

การศึกษา PPG เพื่อการวัดทางสรีระวิทยา
A STUDY OF PPG FOR PHYSIOLOGICAL MEASUREMENT



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมการวัดคุม
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2561

การศึกษา PPG เพื่อการวัดทางสรีระวิทยา
A STUDY OF PPG FOR PHYSIOLOGICAL MEASUREMENT



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมการวัดคุม
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2561

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

A STUDY OF PPG FOR PHYSIOLOGICAL MEASUREMENT



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 LARDKRABANG
ACADEMIC YEAR 2018

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญาานิพนธ์ปีการศึกษา 2561
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองปริญญาานิพนธ์

หัวข้อปริญญาานิพนธ์ การศึกษา PPG เพื่อการวัดทางสรีระวิทยา
A STUDY OF PPG FOR PHYSIOLOGICAL MEASUREMENT

นักศึกษาผู้จัดทำ นางสาวณัฐดี เนิยมปาน รหัสนักศึกษา 58010425
นายพัชดล รัตนพิทยารักษ์ รหัสนักศึกษา 58010854
นายวรัญชัย จันคง รหัสนักศึกษา 58011118

ปริญญา วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชา วิศวกรรมการวัดคุม
ปีการศึกษา 2561

อาจารย์ผู้ควบคุมปริญญาานิพนธ์	ลายมือชื่อ
รองศาสตราจารย์วิริยะ กองรัตน์	
ดร.นภศูล วงษ์วานิช	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อปริญญานิพนธ์	การศึกษา PPG เพื่อการวัดทางสรีระวิทยา A STUDY OF PPG FOR PHYSIOLOGICAL MEASUREMENT		
นักศึกษาผู้จัดทำ	นางสาวณัฐวดี	เนียมปาน	รหัสนักศึกษา 58010425
	นายพัชดล	รัตนพิทยารักษ์	รหัสนักศึกษา 58010854
	นายวรวิญชัย	จั่นคง	รหัสนักศึกษา 58011118
อาจารย์ที่ปรึกษา	รองศาสตราจารย์วิริยะ	กองรัตน์	
	ดร.นภศุล	วงษ์วานิช	
ปีการศึกษา	2561		

บทคัดย่อ

เนื่องจากปัจจุบันมีการพัฒนาทางเทคโนโลยีในด้านต่าง ๆ อย่างต่อเนื่อง ไม่ว่าจะเป็นด้านอุตสาหกรรม ด้านคมนาคม และด้านอื่น ๆ รวมถึงพัฒนาการเทคโนโลยีทางการแพทย์ เพื่ออำนวยความสะดวกให้แก่แพทย์และผู้ป่วย รวมถึงบุคลากรทางการแพทย์อื่น ๆ งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์ในการเสนอการศึกษาความเป็นไปได้ในการนำ PPG ไปประยุกต์ใช้ในการวัดค่าต่าง ๆ ภายในเลือด เช่น ปริมาณออกซิเจนภายในเม็ดเลือดแดง อัตราการเต้นของหัวใจและความเป็นไปได้ที่จะนำไปสู่การวัดปริมาณกลูโคสภายในเลือด ด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Nano แบบไม่เจาะเลือดโดยการตรวจวัดจะใช้หลักการทำงานของ PPG เพื่อหาค่าอัตราการดูดซับต่าง ๆ ไม่ว่าจะเป็นของเม็ดเลือดแดงและกลูโคส ซึ่งค่าที่แตกต่างกันเหล่านี้จะถูกดูดกลืนที่ความถี่ต่าง ๆ ในช่วงแสงสีแดง และ อินฟราเรด (660 nm – 940 nm) โดยความยาวคลื่นที่ถูกดูดซับจะใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นตัวประเมินผลแสดงออกทางหน้าจอ TFT LCD

Title	A STUDY OF PPG FOR PHYSIOLOGICAL MEASUREMENT	
By	Ms. Nuttawadee	Neampan
	Mr. Patchadol	Ratanapittayaruk
	Mr. Warunchai	Chankong
Thesis Advisor	Assoc. Prof. Viriya	Kongratana
	Dr. Napasool	Wongvanich
Year	2018	

ABSTRACT

Nowadays, Technological development has continued in various aspects. For example, Industrial, Transportation etc. Including medical technology to facilitate to doctors, patients and other healthcare providers. The purpose of this work was to investigate the feasibility of applying Photoplethysmogram (PPG) to measure the amount of oxygen in the blood, the heart rate, as well as blood glucose noninvasively. In this case the PPG was used to determine the absorption rate in red blood cells as well as glucose. These differing values are absorbed at different frequencies in the range of red and infrared lights (660 nm - 940 nm). The absorbed wavelengths are then evaluated through the use of a microcontroller and display through the TFT LCD screen.

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาบัตรเล่มนี้สำเร็จเรียบร้อยได้เนื่องจากได้รับความกรุณาของท่าน รองศาสตราจารย์
วิริยะ กองรัตน์ และ ดร.นภศุล วงษ์วานิช อาจารย์ที่ปรึกษา ซึ่งได้ให้คำแนะนำ ข้อคิดเห็น ด้วยความ
เอาใจใส่อย่างดีมาโดยตลอด ทำให้ผู้จัดทำมีประสบการณ์ในการทำงานด้านต่าง ๆ มากขึ้น

ขอขอบพระคุณผู้เชี่ยวชาญทุกท่านที่กรุณาตรวจสอบเครื่องมือที่ใช้ในการศึกษา ตลอดจนให้
ข้อเสนอแนะต่าง ๆ เป็นอย่างดี

ขอขอบพระคุณเพื่อน พี่ และน้อง ที่เป็นกลุ่มตัวอย่าง และขอขอบคุณทุกคนที่ให้ความร่วมมือ
ในการเก็บข้อมูลครั้งนี้

ขอขอบพระคุณคณาจารย์ทุกท่านที่อบรมสั่งสอนให้วิชาความรู้ ตลอดจนเจ้าหน้าที่ที่เกี่ยวข้อง
ที่กรุณาให้ความแนะนำและช่วยเหลือประสานงานให้สำเร็จได้ด้วยดี

ขอขอบพระคุณกำลังใจจากเพื่อนนักศึกษาปริญญาตรีสาขาวิชาวิศวกรรมการวัดคุม ตลอดจน
เพื่อน ๆ พี่ ๆ ทุกคนที่ให้ความช่วยเหลือและให้กำลังใจมาโดยตลอด

สุดท้ายนี้ขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดา พี่ ๆ เพื่อน ๆ และน้อง ๆ ที่คอยให้กำลังใจและ
สนับสนุนในการช่วยเหลือในทุก ๆ ด้าน จนเกิดความประสบความสำเร็จได้ จนสามารถทำปริญญา
บัตรฉบับนี้ได้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี

คณะผู้จัดทำ

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VIII
สารบัญรูป.....	IX
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญของโครงการ.....	1
1.2 หลักการและเหตุผลของโครงการ.....	1
1.3 วัตถุประสงค์ของโครงการ.....	1
1.4 ขอบเขตของโครงการ.....	2
1.5 ขั้นตอนการศึกษา.....	2
1.6 ปัญหาและประโยชน์ที่ได้รับ.....	2
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	3
2.1 หลักการ Photoplethysmography (PPG).....	3
2.2 เม็ดเลือดแดง (Red Blood Cell).....	3
2.3 หัวใจ (Heart).....	5
2.3.1 การทำงานของหัวใจ.....	5
2.3.2 วงรอบการทำงานของหัวใจ (Cardiac cycle).....	6
2.3.3 อัตราการเต้นของหัวใจ.....	7
2.4 น้ำตาลภายในเลือด.....	7
2.5 หลักการตรวจวัดความอิมพัลส์ของออกซิเจนภายในฮีโมโกลบิน.....	8
2.5.1 กฎของเบียร์และแลมเบิร์ต (Beer-Lambert Law).....	8
2.5.1.1 การทำงานของฮีโมโกลบิน.....	9
2.5.1.2 สเปกตรัมการดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบิน.....	9

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.5.2 กฎของเบียร์ที่ใช้ในเครื่องวัดความอิมิตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	10
2.5.2.1 หลักเกณฑ์ในการเลือกความยาวคลื่น.....	10
2.5.2.2 จังหวะการเต้นของเลือด.....	11
2.5.3 ความอิมิตัวเทียบกับอัตราส่วนนอมอลไลซ์เซชั่น.....	13
2.6 ส่วนประกอบของตัวตรวจวัด.....	14
2.6.1 โฟโตไดโอด (Photodiode).....	14
2.6.2 ไดโอดเปล่งแสง (Light-emitting diode : LED).....	15
2.7 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller).....	16
2.7.1 ส่วนประกอบทั่วไปของไมโครคอนโทรลเลอร์.....	17
2.7.2 ไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Nano.....	17
2.7.3 โครงสร้างการเขียนโปรแกรมภาษาซีของ Arduino.....	18
2.7.4 ชนิด และประเภทของตัวแปร.....	19
2.8 การวัด และการประเมินความไม่แน่นอนในการวัด.....	20
2.8.1 ความถูกต้อง (Accuracy).....	20
2.8.2 ความเที่ยงตรง (Precision).....	21
2.8.3 ค่าความไม่แน่นอนของผลการวัด.....	21
2.8.4 ความไม่แน่นอนมาตรฐานขยาย.....	22
บทที่ 3 การออกแบบวงจร.....	23
3.1 บทนำ.....	23
3.2 การศึกษาเครื่องวัดปริมาณความอิมิตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	23
3.2.1 ตัวตรวจวัด.....	24
3.2.2 วงจรแปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดัน.....	26
3.2.3 วงจรกรองและขยายสัญญาณ.....	26
3.2.3.1 วงจรกรองความถี่ต่ำ (Low pass filter).....	27
3.2.3.2 วงจรกรองความถี่แบบ Notch filters.....	27
3.2.3.3 วงจรกรองความถี่สูง (High pass filter).....	27

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.2.3.4 วงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟ (Active filter).....	27
3.2.3.5 วงจรกรองความถี่ต่ำ (Low pass filter).....	27
3.2.3.6 วงจรแรงดันอ้างอิง.....	27
3.2.4 จอแสดงผล (Display).....	28
3.2.5 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller).....	28
3.2.6 เครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน และอัตราการเต้น ของหัวใจที่ศึกษา.....	30
3.3 การเขียนโปรแกรมบน Arduino Nano.....	31
3.3.1 การใช้โปรแกรม Arduino IDE.....	31
3.3.2 แผนภาพการวัดค่า %SpO ₂	34
3.4 การศึกษาและวิเคราะห์สมการในการวัดกลูโคสภายในเลือดและการวิเคราะห์ สัญญาณชีพจร.....	35
3.4.1 การศึกษาและวิเคราะห์สมการในการวัดกลูโคสภายในเลือด.....	35
3.4.2 การทดลองและวิเคราะห์สัญญาณชีพจร.....	36
บทที่ 4 ผลการทดลอง.....	37
4.1 การศึกษาผลของการปรับความเข้มแสงที่เหมาะสมสำหรับการวัดปริมาณ ความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	37
4.2 ขั้นตอนการทดลองการเปรียบเทียบ %SpO ₂ ที่ภาวะปกติ.....	37
4.3 ผลการทดลองการเปรียบเทียบ %SpO ₂ ที่ภาวะปกติ.....	38
4.3.1 วิเคราะห์ผลการทดลองเปรียบเทียบ %SpO ₂ ที่วัดที่ปลายนิ้วชี้ของ อาสาสมัครทั้งหมดที่ภาวะปกติ.....	40
4.3.2 วิเคราะห์ผลการทดลองเปรียบเทียบ %SpO ₂ ที่วัดที่ปลายนิ้วก้อย.....	43
4.4 ขั้นตอนการทดลองการเปรียบเทียบ %SpO ₂ ขณะทำการทาสีเล็บ.....	44
4.5 ผลการทดลองการเปรียบเทียบ %SpO ₂ ขณะทำการทาสีเล็บ.....	44

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
4.5.1 วิเคราะห์ผลการทดลองการเปรียบเทียบ %SpO ₂ ที่วัดจากปลายนิ้วชี้.....	45
ของอาสาสมัครเดียวกันขณะที่อาสาสมัครไม่ได้ทาเล็บ มีการทาเล็บสีดำ และสีแดง	
4.5.2 วิเคราะห์ผลการทดลองการเปรียบเทียบ %SpO ₂ ที่วัดจากปลายนิ้วก้อย.....	47
ของอาสาสมัครเดียวกันขณะที่อาสาสมัครไม่ได้ทาเล็บ มีการทาเล็บสีดำ และสีแดง	
4.6 สรุปผลการทดลองการเปรียบเทียบ %SpO ₂	47
4.7 สรุปผลการทดลองการวิเคราะห์การเต้นของหัวใจ.....	48
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ.....	49
5.1 สรุปผลการวิจัย.....	49
5.2 ข้อเสนอแนะ.....	49
บรรณานุกรม.....	50
ภาคผนวก ก อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง.....	52
ภาคผนวก ข มาตรฐานการสอบเทียบเครื่องมือแพทย์.....	59

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 แสดงอัตราการเต้นของหัวใจของคนปกติตามช่วงอายุ.....	7
2.2 แสดงช่วงสีพลังงานของหลอด LED.....	16
3.1 แสดงบอร์ด Arduino Nano V3.0.....	29
4.1 เปรียบเทียบการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO ₂) จากปลายนิ้วชี้..... ของอาสาสมัครคนที่ 1 – 5 กับเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน	38
4.2 เปรียบเทียบการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO ₂) จากปลายนิ้วชี้..... ของอาสาสมัครคนที่ 6 – 10 กับเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน	39
4.3 เปรียบเทียบการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO ₂) จากปลายนิ้วก้อย..... ของอาสาสมัครคนที่ 1 – 5 กับเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน	41
4.4 เปรียบเทียบการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO ₂) จากปลายนิ้วก้อย..... ของอาสาสมัครคนที่ 6 – 10 กับเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน	41
4.5 เปรียบเทียบวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO ₂) จากปลายนิ้วชี้ของ..... อาสาสมัครขณะที่อาสาสมัครไม่ได้ทาเล็บทาเล็บสีดำและทาเล็บสีแดง	44
4.6 เปรียบเทียบวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO ₂) จากปลายนิ้วก้อยของ..... อาสาสมัครขณะที่อาสาสมัครไม่ได้ทาเล็บทาเล็บสีดำและทาเล็บสีแดง	46

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 การแลกเปลี่ยนก๊าซภายในเซลล์เม็ดเลือดแดง.....	3
2.2 ลักษณะของฮีโมโกลบิน.....	4
2.3 องค์ประกอบและระบบการทำงานของหัวใจ.....	6
2.4 ลำดับการเต้นของหัวใจ.....	6
2.5 อุปกรณ์วัดอุณหภูมิ (Temperature sensor LM35).....	8
2.6 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าสัมประสิทธิ์ของการดูดกลืนแสงของ ฮีโมโกลบิน 4 ชนิดคือ.....	10
Oxyhemoglobin (HbO ₂), Deoxyhemoglobin (Hb ในที่นี้คือ Reduced hemoglobin), Carboxyhemoglobin (COHb) และ Methemoglobin (MetHb) กับความยาวคลื่นแสง (nm)	
2.7 การส่งผ่านแสงและการดูดกลืนแสงในนิ้วมือ.....	12
2.8 แสดงคุณสมบัติการดูดกลืนแสง.....	13
2.9 แสดงการดูดกลืนแสง.....	13
2.10 ส่วนประกอบหลักของตัวตรวจวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	14
2.11 โฟโตไดโอด สัญลักษณ์ และการไบอัสใช้งาน.....	15
2.12 ไดโอดเปล่งแสง (Light emitting diode: LED).....	15
2.13 ไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Nano.....	17
2.14 แสดงโครงสร้างโปรแกรม Arduino.....	19
2.15 แสดงถึงความหมายและความสัมพันธ์ของความเที่ยงตรงและความถูกต้อง.....	21
3.1 ไดอะแกรมการทำงานของเครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	23
3.2 แสดงอุปกรณ์ตัวตรวจวัด.....	24
3.3 แสดงการเชื่อมต่อของตัวตรวจวัด.....	25
3.4 แสดงวงจรตัวตรวจวัด.....	25
3.5 ไดอะแกรมเวลาการทำงานของตัวตรวจวัด.....	26
3.6 วงจรแปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดัน.....	26
3.7 วงจรกรองความถี่และขยายสัญญาณ.....	27
3.8 วงจรแรงดันอ้างอิง.....	28
3.9 หน้าจอแสดงผล 1.8" TFT LCD Display.....	28

สารบัญญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.10 การเชื่อมต่อ Arduino Nano ผ่าน USB.....	29
3.11 วงจรเครื่องมือวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน และอัตราการเต้นของหัวใจ.....	30
3.12 เครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	30
3.13 แสดงหน้าโปรแกรม IDE.....	31
3.14 แสดงการเลือกรุ่นบอร์ด Arduino Nano.....	32
3.15 แสดงการเลือกหมายเลข Com port.....	32
3.16 การกดปุ่ม Verify เพื่อตรวจสอบความถูกต้อง.....	33
3.17 การกดปุ่ม Upload โปรแกรมลงบนบอร์ด Arduino Nano.....	33
3.18 การคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจ.....	36
4.1 กราฟการทดลองวัดค่า %SpO ₂ โดยนำค่าเฉลี่ยของการวัด 10 ครั้งมาเปรียบเทียบระหว่างเครื่องวัดที่ออกแบบกับอุปกรณ์อ้างอิง โดยการวัดที่ปลายนิ้วชี้ของอาสาสมัครทั้งหมดที่มีภาวะปกติ.....	39
4.2 การวิเคราะห์ค่า %SpO ₂ ทั้งหมดที่วัดจากนิ้วชี้ของอาสาสมัคร 10 คน ด้วย Standard Error Grid.....	40
4.3 กราฟการทดลองวัดค่า %SpO ₂ โดยนำค่าเฉลี่ยของการวัด 10 ครั้งมาเปรียบเทียบระหว่างเครื่องวัดที่ออกแบบกับอุปกรณ์อ้างอิง โดยวัดที่ปลายนิ้วก้อยของอาสาสมัครทั้งหมดที่มีภาวะปกติ.....	42
4.4 การวิเคราะห์ค่า %SpO ₂ ทั้งหมดที่วัดจากนิ้วก้อยของอาสาสมัคร 10 คน ด้วย Standard Error Grid.....	43
4.5 กราฟการทดลองวัดค่า %SpO ₂ โดยการวัดค่าจากปลายนิ้วชี้ของอาสาสมัครขณะที่ไม่ได้ทาเล็บ ทาเล็บสีดำและสีแดงไว้ที่นิ้วชี้ทั้งสองข้าง โดยทำการวัดทั้งหมด 10 ครั้ง ทุก ๆ 10 วินาที.....	45
4.6 กราฟการทดลองวัดค่า %SpO ₂ โดยการวัดค่าจากปลายนิ้วก้อยของอาสาสมัครขณะที่ไม่ได้ทาเล็บ ทาเล็บสีดำและสีแดงไว้ที่นิ้วชี้ทั้งสองข้าง โดยทำการวัดทั้งหมด 10 ครั้ง ทุก ๆ 10 วินาที.....	46
4.7 สัญญาณเออาร์ทีพีขณะที่ยังไม่ได้ต่อสัญญาณจากวงจรกรองและขยายสัญญาณ.....	52

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญของโครงการ

โครงการนี้จัดทำขึ้นเพื่อศึกษาหลักการ Photoplethysmogram เพื่อนำไปใช้ในการวัดปริมาณออกซิเจนภายในกระแสเลือด (%SpO₂) ผ่านหลักการโดยการใช้แสงในการตรวจวัด โดยนำผลที่ได้จากการตรวจรู้มาวิเคราะห์เพื่อประโยชน์ในด้านต่าง ๆ ทางทางการแพทย์ และสามารถตอบสนองความต้องการของผู้ที่ต้องการจะนำวงจรไปประยุกต์ต่อไป เพื่อความเป็นไปได้ในการออกแบบวงจรตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Rate) รวมไปถึงการหาปริมาณน้ำตาลภายในเลือด

สามารถบูรณาการความรู้ได้ทั้งด้านสถิติ การแพทย์รวมทั้งการศึกษาโดยนำการวิเคราะห์ผลหลาย ๆ ครั้งเพื่อดำเนินการทางสถิติเพื่อตรวจสอบความแม่นยำและความเที่ยงตรงของเครื่องวัดเอง และ ทางด้านการแพทย์โดยนำไปใช้งานจริงในสถานพยาบาลต่าง ๆ เพื่อก่อให้เกิดความสะดวกสบายทั้งแพทย์และตัวผู้ป่วยเองด้วย ส่วนของด้านศึกษานั้นสามารถนำโครงการที่พัฒนาแล้วไปต่อยอดให้มีความหลากหลายในด้านการตรวจวัดมากขึ้น

1.2 หลักการและเหตุผลของโครงการ

จากการศึกษาหลักการ Photoplethysmogram (PPG) เพื่อออกแบบเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนภายในเลือด (SpO₂) และหาความเป็นไปได้ในการวัดอัตราการเต้นของหัวใจและปริมาณน้ำตาลในเลือด โดย PPG นั้นใช้หลักการทางแสงและการดูดซับของแสงผ่านตัวกลาง

1.3 วัตถุประสงค์ของโครงการ

1. เพื่อออกแบบและศึกษาการทำงานของ PPG ซึ่งเป็นหัวใจหลักในการวัดค่าต่าง ๆ ไม่ว่าจะเป็นปริมาณออกซิเจนภายในกระแสเลือด อัตราการเต้นของหัวใจ และกลูโคส
2. เพื่อประโยชน์ทางการศึกษาแก่ผู้ที่มีความสนใจในหลักการ PPG และนำไปประยุกต์ใช้ในการวัดค่าใด ๆ ที่มีการดูดซับของแสงมาเกี่ยวข้อง
3. ศึกษาการออกแบบเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในกระแสเลือดและอัตราการเต้นของหัวใจอย่างละเอียดเพื่อหาความเป็นไปได้ในการประยุกต์ใช้สำหรับการวัดกลูโคส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.4 ขอบเขตของโครงการ

1. เพื่อสร้างชิ้นงานออกมาเป็นเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในกระแสเลือด (%SpO₂)
2. ออกแบบระบบตรวจวัดปริมาณออกซิเจนในกระแสเลือด (%SpO₂)
3. สามารถนำไปต่อยอดเพื่อนำไปตรวจหาอัตราการเต้นของหัวใจและค่าน้ำตาลในเลือด ออกมาประยุกต์ใช้งานได้จริงในทางการแพทย์
4. การศึกษาและการออกแบบอุปกรณ์มีจุดมุ่งหมายในการวัดค่าต่าง ๆ ทางสรีระวิทยาที่เหมาะสมกับคนเอเชียหรือกลุ่มคนผิวเหลือง (Mongoloid)

1.5 ขั้นตอนการศึกษา

1. เริ่มจากการศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวกับการตรวจหาปริมาณออกซิเจนภายในเลือด และข้อมูลด้านอื่นที่ตรวจหาได้ภายในเลือดไม่ว่าจะเป็นอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate), ระดับน้ำตาลภายในเลือด (Blood Sugar Level)
2. ศึกษาหลักการของ PPG ที่ใช้ตรวจวัดทางสรีระวิทยา เช่น การต่อฮาร์ดแวร์, Arduino, Interface
3. ศึกษาและออกแบบกระบวนการทำงานของ PPG เพื่อใช้ในการตรวจวัดค่าต่าง ๆ ที่ได้กล่าวมาข้างต้นไม่ว่าจะเป็นค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (%SpO₂), อัตราการเต้นหัวใจ (Heart rate) เป็นต้น
4. หาความเป็นไปได้ในการตรวจวัดปริมาณน้ำตาลภายในเลือดว่าสามารถเป็นไปได้อย่างไรหรือไม่

