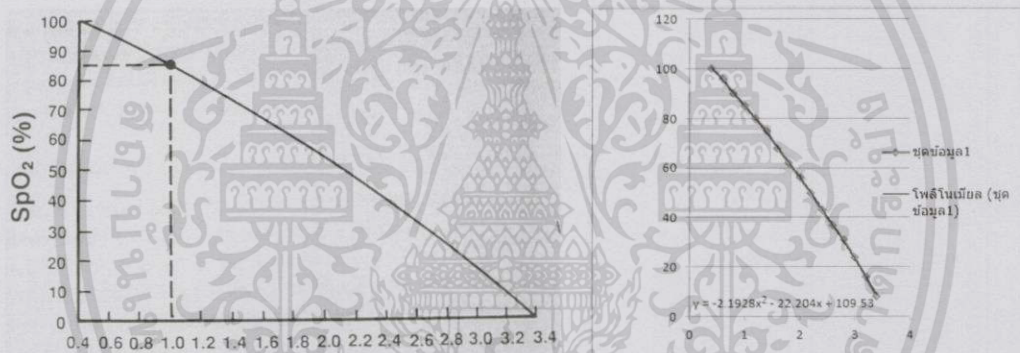
$$\text{อัตราส่วนการดูดซับคลื่นแสงแต่ละตัว} = \frac{\text{แสงที่ผ่านการดูดซับคลื่นแสงผ่านนิ้ว}}{\text{แสงเริ่มต้นที่ยังไม่ผ่านการดูดซับคลื่นแสงผ่านนิ้ว}}$$

อัตราส่วนการดูดซับคลื่นแสงระหว่างแสงสีแดงและแสงอินฟราเรด หรือ Ratio (R) หาได้จาก ค่าอัตราส่วนการดูดซับคลื่นแสงสีแดง ส่วน อัตราส่วนการดูดซับคลื่นแสงอินฟราเรด

$$\text{Ratio}(R) = \frac{\left(\frac{\text{แสงสีแดงที่ผ่านการดูดซับคลื่นแสงผ่านนิ้ว}}{\text{แสงสีแดงเริ่มต้นที่ยังไม่ผ่านการดูดซับคลื่นแสงผ่านนิ้ว}} \right)}{\left(\frac{\text{แสงอินฟราเรดที่ผ่านการดูดซับคลื่นแสงผ่านนิ้ว}}{\text{แสงอินฟราเรดเริ่มต้นที่ยังไม่ผ่านการดูดซับคลื่นแสงผ่านนิ้ว}} \right)}$$

3.2.2 การคำนวณปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดและอัตราการเต้นของหัวใจ

ค่าปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (SpO_2) หาได้จากสมการโพลีโนเมียล ซึ่งสมการโพลีโนเมียลหามาจากการพล็อตกราฟจาก Microsoft Excel เทียบกับตารางอัตราส่วนการดูดซับคลื่นแสงและค่าปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดอ้างอิง เพื่อหาสัดส่วนกราฟที่ใกล้เคียงกันมากที่สุด แสดงการเปรียบเทียบดังรูปที่ 3.14



รูปที่ 3.14 แสดงกราฟอัตราส่วนการดูดซับคลื่นแสง(R)

และค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (SpO_2)

ที่เป็นมาตรฐานและกราฟที่คิดโดย Excel

จากการเปรียบเทียบกราฟ สามารถหาสมการการคำนวณค่าปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (SpO_2) ได้ตามสมการด้านล่างนี้

