

การศึกษาการวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินและอัตราการ
เต้นของหัวใจด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ARDUINO NANO

A STUDY OF SATURATION OXYGEN HEMOGLOBIN AND HEART RATE
MEASUREMENT BY ARDUINO NANO MICROCONTROLLER



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมการวัดคุม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2558

KMITL-2015-EN-M-060-191

การศึกษาการวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินและอัตราการ
เต้นของหัวใจด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ARDUINO NANO

A STUDY OF SATURATION OXYGEN HEMOGLOBIN AND HEART RATE
MEASUREMENT BY ARDUINO NANO MICROCONTROLLER



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมการวัดคุม
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ.2558

KMITL-2015-EN-M-060-191

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

A STUDY OF SATURATION OXYGEN HEMOGLOBIN AND HEART RATE
MEASUREMENT BY ARDUINO NANO MICROCONTROLLER



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN INSTRUMENTATION ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2015
KMUTL-2015-EN-M-060-191

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2015

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การศึกษาการวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินและอัตราการเต้นของหัวใจด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ARDUINO NANO

Thesis Title A Study of Saturation Oxygen Hemoglobin and Heart Rate Measurement by ARDUINO NANO Microcontroller

นักศึกษา นางสาวยุวณารถ มลทองศิริ

รหัสประจำตัว 55611705

ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชา วิศวกรรมการวัดคุม

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ รศ.วิริยะ กองรัตน์

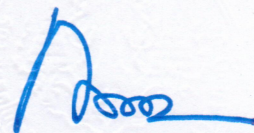
หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2015-EN-M-060-191

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
รศ.ดร.วิทยา	ทิพย์สุวรรณพร	
รศ.ดร.ทวีพล	ชื้อสตัย	
ดร.ยุทธพงศ์	ทัพผดุง	
รศ.สุพรรณ	กุลพานิชย์	
รศ.วิริยะ	กองรัตน์	

วัน / เดือน / ปี ที่สอบ วันพฤหัสบดีที่ 8 ตุลาคม พ.ศ. 2558 เวลา 13.00-15.00 น.
สถานที่สอบ ณ อาคาร A ชั้น 5 ห้องประชุม 3

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว



(รองศาสตราจารย์ ดร. คมสัน มาลีสี)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
คนบตี คณะวิศวกรรมศาสตร์
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
วันที่ 8 ตุลาคม พ.ศ. 2558

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การศึกษาการวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินและอัตราการเต้นของหัวใจด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ARDUINO NANO
นักศึกษา	นางสาวยุวนารถ มลทองศิริ
รหัสประจำตัว	55611705
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมการวัดคุม
พ.ศ.	2558
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	รศ.วิริยะ กองรัตน์

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้นำเสนอการศึกษาการวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินและอัตราการเต้นของหัวใจด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Nano โดยเริ่มจากการออกแบบเครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (bpm) ด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Nano แบบไม่รูกำลัง โดยการตรวจวัดจะใช้หลักการดูดซับคลื่นแสงที่แตกต่างกันระหว่างแสง แอลอีดีความยาวคลื่น 660 nm และแสงอินฟราเรดความยาวคลื่น 940 nm ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino เป็นตัวประมวลผล และแสดงผลกราฟิกออกทางหน้าจอ TFT LCD ซึ่งในงานวิจัยนี้จะทำการทดสอบปรับสัญญาณพัลส์เพื่อหาความเข้มแสงที่เหมาะสมในการสร้างเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน ทดสอบผลการวัดเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินและอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) เปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิง โดยทดสอบวัดกับอาสาสมัครภาวะปกติ และภาวะขาดออกซิเจน โดยอาสาสมัครมีอายุระหว่าง 18-50 ปี และทดสอบวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินระหว่างที่ทาสิเล็บกับไม่ทาสิเล็บ โดยในงานวิจัยทั้งหมดสามารถสรุปได้ว่าสัญญาณพัลส์ที่เหมาะสมในการสร้างเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินอยู่ที่ 20 เปอร์เซ็นต์ความถี่ไซเคิล เครื่องที่ออกแบบเมื่อวัดเปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิงโดยที่ภาวะปกติ %SpO₂ ที่ระดับ 95% - 100% มีค่าความถูกต้อง ±1.80 % และ BPM ที่ระดับ 67 - 85 bpm มีค่าความถูกต้อง -1.13/+1.68 bpm และภาวะขาดออกซิเจน %SpO₂ ที่ระดับ 85% - 94% มีค่าความถูกต้อง -2.72/+3.92 % และ BPM ที่ระดับ 86 - 120 bpm มีค่าความถูกต้อง -1.64/+1.79 bpm และสิทาเล็บมีผลต่อการวัด %SpO₂

Title	A Study of Saturation Oxygen Hemoglobin and Heart Rate Measurement by ARDUINO NANO Microcontroller.
Student	Miss Yuwanart Monthongsiri
Student ID.	55611705
Degree	Master of Engineering
Program	Instrumentation Engineering
Year	2015
Thesis Advisor	Assoc. Prof. Viriya Kongratana

ABSTRACT

This thesis presents the study of saturation oxygen hemoglobin and the heart beat rate measurement by Arduino Nano microcontroller. This project was initiated by designing the device for measuring Oxygen saturation of Hemoglobin (%SpO₂) and the heart rate (BPM) through noninvasive Arduino Nano microcontroller. The measure depends on the concept of absorbing different light waves between LED light with wavelength 660nm and infrared with wavelength 940 nm by using Arduino micro controller as the processor showing the graphic results through TFT LCD screen. In this research, the test for adjusting signals pulse with modulation will be conducted in order to find out the light intensity appropriate for designing the device for measuring Oxygen saturation of Hemoglobin, testing the result for measuring percentage of Oxygen saturation of Hemoglobin (%SpO₂) and hart beat rate (BPM), comparing with a reference device by testing for measurement among the volunteers normality and low perfusion, aging between 18-50, and testing the measurement for Oxygen saturation of Hemoglobin (%SpO₂) between painting nail and unpainting nail. After all, according to this research, it is concluded that the signal plus appropriate for creating the device for measuring Oxygen saturation of Hemoglobin is 20% of duty cycle. The designed device, compared with reference device, normal saturation %SpO₂ range 95% - 100% accuracy $\pm 1.80\%$ and the heart beat rate range 67 - 85 bpm accuracy -1.13/+1.68 bpm, low perfusion %SpO₂ range 85% - 94% accuracy -2.72/+3.92% and the heart beat rate range 86 - 120 bpm accuracy -1.64/+1.79 bpm and the nail polish has an effect on %SpO₂ measurement.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาของท่าน รองศาสตราจารย์ วิริยะ กองรัตน์ อาจารย์ที่ปรึกษา ที่คอยให้คำปรึกษาและคำแนะนำในการทำโครงการรวมทั้งให้การสั่งสอนต่างๆมาโดยตลอด ทำให้ผู้จัดทำมีประสบการณ์ในการทำงานด้านต่างๆมากขึ้น

ขอขอบคุณท่าน รองศาสตราจารย์ ดร. วิทยา ทิพย์สุวรรณพร อาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมการวัดคุม สาขาวิชาวิศวกรรมการวัดคุม และพี่ๆ รวมทั้งเพื่อนในห้องปฏิบัติการเครื่องมือวัดในกระบวนการทางอุตสาหกรรม สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังที่คอยให้คำแนะนำ อุปกรณ์ และสถานที่ในการทดลอง และอาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมการวัดคุมทุกๆท่านที่คอยเสียสละเวลามาให้คำแนะนำ

ขอขอบคุณห้องปฏิบัติการเทคนิคการแพทย์โรงพยาบาลกำแพงเพชรที่คอยให้คำแนะนำเอื้อเฟื้ออุปกรณ์ และสถานที่ในการทดลอง

สุดท้ายนี้ข้าพเจ้าขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดา ของข้าพเจ้าที่คอยให้กำลังใจและสนับสนุนในทุกๆด้าน และขอขอบคุณเพื่อนๆที่ให้การช่วยเหลือในการทำงานมาตลอดจนสามารถทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้สำเร็จลุล่วงด้วยดี

ยุวณารถ มลทองศิริ

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญภาพ.....	IX
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ.....	1
1.3 สมมุติฐานของการทดลอง.....	2
1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย.....	2
1.5 ขอบเขตของงานวิจัย.....	2
1.6 ขั้นตอนของการศึกษา.....	3
1.7 แผนการดำเนินงาน.....	4
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	6
2.1 บทนำ.....	6
2.2 เม็ดเลือดแดง.....	6
2.3 หัวใจ (Heart).....	8
2.3.1 การทำงานของหัวใจ.....	8
2.3.2 การเต้นของหัวใจ.....	9
2.3.3 อัตราการเต้นของหัวใจ.....	10
2.4 หลักการตรวจวัดความอิมิตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	10
2.4.1 กฎของเบียร์และแลมเบิร์ต.....	11
2.4.1.1 การทำงานของฮีโมโกลบิน.....	11
2.4.1.2 สเปกตรัมการดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบิน.....	12
2.4.2 กฎของเบียร์ที่ใช้ในเครื่องวัดความอิมิตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	13
2.4.2.1 หลักเกณฑ์ในการเลือกความยาวคลื่น.....	14

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
2.4.2.2 จังหวะการเต้นของเลือด.....	13
2.4.3 ความอึดตัวเทียบกับอัตราส่วนนอมอลไลซ์เซชั่น.....	15
2.5 ส่วนประกอบของตัวตรวจวัด.....	16
2.5.1 โฟโต้ไดโอด (Photodiode)	17
2.5.2 ไดโอดเปล่งแสง (Light emitting diode: LED)	17
2.6 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller)	19
2.6.1 ส่วนประกอบทั่วไปของไมโครคอนโทรลเลอร์.....	19
2.6.2 ไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Nano.....	20
2.6.3 โครงสร้างการเขียนโปรแกรมภาษาซีของ Arduino.....	21
2.6.4 ชนิด และประเภทของตัวแปร.....	22
2.7 การวัด และการประเมินความไม่แน่นอนในการวัด.....	23
2.7.1 ความถูกต้อง (Accuracy).....	23
2.7.2 ความเที่ยงตรง (Precision).....	24
2.7.3 ค่าความไม่แน่นอนของผลการวัด.....	24
2.7.4 ความไม่แน่นอนมาตรฐานขยาย.....	25
บทที่ 3 การออกแบบเครื่องวัดปริมาณความอึดตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO ₂) และ อัตราการเต้นของหัวใจ (BPM).....	26
3.1 บทนำ.....	26
3.2 การออกแบบเครื่องวัดปริมาณความอึดตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	27
3.2.1 ตัวตรวจวัด.....	29
3.2.2 วงจรแปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดัน.....	29
3.2.3 วงจรกรองและขยายสัญญาณ.....	30
3.2.3.1 วงจรกรองความถี่ต่ำ (Low pass filter)	30
3.2.3.2 วงจรกรองความถี่แบบ Notch filters.....	30
3.2.3.3 วงจรกรองความถี่สูง (High pass filter).....	30
3.2.3.4 วงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟ (Active filter)	31
3.2.3.5 วงจรกรองความถี่ต่ำ (Low pass filter).....	31
3.2.3.6 วงจรแรงดันอ้างอิง.....	31
3.2.3.6 วงจรแรงดันอ้างอิง.....	31

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
3.2.4 จอแสดงผล (Display).....	31
3.2.5 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller).....	32
3.2.6 เครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน และอัตราการเต้นของหัวใจที่ ออกแบบ.....	35
3.3 การเขียนโปรแกรมบน Arduino Nano.....	36
3.3.1 การใช้โปรแกรม Arduino IDE.....	36
3.3.2 อัลกอริทึมซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการทดลองวัด.....	39
3.3.2.1 Flow chart การวัดค่า %SpO ₂	39
3.3.2.2 Flow chart การวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM).....	40
บทที่ 4 การทดลองและการวิเคราะห์ผล.....	41
4.1 บทนำ.....	41
4.2 ศึกษาผลการปรับสัญญาณพัลส์เพื่อหาความเข้มแสงที่เหมาะสมในการสร้าง เครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	42
4.2.1 การทดลองวัดค่า %SpO ₂ โดยปรับค่าสัญญาณพัลส์ที่ 10 – 60 % Duty Cycle.....	43
4.2.2 การทดลองวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) โดยปรับค่าสัญญาณพัลส์ ที่ 10 - 60 % Duty Cycle.....	45
4.3 เปรียบเทียบผลการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO ₂) และ อัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องอ้างอิง และเครื่องที่ออกแบบ กับ อาสาสมัครภาวะปกติ.....	47
4.3.1 การทดลองวัดค่า %SpO ₂ ระหว่างเครื่องที่ออกแบบ เปรียบเทียบกับ เครื่องอ้างอิง.....	48
4.3.2 การทดลองวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องที่ออกแบบ เปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิง.....	50
4.4 เปรียบเทียบผลการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO ₂) และ อัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องอ้างอิง และเครื่องที่ออกแบบ กับ อาสาสมัครภาวะขาดออกซิเจน.....	52
4.4.1 การทดลองวัดค่า %SpO ₂ ระหว่างเครื่องที่ออกแบบ เปรียบเทียบกับ เครื่องอ้างอิง.....	53
4.4.2 การทดลองวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องที่ออกแบบ เปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิง.....	54

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
4.5 เปรียบเทียบการวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO ₂) ระหว่างกลุ่มที่ทาสิเล็กับไม่ทาสิเล็.....	56
บทที่ 5 สรุปผลการทดลอง.....	59
5.1 บทนำ.....	59
5.2 สรุปผลการศึกษาผลของการปรับสัญญาณพัลส์เพื่อหาความเข้มแสงที่เหมาะสมในการสร้างเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	59
5.3 สรุปผลการเปรียบเทียบผลการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO ₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องอ้างอิง และเครื่องที่ออกแบบ กับอาสาสมัครภาวะปกติ.....	60
5.4 สรุปผลการเปรียบเทียบผลการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO ₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องอ้างอิง และเครื่องที่ออกแบบ กับอาสาสมัครภาวะขาดออกซิเจน.....	60
5.5 สรุปผลเปรียบเทียบผลการวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO ₂) ระหว่างที่ทาสิเล็กับไม่ทาสิเล็.....	61
5.6 ข้อเสนอแนะและแนวทางพัฒนา.....	61
5.6.1 ข้อเสนอแนะ.....	61
5.6.2 แนวทางการพัฒนา.....	61
เอกสารอ้างอิง.....	62
ภาคผนวก	
ภาคผนวก ก. อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง.....	63
ภาคผนวก ข. ผลการทดลองอื่นๆ.....	69
ภาคผนวก ค. มาตรฐานสอบเทียบเครื่องมือแพทย์.....	90
ภาคผนวก ง. บทความที่ได้รับการตีพิมพ์.....	93
ประวัติผู้เขียน.....	99

สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
1.1	แผนการดำเนินงาน.....	4
2.1	แสดงอัตราการเต้นของหัวใจของคนปกติ.....	10
2.2	แสดงช่วงสีพลังงานของหลอด LED.....	19
2.3	แสดงคุณสมบัติของตัวแปรของภาษาซี.....	30
3.1	แสดงบอร์ด Arduino Nano V3.0.....	34
4.1	เปรียบเทียบวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO ₂) กับเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน โดยปรับค่าสัญญาณพัลส์ที่ 10 - 60 % Duty Cycle.....	43
4.2	เปรียบเทียบวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) กับเครื่องอ้างอิง โดยปรับค่าสัญญาณพัลส์ที่ 10 - 60 % Duty Cycle.....	45
4.3	เปรียบเทียบผลการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO ₂) ระหว่างเครื่อง อ้างอิง และเครื่องที่ออกแบบ กับอาสาที่มีสภาวะปกติ.....	48
4.4	เปรียบเทียบผลการวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องอ้างอิง และเครื่องที่ออกแบบ กับอาสาที่มีสภาวะปกติ.....	50
4.5	เปรียบเทียบผลการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO ₂) ระหว่างเครื่อง อ้างอิง และเครื่องที่ออกแบบ กับอาสาที่มีสภาวะขาดออกซิเจน.....	53
4.6	เปรียบเทียบผลการวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องอ้างอิง และเครื่องที่ออกแบบ กับอาสาที่มีสภาวะขาดออกซิเจน.....	54
4.7	เปรียบเทียบการวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO ₂) ระหว่างที่ทาสีเล็บ กับไม่ทาสีเล็บ.....	57

สารบัญภาพ

ภาพที่		หน้า
2.1	เม็ดเลือดแดง (Red blood cell).....	6
2.2	การทำงานของหัวใจ.....	9
2.3	การเต้นของหัวใจ.....	9
2.4	ความเข้มของแสงที่ตกกระทบตามระยะทางการเดินทางจากแหล่งกำเนิดไปยังตัวกลาง.....	11
2.5	สัมประสิทธิ์การสูญเสียพันธะเคมีของฮีโมโกลบิน 4 แบบคือ Oxyhemoglobin (HbO ₂), Reduced Hemoglobin (HbR), Carboxyhemoglobin (COHb) และ Methemoglobin (MetHb).....	13
2.6	การส่งผ่านแสงและการดูดกลืนแสงในนิ้วมือ.....	15
2.7	แสดงคุณสมบัติการดูดกลืนแสง.....	16
2.8	ก. แสดงการดูดกลืนตามกฎของสัญญาณ ข. สัญญาณการดูดกลืนเมื่ออมมอลโลเซชั่น.....	16
2.9	ส่วนประกอบของตัวตรวจวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	17
2.10	โฟโตไดโอด และการไบอัสใช้งานของโฟโตไดโอด.....	17
2.11	ไดโอดเปล่งแสง (Light emitting diode: LED).....	18
2.12	ไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Nano.....	20
2.13	แสดงโครงสร้างโปรแกรม Arduino.....	22
2.14	ระดับความถูกต้อง และความเที่ยงตรง.....	24
3.1	ไดอะแกรมการทำงานของเครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	26
3.2	แสดงอุปกรณ์ตัวตรวจวัด.....	27
3.3	แสดงการเชื่อมต่อของตัวตรวจวัด.....	28
3.4	แสดงวงจรตัวตรวจวัด.....	28
3.5	ไดอะแกรมเวลาการทำงานของตัวตรวจวัด.....	29
3.6	วงจรแปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดัน.....	29
3.7	วงจรรองความถี่และขยายสัญญาณ.....	30
3.8	วงจรแรงดันอ้างอิง.....	31
3.9	หน้าจอแสดงผล 1.8" TFT LCD Display.....	32
3.10	การเชื่อมต่อ Arduino Nano ผ่าน USB.....	32
3.11	วงจรเครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน และอัตราการเต้นของหัวใจ.....	35
3.12	เครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน.....	36

สารบัญภาพ(ต่อ)

ภาพที่		หน้า
3.13	แสดงหน้าโปรแกรม IDE.....	36
3.14	แสดงการเลือกรุ่นบอร์ด Arduino Nano.....	37
3.15	แสดงการเลือกหมายเลข Com port.....	37
3.16	การกดปุ่ม Verify เพื่อตรวจสอบความถูกต้อง.....	38
3.17	การกดปุ่ม Upload โปรแกรมลงบนบอร์ด Arduino Nano.....	38
4.1	ชุดต้นแบบเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดแดง.....	41
4.2	กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน(SpO ₂) เฉลี่ยของอาสาสมัครจำนวน 10 คน กับ Pulse with Modulation (% Duty Cycle) ค่าต่างๆ.....	44
4.3	กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) เฉลี่ยของอาสาสมัคร จำนวน 10 คน กับ Pulse with Modulation (% Duty Cycle) ค่าต่างๆ.....	46
4.4	กราฟการวัดค่า %SpO ₂ ระหว่างเครื่องที่ออกแบบเปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับ อาสาสมัครที่มีภาวะปกติ.....	49
4.5	กราฟการวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องที่ออกแบบเปรียบเทียบกับ เครื่องอ้างอิง โดยวัดกับอาสาสมัครที่มีภาวะปกติ.....	51
4.6	กราฟการวัดค่า %SpO ₂ ระหว่างเครื่องที่ออกแบบเปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับ อาสาสมัครที่มีภาวะขาดออกซิเจน.....	53
4.7	กราฟการวัดค่า BPM ระหว่างเครื่องที่ออกแบบเปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับ อาสาสมัครที่มีภาวะขาดออกซิเจน.....	55
4.8	แสดง Distribution box plot การทดสอบวัดค่า %SpO ₂ ระหว่างที่ทาสิเล็บ กับไม่ทาสิ เล็บ.....	58

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหา

ออกซิเจนในเลือดต่ำ (Hypoxemia) เป็นภาวะหนึ่งที่พบบ่อย ซึ่งต้องการการวินิจฉัยการรักษาอย่างถูกต้อง และความเร็ว เพื่อลดอัตราการเกิดความพิการ และอัตราการตายจากการขาดออกซิเจน ในอดีตการตรวจวินิจฉัยของแพทย์ผู้ให้การรักษา นั้นจะวินิจฉัยภาวะออกซิเจนในเลือดต่ำ ด้วยการตรวจร่างกายร่วมกับการเจาะเลือดแดง (Arterial blood) และส่งตรวจวัดออกซิเจนในเลือด [1] ซึ่งการตรวจแบบนี้ทำให้เกิดข้อจำกัดขึ้นคือ เป็นวิธีการแบบรุกราน (Invasive) ทำให้ผู้ป่วยเจ็บตัว และยังไม่สามารถติดตามภาวะอาการของผู้ป่วยได้อย่างต่อเนื่องตลอดเวลาอีกด้วย

ปัจจุบันได้มีการนำเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (Pulse Oximeter) มาใช้ในการติดตามภาวะของผู้ป่วยที่มีอาการขาดออกซิเจนในร่างกาย (Hypoxia) มากขึ้น ทำให้ประเทศไทยต้องสูญเสียเงินเป็นจำนวนมากในการซื้ออุปกรณ์การแพทย์ เนื่องจากเป็นเครื่องมือที่ต้องนำเข้ามาจากต่างประเทศ และมีราคาสูง เพราะไม่สามารถผลิตอุปกรณ์เครื่องมือแพทย์ภายในประเทศได้เพียงพอ จึงทำให้มีการวิจัยในการสร้างเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน และอัตราการเต้นของหัวใจด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino nano ที่มีราคาต้นทุนต่ำ มีความแม่นยำ สามารถผลิต และวิจัยภายในประเทศได้

สุดท้ายนี้ การใช้เครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินจำเป็นต้องมีการศึกษาปัจจัยที่มีผลต่อความเที่ยงตรงของค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) ที่วัดจากเครื่อง จึงเป็นที่มาในการ ศึกษาการวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน และอัตราการเต้นของหัวใจ เพื่อให้ข้อมูลที่ถูกต้อง และนำไปใช้ได้อย่างเหมาะสม

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ

จากปัญหาที่ได้กล่าวมาแล้วข้างต้นจะเห็นว่าเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) มีข้อจำกัดในการใช้งานในการวัด ดังนั้นในงานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์การศึกษาปัจจัยที่มีผลต่อความเที่ยงตรงในการวัด เพื่อการนำไปใช้งานที่ถูกต้อง และเหมาะสม โดยงานวิจัยนี้เรา จะออกแบบเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ซึ่งจะใช้บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR ชนิด Arduino Nano มาใช้ในการควบคุมการทำงาน และแสดงค่าปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจผ่านหน้าจอแสดงผลแบบกราฟิก

1.3 สมมุติฐานของการศึกษา

จากการศึกษาคุณสมบัติที่มีผลต่อเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน ซึ่งมีการทำวิจัยในด้านทางการแพทย์ที่หลากหลาย เนื่องจากเป็นเครื่องมือที่ใช้อยู่ในปัจจุบันในการประเมินสภาวะการขาดออกซิเจนของผู้ป่วย ซึ่งคุณสมบัติของตัวผู้ป่วยแต่ละคนมีความแตกต่างกันออกไปมีทั้งช่วงที่มีภาวะปกติ และช่วงที่มีภาวะขาดออกซิเจน ดังนั้นถ้านำอาสาสมัครที่มีภาวะดังกล่าวมาวัด %SpO₂ และ BPM และบันทึกค่าความถูกต้อง จะทำให้เครื่องที่ออกแบบสามารถให้ผลที่ถูกต้องใกล้เคียงกับเครื่อง Pulse Oximeter อ้างอิง ซึ่งก็ถือว่าเป็นอุปกรณ์มาตรฐานที่สามารถนำไปใช้งานได้

1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในงานวิจัย

เครื่องตรวจวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินเป็นการวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในหลอดเลือดแดง (arterial oxygen saturation) โดยใช้ทฤษฎีการดูดกลืนแสงที่ต่างกันระหว่าง ฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน (Oxyhemoglobin) จะดูดซับแสงได้ดีที่ความยาวคลื่น 660 นาโนเมตร และฮีโมโกลบินที่ไม่ได้จับกับออกซิเจนจะดูดซับคลื่นแสงได้ดีที่ความยาวคลื่น 940 นาโนเมตร [2] จากนั้นจะใช้แสงส่งผ่านเนื้อเยื่อที่มีหลอดเลือดแดงวิ่งผ่าน หลังจากฮีโมโกลบินมีการดูดกลืนแสงไปบางส่วน และแสงที่ไม่ได้ถูกดูดกลืนก็ถูกส่งผ่านไปยังโฟโตดีเทคเตอร์ ดังนั้นจึงต้องอาศัยคุณสมบัติเฉพาะในการดูดซับแสงที่ต่างกัน เพื่อจะแยกฮีโมโกลบินแต่ละชนิดออกจากกันได้ และการวัดดังกล่าวต้องมีการเปรียบเทียบระหว่างช่วงที่มีชีพจร คือ ช่วงเลือดแดง เนื้อเยื่อ กระดูก และเลือดดำ และช่วงที่ไม่มีชีพจร คือ เนื้อเยื่อ กระดูก และเลือดดำ เพื่อให้สามารถบอกความแตกต่างได้ว่าเป็นค่าที่วัดจากเลือดแดงเท่านั้น ดังนั้นข้อจำกัดบางประการของเครื่องตรวจวัดชนิดนี้จึงเกี่ยวข้องกับปัจจัยดังนี้คือ ถ้ามีสารบางอย่างที่เป็นสีขวางทางเดินลำแสงที่ใช้วัด สารเหล่านี้อาจดูดซับแสงไปด้วยทำให้ค่าที่วัดได้ผิดไปจากความเป็นจริง สารที่เป็นสาเหตุที่พบบ่อยๆ ก็ได้แก่ สีทาเล็บ เชื้อราหรือมีการอักเสบของเนื้อเยื่อใต้เล็บ [3] จนทำให้เกิดการหนาตัว เป็นต้น โดยงานวิจัยนี้จึงนำทฤษฎีข้างต้นมาออกแบบเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) หลังจากออกแบบจะนำเครื่องวัดมาทดลองเปรียบเทียบกับเครื่องมาตรฐาน และทดลองสารที่คิดว่าเป็นสาเหตุที่ทำให้เกิดความผิดพลาด

1.5 ขอบเขตของงานวิจัย

1.5.1 ศึกษาวิจัยเพื่อหาข้อมูลที่เกี่ยวข้องในการทำวิจัย

1.5.2 ออกแบบสร้างเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM)

1.5.3 ศึกษาผลของการปรับสัญญาณพัลส์เพื่อหาความเข้มแสงที่เหมาะสมในการสร้างเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.5.4 เปรียบเทียบผลการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องอ้างอิง และเครื่องที่ออกแบบ กับอาสาสมัครภาวะปกติ

1.5.5 เปรียบเทียบผลการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องอ้างอิง และเครื่องที่ออกแบบ กับอาสาสมัครภาวะขาดออกซิเจน

1.5.6 เปรียบเทียบผลการวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจน (%SpO₂) ระหว่างที่ทาสิเล็บ กับไม่ทาสิเล็บ

1.6 ขั้นตอนของการศึกษา

วิทยานิพนธ์แบ่งเนื้อหาออกเป็นหน้าบทดังนี้

บทที่ 1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย ขอบเขตของการวิจัย ขั้นตอนการศึกษาและแผนการดำเนินงาน

บทที่ 2 ทฤษฎีพื้นฐานงานวิจัยที่ประกอบไปด้วย 2 ส่วนหลักคือ การขนส่งออกซิเจนในร่างกายของฮีโมโกลบิน และการศึกษาการดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบินเพื่อนำไปออกแบบเครื่องวัด

บทที่ 3 การออกแบบเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM)

บทที่ 4 การทดลอง และวิเคราะห์ผลประกอบไปด้วยศึกษาผลของการปรับสัญญาณพัลส์เพื่อหาความเข้มแสงที่เหมาะสมในการสร้างเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน เพื่อนำไปใช้ที่ตัวส่งสัญญาณ เปรียบเทียบผลการวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องอ้างอิง และเครื่องต้นแบบ กับอาสาสมัครที่มีภาวะปกติ และภาวะขาดออกซิเจน วิเคราะห์ความถูกต้อง และความเที่ยงตรงในการวัด %SpO₂ ,BPM และเปรียบเทียบผลการวัด %SpO₂ ระหว่างที่ทาสิเล็บกับไม่ทาสิเล็บ

บทที่ 5 สรุปผลการทดลอง ข้อเสนอแนะ และแนวทางพัฒนา

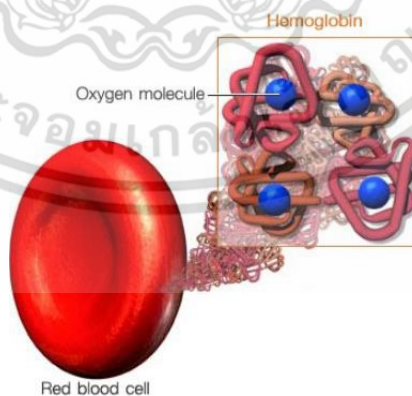
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 บทนำ

เนื่องจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นการประยุกต์ใช้แสงในการวัดปริมาณความอืดตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน โดยแสงที่นำมาใช้วัดปริมาณความอืดตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินนั้น จะใช้คลื่นแสงที่แตกต่างกัน 2 ความยาวคลื่น ดังนั้นในบทนี้จึงเป็นการอธิบายถึงทฤษฎีที่ใช้อ้างอิงของโครงการวิจัยนี้ ซึ่งทำให้สามารถเข้าใจถึงแนวคิดในวิทยานิพนธ์อย่างชัดเจน ด้วยเหตุนี้จึงได้แบ่งหัวข้อทฤษฎีออกตามลำดับของการอ้างอิงตั้งแต่พื้นฐานส่วนประกอบของเลือด การขนส่งออกซิเจนในร่างกาย ทฤษฎีการดูดซับคลื่นแสงของฮีโมโกลบิน หลักการวัด ตัวตรวจวัด การวัด และการประเมินความไม่แน่นอนในการวัด

2.2 เม็ดเลือดแดง (Red blood cell) [4]