1.6 ปัญหาหรือประโยชน์ที่ได้รับ

ปัญหาเกิดเนื่องจากในส่วนฮาร์ดแวร์เป็นฮาร์ดแวร์ที่ผ่านการออกแบบโดยนักศึกษาปริญญาโท ดังนั้น จึงไม่ใช่เรื่องง่ายที่จะสามารถเขียนโปรแกรมให้แสดงค่าออกมาตามที่ต้องการได้ไม่ว่าจะเป็นปัญหาในการตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Rate) รวมถึงความเป็นไปได้ในการตรวจวัดปริมาณน้ำตาลในกระแสเลือดผ่านกระบวนการทางแสง

ประโยชน์ที่ได้รับคือ เนื่องจากเป็นฮาร์ดแวร์ที่ประดิษฐ์ขึ้นมาเอง นักศึกษาจึงต้องใช้ความรู้ทางด้านอิเล็กทรอนิกส์เชิงลึกเพื่อวิเคราะห์ว่าวงจรแต่ละส่วนมีหน้าที่ในการทำอะไรไม่จะเป็นการขยายสัญญาณหรือการกรองสัญญาณรวมถึง ทำให้นักศึกษามีความกระตือรือร้นในการศึกษาเรื่องที่ไม่เกี่ยวข้องทางด้านวิศวกรรม เพื่อนำไปใช้ในการตรวจวัดค่าต่าง ๆ ทางด้านการแพทย์ได้

บทที่ 2

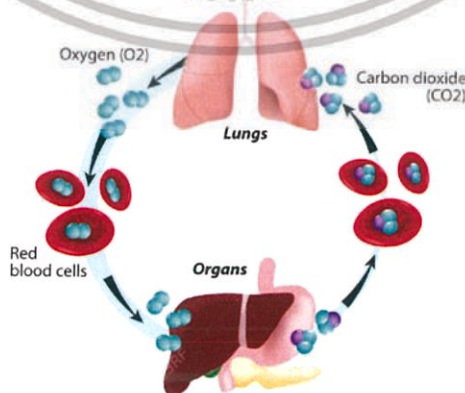
ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 หลักการ Photoplethysmography (PPG)

เนื่องจากปริญญานิพนธ์เล่มนี้เป็นการประยุกต์ใช้เซ็นเซอร์แสงในการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนภายในเลือด และศึกษาความเป็นไปได้ในการหาอัตราการเต้นของหัวใจและการวัดระดับน้ำตาลภายในเลือด โดยนำแสงมาวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนภายในฮีโมโกลบินซึ่งใช้แสงที่แบ่งออกเป็น 2 ความยาวคลื่น คือ แสงสีแดงและแสงอินฟราเรด ซึ่งเทคนิค PPG นั้น เป็นเทคนิคทางแสงที่ใช้ในการตรวจวัดการเปลี่ยนแปลงปริมาตรภายในเลือดหรืออวัยวะซึ่งเป็นวิธีการที่ไม่รุกรานร่างกาย โดยทำการวัดที่พื้นผิวของผิวหนัง ดังนั้น เทคนิค PPG ก็คือการวัดการเปลี่ยนแปลงของปริมาณของหลอดเลือดฝอยโดยการใช้แสงและเซ็นเซอร์วัดขนาดของหลอดเลือดที่อยู่ใต้ผิวหนัง ซึ่งค่าที่ได้รับจะมาจากปริมาณการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นจากความดันพัลส์ที่ถูกตรวจจับโดยการส่องสว่างไปยังผิวหนังด้วยแสงจากไดโอดเปล่งแสง (LED) จากนั้นทำการวัดปริมาณของแสงที่ดูดกลืนหรือสะท้อนไปยังโฟโตไดโอด

2.2 เม็ดเลือดแดง (Red Blood Cell)

เซลล์เม็ดเลือดแดงเป็นเซลล์ ๆ หนึ่งที่เป็นองค์ประกอบภายในเลือดของมนุษย์ซึ่งนับว่าเป็นเซลล์ที่มีความสำคัญ เนื่องจากหน้าที่ของเซลล์เม็ดเลือดแดงคือลำเลียงออกซิเจนที่ได้รับจากการหายใจจากปอดส่งไปยังส่วนอื่น ๆ ของร่างกาย และนำเอาคาร์บอนไดออกไซด์จากเนื้อเยื่อหรืออวัยวะส่วนต่าง ๆ ส่งไปยังปอดเพื่อขับคาร์บอนไดออกไซด์ออก ซึ่งเรียกว่า กระบวนการแลกเปลี่ยนก๊าซ (Gas exchange) ดังรูปที่ 2.1



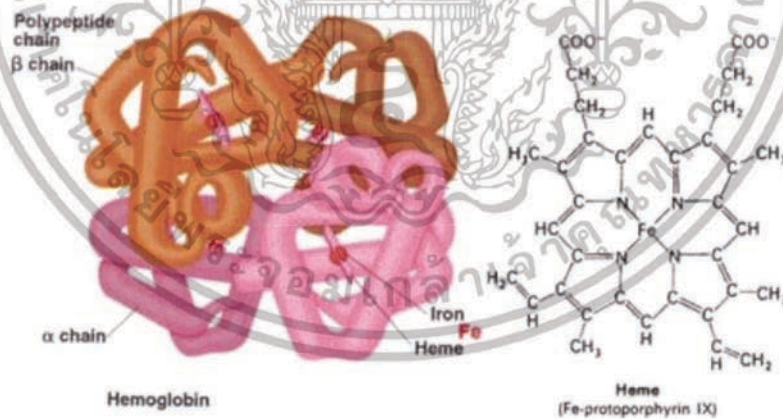
รูปที่ 2.1 การแลกเปลี่ยนก๊าซภายในเซลล์เม็ดเลือดแดง [2]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปร่างของเซลล์เม็ดเลือดแดงจะมีลักษณะค่อนข้างกลม บริเวณตรงกลางของเซลล์เว้าเข้าหากัน (Biconcave) เพื่อเพิ่มพื้นที่ผิวในการแลกเปลี่ยนก๊าซ มีขนาดประมาณ 6-8 ไมครอน สร้างขึ้นที่ไขกระดูก และโดยทั่วไปร่างกายจะมีการสร้างและทำลายเซลล์เม็ดเลือดแดงทุกวัน โดยเฉลี่ยแล้วเม็ดเลือดแดงจะมีอายุประมาณ 120 วันหลังจากไขกระดูก

องค์ประกอบภายในเม็ดเลือดแดงจะประกอบไปด้วยฮีโมโกลบิน (Hemoglobin) มีลักษณะเป็นโปรตีนที่จับกับเหล็กละลายอยู่ภายในเม็ดเลือดแดง เป็นสารที่ทำให้เม็ดเลือดแดงมีสีแดง และทำให้เม็ดเลือดแดงสามารถจับกับออกซิเจนเพื่อขนส่งออกซิเจนภายในกระแสเลือดได้ ซึ่งฮีโมโกลบินมีส่วนประกอบสำคัญ 2 ส่วนคือ

- ฮีมี (Heme) : เป็นองค์ประกอบของเหล็ก มีหน้าที่จับกับออกซิเจน ซึ่งเมื่อมีการจับกับออกซิเจนแล้วนั้นจะได้เป็น oxyhemoglobin ซึ่งมีสีแดง และเมื่อไม่จับกับออกซิเจนจะได้ deoxyhemoglobin ซึ่งมีสีคล้ำ
- โกลบิน (Globin) : โปรตีนที่มี 2 ชนิด คือ ชนิดบีตา (β , beta) และชนิดแอลฟา (α , alpha) ซึ่งแต่ละชนิดจะมีสายโปรตีนชนิดละ 2 สาย รวมเป็นทั้งหมด 4 สาย โดยสายโกลบินแต่ละสายจะรวมกับฮีมี 1 โมเลกุล ดังนั้น ฮีโมโกลบิน 1 โมเลกุลจะมีฮีมีทั้งหมด 4 โมเลกุล ดังรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 ลักษณะของฮีโมโกลบิน [3]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3 หัวใจ (Heart)

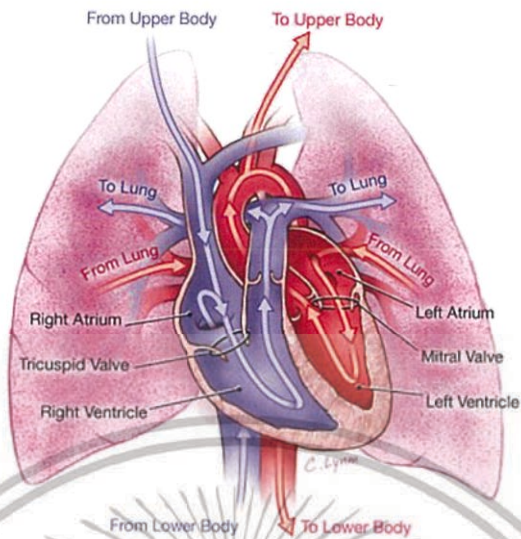
หัวใจของมนุษย์นั้นเป็นอวัยวะกล้ามเนื้อ มีน้ำหนักประมาณ 250-350 กรัม และมีขนาดประมาณ 3 ใน 4 ของกำปั้น ทำหน้าที่สูบฉีดเลือดไปยังส่วนต่าง ๆ ภายในร่างกายโดยการหดตัวเป็นจังหวะซ้ำ ๆ ปกติ หัวใจมนุษย์นั้นจะเต้นประมาณ 72 ครั้งต่อนาที

หัวใจมนุษย์สามารถแบ่งออกตามลักษณะ (กายวิภาค) และตามหน้าที่ได้ ดังนี้

- **เยื่อหุ้มหัวใจ** : เป็นเยื่อหุ้มสองชั้นบางและใสห่อหุ้มหัวใจไว้ มีลักษณะเหนียวและแข็งแรงทนทาน มีหน้าที่ช่วยป้องกันหัวใจจากการกระตุกหรือการช็อค
- **หลอดเลือดหัวใจ** : จะอยู่บริเวณภายนอกของหัวใจ (เยื่อหุ้มหัวใจ) ส่งแขนงเล็ก ๆ เพื่อไปเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจ หลอดเลือดหัวใจจะมีเส้นใหญ่อยู่ 2 เส้น คือ ด้านขวา (right coronary artery) ไว้เลี้ยงหัวใจด้านขวา และ ด้านซ้าย (left coronary artery) ไว้เลี้ยงหัวใจด้านซ้าย ซึ่งจะมีแขนงเล็ก ๆ อีกมากมาย
- **กล้ามเนื้อหัวใจ** : เป็นกล้ามเนื้อลายชนิดหนึ่งซึ่งทำหน้าที่ในการสูบฉีดเลือดไปยังระบบไหลเวียนโลหิตโดยการหดและคลายตัว จึงเป็นส่วนที่มีความสำคัญอย่างมาก
- **ลิ้นหัวใจและผนังห้องหัวใจ** : หัวใจของมนุษย์เรานั้นมี 4 ห้องแบ่งซ้าย-ขวาโดยผนังของกล้ามเนื้อหัวใจ และแบ่งห้องบน-ล่างโดยลิ้นหัวใจ เลือดระหว่างหัวใจห้องซ้าย-ขวาก็ไม่ไหลมาปะปนกัน

2.3.1 การทำงานของหัวใจ

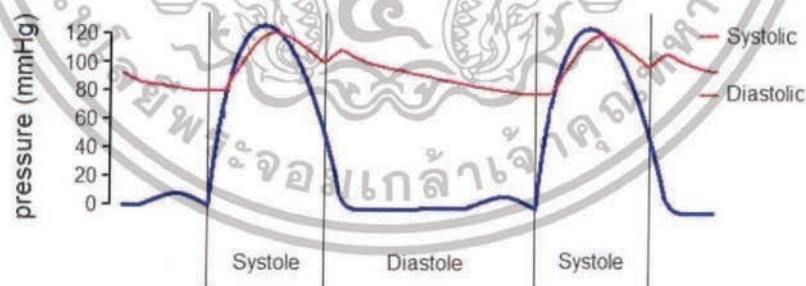
ระบบไหลเวียนโลหิตจะเริ่มจาก หัวใจห้องบนขวา (Right Atrium) จะรับเลือดดำจากส่วนต่าง ๆ ของร่างกายเข้าสู่หัวใจ เลือดส่วนนี้จะไหลผ่านลิ้นหัวใจไตรคัสปิด (Tricuspid Valve) ลงไปยังหัวใจห้องล่างขวา (Right Ventricle) ซึ่งจะบีบตัวตามมาไล่เลือดที่เป็นเลือดดำออกไปยังปอดเพื่อฟอกเลือดโดยผ่านหลอดเลือดที่เรียกว่า Pulmonary Artery เลือดจะถูกฟอกโดยการอาศัยการแลกเปลี่ยนก๊าซผ่านหลอดเลือดเล็ก ๆ ที่ผนังถุงลมของปอด จากนั้นเลือดที่ฟอกแล้วที่เป็นเลือดแดงจะไหลมารวมกันที่หลอดเลือดใหญ่ที่เรียกว่า Pulmonary Vein เพื่อไหลกลับเข้าหัวใจที่ห้องซ้ายบน (Left Atrium) แล้วไหลผ่านลิ้นหัวใจไมตรัล (Mitral Valve) ลงไปยังหัวใจห้องล่างซ้าย (Left Ventricle) ซึ่งจะสูบฉีดเลือดไปเลี้ยงทั่วร่างกายทางหลอดเลือดแดง ตามรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 องค์ประกอบและระบบการทำงานของหัวใจ [4]

2.3.2 วงรอบการทำงานของหัวใจ (Cardiac cycle)

วงรอบการทำงานของหัวใจ หมายถึง ลำดับกระบวนการทำงานของหัวใจที่เกิดขึ้นจากการเต้นของหัวใจหนึ่งรอบ ดังรูปที่ 2.4 ซึ่งก็คือการหดและคลายตัวของหัวใจตามลำดับเป็นจังหวะติดต่อกันไปอย่างสม่ำเสมอ การเต้นของหัวใจนั้นสามารถเต้นได้ด้วยตนเองโดยไม่ต้องถูกกระตุ้นด้วยระบบประสาทเนื่องจากมีกลุ่มเซลล์พิเศษที่สามารถสร้างคลื่นไฟฟ้าได้



รูปที่ 2.4 ลำดับการเต้นของหัวใจ [6]

ซึ่งกล่าวได้ว่าการเต้นของหัวใจนั้นจะแบ่งเป็น 3 ระยะ คือ

1. ซิสโตล (Systole) ซึ่งคือระยะการหดตัวของหัวใจ
2. ไดแอสโตล (Diastole) ซึ่งคือระยะการคลายตัวของหัวใจ
3. การพักแทรก (Intervening pause)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อหัวใจเกิดการทํางานรวมกัน 3 ระยะจะนับเป็น Cardiac cycle หนึ่ง ซึ่งโดยปกติแล้ว การเต้นของหัวใจ 75 ครั้งต่อนาที จะใช้เวลา 0.8 วินาทีในการเกิด Cardiac cycle หนึ่งรอบ

2.3.3 อัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate)

อัตราการเต้นของหัวใจ หมายถึง ความเร็วในการบีบตัวของหัวใจในช่วงระยะเวลาหนึ่ง ๆ ซึ่งโดยทั่วไปนิยมใช้หน่วยเป็นครั้งต่อนาที สามารถเปลี่ยนแปลงได้ขึ้นอยู่กับสรีรวิทยาของร่างกาย เช่น ความต้องการออกซิเจนและการขับคาร์บอนไดออกไซด์ของร่างกาย กิจกรรมทุกอย่างที่เกิดขึ้นกับร่างกาย ล้วนมีผลต่ออัตราการเต้นของหัวใจ เช่น การนอนหลับ การออกกำลังกาย อาการเจ็บป่วย เป็นต้น ซึ่งพจนานุกรมคืออัตราที่หลอดเลือดหดและขยายตัวตามจังหวะการเต้นของหัวใจ ซึ่งสามารถวัดได้จากจำนวนครั้งของความรู้สึกที่ได้จากคลื่นบนเส้นเลือดแดงกะโหลกศีรษะ หรือการฟังที่หัวใจในเวลา 1 นาที หน่วยเป็นครั้งต่อนาที (bpm) โดยที่อัตราการเต้นของหัวใจของคนปกติจะแสดง ดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 แสดงอัตราการเต้นของหัวใจของคนปกติตามช่วงอายุ

ช่วงอายุ	อัตราการเต้นของหัวใจ (bpm)
ทารกแรกเกิด ถึง 6 เดือน	120 - 160
ทารกวัย 6 เดือน - 2 ปี	90 - 140
เด็กก่อนวัยเรียนอายุ 2 - 4 ปี	80 - 110
5 - 12 ปี	75 - 110
วัยรุ่น - วัยผู้ใหญ่	60 - 100

2.4 น้ำตาลภายในเลือด

ความเข้มข้นของน้ำตาลภายในเลือด หรือ ระดับกลูโคสในเลือด คือ จำนวนกลูโคสหรือน้ำตาลที่มีอยู่ภายในเลือดของมนุษย์หรือสัตว์ โดยปกติในสัตว์เลี้ยงลูกด้วยนมนี้ ร่างกายจะควบคุมระดับกลูโคสในเลือดให้อยู่ที่ 3.6 - 5.8 mM (mmol/L) หรือ 64.8 - 104.4 mg/dL ซึ่งโดยธรรมชาติแล้วร่างกายมนุษย์จะควบคุมระดับน้ำตาลในเลือดอย่างเข้มงวดเนื่องจากเป็นส่วนหนึ่งของการรักษาสมดุลของร่างกาย (homeostasis) ในเลือดของเรานั้น จะมีน้ำตาลและกลูโคสเป็นส่วนประกอบ เพื่อเป็นแหล่งพลังงานของร่างกายที่หมุนเวียนไปตามส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย จุดเริ่มต้นในการลำเลียงกลูโคสจะเริ่มจากลำไส้ หรือตับ ผ่านทางเลือดไปยังเซลล์ต่าง ๆ ของร่างกาย และจะได้รับการดูดซึมเข้าไปในเซลล์โดยอินซูลิน ปกติแล้วร่างกายจะมีระดับน้ำตาลที่ค่อนข้างต่ำในช่วงเช้า เนื่องจากน้ำตาลมีการเผาผลาญตลอดเวลาในช่วงที่เรานอนหลับในตอนกลางคืน และจะเริ่มมีการผันผวนหลังจากการรับประทานอาหารเข้ามื่อแรกไปแล้ว

ค่าเฉลี่ยของระดับกลูโคสปกติในเลือดมนุษย์อยู่ที่ประมาณ 4 mM (4 mmol/L หรือ 72 mg/dL) อย่างไรก็ตาม โดยค่า ๆ นี้จะมีความผันผวนตลอดทั้งวัน ระดับกลูโคสจะมีระดับต่ำมากในช่วงเช้า ก่อนการรับประทานอาหารมื้อแรก เรียกว่า "The fasting level" และจะเพิ่มขึ้นหลังจากรับประทานอาหาร

2.5 หลักการตรวจวัดความเข้มข้นของออกซิเจนภายในฮีโมโกลบิน

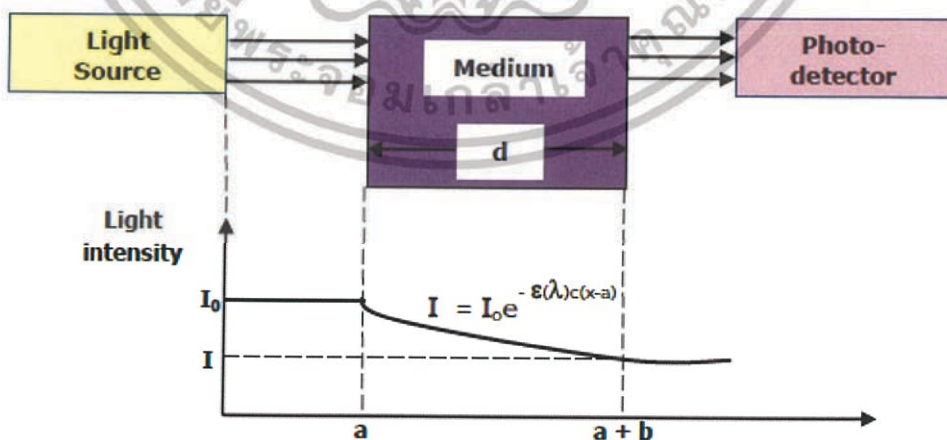
การตรวจวัดความเข้มข้นของออกซิเจนภายในฮีโมโกลบินนั้นจะอธิบายถึงทฤษฎีที่สำคัญในการดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบิน การอ่านค่าความเข้มข้นของออกซิเจน และที่มาของ Calibration Curve ซึ่งจะอธิบายตามกฎของเบียร์ จากที่กล่าวมาทั้งหมดจะนำไปใช้ในการวัดค่าความเข้มข้นของออกซิเจนภายในฮีโมโกลบิน ซึ่งสามารถอธิบายดังต่อไปนี้

2.5.1 กฎของเบียร์และแลมเบิร์ต (Beer-Lambert Law)

กฎของเบียร์และแลมเบิร์ตเกี่ยวข้องกับการลดทอนของแสงเมื่อแสงเดินทางผ่านตัวกลาง โดยขึ้นอยู่กับคุณสมบัติในการดูดซับของตัวกลางนั้น ๆ ถ้าแสงที่มีสปีดเดียวตกกระทบที่ความเข้มแสง I ที่เดินทางผ่านตัวกลางจะลดลงไปด้วยตามระยะทางดังสมการที่ 2.1

$$I = I_0 e^{-\epsilon(\lambda)cd} \quad (2.1)$$

โดยที่ $\epsilon(\lambda)$ คือ สัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่น λ มีหน่วยเป็น $L \text{ mol}^{-1} \text{ cm}^{-1}$ และ C คือ ค่าความเข้มข้นของสารตัวอย่าง มีหน่วยเป็น (mmol/L), d คือ ระยะทางการเดินทางของแสง (cm)



รูปที่ 2.5 ความเข้มแสงที่ตกกระทบตามระยะทางการเดินทางจากแหล่งกำเนิดไปยังตัวกลาง [1]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 2.5 ตามกฎของเบียร์นั้น ความเข้มของแสงที่ตกกระทบบระยะทางการเดินทางจากแหล่งกำเนิดแสงไปยังตัวกลางโดยไม่มีการดูดซับแสงในอากาศโดยความเข้มของแสงจะลดลงตามระยะทางของตัวกลาง ความเข้มของแสงที่ส่งผ่าน I ถูกกำหนดด้วยกฎของเบียร์ เมื่อแสงเดินทางผ่านตัวกลางความยาวของระยะทางที่แสงเดินทางสามารถวัดได้จาก Photo detector

