เครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด
PULSE OXIMETER

นววัฒน์ รัตนเศรษฐ
Nawawat Rattanaseth
ปานทัย ตั้งบรรพิเชฐ
Panhathai Tangpowanphichet

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ. 2556

เครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด

PULSE OXIMETER

โดย

นววัฒน์ รัตนเศรษฐ

ปานหทัย ตั้งบวรพิเชฐ

อาจารย์ที่ปรึกษา

ผศ.ดร.ยุทธนา คิดใจเดียว

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2556

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์ปีการศึกษา 2556

สาขาวิชา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะ วิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง เครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด

PULSE OXIMETER

ผู้จัดทำ นายนววัฒน์ รัตนเศรษฐ รหัสนักศึกษา 53010826

นางสาวปานหทัย ตั้งบวรพิเชฐ รหัสนักศึกษา 53010981

ปริญญานิพนธ์นี้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว

ลงชื่อ.....

(ผศ.ดร. ยุทธนา คิดใจเดียว)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อปริญญานิพนธ์	เครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด
นักศึกษา	นายนววัฒน์ รัตนเศรษฐ รหัสนักศึกษา 53010826
	นางสาวปานหทัย ตั้งบวรพิเชฐ รหัสนักศึกษา 53010981
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
ปีการศึกษา	2556
อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์	ผศ.ดร.ยุทธนา คิดใจเดียว

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ศึกษาเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาการทำงานของวงจรเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด ศึกษาการวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด ศึกษาการออกแบบวงจร รวมถึงศึกษาการเขียนโปรแกรม โดยการทำงานของเครื่องนี้จะวัดปริมาณออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดโดยใช้การส่งแสงสีแดงและอินฟราเรดสลับกันไปที่ปลายนิ้วดูดซับแสงไว้และรับแสงที่เหลือกลับมาคำนวณหาค่าปริมาณออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด และแสดงผล ภายในวงจรประกอบไปด้วยวงจรเซ็นเซอร์ วงจรเปลี่ยนกระแสเป็นแรงดัน วงจรกรองความถี่ วงจรขยายสัญญาณ วงจรปรับระดับแรงดัน และวงจรไมโครคอนโทรลเลอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis Title	Pulse Oximeter	
Student	Mr. Nawavat Rattanaseth	ID.53010826
	Miss. Panhathai Tangbowonphichet	ID.53010981
Degree	Bachelor of Engineering	
Program	Electronics Engineering	
Year	2013	
Thesis Advisor	Assist. Prof. Dr. Yutthana Kitjaidure	

ABSTRACT

This report studies a pulse oximeter, with aiming to learn and design the pulse oximeter. The pulse oximeter is an instrument to measure oxygen saturated in blood, By measuring the light through fingertip at two different wavelengths from red and infrared, light was absorbed by hemoglobin in the fingertip. It can calculate oxygen saturation and show the result. There are five basic types of circuits in the pulse oximeter, sensor-detector circuits, current to voltage, filters, amplifiers clamper and microcontroller.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

การศึกษาโครงงานครั้งนี้สำเร็จได้ด้วยคำแนะนำและคำปรึกษาจาก ผศ.ดร.ยุทธนา คิดใจเดียว โดยสอนเกี่ยวกับการทำงานต่างๆของวงจร รวมถึงเอื้อเฟื้ออุปกรณ์และสถานที่ในการทำงานครั้งนี้ ผู้จัดทำจึงขอขอบพระคุณอาจารย์เป็นอย่างสูง รวมถึงบุคคลที่ให้ความช่วยเหลือด้านต่างๆ โดยให้คำแนะนำแนวทางแก้ไขต่างๆ เรื่อยมา

ขอขอบคุณภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ที่เอื้อเฟื้อสถานที่ในการทำงานและรุ่นพี่สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์ที่กำลังศึกษาอยู่ทั้งปริญญาโทและปริญญาเอก และที่จบไปแล้วที่ช่วยให้คำปรึกษาต่างๆในการแก้ปัญหาวงจร ขอบคุณเพื่อนๆ ที่เป็นกำลังใจและให้ความช่วยเหลือในการทำงาน