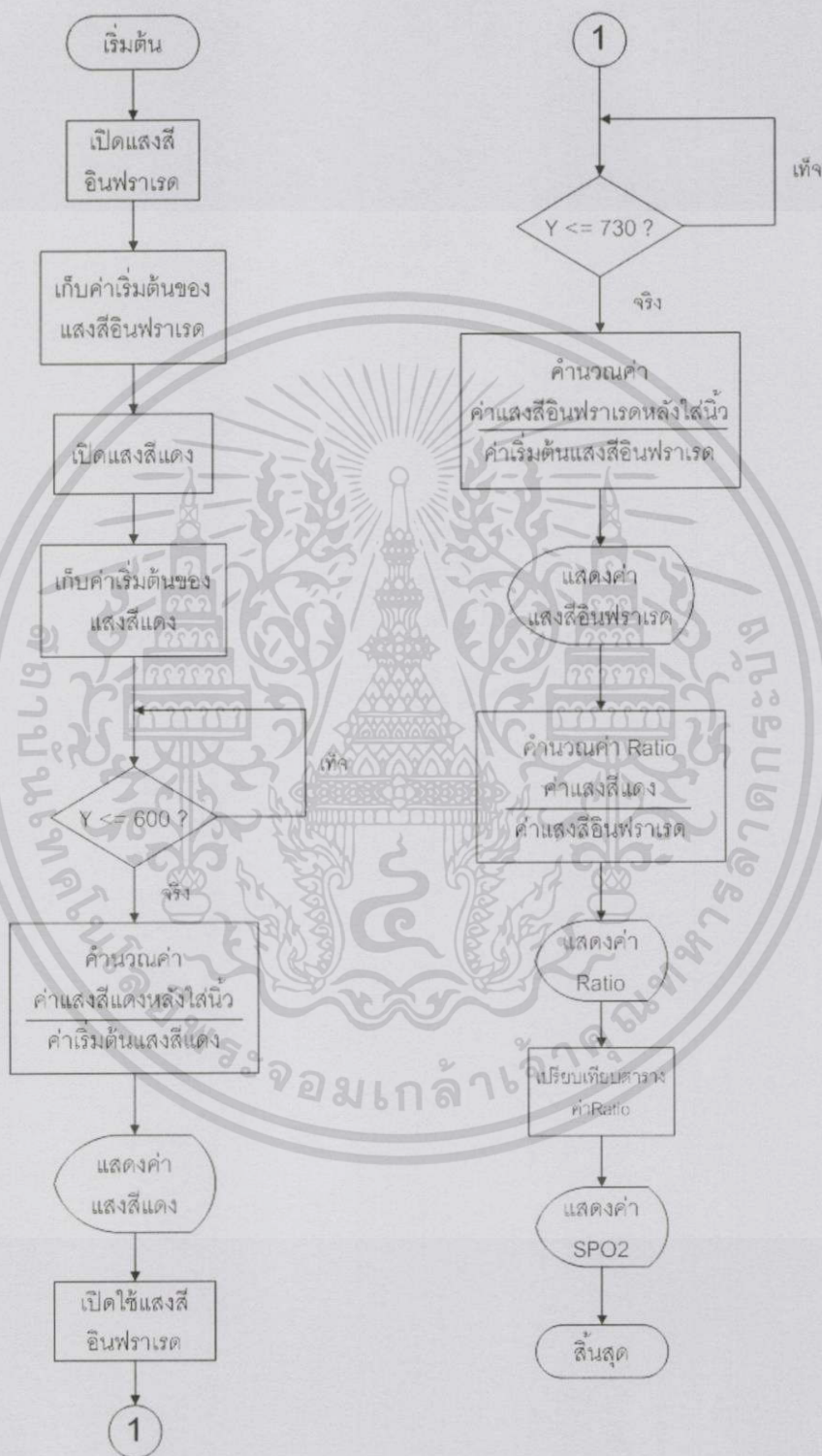
$$SPO_2 = (-2.1928 \times R^2) - (22.204 \times R) + 109.53$$