2.5.1.1 การทำงานของฮีโมโกลบิน

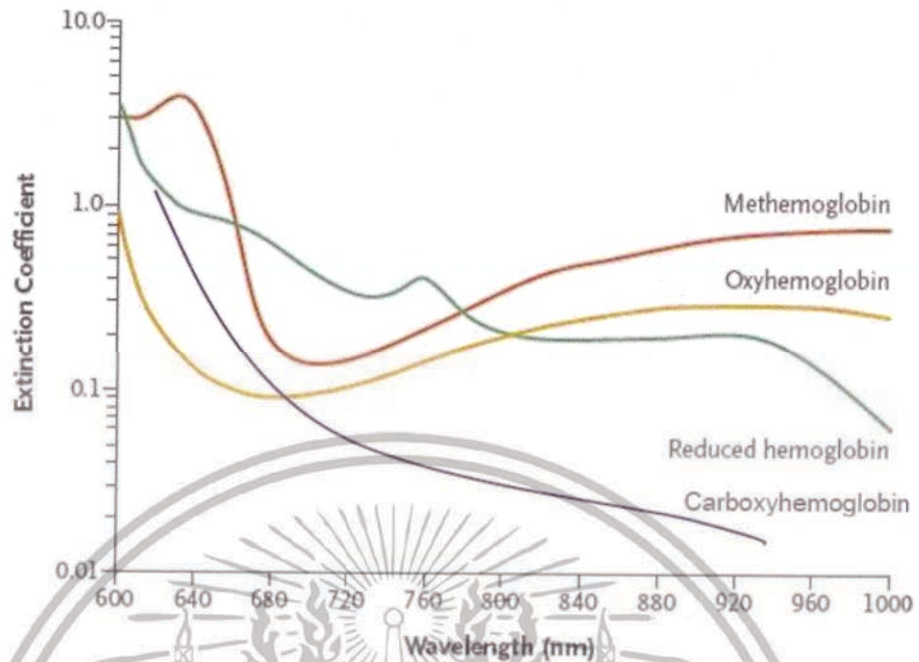
การทำงานของฮีโมโกลบิน คือ การเกิดพันธะกับออกซิเจนในเส้นเลือดแดงที่ปอดและการปล่อยออกซิเจนในระบบเส้นเลือด และฮีโมโกลบินที่สามารถย้อนกลับไปผูกพันธะกับโมเลกุล O_2 เมื่อฮีโมโกลบินอิ่มตัวจับกับออกซิเจน (O_2 4 โมเลกุล) ดังสมการที่ 2.2 จะเรียกว่า ออกซีฮีโมโกลบิน (Oxyhemoglobin, HbO_2) และฮีโมโกลบินยังไม่จับกับออกซิเจนจะเรียกว่า ดีออกซีฮีโมโกลบิน (Deoxyhemoglobin, Hb) ทั้งหมดนี้เป็นการทำงานของฮีโมโกลบินในบุคคลที่มีสุขภาพปกติ โดยฮีโมโกลบินส่วนใหญ่จะมีความทำงานของความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินสามารถวัดออกมาได้เป็นเปอร์เซ็นต์ ซึ่งหาได้จากปริมาณออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (HbO_2) ทหารด้วยผลรวมของ Hb กับ HbO_2 วิธีการที่จะกำหนดอัตราส่วนนี้คือความเข้มข้นของออกซิเจนฮีโมโกลบิน (C_{HbO_2}) และดีออกซีฮีโมโกลบิน (C_{Hb}) ดังสมการที่ 2.3 การทำงานของความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดแดง เรียกว่า ความอิ่มตัวของออกซิเจนในฮีโมโกลบิน (SpO_2)



$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + HbR} \times 100\% = \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}} \quad (2.3)$$

2.5.1.2 สเปกตรัมการดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบิน

เนื่องจากคุณสมบัติพันธะเคมีของฮีโมโกลบินแต่ละแบบจะส่งผลให้มีคุณสมบัติทางกายภาพที่แตกต่างกันออกไป จากรูปที่ 2.6 แสดงให้เห็นค่าสัมประสิทธิ์ของการดูดกลืนแสงของ HbO_2 , HbR , $MetHb$ และ $COHb$ กับความยาวคลื่นที่จะนำมาใช้ในเครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน และสามารถกล่าวได้ว่า ฮีโมโกลบินที่ชนิดต่างกันออกไปจะมีอิทธิพลต่อการดูดซับทั้งหมดตามกฎของเบียร์และแลมเบิร์ต



รูปที่ 2.6 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าสัมประสิทธิ์ของการดูดกลืนแสงของ ฮีโมโกลบิน 4 ชนิดคือ Oxyhemoglobin (HbO_2), Deoxyhemoglobin (Hb ในที่นี้คือ Reduced hemoglobin), Carboxyhemoglobin (COHb) และ Methemoglobin (MetHb) กับความยาวคลื่นแสง (nm) [1]

2.5.2 กฎของเบียร์ที่ใช้ในเครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

เครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (Pulse Oximeters) เป็นเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงโดยวัดการดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่น 2 ความยาวคลื่นที่แตกต่างกัน และใช้อัตราการเต้นของหลอดเลือดแยกความแตกต่างในการดูดกลืนแสงของเลือด กระดูก และผิวหนัง

2.5.2.1 หลักเกณฑ์ในการเลือกความยาวคลื่น

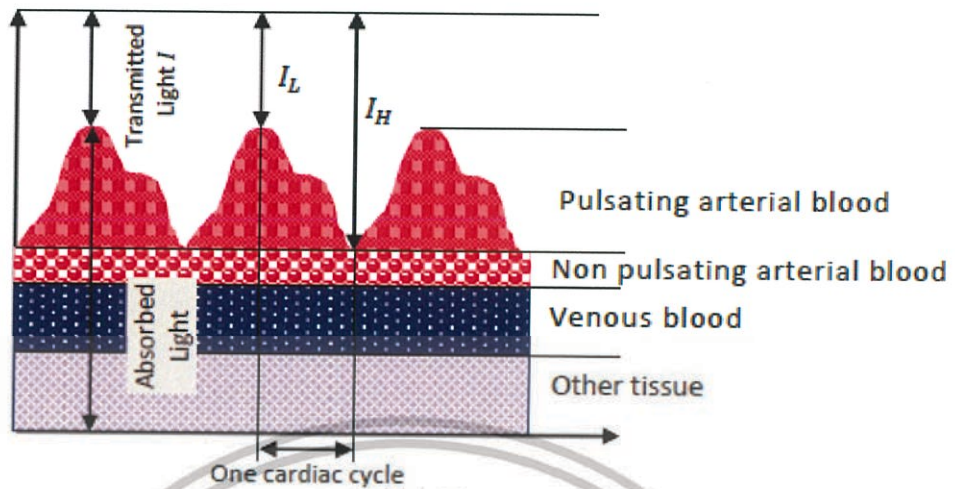
จากคุณสมบัติการดูดกลืนแสงที่ต่างกันนำไปสู่การเลือกความยาวคลื่นที่ใช้ในเครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน จะสามารถเห็นได้ว่า HbO_2 จะดูดซับคลื่นแสงในช่วง 600 – 700 nm (คลื่นช่วงแสงสีแดง) และ Hb จะดูดซับคลื่นแสงได้ดีในช่วง 850 – 1000 nm (คลื่นอินฟราเรด) อีกประการหนึ่งสำหรับการเลือกความยาวคลื่นคือ ความคงที่ของช่วงสเปกตรัมรอบ ๆ ความยาวคลื่นดังรูปที่ 2.6 มิฉะนั้นการเปลี่ยนแปลงในจุดสูงสุด LED ผลจะค่อนข้างผิดพลาด สเปกตรัมการดูดกลืนแสงของ HbO_2 และ Hb จะค่อนข้างคงที่ที่ 660 นาโนเมตร และ 940 นาโนเมตร

2.5.2.2 จังหวะการเต้นของเลือด

แสงเดินทางผ่านเนื้อเยื่อและถูกดูดกลืนโดยสารที่แตกต่างกัน โดยที่พื้นที่การดูดกลืนแสงที่นิ้วมือคือ สีผิว กระจก เลือดดำ และเลือดแดง ซึ่งการทดลองแทนการวัดความอิมิต์ออกซิเจนในเลือดแดงโดยเก็บผลตัวอย่างมาไว้ที่หลอดเลือดทดลอง และใช้สเปคโตรมิเตอร์ที่ความยาวคลื่นต่าง ๆ ที่ใช้ในเครื่องวัดความอิมิต์ออกซิเจนของฮีโมโกลบิน ดังรูปที่ 2.7 แสดงให้เห็นถึงปริมาณการดูดกลืนแสงที่ส่งผ่านนิ้วมือ หลอดเลือดแดงมีเลือดมากขึ้นในช่วง Systole มากกว่าช่วง Diastole ดังนั้นเมื่อมีความดันเลือดเพิ่มมากขึ้นเส้นผ่าศูนย์กลางของเส้นเลือดก็จะเพิ่มขึ้นด้วย ลักษณะแบบนี้จะเกิดขึ้นเฉพาะในเส้นเลือดแดงใหญ่ และหลอดเลือดแดงเล็กแต่จะไม่มีในหลอดเลือดดำ การดูดกลืนแสงของเนื้อเยื่อกับเส้นเลือดแดงส่วนใหญ่จะเพิ่มขึ้นขณะที่เป็น Systole เพราะปริมาณฮีโมโกลบินมากขึ้น และระยะเวลาการเดินทางของแสงที่ผ่านหลอดเลือดก็จะเพิ่มขึ้นด้วย ซึ่งทั้งหมดนี้เป็นแค่ส่วนหนึ่งของความแตกต่างในการดูดกลืนแสง ทำให้เราสามารถแยกแยะความแตกต่างระหว่างการดูดกลืนแสงเนื่องจากเส้นเลือดดำและส่วนอื่น ๆ จะไม่มีเลือดไหลผ่าน เช่น สีผิว เป็นต้น และการดูดกลืนแสงในช่วงที่มีเลือดไหลผ่านของเส้นเลือดแดง (ส่วนของ AC) การดูดกลืนแสงจะมีส่วนที่สลับกันระหว่างเนื้อเยื่อกับเส้นเลือดแดงแต่มักจะไม่เกิน 1% ถึง 2% ของการดูดกลืนแสงคงที่ ระยะเวลาที่เกิดการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณการส่งผ่าน เรียกว่า Plethysmographic หรือ Photoplethysmographic

สมการที่ 2.4 ความเข้มแสงผ่านเนื้อเยื่อช่วง Diastole จะเป็นส่วน I_H การดูดซับในช่วง Diastole เป็นส่วนประกอบของ dc ซึ่งส่วนประกอบของ dc จะยกเว้นช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่านเส้นเลือดแดง ซึ่งแสดงอยู่ในรูปของ $\epsilon_{DC}(\lambda), C_{DC}, d_{DC}$ เส้นผ่าศูนย์กลางเส้นเลือดแดงที่มีขนาดเล็กแทนด้วย d_{min} และปริมาณของแสงระดับสูงสุดแทนด้วย I_H

$$I_H = I_0 e^{-\epsilon_{DC}(\lambda) C_{DC} d_{DC}} e^{-[\epsilon_{Hb}(\lambda) C_{Hb} + \epsilon_{(HbO_2)}(\lambda) C_{HbO_2}] d_{min}} \quad (2.4)$$



รูปที่ 2.7 การส่งผ่านแสงและการดูดกลืนแสงในนิ้วมือ [1]

รูปที่ 2.7 แสดงการดูดกลืนและการส่งผ่านของแสงในเนื้อเยื่อ ปริมาณการดูดซับแสงกับการเต้นของเส้นเลือดแดง และปริมาณค่าคงที่ที่ผิว กระจก เนื้อเยื่อ เส้นเลือดดำ และส่วนที่ไม่มีการเต้นของเส้นเลือดแดง การเดินทางของแสงในเลือดแดงจะเพิ่มขึ้นขณะที่ Systole คือ d_{max} ปริมาณการดูดซับแสงมากที่สุดที่พีคสูงสุด I_H และจะส่งผ่านแสงที่พีคต่ำสุด I_L ภายใน 1 ครั้ง ดังสมการที่ 2.5

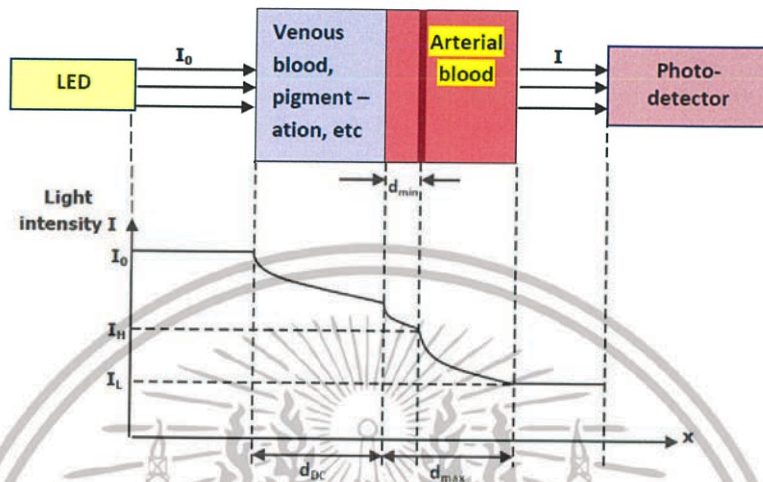
$$I_L = I_0 e^{-\epsilon_{DC}(\lambda) c_{DC} d_{DC}} e^{-[\epsilon_{Hb}(\lambda) C_{Hb} + \epsilon_{(HbO_2)}(\lambda) C_{HbO_2}] d_{min}} \quad (2.5)$$

จากสมการที่ 2.5 ความเข้มแสงที่เดินทางมาถึงโฟโตดีเทคเตอร์เป็นส่วนของขนาด d ของเส้นเลือดแดง ในขณะที่การเต้นของหัวใจ 1 ครั้ง เกิดการเปลี่ยนแปลงขนาดของเส้นเลือดจาก d_{min} ไปยัง d_{max} โดยจะแทน d เป็น $d_{min} + \Delta d$ โดยสิ่งเหล่านี้จะแสดงจากกฎของเบียร์ที่เป็นฟังก์ชันของ และ Δd ซึ่งเป็นส่วนของการเปลี่ยนแปลงขนาดจาก $d_{max} - d_{min}$ กับเวลา ดังรูปที่ 2.8

$$I = I_H e^{-[\epsilon_{Hb}(\lambda) C_{Hb} + \epsilon_{(HbO_2)}(\lambda) C_{HbO_2}] \Delta d} \quad (2.6)$$

จากรูปที่ 2.8 กฎของเบียร์ที่ใช้ในเครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน DC เป็นส่วนของเนื้อเยื่อ เช่น ผิว กระจก เนื้อเยื่อ เส้นเลือดดำ และส่วนที่ไม่มีการเต้นของเส้นเลือดแดง ปริมาณการดูดกลืนที่เป็นค่าคงที่ที่อยู่ในภาวะแสง ระยะการเดินทางของแสงในส่วนของ DC จะไม่เป็นค่าคงที่ของเลือดแดง แสดงโดย d_{DC} ขณะที่ Diastole ระยะการเดินทางของแสงในเลือดแดงมีความยาวนานน้อยสุด d_{min} และความ

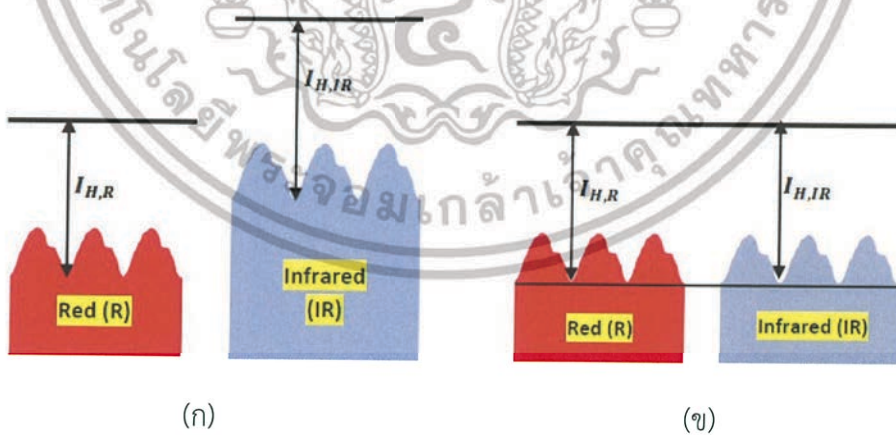
เข้มแสงที่โฟโตดีเทคเตอร์มากที่สุด I_H ขณะที่ Systole ช่วงระยะการเดินทางของแสงมากที่สุด d_{max} และฮีโมโกลบินในเลือดแดงดูดกลืนแสงจำนวนมากที่สุด จึงเป็นสาเหตุให้ I ลดลงในระดับต่ำสุดของ I_L



รูปที่ 2.8 แสดงคุณสมบัติการดูดกลืนแสง [1]

2.5.3 ความสัมพันธ์กับอัตราส่วนนอมอลไลซ์เซชัน

ความเข้มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินจะขึ้นอยู่กับกฎของเบียร์ ซึ่งเป็นฟังก์ชันการดูดซับแสงระหว่าง 2 ความยาวคลื่น เนื่องจากการไม่เป็นเชิงเส้นใน LED และโฟโตไดโอด ดังนั้นการดูดกลืนแสงในเนื้อเยื่อต้องมีการนอมอลไลซ์ในอัตราส่วน ดังรูปที่ 2.9



รูปที่ 2.9 แสดงการดูดกลืนแสง [1]

(ก) แสดงการดูดกลืนตามกฎของสัญญาณ

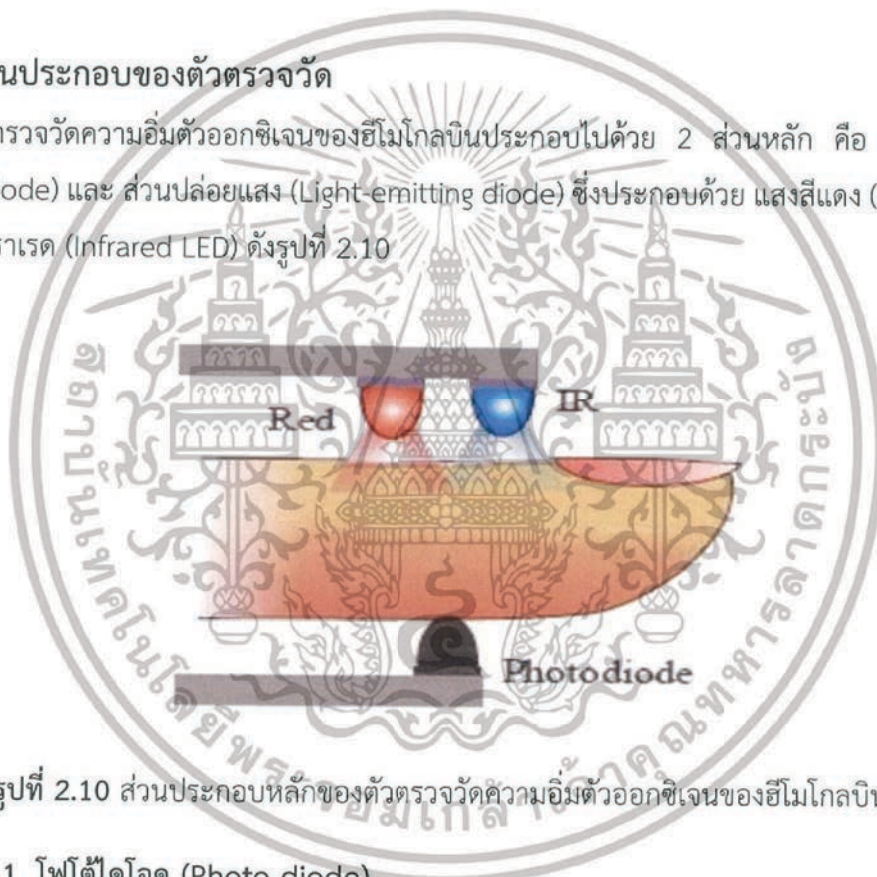
(ข) สัญญาณการดูดกลืนเมื่อนอมอลไลซ์เซชัน

การดูดกลืนของแสงจะคำนวณมาจากลอการิทึมของกราวด์ และระดับการส่งผ่านของแสง นอมอลไลเซชัน โดยแบ่งเป็นสัญญาณเริ่มต้นของแสงที่ส่งมาในขณะช่วง Diastole โดยแสงที่ดูดกลืนทั้งหมดเทียบกับการดูดกลืนในส่วนของ AC เท่านั้น การส่งผ่านของแสงในช่วง Diastole จะไม่มีการเปลี่ยนแปลงของระดับแสงที่ตกกระทบ และอัตราส่วนของการดูดกลืนแสงสีแดง ($\frac{I_{L,R}}{I_{H,R}}$) และอินฟราเรด ($\frac{I_{L,IR}}{I_{H,IR}}$) ขึ้นอยู่กับการดูดกลืนแสงในฮีโมโกลบิน (R) ดังสมการที่ 2.7

$$R = \frac{\left(\frac{I_{L,R}}{I_{H,R}}\right)}{\left(\frac{I_{L,IR}}{I_{H,IR}}\right)} \quad (2.7)$$

2.6 ส่วนประกอบของตัวตรวจวัด

ตัวตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินประกอบไปด้วย 2 ส่วนหลัก คือ ตัวรับคลื่นแสง (Photodiode) และ ส่วนปล่อยแสง (Light-emitting diode) ซึ่งประกอบด้วย แสงสีแดง (Red LED) และ แสงอินฟราเรด (Infrared LED) ดังรูปที่ 2.10



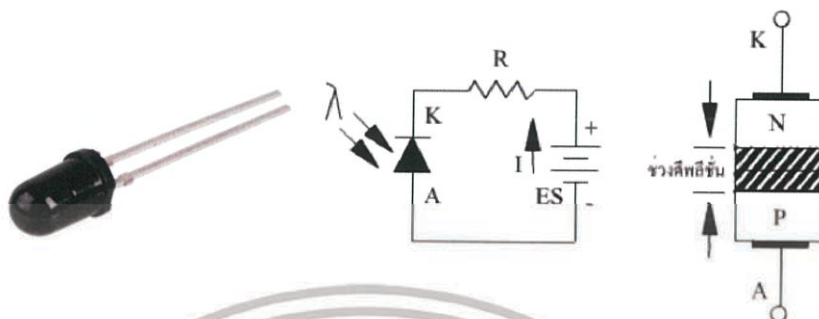
รูปที่ 2.10 ส่วนประกอบหลักของตัวตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน [1]

2.6.1 โฟโอดีโอด (Photo diode)

โฟโอดีโอด เป็นอุปกรณ์เชิงแสงชนิดหนึ่ง ที่ประกอบด้วยสารกึ่งตัวนำชนิด P และสารกึ่งตัวนำชนิด N รอยต่อจะถูกห่อหุ้มด้วยวัสดุที่แสงผ่านได้ เช่น กระดาษใส โฟโอดีโอดจะมีอยู่ 2 แบบ คือแบบที่ตอบสนองต่อแสงที่เรามองเห็น และแบบที่ตอบสนองต่อแสงในย่านอินฟราเรด (IR Photo Diode) ในการใช้งานจะต้องต่อโฟโอดีโอดในลักษณะไบอัสกลับ

โฟโอดีโอด จะยอมให้กระแสไหลผ่านได้มากหรือน้อยนั้นขึ้นอยู่กับปริมาณความเข้มของแสง เมื่อโฟโอดีโอดได้รับไบอัสกลับ (Reverse Bias) ด้วยแรงดันค่าหนึ่งและมีแสงมาตกกระทบที่บริเวณรอยต่อ ถ้าแสงที่มาตกกระทบมีความยาวคลื่นหรือแสงดำที่เหมาะสมจะมีกระแสไหลในวงจร โดยกระแสที่

โพลีเมอร์ จะแปรผกผันกับความเข้มของแสงที่มาจากกระทบ ลักษณะทั่วไปขณะไบอัสตรง (Forward Bias) จะยังคงเหมือนกับไดโอดธรรมดาคือยอมให้กระแสไหลผ่านได้



รูปที่ 2.11 โฟโตไดโอด สัญลักษณ์ และการไบอัสใช้งาน [8]

2.6.2 ไดโอดเปล่งแสง (Light-emitting diode : LED)

ไดโอดเปล่งแสง เป็นอุปกรณ์สารกึ่งตัวนำอย่างหนึ่ง จัดอยู่ในจำพวกไดโอด ที่สามารถเปล่งแสงในช่วงสเปกตรัมแคบ เมื่อถูกไบอัสทางไฟฟ้าในทิศทางไปข้างหน้า ปรากฏการณ์นี้อยู่ในรูปของ Electroluminescence สีของแสงที่เปล่งออกมานั้นขึ้นอยู่กับองค์ประกอบทางเคมีของวัสดุกึ่งตัวนำที่ใช้ และเปล่งแสงได้ไกลช่วงอัลตราไวโอเล็ต ช่วงแสงที่มองเห็น และช่วงอินฟราเรด ดังภาพที่ 2.12 โดยที่สีของไดโอดเปล่งแสงจะบอกถึงขนาดของความยาวคลื่นที่ LED เปล่งแสงออกมา ดังตารางที่ 2.2