เลือดมีคุณสมบัติเป็นเนื้อเยื่อ (Tissue) ชนิดหนึ่งที่ทำหน้าที่ลำเลียงสารต่าง ๆ ภายในร่างกาย โดยการไหลเวียนภายในระบบเส้นเลือด (Vascular system) ด้วยแรงบีบตัวของหัวใจ โดยที่เม็ดเลือดแดงจะมีลักษณะเป็นเซลล์กลมแบน ตรงกลางเว้าเข้าหากันทั้ง 2 ด้าน (Biconcave disc) แต่ละเซลล์มีขนาดที่เท่ากัน คือ มีเส้นผ่าศูนย์กลางประมาณ 7-8 ไมครอน และหนาประมาณ 1-2 ไมครอน (1 ไมครอน = 10^{-3} มิลลิเมตร) เป็นเซลล์ที่มีความยืดหยุ่นตัว (Elasticity) สูง สามารถบิดตัวหรืออตัวได้ ทำให้เคลื่อนที่ในเส้นเลือดฝอยได้ เม็ดเลือดแดงที่ไหลเวียนในเส้นเลือดเป็นเซลล์ที่ไม่มีนิวเคลียส ส่วนเม็ดเลือดแดงที่ยังไม่เติบโตเต็มที่เรียกว่า Erythroblast มีนิวเคลียสและแต่ละเซลล์มีขนาดโตกว่าเม็ดเลือดแดงที่ไหลเวียนอยู่ในเส้นเลือด ดังภาพที่ 2.1



ภาพที่ 2.1 เม็ดเลือดแดง (Red blood cell)

ภายในเม็ดเลือดแดงมีรงควัตถุสีแดงที่เรียกว่า ฮีโมโกลบิน (Hemoglobin) อยู่เต็มเซลล์ ฮีโมโกลบินมีคุณสมบัติเป็นโปรตีนที่มีโครงสร้างซับซ้อน แต่ละโมเลกุลจะประกอบด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- **ฮีโม (Hemo)** มีประมาณ 4 เปอร์เซ็นต์ เป็นสารอินทรีย์ซึ่งมีเหล็ก (Fe) เป็นองค์ประกอบอยู่ตรงกลาง

- **โกลบิน (Globin)** มีประมาณ 96 เปอร์เซ็นต์ เป็นโปรตีนที่ประกอบด้วย Polypeptide 4 สายโดยแต่ละสายเชื่อมติดต่อกับ Heme 1 อัน

เม็ดเลือดแดงแต่ละเซลล์ประกอบด้วยฮีโมโกลบินประมาณ 265,000 โมเลกุล คนปกติจะมีฮีโมโกลบิน โดยเฉลี่ยประมาณ 10 – 16 กรัมต่อเลือด 100 มิลลิลิตร และฮีโมโกลบิน 1 กรัมสามารถจับออกซิเจนได้ 1.34 มิลลิลิตร ถ้าเลือดดำที่ไปยังปอดออกซิเจนไม่เพียงพอ เลือดที่กลับจากปอดจะไม่แดง อาการที่ชัดเจนคือ ผิวจะเขียวคล้ำ สังเกตจาก เล็บมือ เล็บเท้า และริมฝีปาก อาการเช่นเรียกว่า Cyanosis ในบุคคลที่เป็นเลือดจาง (Anemia) หมายถึง ภาวะที่มีฮีโมโกลบินในเลือดต่ำกว่าเกณฑ์ปกติ

จำนวนเม็ดเลือดแดงที่มากที่สุดในภาวะปกติ ผู้ชายจะมีเม็ดเลือดแดงมากกว่าผู้หญิงโดยเฉลี่ย ผู้ชายมีประมาณ 5.4 ล้านเซลล์ต่อลูกบาศก์มิลลิลิตร ส่วนผู้หญิงมีประมาณ 5 ล้านเซลล์ต่อเลือด ปริมาณเท่ากันสำหรับเด็กแรกเกิดมีจำนวนเม็ดเลือดแดงมากกว่า คือประมาณ 6-7 ล้านเซลล์ต่อลูกบาศก์มิลลิลิตรของเลือด และค่อยๆ ลดจำนวนเท่ากับผู้ใหญ่เมื่ออายุประมาณ 3 เดือน

หน้าที่สำคัญของเม็ดเลือดแดง ได้แก่

- **ลำเลียงออกซิเจน** จากการแลกเปลี่ยนก๊าซ (Gas exchange) ที่ปอดไปให้แก่เซลล์ต่างๆทั่วร่างกาย โดยปกติประมาณ 97 เปอร์เซ็นต์ของออกซิเจนที่ได้รับจากปอด จะถูกลำเลียงในเลือดโดยการจับตัวกับฮีโมโกลบินในเม็ดเลือดแดงส่วนอีก 3 เปอร์เซ็นต์ ที่เหลือจะถูกละลายในพลาสมา การที่เม็ดเลือดแดงวิ่งตรงกลางเข้าหากันจะช่วยเพิ่มพื้นที่ผิวในการแลกเปลี่ยนก๊าซได้มากขึ้น และการที่ไม่มีนิวเคลียสจะมีส่วนช่วยในการลำเลียงออกซิเจนได้เพิ่มมากขึ้นออกซิเจนจะจับตัวกับอะตอมของเหล็ก (Fe) ในส่วนที่เรียกว่า Heme โดย ฮีโมโกลบิน 1 โมเลกุล จะจับออกซิเจนได้ 4 อะตอม กลายเป็นสารประกอบที่เรียกว่า Oxyhemoglobin การจับตัวระหว่างฮีโมโกลบินกับออกซิเจนจะเกิดขึ้นที่ปอดซึ่งเปลี่ยนบริเวณที่มีออกซิเจนสูง ส่วนที่เนื้อเยื่อเป็นบริเวณที่มีออกซิเจนต่ำ เพราะเซลล์นำไปใช้ในการหายใจตลอดเวลา และ Oxyhemoglobin จะคายออกซิเจนให้แก่เซลล์

เม็ดเลือดแดงปกติจะมีอายุการทำงานประมาณ 120 วัน เมื่อหมดอายุการใช้งานแล้วจะถูกทำลายไป ในขณะที่เดียวกันจะมีการสร้างเม็ดเลือดแดงออกทดแทนส่วนที่ถูกทำลายไปตลอดเวลา ประมาณว่าทุกๆ 1 วินาที เม็ดเลือดแดงจะถูกทำลายจำนวนประมาณ 2.5 ล้านเซลล์ และมีการสร้างทดแทนขึ้นใหม่ในจำนวนที่ใกล้เคียงกัน

การทำลายเม็ดเลือดแดง อวัยวะที่ทำหน้าที่ทำลายเม็ดเลือดแดงที่หมดอายุการใช้งานแล้ว ได้แก่ ม้าม (Spleen) และตับ (Liver) ขณะที่เลือดไหลผ่านอวัยวะทั้งสองนี้เม็ดเลือดแดงที่หมดอายุการใช้งานแล้วจะเกิดการแตกตัว ภายในตับและม้ามจะมีเซลล์ประเภทหนึ่งเรียกว่า Reticuloepithelial cells ทำหน้าที่จับฮีโมโกลบินที่หลุดออกมาจากเม็ดเลือดแดงทันทีแล้วสลายฮีโมโกลบินที่จับไว้โดยแยกส่วนประกอบต่าง ๆ ของฮีโมโกลบินออกจากกัน เหล็ก (Fe) จะถูกแยกตัว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากส่วนของ Heme แล้วส่งกลับเข้าไปในเลือดเพื่อให้ร่างกายนำไปใช้ประโยชน์ต่างๆ ได้ใหม่ เช่น การลำเลียงไปให้ไขกระดูกใช้ในการสร้างเม็ดเลือดแดง สำหรับ Heme ส่วนที่เหลือหลังจากแยกเอาเหล็กออกแล้ว จะถูกเปลี่ยนเป็นสารที่เรียกว่า Bilirubin ซึ่งถูกส่งเข้ามาในเลือด ลำเลียงมาให้เนื้อตับ (Hepatic cells) สร้างรงควัตถุน้ำดี (Bile pigment) แล้วหลังปนกับน้ำดี (Bile) เข้ามาในลำไส้เล็ก และถูกขับออกจากร่างกายทางอุจจาระและปัสสาวะ

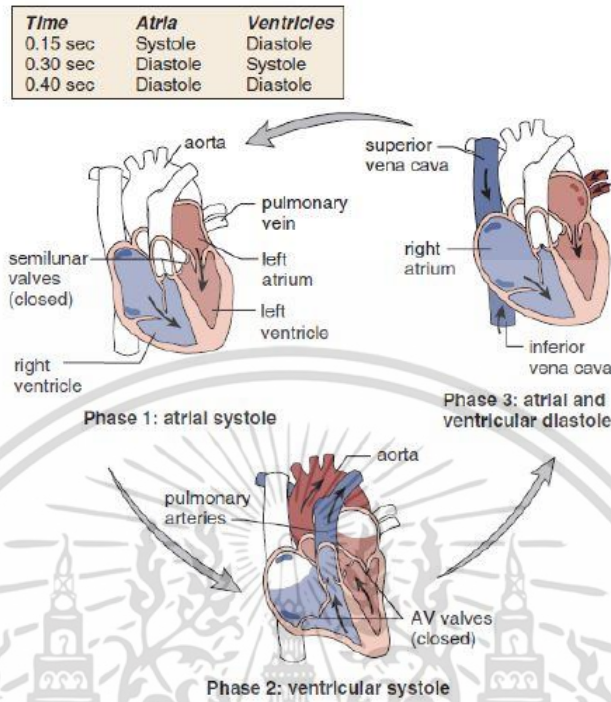
2.3 หัวใจ (Heart) [5]

หัวใจตั้งอยู่ภายในช่องอก (Thoracic cavity) ด้านหน้าระหว่างปอดทั้ง 2 ข้าง เหนือกับบังลม (Diaphragm) โดยค่อนข้างซ้ายเล็กน้อย หัวใจเป็นอวัยวะที่ประกอบด้วยกล้ามเนื้อทั้งหมด ภายในกลางทำหน้าที่เปรียบเสมือนปั๊ม 2 อันทำงานพร้อมกัน หัวใจจะวางตัวอยู่ในถุงตันที่เรียกว่า เยื่อหุ้มหัวใจ (Pericardial sac) เป็น Fibrous connective tissue ที่หุ้มหัวใจไว้ ภายในถุงมีของเหลวหล่อลื่นอยู่ เพื่อป้องกันอันตรายจากการเสียดสีกับอวัยวะข้างเคียงขณะที่หัวใจมีการบีบ และคลายตัว

2.3.1 การทำงานของหัวใจ

การบีบตัวของ Atrium ช่วยให้เลือดไหลจาก Atrium เข้าสู่ Ventricle และการบีบตัวของ Ventricle ทำให้เลือดไหลจาก Ventricle ออกนอกหัวใจผ่าน Pulmonary valve ของ Pulmonary artery (แดงปอด) ไปยังปอด และผ่านทาง Aortic valve ของ Aorta ไปยังส่วนอื่นๆ ของร่างกาย เมื่อ Atrium คลายตัว เลือดจากหลอดเลือดดำใหญ่ (Vena cava) และจาก Pulmonary veins (ซึ่งมาจากปอด) จะไหลเข้าสู่ Atrium ของหัวใจข้างซ้าย แล้วถูกดันเข้าสู่ Ventricle ข้าย ขณะที่ Ventricle คลายตัวจะวนเวียนเช่นนี้เรื่อยไป การบีบตัวของหัวใจ เรียก Systole และการคลายตัว เรียก Diastole แล้วตามด้วยระยะพัก (Rest) วงจรที่เริ่มต้นด้วย Atrium บีบตัวจนกระทั่งถึง Ventricle คลายตัว เรียกว่า Cardiac cycle กินเวลาประมาณ 0.8 วินาที (เมื่ออัตราเต้นของหัวใจเฉลี่ย 72 ครั้ง / นาที) ในการนี้ Atrium ใช้เวลาประมาณ 0.1 วินาที ในการหดตัวและ 0.7 วินาที ในการคลายตัว ส่วน Ventricle ใช้เวลาหดตัว 0.3 วินาทีและคลายตัว 0.5 วินาที

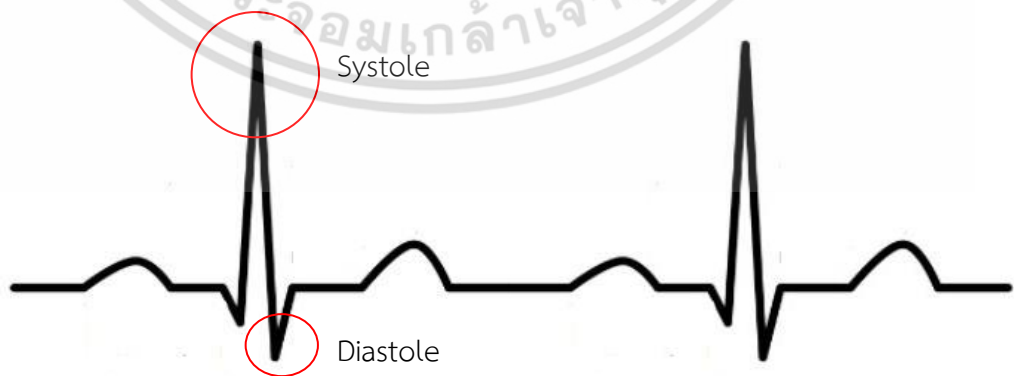
การทำงานของหัวใจจะเป็นระยะและเป็นจังหวะที่สม่ำเสมอจนตลอดเวลาเรียกการทำงานนี้ว่าการเต้นของหัวใจ (Heart beat) ดังภาพที่ 2.2



ภาพที่ 2.2 การทำงานของหัวใจ

2.3.2 การเต้นของหัวใจ (Heart beat) [6]

การเต้นของหัวใจเกิดได้เองโดยอัตโนมัติ เนื่องจากมีกลุ่มเซลล์พิเศษที่สามารถสร้างคลื่นไฟฟ้า ทำให้เกิดขึ้นเป็นจังหวะติดต่อกันไปได้อย่างสม่ำเสมอ คลื่นไฟฟ้าเหล่านี้จะแผ่กระจายไปทั่วหัวใจ ทำให้กล้ามเนื้อหัวใจหดตัวหรือเต้นเป็นจังหวะติดต่อกันไป ดังภาพที่ 2.3



ภาพที่ 2.3 การเต้นของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สรุปการเต้นของหัวใจ คือ การหดตัวของกล้ามเนื้อหัวใจซึ่งแบ่งเป็น 3 ระยะ คือ

1. Systole คือ ระยะที่มีการหดตัว (Contraction) ความดันเลือดจะสูงที่สุด
2. Diastole คือ ระยะคลายตัว (Relaxation) ความดันเลือดต่ำสุด
3. Rest คือ ระยะพัก

ทั้ง 3 ระยะรวมกันเข้าเป็น Cardiac cycle หนึ่ง ซึ่งมีการเต้นของหัวใจ 1 ครั้งคนปกติทั่วไปขณะพัก อัตราเต้นของหัวใจ (Heart rate) เฉลี่ย 72 ครั้งต่อวินาที เด็กแรกเกิดจะเต้นเร็วประมาณ 135 ครั้งต่อนาที นักกีฬาที่ฝึกฝนมานานหัวใจจะเต้นช้ากว่าคนปกติทั่วไปเฉลี่ย 50 ครั้งต่อนาที อัตราการเต้นของหัวใจสามารถเปลี่ยนแปลงได้มากโดยเร็วขึ้นหรือช้าลงตามสภาวะของร่างกาย

2.3.3 อัตราการเต้นของหัวใจ

อัตราการเต้นของหัวใจ หมายถึง ความเร็วในการบีบตัวของหัวใจในช่วงระยะเวลาหนึ่งๆ โดยทั่วไปนิยมใช้หน่วย “ครั้งต่อนาที” อัตราการเต้นของหัวใจสามารถเปลี่ยนแปลงได้ขึ้นกับสรีรวิทยาของร่างกาย เช่นความต้องการออกซิเจน และการขับคาร์บอนไดออกไซด์ของร่างกาย จำนวนครั้งของความรู้สึกที่ได้จากคลื่นบนเส้นเลือดแดงกระตบนิ้ว หรือการฟังที่หัวใจในเวลา 1 นาที หน่วยเป็นครั้งต่อนาที (bpm) โดยที่อัตราการเต้นของหัวใจของคนปกติจะแสดง ดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 แสดงอัตราการเต้นของหัวใจของคนปกติ

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

2.4 หลักการตรวจวัดความอิมิตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน [7]

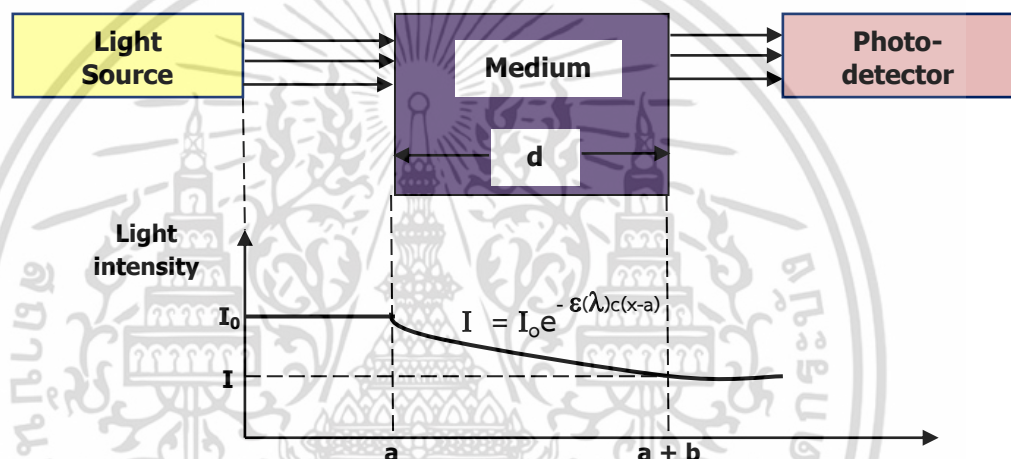
หลักการตรวจวัดความอิมิตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินนั้นจะอธิบายทฤษฎีสำหรับการดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบิน การอ่านค่าความอิมิตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน และแหล่งที่มาของการ Calibration Curve จะอธิบายตามกฎของเบียร์ จากที่กล่าวมาทั้งหมดนี้จะถูกนำมาใช้ในการตรวจวัดปริมาณความอิมิตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน ซึ่งจะอธิบายดังต่อไปนี้

2.4.1 กฎของเบียร์และแลมเบิร์ต

กฎของเบียร์และแลมเบิร์ตอธิบายการลดทอนของแสงเมื่อเดินทางผ่านตัวกลางที่มีสารดูดซับแสง ถ้าแสงที่มีสีเดียวตกกระทบที่ความเข้ม I_0 ของแสงที่เดินทางผ่านตัวกลางจะลดลงไปด้วยตามระยะทางดังสมการที่ 2.1

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

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



ภาพที่ 2.4 ความเข้มของแสงที่ตกกระทบตามระยะทางการเดินทางจากแหล่งกำเนิดไปยังตัวกลาง

จากภาพที่ 2.4 ตามกฎของเบียร์ความเข้มของแสงที่ตกกระทบระยะทางการเดินทางจากแหล่งกำเนิดแสงไปยังตัวกลางโดยไม่มีการดูดซับแสงในอากาศโดยความเข้มของแสงจะลดลงตามระยะทางของตัวกลางความเข้มของแสงที่ส่งผ่าน I ถูกกำหนดด้วยกฎของเบียร์ เมื่อแสงเดินทางผ่านตัวกลางความยาวของระยะทางที่แสงเดินทางสามารถวัดได้จาก Photo detector

2.4.1.1 การทำงานของฮีโมโกลบิน

การเกิดพันธะออกซิเจนในเส้นเลือดแดงที่ปอด และการปล่อยออกซิเจนในระบบเส้นเลือด และฮีโมโกลบินที่สามารถย้อนกลับไปผูกพันกับโมเลกุล O_2 เรียกว่า การทำงานของฮีโมโกลบิน

เมื่อฮีโมโกลบินอิมตัวกับออกซิเจน (O_2 4 โมเลกุล) จะเรียกว่า ออกซิฮีโมโกลบิน (Oxyhemoglobin, HbO_2) ถ้าฮีโมโกลบินยังไม่จับกับออกซิเจนจะเรียกว่า รีดักฮีโมโกลบิน (Reduced hemoglobin, HbR) ทั้งหมดนี้เป็นการทำงานของฮีโมโกลบิน

ในบุคคลที่มีสุขภาพดีฮีโมโกลบินส่วนใหญ่จะมีการทำงานของความอิมตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินวัดได้เป็นเปอร์เซ็นต์ ซึ่งหาได้จากปริมาณออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (HbO_2) ทหารด้วยผลรวม
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ดูแลเห็นาไปใช้ประโยชน์ด้านการศึกษา
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

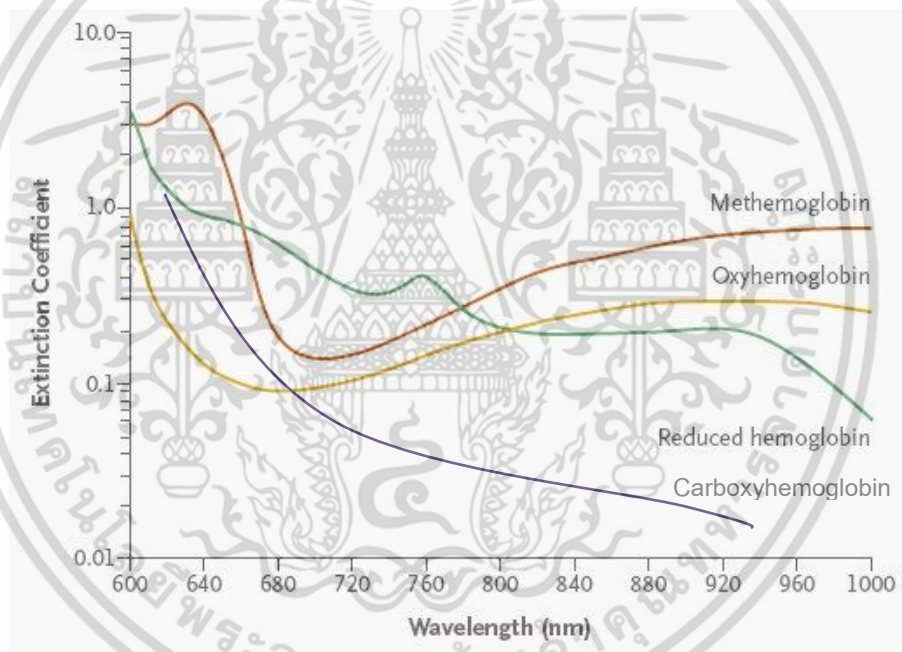
ของ (HbR) กับ (HbO₂) วิธีการที่จะกำหนดอัตราส่วนนี้คือใช้ความเข้มข้นของออกซิเจนฮีโมโกลบิน (c_{HbO₂}) และรีดักฮีโมโกลบิน (c_{Hb}) ดังสมการที่ 2.2

$$\text{Function SO}_2 = \frac{HbO_2}{Hb+HbO_2} \times 100 \% = \frac{c_{HbO_2}}{c_{Hb} + c_{HbO_2}} \quad (2.2)$$

การทำงานของความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดแดง เรียกว่า ความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (SpO₂) หรือเรียกว่า ความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

2.4.1.2 สเปกตรัมการดูดกลืนแสงของฮีโมโกลบิน

คุณสมบัติพื้นระเคมีในแต่ละแบบของฮีโมโกลบินจะมีคุณสมบัติทางกายภาพที่ต่างกัันออกไป จากภาพที่ 2.5 แสดงให้เห็นสัมประสิทธิ์การสูญเสียของ HbO₂ , HbR , MetHb และ COHb ความยาวคลื่นที่จะนำมาใช้ในเครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน



ภาพที่ 2.5 สัมประสิทธิ์การสูญเสียพื้นระเคมีของฮีโมโกลบิน 4 แบบคือ Oxyhemoglobin (HbO₂), Reduced Hemoglobin (HbR), Carboxyhemoglobin (COHb) และ Methemoglobin (MetHb)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.2 กฎของเบียร์ที่ใช้ในเครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

เครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (Pulse Oximeters) เป็นเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงโดยวัดการดูดกลืนแสงที่ 2 ความยาวคลื่นที่แตกต่างกัน และใช้อัตราการเต้นของหลอดเลือดแยกความแตกต่างในการดูดกลืนแสงของเลือด กระจก และผิวหนัง

2.4.2.1 หลักเกณฑ์ในการเลือกความยาวคลื่น

จากคุณสมบัติการดูดกลืนแสงที่แตกต่างกันนำไปสู่ความยาวคลื่นที่ใช้ในเครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน แสดงให้เห็นว่า HbO_2 จะดูดซับคลื่นแสงในช่วง 600 – 700 นาโนเมตร (คลื่นช่วงแสงสีแดง) และ HbR จะดูดซับคลื่นแสงได้ดีในช่วง 850 – 1000 นาโนเมตร (คลื่นอินฟราเรด)

อีกประการหนึ่งสำหรับการเลือกความยาวคลื่นคือ ความคงที่ของช่วงสเปกตรัมรอบๆความยาวคลื่นดังภาพที่ 2.5 มิฉะนั้นการเปลี่ยนแปลงในจุดสูงสุด LED ผลจะค่อนข้างผิดพลาด สเปกตรัมการดูดกลืนแสงของ HbO_2 และ HbR จะค่อนข้างคงที่ที่ 660 นาโนเมตร และ 940 นาโนเมตร

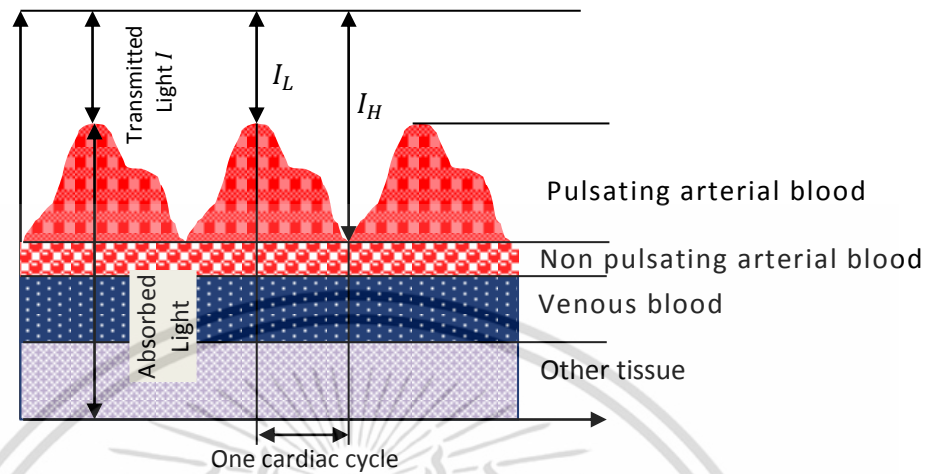
2.4.2.2 จังหวะการเต้นของเลือด

แสงเดินทางผ่านเนื้อเยื่อ และถูกดูดกลืนโดยสารที่แตกต่างกัน ซึ่งพื้นที่การดูดกลืนแสงที่นิ้วมือคือ สีมัว กระจก เส้นเลือดดำ และเส้นเลือดแดง ซึ่งการทดลองแทนการวัดความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดแดงโดยเก็บผลตัวอย่างมาไว้ที่หลอดเลือดทดลอง และใช้สเปกโตรมิเตอร์ที่ความยาวคลื่นต่างๆ ที่ใช้ในเครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน ดังภาพที่ 2.6 แสดงให้เห็นถึงปริมาณการดูดกลืนแสงที่ส่งผ่านนิ้วมือ

หลอดเลือดแดงมีเลือดมากขึ้นในช่วง Systole มากกว่าช่วง Diastole ดังนั้นเมื่อมีความดันเลือดเพิ่มมากขึ้นเส้นผ่าศูนย์กลางของเส้นเลือดก็จะเพิ่มขึ้นด้วย ลักษณะแบบนี้จะเกิดขึ้นเฉพาะในเส้นเลือดแดงใหญ่ และหลอดเลือดแดงเล็ก แต่จะไม่มีในหลอดเลือดดำ การดูดกลืนแสงของเนื้อเยื่อกับเส้นเลือดแดงจะส่วนใหญ่จะเพิ่มขึ้นขณะที่เป็น Systole เพราะปริมาณฮีโมโกลบินเยอะขึ้น และระยะเวลาการเดินทางของแสงที่ผ่านหลอดเลือดก็จะเพิ่มขึ้นด้วย ซึ่งทั้งหมดนี้เป็นแค่ส่วนหนึ่งของความแตกต่างในการดูดกลืนแสงทำให้เราสามารถแยกแยะความแตกต่างระหว่างการดูดกลืนแสงเนื่องจากเส้นเลือดดำและส่วนอื่นๆจะไม่มีเลือดไหลผ่าน เช่น สีมัว เป็นต้น และการดูดกลืนแสงในช่วงที่มีเลือดไหลผ่านของเส้นเลือดแดง (ส่วนของ AC) การดูดกลืนแสงจะมีส่วนที่สลับกันระหว่างเนื้อเยื่อกับเส้นเลือดแดงแต่จะไม่เกิน 1% ถึง 2% ของการดูดกลืนแสงคงที่ ระยะเวลาที่เกิดการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณการส่งผ่าน เรียกว่า Plethysmographic หรือ Photoplethysmographic

สมการที่ 2.11 ความเข้มแสงผ่านเนื้อเยื่อช่วง Diastole จะเป็นส่วน I_H การดูดซับในช่วง Diastole เป็นส่วนประกอบของ d_c ซึ่งส่วนประกอบของ d_c จะยกเว้นช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่านเส้นเลือดแดง ซึ่งแสดงอยู่ในรูปของ $\epsilon_{DC}(\lambda)$, C_{DC} , d_{DC} เส้นผ่าศูนย์กลางเส้นเลือดแดงที่มีขนาดเล็กแทนด้วย d_{min} และปริมาณของแสงระดับสูงสุดแทนด้วย I_H ดังรูปที่ 4.4 และ 4.5

$$I_H = I_0 e^{-\varepsilon_{DC}(\lambda)C_{DC}d_{DC}} e^{-[\varepsilon_{Hb}(\lambda)C_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda)C_{HbO_2}]d_{min}} \quad (2.3)$$



ภาพที่ 2.6 การส่งผ่านแสงและการดูดกลืนแสงในนิ้วมือ

ภาพที่ 2.6 การดูดกลืนและการส่งผ่านของแสงในเนื้อเยื่อปริมาณการดูดซับแสงกับการเต้นของเส้นเลือดแดง และปริมาณค่าคงที่ที่ผิว กระดูก เนื้อเยื่อ เส้นเลือดดำ และส่วนที่ไม่มีการเต้นของเส้นเลือดแดง การเดินทางของแสงในเลือดแดงจะเพิ่มขึ้นขณะที่ Systole คือ d_{max} ปริมาณการดูดซับแสงมากที่สุดที่พีคสูงสุด I_H และจะส่งผ่านแสงที่พีคต่ำสุด I_L ภายใน 1 ครั้ง ดังสมการที่ 2.4