และ การคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจ (ครั้ง/นาที)

$$\text{BMP} = \frac{60}{\text{Period(seconds)}}$$

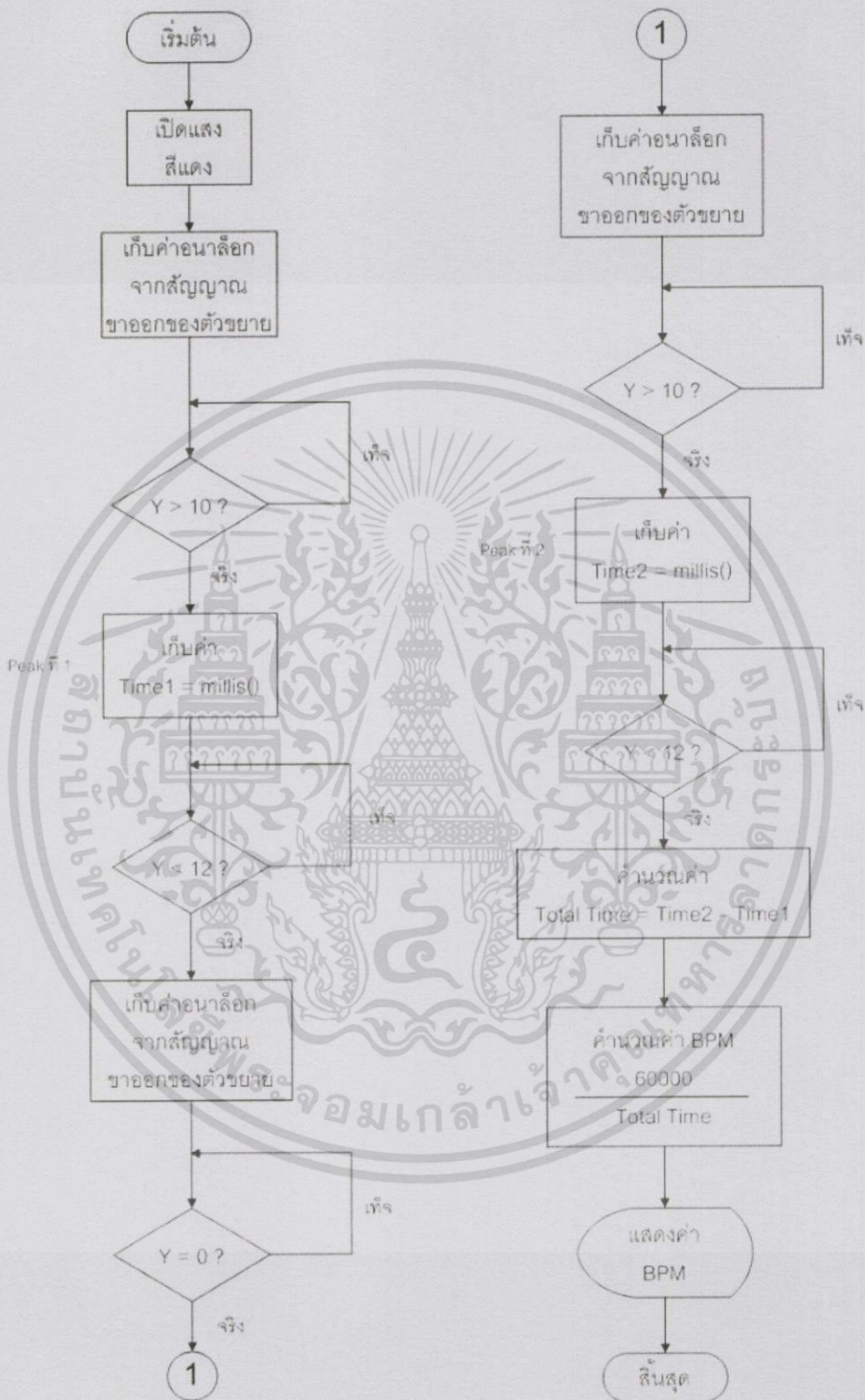
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 ขั้นตอนการเขียนโปรแกรม



รูปที่ 3.15 แสดงโฟลว์ชาร์ตการตรวจวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.16 แสดงโพลาร์ชาร์ตอัตราการเต้นของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