สุดท้ายนี้ขอขอบคุณบิดามารดาที่ช่วยสนับสนุนด้านการเงินที่ใช้ซื้ออุปกรณ์และช่วยให้กำลังใจต่างๆ และขอขอบคุณอีกหลายๆท่านที่ไม่ได้กล่าวไว้ด้วย

นววัฒน์ รัตนเศรษฐ
ปานหทัย ตั้งบวรพิเชฐ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ.....I
Abstract.....II
กิตติกรรมประกาศ.....III
สารบัญ.....IV
สารบัญรูป.....VI
บทที่ 1 บทนำ.....1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....1
1.3 ขอบเขตของโครงงาน.....1
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....1
1.5 รายละเอียดของเนื้อหาในรายงาน.....2

บทที่ 2 ทฤษฎีเกี่ยวกับเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด.....3
2.1 รายละเอียดเกี่ยวกับปริมาณออกซิเจนในเลือด.....3
2.2 รายละเอียดเกี่ยวกับอัตราการเต้นของหัวใจ.....8
2.3 หลักการตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจน.....10
2.4 ส่วนประกอบวงจรเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด.....14
2.5 ระบบประมวลผลกลาง.....19

บทที่ 3 การออกแบบวงจร Pulse Oximeter.....24
3.1 คุณสมบัติของเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด.....24
3.2 หลักการออกแบบเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด.....24
3.3 ส่วนแสดงผล.....28
3.4 วิธีการคำนวณปริมาณออกซิเจนในเลือด.....28
3.5 วิธีการคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจ.....29

บทที่ 4 การทดลองเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด.....30
4.1 ทำการวัดสัญญาณแต่ละจุดของวงจร.....30
4.2 ทำการวัดสัญญาณของแต่ละบุคคล.....36

บทที่ 5 วิเคราะห์และสรุปผลการทดลองเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด.....41
5.1 สัญญาณที่วงจร Timing.....41
5.2 สัญญาณที่วงจร Current to Voltage Converter.....41
5.3 สัญญาณที่วงจร Sampling and Hold.....41
5.4 สัญญาณที่วงจร Band Pass Filter.....41
5.5 สัญญาณที่วงจร Amplifier และ Clamper circuit.....41

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.6 สัญญาณของแต่ละบุคคล.....42
5.7 สรุปผลการทดลอง.....42
5.8 ปัญหาและข้อเสนอแนะ.....42

ภาคผนวก.....43
เอกสารอ้างอิง.....52

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่ **หน้า**

1.1 บล็อคไดอะแกรมการทำงานของเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด....1
2.1 เซลล์เม็ดเลือดแดงที่มีออกซิเจนและไม่มีออกซิเจน....3
2.2 เซลล์เม็ดเลือดขาว....4
2.3 วิธี invasive แบบเจาะเลือด....7
2.4 วิธี non-invasive แบบตรวจด้วยแสง....7
2.5 คุณสมบัติการดูดซับคลื่นแสงของ oxyhemoglobin และ deoxyhemoglobin....11
2.6 Sensor....14
2.7 วงจร Astable....15
2.8 วงจร Monostable....15
2.9 วงจร Current to Voltage....16
2.10 วงจร Sampling and Hold....16
2.11 วงจร Band Pass Filter....17
2.12 กราฟแสดงช่วงความถี่ที่ Band pass filter สามารถทำงานได้....18
2.13 วงจร Non-inverting Amplifier....18
2.14 วงจร Clamper circuit....19
2.15 แสดงคุณสมบัติของวงจรปรับระดับแรงดันรูปคลื่นของสัญญาณไซน์....19
2.16 ไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ PIC18F4520....20
2.17 Max232....20
2.18 DB 9....21
2.19 การเชื่อมต่อของ DB 9....21
2.20 การต่ออุปกรณ์ภายนอกผ่าน DB9 แบบ 3 เส้น....21
2.21 ระดับสัญญาณของ RS232C และระดับสัญญาณของ TTL....22
3.1 วงจร Astable....24
3.2 Clock (สัญญาณเวลา) 24
3.3 วงจร Monostable....25
3.4 วงจร Current to Voltage....26
3.5 วงจร Sampling and Hold....26
3.6 วงจร Band Pass Filter....26
3.7 วงจร Non-inverting Amplifier....27
3.8 วงจรปรับระดับแรงดัน (Clamper circuit)....27
3.9 โปรแกรมแสดงผลบนคอมพิวเตอร์)....28
3.10 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างอัตราส่วน Red ต่อ IR และเปอร์เซ็นต์ออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด....28
4.1 กราฟแสดง Clock หลักจากวงจร Astable)....30