รูปที่ 2.12 ไดโอดเปล่งแสง [9]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2.2 แสดงช่วงสีพลังงานของหลอด LED

สีของ LED	ความยาวคลื่น (nm)	แรงดันตกคร่อม (V)
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 450	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 เปล่งแสงจะอยู่ที่ประมาณ 1.5 – 3 โวลต์ โดยอาจจะขึ้นอยู่กับสี และคุณสมบัติตัวนั้น ๆ โดยทั่วไปจะใช้ที่ 2.5 – 3 โวลต์ และ LED จะมีกระแสไหลผ่าน (กระแสไบอัสตรง) ได้ประมาณ 20 mA

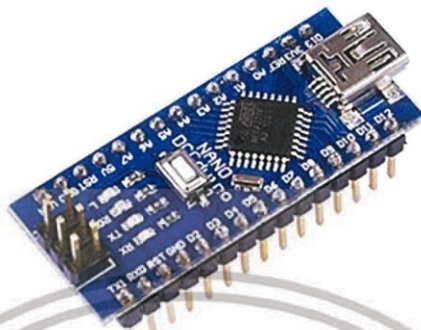
ในส่วนของตัวตรวจวัด จะใช้แสง LED 2 ตัวคือ แสงสีแดงที่มีความคลื่น 660 นาโนเมตร และแสงอินฟราเรด 940 นาโนเมตร และใช้โฟโตไดโอดเป็นตัวรับแสงที่ผ่านนิ้วมือโดยจับสัญญาณการหด และขยายตัวของเส้นเลือดตามจังหวะการบีบของหัวใจ

2.7 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller)

ไมโครคอนโทรลเลอร์ คือ อุปกรณ์ประเภทรากฐานที่รวบรวมฟังก์ชันการทำงานต่าง ๆ ไว้ภายในตัวเอง โดยมีโครงสร้างใกล้เคียงกับคอมพิวเตอร์ คือ ภายในประกอบด้วยหน่วยรับข้อมูลและโปรแกรม หน่วยประมวลผล หน่วยความจำ หน่วยแสดงผล ซึ่งส่วนประกอบเหล่านี้มีความสมบูรณ์ในตัวเอง ทำให้มีขนาดเล็ก และสามารถเขียนโปรแกรมควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ต่าง ๆ ที่สามารถเชื่อมต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์ ง่ายต่อการนำไปประยุกต์ใช้งาน มีความสามารถที่คล้ายคลึงกับระบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คอมพิวเตอร์ กล่าวคือภายใน ไมโครคอนโทรลเลอร์ ได้รวมเอาซีพียู , หน่วยความจำ และพอร์ต ซึ่งเป็นส่วนประกอบหลักสำคัญของระบบคอมพิวเตอร์เข้าไว้ด้วยกัน



รูปที่ 2.13 ไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Nano

2.7.1 ส่วนประกอบทั่วไปของไมโครคอนโทรลเลอร์

ส่วนประกอบที่ยกตัวอย่างนี้เป็นเพียงส่วนประกอบพื้นฐานของไมโครคอนโทรลเลอร์ซึ่งส่วนประกอบพื้นฐานคือ

- หน่วยประมวลผลกลาง (Control Processing Unit)
- หน่วยความจำประกอบด้วย RAM (Random Access Memory) และ EEPROM/EPROM/ PROM/ROM
- หน่วยรับและแสดงข้อมูล (Input/ Output) ซึ่งมีพอร์ตขยายแบบขนาน (Parallel) และอนุกรม (Serial)
- ตัวนับเวลา (Timer)
- หน่วยควบคุมการอินเทอร์รัพ (Interrupt Controller)

2.7.2 ไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Nano

Arduino คือ โครงการที่นำชิปไอซีไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูลต่าง ๆ มาใช้ร่วมกันในภาษา C ซึ่งภาษา C นี้เป็นลักษณะเฉพาะ คือมีการเขียนไลบรารีของ Arduino ขึ้นมาเพื่อให้การสั่งงานไมโครคอนโทรลเลอร์ที่แตกต่างกัน สามารถใช้งานโค้ดตัวเดียวกันได้ โดยตัวโครงการได้ออกบอร์ดทดลองมาหลาย ๆ รูปแบบ เพื่อใช้งานกับ IDE ของตนเอง Arduino เป็นบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยใช้ AVR ขนาดเล็กเป็นตัวประมวลผลและสั่งงาน ซึ่งเหมาะที่จะนำไปประยุกต์ใช้งานเกี่ยวกับการควบคุมอุปกรณ์ อินพุต/เอาต์พุตต่าง ๆ มากมาย ทั้งในแบบที่เป็นการทำงานเดี่ยวอิสระ หรือเชื่อมต่อสั่งงานร่วมกับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อุปกรณ์อื่น ๆ เช่น คอมพิวเตอร์ ซึ่ง Arduino สนับสนุนการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์อินพุต/เอาต์พุต ทั้งแบบ Digital และ Analog

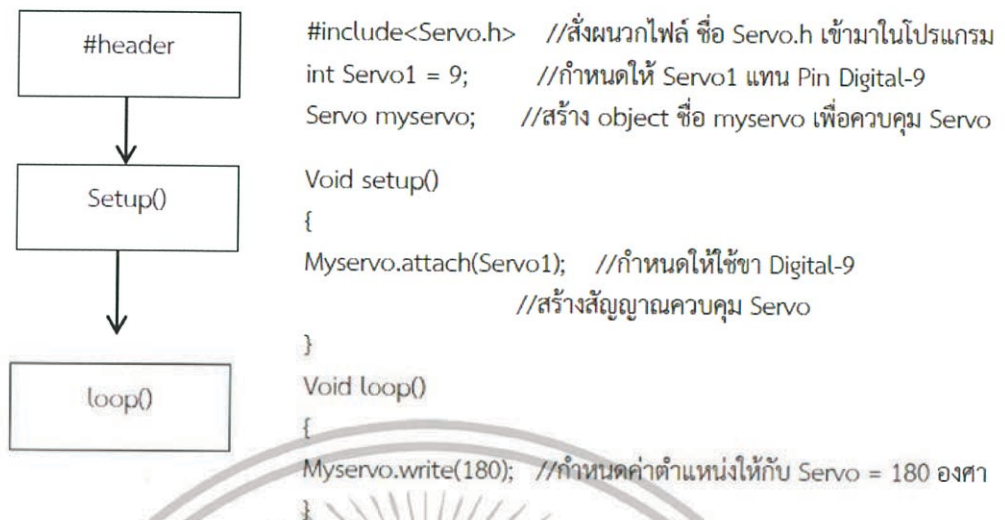
สำหรับการเขียนโปรแกรมของ Arduino นั้นจะใช้ภาษา C++ ซึ่งเป็นรูปแบบภาษาซีประยุกต์แบบหนึ่ง ที่มีโครงสร้างการทำงานของตัวภาษาโดยรวมคล้ายกับภาษาซีมาตรฐาน (ANSI-C) ทั่ว ๆ ไป เพียงแต่ได้มีแต่การปรับปรุงเพื่อลดความซับซ้อนในการใช้งานลง เพื่อให้ผู้ใช้สามารถใช้งาน และเขียนโปรแกรมได้ง่ายและสะดวกมากกว่าเขียนภาษาซีแบบมาตรฐานโดยตรง ซึ่งในความเป็นจริงแล้วในการเขียนโปรแกรมของ Arduino เราสามารถใช้คำสั่งต่าง ๆ ที่เป็นคำสั่งตามมาตรฐานของ ANSI-C เข้ามาใช้ในการเขียนโปรแกรมได้ทันที โดยรูปแบบการเขียนโปรแกรม และการใช้งานคำสั่งต่าง ๆ นั้น สามารถอ้างอิงจากหนังสือ ตารา ของภาษามาตรฐาน ANSI-C ได้โดยตรง พบว่าในความเป็นจริงแล้ว Arduino นั้น ไม่ใช่ C-Compiler โดยตรง แต่ Arduino จะมีลักษณะคล้ายการทำงานเช่นเดียวกันกับ Text Editor ของภาษา C++ ตัวหนึ่ง โดยจะทำงานร่วมกับ Utility บางส่วนที่ Arduino สร้างขึ้นมารองรับ โดย Arduino จะใช้รูปแบบการทำงานของ Text Editor เป็นฉากหน้าในการติดต่อสื่อสารกับผู้ใช้เท่านั้น ส่วนเบื้องหลังจริง ๆ นั้น Arduino จะไปเรียกใช้ตัวแปลภาษาซี และ Utility อื่น ๆ 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 โครงสร้างการเขียนโปรแกรมภาษาซีของ Arduino

ภาษาซีของ Arduino นั้นจะจัดแบ่งรูปแบบโครงสร้างของการเขียนโปรแกรมออกเป็น ส่วนย่อย ๆ หลาย ๆ ส่วนโดยเรียกแต่ละส่วนว่า ฟังก์ชัน และเมื่อนำฟังก์ชันมารวมเข้าด้วยกัน ก็จะเรียกว่า โปรแกรม โดยโครงสร้างการเขียนโปรแกรมของ Arduino นั้นทุก ๆ โปรแกรมจะต้องประกอบไปด้วย ฟังก์ชันจำนวนเท่าใดก็ได้ แต่อย่างน้อยที่สุดต้องมีฟังก์ชัน จำนวน 2 ฟังก์ชัน คือ Setup() และ Loop() ดังภาพที่ 2.14 โดยฟังก์ชัน setup() เมื่อโปรแกรมทำงานจะทำคำสั่งของฟังก์ชันนี้เพียงครั้งเดียว ใช้ในการกำหนดค่าเริ่มต้นของการทำงาน ส่วนฟังก์ชัน loop() เป็นส่วนทำงานโปรแกรมจะทำคำสั่งในฟังก์ชันต่อเนื่องกันตลอดเวลา โดยปกติใช้กำหนดโหมดการทำงานของขาต่าง ๆ กำหนดการสื่อสารแบบอนุกรม ฯลฯ

ส่วนของ loop() เป็นโค้ดโปรแกรมที่ทำงาน เช่น อ่านค่าอินพุต ประมวลผล สั่งงานเอาต์พุต ฯลฯ โดยส่วนกำหนดค่าเริ่มต้น เช่น ตัวแปรจะต้องเขียนที่ส่วนหัวของโปรแกรมก่อนถึงตัวฟังก์ชัน นอกจากนั้นยังต้องคำนึงถึงตัวพิมพ์ เล็ก-ใหญ่ ของตัวแปรและชื่อฟังก์ชันนั้นให้ถูกต้อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.14 แสดงโครงสร้างโปรแกรม Arduino

โครงสร้างพื้นฐานของภาษาซีที่ใช้กับ Arduino นั้น จะประกอบไปด้วย 3 ส่วนใหญ่ ๆ นั่นก็คือ

- header ในส่วนนี้จะมีหรือไม่มีก็ได้ ถ้ามีต้องกำหนดไว้ในส่วนเริ่มต้นของโปรแกรม ซึ่งส่วนของ header ได้แก่ ส่วนที่เป็น Compiler Directive ต่าง ๆ รวมไปถึงส่วนของประกาศตัวแปรและค่าต่าง ๆ ที่จะใช้ในโปรแกรม

- setup() ในส่วนนี้เป็นฟังก์ชันบังคับที่ต้องกำหนดให้มีในทุก ๆ โปรแกรม ถึงแม้ว่าในบางโปรแกรมจะไม่ต้องการใช้งานก็ยังคงจำเป็นต้องประกาศไว้ด้วยเสมอ เพียงแต่ไม่ต้องเขียนคำสั่งใด ๆ ไว้ในระหว่างวงเล็บปีกกา { } ที่ใช้เป็นตัวกำหนดขอบเขตฟังก์ชันของขั้น โดยฟังก์ชันนี้จะใช้สำหรับบรรจุคำสั่งในส่วนที่ต้องการให้โปรแกรมทำงานเพียงรอบเดียวตอนเริ่มต้นทำงานของโปรแกรมครั้งแรกเท่านั้น ซึ่งได้แก่คำสั่งเกี่ยวกับการ setup ค่าการทำงานต่าง ๆ เช่น การกำหนดหน้าที่การใช้งานของ pinmode และการกำหนดค่า Baudrate สำหรับใช้งานพอร์ตสื่อสารอนุกรม เป็นต้น

- loop() เป็นส่วนฟังก์ชันบังคับที่ต้องกำหนดให้มีในทุก ๆ โปรแกรมเดียวกันกับ ฟังก์ชัน setup() โดยฟังก์ชัน loop() นี้จะใช้บรรจุคำสั่งที่ต้องการให้โปรแกรมทำงานเป็นวงรอบทำซ้ำ ๆ กันไปไม่รู้จบ ซึ่งถ้าเปรียบเทียบกับรูปแบบของ ANSI-C ส่วนนี้ก็คือฟังก์ชัน main() นั่นเอง

2.7.4 ชนิด และประเภทของตัวแปร

ในภาษานี้มีการกำหนด และจำแนกชนิดของตัวแปรไว้เป็น 5 ชนิดด้วยกัน โดยแต่ละชนิดจะมีคุณสมบัติการใช้งานที่ต่างกันเพื่อใช้ในการเก็บข้อมูลที่มีรูปแบบแตกต่างกันคือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- Char ใช้เก็บข้อมูลที่เป็นตัวอักษร (Character) ใช้เก็บข้อมูลที่เป็นเลขจำนวนเต็มได้ 256 ค่า
- int ใช้เก็บข้อมูลที่เป็นเลขจำนวนเต็ม (integer) ใช้เก็บข้อมูลที่เป็นตัวเลขจำนวนเต็มได้ 65536 ค่า
- float ใช้เก็บข้อมูลที่เป็นเลขทศนิยมแบบ Single Precision
- double ใช้เก็บข้อมูลที่เป็นเลขทศนิยมแบบ Double Precision ซึ่งสามารถเก็บค่าตัวเลขทศนิยมที่มีความละเอียด และถูกต้องของทศนิยมมากกว่าแบบ float 2 เท่า
- void ใช้เก็บตัวแปรที่ไม่มีค่า

2.8 การวัด และการประเมินความไม่แน่นอนในการวัด

วิธีเบื้องต้นของการวัดสามารถทำได้ 2 วิธี คือ การเปรียบเทียบโดยตรง เป็นการเปรียบเทียบค่าที่วัดกับค่ามาตรฐานปฐมภูมิหรือค่ามาตรฐานทุติยภูมิ และการเปรียบเทียบโดยอ้อมซึ่งไม่ได้ใช้ค่ามาตรฐานโดยตรง เช่น ใช้อุปกรณ์ที่ไม่มีเสถียรขนาดชิ้นงานก่อนแล้วจึงนำมาเปรียบเทียบกับค่ามาตรฐาน

2.8.1 ความถูกต้อง (Accuracy)

ความถูกต้อง หรือ ความแม่นยำ เป็นค่าที่บ่งบอกถึงความสามารถของเครื่องมือวัด (Instrument) ในการอ่านค่าหรือแสดงค่าที่วัดได้เข้าใกล้ค่าจริง โดยเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของเครื่องมือวัด (%Error) จะระบุไว้ต่างกัน และค่า %Error สามารถนำมาคำนวณหาค่าความถูกต้องของเครื่องมือวัดได้ดังสมการที่ 2.8

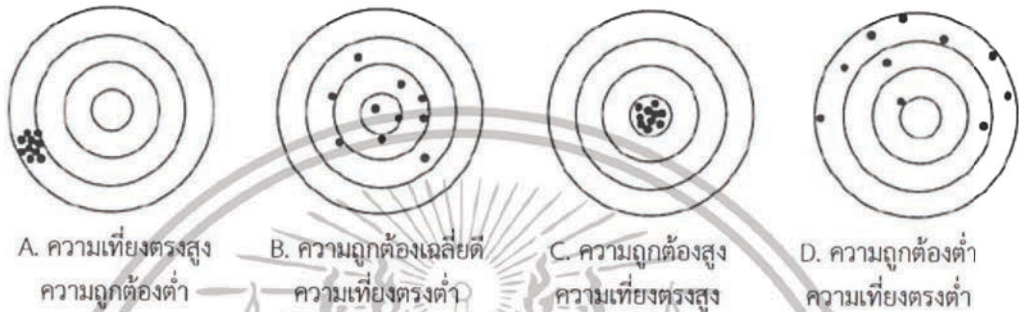
$$\text{ความผิดพลาด} = \text{ค่าที่วัดได้} - \text{ค่าที่แท้จริง} \quad (2.8)$$

ความผิดพลาดของการวัดสามารถที่จะแบ่งออกเป็น 2 รูปแบบดังนี้

- แบบสุ่ม (Random) ซึ่งลักษณะที่ทำให้เกิดความไม่แน่นอนแบบนี้จะสามารถสังเกตได้จากผลของการวัดที่แปรเปลี่ยนไปเรื่อย ๆ เมื่อเป็นเช่นนี้การวัดมากครั้งแล้วหาค่าเฉลี่ยออกมาจะทำให้สามารถประมาณค่าได้ใกล้เคียงกับค่าจริงได้
- แบบเป็นระบบ (Systematic) ผลของการวัดที่มีลักษณะแบบนี้คือค่าที่วัดได้จะซ้ำ ๆ กันเมื่อมีลักษณะแบบนี้ก็จะไม่ได้อะไรเลยจากการวัดมากครั้ง เพราะจะซ้ำเหมือนเดิม

2.8.2 ความเที่ยงตรง (Precision)

ความเที่ยงตรง เป็นคำที่นิยมใช้และแสดงความหมายใกล้เคียงกับความถูกต้องแม่นยำ ซึ่งในความเป็นจริงแล้ว ความเที่ยงตรงมีความหมายที่แตกต่างจากความแม่นยำ โดยความเที่ยงตรงเป็นค่าที่แสดงถึงความสามารถของเครื่องมือวัดในการแสดงค่าเดิมเมื่อทำการวัดหลาย ๆ ครั้ง หรือความสามารถในการแสดงค่าซ้ำ (repeatability) ของเครื่องมือวัดภายใต้เงื่อนไขการวัดแบบเดิม ดังภาพที่ 2.15



รูปที่ 2.15 แสดงถึงความหมายและความสัมพันธ์ของความเที่ยงตรงและความถูกต้อง [1]

2.8.3 ค่าความไม่แน่นอนของผลการวัด

ค่าความไม่แน่นอนของผลการวัด คือค่าที่บอกขนาดของการเบี่ยงเบนของผลการวัดที่ได้จากสิ่งที่เราต้องการวัด ซึ่งค่าความไม่แน่นอนนี้จะบอกให้ทราบว่า ค่าของสิ่งที่ถูกวัดนี้อยู่ภายในพิสัยเท่าใดที่ระดับความเชื่อมั่นระดับหนึ่ง ค่าความไม่แน่นอนที่ได้มาจากรีการทางสถิติ ซึ่งทำได้โดยการวิเคราะห์ซ้ำ (Repeatability) และหาค่าความคลาดเคลื่อนมาตรฐานของค่าเฉลี่ย (Standard Error of the Mean, SEM) โดยมีขั้นตอนดังนี้

- หาค่าเฉลี่ยของค่าที่วัดถ้ามีการวัดปริมาณ x ที่เป็นอิสระต่อกันจำนวน n ครั้งค่าเฉลี่ยจะประมาณได้จาก

$$\bar{x} = \frac{x_1 + x_2 + x_3 + \dots + x_n}{n} \quad (2.9)$$

- การกระจายของข้อมูลโดยประมาณจาก Standard Deviation

$$S.D. = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{N-1}} \quad (2.10)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.8.4 ความไม่แน่นอนมาตรฐานขยาย

ในภาคปฏิบัติครั้งนี้ค่าความไม่แน่นอนของการวัดที่เหมาะสมใช้ได้ทางปฏิบัติควรมีความเชื่อมั่นที่ระดับ 95% ค่าความไม่แน่นอน Combined Standard Uncertainty ที่ประเมินได้ดังกล่าวจึงต้องนำมาดำเนินการต่อโดยการหาตัวคูณที่เหมาะสมมาคูณกับค่า Combined Standard Uncertainty ที่ได้เพื่อให้ได้เป็น Expanded Uncertainty หรือเรียกสั้น ๆ ว่า Uncertainty ดังสมการที่ 2.11

$$U = tU_c \quad (2.11)$$

เมื่อ U = Expanded Uncertainty
 T = ตัวคูณที่เลือกจากตาราง T-Distribution มีค่าประมาณ 2
 U_c = Combined Standard Uncertainty

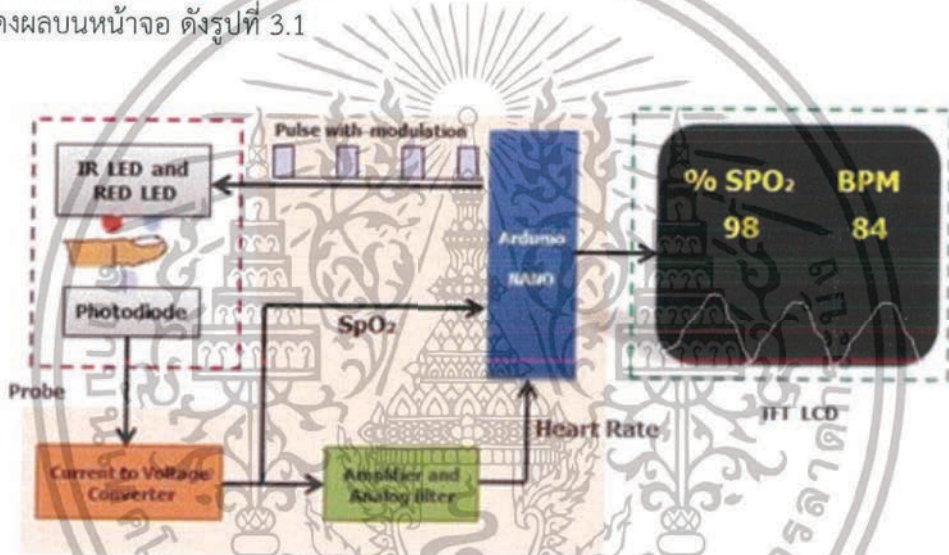


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3 การดำเนินงานวิจัย

3.1 บทนำ

ในบทนี้จะเป็นการศึกษาวงจรและชุดต้นแบบเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในฮีโมโกลบิน โดยมีหลักการการดูดซับแสงที่ต่างกันระหว่างฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน โดยการศึกษาเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินนั้นประกอบด้วย 4 ส่วนคือ ส่วนที่ 1 ตัวตรวจวัด ส่วนที่ 2 คือ ส่วนของวงจรขยายสัญญาณและวงจรกรองความถี่ ส่วนที่ 3 การเขียนโปรแกรมการทำงาน และส่วนที่ 4 การแสดงผลบนหน้าจอ ดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 ไดอะแกรมการทำงานของเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน [1]

ขั้นตอนในการศึกษาเครื่องวัดออกซิเจนของฮีโมโกลบิน เริ่มต้นโดยการศึกษาความเข้มแสงที่เหมาะสมที่ได้จากการทดลอง เข้ามายังชุดส่งสัญญาณของเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน หลังจากการศึกษาแล้วนั้นจะนำเครื่องที่ได้ศึกษาไปวัดอ้างอิงกับเครื่องมาตรฐานเพื่อดูค่าความแม่นยำของเครื่องมือที่ทำการศึกษา

3.2 การศึกษาเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

การศึกษาเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินประกอบไปด้วย 4 ส่วนที่สำคัญคือ

3.2.1 ตัวตรวจวัด

ตัวตรวจวัดประกอบไปด้วยอุปกรณ์ประเภทออปโตอิเล็กทรอนิกส์ได้แก่ แอลอีดีเปล่งแสงสีแดง (RED LED) อินฟราเรด (IR LED) เพื่อเป็นแหล่งกำเนิดแสงที่มีความยาวคลื่น 660 นาโนเมตรและความยาวคลื่น 940 นาโนเมตร ส่วนที่อยู่ตรงข้ามกันจะเป็นโฟโตไดโอด (Photodiode) ที่ทำหน้าที่วัดสัญญาณความเข้มแสงที่ส่งผ่านออกมา และใช้พอร์ต RS232 เป็นช่องทางการสื่อสาร ดังรูปที่ 3.2