ผลการทดลอง

การเลือกใช้เปอร์เซ็นต์ PWM ในที่นี้ PWM ย่อมาจาก Pulse Width Modulation เป็นเทคนิคการส่งสัญญาณแบบสวิตช์ หรือ ส่งค่าดิจิทัล 0 - 1 โดยให้สัญญาณความถี่คงที่ การควบคุมระยะเวลาสัญญาณสูงและสัญญาณต่ำที่ต่างกัน จะทำให้ค่าแรงดันเฉลี่ยของสัญญาณสวิตช์ต่างกันด้วยโปรแกรม Arduino สามารถรับค่าอนาล็อกได้ 255 ระดับ ดังนั้นหมายความว่าค่าสัญญาณ 0 โวลต์ ถึง 5 โวลต์ จะแสดงได้เป็น 0 ถึง 255 ในสัญญาณดิจิทัล โดยสามารถใช้หลักบัญญัติไตรยางค์เปรียบเทียบค่าในการใช้งาน PWM เช่น ต้องการค่าโวลต์ออกมา 25% จะให้สัญญาณ HIGH 25 % และ สัญญาณ LOW 75% ซึ่งเมื่อทำการทดลองค่าได้ออกมาตามตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 แสดงผลการเลือกใช้เปอร์เซ็นต์ PWM

คนที่	% PWM											ค่า SPO ₂ อ้างอิง
	10%	20%	30%	40%	50%	60%	70%	80%	90%	100%	25%	
1	88	91	94	94	93	90	89	-	-	-	94	93
2	87	92	93	91	92	92	86	-	-	-	92	92
3	87	92	94	92	94	91	88	-	-	-	93	92
4	87	91	93	95	93	93	92	-	-	-	95	96
5	85	89	93	93	92	91	93	-	-	-	90	90
6	87	89	91	94	93	93	92	-	-	-	91	91
7	85	90	91	94	94	94	94	-	-	-	90	91
8	85	89	93	91	91	93	90	-	-	-	92	92
9	86	91	91	92	95	90	87	-	-	-	94	94
10	87	91	93	93	91	91	91	-	-	-	92	92

จากตาราง 4.1 จะพบว่าค่าเปอร์เซ็นต์ PWM ที่ 25 จะมีค่า SPO₂ ใกล้เคียงกับค่าอ้างอิง ดังนั้นจึงเลือกใช้ค่า SPO₂ ที่ 25 เปอร์เซ็นต์

ตารางที่ 4.2 แสดงผลการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (SPO₂) และ อัตราการเต้นของหัวใจ จากเครื่องวัดมาตรฐาน

คนที่	ครั้งที่1		ครั้งที่2		ครั้งที่3		ครั้งที่4		ครั้งที่5		ค่าเฉลี่ย	
	SPO ₂	Heart Rate	SPO ₂	Heart Rate	SPO ₂	Heart Rate	SPO ₂	Heart Rate	SPO ₂	Heart Rate	SPO ₂	Heart Rate
1	99	76	99	75	99	76	98	75	99	76	98.8	75.6
2	98	80	98	85	97	77	97	86	97	80	97.4	81.6
3	98	75	97	74	93	72	96	65	94	67	95.6	70.6
4	96	89	96	88	95	88	95	91	95	86	95.4	88.4
5	97	69	97	71	96	72	98	73	98	74	97.2	71.8
6	97	87	95	83	95	92	97	88	96	85	96	87
7	99	88	97	85	97	86	99	88	99	91	98.2	87.6
8	99	68	99	67	99	72	99	73	99	72	99	70.6
9	97	72	96	70	96	72	96	76	96	72	96.2	72.4
10	97	73	97	68	97	73	98	80	98	86	97.4	76

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.3 แสดงผลการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (SPO₂) และ อัตราการเต้นของหัวใจ จากเครื่องจำลอง