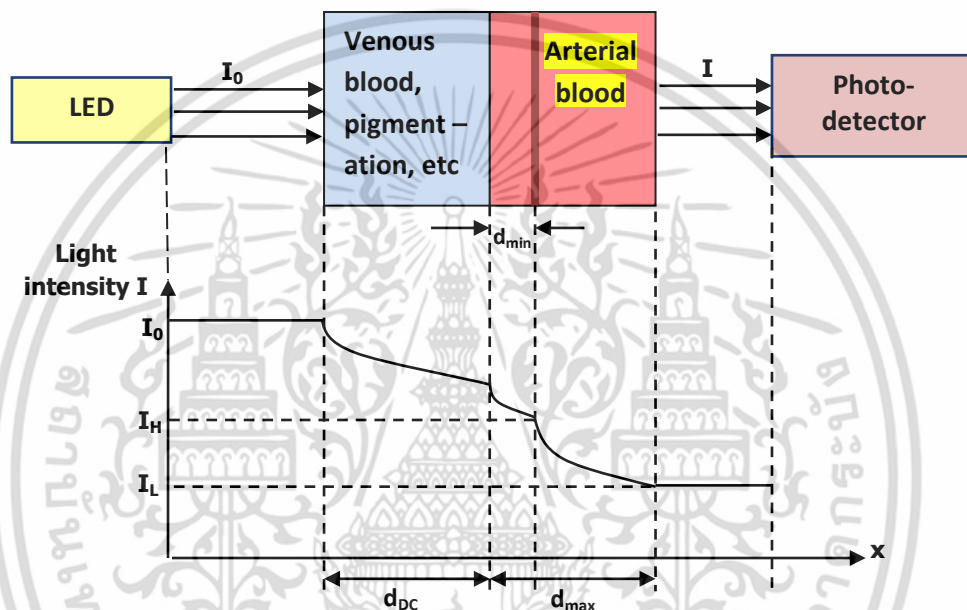
$$I_L = I_0 e^{-\varepsilon_{DC}(\lambda)C_{DC}d_{DC}} e^{-[\varepsilon_{Hb}(\lambda)C_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda)C_{HbO_2}]d_{min}} \quad (2.4)$$

จากสมการที่ 2.13 ความเข้มแสงที่ I เดินทางมาถึงโฟโตดีเทคเตอร์เป็นส่วนหนึ่งของขนาด d ของเส้นเลือดแดง ในขณะที่การเต้นของหัวใจ 1 ครั้ง เกิดการเปลี่ยนแปลงขนาดของเส้นเลือดจาก d_{min} ไปยัง d_{max} โดยจะแทน d เป็น $d_{min} + \Delta d$ โดยสิ่งเหล่านี้จะแสดงจากกฎของเบียร์ ที่ I เป็นฟังก์ชันของ I_H และ Δd ซึ่งเป็นส่วนของการเปลี่ยนแปลงขนาดจาก $d_{max} - d_{min}$ กับเวลา ดังรูปที่ 2.10

$$I = I_H e^{-[\varepsilon_{Hb}(\lambda)C_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda)C_{HbO_2}]\Delta d} \quad (2.5)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

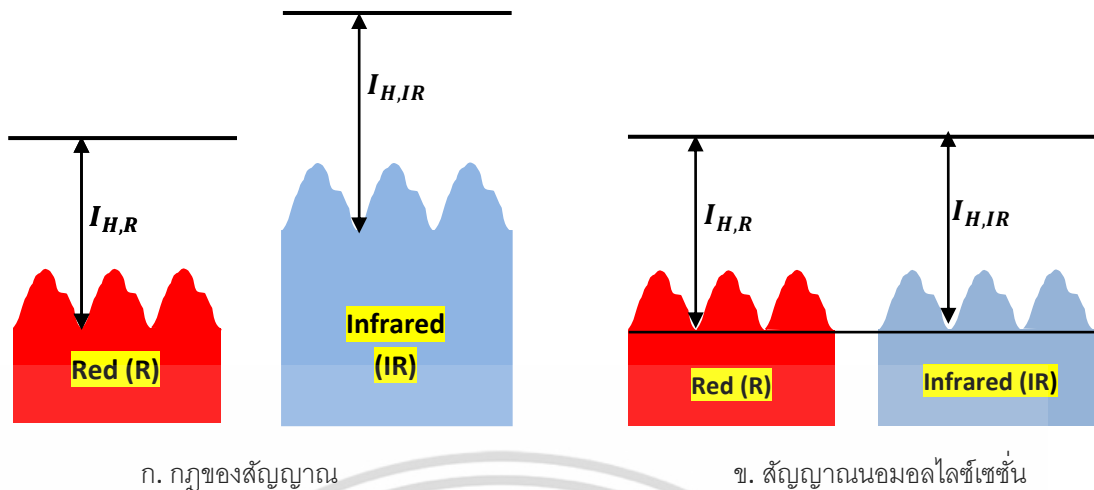
จากภาพที่ 2.7 กฎของเบียร์ที่ใช้ในเครื่องวัดความอืดตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน DC เป็น ส่วนของเนื้อเยื่อ เช่น ผิวหนัง กระดูก เนื้อเยื่อ เส้นเลือดดำ และส่วนที่ไม่มีการเต้นของเส้นเลือดแดง ปริมาณการดูดกลืนที่เป็นค่าคงที่ที่อยู่ในภาวะแสง I_0 ระยะการเดินทางของแสงในส่วนของ DC จะไม่ เป็นค่าคงที่ของเลือดแดงแสดงโดย d_{DC} ขณะที่ Diastole ระยะการเดินทางของแสงในเลือดแดงมีความ ยาวน้อยสุด d_{min} และความเข้มแสงที่โฟโตนิกเตอร์มากที่สุด I_H ขณะที่ Systole ช่วงระยะการ เดินทางของแสงมากที่สุด d_{max} และฮีโมโกลบินในเลือดแดงดูดกลืนแสงจำนวนมากที่สุด จึงเป็นสาเหตุให้ I ลดลงในระดับต่ำสุดของ I_L



ภาพที่ 2.7 แสดงคุณสมบัติการดูดกลืนแสง

2.4.3 ความอืดตัวเทียบกับอัตราส่วนนอมอลไลซ์เซชัน

โดยความอืดตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินจะขึ้นอยู่กับกฎของเบียร์ ซึ่งเป็นฟังก์ชันการดูดซับแสง ระหว่าง 2 ความยาวคลื่น เนื่องจากการไม่เป็นเชิงเส้นในแอลอีดี และโฟโตนิกเตอร์ ดังนั้นการดูดกลืนแสงใน เนื้อเยื่อต้องมีการนอมอลไลซ์ในอัตราส่วน



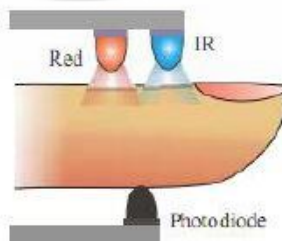
ภาพที่ 2.8 ก. แสดงการดูคลื่นตามกฎของสัญญาณ ข. สัญญาณการดูคลื่นเมื่อนอมอลไลซ์เซชัน

การดูคลื่นของแสงจะคำนวณมาจากลอการิทึมของการวัด และระดับการส่งผ่านของแสง นอมอลไลซ์เซชัน โดยแบ่งเป็นสัญญาณเริ่มต้นของแสงที่ส่งมาในช่วง Diastole I_H โดยแสงที่ ดูดกลืนทั้งหมดเทียบกับการดูดกลืนในส่วนของ AC เท่านั้น การส่งผ่านของแสงในช่วง Diastole จะ ไม่มีการเปลี่ยนแปลงของระดับแสงที่ตกกระทบ และอัตราส่วนของการดูดกลืนแสงสีแดง และ อินฟราเรดขึ้นอยู่กับ การดูดกลืนแสงในฮีโมโกลบิน ดังสมการที่ 2.6

$$R = \frac{A_{t,R}}{A_{t,IR}} = \frac{\left(\frac{I_{L,R}}{I_{H,R}}\right)}{\left(\frac{I_{L,IR}}{I_{H,IR}}\right)} \tag{2.6}$$

2.5 ส่วนประกอบของตัวตรวจวัด [8]

ตัวตรวจวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน ประกอบไปด้วย 2 ส่วนหลัก คือ ตัวรับคลื่น แสง (Photodiode) และส่วนปล่อยแสง (Light-emitting diode) ประกอบไปด้วย แสงสีแดง (Red LED) และแสงอินฟราเรด (Photodiode) ดังรูปที่ 2.12

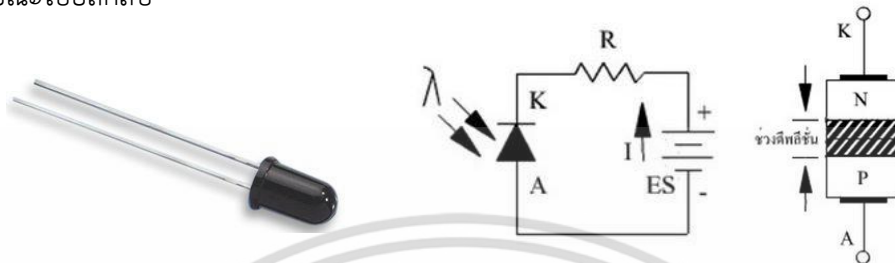


ภาพที่ 2.9 ส่วนประกอบของตัวตรวจวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5.1 โฟโตไดโอด (Photodiode) [9]

โฟโตไดโอด เป็นอุปกรณ์เชิงแสงชนิดหนึ่ง ที่ประกอบไปด้วยสารกึ่งตัวนำชนิด P และสารกึ่งตัวนำชนิด N รอยต่อจะถูกห่อหุ้มด้วยวัสดุที่แสงผ่านได้ เช่น กระจกใส โฟโตไดโอดจะมีอยู่ 2 แบบ คือแบบที่ตอบสนองต่อแสงในย่านอินฟราเรด (IR Photodiode) ในการใช้งานจะต้องต่อโฟโตไดโอดในลักษณะไบอัสกลับ

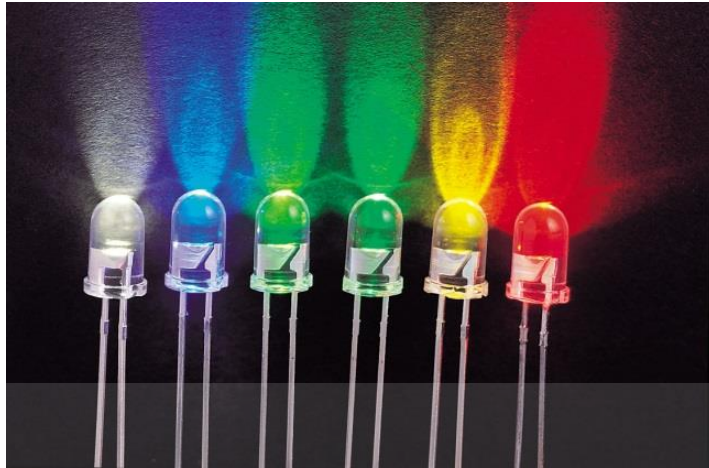


ภาพที่ 2.10 โฟโตไดโอด และการไบอัสใช้งานของโฟโตไดโอด

โฟโตไดโอด (Photo Diode) จะยอมให้กระแสไหลผ่านได้มากหรือน้อยนั้นขึ้นอยู่กับปริมาณความเข้มของแสง เมื่อโฟโตไดโอดได้รับไบอัสกลับ (Reverse Bias) ด้วยแรงดันค่าหนึ่งและมีแสงมาตกกระทบบที่บริเวณรอยต่อ ถ้าแสงที่มากกระทบบมีความยาวคลื่นหรือแลมด้าที่เหมาะสมจะมีกระแสไหลในวงจร โดยกระแสที่ไหลในวงจร จะแปรผกผันกับความเข้มของแสงที่มากกระทบบ ลักษณะทั่วไปขณะไบอัสตรง (Forward Bias) จะยังคงเหมือนกับไดโอดธรรมดาคือยอมให้กระแสไหลผ่านได้ เนื่องจากโฟโตไดโอดให้ค่าการเปลี่ยนแปลงของกระแสต่อแสงต่ำ คืออยู่ในช่วง 1-10 mA เท่านั้น ดังนั้นการใช้งานโฟโตไดโอดจึงต้องมีตัวขยายกระแสเพิ่มเติม

2.5.2 ไดโอดเปล่งแสง (Light emitting diode: LED)

ไดโอดเปล่งแสง (อังกฤษ: light-emitting diode หรือย่อว่า LED) เป็นอุปกรณ์สารกึ่งตัวนำอย่างหนึ่ง จัดอยู่ในจำพวกไดโอด ที่สามารถเปล่งแสงในช่วงสเปกตรัมแคบ เมื่อถูกไบอัสทางไฟฟ้าในทิศทางไปข้างหน้า ปรากฏการณ์นี้อยู่ในรูปของ electroluminescence สีของแสงที่เปล่งออกมานั้นขึ้นอยู่กับองค์ประกอบทางเคมีของวัสดุกึ่งตัวนำที่ใช้ และเปล่งแสงได้ใกล้ช่วงอัลตราไวโอเล็ต ช่วงแสงที่มองเห็น และช่วงอินฟราเรด ดังรูปที่ 2.14 โดยที่ตัวบอกสีจะหมายถึงขนาดของความยาวคลื่นที่ LED เปล่งแสงออกมา ดังตารางที่ 2.2



ภาพที่ 2.11 ไดโอดเปล่งแสง (Light emitting diode: LED)

ตารางที่ 2.2 แสดงช่วงสีพลังงานของหลอด LED

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

แรงดันที่ใช้ให้ LED เปล่งแสงจะอยู่ที่ประมาณ 1.5 – 3 โวลต์ โดยอาจจะขึ้นอยู่กับสี และคุณสมบัติตัวนั้นๆ โดยทั่วไปจะใช้ที่ 2.5 – 3 โวลต์ และ LED จะมีกระแสไหลผ่าน (กระแสไปอัสตรง) ได้ประมาณ 20 mA

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

2.6 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) [10]

ไมโครคอนโทรลเลอร์ คือ อุปกรณ์ที่สามารถสร้างระบบควบคุมได้ โดยอุปกรณ์นี้มีขนาดเล็ก และเป็นอุปกรณ์ประเภทสารกึ่งตัวนำที่มีการรวมเอาฟังก์ชันการทำงานต่างๆไว้ในตัวเอง ซึ่งมีลักษณะคล้ายกับคอมพิวเตอร์ ซึ่งในที่นี้หมายถึงอุปกรณ์ภายในที่ประกอบด้วย หน่วยประมวลผลกลาง, พอร์ตในการเชื่อมต่อแบบต่างๆ



ภาพที่ 2.12 ไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Nano

2.6.1 ส่วนประกอบทั่วไปของไมโครคอนโทรลเลอร์

ส่วนประกอบที่ยกตัวอย่างนี้เป็นเพียงส่วนประกอบพื้นฐานของไมโครคอนโทรลเลอร์ ส่วนประกอบพื้นฐานคือ

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

2.6.2 ไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Nano

Arduino เป็นภาษา อิตาลี ซึ่งใช้เป็นชื่อของโครงการพัฒนาไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR แบบ Open Source ที่ได้รับการปรับปรุงมาจากโครงการพัฒนา Open Source ของ AVR อีกโครงการหนึ่งชื่อว่า “Wiring” แต่เนื่องจากโครงการของ “Wiring” เลือกใช้ AVR เบอร์ ATmega128 ซึ่งเป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีจำนวนหน่วยของความจำ และ I/O ค่อนข้างมาก และที่สำคัญ ATmega128 เป็นชิพที่มีตัวถังแบบ SMD จึงทำให้เป็นอุปสรรคสำหรับผู้เริ่มต้นในการสร้างบอร์ด และต่อวงจรขึ้นมาใช้งานเอง และบอร์ดจะมีรูปร่างค่อนข้างใหญ่ ซึ่งอาจดูเกินความจำเป็นสำหรับผู้เริ่มต้น จึงไม่นิยมเท่าที่ควรแต่หลังจากทางทีมงาน Arduino นำ Source Code ของ “Wiring” มาพัฒนาปรับปรุงใหม่โดยให้สามารถใช้งานกับไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR ขนาดเล็กลงอย่าง Mega 8 และ Mega 168 ได้จึงทำให้ระบบวงจรมีขนาดเล็กลงกว่า “Wiring” มาก และยังใช้อุปกรณ์น้อยชิ้น ทำให้ง่ายต่อการใช้งาน และยังประหยัดต้นทุนในการสร้างบอร์ดไปได้มาก ด้วยเหตุนี้ทำให้ Arduino ได้รับความนิยมจากผู้ใช้งานทั่วโลกอย่างมากในระยะเวลาอันรวดเร็ว

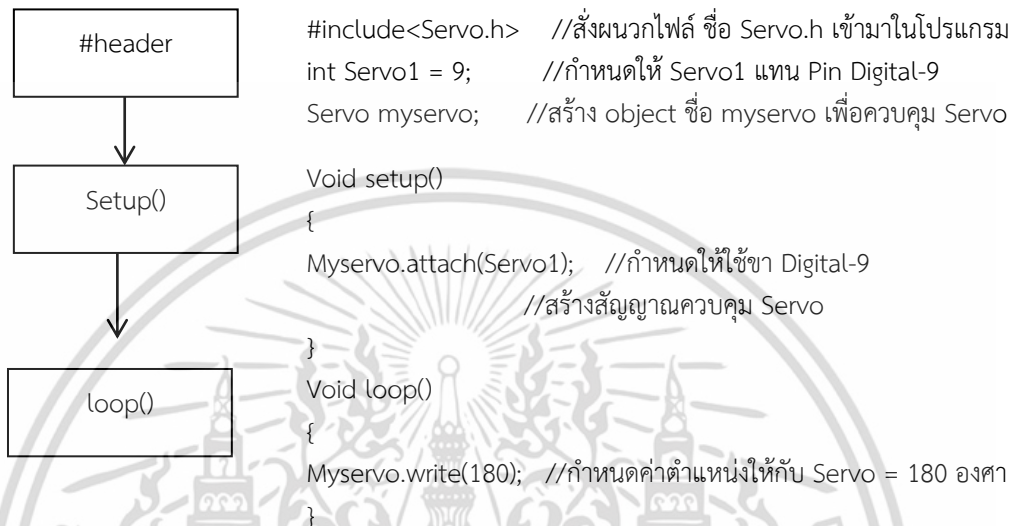
Arduino เป็นบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยใช้ AVR ขนาดเล็กเป็นตัวประมวลผล และสั่งงานเหมาะนำไปประยุกต์ใช้งานเกี่ยวกับการควบคุมอุปกรณ์อินพุต/เอาต์พุต ต่างๆ มากมาย ทั้งในแบบที่เป็นการทำงานตัวเดียวอิสระ หรือเชื่อมต่อสั่งงานร่วมกับอุปกรณ์อื่นๆ เช่น คอมพิวเตอร์ ซึ่ง Arduino สนับสนุนการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์อินพุต/เอาต์พุต ทั้งแบบ Digital และ Analog

สำหรับการเขียนโปรแกรมของ Arduino นั้นจะใช้ภาษา C++ ซึ่งเป็นรูปแบบภาษาซีประยุกต์แบบหนึ่ง ที่มีโครงสร้างการทำงานของตัวเองโดยรวมคล้ายกับ ภาษาซีมาตรฐาน (ANSI-C) ทั่วไป เพียงแต่ได้มีแต่การปรับปรุงเพื่อลดความซับซ้อนในการใช้งานลง เพื่อให้ผู้ใช้สามารถใช้งาน และเขียนโปรแกรมได้ง่ายและสะดวกมากกว่าเขียนภาษาซีแบบมาตรฐานโดยตรง ซึ่งในความเป็นจริงแล้วในการเขียนโปรแกรมของ Arduino เราสามารถใช้คำสั่งต่างๆที่เป็นคำสั่งตามมาตรฐานของ ANSI-C เข้ามาใช้ในการเขียนโปรแกรมได้ทันที โดยรูปแบบการเขียนโปรแกรม และการใช้งานคำสั่งต่างๆนั้น สามารถอ้างอิงจากหนังสือ ตำรา ของภาษาซีมาตรฐาน ANSI-C ได้โดยตรง

พบว่าในความเป็นจริงแล้ว Arduino นั้นไม่ใช่ C-Compiler โดยตรง แต่ Arduino จะมีลักษณะคล้ายการทำงานเช่นเดียวกับกับ Text Editor ของภาษา C++ ตัวหนึ่ง โดยจะทำงานร่วมกับ Utility บางส่วนที่ Arduino สร้างขึ้นมารองรับ โดย Arduino จะใช้รูปแบบการทำงานของ Text Editor เป็นฉากหน้าในการติดต่อสื่อสารกับผู้ใช้เท่านั้น ส่วนเบื้องหลังจริงๆนั้น Arduino จะไปเรียกใช้ตัวแปลภาษาซี และ Utility อื่นๆที่ใช้เป็นเครื่องมือพัฒนาโปรแกรมของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล 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”

2.6.3 โครงสร้างการเขียนโปรแกรมภาษาซีของ Arduino

ภาษาซี Arduino จะจัดรูปแบบโครงสร้างของการเขียนโปรแกรมออกเป็น ส่วนย่อยๆ หลายๆ ส่วนโดยเรียกแต่ละส่วนว่า ฟังก์ชัน มารวมเข้าด้วยกันก็จะเรียกว่าโปรแกรม โดยโครงสร้างการเขียนโปรแกรม Arduino นั้น ทุกๆโปรแกรมจะต้องประกอบไปด้วยฟังก์ชันจำนวนเท่าใดก็ได้ แต่อย่างน้อยที่สุดต้องมีฟังก์ชันจำนวน 2 ฟังก์ชันคือ setup() และ loop() ดังภาพที่ 2.13



ภาพที่ 2.13 แสดงโครงสร้างโปรแกรม Arduino

โครงสร้างพื้นฐานของภาษาซีที่ใช้กับ Arduino นั้นจะประกอบไปด้วย 3 ส่วนใหญ่ด้วยกัน คือ Header, setup(), loop() แสดงรายละเอียดดังนี้

- ฟังก์ชัน Header ประกอบด้วยคำสั่ง #include ซึ่งเป็นคำสั่งพิเศษที่เรียกว่า Compiler Directive ซึ่งมันไม่ใช่คำสั่งสำหรับสั่งงานโปรแกรม ดังนั้นคำสั่งนี้จึงไม่ต้องมีจึงไม่ต้องมีเครื่องหมายเซมิโคลอนปิดท้ายคำสั่งเหมือนคำสั่งอื่นๆ โดย Compiler Directive จะทำหน้าที่สำหรับบอกให้ Compiler รับรู้เงื่อนไขในการแปลคำสั่งเท่านั้น ซึ่งในกรณีคำสั่ง #include จะต้องใช้สำหรับบอกให้ Compiler รับรู้ว่าในการแปลคำสั่งของโปรแกรมนี้นี้มีไฟล์ภายนอกใดบ้างที่จำเป็นต้องใช้ร่วมกับโปรแกรมนี้นี้ จากตัวอย่างข้างต้นจะเป็นการบอกให้ Compiler ทำการผนวกไฟล์ชื่อ “Servo.h” เข้ามาใช้เพื่อเรียกคำสั่งต่างๆที่ระบุไว้เข้ามาใช้งานในโปรแกรมโดยใช้รูปแบบ #include<header.h> โดยเพื่อพบคำสั่ง #include ตัวแปลภาษาของ Arduino จะไปค้นหาไฟล์ที่ระบุไว้ในเครื่องหมาย <> หลังคำสั่ง #include จากตำแหน่ง Directory ที่เก็บรวบรวม Library ของโปรแกรม Arduino ไว้ซึ่งก็คือ คำสั่ง “.../arduino-0012/hardware/libraries/” โดยส่วนของ Header จะนับรวมไปถึงคำสั่งส่วนที่ใช้ประกาศสร้างตัวแปร (Variable Declaration) และค่าคงที่ (Constant Declaration) รวมทั้งฟังก์ชันต่างๆ (Function Declaration) ด้วย

- ฟังก์ชัน Setup มีหน้าที่ใน Arduino คือใช้ทำหน้าที่ส่วนโปรแกรมน้อยๆ สำหรับใช้บรรจุคำสั่งต่างๆ ที่ใช้สำหรับกำหนดการทำงานของระบบ หรือกำหนดคุณสมบัติการทำงานให้กับอุปกรณ์ต่างๆ ซึ่งคำสั่งทั้งหมดที่บรรจุไว้ภายใต้ฟังก์ชันของ Setup() นี้จะถูกเรียกขึ้นมาทำงานเพียงรอบเดียวคือ ตอนเริ่มต้นทำงานของโปรแกรม (หลังการรีเซ็ตให้ MCU เริ่มต้นทำงาน) เท่านั้น โดยคำสั่งที่นิยมบรรจุไว้ในฟังก์ชันส่วนนี้ได้แก่ คำสั่งสำหรับกำหนดโหมดการทำงานของ Digital Pin หรือ คำสั่งสำหรับกำหนดคุณสมบัติของพอร์ตสื่อสารอนุกรม เป็นต้น

- ฟังก์ชัน Loop มีหน้าที่ใน Arduino คือ ใช้ทำหน้าที่เป็นส่วนของโปรแกรมหลัก สำหรับใช้บรรจุคำสั่งควบคุมการทำงานต่างๆของโปรแกรม ที่ต้องการใช้โปรแกรมทำงาน โดยคำสั่งที่บรรจุไว้ในฟังก์ชันนี้จะเรียกขึ้นมาทำงานซ้ำๆกันตามลำดับ จะเห็นได้ว่าโปรแกรมนี้นประกอบไปด้วย คำสั่งที่เขียนขึ้นเองส่วนหนึ่ง และส่วนหนึ่งเป็นคำสั่งจากภายนอกที่มีการสร้าง และรวบรวมเป็นไฟล์ในรูปแบบของ Library Function เก็บอยู่ภายนอกโปรแกรม เมื่อต้องการใช้งานก็สั่งผนวกไฟล์นั้นเข้ามาใช้งานในโปรแกรม จากนั้นก็สามารถเรียกใช้งานคำสั่งต่างๆที่สร้างเก็บไว้ในไฟล์นั้นได้ตามต้องการ

2.6.4 ชนิด และประเภทของตัวแปร

ในภาษาซีนั้นมีการกำหนด และจำแนกชนิดของตัวแปรไว้เป็น 5 ชนิดด้วยกัน โดยแต่ละชนิดจะมีคุณสมบัติการใช้งานที่ต่างกันเพื่อใช้ในการเก็บข้อมูลที่มีรูปแบบแตกต่างกันคือ

- 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

ตารางที่ 2.3 แสดงคุณสมบัติของตัวแปรของภาษาซี

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

2.7 การวัด และการประเมินความไม่แน่นอนในการวัด [11]

วิธีเบื้องต้นของการวัดสามารถทำได้ 2 วิธี คือ การเปรียบเทียบโดยตรง เป็นการเปรียบเทียบค่าที่วัดกับค่ามาตรฐานปฐมภูมิ หรือค่ามาตรฐานทุติยภูมิ และการเปรียบเทียบโดยอ้อม ไม่ได้ใช้ค่ามาตรฐานโดยตรง เช่น ใช้อุปกรณ์ที่ไม่มีเสถียรขนาดชิ้นงานก่อนแล้วจึงนำมาเปรียบเทียบกับค่ามาตรฐาน

2.7.1 ความถูกต้อง (Accuracy)

ความถูกต้องของระบบการวัดสามารถประมาณได้ในระหว่างการปรับเทียบเครื่องมือวัดสมมติว่ารู้ค่าที่แท้จริงของปริมาณที่ต้องการวัดเราสามารถบอกความถูกต้องของค่าที่ได้จากการวัดได้ ความถูกต้องของระบบการวัดหมายถึงความสามารถของระบบที่แสดงผลลัพธ์ของการวัดได้อย่างถูกต้อง ซึ่งความถูกต้องสัมพันธ์กับค่าความผิดพลาด (Error: e) โดยที่

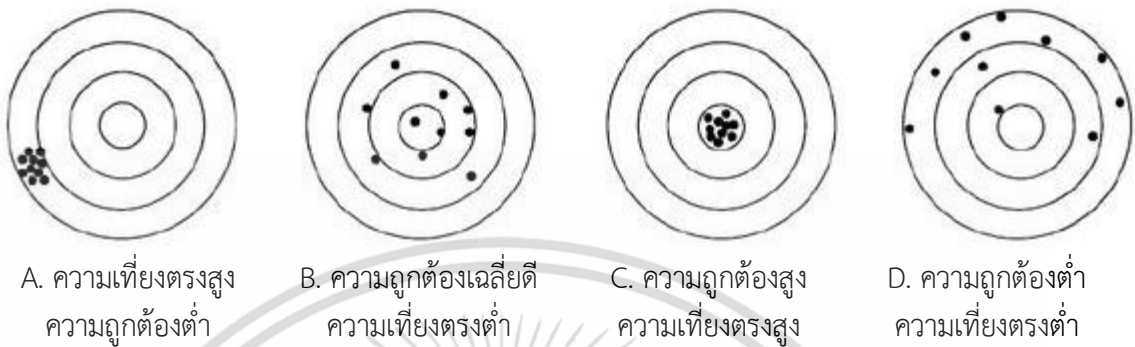
$$\text{ความผิดพลาด} = \text{ค่าที่วัดได้} - \text{ค่าที่แท้จริง} \quad (2.7)$$

ความผิดพลาดของการวัดสามารถที่จะแบ่งออกเป็น 2 รูปแบบดังนี้

- แบบสุ่ม (Random) ซึ่งลักษณะที่ทำให้เกิดความไม่แน่นอนแบบนี้จะสามารถสังเกตได้จากผลของการวัดที่แปรเปลี่ยนไปเรื่อยๆ เมื่อเป็นเช่นนี้การวัดมากครั้งแล้วหาค่าเฉลี่ยออกมาทำให้สามารถประมาณค่าได้ใกล้เคียงกับค่าจริงได้
- แบบเป็นระบบ (Systematic) ผลของการวัดที่มีลักษณะแบบนี้คือค่าที่วัดได้จะซ้ำๆกันเมื่อมีลักษณะแบบนี้ก็จะได้อะไรเลยจากการวัดมากครั้ง เพราะมันก็จะซ้ำเหมือนเดิม

2.7.2 ความเที่ยงตรง (Precision)

ความเที่ยงตรง หรือความสามารถในการวัดซ้ำได้ (Repeatability) ของระบบการวัด ดังรูปที่ 2.15