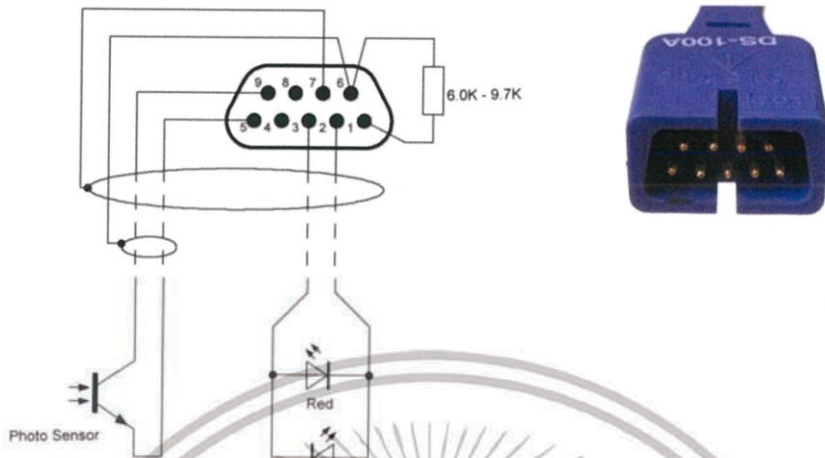


รูปที่ 3.2 แสดงอุปกรณ์ตัวตรวจวัด

การเชื่อมต่อของตัวตรวจวัดดังรูปที่ 3.3 แสดงรายละเอียดดังต่อไปนี้

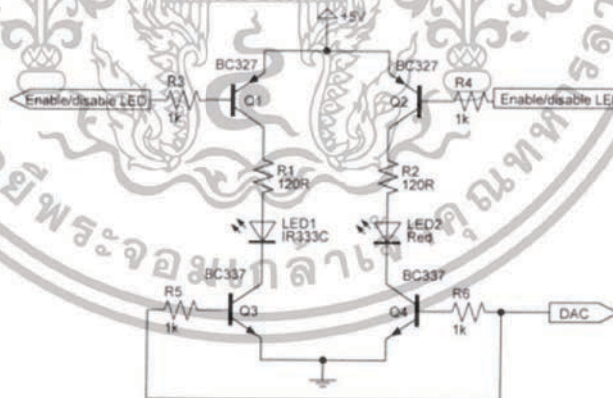
- มีตัวต้านทาน 7.5 โอห์ม ระหว่างขา 1 และขา 6
- ขา 3 คือขั้วแอโนดของแอลอีดี, ขา 2 คือขั้วแคโทดของแอลอีดี
- ขา 5 คือ ขั้วแอโนดของโฟโตดีเทคเตอร์, ขา 9 คือ ขั้วแคโทดของโฟโตดีเทคเตอร์
- ขา 6 คือปลอกหุ้มภายนอก, ขา 7 คือปลอกหุ้มภายใน

- ระบบการทำงานของตัวตรวจจับ



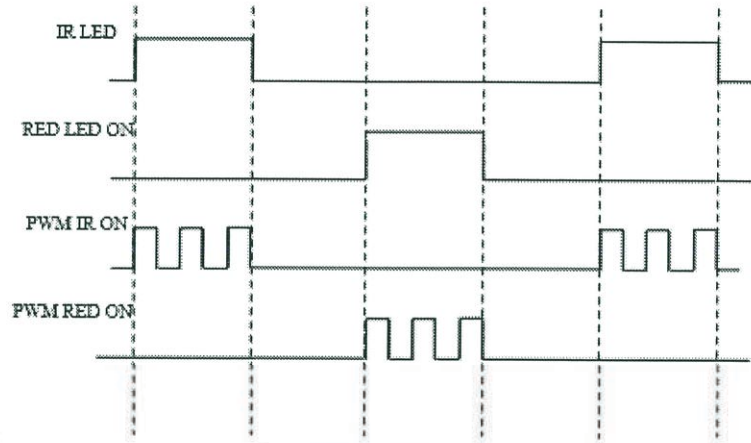
รูปที่ 3.3 แสดงการเชื่อมต่อของตัวตรวจจับ

ในส่วนการศึกษาการทำงานของตัวตรวจจับ ดังรูปที่ 3.4 แสดงวงจรของตัวตรวจจับ โดยระบบในการทำงานคือ เมื่อต้องการให้แสงอินฟราเรดทำงานจะสั่งให้ IR ทำงานที่ค่าดิจิตอล 0 (Active Low) และสั่งให้ IR สัญญาณพัลส์ (Pulse with Modulation) ทำงาน ซึ่งเป็นเทคนิคการส่งสัญญาณแบบสวิทช์ หรือการส่งค่าดิจิตอล HIGH LOW โดยให้สัญญาณความถี่คงที่ และเช่นเดียวกัน เมื่อต้องการสั่งให้แสงสีแดงทำงานจะต้องสั่งให้ RED ทำงานที่ค่าดิจิตอล 0 (LOW) และสั่ง RED PWM ทำงาน ดังรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.4 แสดงวงจรตัวตรวจจับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

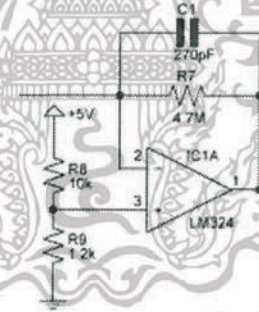


รูปที่ 3.5 โดอะแกรมเวลาการทำงานของตัวตรวจจับ

3.2.2 วงจรแปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดัน

เอาท์พุทที่วัดได้จากโฟโต้ดีเทคเตอร์นั้นคือ กระแส กระแสที่วัดได้ออกมานี้ต้องแปลงให้เป็นแรงดันไฟฟ้าเพื่อที่จะได้ผ่านตัวกรองอย่างถูกต้อง การแปลงกระแสไฟฟ้าให้เป็นแรงดันไฟฟ้างดรูปที่

3.6 วงจรแปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดัน วงจรนี้เป็นการรวมวงจรแปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดันกับวงจรกรองความถี่ต่ำเพื่อปรับปรุงสัญญาณ ซึ่งการหาแรงดันที่ออกมา (Output voltage) และความถี่ที่ตัดออกไป (Cut frequency) สามารถหาได้จากสมการที่ 3.1 และ 3.2



รูปที่ 3.6 วงจรแปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดัน

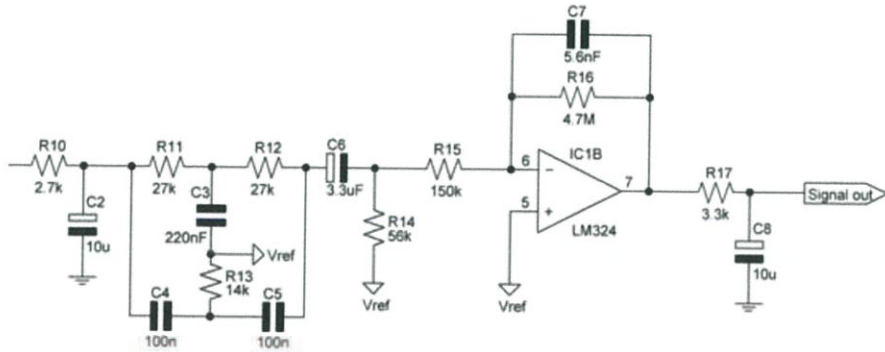
$$v_0 = \text{photosensor cathode current} \times R_1 \tag{3.1}$$

$$FC = \frac{1}{2\pi(R_7 \times C_1)} \tag{3.2}$$

3.2.3 วงจรกรองและขยายสัญญาณ

จากรูปที่ 3.7 ใช้วงจรกรองความถี่แบบพาสซีฟ (Passive filters) และวงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟ (Active filter) เพื่อกรองสัญญาณรบกวน และขยายสัญญาณ โดยจะอธิบายเป็นส่วน ๆ ดังต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.7 วงจรกรองความถี่และขยายสัญญาณ

3.2.3.1 วงจรกรองความถี่ต่ำ (Low pass filter) ที่มีความถี่คัทออฟ (Cutoff frequency) 6 เฮิรตซ์ ออกแบบมาเพื่อทำการกำจัดสัญญาณรบกวนความถี่ที่สูงกว่า 6 เฮิรตซ์ ดังสมการที่ 3.3

$$f_0 = \frac{1}{2\pi R_{10} C_2} \quad (3.3)$$

3.2.3.2 วงจรกรองความถี่แบบ Notch filters ที่ 60 เฮิรตซ์ ออกแบบมาเพื่อขจัดสัญญาณรบกวนที่ 60 เฮิรตซ์ ออกไป และทำการอ้างอิงไปยัง $V_{ref}/2$ เพื่อเพิ่ม Offset voltage ดัง สมการที่ 3.3, 3.4 และ 3.5

$$R_{11} = R_{12} = 2R_{13} \quad (3.4)$$

$$C_4 = C_5 = \frac{C_3}{2} \quad (3.5)$$

3.2.3.3 วงจรกรองความถี่สูง (High pass filter) ที่มีความถี่คัทออฟ 0.8 เฮิรตซ์ เพื่อนำส่วนของสัญญาณ DC ออกไป ดังสมการที่ 3.3

3.2.3.4 วงจรกรองความถี่แบบแอกทีฟ (Active filter) ชนิดกรองความถี่ต่ำที่ 6 เฮิรตซ์ และยังได้อัตราขยาย (Gain) เท่ากับ 31 ซึ่งมี V_{ref} บนอินพุทขาบวกช่วยในการทำอินเวอร์เตอร์ด้วยขยายอีกด้วย ดังสมการที่ 3.3 และ 3.6

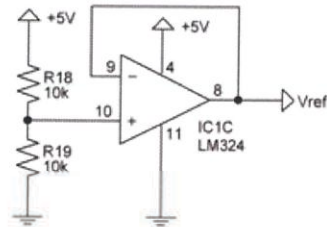
$$A = -\frac{R_{16}}{R_{15}} \quad (3.6)$$

3.2.3.5 วงจรกรองความถี่ต่ำ (Low pass filter) ที่มีความถี่คัทออฟ 4.8 เฮิรตซ์ ออกแบบมาเพื่อทำการกำจัดสัญญาณรบกวนความถี่ที่สูงกว่า 4.8 เฮิรตซ์ วิธีการคำนวณเป็นดังที่กล่าวไว้ในหัวข้อที่ 3.2.3.1

3.2.3.6 วงจรแรงดันอ้างอิง จากวงจรกรองความถี่แบบแอกทีฟจะเห็นว่ามีขา V_{ref} บนอินพุทขาบวก เพราะแหล่งจ่ายไฟลบจะบ่งบอกถึงค่าที่พิเศษ โดยมีสัญญาณอนาล็อกได้รับการจัดการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

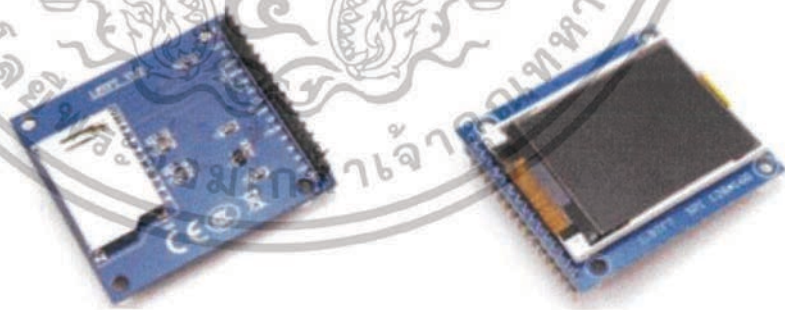
ในช่วงที่แรงดัน ไฟฟ้าเป็นบวก ดังรูปที่ 3.8 อย่างไรก็ตามสัญญาณอะนาล็อกบางอย่างเช่น Biopotentials มีแรงดันเชิงลบที่ต้องพิจารณา ซึ่งสิ่งนี้จะต้องได้รับการแก้ไขการติดตั้งสัญญาณ AC บนระดับ positive DC



รูปที่ 3.8 วงจรแรงดันอ้างอิง

3.2.4 จอแสดงผล (Display)

ในการศึกษาจะใช้หน้าจอสแสดงผล 1.8" TFT LCD Display คือ จอ LCD ขนาด 128 x 160 มีพอร์ตอนุกรมขนาด 1.8 นิ้ว 5 พอร์ตที่เป็นอินพุต และเอาต์พุต (อนาล็อก SPI) พิกเซลแบบสีโมดูล TFT มีแรงดันอินพุตสนับสนุน 5 โวลต์ หรือ 3.3 โวลต์ ด้วย PCB backplane ซึ่งประกอบไปด้วย แหล่งจ่ายไฟ IC และตัวเชื่อม SD Card ที่ทำงานร่วมกับพอร์ต 1602 การเชื่อมต่อ SPI และการส่งผ่าน โดยมี 256,000 สี โดยจอ TFT LCD มีการแสดงผลจาก Arduino หรือสามารถแสดงภาพต่าง ๆ ได้ ตัวหน้าจอ ประกอบด้วยตัวควบคุม ST7735R ที่สามารถแสดงสีได้เต็มที่ 18 บิต (262,144 เฉดสี) การอินเตอร์เฟสกับ บอร์ดจะใช้มาตรฐานการติดต่อแบบ SPI ดังรูปที่ 3.9 หน้าจอสแสดงผล 1.8" TFT LCD Display



รูปที่ 3.9 หน้าจอสแสดงผล 1.8" TFT LCD Display

3.2.5 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller)

ในออกแบบนี้ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์อาร์ดูโน้ (Arduino) รุ่น Nano ซึ่ง Arduino Nano มีขนาดเพียง 1.8 x 4.8 เซนติเมตร บนบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์มีวงจรปรับแรงดันไฟฟ้าที่เหมาะสมกับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวมันเองเพียงแค่เสียบ สาย USB เข้ากับ Arduino Nano และเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์บอร์ดก็พร้อมใช้งานทันที ในบอร์ดจะใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล ATmega 328 มีแรงดันไฟฟ้าที่ใช้งาน (ระดับลอจิก) 5 โวลต์ เมื่อเชื่อมต่อกับสาย USB กับคอมพิวเตอร์บอร์ดพร้อมใช้งานสำหรับการเขียนโปรแกรม โดยอาศัยไฟเลี้ยงที่มาจากสาย USB ทำการจ่ายไฟเข้า โดย Arduino ประกอบด้วย ดังตารางที่ 3.1



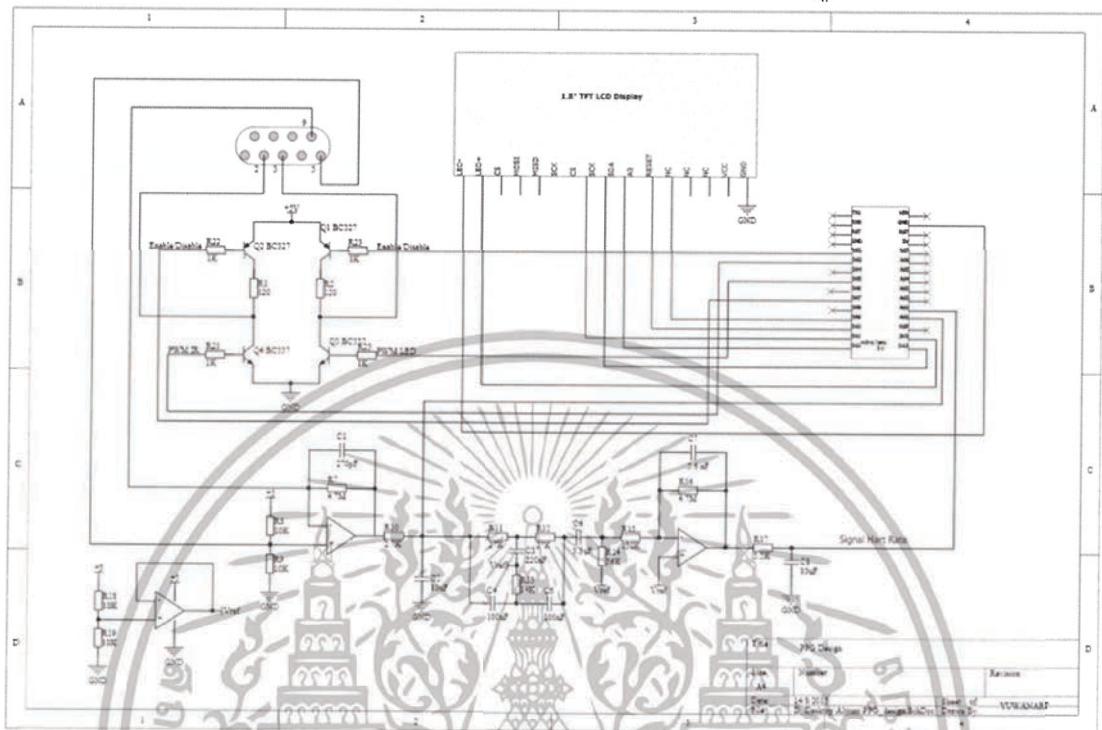
รูปที่ 3.10 การเชื่อมต่อ Arduino Nano ผ่าน USB

ตารางที่ 3.1 แสดงบอร์ด Arduino Nano V3.0

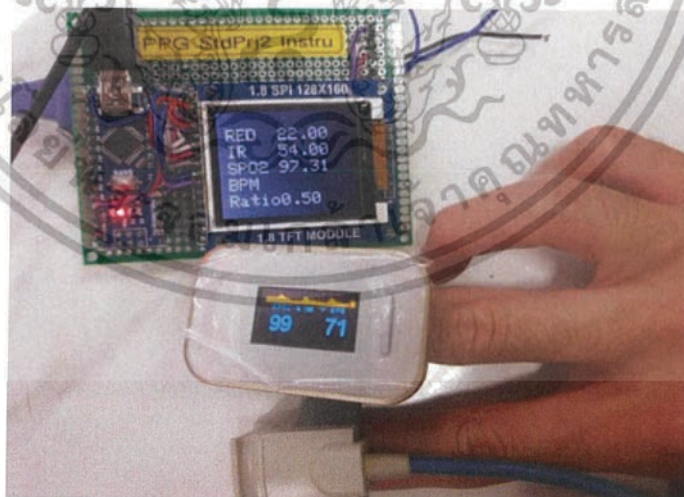
Interrupts	COM	PWM	Arduino	AVR	AVR	Arduino	other	COM
	RXD		D0	PD0		VIN		
	TXD		D1	PD1	GND	GND		
			Reset	PC6	PC6	Reset		
			GND	GND		5V		
INT0			D2	PD2	ADC7	A7		
INT1		Timer2B	D3	PD3	ADC8	A6		
		Timer0B	D4	PD4	PC5	A5		SCL
		Timer0A	D5	PD5	PC4	A4		SDA
			D6	PD6	PC3	A3		
			D7	PD7	PC2	A2		
			D8	PB0	PC1	A1		
		Timer1A	D9	PB1	PC0	A0		
SS		Timer1B	D10	PB2	AREF	AREF		
MOSI		Timer2A	D11	PB3	3V3			
MISO			D12	PB4	PB5	D13	LED	SCK

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.6 เครื่องวัดความอิมตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน และอัตราการเต้นของหัวใจที่ศึกษา
เครื่องวัดความอิมตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินที่ออกแบบดังรูปที่ 3.11 และ 3.12



รูปที่ 3.11 วงจรเครื่องมือวัดความอิมตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน และอัตราการเต้นของหัวใจ



รูปที่ 3.12 เครื่องวัดความอิมตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 การเขียนโปรแกรมบน Arduino Nano

3.3.1 การใช้โปรแกรม Arduino IDE

เชื่อมต่อ Arduino Nano เข้ากับคอมพิวเตอร์ และเขียนโปรแกรมลงผ่านทางโปรแกรม Arduino IDE ดังรูปที่ 3.13

```

SPO2 | Arduino 1.8.7
File Edit Sketch Tools Help

SPO2

#include <TFT.h> // Arduino LCD library
#include <SPI.h>

// pin definition for the Uno
#define cs 10
#define dc 9
#define rst 8
#define IR_ENA 2
#define RED_PWM 3
#define IR_PWM 6 // Y/B/O/P/D
#define RED_PWM 5
#define ANALOG_IN A0

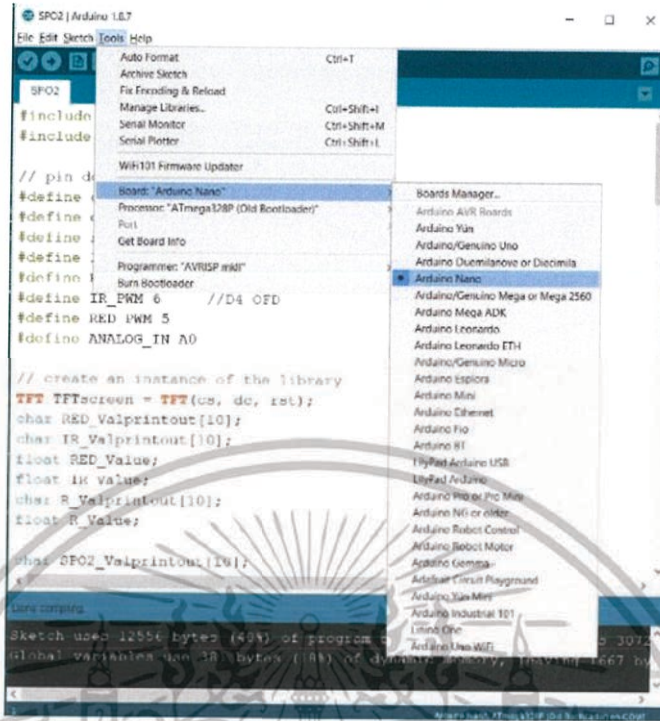
// create an instance of the library
TFT TFTScreen = TFT(cs, dc, rst);
char IR_Valprintout[10];
char RED_Valprintout[10];
float IR_Value;
float RED_Value;
char IR_Valprintout[10];
char RED_Valprintout[10];
char SPO2_Valprintout[10];

Sketch uses 12516 bytes (43%) of program storage space. Maximum is 30720 bytes. Available: 36704 bytes (13%) of dynamic memory, leaving 1667 bytes free.
  