คนที่	ครั้งที่1		ครั้งที่2		ครั้งที่3		ครั้งที่4		ครั้งที่5		ค่าเฉลี่ย	
	SPO ₂	Heart Rate	SPO ₂	Heart Rate	SPO ₂	Heart Rate	SPO ₂	Heart Rate	SPO ₂	Heart Rate	SPO ₂	Heart Rate
1	94	71	95	74	95	76	95	74	95	75	94.8	74
2	95	76	96	80	96	81	96	75	97	80	96	78.4
3	94	88	94	83	96	85	95	87	94	85	94.6	85.6
4	95	112	94	84	94	124	95	107	95	96	94.6	104.6
5	96	62	96	65	97	64	96	65	96	65	96.2	64.2
6	95	83	96	81	95	82	95	81	94	83	95	82
7	98	89	97	90	97	84	98	87	96	90	97.2	94
8	98	69	99	75	98	71	98	69	99	70	98.4	70.8
9	97	119	95	111	95	90	96	76	95	103	95.6	99.8
10	96	78	96	74	97	77	96	74	96	77	96.2	76

ตารางที่ 4.4 แสดงค่าความคลาดเคลื่อนของการทดลอง

คนที่	SPO ₂	Heart rate
1	4.048583	2.1164
2	1.437372	3.92157
3	1.046025	21.24646
4	0.838574	18.32579
5	1.028807	10.585
6	1.041667	5.74713
7	1.01833	7.305936
8	0.606061	0.283286
9	0.623701	37.8453
10	1.232033	0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการทดลอง

ในปฏิญานินพนธ์ฉบับนี้ มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด และการตรวจสอบอัตราการเต้นของหัวใจ โดยการใช้แสงจาก Photodiode (แสงสีแดงและอินฟราเรด) ในการวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดและการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ หรือที่เรียกว่า Pulse Oximetry จะใช้หลักการวัดปริมาณของแสงที่เปลี่ยนแปลงตามปริมาณของเลือดในหลอดเลือด ซึ่งได้รับสัญญาณมาจากความแตกต่างของความยาวคลื่น 2 ชนิดผ่านผิวหนัง และเปรียบเทียบลักษณะการดูดกลืนแสงของเลือดภายใต้ความยาวคลื่นเหล่านี้ โดยใช้ตัวควบคุม คือ Arduino Nano V3.0 ทำการเขียนโปรแกรมเพื่อเปรียบเทียบและ ประมวลผลส่งไปแสดงออกยังหน้าจอแสดงผล TFT 1.8 นิ้ว เพื่อนำค่าเปอร์เซ็นต์ SpO₂ และ อัตราการเต้นของหัวใจ ไปแสดงผลยังหน้าจอแสดงผล เพื่อแสดงผู้ถูกวัดสามารถทราบผลในการวัดได้ด้วยตนเอง

จากการที่ได้ศึกษาและทำการทดลองแล้ว พบว่า ค่าเปอร์เซ็นต์ปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด โดยเครื่องมือที่เรียกว่า Pulse oximetry ยังมีความคลาดเคลื่อนจากเครื่องวัดมาตรฐานอยู่ เนื่องจากอุปกรณ์ยังไม่มีควมเสถียรและไม่มีการยึดหยุ่นพอ ประกอบกับการทำการเขียนโปรแกรมควบคุมค่า ซึ่งอาจเป็นที่มาของความผิดพลาดได้ โดยค่าเปอร์เซ็นต์ปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด ได้มาจากกราฟอัตราส่วนการดูดซับคลื่นแสงและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน โดยอัตราส่วนการดูดซับคลื่นแสง หาได้จาก

$$\text{อัตราส่วน (R)} = \left[\frac{\left(\frac{\text{แสงสีแดงที่ผ่านการดูดซับคลื่นแสงผ่านนิ้ว}}{\text{แสงสีแดงเริ่มต้นที่ยังไม่ผ่านการดูดซับคลื่นแสงผ่านนิ้ว}} \right)}{\left(\frac{\text{แสงอินฟราเรดที่ผ่านการดูดซับคลื่นแสงผ่านนิ้ว}}{\text{แสงอินฟราเรดเริ่มต้นที่ยังไม่ผ่านการดูดซับคลื่นแสงผ่านนิ้ว}} \right)} \right] * 100$$