ภาพที่ 2.14 ระดับความถูกต้อง และความเที่ยงตรง

2.7.3 ค่าความไม่แน่นอนของผลการวัด

ค่าความไม่แน่นอนของผลการวัด คือค่าที่บอกขนาดของการเบี่ยงเบนของผลการวัดที่ได้จากสิ่งที่เราต้องการวัด ซึ่งค่าความไม่แน่นอนนี้จะบอกให้ทราบว่า ค่าของสิ่งที่ถูกวัดนี้อยู่ภายในพิสัยเท่าใด ที่ระดับความเชื่อมั่นระดับหนึ่ง ค่าความไม่แน่นอนที่ได้มาจากวิธีการทางสถิติ ซึ่งทำได้โดยการวิเคราะห์ซ้ำ (repeatability) และหาค่าความคลาดเคลื่อนมาตรฐานของค่าเฉลี่ย (Standard error of the mean, SEM) โดยมีขั้นตอนดังนี้

- หาค่าเฉลี่ยของค่าที่วัดถ้ามีการวัดปริมาณ x ที่เป็นอิสระต่อกันจำนวน n ครั้งค่าเฉลี่ยจะประมาณได้จาก

$$\bar{x} = \frac{x_1 + x_2 + x_3 + \dots + x_n}{n} \quad (2.8)$$

- การกระจายของข้อมูลโดยประมาณจาก Standard Deviation

$$S.D. = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{N-1}} \quad (2.9)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7.4 ความไม่แน่นอนมาตรฐานขยาย

ในภาคปฏิบัติที่นี้ค่าความไม่แน่นอนของการวัดที่เหมาะสมใช้ได้ในการปฏิบัติควรมีความเชื่อมั่นที่ระดับ 95 % ค่าความไม่แน่นอน Combined Standard Uncertainty ที่ประเมินได้ดังกล่าวจึงต้องนำมาดำเนินการต่อโดยการหาตัวคูณที่เหมาะสมมาคูณกับค่า Combined Standard Uncertainty ที่ได้เพื่อให้ได้เป็น Expanded Uncertainty หรือเรียกสั้นๆว่า Uncertainty

$$U = tU_c \quad (2.10)$$

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



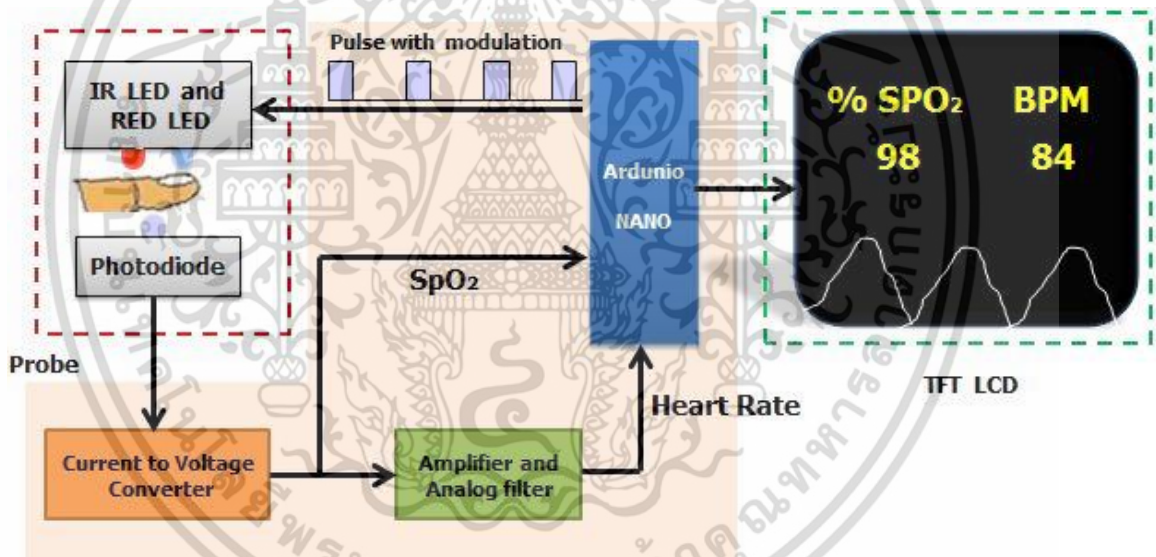
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การออกแบบเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM)

3.1 บทนำ

ในบทนี้จะเป็นการศึกษา ออกแบบ และจัดสร้างชุดต้นแบบเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนในฮีโมโกลบิน โดยใช้หลักการการดูดซับแสงที่แตกต่างกันระหว่างฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน (ความยาวคลื่นประมาณ 940 นาโนเมตร) และฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจน (ความยาวคลื่นประมาณ 660 นาโนเมตร) โดยการออกแบบเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินนั้นประกอบไปด้วย 4 ส่วนคือ ส่วนที่ 1 ตัวตรวจวัด ส่วนที่ 2 คือส่วนของการออกแบบวงจรขยายสัญญาณ และวงจรกรองความถี่ ส่วนที่ 3 การเขียนโปรแกรมควบคุมการทำงาน และส่วนที่ 4 การแสดงผลกราฟิกผ่านหน้าจอ TFT LCD ดังภาพที่ 3.1



ภาพที่ 3.1 ไดอะแกรมการทำงานของเครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

ขั้นตอนในการออกแบบเครื่องวัดออกซิเจนของฮีโมโกลบินเริ่มต้นศึกษาความเข้มแสงที่เหมาะสมโดยใช้เทคนิคการปรับค่าสัญญาณพัลส์เพื่อนำค่าสัญญาณพัลส์ที่ได้จากการทดลองมาออกแบบชุดส่งสัญญาณของเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

หลังจากการออกแบบแล้วนั้น จะนำเครื่องที่ออกแบบไปวัดอ้างอิงกับเครื่องมาตรฐานเพื่อดูค่าความแม่นยำของเครื่องมือที่ออกแบบ

3.2 การออกแบบเครื่องวัดปริมาณความเข้มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

การออกแบบเครื่องวัดความเข้มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินประกอบไปด้วย 4 ส่วนที่สำคัญคือ

3.2.1 ตัวตรวจวัด

ตัวตรวจวัดประกอบไปด้วยอุปกรณ์ประเภทออปโตอิเล็กทรอนิกส์ได้แก่ แอลอีดีเปล่งแสงสีแดง (RED LED) อินฟราเรด (IR LED) เพื่อใช้เป็นแหล่งกำเนิดแสงที่มีความยาวคลื่น 660 นาโนเมตร และความยาวคลื่น 940 นาโนเมตร ส่วนที่อยู่ตรงข้ามกับจะเป็นโฟโตไดโอด (Photodiode) ที่ทำหน้าที่วัดสัญญาณความเข้มแสงที่ส่งผ่านออกมา และใช้พอร์ต RS232 เป็นช่องทางการสื่อสาร ดังภาพที่ 3.2

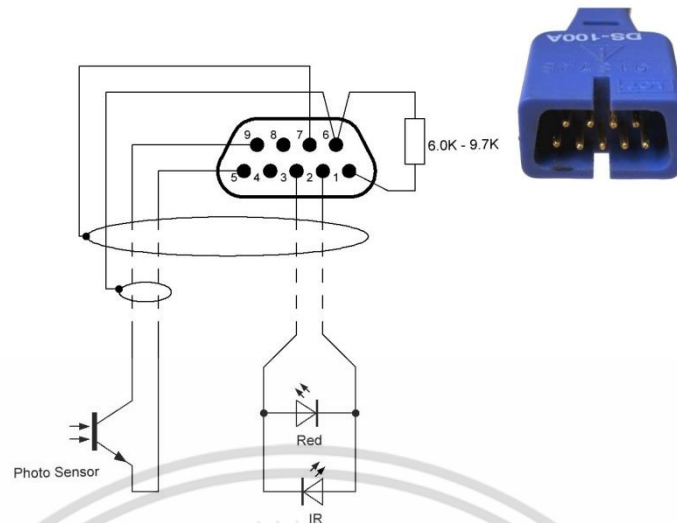


ภาพที่ 3.2 แสดงอุปกรณ์ตัวตรวจวัด

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

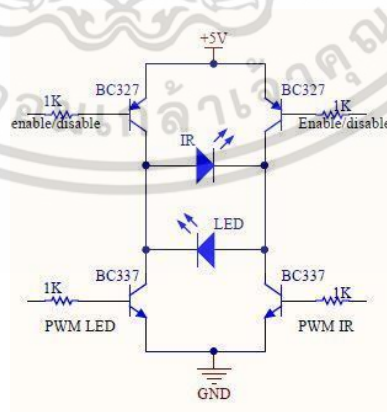
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 3.3 แสดงการเชื่อมต่อของตัวตรวจวัด

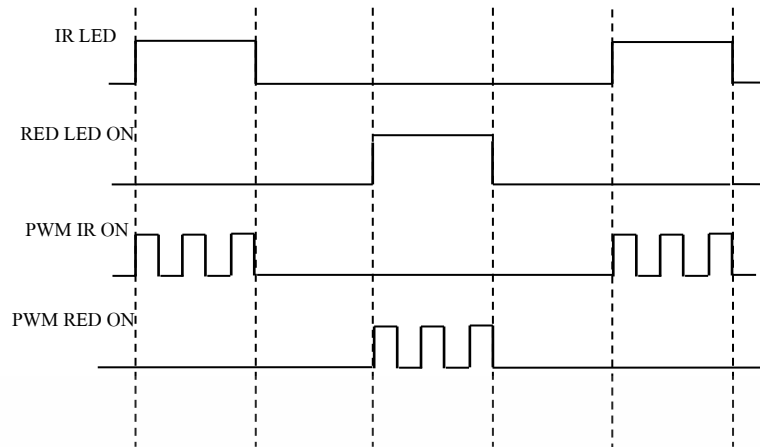
- ระบบการทำงานของตัวตรวจวัด

ในส่วนการออกแบบการทำงานของตัวตรวจวัด ดังรูปที่ 3.4 แสดงวงจรของตัวตรวจวัด โดยระบบการทำงานคือ เมื่อต้องการให้แสงอินฟราเรดทำงานจะสั่งให้ IR ทำงานที่ค่าดิจิทัล 0 (LOW) และสั่งให้ IR สัญญาณพัลส์ (Pulse with Modulation, PWM) ทำงาน เพื่อสามารถปรับความเข้มแสงที่เหมาะสมได้ โดยสามารถปรับค่าตั้งแต่ 0 - 255 ซึ่งเป็นเทคนิคการส่งสัญญาณแบบสวิทช์ หรือการส่งค่าดิจิทัล HIGH LOW โดยให้สัญญาณความถี่คงที่ และเช่นเดียวกัน เมื่อต้องการสั่งให้แสงสีแดงทำงานจะต้องสั่งให้ RED ทำงานที่ค่าดิจิทัล 0 (LOW) และสั่ง RED PWM ทำงาน ดังรูปที่ 3.5



ภาพที่ 3.4 แสดงวงจรตัวตรวจวัด

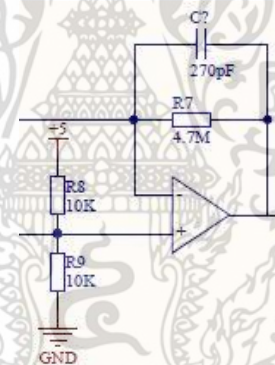
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 3.5 ไตอะแกรมเวลาการทำงานของตัวตรวจวัด

3.2.2 วงจรแปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดัน

เอาท์พุทที่วัดได้จากโฟโตดีเทคเตอร์ (Photo detector) นั่นคือ กระแส กระแสที่วัดได้ ออกมานี้จำเป็นต้องแปลงให้เป็นแรงดันไฟฟ้าเพื่อที่จะได้ผ่านตัวกรองอย่างถูกต้อง การแปลงกระแสไฟฟ้าให้เป็นแรงดันไฟฟ้า ดังภาพที่ 3.6 วงจรแปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดัน



ภาพที่ 3.6 วงจรแปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดัน

วงจรรวมวงจรแปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดันกับวงจรกรองความถี่ต่ำ เพื่อปรับปรุงสัญญาณ ซึ่งการหาแรงดันที่ออกมา (Output voltage) และความถี่ที่ตัดออกไป (Cut frequency) สามารถหาได้จากสมการที่ 3.1 และ 3.2

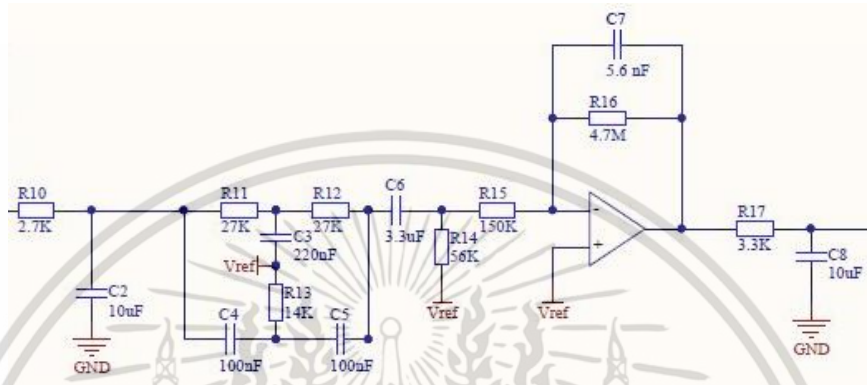
$$v_o = \text{photosensor cathode current} \times R_1 \quad (3.1)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

3.2.3 วงจรกรองและขยายสัญญาณ

จากภาพที่ 3.7 ใช้วงจรกรองความถี่แบบพาสซีฟ (Passive filters) และวงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟ (Active filter) เพื่อกรองสัญญาณรบกวน และขยายสัญญาณ โดยจะอธิบายเป็นส่วนๆ ดังต่อไปนี้



ภาพที่ 3.7 วงจรกรองความถี่และขยายสัญญาณ

3.2.3.1 วงจรกรองความถี่ต่ำ (Low pass filter) ที่มีความถี่คัทออฟ (Cutoff frequency) 6 เฮิรตซ์ ออกแบบมาเพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนความถี่ที่สูงกว่า 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 และมีการอ้างอิงไปยัง $V_{cc}/2$ เพื่อเพิ่ม offset voltage ดังสมการที่ 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 (Cutoff frequency) 0.8 เฮิรตซ์ เพื่อนำส่วนของสัญญาณ DC ออกไป ดังสมการที่ 3.3

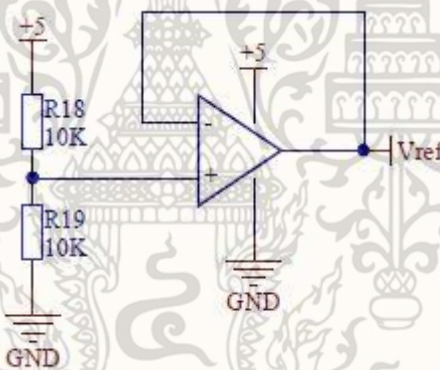
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.3.4 วงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟ (Active filter) ชนิดกรองความถี่ต่ำที่ 6 เฮิรตซ์ และยังได้อัตราขยาย (gain) เท่ากับ 31 ซึ่งมี V_{ref} บนอินพุทขาบวกช่วยในการอินเวอร์เตอร์ตัวขยายอีกด้วย ดังสมการที่ 3.3 และ 3.6

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

3.2.3.5 วงจรกรองความถี่ต่ำ (Low pass filter) ที่มีความถี่คัทออฟ (Cutoff frequency) 4.8 เฮิรตซ์ ออกแบบมาเพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนความถี่ที่สูงกว่า 4.8 เฮิรตซ์ วิธีการคำนวณดังที่กล่าวไว้ในหัวข้อที่ 3.2.3.1

3.2.3.6 วงจรแรงดันอ้างอิง จากวงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟจะเห็นว่ามิชา V_{ref} บนอินพุทขาบวก เพราะแหล่งจ่ายไฟลบจะบอกถึงค่าที่พิเศษ โดยสัญญาณอนาล็อกได้รับการจัดการในช่วงที่แรงดันไฟฟ้าเป็นบวก ดังภาพที่ 3.8 อย่างไรก็ตามสัญญาณอนาล็อกบางอย่างเช่น biopotentials มีแรงดันเชิงลบที่ต้องพิจารณา ซึ่งสิ่งนี้จะได้รับการแก้ไขการติดตั้งสัญญาณ AC บนระดับ positive DC

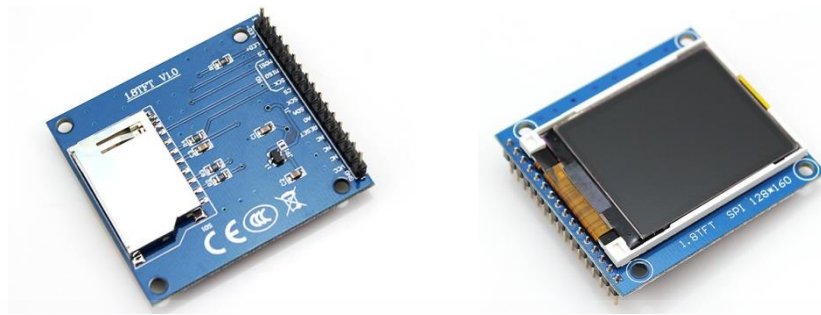


ภาพที่ 3.8 วงจรแรงดันอ้างอิง

3.2.4 จอแสดงผล (Display)

ในการออกแบบจะใช้หน้าจแสดงผล 1.8" TFT LCD Display คือ จอ LCD ขนาด 128 x 160 พิกเซลแบบสี โมดูล TFT มีพอร์ตอนุกรมขนาด 1.8 นิ้ว 5 พอร์ตที่เป็นอินพุท และเอาต์พุต (อนาล็อก SPI) โดยมีแรงดันอินพุทสนับสนุน 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 สามารถแสดงผลข้อมูลจาก Arduino หรือสามารถแสดงภาพได้ ตัวหน้าจอประกอบด้วยตัวควบคุม ST7735R ที่สามารถแสดงสีได้เต็มที่ 18 บิต (262,144 แฉดสี) การอินเตอร์เฟสกับบอร์ดจะใช้มาตรฐานการติดต่อแบบ SPI ดังภาพที่ 3.9 หน้าจแสดงผล 1.8" TFT LCD Display

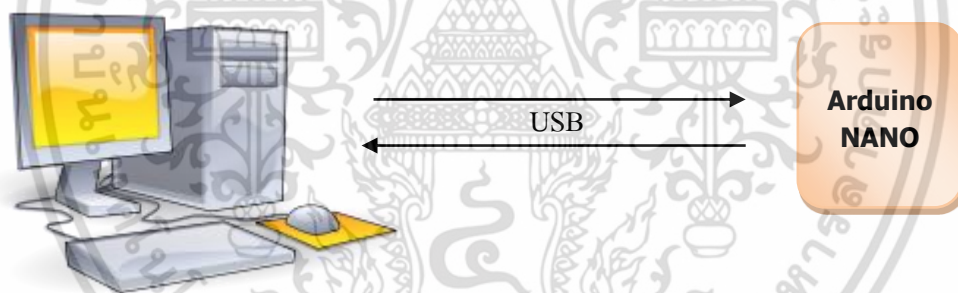
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 3.9 หน้าจอแสดงผล 1.8" TFT LCD Display

3.2.5 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) ^[12]

ในออกแบบนี้ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์อาร์ดูโนโน่ (Arduino) รุ่น Nano V3.3 ซึ่ง Arduino Nano มีขนาดเพียง 1.8 x 4.8 เซนติเมตร มีขนาดเล็กมากเมื่อเทียบกับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์อื่น บนบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์มีวงจรสำหรับปรับแรงดันไฟฟ้าที่เหมาะสมกับตัวมันเองเพียงแค่เสียบสาย USB เข้ากับ Arduino Nano และเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์บอร์ดก็พร้อมใช้งานได้ทันที ในบอร์ดจะใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล ATmega 328 มีแรงดันไฟฟ้าที่ใช้งาน (ระดับลอจิก) 5 โวลต์



ภาพที่ 3.10 การเชื่อมต่อ Arduino Nano ผ่าน USB

เมื่อเชื่อมต่อสาย USB กับคอมพิวเตอร์บอร์ดพร้อมใช้งานสำหรับการเขียนโปรแกรม โดยอาศัยไฟเลี้ยงที่มาจากสาย USB ในการจ่ายไฟเข้า โดย Arduino ประกอบด้วย ดังตารางที่ 3.1

1. การขับเคลื่อน Arduino Nano ถูกขับเคลื่อนด้วยการเชื่อมต่อของ Mini-B USB ซึ่ง 6 -20 โวลต์ คือแรงดันไฟฟ้าที่ได้มาจากแหล่งจ่ายภายนอก (ขา 30) หรือ 5 โวลต์ คือแรงดันไฟฟ้าที่ถูกควบคุมโดยแหล่งจ่ายภายนอก (ขา 27) แหล่งจ่ายพลังงานจะถูกเลือกโดยอัตโนมัติไปยังแหล่งจ่ายแรงดันไฟฟ้าสูงสุด ชิพ FTDI FT232RL บนนาโนจะทำงานถ้าบอร์ดถูกขับเคลื่อนด้วย USB เป็นผลให้เมื่อรันโดยพลังงานจากภายนอก (ไม่ใช่ USB) เอาต์พุต 3.3 โวลต์ จะไม่สามารถทำงานได้ RX และ TXLED₅ จะกระพริบ ถ้าขาดิจิตอลที่ขา 0 หรือขา 1 เป็น High

2. การติดต่อสื่อสารของบอร์ด Arduino Nano มีความสะดวกสำหรับการติดต่อสื่อสารด้วยคอมพิวเตอร์ โดย ATmega328 มีการสื่อสารแบบอนุกรม UART TTL (5 โวลต์) ที่สามารถใช้ได้ที่ขาดิจิตอลที่ขา 0 (RX) และ 1 (TX) ซึ่ง FTDI FT232RL บนช่องทางการสื่อสารแบบอนุกรมนี้อาจจะเชื่อมต่อผ่าน USB และ FTDI ไดรฟ์เวอร์ เป็นเสมือนพอร์ตคอมของซอฟต์แวร์ในคอมพิวเตอร์ โดย RX กับ TX LED₅ บนบอร์ดจะกระพริบเมื่อข้อมูลถูกส่งผ่านชิพ FTDI และมีการเชื่อมต่อ USB กับคอมพิวเตอร์

3. อินพุตและเอาต์พุต ขาดิจิตอลทั้ง 14 ขาบน Arduino nano สามารถนำไปใช้เป็นอินพุตหรือเอาต์พุต โดยใช้ฟังก์ชัน pinMode(), digitalWrite(), และ digitalRead() ขาเหล่านี้จะทำงานที่ 5 โวลต์ แต่ละขาสามารถให้หรือรับค่าสูงสุดที่ 40 มิลลิแอมป์ และตัวต้านทาน Pull-up ภายในคือ 20-50 กิโลโอห์ม และ Arduino Nano มีขาอนาล็อกอินพุต 8 ขา แต่ละขาจะให้ความละเอียด 10 บิต โดยค่าเริ่มต้นวัดจากกราวด์ถึง 5 โวลต์แม้ว่ามันจะเป็นไปได้ที่จะมีการเปลี่ยนแปลงทางด้านบนของช่วงพวกมัน โดยสามารถเขียนให้เป็น analogReference() นอกจากนี้ขาบางขายังมีฟังก์ชันพิเศษคือ

- **อนุกรม (Serial) :** 0 (RX) และ 1 (TX) ใช้ในการรับ (RX) หรือส่งข้อมูล (TX) TTLแบบอนุกรม ซึ่งขาเหล่านี้จะเชื่อมต่อกับขาที่ตรงกันของชิพอนุกรม FTDI USB-to-TTL chip

- **อินเทอร์รัพท์ภายนอก (External Interrupts) :** ขา 2 และ 3 ซึ่งขาเหล่านี้สามารถกำหนดกำหนดกลไกการขัดจังหวะบนค่าที่ต่ำ เพิ่มขึ้น หรือลดลงจากขอบเขต หรือเปลี่ยนค่า

- **PWM (Pulse with Modulation) :** ขา 3, 5, 6, 9, 10 และ 11 ซึ่งให้เอาต์พุตของ PWM เป็น 8 bit ซึ่งสามารถเขียนได้เป็นฟังก์ชัน analogWrite()

- **SPI :** ขา 10 (SS), 11(MOSI), 12(MISO), 13(SCK) ขาเหล่านี้สนับสนุนการเชื่อมต่อกับ SPI แม้ว่ามาจากฮาร์ดแวร์พื้นฐานที่ไม่รวมกับภาษา Arduino

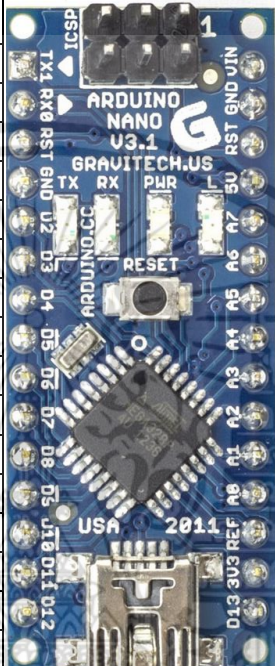
- **LED :** ขา 13 มี LED ติดตั้งอยู่ภายในเชื่อมต่อกับขาดิจิตอล 13 เมื่อขามีค่า HIGH LED จะทำงาน เมื่อมีค่า LOW มันจะไม่ทำงาน

- **I²C :** ขา 4 (SDA) และ 5 (SCL) จะสนับสนุนการเชื่อมต่อกับ I²C (TWI) มีการติดต่อสื่อสารโดยใช้ไลบรารี Wire

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

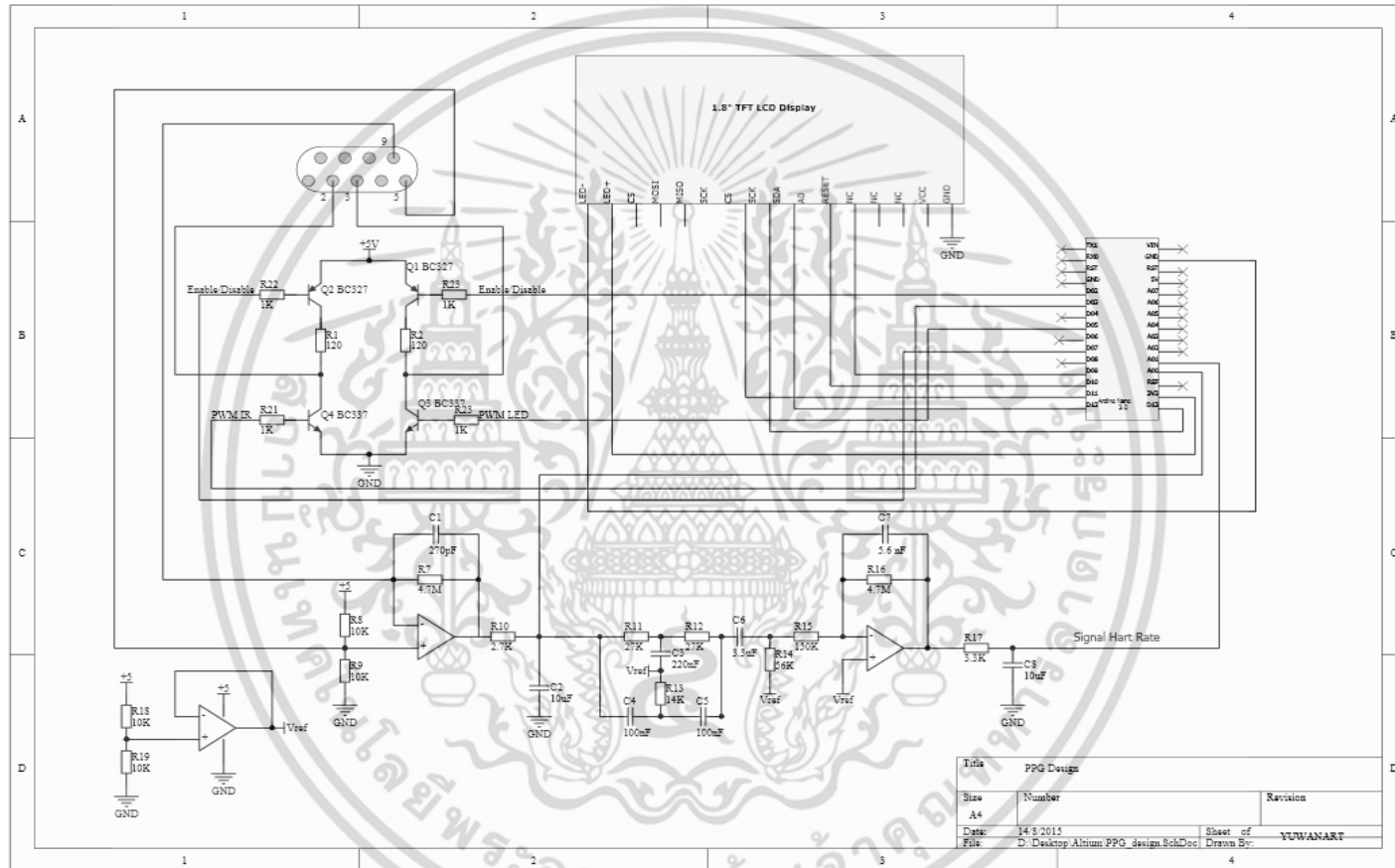
- **AREF** : แรงดันไฟฟ้าอ้างอิงสำหรับอนาล็อกอินพุทจะใช้กับ analogReference()
- **Reset** : นำมาใช้รีเซ็ตไมโครคอนโทรลเลอร์

ตารางที่ 3.1 แสดงบอร์ด Arduino Nano V3.0

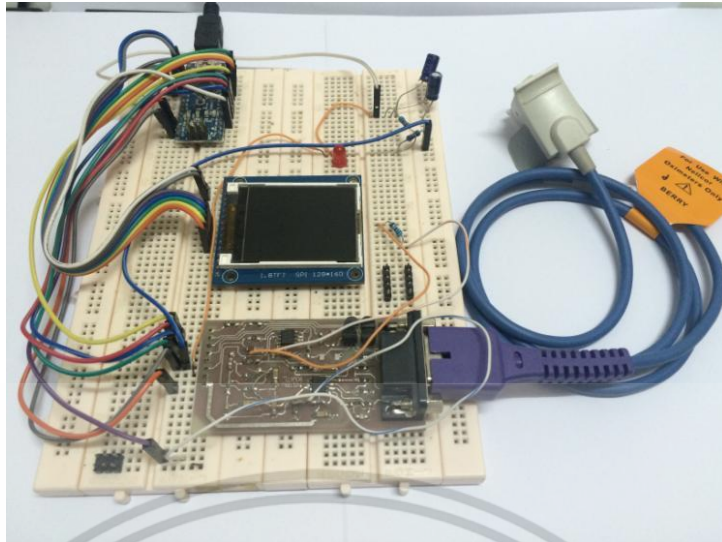
Interrupt	COM	PWM	Arduino	AVR		AVR	Arduino	other	COM	
										