```

รูปที่ 3.13 แสดงหน้าโปรแกรม IDE

จากนั้นอัปโหลดโปรแกรมโดยเลือกรุ่นบอร์ด Arduino Nano และหมายเลข Com port ดังรูปที่ 3.14 และ 3.15

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



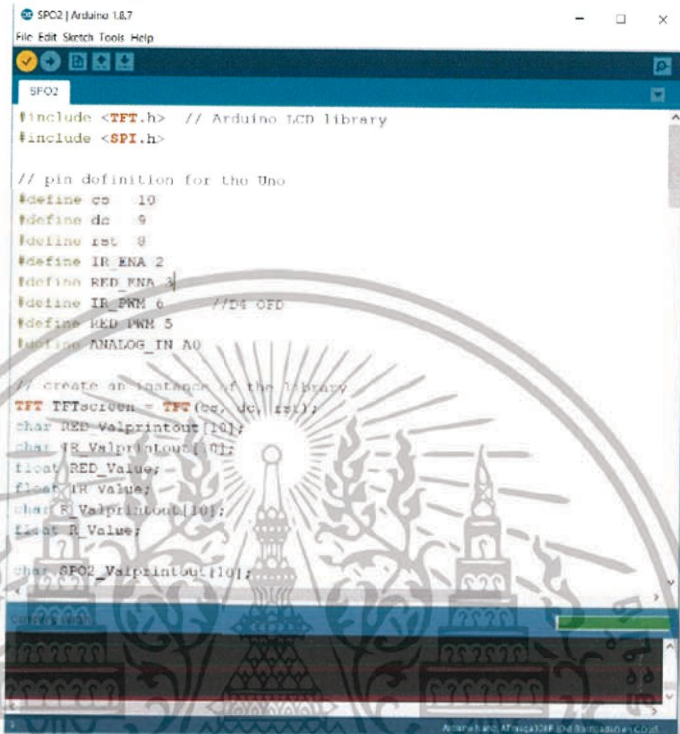
รูปที่ 3.14 แสดงการเลือกรุ่นบอร์ด Arduino Nano



รูปที่ 3.15 แสดงการเลือกหมายเลข Com port

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กดปุ่ม Verify เพื่อตรวจสอบความถูกต้อง และ Compile โปรแกรม เมื่อตรวจสอบความถูกต้องเรียบร้อยแล้วให้กด Upload โปรแกรมลงบนบอร์ด Arduino Nano รอจนกว่าจะขึ้นข้อความว่า “Done compiling” ดังรูปที่ 3.16 และ 3.17



```

SPC2 | Arduino 1.8.7
File Edit Sketch Tools Help

SFO2

#include <TFT.h> // Arduino LCD library
#include <SPI.h>

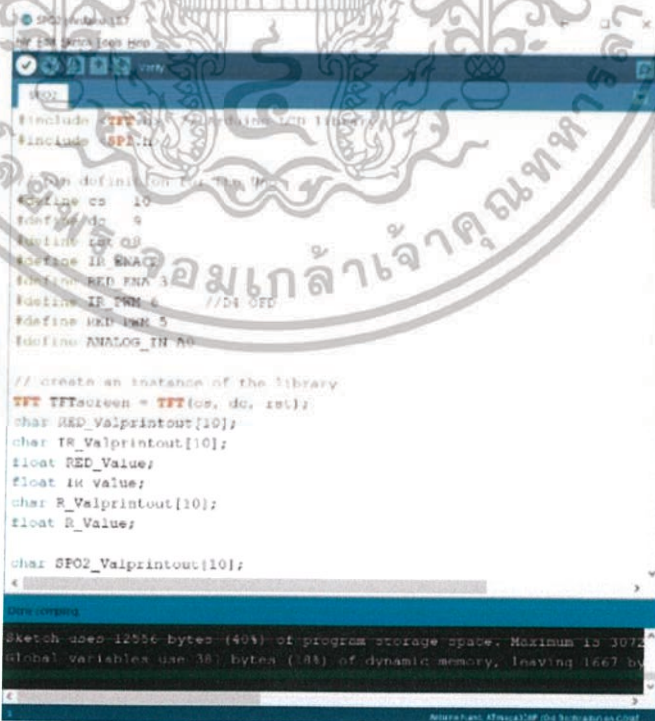
// pin definition for the Uno
#define cs 10
#define dc 9
#define rst 8
#define IR_ENA 2
#define RED_ENA 3
#define IR_PIN 6 //D4 OFD
#define RED_PIN 5
#define ANALOG_IN A0

// create an instance of the library
TFT TFTscreen = TFT(cs, dc, rst);
char RED_Valprintout[10];
char IR_Valprintout[10];
float RED_Value;
float IR_Value;
char R_Valprintout[10];
float R_Value;

char SFO2_Valprintout[10];

```

รูปที่ 3.16 การกดปุ่ม Verify เพื่อตรวจสอบความถูกต้อง



```

SPC2 | Arduino 1.8.7
File Edit Sketch Tools Help

SFO2

#include <TFT.h> // Arduino LCD library
#include <SPI.h>

// pin definition for the Uno
#define cs 10
#define dc 9
#define rst 8
#define IR_ENA 2
#define RED_ENA 3
#define IR_PIN 6 //D4 OFD
#define RED_PIN 5
#define ANALOG_IN A0

// create an instance of the library
TFT TFTscreen = TFT(cs, dc, rst);
char RED_Valprintout[10];
char IR_Valprintout[10];
float RED_Value;
float IR_Value;
char R_Valprintout[10];
float R_Value;

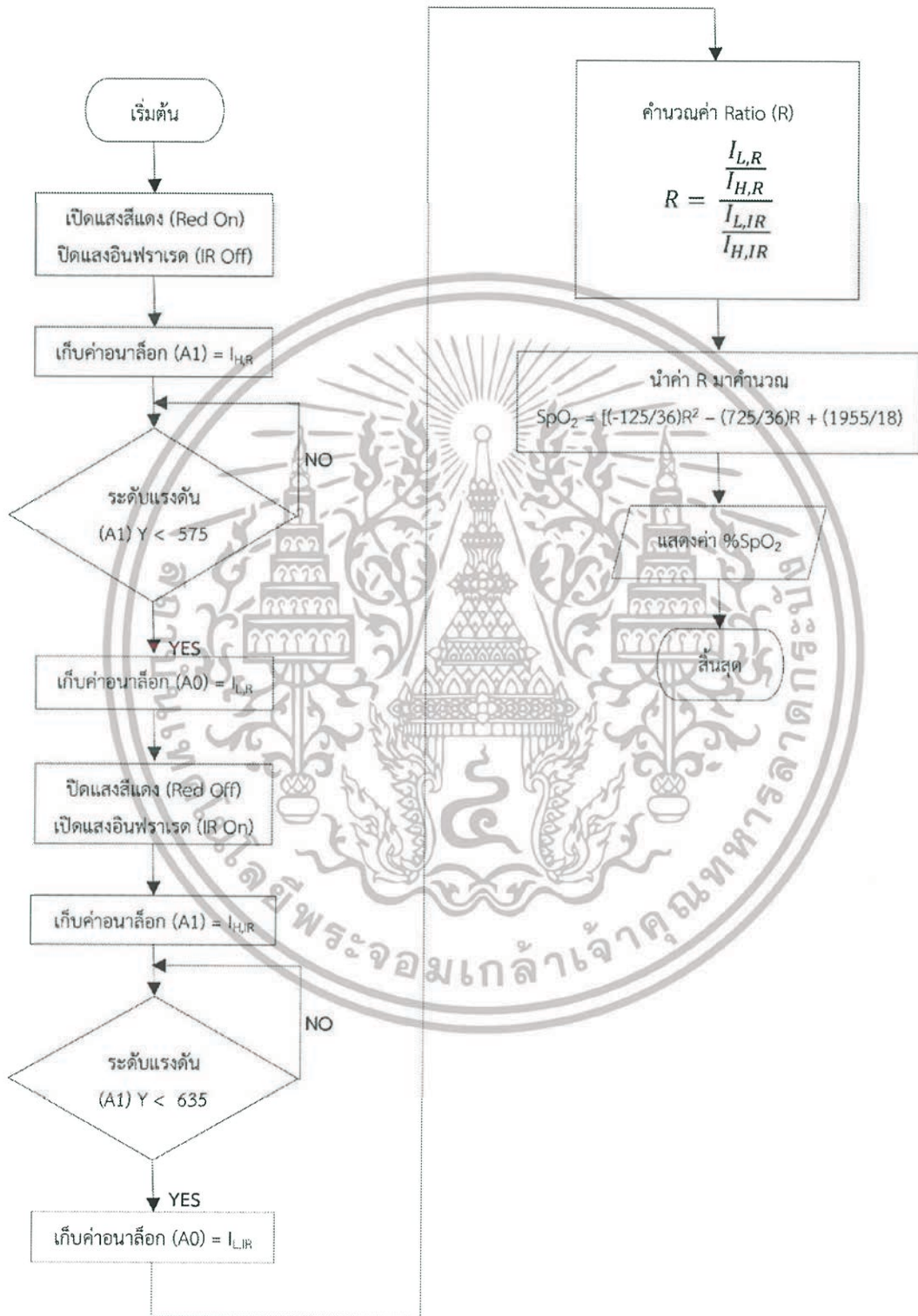
char SFO2_Valprintout[10];

```

Sketch uses 12556 bytes (40%) of program storage space. Maximum is 30720 bytes. Global variables use 38 bytes (94%) of dynamic memory, leaving 1667 bytes free.

รูปที่ 3.17 การกดปุ่ม Upload โปรแกรมลงบนบอร์ด Arduino Nano

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.2 แผนภาพการวัดค่า %SpO₂

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4 การศึกษาและวิเคราะห์สมการในการวัดกลูโคสภายในเลือดและการวิเคราะห์ สัญญาณซีพอร์

3.4.1 การศึกษาและวิเคราะห์สมการในการวัดกลูโคสภายในเลือด

จากการศึกษาและวิเคราะห์กฎของสมการเบียร์และแลมเบิร์ตเพื่อใช้ในการหาสมการที่เหมาะสมในวัดกลูโคสภายในเลือดพบว่า พารามิเตอร์ต่าง ๆ ที่จะต้องใช้ในการวิเคราะห์ค่าดังกล่าว มีดังนี้

$$A = \epsilon cL \quad (3.7)$$

โดยที่ A คือ ค่าดูดกลืนของแสงซึ่งวิเคราะห์ได้มาจากสารละลายสัมพันธ์กับค่าทะลุผ่าน

$$A = -\log T = -\log \frac{I}{I_0} = \log \frac{I_0}{I} \quad (3.8)$$

ค่าการดูดกลืนของแสงของสารละลายเพิ่มขึ้นค่าการทะลุผ่านลดลง สามารถคำนวณได้จาก %T ตามสมการ

$$\begin{aligned} \%T &= 100 \left(\frac{I}{I_0} \right) \\ A &= -\log T \\ &= -\log \%T + \log 100 \\ A &= 2 - \log \%T \end{aligned} \quad (3.9)$$

ต้องการหาค่าความเข้มข้นของสารดูดกลืนในที่นี้คือกลูโคส จะได้

$$c = \frac{A}{\epsilon L} = \frac{2 - \log \%T}{\epsilon L} \quad (3.10)$$

ซึ่งค่าของ %T คือ อัตราส่วนการเปลี่ยนแปลงของความเข้มแสง

L คือ ค่าระยะทางที่แสงเดินทางผ่านตัวกลาง

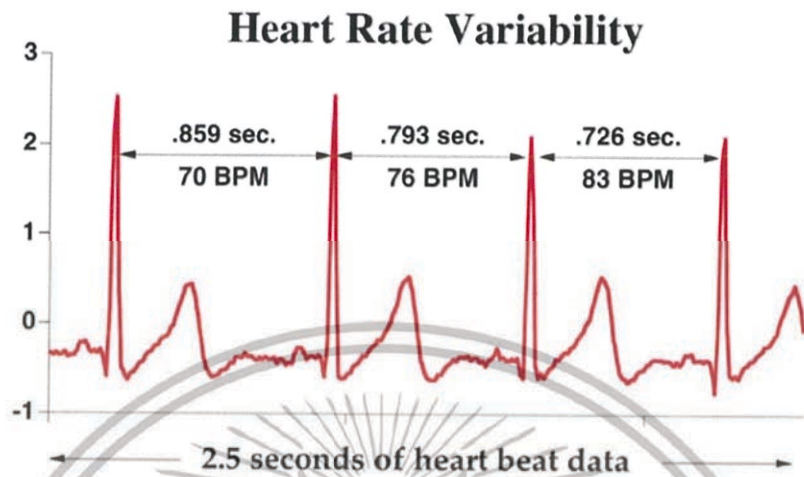
ϵ คือ ค่า Molar Absorptivity ของ Glucose ในย่าน 660 nm – 940 nm

c คือ เป็นความเข้มข้นของสารดูดกลืน

เมื่อมีพารามิเตอร์ครบทุกตัวจะสามารถหาค่าความเข้มข้นของกลูโคสได้ แต่จากในงานวิจัยที่ได้ศึกษานั้น ไม่พบย่านของกลูโคสที่อยู่ในย่านการใช้งานที่เหมาะสม และไม่เหมาะสมสำหรับการนำไปวัดค่ากลูโคสในเลือดของบุคคลโดยทั้งหมดซึ่งค่า Molar Absorptivity ของกลูโคสนั้น ควรจะใช้เฉพาะเจาะจงเพียงบุคคลใดบุคคลหนึ่งเท่านั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.2 การทดลองและวิเคราะห์สัญญาณชีพจร



รูปที่ 3.18 การคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจ

จากรูปที่ 3.18 จากการศึกษาจะพบว่าถ้ามีสัญญาณออกจากเอาต์พุตของวงจรแล้วนำไปต่อเข้า Oscilloscope และนำความยาวคลื่น (λ) ที่ได้นำไปคำนวณเพื่อหาความถี่ (f) โดย

$$\lambda = \frac{1}{f} \quad (3.11)$$

ความถี่ คือ จำนวนคาบใน 1 วินาที สามารถหาอัตราการเต้นหัวใจ (HR) โดยการนำไปคูณ 60 เพื่อหาจำนวนครั้งที่เต้นของหัวใจใน 1 นาที จะได้ความสัมพันธ์ออกมาเป็น

$$HR = \frac{60}{\lambda} = 60 \times f \quad (\text{BPM}) \quad (3.12)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

ผลการทดลอง

4.1 การศึกษาผลของการปรับความเข้มแสงที่เหมาะสมสำหรับการวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

ทำการศึกษาและทดลองปรับค่าความเข้มแสงที่เหมาะสมเพื่อใช้ในการวัดค่า %SpO₂ เพื่อให้มีค่าใกล้เคียงกับค่าอ้างอิงที่ได้จากอุปกรณ์อ้างอิง และนำค่าความเข้มแสงดังกล่าวมาใช้ในการทดลองต่าง ๆ โดยวิทยานิพนธ์ฉบับนี้แบ่งการทดลองออกเป็น 4 การทดลอง คือ

1. การวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดซึ่งทดลองกับอาสาสมัคร 10 คนเปรียบเทียบกับเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน Fingertip Pulse Oximeter โดยทำการวัดที่ปลายนิ้วชี้
2. การวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดซึ่งทดลองกับอาสาสมัคร 10 คนเปรียบเทียบกับเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน Fingertip Pulse Oximeter โดยทำการวัดที่ปลายนิ้วก้อย
3. การวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดซึ่งทดลองวัดกับอาสาสมัครโดยเปรียบเทียบกับเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน Fingertip Pulse Oximeter โดยทำการวัดที่ปลายนิ้วชี้ของอาสาสมัครคนเดียวกันในขณะที่อาสาสมัครไม่ได้ทาเล็บ มีการทาเล็บสีดำและสีแดง
4. การวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดซึ่งทดลองวัดกับอาสาสมัครโดยเปรียบเทียบกับเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน Fingertip Pulse Oximeter โดยทำการวัดที่ปลายนิ้วก้อยของอาสาสมัครคนเดียวกันในขณะที่อาสาสมัครไม่ได้ทาเล็บ มีการทาเล็บสีดำและสีแดง

4.2 ขั้นตอนการทดลองการเปรียบเทียบ %SpO₂ ที่ภาวะปกติ

1. ต่อสาย USB เข้ากับพอร์ตคอมพิวเตอร์
2. กำหนดค่าความเข้มแสงที่วิเคราะห์ได้ลงในโปรแกรม Arduino IDE หลังจากนั้นดาวน์โหลดคำสั่งในโปรแกรมไปยังเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่ออกแบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. นำเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดดังกล่าวไปทดลองวัดกับอาสาสมัคร 10 คน เปรียบเทียบกับเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน Fingertip Pulse Oximeter โดยทำการวัดที่ปลายนิ้วชี้และปลายนิ้วก้อยของอาสาสมัครในภาวะปกติ
4. บันทึกผลเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวออกซิเจน (%SpO₂) จำนวน 10 ครั้ง ทุก ๆ 10 วินาที และทำการหาค่าเฉลี่ย
5. ทำซ้ำในข้อ 3 และ 4 ให้ครบตามจำนวนอาสาสมัครทั้ง 10 คน

4.3 ผลการทดลองการเปรียบเทียบ %SpO₂ ที่ภาวะปกติ

จากการทดลองโดยการใช้ขั้นตอนการทดลองที่ทั้งหมดดังกล่าวมาในหัวข้อที่ 4.2 นั้น จะได้ผลการทดลองดังนี้

ผลการทดลองที่ 1 การทดลองวัดค่า %SpO₂ โดยการวัดค่าจากปลายนิ้วชี้ของอาสาสมัคร 10 คน เทียบกับอุปกรณ์อ้างอิง โดยทำการวัดทั้งหมด 10 ครั้ง ทุก ๆ 10 วินาที

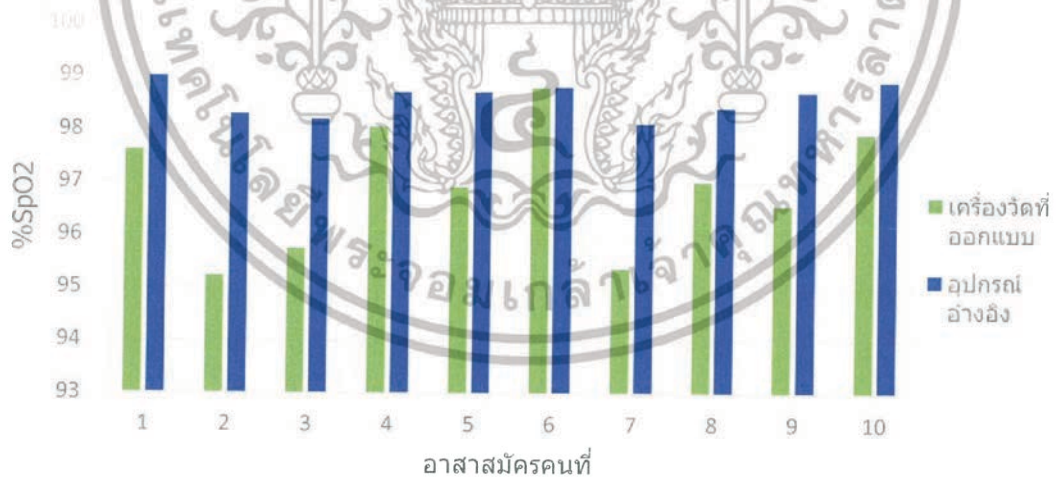
ตารางที่ 4.1 เปรียบเทียบการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) จากปลายนิ้วชี้ของอาสาสมัครคนที่ 1 – 5 กับเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน

ครั้งที่	ค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO ₂) จากปลายนิ้วชี้ของอาสาสมัครคนที่									
	1	อ้างอิง	2	อ้างอิง	3	อ้างอิง	4	อ้างอิง	5	อ้างอิง
1	97.00	99.00	95.15	98.00	95.70	98.00	96.89	98.00	96.26	98.00
2	97.17	99.00	95.38	99.00	95.19	98.00	97.52	98.00	96.26	98.00
3	97.50	99.00	94.90	98.00	95.70	98.00	98.14	99.00	96.49	98.00
4	97.66	99.00	95.14	98.00	95.46	98.00	97.90	98.00	96.56	99.00
5	97.30	99.00	95.14	99.00	95.93	99.00	98.14	99.00	97.13	99.00
6	97.46	99.00	95.14	98.00	95.46	99.00	98.14	99.00	96.71	99.00
7	97.96	99.00	95.14	98.00	95.70	98.00	98.36	99.00	97.01	99.00
8	98.16	99.00	95.36	98.00	96.15	98.00	98.94	99.00	97.52	99.00
9	98.16	99.00	95.36	98.00	96.49	98.00	98.05	99.00	97.52	99.00
10	97.81	99.00	95.60	99.00	95.70	98.00	98.47	99.00	97.72	99.00
เฉลี่ย	97.62	99.00	95.23	98.30	95.75	98.20	98.06	98.70	96.92	98.70

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 เปรียบเทียบการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) จากปลายนิ้วชี้ของอาสาสมัครคนที่ 6 – 10 กับเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน

ครั้งที่	ค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO ₂) จากปลายนิ้วชี้ของอาสาสมัครคนที่									
	6	อ้างอิง	7	อ้างอิง	8	อ้างอิง	9	อ้างอิง	10	อ้างอิง
1	98.96	99.00	95.36	98.00	96.19	98.00	95.55	98.00	97.92	99.00
2	98.74	99.00	95.12	98.00	96.71	98.00	96.02	98.00	97.54	99.00
3	98.53	99.00	95.12	98.00	97.27	99.00	96.26	98.00	98.07	99.00
4	98.38	98.00	95.34	98.00	96.84	98.00	96.71	99.00	97.75	99.00
5	98.42	98.00	95.57	98.00	96.67	98.00	96.92	99.00	97.00	98.00
6	98.98	99.00	95.57	98.00	96.80	98.00	96.43	99.00	98.39	99.00
7	99.02	99.00	95.12	98.00	97.10	99.00	96.71	99.00	98.29	99.00
8	99.00	99.00	95.78	99.00	96.92	98.00	96.71	99.00	97.92	99.00
9	98.95	99.00	95.34	98.00	97.81	99.00	97.42	99.00	98.37	99.00
10	98.89	99.00	95.34	98.00	97.84	99.00	96.92	99.00	97.92	99.00
เฉลี่ย	98.79	98.80	95.37	98.10	97.02	98.40	96.57	98.70	97.92	98.90



รูปที่ 4.1 กราฟการทดลองวัดค่า %SpO₂ โดยนำค่าเฉลี่ยของการวัด 10 ครั้งมาเปรียบเทียบระหว่างเครื่องวัดที่ออกแบบกับอุปกรณ์อ้างอิงโดยการวัดที่ปลายนิ้วชี้ของอาสาสมัครทั้งหมดที่มีภาวะปกติ

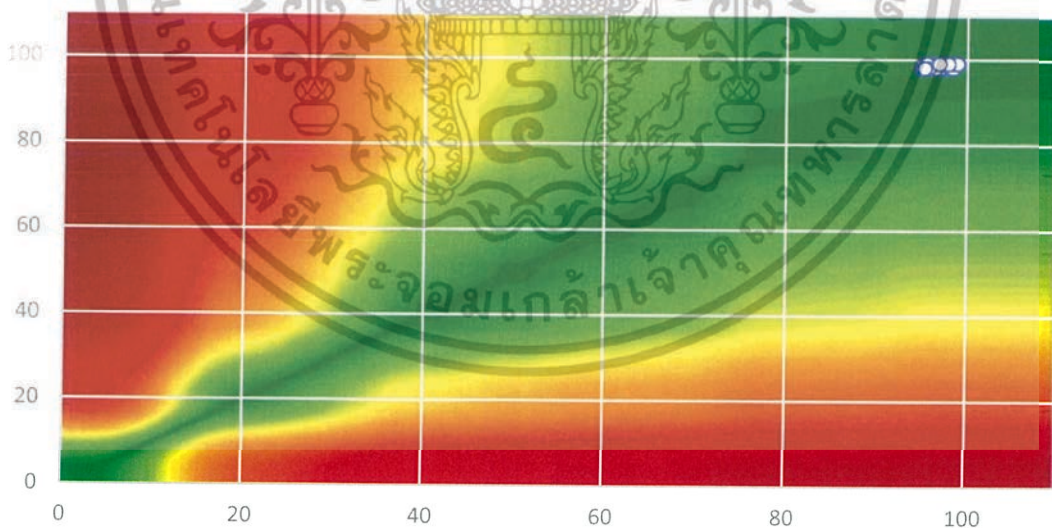
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.1 วิเคราะห์ผลการทดลองการเปรียบเทียบ %SpO₂ ที่วัดที่ปลายนิ้วชี้ของอาสาสมัครทั้งหมดที่มีภาวะปกติ

จากการทดลองข้างต้นพบว่า เครื่องที่ออกแบบสามารถวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) จากกลุ่มตัวอย่างที่อยู่ในภาวะปกติโดยทำการวัดที่ปลายนิ้วชี้ซึ่งให้ผลการทดลองเป็นไปตามตารางที่ 4.1 และ 4.2 สามารถสรุปได้ว่า

- จากการทดลองพบว่าค่าเฉลี่ยของ %SpO₂ ที่ได้จากอาสาสมัครทั้ง 10 คน มีค่าอยู่ในช่วง 95% - 99%
- จากการนำค่าเฉลี่ย %SpO₂ ของเครื่องที่ออกแบบมาเปรียบเทียบกับอุปกรณ์อ้างอิงดังรูปที่ 4.1 จะได้ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยของการทดลองที่ 1 อยู่ที่ 1.68%