โดยในการคำนวณ ค่าที่ได้ทำการแสดงผลเป็นเปอร์เซ็นต์ของปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด ปกติแล้วค่าเปอร์เซ็นต์ปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดไม่ควร ต่ำกว่า 95 % ผู้ที่มีระดับความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดน้อยกว่า 90% จะมีภาวะขาดก๊าซออกซิเจนยกเว้นผู้ป่วยโรคปอดอุดตันเรื้อรัง

ในการทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจ ทำการรับค่าสัญญาณนาฬิกาจากสัญญาณขาออกของตัวขยาย(Amplifier) ในขณะเริ่มต้น กราฟและค่าที่ได้จากสัญญาณยังไม่มีคามเสถียร ต้องเริ่มต้นทำการเก็บค่าเมื่อได้กราฟที่มีลูกคลื่นเป็นสัญญาณที่เป็นคลื่นจากอัตราการเต้นของหัวใจจริงๆ คือคลื่นแต่ละลูกมีค่าความยาวและยอดคลื่นที่ใกล้เคียงกัน ซึ่งในการจะนำค่ามาคำนวณแต่ละครั้ง จะมีความผิดพลาดเกิดขึ้นได้ เพราะในการตรวจจับสัญญาณลูกคลื่นที่แท้จริง บางครั้งเกิดสัญญาณรบกวนได้ลูกคลื่นที่มีความใกล้เคียงกับลูกคลื่นอัตราการเต้นของหัวใจจริงๆ หรือ ยอดคลื่นเป็นยอดคลื่นของสัญญาณรบกวน ไม่ใช่ค่าสูงสุดของยอดคลื่นจากอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งยากต่อการกำจัด ทำให้ในบางครั้ง บุคคลที่มีการเต้นของหัวใจแรงเลย่านที่กำหนดที่นำไปใช้สำหรับการคำนวณ ไม่สามารถคำนวณค่าที่แม่นยำได้ ทำให้มีค่าความผิดพลาดสูงมากกว่าบุคคลที่มีการเต้นของหัวใจปกติ ในการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate) โดยทั่วไปแล้วแต่ละบุคคลจะมีค่าอัตราการเต้นของหัวใจที่แตกต่างกันไป อยู่ที่ประมาณ 60 ถึง 100 ครั้งต่อนาที ถ้าอัตราการเต้นของหัวใจเกิน 100ครั้งต่อนาที อาจเสี่ยงต่อโรคต่างๆ เช่นโรคหัวใจ หรือไทรอยด์เป็นพิษ

5.2 ข้อเสนอแนะ

จากการศึกษาเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดและอัตราการเต้นของหัวใจ ที่ได้ทำการทดลองจากเครื่องที่จำลองขึ้น จะพบได้ว่ามีข้อผิดพลาดเกิดขึ้นบ้างเล็กน้อย เนื่องมาจากเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่ได้สร้างจำลองขึ้นมานั้นยังไม่สมบูรณ์เท่าที่ควร ควรพัฒนาให้ดีขึ้นกว่านี้ เช่น วงจรขยาย (Amplifier) ควรจะมีการพัฒนาให้สามารถกรองสัญญาณให้มีความเสถียรมากขึ้น ตัวตัวตรวจวัด(Pulse Oximetry) อาจจะพัฒนาให้มันป้องกันแสงรบกวนจากภายนอกได้มากขึ้น และการเขียนโปรแกรมควบคุมการคำนวณปริมาณออกซิเจนในเลือดผู้ที่จะนำไปศึกษาต่ออาจจะมีการพัฒนาโปรแกรมให้มีความเสถียรมากขึ้น