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 กราฟเปรียบเทียบ Clock ควบคุมการทำงานของ red led (CH_1) และ Clock ควบคุมการทำงานของ ir led (CH_2) 30
4.3 (ก) กราฟแสดงการวัดที่ทางออกของ current to voltage ก่อนทำการทดลอง.....31
(ข) กราฟแสดงการวัดที่ทางออกของ current to voltage ขณะทำการทดลอง.....31
4.4 กราฟแสดงการวัดที่ทางออกของ Sampling and Hold ก่อนทำการทดลอง red led (CH_1) และของ ir led (CH_2) 32
4.5 กราฟแสดงการวัดที่ทางออกของ Sampling and Hold ขณะทำการทดลอง red led (CH_1) และของ ir led (CH_2) 32
4.6 กราฟแสดงการวัดที่ทางออกของ Band pass filter ก่อนทำการทดลอง red led (CH_1) และของ ir led (CH_2) 33
4.7 กราฟแสดงการวัดที่ทางออกของ Band pass filterขณะทำการทดลอง red led (CH_1) และของ ir led (CH_2) 33
4.8 กราฟแสดงการวัดที่ทางออกของ Amplifier ก่อนทำการทดลอง red led (CH_1) และของ ir led (CH_2) 34
4.9 กราฟแสดงการวัดที่ทางออกของ Amplifier ขณะทำการทดลอง red led (CH_1) และของ ir led (CH_2) 34
4.10 กราฟแสดงการวัดที่ทางออกของ Clamper circuitก่อนทำการทดลอง red led (CH_1) และของ ir led (CH_2) 35
4.11 กราฟแสดงการวัดที่ทางออกของ Clamper circuitขณะทำการทดลอง red led (CH_1) และของ ir led (CH_2) 35
4.12 กราฟแสดงสัญญาณที่วัดได้จากคนที่ 1.....36
4.13 กราฟแสดงสัญญาณที่วัดได้จากคนที่ 2.....36
4.14 กราฟแสดงสัญญาณที่วัดได้จากคนที่ 3.....37
4.15 กราฟแสดงสัญญาณที่วัดได้จากคนที่ 4.....37
4.16 กราฟแสดงสัญญาณที่วัดได้จากคนที่ 5.....38
4.17 กราฟแสดงสัญญาณที่วัดได้จากคนที่ 6.....38
4.18 กราฟแสดงสัญญาณที่วัดได้จากคนที่ 7.....39
4.19 กราฟแสดงสัญญาณที่วัดได้จากคนที่ 8.....39
4.20 กราฟแสดงสัญญาณที่วัดได้จากคนที่ 9.....40
4.21 กราฟแสดงสัญญาณที่วัดได้จากคนที่ 10.....40