หลังจากการคำนวณและวิเคราะห์ค่าเฉลี่ยความผิดพลาดออกมาในรูปแบบกราฟแล้วนั้น จะนำค่าทั้งหมดที่วัดได้จากนิ้วชี้อาสาสมัครมาวิเคราะห์ใน Standard Error Grid เพื่อวิเคราะห์ว่าค่า %SpO₂ ที่ได้จากเครื่องวัดที่ออกแบบนั้นอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้หรือไม่ ดังรูปที่ 4.2 ซึ่งจากการวิเคราะห์ Standard Error Grid แล้วนั้น พบว่าค่าที่ได้จากเครื่องวัดที่ออกแบบอยู่ในช่วงที่สามารถยอมรับได้



รูปที่ 4.2 การวิเคราะห์ค่า %SpO₂ ทั้งหมดที่วัดจากนิ้วชี้ของอาสาสมัคร 10 คน ด้วย Standard Error Grid

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลการทดลองที่ 2 การทดลองวัดค่า %SpO₂ โดยการวัดค่าจากปลายนิ้วก้อยของอาสาสมัคร 10 คน เทียบกับอุปกรณ์อ้างอิง โดยทำการวัดทั้งหมด 10 ครั้ง ทุก ๆ 10 วินาที

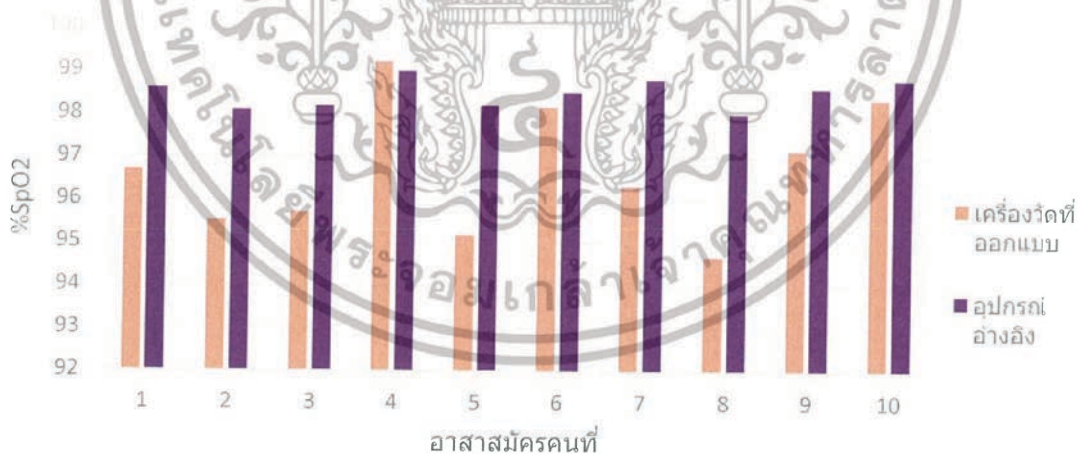
ตารางที่ 4.3 เปรียบเทียบการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) จากปลายนิ้วก้อยของอาสาสมัครคนที่ 1 – 5 กับเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน

ครั้งที่	ค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO ₂) จากปลายนิ้วก้อยของอาสาสมัครคนที่									
	1	อ้างอิง	2	อ้างอิง	3	อ้างอิง	4	อ้างอิง	5	อ้างอิง
1	96.53	98.00	93.84	98.00	95.15	98.00	98.75	99.00	95.40	98.00
2	96.37	98.00	96.05	98.00	94.92	98.00	98.96	99.00	95.34	98.00
3	96.53	98.00	94.85	98.00	94.92	98.00	99.15	99.00	95.34	98.00
4	96.68	98.00	95.20	98.00	95.66	98.00	99.17	99.00	95.34	98.00
5	96.83	99.00	95.37	98.00	96.10	98.00	98.96	99.00	94.90	98.00
6	96.83	99.00	95.88	98.00	96.71	99.00	99.78	99.00	95.54	99.00
7	96.83	99.00	95.88	98.00	95.63	98.00	98.94	99.00	95.11	99.00
8	96.81	99.00	95.88	98.00	95.85	98.00	99.15	99.00	95.11	98.00
9	96.81	99.00	96.04	98.00	96.06	98.00	99.78	99.00	95.11	98.00
10	97.81	99.00	96.30	99.00	96.10	99.00	99.57	99.00	94.67	98.00
เฉลี่ย	96.70	98.60	95.53	98.10	95.71	98.20	99.22	99.00	95.19	98.20

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.4 เปรียบเทียบการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) จากปลายนิ้วก้อยของอาสาสมัครคนที่ 6 – 10 กับเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน

ครั้งที่	ค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO ₂) จากปลายนิ้วก้อยของอาสาสมัครคนที่									
	6	อ้างอิง	7	อ้างอิง	8	อ้างอิง	9	อ้างอิง	10	อ้างอิง
1	98.11	98.00	95.68	98.00	94.03	98.00	95.98	98.00	97.46	98.00
2	98.05	98.00	96.18	98.00	94.52	98.00	96.92	98.00	97.46	98.00
3	97.72	98.00	96.39	99.00	94.53	98.00	96.37	98.00	98.68	99.00
4	98.19	98.00	95.98	99.00	94.54	98.00	96.64	98.00	98.16	99.00
5	97.86	98.00	96.18	99.00	94.67	98.00	97.24	99.00	98.38	99.00
6	98.19	99.00	96.34	99.00	94.79	98.00	97.33	99.00	98.38	99.00
7	98.45	99.00	96.51	99.00	95.17	98.00	97.70	99.00	98.58	99.00
8	98.45	99.00	96.51	99.00	94.92	98.00	97.43	99.00	98.78	99.00
9	98.45	99.00	96.66	99.00	94.79	98.00	98.33	99.00	98.78	99.00
10	98.32	99.00	96.81	99.00	94.79	98.00	97.60	99.00	98.78	99.00
เฉลี่ย	98.15	98.50	96.32	98.80	94.68	98.00	97.15	98.60	98.34	98.80



รูปที่ 4.3 กราฟการทดลองวัดค่า %SpO₂ โดยนำค่าเฉลี่ยของการวัด 10 ครั้งมาเปรียบเทียบระหว่างเครื่องวัดที่ออกแบบกับอุปกรณ์อ้างอิง โดยวัดที่ปลายนิ้วก้อยของอาสาสมัครทั้งหมดที่มีภาวะปกติ

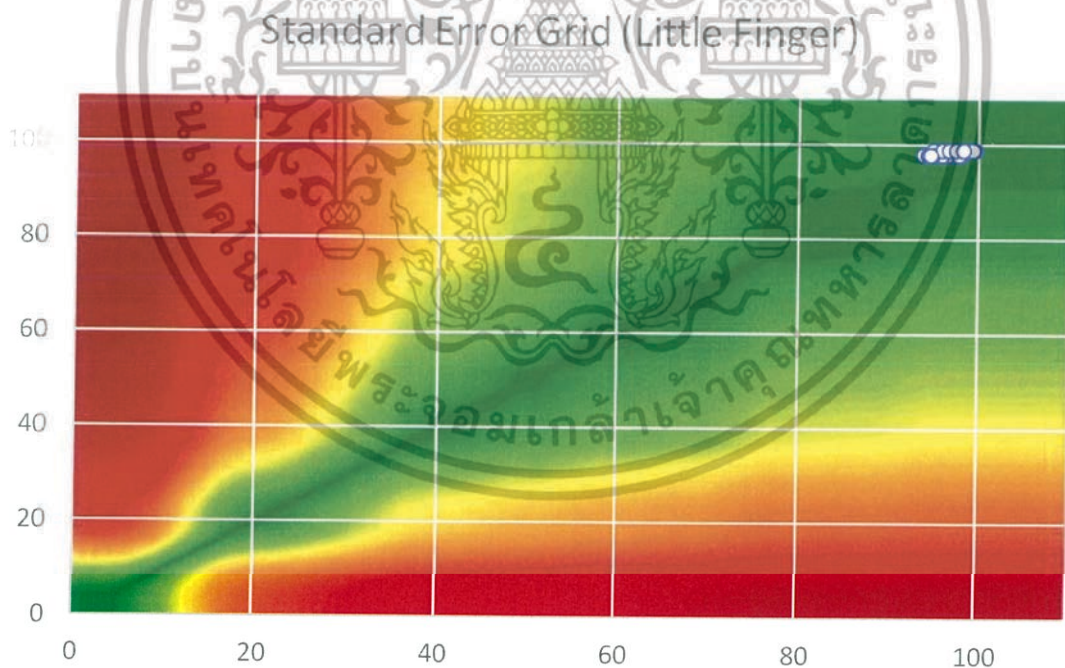
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.2 วิเคราะห์ผลการทดลองการเปรียบเทียบ %SpO₂ ที่วัดที่ปลายนิ้วก้อยของอาสาสมัครทั้งหมดที่มีภาวะปกติ

จากการทดลองข้างต้นพบว่า เครื่องที่ออกแบบสามารถวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน(%SpO₂) จากกลุ่มตัวอย่าง ที่อยู่ในภาวะปกติโดยทำการวัดที่ปลายนิ้วก้อยซึ่งให้ผลการทดลองเป็นไปตามตารางที่ 4.3 และ 4.4 สามารถสรุปได้ว่า

- จากการทดลองพบว่าค่าเฉลี่ยของ %SpO₂ ที่ได้จากอาสาสมัครทั้ง 10 คน มีค่าอยู่ในช่วง 94% - 99%
- จากการนำค่าเฉลี่ย %SpO₂ ของเครื่องที่ออกแบบมาเปรียบเทียบกับอุปกรณ์อ้างอิงดังรูปที่ 4.3 จะได้ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยของการทดลองที่ 2 อยู่ที่ 1.81%

หลังจากการคำนวณและวิเคราะห์ค่าเฉลี่ยความผิดพลาดออกมาเป็นรูปแบบกราฟแล้วนั้น จะนำค่าทั้งหมดที่วัดได้จากนิ้วก้อยของอาสาสมัครมาวิเคราะห์ใน Standard Error Grid เพื่อวิเคราะห์ว่าค่า %SpO₂ ที่ได้จากเครื่องวัดที่ออกแบบนั้นอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้หรือไม่ ดังรูปที่ 4.4 ซึ่งจากการวิเคราะห์ Standard Error Grid แล้วนั้น พบว่าค่าที่ได้จากเครื่องวัดที่ออกแบบอยู่ในช่วงที่สามารถยอมรับได้



รูปที่ 4.4 การวิเคราะห์ค่า %SpO₂ ทั้งหมดที่วัดจากนิ้วก้อยของอาสาสมัคร 10 คน ด้วย Standard Error Grid

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4 ขั้นตอนการทดลองการเปรียบเทียบ %SpO₂ ขณะทำการทาสีเล็บ

1. ต่อสาย USB เข้ากับพอร์ตคอมพิวเตอร์
2. กำหนดค่าความเข้มแสงที่วิเคราะห์ที่ไดลงในโปรแกรม Arduino IDE หลังจากนั้นดาวน์โหลดคำสั่งในโปรแกรมไปยังเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดที่ออกแบบ
3. นำเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดดังกล่าวไปทดลองวัดกับอาสาสมัครโดยเปรียบเทียบกับเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน Fingertip Pulse Oximeter โดยทำการวัดที่ปลายนิ้วชี้และปลายนิ้วก้อยของอาสาสมัครคนเดียวกันในขณะที่อาสาสมัครไม่ได้ทาเล็บ มีการทาเล็บสีดำและสีแดง
4. บันทึกผลเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวออกซิเจน (%SpO₂) จำนวน 10 ครั้ง ทุก ๆ 10 วินาที และทำการหาค่าเฉลี่ย

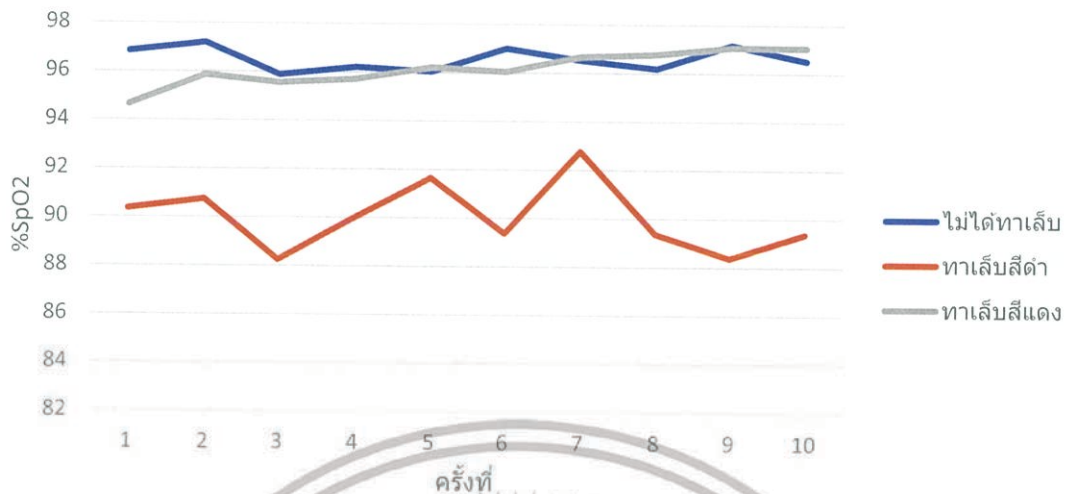
4.5 ผลการทดลองการเปรียบเทียบ %SpO₂ ขณะทำการทาสีเล็บ

ผลการทดลองที่ 3 การทดลองวัดค่า %SpO₂ โดยการวัดค่าจากปลายนิ้วชี้ของอาสาสมัครที่ทาเล็บสีดำและสีแดงไว้ที่นิ้วชี้ทั้งสองข้าง โดยทำการวัดทั้งหมด 10 ครั้ง ทุก ๆ 10 วินาที

ตารางที่ 4.5 เปรียบเทียบวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) จากปลายนิ้วชี้ของอาสาสมัครขณะที่อาสาสมัครไม่ได้ทาเล็บ ทาเล็บสีดำ และทาเล็บสีแดง

ครั้งที่	ค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO ₂) จากปลายนิ้วก้อยของอาสาสมัคร		
	ไม่ได้ทาเล็บ	ทาเล็บสีดำ	ทาเล็บสีแดง
1	96.84	90.36	94.64
2	97.20	90.75	95.87
3	95.87	88.25	95.54
4	96.21	90.00	95.71
5	96.04	91.65	96.21
6	97.00	89.38	96.04
7	96.53	92.77	96.67
8	96.20	89.38	96.78
9	97.18	88.38	97.07
10	96.53	89.38	97.05
เฉลี่ย	96.56	90.03	96.16

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.5 กราฟการทดลองวัดค่า %SpO₂ โดยการวัดค่าจากปลายนิ้วชี้ของอาสาสมัครขณะที่ไม่ได้ทาเล็บ ทาเล็บสีดำและสีแดงไว้ที่นิ้วชี้ทั้งสองข้าง โดยทำการวัดทั้งหมด 10 ครั้ง ทุก ๆ 10 วินาที

4.5.1 วิเคราะห์ผลการทดลองการเปรียบเทียบ %SpO₂ ที่วัดที่ปลายนิ้วชี้ของอาสาสมัครคนเดียวกันขณะที่อาสาสมัครไม่ได้ทาเล็บ มีการทาเล็บสีดำและสีแดง

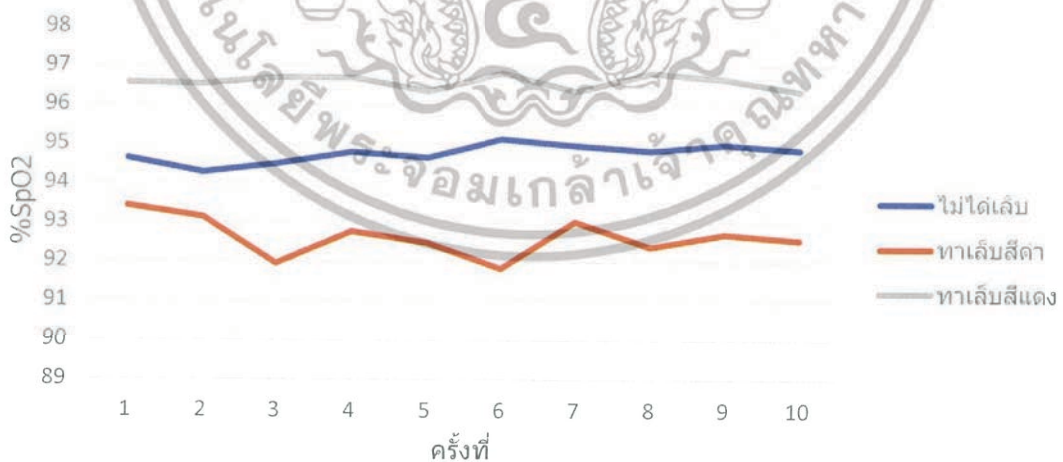
จากการทดลองข้างต้นพบว่า เครื่องที่ออกแบบสามารถวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) โดยทำการวัดที่ปลายนิ้วชี้ของอาสาสมัครขณะที่อาสาสมัครไม่ได้ทาเล็บ ทาเล็บสีดำและทาเล็บสีแดงซึ่งให้ผลการทดลองเป็นไปตามตารางที่ 4.5 สามารถสรุปได้ว่า

- จากการทดลองพบว่าค่าเฉลี่ยของ %SpO₂ ที่ได้จากอาสาสมัครเมื่อไม่ได้ทาเล็บ มีค่าอยู่ในช่วง 96% - 97%
- ขณะที่อาสาสมัครทำการทาเล็บสีดำที่นิ้วชี้ %SpO₂ มีค่าอยู่ในช่วง 88% - 92%
- ขณะที่อาสาสมัครทำการทาเล็บสีแดงที่นิ้วชี้ %SpO₂ มีค่าอยู่ในช่วง 94% - 97%
- จากการนำค่าเฉลี่ย %SpO₂ มาเปรียบเทียบกับระหว่างขณะที่ไม่ได้ทาเล็บกับทาเล็บสีดำที่นิ้วชี้ของอาสาสมัครคนเดียวกันดังรูปที่ 4.5 จะได้ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยของการทดลองอยู่ที่ 7.11%
- นำค่าเฉลี่ย %SpO₂ มาเปรียบเทียบกับระหว่างขณะที่ไม่ได้ทาเล็บกับทาเล็บสีแดงที่นิ้วชี้ของอาสาสมัครคนเดียวกันดังรูปที่ 4.5 จะได้ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยของการทดลองอยู่ที่ 0.78%

ผลการทดลองที่ 4 การทดลองวัดค่า %SpO₂ โดยการวัดค่าจากปลายนิ้วชี้ของอาสาสมัครที่ทาเล็บสีดำ และสีแดงไว้ที่นิ้วก้อยทั้งสองข้าง โดยทำการวัดทั้งหมด 10 ครั้ง ทุก ๆ 10 วินาที

ตารางที่ 4.6 เปรียบเทียบวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) จากปลายนิ้วก้อยของอาสาสมัครขณะที่อาสาสมัครไม่ได้ทาเล็บ ทาเล็บสีดำ และทาเล็บสีแดง

ครั้งที่	ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO ₂) จากปลายนิ้วก้อยของอาสาสมัคร		
	ไม่ได้ทาเล็บ	ทาเล็บสีดำ	ทาเล็บสีแดง
1	94.64	93.43	96.56
2	94.28	93.14	96.54
3	94.50	91.96	96.70
4	94.81	92.78	96.70
5	94.67	92.49	96.36
6	95.14	91.83	96.83
7	94.98	93.03	96.36
8	94.84	92.38	96.83
9	95.00	92.71	96.67
10	94.86	92.56	96.36
เฉลี่ย	94.77	92.56	96.59



รูปที่ 4.6 กราฟการทดลองวัดค่า %SpO₂ โดยการวัดค่าจากปลายนิ้วก้อยของอาสาสมัครขณะที่ไม่ได้ทาเล็บ ทาเล็บสีดำและสีแดงไว้ที่นิ้วก้อยทั้งสองข้าง โดยทำการวัดทั้งหมด 10 ครั้ง ทุก ๆ 10 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.5.2 วิเคราะห์ผลการทดลองการเปรียบเทียบ %SpO₂ ที่วัดที่ปลายนิ้วก้อยของอาสาสมัคร คนเดียวกันขณะที่อาสาสมัครไม่ได้ทาเล็บ มีการทาเล็บสีดำและสีแดง

จากการทดลองข้างต้นพบว่า เครื่องที่ออกแบบสามารถวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) โดยทำการวัดที่ปลายนิ้วก้อยของอาสาสมัครขณะที่อาสาสมัครไม่ได้ทาเล็บ ทาเล็บสีดำ และทาเล็บสีแดงซึ่งให้ผลการทดลองเป็นไปตามตารางที่ 4.6 สามารถสรุปได้ว่า

- จากการทดลองพบว่าค่าเฉลี่ยของ %SpO₂ ที่ได้จากอาสาสมัครเมื่อไม่ได้ทาเล็บ มีค่าอยู่ในช่วง 94% - 95%
- ขณะที่อาสาสมัครทำการทาเล็บสีดำที่นิ้วก้อย %SpO₂ มีค่าอยู่ในช่วง 91% - 94%
- ขณะที่อาสาสมัครทำการทาเล็บสีแดงที่นิ้วก้อย %SpO₂ มีค่าอยู่ในช่วง 96% - 97%
- จากการนำค่าเฉลี่ย %SpO₂ มาเปรียบเทียบกับระหว่างขณะที่ไม่ได้ทาเล็บกับทาเล็บสีดำที่นิ้วก้อยของอาสาสมัครคนเดียวกันดังรูปที่ 4.6 จะได้ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยของการทดลองอยู่ที่ 4.28%
- นำค่าเฉลี่ย %SpO₂ มาเปรียบเทียบกับระหว่างขณะที่ไม่ได้ทาเล็บกับทาเล็บสีแดงที่นิ้วก้อยของอาสาสมัครคนเดียวกันดังรูปที่ 4.6 จะได้ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยของการทดลองอยู่ที่ 0.11%

4.6 สรุปผลการทดลองที่ 1 - 4

จากการทดลองตามที่กล่าวมาข้างต้นสามารถสรุปได้ว่า พื้นที่หน้าตัดของนิ้วนั้นมีผลต่อการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) เมื่อนำมาเปรียบเทียบกับจะพบว่าเมื่อวัดที่นิ้วชี้ของอาสาสมัครจะได้ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยน้อยกว่าการวัดที่นิ้วก้อยของอาสาสมัคร เนื่องจากตัวตรวจวัดของ Pulse Oximeter มีความพอดีและเหมาะสมสำหรับพื้นที่หน้าตัดของนิ้วชี้มากกว่า และจากการทดลองที่ 3 และ 4 สามารถสรุปได้ว่า เมื่อวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินขณะที่ทาเล็บนั้นส่งผลต่อการตรวจรู้ของตัวตรวจวัด โดยที่เมื่อทาเล็บสีดำจะให้ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยมีค่ามากกว่าเมื่อเทียบกับขณะที่ไม่ได้ทาเล็บ เนื่องจากสีดำมีความทึบแสงจึงทำให้แสงผ่านตัวกลางไปได้ยาก และเมื่อทาเล็บสีแดงจะให้ค่าความผิดพลาดเฉลี่ยไม่ต่างจากการไม่ได้ทาเล็บมากนัก แต่ยังคงส่งผลให้ค่าที่ได้ในการวัดสูงกว่าค่าที่ควรจะเป็นเมื่อเทียบกับขณะที่ไม่ได้ทาเล็บ