บรรณานุกรม

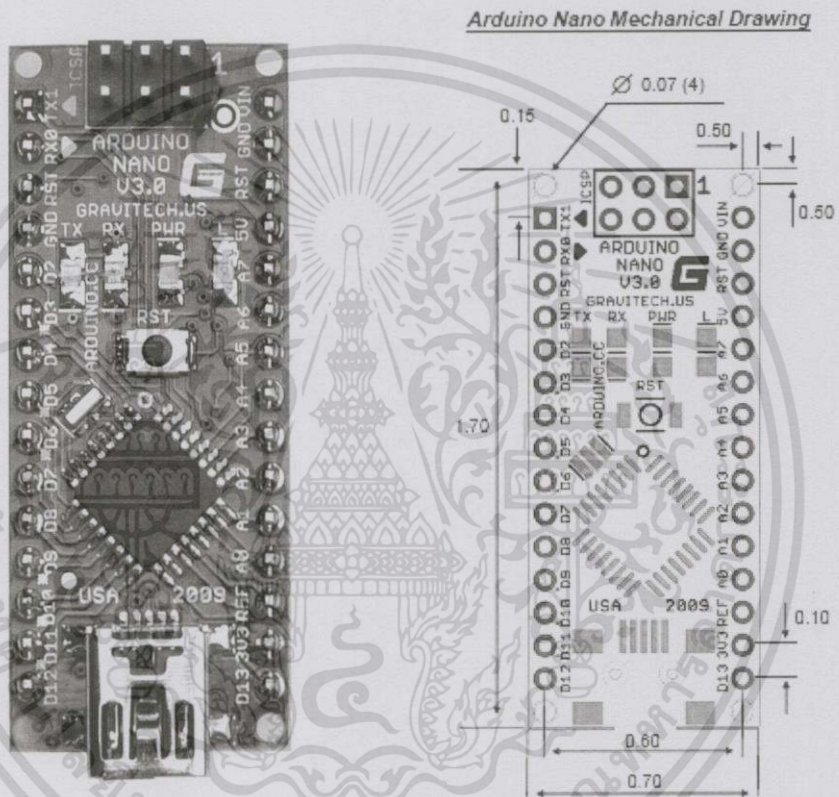
- [1] บดินทร์ ขวัญนิมิตร. (2549). การวัดความอิมิตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจรใน. สงขลา นครินทร์เวชสาร, ปีที่ 24 ฉบับที่ 3.
- [2] Dr. Deepak Choudhary , Prof. Rakesh Kumar , Ms.Neeru Gupta, Asst ,
Real-Time Health Monitoring System on Wireless Sensor Network , VOLUME 1
NUMBER 5 , 2012.
- [3] Parekh, Dhvani, "Designing Heart Rate, Blood Pressure and Body Temperature
Sensors for Mobile On-Call System", (2010). *EE 4B16 Electrical Engineering
Biomedical Capstones*. Paper 39.
- [4] Santiago Lopez. **Pulse Oximeter Fundamentals and Design**. Freescale
Semiconductor, Inc, 2012.
- [5] Wesley Nguyen and Ryan Horjus. **Heart-Rate Monitoring Control System Using
Photoplethysmography (PPG)**. ELECTRICAL ENGINEERING DEPARTMENT,
California Polytechnic State University . 2011.
- [6] ชีพจร. สืบค้นจาก <http://student.mahidol.ac.th/~u4809160/pulse.htm>.
- [7] พญ. สุนิสา ฉัตรมงคลชาติ. **Pulse oximetry**. สืบค้นจาก <http://medinfo2.psu.ac.th/>
- [8] ระบบไหลเวียนเลือด การหมุนเวียนของเลือด. สืบค้นจาก <https://docs.google.com/>
- [9] ARDUINO TUTORIAL. สืบค้นจาก <http://www.ayarafun.com/category/embedded-system/arduino/>
- [10] Philopink. **ไดโอด ไดโอด**. [เว็บไซต์]. สืบค้นจาก <http://www.oknation.net/blog/>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก

รายละเอียดเพิ่มเติมเกี่ยวกับอุปกรณ์

1. Arduino Nano V3.0



คุณสมบัติ

- ไมโครคอนโทรลเลอร์ ATmega328
- แรงดันไฟฟ้าที่ใช้งาน(ระดับลอจิก) 5 V
- แรงดันไฟฟ้าอินพุท (แนะนำ) 7-12 V.
- แรงดันไฟฟ้าอินพุท (จำกัด) 6-20 V.