	RXD		D0	PD0			VIN			
	TXD		D1	PD1			GND	GND		
			Reset	PO6			PO6	Reset		
			GND	GND				5V		
INT0			D2	PD2			ADC7	A7		
INT1		Timer2B	D3	PD3			ADC8	A6		
			D4	PD4			PC5	A5		SCL
		Timer0B	D5	PD5			PC4	A4		SDA
		Timer0A	D6	PD6			PC3	A3		
			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 ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.6 เครื่องวัดความอิมิตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน และอัตราการเต้นของหัวใจที่ออกแบบ
 เครื่องวัดความอิมิตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินที่ออกแบบดังภาพที่ 3.11 และ 3.12



ภาพที่ 3.11 วงจรเครื่องวัดความอิมิตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน และอัตราการเต้นของหัวใจ



ภาพที่ 3.12 เครื่องวัดความอืดตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

3.3 การเขียนโปรแกรมบน Arduino Nano

3.3.1 การใช้โปรแกรม Arduino IDE

- เชื่อมต่อ Arduino Nano เข้ากับคอมพิวเตอร์ และเขียนโปรแกรมบนคอมพิวเตอร์ผ่านทางโปรแกรม Arduino IDE ดังภาพที่ 3.13

```

ok | Arduino 1.5.6-2
File Edit Sketch Tools Help
ok
#include <TFT.h> // Arduino LCD library
#include <SPI.h>

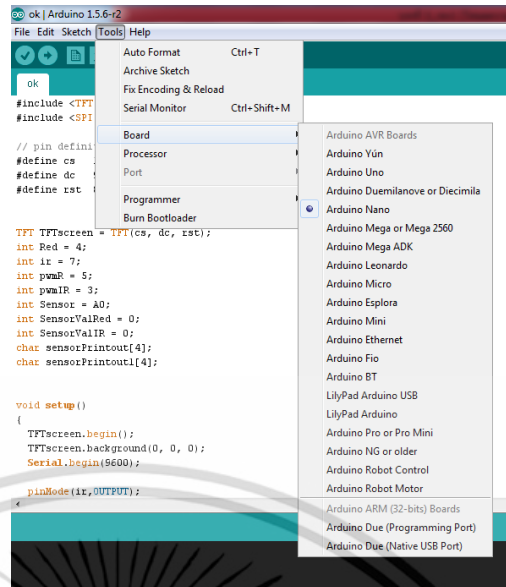
// pin definition for the Uno
#define cs 10
#define dc 9
#define rst 8

TFT TFTScreen = TFT(cs, dc, rst);
int Red = 4;
int ix = 7;
int pwmR = 5;
int pwmIR = 3;
int Sensor = A0;
int SensorValPed = 0;
int SensorValIR = 0;
char sensorPrintout[4];
char sensorPrintoutI[4];
  
```

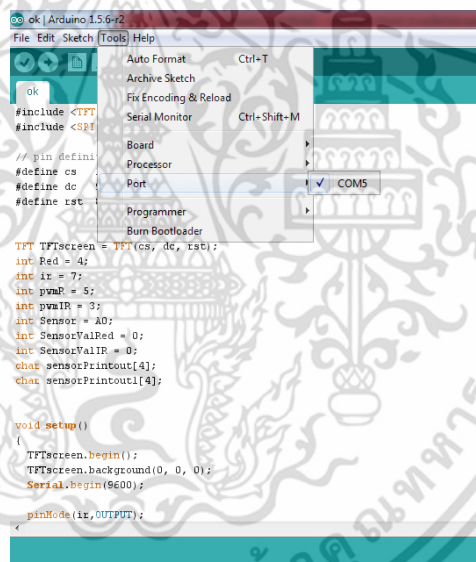
ภาพที่ 3.13 แสดงหน้าโปรแกรม IDE

- จากนั้นอัปโหลดโปรแกรมโดยเลือกรุ่นบอร์ด Arduino Nano และหมายเลข Com port ดังภาพที่ 3.14 และ 3.15

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



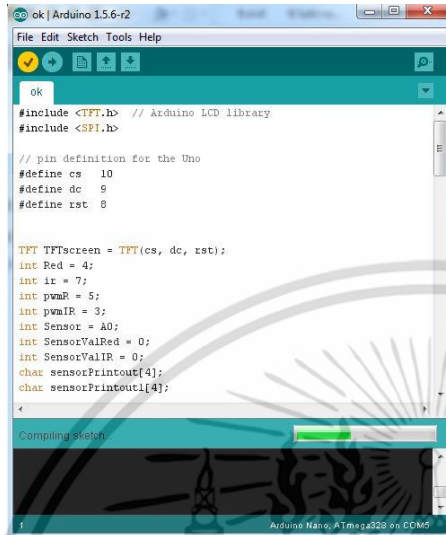
ภาพที่ 3.14 แสดงการเลือกรุ่นบอร์ด Arduino Nano



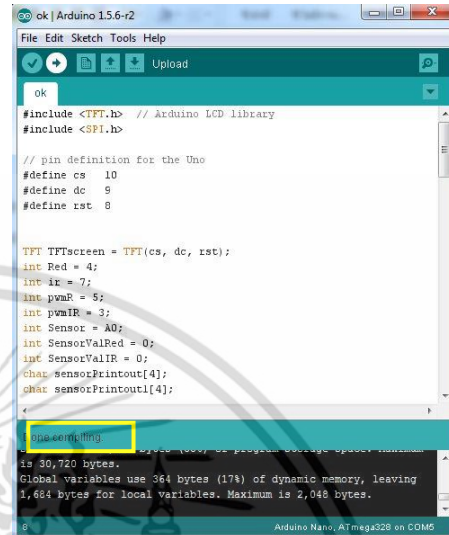
ภาพที่ 3.15 แสดงการเลือกหมายเลข Com port

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- กดปุ่ม Verify เพื่อตรวจสอบความถูกต้อง และ Compile โปรแกรม เมื่อตรวจสอบความถูกต้องเรียบร้อยแล้วให้กดปุ่ม Upload โปรแกรมลงบนบอร์ด Arduino Nano รอจนกว่าจะขึ้นข้อความว่า “Done compiling” ดังภาพที่ 3.16 และ 3.17



ภาพที่ 3.16 การกดปุ่ม Verify เพื่อตรวจสอบความถูกต้อง

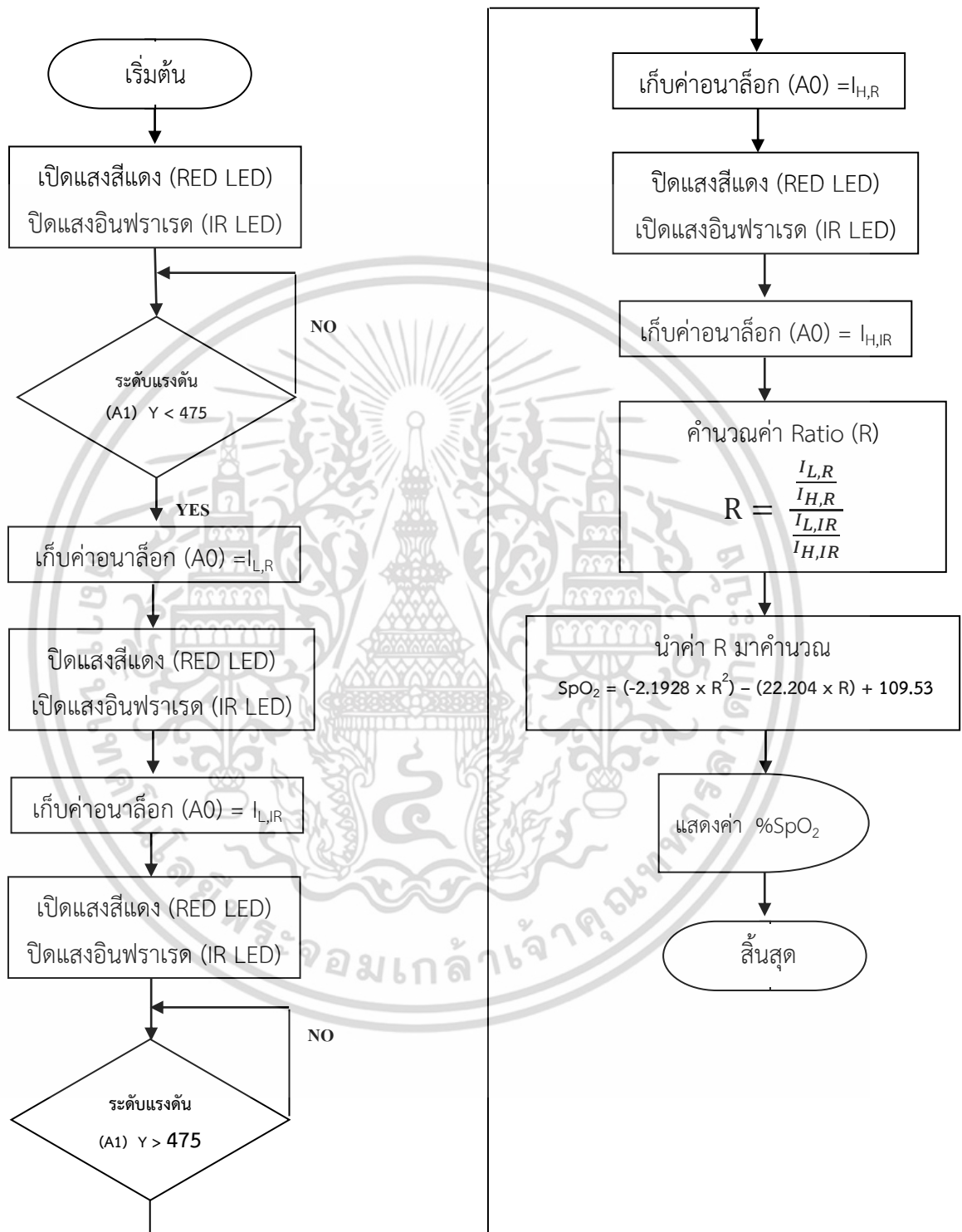


ภาพที่ 3.17 การกดปุ่ม Upload โปรแกรมลงบนบอร์ด Arduino Nano

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

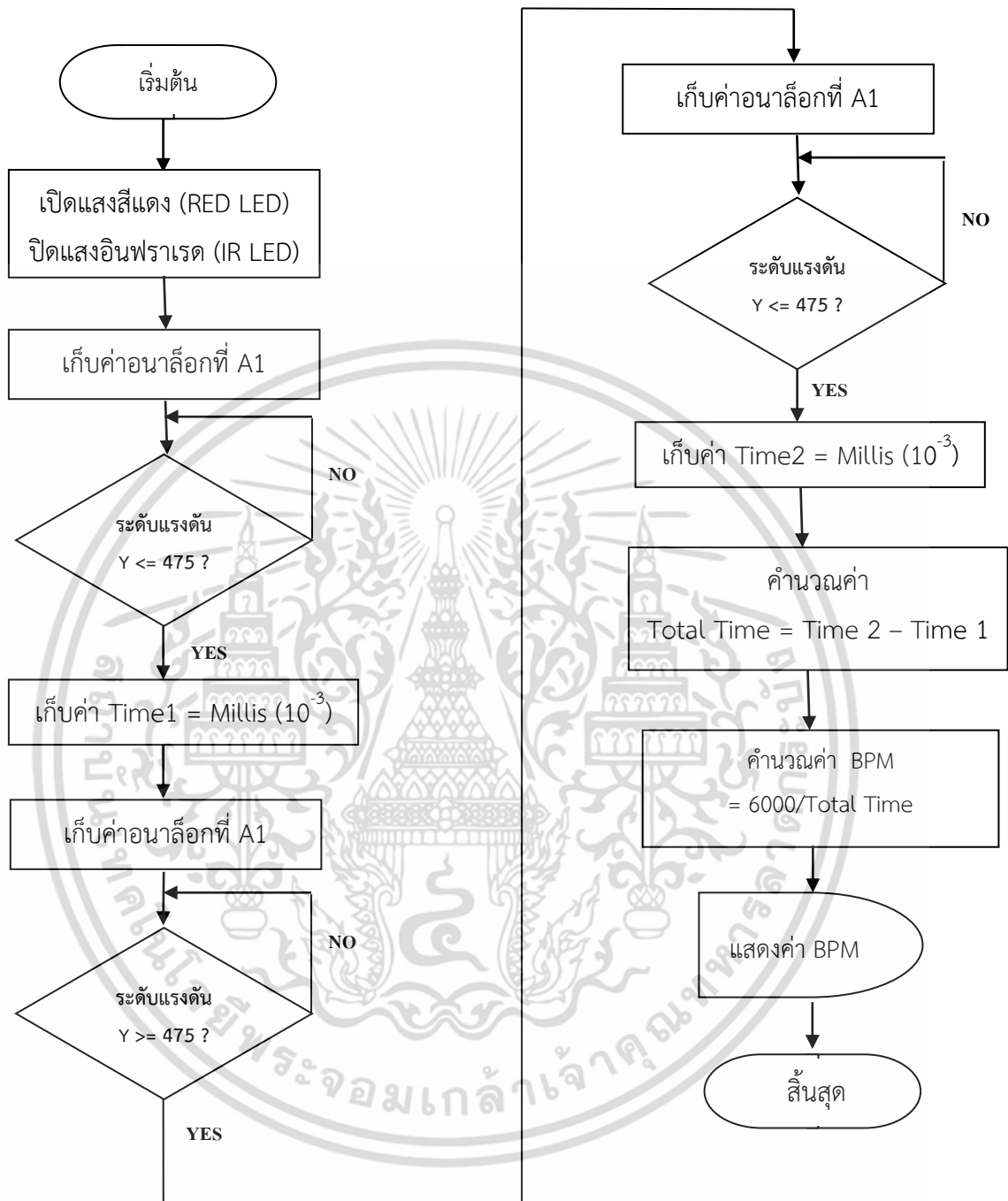
3.3.2 อัลกอริทึมซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการทดลองวัด

3.3.2.1 Flow chart การวัดค่า %SpO₂



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.2.2 Flow chart การวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

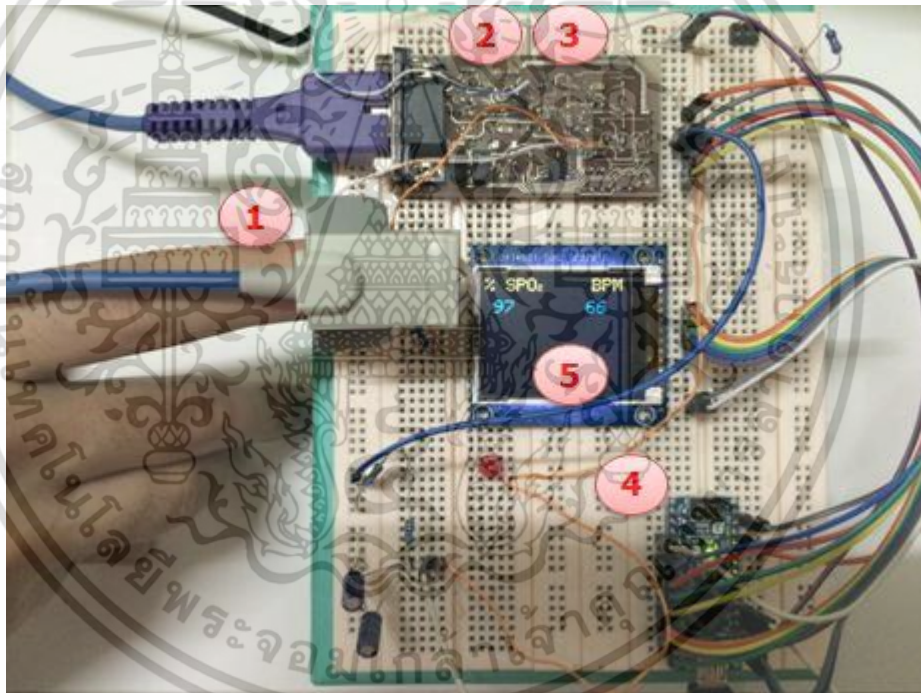
การทดลองและการวิเคราะห์ผล

4.1 บทนำ

จากวัตถุประสงค์ที่กล่าวไว้ในบทที่ 1 นำไปสู่การออกแบบสร้างชุดทดลองเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน ในบทที่ 3 โดยการทำงานจะแบ่งการแสดงผลเป็น 2 อย่างได้แก่

- A. อัตราการเต้นของหัวใจ (BPM)
- B. เปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน(%SpO₂)

จากการศึกษา และสร้างเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินมีจุดประสงค์เพื่อนำไปพัฒนาเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินให้มีค่าความแม่นยำสูง และใช้งานได้จริง โดยการทดลองมีรายละเอียดต่างๆ ดังนี้



ภาพที่ 4.1 ชุดต้นแบบเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง

จากภาพที่ 4.1 เป็นการแสดงชุดต้นแบบเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนของเลือดแดงประกอบไปด้วย หมายเลข 1 ตัวตรวจวัด (Probe) ที่มีตัวปล่อยคลื่นแสงและรับคลื่นแสง หมายเลข 2 และหมายเลข 3 เป็นวงจรแปลงกระแสไฟฟ้าเป็นแรงดัน วงจรขยายสัญญาณ และกรองความถี่ หมายเลข 4 ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR ชนิด Arduino Nano V3.0 ทำหน้าที่ประมวลผลการทำงาน และหมายเลข 5 มอนิเตอร์ (Monitor) ชนิด TFT LCD ทำหน้าที่แสดงค่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดแดง และอัตราการเต้นของหัวใจ โดยมีขอบเขตของการทดลองดังต่อไปนี้

- 4.1.1 ศึกษาผลของการปรับสัญญาณพัลส์เพื่อหาความเข้มแสงที่เหมาะสมในการสร้างเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน
- 4.1.2 เปรียบเทียบผลการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องอ้างอิง และเครื่องที่ออกแบบ กับอาสาสมัครภาวะปกติ
- 4.1.3 เปรียบเทียบผลการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องอ้างอิง และเครื่องที่ออกแบบ กับอาสาสมัครภาวะขาดออกซิเจน
- 4.1.4 เปรียบเทียบการวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) ระหว่างกลุ่มที่ทาสีเล็บกับไม่ทาสีเล็บ

4.2 ศึกษาผลของการปรับสัญญาณพัลส์เพื่อหาความเข้มแสงที่เหมาะสมในการสร้างเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

การทดลองในส่วนนี้เพื่อเลือกหาความกว้างของสัญญาณพัลส์ที่ทำให้ค่า %SpO₂ ที่วัดได้มีค่าใกล้เคียงกับค่าอ้างอิง และดำเนินการใช้ค่าดังกล่าวตลอดจนจบงานวิจัย

ในการทดลองนี้จะใช้เครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินที่ออกแบบไว้ในบทที่ 3 โดยจะส่งค่าสัญญาณดิจิทัล 0 – 1 และให้สัญญาณความถี่คงที่ที่ 490 kHz ซึ่ง Arduino Nano สามารถรับค่าอนาล็อกได้ 255 ระดับ หมายความว่าค่าสัญญาณ 0 โวลต์ ถึง 5 โวลต์ จะถูกแสดงเป็น 0 ถึง 255 ระดับในสัญญาณดิจิทัล

การเตรียมการทดลอง

1. อาสาสมัครจำนวน 10 คน
2. เครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดที่ออกแบบ
3. เครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจน Masimo รุ่น Rad-5v
4. คอมพิวเตอร์ที่มีโปรแกรม Arduino 1.5.5-r-2
5. นาฬิกาจับเวลา

ขั้นตอนการทดลอง

1. เริ่มโดยการต่อสาย USB เข้ากับพอร์ตคอมพิวเตอร์
2. กำหนดค่าสัญญาณพัลส์ที่จะทำการทดลองลงในโปรแกรม Arduino โดยกำหนดให้จ่ายสัญญาณพัลส์ที่ 10 percent duty cycle จากนั้นดาวน์โหลดคำสั่งในโปรแกรมไปยังเครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดที่ออกแบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. นำเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดที่ออกแบบวัดกับอาสาสมัครเปรียบเทียบกับเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน Masimo รุ่น Rad-5v
4. บันทึกผลเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวออกซิเจน (%SpO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) จำนวน 10 ครั้ง ทุกๆ 1 นาที และหาค่าเฉลี่ย
5. ปรับค่าสัญญาณพัลส์เป็น 20, 30, 40, 50 และ 60 percent duty cycle
6. ทำซ้ำข้อ 2 – 5 ทั้งหมดจนครบตามค่าสัญญาณที่ใช้ในการทดลอง
7. ทำซ้ำข้อ 2 – 6 ให้ครบตามจำนวนอาสาสมัครทั้ง 10 คน

ผลการทดลอง

4.2.1 การทดลองวัดค่า %SpO₂ โดยปรับค่าสัญญาณพัลส์ที่ 10 – 60 % Duty Cycle

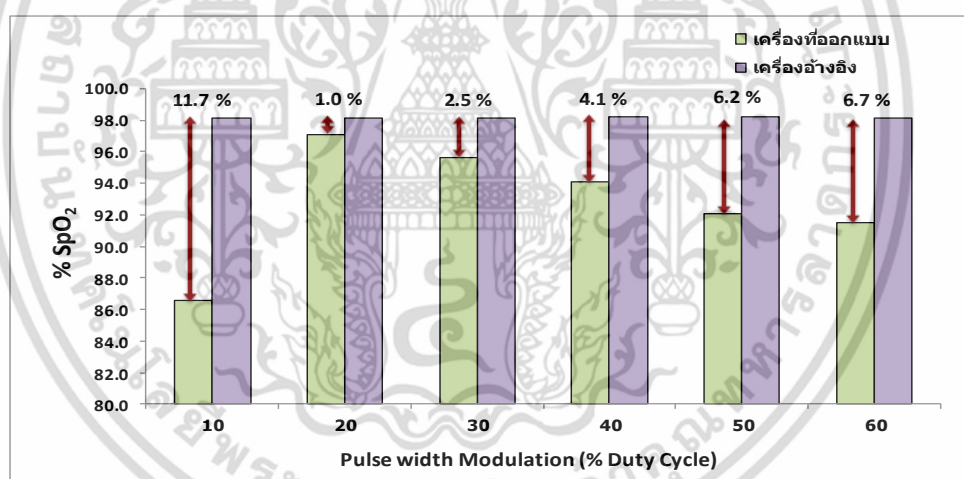
ตารางที่ 4.1 เปรียบเทียบวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) กับเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน โดยปรับค่าสัญญาณพัลส์ที่ 10 - 60 % Duty Cycle

อาสาสมัคร คนที่	ค่าเฉลี่ย %SpO ₂ Pulse Width Modulation (0-255) (%Duty Cycle)					
	10	อ้างอิง	20	อ้างอิง	30	อ้างอิง
1	87.7	97.0	96.1	97.0	96.2	97.0
2	87.5	98.0	98.0	98.0	95.2	98.0
3	87.2	98.0	97.2	98.1	94.3	98.0
4	85.3	99.0	97.8	98.9	95.9	98.9
5	86.8	98.1	97.2	98.0	96.1	98.0
6	87.2	97.9	96.1	98.0	95.1	98.1
7	86.8	98.0	97.1	98.0	96.9	98.0
8	85.1	97.9	96.1	98.0	95.2	97.9
9	86.5	99.1	98.2	99.0	96.3	98.9
10	85.6	98.0	97.0	98.1	95.1	98.0
เฉลี่ย	86.6	98.1	97.1	98.1	95.6	98.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 เปรียบเทียบวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) กับเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน โดยปรับค่าสัญญาณพัลส์ที่ 10 - 60 % Duty Cycle (ต่อ)

อาสาสมัคร คนที่	ค่าเฉลี่ย %SpO ₂					
	Pulse Width Modulation (0-255) (%Duty Cycle)					
	40	อ้างอิง	50	อ้างอิง	60	อ้างอิง
1	95.2	97.9	91.8	98.1	90.2	97.0
2	94.0	98.1	92.3	98.0	91.3	98.0
3	93.9	98.0	92.9	98.0	91.2	98.1
4	94.2	98.8	93.4	99.0	90.3	99.0
5	94.9	98.1	91.3	98.0	92.1	98.0
6	93.2	97.9	92.1	98.0	91.3	98.1
7	95.2	98.1	92.8	98.1	90.9	98.1
8	94.8	97.9	91.0	97.9	92.2	97.9
9	93.9	98.9	92.1	99.0	92.0	99.0
10	92.1	98.0	91.1	98.0	93.1	98.0
เฉลี่ย	94.1	98.2	92.1	98.2	91.5	98.1



ภาพที่ 4.2 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (SpO₂) เฉลี่ยของอาสาสมัครจำนวน 10 คน กับ Pulse width Modulation (% Duty Cycle) ค่าต่างๆ

จากผลการทดลองในภาพที่ 4.2 จะเห็นว่าขณะที่ปรับค่า Pulse width Modulation ที่ 10 % Duty Cycle พบว่าเมื่อนำไปวัดค่า %SpO₂ มีค่าคลาดเคลื่อนสูงสุดอยู่ที่ 11.76 % จากนั้นเมื่อปรับไปที่ 20 % Duty Cycle เห็นว่าค่าความคลาดเคลื่อนน้อยสุดอยู่ที่ 0.98 % และเมื่อปรับค่า Pulse width Modulation ไปที่ 30, 40, 50, 60 % Duty Cycle พบว่าค่า %SpO₂ ที่วัดได้มีค่าน้อยกว่าค่าอ้างอิงลงไปตามลำดับโดยที่มีค่าความคลาดเคลื่อนอยู่ที่ 2.50%, 4.06 %, 6.08 % และ

6.76 % เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วิเคราะห์ผลการทดลอง

ค่าความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นเมื่อปรับค่า Pulse width Modulation ที่ 10, 30, 40, 50, และ 60 % Duty Cycle หรือเทียบกับสัญญาณดิจิทัลที่ระดับ 26, 77, 102, 128, และ 153 บ่งบอกถึงการดูดกลืนของแสงที่เพิ่มขึ้น และการเบี่ยงเบนของลำแสงจากทิศทางเริ่มต้น โดยการดูดกลืนแสงที่เพิ่มขึ้นอาจเกิดขึ้นจากความยาวคลื่นของแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดมีระดับเดียวกับขนาดของเซลล์เม็ดเลือดแดงมีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางประมาณ 7 μm และการเบี่ยงเบนอาจเกิดจากดัชนีหักเหระหว่างพลาสมา และเซลล์เม็ดเลือดแดง จึงทำให้เกิดค่าความคลาดเคลื่อนสูงเมื่อเทียบกับเครื่องอ้างอิง จะเห็นว่าค่า Pulse width Modulation ที่ 20 % Duty Cycle มีค่าความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุดอยู่ที่ 0.98 % จึงเป็นที่มาของการเลือกใช้ค่า Pulse width Modulation ที่ 20 % หรือสัญญาณดิจิทัลในระดับ 51 ในหน่วยประมวลผล

4.2.2 การทดลองวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) โดยปรับค่าสัญญาณพัลส์ที่ 10 - 60 % Duty Cycle

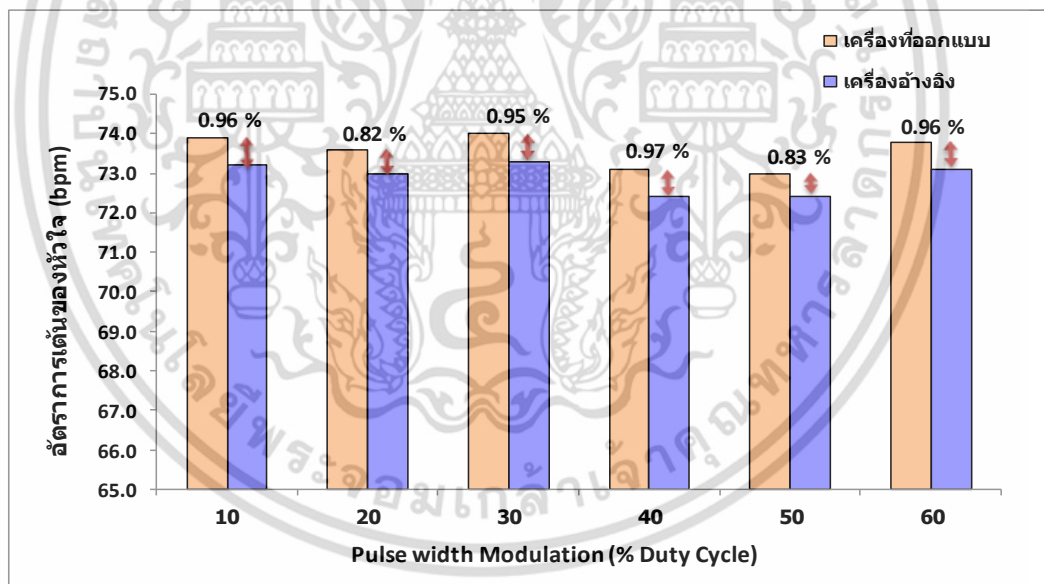
ตารางที่ 4.2 เปรียบเทียบวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) กับเครื่องอ้างอิง โดยปรับค่าสัญญาณพัลส์ที่ 10 - 60 % Duty Cycle

อาสาสมัคร คนที่	ค่าเฉลี่ยอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) Pulse Width Modulation (0-255) (%Duty Cycle)					
	10	อ้างอิง	20	อ้างอิง	30	อ้างอิง
	1	76.0	74.0	73.0	73.0	75.0
2	74.0	73.0	72.0	73.0	70.0	71.0
3	71.0	70.0	72.0	73.0	72.0	73.0
4	78.0	77.0	78.0	77.0	80.0	78.0
5	73.0	74.0	77.0	76.0	75.0	74.0
6	75.0	74.0	75.0	74.0	78.0	77.0
7	74.0	73.0	75.0	74.0	75.0	73.0
8	74.0	73.0	74.0	73.0	74.0	74.0
9	70.0	69.0	67.0	65.0	66.0	65.0
10	74.0	75.0	73.0	72.0	75.0	74.0
เฉลี่ย	73.9	73.2	73.6	73.0	74.0	73.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 เปรียบเทียบวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) กับเครื่องอ้างอิง โดยปรับค่าสัญญาณพัลส์ที่ 10 - 60 % Duty Cycle (ต่อ)

อาสาสมัคร คนที่	ค่าเฉลี่ยอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM)					
	Pulse Width Modulation (0-255) (%Duty Cycle)					
	40	อ้างอิง	50	อ้างอิง	60	อ้างอิง
1	73.0	74.0	75.0	74.0	74.0	73.0
2	73.0	72.0	71.0	70.0	72.0	72.0
3	69.0	68.0	70.0	69.0	72.0	71.0
4	78.0	77.0	76.0	78.0	77.0	78.0
5	75.0	75.0	75.0	76.0	76.0	75.0
6	75.0	74.0	74.0	73.0	78.0	77.0
7	75.0	74.0	75.0	74.0	75.0	73.0
8	74.0	73.0	72.0	71.0	73.0	73.0
9	67.0	66.0	68.0	66.0	68.0	67.0
10	72.0	71.0	74.0	73.0	73.0	72.0
เฉลี่ย	73.1	72.4	73.0	72.4	73.8	73.1