4.7 สรุปผลการทดลองการวิเคราะห์การเดินของหัวใจ

เริ่มแรกทำการศึกษาและวิเคราะห์วงจรตามที่ยังไม่ได้ต่อสัญญาณจากวงจรกรองและขยายสัญญาณนั้น มีสัญญาณเอาต์พุตออกมาเป็นค่าสัญญาณหนึ่ง และเมื่อทำการศึกษาจึงพบว่าสัญญาณที่ออกมานั้นเป็นสัญญาณความถี่ของการฉายสลับกันระหว่างแสงสีแดงและแสงอินฟราเรด ดังรูปที่ 4.7 ซึ่งแสดงถึงสัญญาณเอาต์พุตที่กล่าวมาข้างต้น สามารถแบ่งออกได้เป็น 2 กรณี ในกรณีที่ 1 ดังรูปที่ 4.7 (ก) แสดงถึงสัญญาณเอาต์พุตที่ตรวจได้ขณะที่ไม่มีตัวกลาง และกรณีที่ 2 ดังรูปที่ 4.7 (ข) แสดงถึงสัญญาณเอาต์พุตที่ตรวจได้ขณะที่มีตัวกลาง จากรูปที่ 4.7 (ข) แสดงให้เห็นว่ามีการเปลี่ยนแปลงไปของแอมพลิจูด (Amplitude) ของสัญญาณ ทำให้สามารถทราบได้ว่า ขณะมีตัวกลางหรือมีนิวสอดเข้าไปในอุปกรณ์ตรวจรู้นั้นจะมีการดูดซับของแสงเกิดขึ้น หลังจากนั้นทำการต่อวงจรกรองและขยายสัญญาณ พบว่าไม่มีค่าสัญญาณใด ๆ ออกมาจากวงจร จึงสรุปได้ว่าอุปกรณ์ที่ออกแบบนั้นอาจไม่สมบูรณ์หรือไม่มีประสิทธิภาพมากพอที่จะวัดอัตราการเต้นของหัวใจได้



รูปที่ 4.7 สัญญาณเอาต์พุตขณะที่ยังไม่ได้ต่อสัญญาณจากวงจรกรองและขยายสัญญาณ
 (ก) สัญญาณเอาต์พุตเมื่อไม่มีตัวกลาง
 (ข) สัญญาณเอาต์พุตเมื่อมีตัวกลาง

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้นำเสนอหลักการ PPG ในการประยุกต์ใช้วัดค่าทางสรีระวิทยา ซึ่ง ณ ที่นี้ใช้เซ็นเซอร์ทางแสงในการตรวจรู้เพื่อนำค่าการดูดกลืนของแสงไปวิเคราะห์สมการในการหาค่าต่าง ๆ ทางสรีระวิทยา โดยนำค่าการดูดกลืนของแสงไปใช้เพื่อวัดค่า 3 ค่า คือ ค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน อัตราการเต้นของหัวใจ และระดับน้ำตาลภายในเลือด ในส่วนแรก ค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินนั้น จากการทดลองสามารถสรุปได้ว่า มีปัจจัยต่าง ๆ ที่ส่งผลต่อความแม่นยำของค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน ซึ่งได้แก่ พื้นที่หน้าตัดของนิ้ว ความหนาบางของนิ้ว และการทาสีเล็บ ดังนั้นในการตรวจวัดค่าดังกล่าว ควรอยู่ในภาวะปกติ ไม่มีการทาสีเล็บ และควรใช้นิ้วชี้ซึ่งมีความเหมาะสมที่สุดสำหรับเครื่องที่ออกแบบในการวัด ส่วนที่สองและส่วนที่สาม คือ อัตราการเต้นของหัวใจ และ ระดับน้ำตาลภายในเลือด ซึ่งหลังจากการศึกษาและวิเคราะห์พบว่าเครื่องที่ออกแบบไม่มีประสิทธิภาพพอในการวัดค่าดังกล่าว

5.2 ข้อเสนอแนะ

การศึกษาระบบการวิเคราะห์ทางแสงโดยหลักการ PPG เพื่อใช้วัดค่าต่าง ๆ ทางสรีระวิทยานั้นสามารถอำนวยความสะดวกแก่ผู้ที่ต้องการศึกษาหลักการดังกล่าวและต้องการวัดค่าต่าง ๆ ในร่างกายโดยไม่ก่อให้เกิดความเจ็บปวดหรือรุกรานทางร่างกาย (non-invasive) ของผู้ป่วย แต่เนื่องจากกระบวนการทางแสงนั้นมีพารามิเตอร์จำนวนมากที่มีผลต่อการวัด จึงทำให้ยากต่อการควบคุมความแม่นยำรวมถึงการออกแบบฮาร์ดแวร์ที่มีเหมาะสมกับสภาวะโดยทั่วไป เนื่องจากปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ยังมีความไม่สมบูรณ์มากนัก จึงควรเลือกใช้ฮาร์ดแวร์ที่มีประสิทธิภาพและมีความเหมาะสมต่อการวัดค่าต่าง ๆ ดังกล่าวเพื่อให้ได้ซึ่งผลลัพธ์ที่ต้องการ

บรรณานุกรม

- [1] ยุวนารถ มลทองศิริ, “การศึกษาการวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินและอัตราการเต้นของหัวใจด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ARDUINO NANO”, กรุงเทพฯ :วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมการวัดคุม, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2558.
- [2] designua, “Gas exchange in humans. Path of Red Blood Cells. Oxygen transport cycle. Both oxygen and carbon dioxide are transported around the body in the blood: from the lungs to the organs and again to the lungs”, [ระบบออนไลน์] แหล่งที่มา : https://www.123rf.com/photo_34138132_stock-vector-gas-exchange-in-humans-path-of-red-blood-cells-oxygen-transport-cycle-both-oxygen-and-carbon-dioxide.html (Dec 20, 2018)
- [3] Max Ferdinand Perutz, , “determined hemoglobin structure”, [ระบบออนไลน์] แหล่งที่มา : <https://www.worldofchemicals.com/271/chemistry-articles/max-ferdinand-perutz-determined-hemoglobin-structure.html> (Dec 20, 2018)
- [4] “โครงสร้างระบบไหลเวียนโลหิต”, [ระบบออนไลน์] แหล่งที่มา: http://www.ipesp.ac.th/learning/Physiology/html/chapter3/Unit4_1_1.html, (Dec 18, 2018)
- [5] บดินทร์ ขวัญนิมิตร, “การวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากซีพจรผู้ใหญ่”, บทความปริทัศน์ สงขลานครินทร์เวชสาร ปีที่ 24 ฉบับที่ 3 พ.ศ. – มิ.ย. 2549.
- [6] Boundless, “Cardiac Cycle”, [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา : <http://oer2go.org/mods/en-boundless/www.boundless.com/physiology/textbooks/boundless-anatomy-and-physiology-textbook/cardiovascular-system-the-heart-18/physiology-of-the-heart-175/cardiac-cycle-879-9168/index.html> , (Dec 23, 2018)
- [7] Nazo Haroon, and Mohsin Islam Tiwana, “Design and Development of Non-Invasive Prototype to Measure Pulse Rate, Blood Glucose and Oxygen Saturation Level in Arterial Blood”, Nov 29, 2017. [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา : https://saiconference.com/Downloads/FTC2017/Proceedings/30_Paper_410-Design_and_Development_of_Non-Invasive_Prototype.pdf (Dec 18, 2018)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม (ต่อ)

- [8] ชิตชัย โพธิ์ประภา, “โฟโตไดโอด (Photo Diode)”, [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา : <http://phchitchai.wbvschool.net/page/9>, (Dec 18, 2018)
- [9] RSM50492, “ไดโอดเปล่งแสง”, [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา : <http://www.thaigoodview.com/node/119316> (Dec 18, 2018)
- [10] ผศ.ดร.พิมพ์เพ็ญ พรเฉลิมพงศ์ และ ผศ.ดร.นวกัทธา หนูนาถ, “Accuracy / ความถูกต้อง ความแม่นยำ”, [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา : <http://www.foodnetworksolution.com/wiki/word/4289/accuracy-%E0%B8%84%E0%B8%A7%E0%B8%B2%E0%B8%A1%E0%B8%96%E0%B8%B9%E0%B8%81%E0%B8%95%E0%B9%89%E0%B8%AD%E0%B8%87-%E0%B8%84%E0%B8%A7%E0%B8%B2%E0%B8%A1%E0%B9%81%E0%B8%A1%E0%B9%88%E0%B8%99%E0%B8%A2%E0%B8%B3>, (Dec 19, 2018)
- [11] ผศ.ดร.พิมพ์เพ็ญ พรเฉลิมพงศ์ และ ผศ.ดร.นวกัทธา หนูนาถ, “Precision / ความเที่ยงตรง”, [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา : <http://www.foodnetworksolution.com/wiki/word/4290/precision-%E0%B8%84%E0%B8%A7%E0%B8%B2%E0%B8%A1%E0%B9%80%E0%B8%97%E0%B8%B5%E0%B9%88%E0%B8%A2%E0%B8%87%E0%B8%95%E0%B8%A3%E0%B8%87>, (Dec 19, 2018)
- [12] Jochen Hinkelbein, Harald V, Genzwuerker, Reiner Sogl, Fritz Fiedler, “Effect of nail polish on oxygen saturation determined by pulse oximetry in critically ill patients”, Clinical paper, 2006.
- [13] J G Webster, “Design of Pulse Oximeter”, Department of Electrical and Computer Engineering of Wisconsin-Madison, 1997.
- [14] W.GZijlstra a, A Buursmab, “Spectrophotometry of Hemoglobin: Absorption Spectra of Bovine Oxyhemoglobin, Deoxyhemoglobin, Carboxyhemoglobin, and Methemoglobin”, Dec 15, 1997. [Online] Available : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0305049197002307> (Dec 20, 2018)

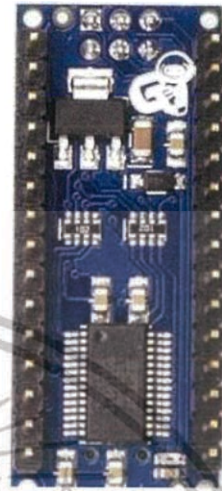


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.Arduino NANO 3.1



Arduino NANO Front



Arduino NANO Rear

Specification...

Microcontroller	ATmega328
Operating Voltage (logic level)	5 V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limits)	2-20V
Digital I/O Pins	14 (6 pins provide TTL output)
Analog Input Pins	8
DC Current per I/O Pin	40 mA
Flash Memory	32 KB (ATmega328) of which 2 KB used by bootloader
SRAM	2 KB (ATmega328)
EEPROM	1 KB (ATmega328)
Clock Speed	16 MHz
Dimensions	0.73" x 1.70"
Length	45 mm
Width	18 mm
Weight	5 g

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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 3.4 cm

View Area 28.3W * 35.04H mm.

Dot Size 0.06W * 3 * 0.18H mm

Dot Pitch 0.18W * 0.18H mm

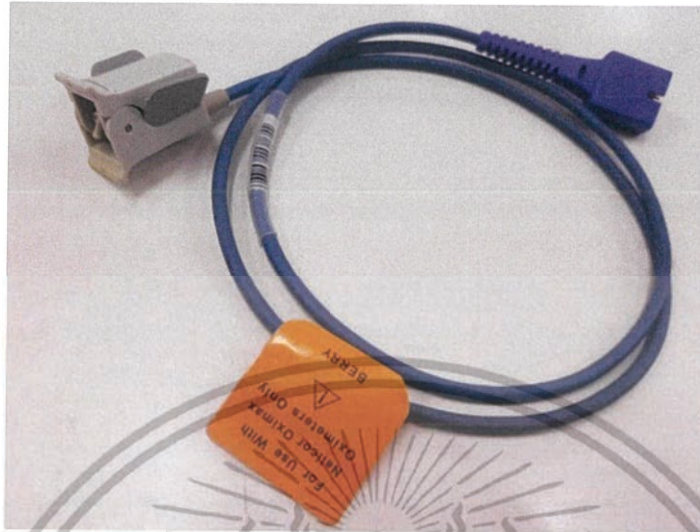
Viewing Angle 6 O'clock

IC Diver 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



qualification	
P/N	OEM P/N (DS-100A)
Description	Nellcor Oximax DS100A 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, ISO10993-10
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
OEM Service	All Nellcor OEM models

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. อุปกรณ์อ้างอิง (Fingertip Pulse Oximeter)

Finger tip Pulse Oximeter

Fingertip Pulse Oximeter User Manual Ver.1.0

The fingertip pulse oximeter is a kind of innovative medical device with non-invasive and continuous features for arterial SPO2 and PR detection. It is convenient to measure SPO2 and PR values quickly and precisely due to its portability.




Diagram of Operation principles

1. Infrared-ray receiving tube
2. Infrared-ray transmitting tube

Measurement Principle


An experienced formula of data profiles is established by exerting Lambert Beer Law according to Spectrum Absorption Characteristics of Reductive hemoglobin (R-Hb) and oxyhemoglobin (O2 Hb) in glow and near-infrared zones. Operation principle of the instrument is to combine Photoelectric Oxyhemoglobin Inspection Technology with Capacity Pulse Scanning and Recording Technology, so that two lights with different wavelength (660nm glow and 940nm near infrared light) can be focused onto human nail through perspective clamp finger-type sensor. Then measured signal can be obtained by a photoelectric element information acquired through which will be shown on two groups of LEDs through process in electronic circuits and microprocessor.

Product Operation Scope


The fingertip pulse oximeter can be used to measure human haemoglobin saturation and heart rate through finger. The product can be applied in family, hospital including clinical such as intensive surgery, anaesthesia, paediatrics, intensive care, etc., oxygen club, social medical organizations, physical care in sports (it can be used before or after sports). Operation during sport process is not recommended. It is also applicable to athletes, mountaineering enthusiasts, elders over 60, patients (convalescents at home or those who need further treatment), labor who work more than 12 hours per day, and those work in the harshest temperature, etc. The product is not suitable to monitor patient continuously.

01. Hold the lock button on the battery cover and push it down at the same time, then the battery cover will be opened.
02. Insert two AAA batteries into the battery cassette before covering it.
03. Plug one finger thoroughly into the rubber hole of the oximeter before releasing the clamp with the nail upwards.
04. Press the pulse on the front panel.
05. Don't tremble your finger when the oximeter is working. Your body is not recommended on moving status.
06. If you want to change the display direction, please press the button on the front panel.
07. Read relevant datum from the display screen.
08. If there is no signal, the product will be power-off automatically.
09. Please replace the batteries when the screen indicates the batteries are in low power.

Operation Instructions / Symbols and Definitions




The equipment type is BF



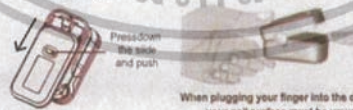
Refer to user manual before application

% SpO2
Hemoglobin Saturation

PR BPM
Heart Rate(BPM)


Low power indication

SN
Serial No.



When plugging your finger into the oximeter, your nail surface must be upward.

Declaration: Please use the medical alcohol to clean the rubber and your finger before and after each test. (The rubber inside of the oximeter adopts medical rubber, which has no toxin, no harm, and brings no side effect such as allergy to our skin).

General Description

◆ Haemoglobin Saturation is the percentage between the capacity of Oxyhemoglobin (HbO2) that compounded with oxygen and that of all combinative haemoglobin (Hb) (HbO2) in blood. In other words, it is the saturation of Oxyhemoglobin in blood. It is a very important physiological parameter in respiratory and circulation systems. Many respiratory diseases could reduce haemoglobin saturation in human blood. Moreover, factors such as Automatic Organic Regulation Malfunction caused by anaesthesia, trauma resulted from major operation and some medical examination can also cause problems in oxygen supply, which might reduce human haemoglobin saturation. As a result, such symptoms as megrim, vomit and asthenia might appear to patients. Hence, it is very important to know hemoglobin saturation of patient timely in clinical medical aspects.

The fingertip pulse oximeter is characterized in small volume, low power consumption, convenient operation and portability. It only needs the patient to put one finger into the fingertip photoelectric sensor for diagnosis, and then the display screen will directly show the measured value of hemoglobin saturation. It has been proved in clinical experiments that it possesses rather high precision and repeatability.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

OLED Display



- Start/Menu Button
- Battery Cover
- OLED Display

*** Function description of the Start/Menu Button:**

Press the button can turn the instrument into working state, when it is in the working state, press the button can change the display mode.

OLED Display Modes



OLED display

- ◆ The product adopts double color OLED display, which has four directions with six different display modes.
- ◆ Low power consumption, consumption level for 20 hours.
- ◆ Low power dissipation.
- ◆ In the absence of signals for 15 seconds, the product will be power of automation.
- ◆ Visual and audio alarm function.
- ◆ Bright, volume, light frequency, and convenient to carry.

Parameter Setup:

1. Press the menu button (~) for 3 seconds to enter the parameter setting menu (see Figure 1). In the menu, press the left/right (←/→) key to choose the options to turn, and press the bottom (↓) key to set up the sound and vibration.
2. When the screen shows "Alm Sensitivity", press the button (and seconds) to enter the menu 2.
3. In the menu 2, press the button (~) 1 second to choose the options in the menu (press the button (~) 3 seconds can set up the value as you need. Select "*" or "-" to increase or decrease the value).



Manufacturer's Declaration—Electromagnetic Radiation To Other Equipments and Systems

The pulse oximeter is designed to be used in specified electromagnetic environment. Users of the pulse oximeter must use it in the following environments.

Radiation Test	Compliance	Electromagnetic Environment Guidance
RF interference CISPR 11	Group 1	RF signal of the pulse oximeter is simply created by its internal function. Therefore, its RF interference is very low and is not likely to cause any interference to nearby electronic equipments.
RF interference CISPR 11	Class B	The pulse oximeter is applicable to all institutions, including communities and domestic buildings which is directly connected to the public low-voltage power supply network.

Maintenance and Preservation

01. Replace the batteries timely when low voltage lamp is on.
02. Clean the surface of the oximeter before it is used to diagnose patients.
03. Remove the batteries if you will not use the oximeter for a long time.
04. It would be better to preserve the product in -10~40 C (14-104 C) and 10%-80% of the humidity.
05. It is recommended that the product should be kept dry anytime. A wet ambience might affect its lifetime and even damage the product.
06. Please follow the law of the local government to dispose the used batteries.

Classification

01. Management Class for Medical Devices:
II equipment
02. Anti-electric Shock Type:
Internally powered equipment
03. Anti-electric Shock Degree:
Type BF equipment



* Reserves the right to technical change appearance, our products are subject to change without prior notice, please forgive me!

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Specifications:

1. Display Type: OLED display
2. SpO₂:
Measurement range: 70%–99%
Accuracy: ±2% on the stage of 70%–99%, Unspecified(±70%)
Resolution: ±1%
3. PR:
Measurement range: 30BPM–240BPM
Accuracy: ±1BPM or ±1%
4. Power Supply: two AAA 1.5V alkaline batteries
5. Power Consumption: below 30mAh
6. Automatically Power off: The product automatically shuts off when no signal can be detected within 8 seconds
7. Dimension: 55mm×35mm×30mm
8. Operation Environment:
Operation Temperature: 5°C–40°C
Storage Temperature: ±10°C–40°C
Operation Humidity: 10%–80%
Storage Humidity: 10%–80%
Air Pressure: 70kPa–108kPa
9. Declaration: EMC of this product comply with IEC60601-1-2 standard.
10. Measurement Performance in Low Perfusion Condition: Required test equipment (EIO-TEK INDEX Pulse Oximeter tester) could measure the suitable pulse waveform with the amplitude of 6% of the simulation pulse wave available.
11. Interference Resistance Capacity against Ambient Light: Device works normally when BIO-TEK INDEX Pulse Oximeter tester exerts interfering signal test.

Possible Problems and Resolutions		Solution
Problem	Possible reason	
SpO ₂ or PR can't be shown normally	1. The finger is not plugged correctly. 2. Patient's pulse rate or blood flow is too low to be measured.	1. Reply by plugging the finger correctly. 2. Try a few times again. If you can't make sure that there is no problem in the product, please go to hospital early for exact diagnosis.
SpO ₂ or PR is shown abnormally	1. The finger might not be plugged deep enough. 2. The light is reflecting or the patient is in moving status.	1. Reply by plugging the finger thoroughly. 2. Please remain still as much as possible.
The Oximeter can not be turned on	1. Charge the power or power off. 2. Reduce the charge level to 20% or lower. 3. The battery might be damaged.	1. Please replace the battery. 2. Please recharge the battery. 3. Please contact with local customer service center.
Indication lamps are suddenly off	1. The product automatically shuts off when no signal can be detected within 8 seconds. 2. Inadequate power.	1. Recharge. 2. Replace the battery.

Precautions for Use

01. Do not use the pulse oximeter together with MRI or CT equipment.
02. Do not use the pulse oximeter in an explosive atmosphere.
03. The pulse oximeter is just an auxiliary device in patient assessment. Doctors should also take clinical manifestation and symptoms into consideration.
04. Check the pulse oximeter sensor application site frequently in order to make sure that the circulation and skin integrity of the patient are under good condition.
05. Do not scratch the adhesive tape while applying the pulse oximeter sensor. This may cause inaccurate reading or skin trauma.
06. Please read the manual carefully before use.
07. Although the pulse oximeter can detect blood oxygen saturation promptly, it is not suitable for continuous monitoring.
08. Change the sensor site and check skin integrity, circulatory status, and correct alignment at least every 2 hours.
09. Inaccurate measurements may be caused by autoclaving, ethylene oxide sterilization, or immersing the sensors in liquid.
10. Significant levels of dysfunctional hemoglobins (such as carboxyl-hemoglobin or methemoglobin) may cause inaccurate reading.
11. Intravascular dyes such as Indocyanine green or methylene blue may cause inaccurate reading.
12. SpO₂ measurements may be adversely affected in the presence of high ambient light. Please shield the sensor area (with a surgical towel or direct sunlight, for example) if it is necessary.
13. Unexpected action may cause inaccurate reading.
14. Medical signal with high frequency or interference caused by defibrillator may lead to inaccurate reading.
15. Venous pulsations may cause inaccurate reading.
16. It may cause inaccurate reading when the position of the sensor and blood pressure cuff are in the same arterial catheter or intravascular line.
17. Hypotension, severe vasoconstriction, severe anemia, or hypothermia may cause inaccurate reading.
18. It may cause inaccurate reading by giving use of cardiotonic to the patient when he is in the status of quiver or cardiac arrest.
19. Bright nails or painted nails may cause inaccurate reading.

★ Follow local ordinances and recycling instructions regarding to disposal or recycling of the device and device components, including batteries.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มาตรฐานการสอบเทียบเครื่องมือแพทย์
กองวิศวกรรมการแพทย์ ฉบับปี 2552



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ลำดับ	รายการเครื่องมือแพทย์	ค่าผิดพลาด ที่ยอมรับได้		หน่วยวัด
		พื้นที่ปกติ	พื้นที่ วิกฤติ	
16	เครื่องชั่งน้ำหนักผู้ใหญ่ (Weigh, Adult)	± 1	± 0.5	kg
17	เครื่องชั่งน้ำหนักเด็ก (Weigh, Baby)	± 50	± 20	g
18	เครื่องชั่งน้ำหนักสาร (Weigh, Analytical Balance)	$\pm 10\%$	$\pm 10\%$	g
19	นาฬิกาจับเวลา (Stop Watch)	$\pm 5\%$	$\pm 5\%$	sec
20	เครื่องดึงกระดูก (Traction), ถาดคาทเป่าบด - Weight - Timer	$\pm 5\%$	$\pm 5\%$	kg
		$\pm 10\%$	$\pm 10\%$	min
21	เครื่องตรวจสัญญาณชีพผู้ป่วย (Monitor, Patient) - Heart Rate - NIBP - SpO2 - Apnea delay	± 5	± 2	BPM
		± 8	± 5	mmHg
		± 2	± 2	%
		$\pm 10\%$	$\pm 10\%$	sec
22	เครื่องติดตามการหายใจผู้ป่วยชนิดข้างเตียง (Monitor, Bedside) - Heart Rate - NIBP - SpO2 - Apnea delay - อัตราการหายใจ	± 5	± 2	BPM
		± 8	± 5	mmHg
		± 2	± 2	%
		$\pm 10\%$	$\pm 10\%$	Sec
		± 2	± 2	BPM
23	Fetal Monitor - Fetal Heart Rate	± 2	± 2	BPM

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้