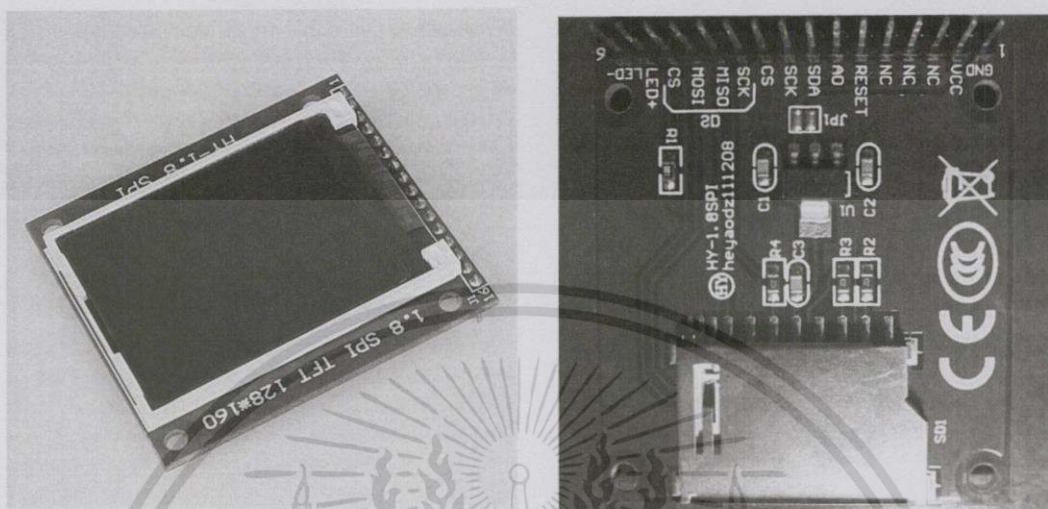
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ขาดิจิตอลอินพุทและเอาต์พุท 14 (มี 6 ขาที่สามารถเป็น PWM เอาต์พุทได้)
- ขอนาฬิกาอินพุท 8
- กระแส DC ต่อ ขาอินพุทและเอาต์พุท 40 mA.
- หน่วยความจำแฟลช 32 KB. (มี 2 KB. ถูกใช้โดย bootloader)
- SRAM 2 KB
- EEPROM 1 KB
- ความเร็ว Clock 16 MHz
- ขนาด 0.73" x 1.70"

รายละเอียด

Pin No.	Name	Type	Description
1-2, 5-16	D0-D13	I/O	Digital input/output port 0 to 13
3, 28	RESET	Input	Reset (active low)
4, 29	GND	PWR	Supply ground
17	3V3	Output	+3.3V output (from FTDI)
18	AREF	Input	ADC reference
19-26	A0-A7	Input	Analog input channel 0 to 7
27	+5V	Output or Input	+5V output (from on-board regulator) or +5V (input from external power supply)
30	VIN	PWR	Supply voltage

2. หน้าจอแสดงผล 1.8" TFT LCD Display



Features:

- Display Mode : 1.8" TFT SPI Interface, Transmissive, Normally white;
- Display Color : 262K colors;
- Backlight Type : LED
- Resolution : 128W * 160H Dots
- Board Size : 5.00 x 3.4cm.
- View Area : 28.03W * 35.04H mm.
- Dot Size : 0.06W * 3 * 0.18H mm
- Dot Pitch : 0.18W * 0.18H mm.
- Viewing Angle : 6 o'clock
- SPI Bus interface
- IC Driver : ST7735R
- 5V/3.3V TTL logic Compatible, can be used in 5V/3.3V IO Arduino system directly.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. ตัวตรวจวัด SpO₂ Sensor Probe



คุณสมบัติ

P/N	OEM P/N DS-100A
Description:	Nellcor OxiMax DS 100A Pediatric Finger Clip SpO ₂ 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
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 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้