ภาพที่ 4.3 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) เฉลี่ยของอาสาสมัครจำนวน 10 คน กับ Pulse width Modulation (% Duty Cycle) ค่าต่างๆ

จากผลการทดลองในภาพที่ 4.3 จะเห็นว่าเมื่อปรับค่า Pulse width Modulation ที่ 10, 20, 30, 40, 50 และ 60 % Duty Cycle พบว่าค่าความผิดพลาดอยู่ที่ 0.96%, 0.82%, 0.95%, 0.97%, 0.83% และ 0.96% จะเห็นว่าค่าความผิดพลาดพบนั้นมีค่าที่ใกล้เคียงกัน และมีค่าไม่เกิน $\pm 2\%$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วิเคราะห์ผลการทดลอง

เมื่อวัดอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) กับอาสาสมัคร เทียบกับเครื่องอ้างอิงมาตรฐาน โดยมีเงื่อนไขในการปรับค่า Pulse width Modulation ที่ 10, 20, 30, 40, 50 และ 60 % Duty Cycle พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นนั้นมีค่าไม่ต่างแตกต่างกันมาก เนื่องจากอัตราการเต้นของหัวใจใช้การจับสัญญาณจากการบีบและคลายตัวของเส้นเลือด ซึ่งเมื่อปรับค่าสัญญาณพัลส์ที่ค่าใดๆ จึงมีผลเล็กน้อยต่อการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ ดังนั้นจึงเลือกใช้ค่า Pulse width Modulation ที่ 20 % Duty Cycle โดยอ้างอิงจากหัวข้อที่ 4.2.1 เพื่อให้ง่ายต่อการประมวลผล

4.3 เปรียบเทียบผลการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องอ้างอิง และเครื่องที่ออกแบบ กับอาสาสมัครภาวะปกติ

การทดลองในส่วนนี้จะทำการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) เปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิง เพื่อหาค่าความแม่นยำของเครื่องที่ออกแบบ โดยมีการทดลองดังต่อไปนี้คือ

การเตรียมการทดลอง

1. อาสาสมัครจำนวน 10 คน แบ่งเป็นเพศหญิง 5 คน และเพศชาย 5 คน
2. เครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดที่ออกแบบ
3. เครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจน Masimo รุ่น Rad-5v
4. คอมพิวเตอร์ที่มีโปรแกรม Arduino 1.5.5-r-2
5. นาฬิกาจับเวลา

ขั้นตอนการทดลอง

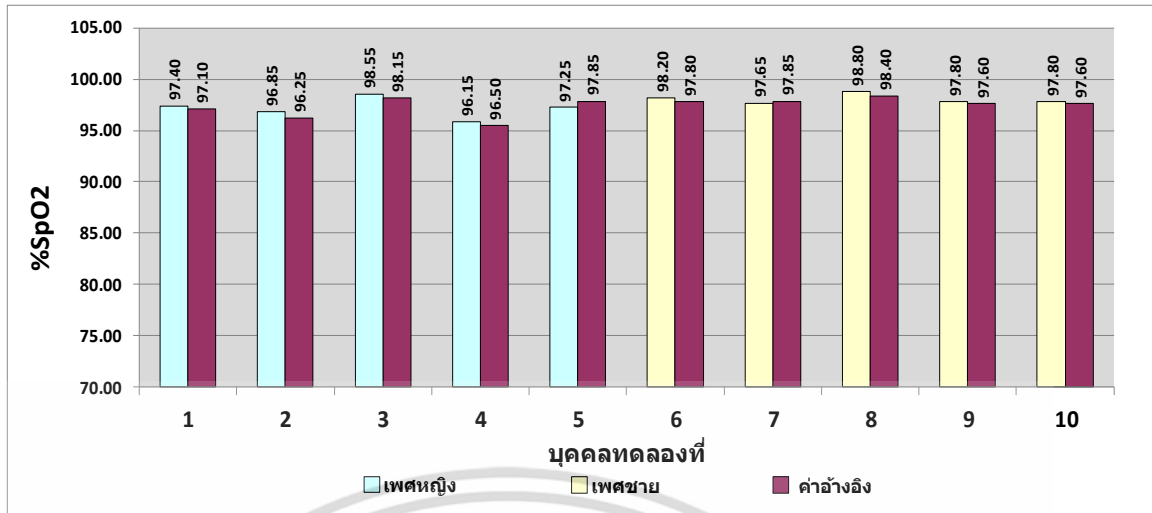
1. เริ่มโดยการต่อสาย USB เข้ากับพอร์ตคอมพิวเตอร์
2. กำหนดค่าสัญญาณพัลส์ที่จะทำการทดลองลงในโปรแกรม Arduino โดยกำหนดให้จ่ายสัญญาณพัลส์ที่ 20 percent duty cycle จากนั้นดาวน์โหลดคำสั่งในโปรแกรมไปยังเครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดที่ออกแบบ
3. นำเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดที่ออกแบบวัดกับอาสาสมัคร เปรียบเทียบกับเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือด Masimo รุ่น Rad-5v
4. บันทึกผลเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวออกซิเจน (%SpO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) จำนวน 20 ครั้ง ทุกๆ 1 นาที และหาค่าเฉลี่ย

ผลการทดลอง

4.3.1 การทดลองวัดค่า %SpO₂ ระหว่างเครื่องที่ออกแบบ เปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิงตารางที่ 4.3 เปรียบเทียบผลการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) ระหว่างเครื่องอ้างอิง และเครื่องที่ออกแบบ กับอาสาสมัครที่มีสภาวะปกติ

อาสาสมัคร คนที่	เพศ	ค่าเฉลี่ย %SpO ₂		Bias	Uncertainty	Repeatability
		เครื่องที่ ออกแบบ	เครื่อง อ้างอิง			
1	หญิง	97.40	97.10	0.30	0.94	0.50
2	หญิง	96.85	96.25	0.60	1.01	0.20
3	หญิง	98.55	98.25	0.30	0.94	0.50
4	หญิง	95.85	95.50	0.35	0.98	0.33
5	หญิง	97.25	97.85	-0.60	1.20	0.25
6	ชาย	98.20	97.80	0.40	1.01	0.50
7	ชาย	97.65	97.85	-0.20	0.82	0.25
8	ชาย	98.80	98.40	0.40	1.01	0.41
9	ชาย	97.80	97.60	0.20	0.82	0.25
10	ชาย	97.80	97.60	0.20	0.82	0.16

ผลที่ได้จากการทดสอบพบว่า %SpO₂ ที่ได้จากเครื่องที่สร้างขึ้นจะมีค่าใกล้เคียงกับเครื่องอ้างอิง เช่นเดียวกันค่าความผิดพลาด (bias) มีค่าไม่สูงมากเป็นตัวบ่งชี้ได้เช่นเดียวกันว่าเครื่องที่ออกแบบมา ยังมีความผิดพลาดอยู่เมื่อเปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิง



ภาพที่ 4.4 กราฟการวัดค่า %SpO₂ ระหว่างเครื่องที่ออกแบบเปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับอาสาสมัครที่มีภาวะปกติ

วิเคราะห์ผลการทดลอง

จากผลการทดลองจะพบว่าเครื่องที่ออกแบบสามารถวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) กับกลุ่มตัวอย่างอาสาสมัครที่มีสุขภาพดี และอยู่ในสภาวะปกติสรุปได้ว่า

- จากการทดสอบวัดอยู่ในช่วง 95% - 100%
- การทดสอบความถูกต้องจากการประเมิน Type A Standard Uncertainty พบว่าค่าความผิดพลาดอยู่ที่ $\pm 0.60\%$ และที่ระดับความเชื่อมั่น 95 จะอนุมานได้ว่าค่าวัดในระบบการวัดนี้มีการกระจายอยู่ภายใต้ค่า $\pm 1.20\%$
- การทดสอบความสามารถในการทำซ้ำ (repeatability) $\pm 0.50\%$

จากการทดสอบวัดอาสาสมัครพบว่าค่าความผิดพลาดสูงสุดพบได้ในการวัดกับอาสาสมัครที่เป็นเพศหญิง โดยอาจจะมีผลมาจากที่เพศหญิงมีระดับฮีโมโกลบินน้อยกว่าเพศชายร้อยละ 2 กรัมเปอร์เซ็นต์ แต่อย่างไรก็ตามเกณฑ์การยอมรับค่าการวัดของเครื่องมือทางการแพทย์ ที่กำหนดโดยกองวิศวกรรมทางการแพทย์ กรมสนับสนุนบริการสุขภาพ พบว่าค่าการยอมได้ในการวัด %SpO₂ อยู่ที่ $\pm 2\%$ ซึ่งจากผลการทดลองวัดเปรียบเทียบระหว่างเครื่องที่ออกแบบ กับเครื่องอ้างอิงก็พบว่าค่าการยอมรับอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้

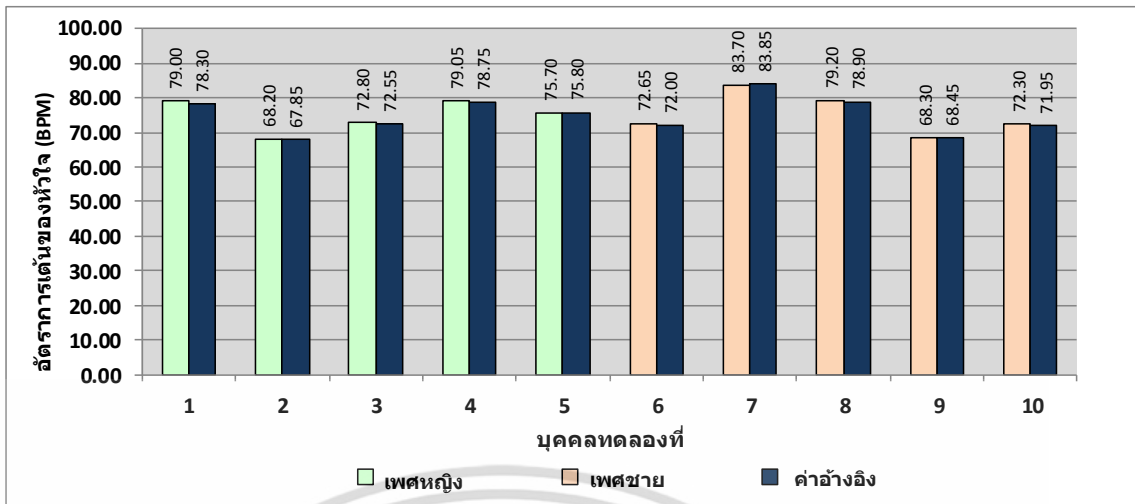
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.2 การทดลองวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องที่ออกแบบเปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิง

ตารางที่ 4.4 เปรียบเทียบผลการวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องอ้างอิง และเครื่องที่ออกแบบ กับอาสาสมัครที่มีสภาวะปกติ

อาสาสมัคร คนที่	เพศ	ค่าเฉลี่ย BPM		Bias	Uncertainty	Repeatability
		เครื่องที่ ออกแบบ	เครื่อง อ้างอิง			
1	หญิง	79.00	78.30	0.70	0.94	0.50
2	หญิง	68.20	67.85	0.35	0.98	0.33
3	หญิง	72.80	72.55	0.25	0.89	0.58
4	หญิง	79.05	78.75	0.30	0.94	0.41
5	หญิง	75.70	75.80	-0.10	0.89	0.60
6	ชาย	72.65	72.00	0.65	0.98	0.50
7	ชาย	83.70	83.85	-0.15	0.73	0.58
8	ชาย	79.20	78.90	0.30	0.94	0.41
9	ชาย	68.30	68.45	-0.15	0.98	0.33
10	ชาย	72.30	71.95	0.35	0.98	0.41

ผลที่ได้จากการทดสอบพบว่า BPM ที่ได้จากเครื่องที่สร้างขึ้นจะมีค่าใกล้เคียงกับเครื่องอ้างอิง เช่นเดียวกันค่าความผิดพลาด (bias) มีค่าไม่สูงมากเป็นตัวบ่งชี้ได้เช่นเดียวกันว่าเครื่องที่ออกแบบมา ยังมีความผิดพลาดอยู่เมื่อเปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิง



ภาพที่ 4.5 กราฟการวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องที่ออกแบบเปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับอาสาสมัครที่มีภาวะปกติ

วิเคราะห์ผลการทดลอง

จากผลการทดลองจะพบว่าเครื่องที่ออกแบบสามารถวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) กับกลุ่มตัวอย่างอาสาสมัครที่มีสุขภาพดี และอยู่ในสภาวะปกติสรุปได้ว่า

- จากการทดสอบวัดอยู่ในช่วง 67 – 85 bpm
- การทดสอบความถูกต้องจากการประเมิน Type A Standard Uncertainty พบว่าค่าความผิดพลาดอยู่ที่ $-0.15 \text{ bpm}/+0.70 \text{ bpm}$ และที่ระดับความเชื่อมั่น 95 จะอนุมานได้ว่าค่าวัดในระบบการวัดนี้มีการกระจายอยู่ภายใต้ค่า $\pm 0.98 \text{ bpm}$
- การทดสอบความสามารถในการทำซ้ำ (repeatability) $\pm 0.60 \text{ bpm}$

จากการทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) กับอาสาสมัครที่มีภาวะปกติ พบว่าค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นมีค่าใกล้เคียงกัน และเครื่องวัดที่ออกแบบเมื่อเทียบกับเครื่องอ้างอิงแล้วมีค่าอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ของเครื่องมือวัดทางการแพทย์ อ้างอิงจากกองวิศวกรรมทางการแพทย์ กรมสนับสนุนบริการสุขภาพ มีค่าอยู่ที่ไม่เกิน $\pm 2 \text{ bpm}$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4 เปรียบเทียบผลการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) และ อัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องอ้างอิง และเครื่องที่ออกแบบ กับ อาสาสมัครภาวะขาดออกซิเจน

การทดลองในส่วนนี้จะทำการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) และ อัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) เปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิง โดยทดสอบกับอาสาสมัครที่มีภาวะขาดออกซิเจน เพื่อหาค่าความแม่นยำของเครื่องที่ออกแบบ โดยมีการทดลองดังต่อไปนี้คือ

การเตรียมการทดลอง

1. อาสาสมัครจำนวน 5 คน
2. เครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดที่ออกแบบ
3. เครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจน Masimo รุ่น Rad-5v
4. คอมพิวเตอร์ที่มีโปรแกรม Arduino 1.5.5-r-2
5. นาฬิกาจับเวลา

ขั้นตอนการทดลอง

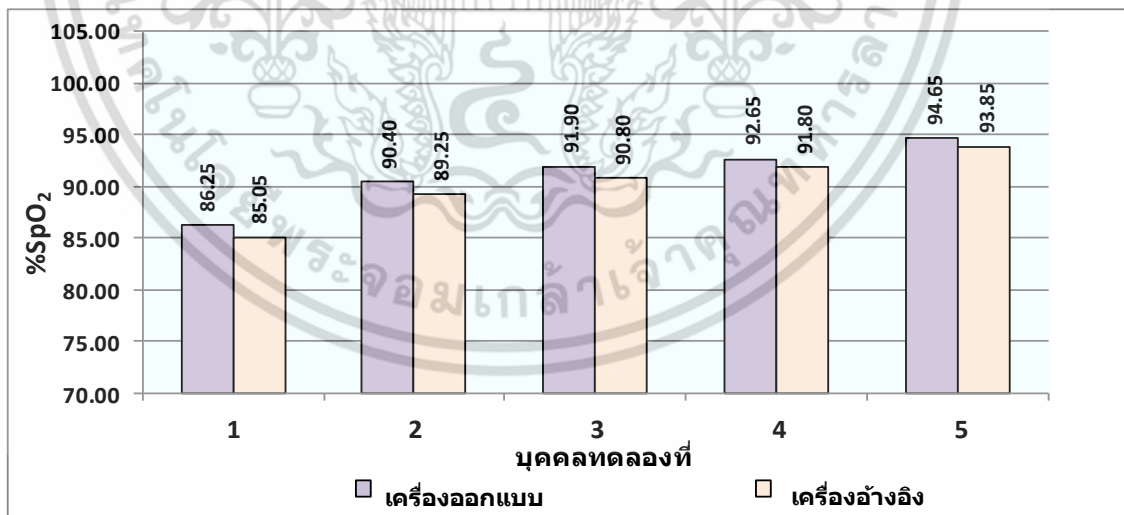
1. เริ่มโดยการต่อสาย USB เข้ากับพอร์ตคอมพิวเตอร์
2. กำหนดค่าสัญญาณพัลส์ที่จะทำการทดลองลงในโปรแกรม Arduino โดยกำหนดให้จ่ายสัญญาณพัลส์ที่ 20 percent duty cycle จากนั้นดาวน์โหลดคำสั่งในโปรแกรมไปยังเครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดที่ออกแบบ
3. นำเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือดที่ออกแบบวัดกับอาสาสมัคร เปรียบเทียบกับเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือด Masimo รุ่น Rad-5v
4. บันทึกผลเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวออกซิเจน (%SpO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) จำนวน 20 ครั้ง ทุกๆ 1 นาที และหาค่าเฉลี่ย

ผลการทดลอง

4.4.1 การทดลองวัดค่า %SpO₂ ระหว่างเครื่องที่ออกแบบ เปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิงตารางที่ 4.5 เปรียบเทียบผลการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) ระหว่างเครื่องอ้างอิง และเครื่องที่ออกแบบ กับอาสาสมัครที่มีสภาวะขาดออกซิเจน

อาสาสมัคร คนที่	ค่าเฉลี่ย %SpO ₂		Bias	Uncertainty	Repeatability
	เครื่องที่ ออกแบบ	เครื่อง อ้างอิง			
1	86.25	85.05	1.20	2.72	0.92
2	90.40	89.25	1.15	2.18	0.84
3	91.90	90.80	1.10	2.04	0.84
4	92.65	91.80	0.85	2.18	0.75
5	94.65	93.85	0.80	2.01	0.67

ผลที่ได้จากการทดสอบพบว่าเมื่อวัด %SpO₂ อาสาสมัครที่มีสภาวะขาดออกซิเจนโดยวัดจากเครื่องที่สร้างขึ้นเปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิงพบว่าค่าความผิดพลาด (bias) ค่อนข้างสูง เมื่อเทียบกับวัดอาสาสมัครที่มีสภาวะปกติ

ภาพที่ 4.6 กราฟการวัดค่า %SpO₂ ระหว่างเครื่องที่ออกแบบเปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับอาสาสมัครที่มีสภาวะขาดออกซิเจน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วิเคราะห์ผลการทดลอง

จากผลการทดลองจะพบว่าเครื่องที่ออกแบบสามารถวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) กับกลุ่มตัวอย่างอาสาสมัครที่มีภาวะขาดออกซิเจนสรุปได้ว่า

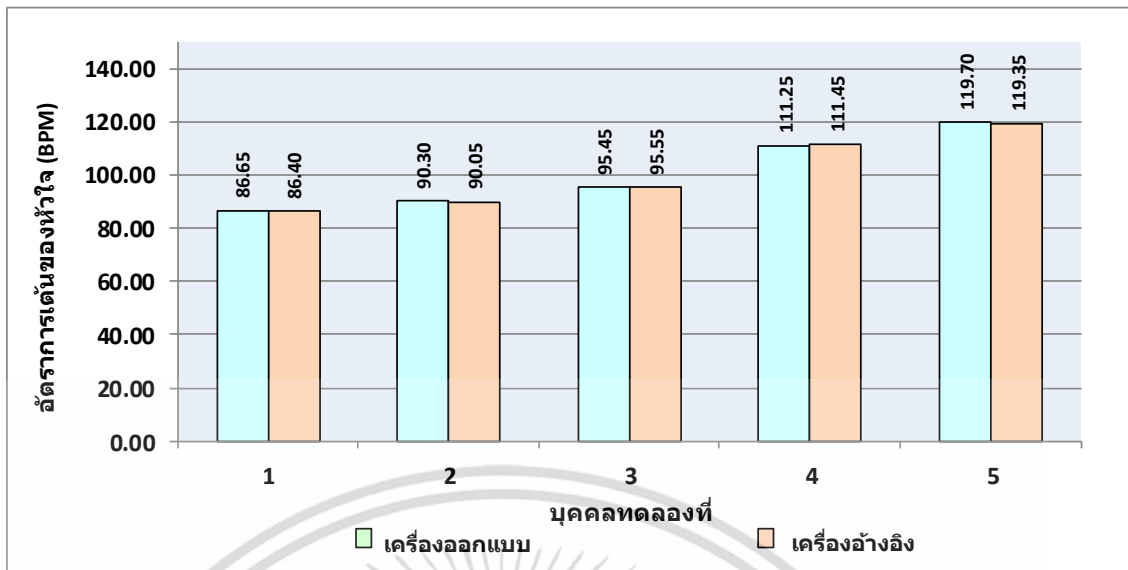
- จากการทดสอบค่า %SpO₂ อยู่ที่ระดับ 85% - 94%
- การทดสอบความถูกต้องจากการประเมิน Type A Standard Uncertainty พบว่าค่าความผิดพลาดอยู่ที่ 1.20% และที่ระดับความเชื่อมั่น 95 จะอนุมานได้ว่าค่าวัดในระบบการวัดนี้มีการกระจายอยู่ภายใต้ค่า ± 2.72 %
- การทดสอบความสามารถในการทำซ้ำ (%Repeatability) ± 0.92 %

4.4.2 การทดลองวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องที่ออกแบบเปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิง

ตารางที่ 4.6 เปรียบเทียบผลการวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องอ้างอิง และเครื่องที่ออกแบบ กับอาสาสมัครที่มีภาวะขาดออกซิเจน

อาสาสมัคร คนที่	ค่าเฉลี่ย BPM		Bias	Uncertainty	Repeatability
	เครื่องที่ ออกแบบ	เครื่อง อ้างอิง			
1	86.65	86.40	0.25	1.28	0.50
2	90.30	90.05	0.25	1.10	0.42
3	95.45	95.55	-0.10	1.44	0.67
4	111.25	111.45	-0.20	1.05	0.85
5	119.70	119.35	0.35	1.34	0.67

ผลที่ได้จากการทดสอบพบว่าเมื่อวัด BPM อาสาสมัครที่มีภาวะขาดออกซิเจนโดยวัดจากเครื่องที่สร้างขึ้นเปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิงพบว่าค่าความผิดพลาด (bias) มีค่าต่ำ แต่ค่าความไม่แน่นอน (Uncertainty) ค่อนข้างสูง เมื่อเทียบกับวัดอาสาสมัครที่มีสภาวะปกติ



ภาพที่ 4.7 กราฟการวัดค่า BPM ระหว่างเครื่องที่ออกแบบเปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับอาสาสมัครที่มีภาวะขาดออกซิเจน

วิเคราะห์ผลการทดลอง

จากผลการทดลองจะพบว่าเครื่องที่ออกแบบสามารถวัดค่าค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) กับกลุ่มตัวอย่างอาสาสมัครที่มีภาวะขาดออกซิเจนสรุปได้ว่า

- จากการทดสอบค่า BPM อยู่ที่ระดับ 86 – 120 bpm
- การทดสอบความถูกต้องจากการประเมิน Type A Standard Uncertainty พบว่าค่าความผิดพลาดอยู่ที่ $-0.20/+0.35$ bpm และที่ระดับความเชื่อมั่น 95 จะอนุมานได้ว่าค่าวัดในระบบการวัดนี้มีการกระจายอยู่ภายใต้ค่า ± 1.44 bpm
- การทดสอบความสามารถในการทำซ้ำ (%Repeatability) ± 0.85 bpm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.5 เปรียบเทียบการวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (% SpO₂) ระหว่างกลุ่มที่ทาสิเลียกับไม่ทาสิเลีย

การทดลองในส่วนนี้เป็นการวัดเปรียบเทียบผลการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน %SpO₂ โดยทดลองระหว่างกลุ่มตัวอย่างที่ทาสิเลีย และไม่ทาสิเลีย เพื่อศึกษาว่าการทาสิเลียมีผลต่อการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินเป็นอย่างไร

การเตรียมการทดลอง

1. อาสาสมัครเพศหญิงจำนวน 10 คน
2. สิทาเลียสีดำ
3. เครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่ออกแบบ
4. คอมพิวเตอร์ที่มีโปรแกรม Arduino 1.5.5-r-2
5. นาฬิกาจับเวลา

ขั้นตอนการทดลอง

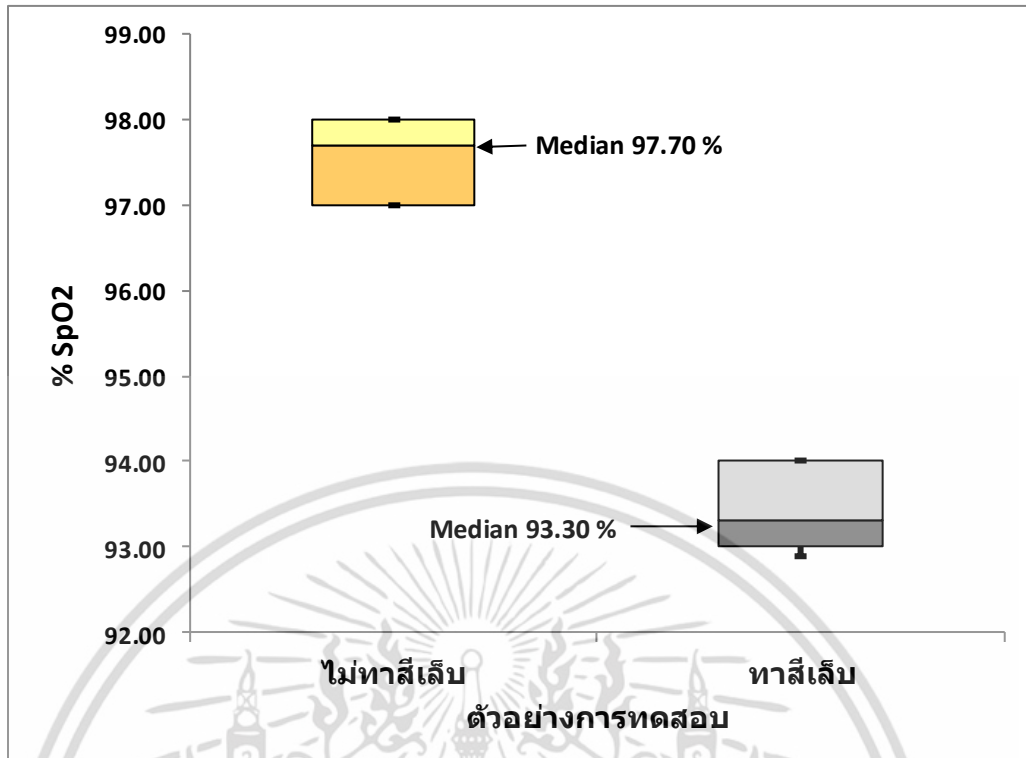
1. เริ่มโดยการต่อสาย USB เข้ากับพอร์ตคอมพิวเตอร์
2. กำหนดค่าสัญญาณพัลส์ที่จะทำการทดลองลงในโปรแกรม Arduino โดยกำหนดให้จ่ายสัญญาณพัลส์ที่ 20 percent duty cycle จากนั้นดาวน์โหลดคำสั่งในโปรแกรมไปยังเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่ออกแบบ
3. ทาสิทาเลียสีดำลงบนนิ้วมืออาสาสมัคร
4. นำเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่ออกแบบวัดกับอาสาสมัคร โดยการวัดจะวัดสลับกับนิ้วที่ไม่ทาสิเลีย กับนิ้วที่ทาสิเลียสีดำ บันทึกผลทุกๆ 1 นาที จำนวน 10 ครั้ง

ผลการทดลอง

ตารางที่ 4.7 เปรียบเทียบการวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (% SpO₂) ระหว่างที่ทาสีเล็บ กับไม่ทาสีเล็บ

ครั้งที่	%SpO ₂		ครั้งที่	%SpO ₂	
	ไม่ทาสีเล็บ	ทาสีเล็บสีดำ		ไม่ทาสีเล็บ	ทาสีเล็บสีดำ
1	98.00	94.00	11	98.00	93.00
2	97.00	93.00	12	98.00	94.00
3	97.00	93.00	13	97.00	94.00
4	98.00	93.00	14	98.00	93.00
5	98.00	93.00	15	97.00	94.00
6	98.00	94.00	16	98.00	93.00
7	98.00	95.00	17	98.00	93.00
8	97.00	94.00	18	98.00	93.00
9	98.00	92.00	19	97.00	94.00
10	98.00	93.00	20	98.00	92.00

จากภาพที่ 4.8 พบว่าผลการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) เมื่อไม่ทาสีเล็บมีค่าเฉลี่ยในการวัด %SpO₂ เท่ากับ 97.70 % และทาสีเล็บสีดำมีค่าเฉลี่ยในการวัด %SpO₂ เท่ากับ 93.30 % จะเห็นว่าเมื่อวัดค่า %SpO₂ กับนิ้วที่ทาสีเล็บสีดำจะทำให้มีค่า %SpO₂ ลดลงประมาณ 4.4 %



ภาพที่ 4.8 แสดง Distribution box plot การทดสอบวัดค่า %SpO₂ ระหว่างที่ทาสีเล็บ กับไม่ทาสีเล็บ

วิเคราะห์ผลการทดลอง

จากผลการทดลองจะเห็นว่า เมื่อวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) กับนิ้วที่ทาสีเล็บสีดำจะมีค่า %SpO₂ ลดลงประมาณ 4.4 % อาจมีผลเนื่องมาจากความยาวคลื่นของแสงสีแดง และแสงอินฟราเรดจากตัวส่งมีสเปคตรัมการดูดกลืนที่สีทาเล็บ จึงเป็นผลทำให้ค่าการวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) มีค่าที่ลดลง ดังนั้นในการใช้งานเครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินที่ออกแบบมานั้นไม่ควรวัดกับนิ้วที่ทาสีเล็บเพราะจะทำให้ค่าที่วัดมีความผิดพลาดสูง

บทที่ 5

สรุปผลการทดลอง

5.1 บทนำ

ในสมัยอดีตที่ยังไม่มีอุปกรณ์ในการวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินมาใช้นั้น แพทย์ผู้ให้การรักษาผู้ป่วย มักจะวินิจฉัยภาวะออกซิเจนในเลือดต่ำด้วยการตรวจร่างกายร่วมกับการเจาะเลือดแดง และส่งตรวจวัดออกซิเจนในเลือด แต่มีข้อจำกัดคือ เป็นวิธีการแบบรุกราน ทำให้ผู้ป่วยเจ็บตัว และไม่สามารถติดตามผลได้ต่อเนื่องตลอดเวลา ในเวลาต่อมาจึงมีการคิดเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน ซึ่งสามารถตรวจวัดค่าได้โดยไม่ต้องเจาะเลือด และยังสามารถวัดได้ตลอดเวลา ซึ่งได้รับความนิยมเป็นจำนวนมาก แต่เครื่องมือวัดในปัจจุบันยังมีราคาค่อนข้างแพง อย่างไรก็ตาม เครื่องมือวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินนั้นเหมือนเป็นอุปกรณ์ในการชั่ง ตวง วัด เหมือนอุปกรณ์ชนิดอื่นๆ ดังนั้นจึงย่อมมีความผิดพลาดเกิดขึ้นได้ จึงนำไปสู่วัตถุประสงค์ในการออกแบบเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) เพื่อทำการทดลองหาความแม่นยำ และข้อจำกัดของเครื่องมือวัดที่ออกแบบ สิ่งที่เราคาดหวังเพื่อให้เครื่องที่ออกแบบสามารถใช้งานได้จริง และความแม่นยำในการวัด

5.2 สรุปผลการศึกษาผลของการปรับสัญญาณพัลส์เพื่อหาความเข้มแสงที่เหมาะสมในการสร้างเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

ผลการศึกษาทดลองเห็นได้ว่าการปรับค่า Pulse with Modulation มีผลต่อการวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน เนื่องจากการวัดดังกล่าวจะใช้หลักการการดูดซับคลื่นแสงของฮีโมโกลบิน ซึ่งการปรับค่าสัญญาณพัลส์นั้นจะส่งผลต่อความเข้มแสงที่ส่งผ่านออกมา แต่จะไม่มีผลต่อการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ เนื่องจากอัตราการเต้นของหัวใจจะใช้หลักการวัดสัญญาณการบีบ ขยาย ของเส้นเลือดแดง ดังนั้นสัญญาณที่ส่งผ่านมาในการวัดอัตราการเต้นของหัวใจจะเป็นการนับเป็นจำนวนครั้ง/นาที โดยสัญญาณพัลส์ที่เหมาะสมต่อการนำมาใช้วัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินมีค่าเท่ากับ 20 % duty cycle หรือ หรือสัญญาณดิจิทัลในระดับ 51 ในหน่วยประมวลผล ส่วนอัตราการเต้นของหัวใจก็จะใช้สัญญาณพัลส์ที่ 20 % duty cycle เช่นกัน เพื่อให้ง่ายต่อการนำไปประมวลผลของคำสั่งในโปรแกรมไมโครคอนโทรลเลอร์

5.3 สรุปผลการเปรียบเทียบผลการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องอ้างอิง และเครื่องที่ออกแบบ กับ อาสาสมัครภาวะปกติ

จากการทดลองจะเห็นว่าเมื่อนำเครื่องที่ออกแบบไปวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) เปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิง และนำไปวัดกับอาสาสมัครภาวะปกติ พบว่าคุณสมบัติทางเทคนิคของเครื่องที่ออกแบบคือ

- %SpO₂ ที่ระดับ 95% - 100%
- การทดสอบความถูกต้อง (Accuracy) ± 1.80 % ที่ระดับความเชื่อมั่น 95%
- การทดสอบความสามารถในการทวนซ้ำ (Repeatability) 0.50 %

จากการทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) เปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิง และนำไปวัดกับอาสาสมัครภาวะปกติ พบว่าคุณสมบัติทางเทคนิคของเครื่องที่ออกแบบคือ

- BPM ที่ระดับ 67 - 85 bpm
- การทดสอบความถูกต้อง (Accuracy) $-1.13/+1.68$ bpm ที่ระดับความเชื่อมั่น 95%
- การทดสอบความสามารถในการทวนซ้ำ (Repeatability) 0.60 bpm

5.4 สรุปผลการเปรียบเทียบผลการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องอ้างอิง และเครื่องที่ออกแบบ กับ อาสาสมัครภาวะขาดออกซิเจน

จากการทดลองจะเห็นว่าเมื่อนำเครื่องที่ออกแบบไปวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) เปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิง และนำไปวัดกับอาสาสมัครภาวะขาดออกซิเจน พบว่าคุณสมบัติทางเทคนิคของเครื่องที่ออกแบบคือ

- %SpO₂ ที่ระดับ 85% - 94%
- การทดสอบความถูกต้อง (Accuracy) $-2.72/+3.92$ % ที่ระดับความเชื่อมั่น 95%
- การทดสอบความสามารถในการทวนซ้ำ (Repeatability) 0.92 %

จากการทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) เปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิง และนำไปวัดกับอาสาสมัครขาดออกซิเจนพบว่าคุณสมบัติทางเทคนิคของเครื่องที่ออกแบบคือ

- BPM ที่ระดับ 86 - 120 bpm
- การทดสอบความถูกต้อง (Accuracy) $-1.64/+1.79$ bpm ที่ระดับความเชื่อมั่น 95%
- การทดสอบความสามารถในการทวนซ้ำ (Repeatability) 0.85 bpm

5.5 สรุปผลการเปรียบเทียบผลการวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) ระหว่างที่ทาสิเล็บกับไม่ทาสิเล็บ

จากการทดลองจะเห็นได้ว่าทาสิเล็บมีผลต่อการวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน โดยจะให้ค่าที่ลดลงไปจากเดิมประมาณ 4.4 % ดังนั้นในการใช้เครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินที่ออกแบบมานั้นไม่ควรไปวัดกับนิ้วที่มีการทาสิเล็บ แต่ถ้าต้องการใช้งานควรจะลบสิทาเล็บออกก่อน เพื่อการใช้งานที่เหมาะสม และไม่ให้เกิดการผิดพลาดในการใช้งาน

5.6 ข้อเสนอแนะ และแนวทางพัฒนา

5.6.1 ข้อเสนอแนะ

งานวิจัยนี้เป็นงานวิจัยที่ว่าด้วยเรื่องการวัดค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) และศึกษาข้อจำกัดในการใช้งาน โดยเครื่องวัดที่ออกแบบจะระบุแค่ค่าที่วัดได้จากการที่ทดลองจริงมาเท่านั้น

5.6.2 แนวทางการพัฒนา

เนื่องจากการทดลองนี้เป็นการศึกษาการวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) และข้อจำกัดในการใช้กับเครื่องที่ออกแบบมาเท่านั้น ซึ่งแนวทางการพัฒนาจากการวิจัยนี้สามารถนำไปเป็นเครื่องมือวัดที่สามารถส่งข้อมูลผ่านระบบอินเทอร์เน็ตเพื่อความสะดวก และรวดเร็วในการติดตามรักษาอาการของผู้ป่วย อีกทั้งยังพัฒนาให้เก็บข้อมูลการวัดไว้ในระบบ เพื่อทางทีมแพทย์สามารถนำข้อมูลไปวิเคราะห์ความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน และอัตราการเต้นของหัวใจ ให้มีประสิทธิภาพในการรักษามากยิ่งขึ้น

ผู้วิจัยหวังเป็นอย่างยิ่งว่า การออกแบบเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ข้อจำกัดในการใช้งานที่ได้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จะพอเป็นประโยชน์ และแนวทางต่อผู้ที่สนใจสามารถนำไปพัฒนา และศึกษาค้นคว้าต่อไปได้

เอกสารอ้างอิง

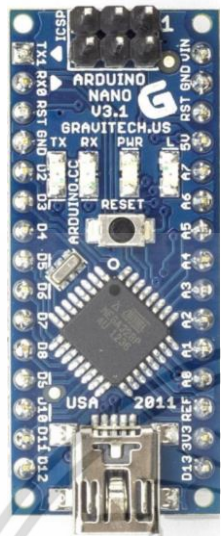
- [1] บดินทร์ ขวัญนิมิตร “การวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากซีพจรผู้ใหญ่” บทความปริทัศน์ สงขลานครินทร์เวชสาร ปีที่ 24 ฉบับที่ 3 พ.ศ. – มิ.ย. 2549
- [2] Tremper KK, Barker SJ. 1989 **Pulse oximetry** : Anesthesiology
- [3] Jochen Hinkelbein, Harald V., Genzwuerker, Reiner Sogl, Fritz Fiedler. 2006 “Effect of nail polish on oxygen saturation determined by pulse oximetry in critically ill patients.” Clinical paper
- [4] รศ. พญ.พิมพ์ลักษณ์ เจริญขวัญ. 2556 **เม็ดเลือดแดง: คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่**,
- [5] Conrad J. Storad. 2005. **The Circulatory System**: New York
- [6] วรณฉัตร กระต่ายจันทร์. 2006. **อัตราการเต้นของซีพจร: นวัตกรรมทางการแพทย์ คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลรามาธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล**
- [7] J G Webster. 1997. **Design of Pulse Oximeter**: Department of Electrical and Computer Engineering of Wisconsin-Madison
- [8] วรณรรดา ณิชารพงษ์, ศลิษา ภัยพิทักษ์, สุภรดา อิมรส “การศึกษาเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดและอัตราการเต้นของหัวใจ” ปรินูญานิพนธ์ ภาควิชาวิศวกรรมการวัดคุม สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2556.
- [9] RSM50492, “ไดโอดเปล่งแสง” สืบค้นจาก <http://www.thaigoodview.com/node/119316>
- [10] เอกชัย มะการ. 2552. **เรียนรู้ เข้าใจ ใช้งาน ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR ด้วย Arduino: หนังสือเรียนรู้ไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR, บริษัท อีทีที จำกัด**
- [11] วรานุช ทองพูน. **การวัด และการประเมินความไม่แน่นอนในการวัด: สถาบันมาตรวิทยา**

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. Arduino NANO 3.1



Arduino Nano Front



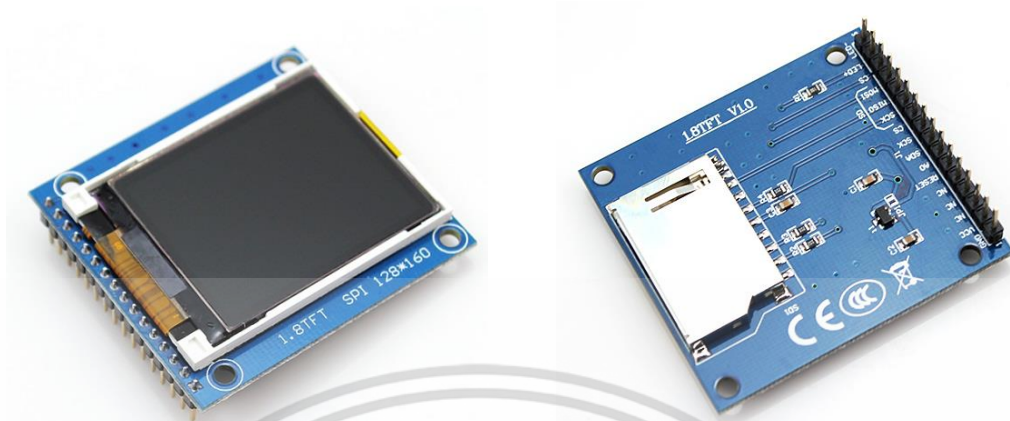
Arduino Nano Rear

Specifications:

Microcontroller	ATmega328
Operating Voltage (logiclevel)	5 V
Input Voltage (recommended)	7-12 V
Input Voltage (limits)	6-20 V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM 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 ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. หน้าจอแสดงผล 1.8” TFT LCD DISPLAY



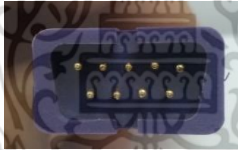
Features:

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
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. ตัวตรวจวัด SpO₂ และ Hart rate



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 ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. Pulse Oximeter อ้างอิง

MASIMO Rad-5v

The accuracy and reliability of Masimo SET pulse oximetry in a compact device, perfect for spot-check and triage

- > Masimo SET* technology is scientifically and clinically proven to provide accurate pulse oximetry measurements during motion and low perfusion
- > Lightweight, convenient handheld device with a long battery life—over 30 hours on 4 AA batteries
- > FastStart* allows for rapid measurement at start-up
- > Perfusion Index (PI) indicates arterial pulse signal strength
- > Signal I.Q.* (SIQ) bar for signal identification and quality indication during motion and low signal to noise situations
- > Audible and visual alarms for Sensor Off & Low Battery
- > Optional protective boot cover with built-in table-top stand



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Masimo Rad-5v

FEATURES



PERFORMANCE & ORDERING INFORMATION:

PERFORMANCE MEASUREMENT RANGE		ENVIRONMENTAL	
SpO ₂	1–100%	Operating Temperature.....	32°F to 122°F (0°C to 50°C)
Pulse Rate.....	25–240 (bpm)	Storage Temperature.....	-4°F to 158°F (-40°C to 70°C)
Perfusion.....	0.02%–20%	Operating Humidity.....	5% to 95%, non-condensing
SATURATION ACCURACY		Operating Altitude.....	500 mbar to 1060 mbar pressure -1000 ft to 3,000 ft (-304 m to 9,144 m)
Saturation.....	70% to 100%	PHYSICAL CHARACTERISTICS	
No Motion.....	±3 digits	DIMENSIONS	
Adults, Pediatrics.....	±3 digits	Handheld.....	6.2" x 3.0" x 1.4" (15.8 cm x 7.6 cm x 3.6 cm)
Neonates.....	±3 digits	WEIGHT	
Motion.....	±2 digits	Handheld.....	13 oz (0.32 kg)
Adults, Pediatrics.....	±2 digits	MODES	
Neonates.....	±3 digits	Averaging mode.....	8 seconds
Low Perfusion.....	±2 digits	Sensitivity.....	Normal
Adults, Pediatrics.....	±3 digits	ALARMS	
Neonates.....	±3 digits	Sensor condition, system failure and low battery alarms	
PULSE RATE ACCURACY		High Priority..... 799 Hz tone, 5 pulse burst, pulse spacing: 0.250s, 0.250s, 0.500s, 0.250s, repeat time: 10s	
Pulse Rate.....	25–240 bpm	Low Priority..... 432 Hz tone, 3 pulses, repeat time: 5s	
No Motion.....	±3 digits	Alarm Volume..... High Priority: 75 dB (max), Low Priority: 75 dB (max)	
Adults, Pediatrics, Neonates.....	±3 digits	DISPLAY INDICATORS	
Motion.....	±5 digits	Data display..... % SpO ₂ , pulse rate, perfusion index, alarm status, alarm silences status, Signal IQ/pleth bar, battery status	
Adults, Pediatrics, Neonates.....	±3 digits	Type..... LED	
RESOLUTION		COMPLIANCE	
Saturation (%SpO ₂).....	1%	EMC Classification..... IEC 60601-1-2, Class B	
Pulse Rate (bpm).....	1 bpm	Equipment Classification..... IEC 60601-1-1/ UL 60601-1	
ELECTRICAL BATTERIES		Type of Protection..... Internally powered (on battery power)	
Type.....	4AA Alkaline	Degree of Protection-Patient Cable..... Type BF-A applied Part	
Capacity.....	over 30 hours	Rad-5v Mode of Operation..... Spot Check	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก ข
ผลการทดลองอื่นๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตาราง ข1 ผลการวัด %SpO₂ ระหว่างเครื่องที่ออกแบบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับอาสาสมัครที่เป็นเพศหญิงคนที่ 1

อาสาสมัครคนที่ 1 เพศหญิง อายุ 25 ปี ส่วนสูง 155 cm น้ำหนัก 52 Kg.		
ครั้งที่ 1	SpO ₂ (%)	
	เครื่องที่ออกแบบ	เครื่องอ้างอิง
1	97.00	97.00
2	97.00	97.00
3	97.00	97.00
4	98.00	97.00
5	98.00	97.00
6	98.00	97.00
7	98.00	97.00
8	98.00	98.00
9	98.00	98.00
10	98.00	97.00
11	98.00	97.00
12	97.00	97.00
13	97.00	97.00
14	97.00	97.00
15	97.00	97.00
16	97.00	97.00
17	97.00	97.00
18	97.00	97.00
19	97.00	97.00
20	97.00	97.00
ค่าเฉลี่ย	97.40	97.10

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตาราง ข2 ผลการวัด %SpO₂ ระหว่างเครื่องที่ออกแบบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับอาสาสมัครที่เป็นเพศหญิงคนที่ 2

อาสาสมัครคนที่ 2 เพศหญิง อายุ 48 ปี ส่วนสูง 150 cm น้ำหนัก 56 Kg.		
ครั้งที่ 1	SpO ₂ (%)	
	เครื่องที่ออกแบบ	เครื่องอ้างอิง
1	96.00	96.00
2	96.00	96.00
3	96.00	96.00
4	97.00	96.00
5	97.00	96.00
6	97.00	97.00
7	97.00	97.00
8	97.00	96.00
9	97.00	96.00
10	97.00	96.00
11	97.00	96.00
12	97.00	96.00
13	97.00	96.00
14	97.00	96.00
15	97.00	96.00
16	97.00	96.00
17	97.00	96.00
18	97.00	97.00
19	97.00	97.00
20	97.00	97.00
ค่าเฉลี่ย	96.85	96.25

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตาราง ข3 ผลการวัด %SpO₂ ระหว่างเครื่องที่ออกแบบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับอาสาสมัครที่เป็นเพศหญิงคนที่ 3

อาสาสมัครคนที่ 3 เพศหญิง อายุ 36 ปี ส่วนสูง 168 cm น้ำหนัก 58 Kg.		
ครั้งที่ 1	SpO ₂ (%)	
	เครื่องที่ออกแบบ	เครื่องอ้างอิง
1	99.0	99.0
2	99.0	99.0
3	99.0	99.0
4	98.0	98.0
5	98.0	98.0
6	98.0	98.0
7	98.0	98.0
8	98.0	98.0
9	98.0	98.0
10	98.0	98.0
11	99.0	98.0
12	99.0	98.0
13	98.0	98.0
14	98.0	98.0
15	99.0	98.0
16	99.0	99.0
17	99.0	99.0
18	99.0	98.0
19	99.0	98.0
20	99.0	98.0
ค่าเฉลี่ย	98.55	98.25

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตาราง ข4 ผลการวัด %SpO₂ ระหว่างเครื่องที่ออกแบบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับอาสาสมัครที่เป็นเพศหญิงคนที่ 4

อาสาสมัครคนที่ 4 เพศหญิง อายุ 25 ปี ส่วนสูง 156 cm น้ำหนัก 43 Kg.		
ครั้งที่ 1	SpO ₂ (%)	
	เครื่องที่ออกแบบ	เครื่องอ้างอิง
1	96.00	96.00
2	96.00	96.00
3	96.00	96.00
4	96.00	97.00
5	96.00	97.00
6	96.00	96.00
7	96.00	96.00
8	96.00	97.00
9	96.00	97.00
10	96.00	97.00
11	96.00	97.00
12	96.00	97.00
13	97.00	97.00
14	97.00	97.00
15	97.00	97.00
16	96.00	96.00
17	96.00	96.00
18	96.00	96.00
19	96.00	96.00
20	96.00	96.00
ค่าเฉลี่ย	96.15	96.50

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตาราง ข5 ผลการวัด %SpO₂ ระหว่างเครื่องที่ออกแบบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับอาสาสมัครที่เป็นเพศหญิงคนที่ 5

อาสาสมัครคนที่ 5 เพศหญิง อายุ 18 ปี ส่วนสูง 165 cm น้ำหนัก 49 Kg.		
ครั้งที่ 1	SpO ₂ (%)	
	เครื่องที่ออกแบบ	เครื่องอ้างอิง
1	95.00	97.00
2	96.00	97.00
3	97.00	97.00
4	97.00	98.00
5	97.00	98.00
6	97.00	98.00
7	97.00	98.00
8	97.00	98.00
9	98.00	98.00
10	98.00	98.00
11	98.00	98.00
12	97.00	98.00
13	97.00	98.00
14	97.00	98.00
15	97.00	98.00
16	98.00	98.00
17	98.00	98.00
18	98.00	98.00
19	98.00	98.00
20	98.00	98.00
ค่าเฉลี่ย	97.25	97.85

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตาราง ข6 ผลการวัด %SpO₂ ระหว่างเครื่องที่ออกแบบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับอาสาสมัครที่เป็นเพศชายคนที่ 6

อาสาสมัครคนที่ 6 เพศชาย อายุ 50 ปี ส่วนสูง 169 cm น้ำหนัก 75 Kg.		
ครั้งที่ 1	SpO ₂ (%)	
	เครื่องที่ออกแบบ	เครื่องอ้างอิง
1	99.0	98.0
2	99.0	98.0
3	98.0	97.0
4	98.0	97.0
5	98.0	98.0
6	98.0	98.0
7	98.0	97.0
8	98.0	97.0
9	98.0	98.0
10	98.0	98.0
11	98.0	98.0
12	98.0	98.0
13	98.0	98.0
14	98.0	98.0
15	99.0	98.0
16	99.0	98.0
17	98.0	98.0
18	98.0	98.0
19	98.0	98.0
20	98.0	98.0
ค่าเฉลี่ย	98.20	97.80

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตาราง ข7 ผลการวัด %SpO₂ ระหว่างเครื่องที่ออกแบบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับอาสาสมัครที่เป็นเพศชายคนที่ 7

อาสาสมัครคนที่ 7 เพศชาย อายุ 34 ปี ส่วนสูง 170 cm น้ำหนัก 69 Kg.		
ครั้งที่ 1	SpO ₂ (%)	
	เครื่องที่ออกแบบ	เครื่องอ้างอิง
1	97.0	97.0
2	97.0	97.0
3	97.0	97.0
4	98.0	98.0
5	98.0	98.0
6	98.0	98.0
7	98.0	98.0
8	98.0	98.0
9	98.0	98.0
10	98.0	98.0
11	98.0	98.0
12	99.0	98.0
13	97.0	98.0
14	97.0	98.0
15	97.0	98.0
16	98.0	99.0
17	98.0	99.0
18	98.0	99.0
19	98.0	99.0
20	98.0	98.0
ค่าเฉลี่ย	97.75	98.05

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตาราง ข8 ผลการวัด %SpO₂ ระหว่างเครื่องที่ออกแบบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับอาสาสมัครที่เป็นเพศชายคนที่ 8

อาสาสมัครคนที่ 8 เพศชาย อายุ 26 ปี ส่วนสูง 179 cm น้ำหนัก 80 Kg.		
ครั้งที่ 1	SpO ₂ (%)	
	เครื่องที่ออกแบบ	เครื่องอ้างอิง
1	99.0	99.0
2	99.0	99.0
3	99.0	99.0
4	99.0	99.0
5	99.0	99.0
6	99.0	99.0
7	99.0	99.0
8	99.0	99.0
9	98.0	98.0
10	98.0	98.0
11	99.0	98.0
12	99.0	98.0
13	99.0	98.0
14	99.0	98.0
15	99.0	98.0
16	99.0	98.0
17	99.0	98.0
18	99.0	98.0
19	98.0	98.0
20	98.0	98.0
ค่าเฉลี่ย	98.80	98.40

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตาราง ข9 ผลการวัด %SpO₂ ระหว่างเครื่องที่ออกแบบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับอาสาสมัครที่เป็นเพศชายคนที่ 9

อาสาสมัครคนที่ 9 เพศชาย อายุ 26 ปี ส่วนสูง 180 cm น้ำหนัก 73 Kg.		
ครั้งที่ 1	SpO ₂ (%)	
	เครื่องที่ออกแบบ	เครื่องอ้างอิง
1	98.0	98.0
2	98.0	98.0
3	98.0	98.0
4	98.0	98.0
5	98.0	98.0
6	98.0	98.0
7	98.0	98.0
8	98.0	98.0
9	98.0	97.0
10	98.0	98.0
11	98.0	98.0
12	98.0	98.0
13	98.0	98.0
14	97.0	97.0
15	97.0	97.0
16	97.0	97.0
17	97.0	97.0
18	98.0	97.0
19	98.0	97.0
20	98.0	97.0
ค่าเฉลี่ย	97.80	97.60

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตาราง ข10 ผลการวัด %SpO₂ ระหว่างเครื่องที่ออกแบบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับอาสาสมัครที่เป็นเพศชายคนที่ 10

อาสาสมัครคนที่ 10 เพศชาย อายุ 27 ปี ส่วนสูง 169 cm น้ำหนัก 62 Kg.		
ครั้งที่ 1	SpO ₂ (%)	
	เครื่องที่ออกแบบ	เครื่องอ้างอิง
1	98.0	98.0
2	98.0	98.0
3	98.0	98.0
4	98.0	98.0
5	98.0	98.0
6	98.0	98.0
7	98.0	98.0
8	98.0	98.0
9	98.0	97.0
10	98.0	98.0
11	98.0	98.0
12	98.0	98.0
13	98.0	98.0
14	97.0	97.0
15	97.0	97.0
16	97.0	97.0
17	97.0	97.0
18	98.0	97.0
19	98.0	98.0
20	98.0	98.0
ค่าเฉลี่ย	97.80	97.70

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตาราง ข11 ผลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องที่ออกแบบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับอาสาสมัครที่เป็นหญิงคนที่ 1

อาสาสมัครคนที่ 1 เพศหญิง อายุ 25 ปี ส่วนสูง 155 cm น้ำหนัก 52 Kg.		
ครั้งที่ 1	อัตราการเต้นของหัวใจ (BPM)	
	เครื่องที่ออกแบบ	เครื่องอ้างอิง
1	79.00	79.00
2	79.00	79.00
3	79.00	79.00
4	79.00	79.00
5	78.00	78.00
6	78.00	78.00
7	79.00	78.00
8	79.00	78.00
9	79.00	78.00
10	79.00	78.00
11	79.00	78.00
12	79.00	78.00
13	79.00	78.00
14	79.00	78.00
15	79.00	78.00
16	80.00	79.00
17	80.00	79.00
18	79.00	78.00
19	79.00	78.00
20	79.00	78.00
ค่าเฉลี่ย	79.00	78.30

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตาราง ข12 ผลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องที่ออกแบบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับอาสาสมัครที่เป็นหญิงคนที่ 2

อาสาสมัครคนที่ 2		
เพศหญิง อายุ 48 ปี ส่วนสูง 150 cm น้ำหนัก 56 Kg.		
ครั้งที่ 1	SpO2 (%)	
	เครื่องที่ออกแบบ	เครื่องอ้างอิง
1	69.00	68.00
2	69.00	68.00
3	68.00	68.00
4	68.00	67.00
5	68.00	68.00
6	68.00	68.00
7	68.00	68.00
8	68.00	68.00
9	68.00	68.00
10	69.00	68.00
11	68.00	68.00
12	68.00	68.00
13	68.00	67.00
14	68.00	67.00
15	69.00	68.00
16	68.00	68.00
17	68.00	68.00
18	68.00	68.00
19	68.00	68.00
20	68.00	68.00
ค่าเฉลี่ย	68.20	67.85

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตาราง ข13 ผลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องที่ออกแบบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับอาสาสมัครที่เป็นหญิงคนที่ 3

อาสาสมัครคนที่ 3 เพศหญิง อายุ 36 ปี ส่วนสูง 168 cm น้ำหนัก 58 Kg.		
ครั้งที่ 1	SpO2 (%)	
	เครื่องที่ออกแบบ	เครื่องอ้างอิง
1	73.0	73.0
2	73.0	73.0
3	74.0	73.0
4	74.0	73.0
5	73.0	73.0
6	72.0	72.0
7	72.0	72.0
8	72.0	72.0
9	72.0	72.0
10	73.0	72.0
11	73.0	72.0
12	72.0	72.0
13	72.0	72.0
14	73.0	72.0
15	73.0	73.0
16	73.0	73.0
17	73.0	73.0
18	73.0	73.0
19	73.0	73.0
20	73.0	73.0
ค่าเฉลี่ย	72.80	72.55

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตาราง ข14 ผลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องที่ออกแบบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับอาสาสมัครที่เป็นหญิงคนที่ 4

อาสาสมัครคนที่ 4 เพศหญิง อายุ 25 ปี ส่วนสูง 156 cm น้ำหนัก 43 Kg.		
ครั้งที่ 1	SpO ₂ (%)	
	เครื่องที่ออกแบบ	เครื่องอ้างอิง
1	79.00	79.00
2	79.00	79.00
3	79.00	79.00
4	80.00	79.00
5	79.00	78.00
6	79.00	78.00
7	79.00	78.00
8	79.00	79.00
9	79.00	79.00
10	78.00	78.00
11	79.00	78.00
12	79.00	79.00
13	79.00	79.00
14	79.00	79.00
15	79.00	79.00
16	79.00	79.00
17	78.00	78.00
18	79.00	78.00
19	80.00	80.00
20	80.00	80.00
ค่าเฉลี่ย	79.05	78.75

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตาราง ข15 ผลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องที่ออกแบบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับอาสาสมัครที่เป็นหญิงคนที่ 5

อาสาสมัครคนที่ 5 เพศหญิง อายุ 18 ปี ส่วนสูง 165 cm น้ำหนัก 49 Kg.		
ครั้งที่ 1	SpO ₂ (%)	
	เครื่องที่ออกแบบ	เครื่องอ้างอิง
1	76.00	76.00
2	76.00	76.00
3	76.00	76.00
4	75.00	75.00
5	75.00	75.00
6	75.00	76.00
7	75.00	76.00
8	75.00	76.00
9	75.00	75.00
10	76.00	75.00
11	76.00	76.00
12	76.00	76.00
13	75.00	75.00
14	75.00	75.00
15	76.00	76.00
16	76.00	76.00
17	76.00	76.00
18	76.00	76.00
19	77.00	77.00
20	77.00	77.00
ค่าเฉลี่ย	75.70	75.80

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตาราง ข16 ผลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องที่ออกแบบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับอาสาสมัครที่เป็นชายคนที่ 6

อาสาสมัครคนที่ 6 เพศชาย อายุ 50 ปี ส่วนสูง 169 cm น้ำหนัก 75 Kg.		
ครั้งที่ 1	SpO ₂ (%)	
	เครื่องที่ออกแบบ	เครื่องอ้างอิง
1	73.0	72.0
2	73.0	72.0
3	73.0	72.0
4	73.0	72.0
5	73.0	72.0
6	73.0	72.0
7	72.0	72.0
8	72.0	72.0
9	72.0	72.0
10	72.0	72.0
11	72.0	72.0
12	72.0	72.0
13	73.0	72.0
14	73.0	72.0
15	72.0	72.0
16	73.0	72.0
17	73.0	72.0
18	73.0	72.0
19	73.0	72.0
20	73.0	72.0
ค่าเฉลี่ย	72.65	72.00

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตาราง ข17 ผลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องที่ออกแบบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับอาสาสมัครที่เป็นชายคนที่ 7

อาสาสมัครคนที่ 7 เพศชาย อายุ 34 ปี ส่วนสูง 170 cm น้ำหนัก 69 Kg.		
ครั้งที่ 1	SpO ₂ (%)	
	เครื่องที่ออกแบบ	เครื่องอ้างอิง
1	83.0	84.0
2	83.0	84.0
3	83.0	84.0
4	83.0	83.0
5	83.0	83.0
6	83.0	83.0
7	84.0	84.0
8	84.0	84.0
9	84.0	84.0
10	84.0	84.0
11	84.0	84.0
12	84.0	84.0
13	84.0	84.0
14	84.0	84.0
15	84.0	84.0
16	84.0	84.0
17	84.0	84.0
18	84.0	84.0
19	84.0	84.0
20	84.0	84.0
ค่าเฉลี่ย	83.70	83.85

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตาราง ข18 ผลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องที่ออกแบบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับอาสาสมัครที่เป็นชายคนที่ 8

อาสาสมัครคนที่ 8 เพศชาย อายุ 26 ปี ส่วนสูง 179 cm น้ำหนัก 80 Kg.		
ครั้งที่ 1	SpO ₂ (%)	
	เครื่องที่ออกแบบ	เครื่องอ้างอิง
1	79.0	79.0
2	79.0	79.0
3	79.0	79.0
4	79.0	79.0
5	80.0	79.0
6	80.0	79.0
7	79.0	79.0
8	79.0	78.0
9	79.0	78.0
10	79.0	79.0
11	79.0	79.0
12	80.0	79.0
13	80.0	79.0
14	79.0	79.0
15	79.0	79.0
16	79.0	79.0
17	79.0	79.0
18	79.0	79.0
19	79.0	79.0
20	79.0	79.0
ค่าเฉลี่ย	79.20	78.90

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตาราง ข19 ผลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องที่ออกแบบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับอาสาสมัครที่เป็นชายคนที่ 9

อาสาสมัครคนที่ 9 เพศชาย อายุ 26 ปี ส่วนสูง 180 cm น้ำหนัก 73 Kg.		
ครั้งที่ 1	SpO ₂ (%)	
	เครื่องที่ออกแบบ	เครื่องอ้างอิง
1	68.0	69.0
2	68.0	69.0
3	69.0	69.0
4	68.0	68.0
5	68.0	68.0
6	68.0	68.0
7	68.0	68.0
8	68.0	68.0
9	68.0	68.0
10	68.0	68.0
11	69.0	70.0
12	69.0	70.0
13	70.0	70.0
14	68.0	68.0
15	68.0	68.0
16	69.0	68.0
17	68.0	68.0
18	68.0	68.0
19	68.0	68.0
20	68.0	68.0
ค่าเฉลี่ย	68.30	68.45

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตาราง ข20 ผลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ (BPM) ระหว่างเครื่องที่ออกแบบกับเครื่องอ้างอิง โดยวัดกับอาสาสมัครที่เป็นชายคนที่ 10

อาสาสมัครคนที่ 10 เพศชาย อายุ 27 ปี ส่วนสูง 169 cm น้ำหนัก 62 Kg.		
ครั้งที่ 1	SpO ₂ (%)	
	เครื่องที่ออกแบบ	เครื่องอ้างอิง
1	73.0	73.0
2	73.0	73.0
3	73.0	73.0
4	73.0	73.0
5	73.0	72.0
6	73.0	72.0
7	72.0	72.0
8	72.0	72.0
9	72.0	72.0
10	72.0	72.0
11	72.0	72.0
12	72.0	72.0
13	72.0	72.0
14	72.0	72.0
15	72.0	72.0
16	72.0	71.0
17	72.0	71.0
18	72.0	71.0
19	72.0	71.0
20	72.0	71.0
ค่าเฉลี่ย	72.30	71.95

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**มาตรฐานการสอบเทียบเครื่องมือแพทย์
กองวิศวกรรมการแพทย์ ฉบับปี 2552**



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ลำดับ	รายการเครื่องมือแพทย์	ค่าผิดพลาด ที่อมรับได้		หน่วยวัด
		พื้นที่ปกติ	พื้นที่ วิกฤติ	
16	เครื่องชั่งน้ำหนักผู้ใหญ่ (Weigh , Adult)	± 1	± 0.5	kg
17	เครื่องชั่งน้ำหนักเด็ก (Weigh , Baby)	± 50	± 20	g
18	เครื่องชั่งน้ำหนักสาร (Weigh , Analytical Balance)	± 10%	± 10%	g
19	นาฬิกาจับเวลา (Stop Watch)	± 5%	± 5%	sec
20	เครื่องดึงกระดูก (Traction) , ภาชนะยัด - Weigh - Timer	± 5 % ± 10%	± 5 % ± 10%	kg min
21	เครื่องตรวจสัญญาณชีพผู้ป่วย (Monitor , Patient) - Heart Rate - NIBP - SPO2 - Apnea delay	± 5 ± 8 ± 2 ± 10 %	± 2 ± 5 ± 2 ± 10 %	BPM mmHg % sec
22	เครื่องติดตามการทำงานผู้ป่วยชนิดข้างเตียง (Monitor , Bedside) - Heart Rate - NIBP - SPO2 - Apnea delay - อัตราการหายใจ	± 5 ± 8 ± 2 ± 10% ± 2	± 2 ± 5 ± 2 ± 10% ± 2	BPM mmHg % Sec BPM
23	Fetal Monitor - Fetal Heart Rate	± 2	± 2	BPM

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก ง
บทความที่ได้รับการตีพิมพ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Prince of Songkhla University

PEC-11

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์
19-20 มิถุนายน 2558
ณ โรงแรมดวงจิตต์ รีสอร์ท แอนด์ สปา หาดป่าตอง จังหวัดภูเก็ต

PEC^{11th}

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การพัฒนาเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินและอัตราการเต้นของหัวใจด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Nano

The development measuring of saturation Oxygen Hemoglobin and heart rate
by Arduino Nano microcontroller.

ยุวนารต มลทองศิริ, วิริยะ กองรัตน

สาขาวิชาวิศวกรรมการวัดคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

อีเมลล์: yuwanart.m@gmail.com

Yuwanart Monthongsiri, Viriya Kongratana

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

E-mail: yuwanart.m@gmail.com

บทคัดย่อ

บทความฉบับนี้นำเสนอการพัฒนาเครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate, bpm) ด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Nano แบบไม่รุกราน โดยการตรวจวัดจะใช้หลักการดูดซับคลื่นแสงที่แตกต่างกันระหว่างแสง LED ความยาวคลื่น 660 nm และแสงอินฟราเรดความยาวคลื่น 940 nm และใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino เป็นตัวประมวลผลและแสดงผลกราฟฟิคออกทางหน้าจอ TFT LCD อีกด้วย ซึ่งในงานวิจัยนี้จะทำการทดสอบผลการวัดกับอาสาสมัครโดยแบ่งเป็นเพศหญิง 5 คน และเพศชาย 5 คนซึ่งมีอายุระหว่าง 18-50 ปี ซึ่งผลที่ทำการทดลองวัดเปรียบเทียบกับ Pulse Oximeter อ้างอิงพบว่าค่าความคลาดเคลื่อน %SpO₂ และ Heart rate สูงสุดเท่ากับ ±0.8 % และ ±0.8 bpm ค่าหลัก เครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน, ความอิ่มตัวของออกซิเจน, ไม่รุกราน

Abstract

This paper presents the development of Saturation oxygen Hemoglobin (%SpO₂) and Heart rate (bpm) in condition noninvasive with Single-Board Arduino Nano Microcontroller. The principle of measuring used to absorb different wavelengths of light, LED Wavelength 660 nm and wavelength infrared light 940 nm. Processing by Arduino Nano microcontroller and show the results on display (TFT LCD). The results of measuring by used volunteers include 5 females and 5 males range ages form 18 to 50 years old. The results of this experiment compared with pulse oximeter standard have found errors %SpO₂ and Heart rate maximum of ±0.6 %and ±0.8 bpm

Keywords: Pulse Oximeter, Oxygen Saturation, Noninvasive

1. บทนำ

ออกซิเจนในเลือดต่ำ (Hypoxemia) เป็นภาวะหนึ่งที่พบบ่อย ซึ่งต้องการการวินิจฉัยรักษาอย่างถูกต้องเพื่อลดความพิการ และอัตราการตายจากภาวะออกซิเจน [1] การสังเกตอาการจากการตรวจร่างกายเพื่อประเมินระดับออกซิเจนในเลือดมีข้อจำกัด และมีความผิดพลาดสูง เช่น อาการเขียว (Cyanosis) จะตรวจพบเมื่อระดับฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน (deoxyhemoglobin) สูงถึง 5 กรัมต่อดล. และจะสังเกตเห็นยากขึ้นหากผู้ป่วยมีผิวคล้ำ โดยในขณะที่อยู่บ้าน ทางพยาบาลจะให้ญาติของผู้ป่วยเป็นผู้สังเกตอาการ ซึ่งมีโอกาสเกิดความผิดพลาดได้

จากการศึกษาที่ผ่านมาเป็นกว่าศึกษามูลของสัญญาณพัลส์ที่เหมาะสมในการสร้างเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินนั้นเป็นเพียงการศึกษาความเข้มแสงโดยการใช้เทคนิคการปรับสัญญาณพัลส์ที่ Arduino nano [2] เท่านั้น ดังนั้นจึงนำมาสู่งานวิจัยนี้โดยนำค่าสัญญาณพัลส์ที่ได้มาใช้ในการสร้างเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน และอัตราการเต้นของหัวใจ เพื่อให้ได้ค่าความแม่นยำของเครื่องมือมากที่สุด โดยมีเป้าหมายที่จะนำไปพัฒนาเครื่องมือให้สามารถส่งข้อมูลแบบไร้สายได้ ให้เกิดความสะดวกต่อการติดตามผล และทำให้เกิดความปลอดภัยต่อผู้ป่วยมากยิ่งขึ้น

2. ทฤษฎีและหลักการ

2.1 ฮีโมโกลบิน (Hemoglobin)

ภายในเม็ดเลือดแดงมีรงควัตถุสีแดงที่เรียกว่า ฮีโมโกลบิน (Hemoglobin) อยู่เต็มเซลล์ ฮีโมโกลบินมีคุณสมบัติเป็นโปรตีนที่มีโครงสร้างซับซ้อน แต่ละโมเลกุลจะประกอบด้วย 1.ฮีโม (Hemo) มีประมาณ 4 เปอร์เซนต์ เป็นสารอินทรีย์ซึ่งมีเหล็ก (Fe) เป็นองค์ประกอบ อยู่ตรงกลาง 2.โกลบิน(Globin) มีประมาณ 96 เปอร์เซนต์ เป็นโปรตีนที่ประกอบด้วย Polypeptide 4 สายโดยแต่ละสายเชื่อมติดต่อกับฮีโม (Hemo) 1 อัน เม็ดเลือดแดงแต่ละเซลล์ประกอบด้วย Hemoglobin

ประมาณ 265,000 โมเลกุล คนปกติจะมี Hemoglobin โดยเฉลี่ย ประมาณ 10 – 16 กรัมต่อเลือด 100 มิลลิเมตร และ Hemoglobin 1 กรัมสามารถจับออกซิเจนได้ 1.34 มิลลิเมตร ผู้ชายจะมีเม็ดเลือดแดงมากกว่าผู้หญิงโดยเฉลี่ยผู้ชายมีประมาณ 5.4 ล้านเซลล์ต่อลูกบาศก์ มิลลิเมตร ส่วนผู้หญิงมีประมาณ 5 ล้านเซลล์ต่อเลือดปริมาณเท่ากัน [3]

2.2 การลำเลียงออกซิเจน (Oxygen transport)

หน้าที่สำคัญของเม็ดเลือดแดงคือ ลำเลียงออกซิเจน จากการแลกเปลี่ยนก๊าซ (Gas exchange) ที่ปอดไปให้แก่เซลล์ต่างๆ ทั่วร่างกาย โดยปกติประมาณ 97 เปอร์เซ็นต์ของออกซิเจนที่ได้รับจากปอด จะถูกลำเลียงในเลือดโดยการจับตัว Hemoglobin ในเม็ดเลือดแดง ส่วนอีก 3 เปอร์เซ็นต์ที่เหลือจะถูกละลายในพลาสมา ออกซิเจนจะจับตัวกับอะตอมของเหล็ก (Fe) ในส่วนที่เรียกว่า Heme โดย Hemoglobin 1 โมเลกุล จะจับออกซิเจนได้ 4 อะตอม กลายเป็นสารประกอบที่เรียกว่า Oxyhemoglobin การจับตัวระหว่าง Hemoglobin กับออกซิเจนเกิดขึ้นที่ปอดซึ่งเปลี่ยนบริเวณที่มีออกซิเจนสูง ส่วนที่เนื้อเยื่อเป็นบริเวณที่มีออกซิเจนต่ำ เพราะเซลล์นำไปใช้ในการหายใจตลอดเวลา และ Oxyhemoglobin จะคายออกซิเจนให้แก่เซลล์ [3]

2.3 หลักการตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน

เครื่องวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในฮีโมโกลบินสามารถทำได้โดยใช้กฎของ Beer-Lambert [4] ซึ่งความอิ่มตัวของออกซิเจนในฮีโมโกลบินมีความสัมพันธ์กับปริมาณแสงที่ดูดซับเมื่อถูกส่งไปยังเลือดแดง และเนื้อเยื่อ (ในการวิจัยที่ปลายนิ้ว) สามารถคำนวณโดยใช้กฎของ Beer-Lambert ตามสมการที่ 1

$$I_{out} = I_{in} \times e^{-A} \tag{1}$$

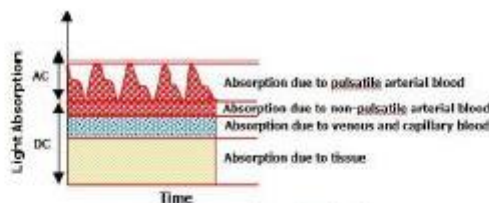
โดยที่ I_{in} = ความเข้มแสงเมื่อผ่านปลายนิ้ว

I_{out} = ความเข้มแสงก่อนเข้าปลายนิ้ว A = การดูดซับแสง

โดยเครื่องตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (pulse oximeter) วัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินในหลอดเลือดแดง (arterial Oxygen Saturation) โดยอาศัยหลักการดูดซับคลื่นแสงที่แตกต่างกันของฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน (oxyhemoglobin, HbO₂) และฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจน (deoxyhemoglobin หรือ reduced hemoglobin, HbR) ซึ่ง HbO₂ ดูดซับคลื่นแสงช่วงความยาวคลื่น 600-750 นาโนเมตร (คลื่นแสงสีแดง) ขณะที่ HbR ดูดซับคลื่นแสงความยาวคลื่น 850-1000 นาโนเมตร (คลื่นอินฟราเรด) [5] ซึ่งแสงที่ถูกนำมาใช้จากแหล่งทั้งสองชนิดนี้ทั้งที่เป็นส่วนคลื่นแสงช่วงที่ไม่มีเม็ดเลือดแดงไหลผ่าน (Non - pulsatile หรือ Direct current (DC)) ซึ่งเป็นารดูดซับคลื่นแสงของเนื้อเยื่อ กระดูก กล้ามเนื้อ และช่วงที่มีเม็ดเลือดแดงไหลผ่านของหลอดเลือดแดงตามการบีบของหัวใจ (Pulsatile flow หรือ alternating current light (AC)) ดังรูปที่ 1 จากนั้นนำมาคำนวณตามสมการที่ 2

$$R = \frac{A_{red,AC}/A_{red,DC}}{A_{IR,AC}/A_{IR,DC}} \tag{2}$$

R คือ อัตราส่วนระหว่างแสงทั้งสอง ซึ่งการคำนวณ %SpO₂ สามารถคำนวณได้ตามสมการที่ได้รับการอธิบายโดยสมการที่ 3



รูปที่ 1 การดูดซับแสงในช่วงต่างๆ

$$SpO_2 = (-2.1928 \times R^2) - (22.204 \times R) + 109.53 \tag{3}$$

อัตราการเต้นของหัวใจจะคำนวณโดยวัดเวลาที่ผ่านไประหว่างพีคของสัญญาณแสงสีแดง โดยคำนวณตามสมการที่ 4

$$BPM = \frac{60}{\text{Period(Seconds)}} \tag{4}$$

2.4 ความแม่นยำ (Accuracy) และความเที่ยงตรง (Precision)

ความแม่นยำ หมายถึง ความถูกต้องของวิธีการวิเคราะห์ที่วัดได้ค่าใกล้เคียงกับค่าที่แท้จริงมากที่สุด [6] แสดงว่าการวิเคราะห์นั้นมีความถูกต้องสูง (High accuracy) แต่ถ้าค่าที่วัดได้ห่างไกลจากค่าจริง แสดงว่าการทดสอบนั้นมีความถูกต้องน้อย (Low accuracy) ในการศึกษาครั้งนี้เราจะใช้ตามสมการที่ 5

$$\text{Bias} = \bar{X} = \frac{\sum_{i=1}^N X_i}{N} \tag{5}$$

โดยที่ X_i คือ ค่าที่ทำการวัด - ค่าจริง, N คือ จำนวนครั้งที่วัด

ความเที่ยงตรง หมายถึง ความแม่นยำของการวิเคราะห์ซ้ำๆ กันหลายๆ ครั้ง ความแตกต่างของผลการวิเคราะห์ที่ได้จากการวิเคราะห์ซ้ำๆ นี้มักจะแสดงเป็นค่า SD หรือส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard Deviation) [5] ดังสมการที่ 6

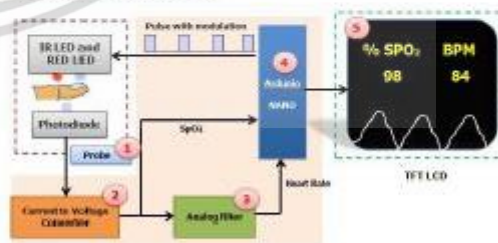
$$\text{Precision} = SD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})^2}{N-1}} \tag{6}$$

โดยที่ X_i คือ ค่าที่ทำการวัด - ค่าจริง, \bar{X} คือ ค่าเฉลี่ย, N คือ จำนวนครั้งที่วัด

ในการวิจัยนี้ใช้ %95 Confidence limit เป็นการกระจายแบบปกติ [5] ดังสมการที่ 7

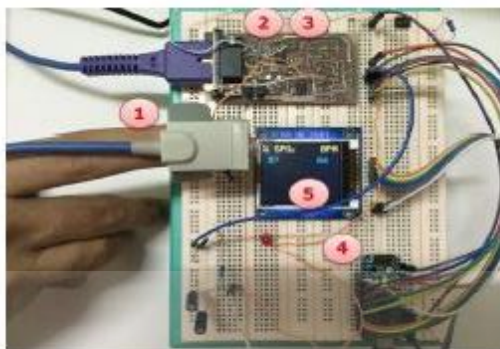
$$\% 95 \text{ confidence limit} = 1.96 \times SD \approx 2 \times SD \tag{7}$$

3. การออกแบบและการสร้าง



รูปที่ 2 ลำดับขั้นตอนโดยรวมของตัวตรวจวัด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



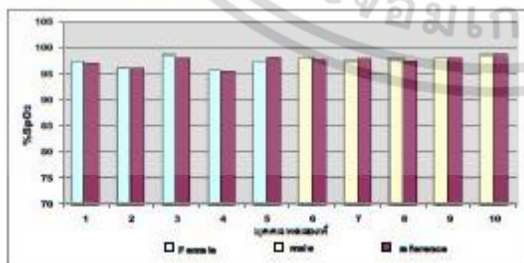
รูปที่ 3 อุปกรณ์ตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate)

จากรูปที่ 2 และรูปที่ 3 ลำดับขั้นตอนโดยรวมของตัวตรวจวัดอธิบายลำดับขั้นตอนโดยเริ่มจากหมายเลข 1 ตัวตรวจวัด (Probe) ประกอบด้วยแสงสีแดง (Red LED) และแสงอินฟราเรด (IR LED) ซึ่งในการตรวจวัดจะต้องทำการเปิดแสงทั้งสองสลับกัน และปรับค่าสัญญาณพัลส์ (Pulse with modulation) ที่ 25 เปอร์เซ็นต์ตัวสี่เหลี่ยม [2] ด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Nano หมายเลข 4 จากนั้นโฟโตไดโอด (Photodiode) จะเป็นตัวรับแสงที่ผ่านปลายนิ้วออกมาซึ่งสัญญาณที่ออกมาจะส่งสัญญาณผ่านไปยังวงจรเปลี่ยนกระแสไฟฟ้าให้เป็นแรงดันไฟฟ้า (Current to Voltage Converter) หมายเลข 2 และวงจรกรองความถี่ (Analog Filter) หมายเลข 3 จากนั้นนำแรงดันที่ได้ไปวิเคราะห์โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Nano เป็นตัวประมวลผลที่ หมายเลข 4 เพื่อนำค่าเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบิน (%SpO₂) และอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Rate) แสดงผลทางหน้าจอ TFT LCD ที่หมายเลข 5

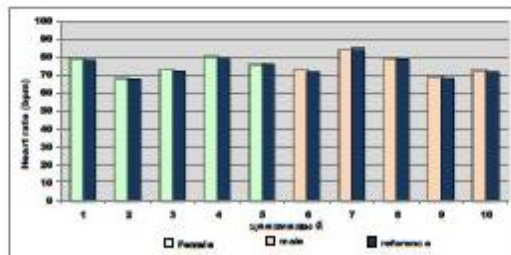
4. ผลการทดสอบในการวัด

4.1 ทดสอบวัดกับอาสาสมัคร

ในการทดสอบนี้เราจะใช้ Pulse Oximeter ที่ได้ออกแบบทดลองวัดเปรียบเทียบกับ Pulse Oximeter ยี่ห้อ Masimo Rad-5v โดยทดลองวัดกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพดีโดยแบ่งเป็นเพศหญิง 5 คน และเพศชาย 5 คน ที่มีอายุระหว่าง 18 - 50 ปี



รูปที่ 4 กราฟการวัดค่า %SpO₂ ระหว่างเครื่องต้นแบบเปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิงโดยวัดกับอาสาสมัครที่เป็นเพศหญิง 5 คน และเพศชาย 5 คน

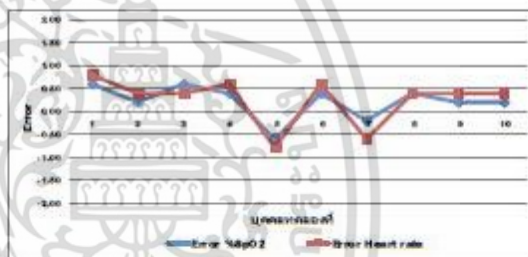


รูปที่ 5 กราฟการวัดค่า Heart rate (bpm) ระหว่างเครื่องต้นแบบเปรียบเทียบกับเครื่องอ้างอิงโดยวัดกับอาสาสมัครที่เป็นเพศหญิง 5 คน และเพศชาย 5 คน

จากรูปที่ 4 และรูปที่ 5 เป็นกราฟค่าเฉลี่ยในการวัดค่า %SpO₂ และ Heart rate ของแต่ละบุคคล ซึ่งจากการวัดมีความผิดพลาดดังรูปที่ 6

4.2 ความแม่นยำในการวัด (Accuracy)

ในการทดสอบวัดค่า %SpO₂ และ Heart rate มีความคลาดเคลื่อนดังรูปที่ 6

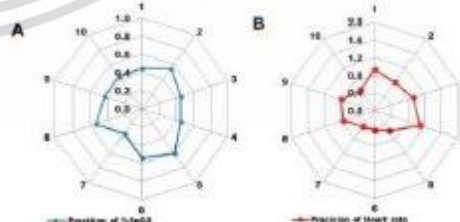


รูปที่ 6 กราฟแสดงค่าความคลาดเคลื่อนในการวัดค่า %SpO₂ และ Heart rate

จากราฟค่าความคลาดเคลื่อนสูงสุดในการวัดค่า %SpO₂ ในเพศหญิงมีค่าเท่ากับ ±0.80 % ในเพศชายมีค่าเท่ากับ ±0.40 % และค่าความคลาดเคลื่อนสูงสุดในการวัด Heart rate ในเพศหญิงมีค่าเท่ากับ ±0.80 bpm ในเพศชายมีค่าเท่ากับ ±0.80 bpm

4.3 ความเที่ยงตรงในการวัด (Precision)

จากการทดสอบวัดค่า %SpO₂ และ Heart rate มีความสามารถในการทำซ้ำ (Repeatability) ดังรูปที่ 7



รูปที่ 7 (A) ค่าความเที่ยงตรงของการวัด %SpO₂ (B) ค่าความเที่ยงตรงของการวัด Heart rate

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 7 (A) ค่า Precision ในการวัดค่า %SpO₂ ในเพศหญิงมีค่าสูงสุดเท่ากับ 0.81% และในเพศชายมีค่าสูงสุดเท่ากับ 0.54% (B) ค่าความเที่ยงตรงของการวัด Heart rate ในเพศหญิงมีค่าสูงสุดเท่ากับ 1.09 bpm และในเพศชายมีค่าสูงสุดเท่ากับ 0.80 bpm ค่า Precision ที่ได้ไปคำนวณในสมการที่ 7 %95 confidence limit ซึ่งสรุปได้ดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 แสดงค่า 95% confidence limit

ประเภท	บุคคลที่	95% confidence limit	
		% SpO ₂	Heart rate (bpm)
เพศหญิง	1	±0.94	±0.94
	2	±1.01	±0.98
	3	±0.94	±0.89
	4	±0.98	±0.94
	5	±1.20	±0.89
เพศชาย	1	±1.01	±0.98
	2	±1.14	±0.73
	3	±1.01	±0.94
	4	±0.82	±0.98
	5	±0.82	±0.98

ในการปฏิบัติตามมาตรฐานทางคลินิก 95% confidence limit ของ Pulse Oximeter ต้องน้อยกว่า ±3% [7] ซึ่งจากตารางที่ 1 95% confidence limit ที่วัดกับอาสาสมัครทั้ง 10 คน พบว่ามีค่าน้อยกว่า ±3% แสดงว่าในการวัดนี้มีความเที่ยงตรงในการวัด

5. สรุป

งานวิจัยเรื่องการพัฒนาเครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Nano เป็นการพัฒนาสร้างอุปกรณ์การแพทย์โดยการนำเอาไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Nano เป็นตัวรับค่าสัญญาณพัลส์ 25 เฮิรตซ์ในตัวที่ใส่คู่กับ IR LED และ RED LED อีกทั้งยังเป็นตัวประมวลผลสัญญาณในการวัดอีกด้วย โดยอุปกรณ์ที่ได้ออกแบบนี้มีมีมอร์เนเจอร์แสดงค่า %SpO₂ และ Heart rate อีกด้วย ซึ่งผลทดสอบในการวัดกับอาสาสมัครที่เป็นเพศหญิง และเพศชาย พบว่าเครื่องที่ออกแบบมาสามารถวัดค่า %SpO₂ ที่ระดับ 95% - 100% และ Heart rate ทั้งในช่วง 67 - 84 ครั้ง/นาที โดยพบว่าค่าความผิดพลาดสูงสุดเกิดจากการวัดที่เพศหญิงมีค่าดังก็คือ %SpO₂ มีค่าเท่ากับ ±0.8% และ Heart rate มีค่าเท่ากับ ±0.8 bpm ซึ่งอาจจะเกิดมาจากที่เพศหญิงมีระดับฮีโมโกลบินน้อยกว่าเพศชายร้อยละ 2 กรัมเปอร์เซ็นต์ แต่อย่างไรก็ตามค่าความผิดพลาดก็อยู่ในค่าที่สามารถยอมรับได้คือน้อยกว่า ±2% และค่าความ %95 confidence น้อยกว่า ±3%

6. ข้อเสนอแนะ

งานวิจัยต่อไปจะทำการดำเนินการสร้างเครื่องวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินและอัตราการเต้นของหัวใจให้เป็นระบบ Wireless ไร้สาย เพื่อให้สามารถเฝ้าระวังอาการของผู้ป่วยได้อย่างมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณห้องแลปเทคนิคการแพทย์โรงพยาบาลกำแพงเพชรที่คอยเอื้อเฟื้ออุปกรณในการวัดและขอขอบคุณห้องปฏิบัติการเครื่องมือวัดในกระบวนการทางอุตสาหกรรมสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังที่คอยให้คำแนะนำและเอื้อเฟื้อสถานที่ในการทดลอง

เอกสารอ้างอิง

- [1] บลินทร์ ชวัญนิมิตร. 2549. การวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจรในผู้ใหญ่. วิศวกรรมสาร. ม.อ.4:245- 252.
- [2] ยวนารท มลทองศิริ, วิริยะ กองรัตน์, ยุทธพงษ์วงศ์นาค. 2557. การศึกษามลของสัญญาณพัลส์ที่เหมาะสมในการสร้างเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด ด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Nano การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 33 (EECON-33), ชอนแก่น, ประเทศไทย, 19 - 21 พฤศจิกายน 2557
- [3] การศึกษาอิทธิพลของการหายใจระบบไหลเวียนเลือดในคนปกติ, 1974 กรุงเทพฯ หน้า 148 - 147
- [4] Wuktsch M.W, Peterson M.T, Tobler D.R and Pologe J.A 1989 Pulse oximetry: analysis of theory, technology, and practice J. Clin. Monitoring 4 290-301
- [5] Moyle J.T.B 1984 Pulse Oximeters (London:BMJ)
- [6] Nickerson B.G, Sarkisian C and Temper K 1988 Bias and precision of pulse oximeters and arterial oximeters Chest 93 515-7
- [7] Yelderman M and New W 1983 Evaluation of pulse oximetry Anesthesiology 59 349 - 52

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน



ชื่อนามสกุล นางสาวยุวนารถ มลทองศิริ
วัน เดือน ปีเกิด 12 เมษายน 2532 ที่กรุงเทพมหานคร
ที่อยู่ 121/1 หมู่ 3 ตำบลนครชุม อำเภอเมือง
 จังหวัดกำแพงเพชร 62000
 โทร. 098-252-9348
ประวัติการศึกษา 2553 วิทยาศาสตรบัณฑิต
 สาขาวิชาฟิสิกส์ประยุกต์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอม
 เกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
 2549 มัธยมศึกษาตอนปลาย โรงเรียนวชิรปราการ
 วิทยาคม จังหวัดกำแพงเพชร

ประสบการณ์การทำงานและผลงานวิจัย

- พ.ศ.2557 นำเสนอบทความวิจัยในการประชุมทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 37 (EECON 37)
 เรื่อง การศึกษาผลของสัญญาณพัลส์ที่เหมาะสมในการสร้างเครื่องวัดปริมาณ
 ออกซิเจนในเลือดด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ARDUINO NANO
- พ.ศ.2558 นำเสนอบทความวิจัยในงาน PSU Engineering Conference 11 (PEC-11),
 เรื่อง การพัฒนาเครื่องวัดปริมาณความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบิน และอัตรา
 การเต้นของหัวใจด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ARDUINO NANO

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้