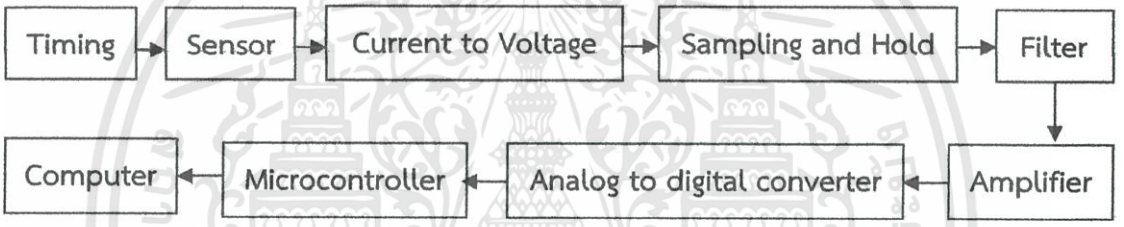
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่1
บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบันโรคที่เกี่ยวกับการขาดปริมาณออกซิเจนในเลือดนั้นมีอยู่หลายโรคด้วยกันจึงต้องมีการตรวจวัดปริมาณออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดซึ่งสามารถตรวจได้ 2 วิธี คือวิธีการเจาะเลือดแล้วนำไปตรวจในห้องทดลองทำให้การตรวจเช่นนี้ต้องเสียค่าใช้จ่าย อีกทั้งยังต้องรอผลตรวจ ส่วนอีกวิธีหนึ่งคือการใช้การส่งผ่านแสงไปที่เส้นเลือดและการดูดซับของแสงสองชนิด ใช้ค่าที่เหลือจากการดูดซับมาคำนวณเป็นปริมาณออกซิเจนในเลือด

รายงานชิ้นนี้ได้ทำเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดแบบการส่งผ่านแสงและดูดซับแสง เครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดเครื่องนี้จะมีการแสดงผลปริมาณออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด และอัตราการเต้นของหัวใจ เพื่อช่วยในการรักษาโรคต่างๆ



รูปที่ 1.1 บล็อคไดอะแกรมการทำงานของเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

1.2.1 เพื่อศึกษาการทำงานของวงจรเครื่องตรวจวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด
1.2.2 เพื่อศึกษาการคำนวณปริมาณออกซิเจนในเลือด
1.2.3 เพื่อศึกษาการคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจ
1.2.4 เพื่อศึกษาการออกแบบวงจรในส่วนต่างๆ
1.2.5 เพื่อศึกษาการเชื่อมต่อไมโครคอนโทรลเลอร์กับคอมพิวเตอร์

1.3 ขอบเขตของโครงงาน

1.3.1 สามารถวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด และอัตราการเต้นของหัวใจได้
1.3.2 สร้างเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดที่สามารถทำงานได้
1.3.3 สร้างเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดแสดงผลออกคอมพิวเตอร์

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.4.1 เครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดสามารถใช้วัดปริมาณออกซิเจนในเลือด และอัตราการเต้นของหัวใจได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.4.2 ทักษะต่างๆที่เกิดจากการปฏิบัติของผู้จัดทำ

1.4.3 ศึกษาหาความรู้จากการศึกษาและทดลอง เขียนโปรแกรมจากภาษาซี

1.5 รายละเอียดของเนื้อหาในรายงาน

ในรายงานฉบับนี้ แสดงถึงรายละเอียดของโครงงาน ซึ่งประกอบด้วยหัวข้อต่างๆ รวมทั้งหมด 5 บท แต่ละบทกล่าวถึงดังต่อไปนี้

บทที่ 1 เป็นบทนำของรายงาน ได้กล่าวถึงลักษณะโดยรวมของโครงงาน วัตถุประสงค์ของโครงงาน ขอบเขตของโครงงาน ผลที่คาดว่าจะได้รับ และรายละเอียดของโครงงานโดยย่อ

บทที่ 2 กล่าวถึงทฤษฎี และแนวความคิดที่ได้ศึกษา เพื่อเป็นข้อมูลที่ใช้ในการจัดทำโครงงาน

บทที่ 3 กล่าวถึงการออกแบบ และการคำนวณค่าต่างๆ ที่ใช้ในวงจร

บทที่ 4 แสดงถึงการทดลอง และผลการทดลอง

บทที่ 5 สรุปผล วิเคราะห์ผลการทดลอง อุปสรรค ปัญหา และข้อเสนอแนะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2
ทฤษฎีเกี่ยวกับเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด

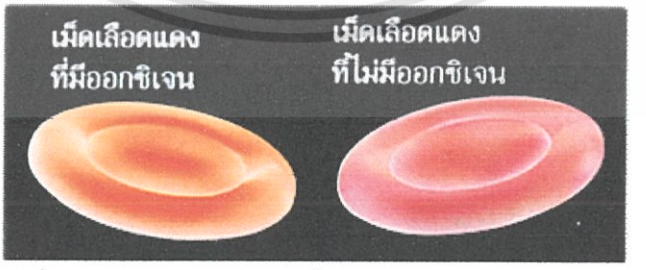
2.1 รายละเอียดเกี่ยวกับปริมาณออกซิเจนในเลือด

2.1.1 เลือดหรือโลหิต (blood)

เลือดหรือโลหิต (blood) เป็นของเหลวสีแดง ที่ไหลเวียนอยู่ภายในเส้นเลือดทั่วร่างกาย โดยอาศัยการสูบฉีดของหัวใจ และอวัยวะสำคัญที่ร่างกายมนุษย์ ใช้ในการสร้างเม็ดโลหิต คือ ไขกระดูก ในร่างกายของคนเรา มีโลหิตมากน้อย ตามน้ำหนักของแต่ละคน คิดโดยประมาณ 80 ซีซี ต่อน้ำหนัก 1 กิโลกรัม ดังนั้น ถ้ามีน้ำหนักตัว 50 กิโลกรัม จะมีโลหิตประมาณ 4,000 ซีซี (สำหรับผู้ใหญ่ปกติ) จะมีเลือดไหลเวียนอยู่ในร่างกาย ประมาณ 5 – 6 ลิตร

เลือด ประกอบด้วยองค์ประกอบหลัก 2 ส่วน คือ ส่วนที่เป็นของเหลว เรียกว่า พลาสมา (plasma) ซึ่งมีอยู่ประมาณร้อยละ 55 ของปริมาณเลือดทั้งหมด และส่วนที่เป็นของแข็ง ซึ่งเป็นเซลล์เม็ดเลือด (cellular components) ซึ่งมีอยู่ประมาณร้อยละ 45 ของปริมาณเลือดทั้งหมด โดยเซลล์เม็ดเลือด ประกอบไปด้วย เม็ดเลือดแดง เม็ดเลือดขาว และเพลตเลต

1. เม็ดเลือดแดง มีหน้าที่สำคัญคือขนส่งก๊าซออกซิเจนไปยังเนื้อเยื่อ ขนส่งคาร์บอนไดออกไซด์ไปยังปอด ถ้านำเลือดของคนเรามาส่องดูด้วยกล้องจุลทรรศน์ จะเห็นเซลล์เม็ดเลือดแดงมีรูปร่างกลมแบน ตรงกลางบุ๋มไม่มีนิวเคลียส มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 7- 8 ไมโครเมตร เม็ดเลือดแดง มีรงควัตถุสีแดงเรียกว่า ฮีโมโกลบินซึ่งเป็นโปรตีนที่มีธาตุเหล็กเป็นองค์ประกอบ ฮีโมโกลบินรวมตัวกับก๊าซต่างๆได้ดีมาก ถ้าไม่มีฮีโมโกลบินในเม็ดเลือดแล้วจะพบว่าใน 100 มิลลิลิตรของเลือดจะขนส่งออกซิเจนได้เพียง 1 มิลลิลิตร แต่ถ้ามีฮีโมโกลบินอยู่จะพบว่าใน 100 มิลลิลิตรของเลือดจะขนส่งออกซิเจนได้ถึง 20 มิลลิลิตร เซลล์เม็ดเลือดแดงมีเป็นจำนวนมากภายในร่างกาย ในผู้ชายมีประมาณ 5 ล้านเซลล์ต่อเลือด 1 ลูกบาศก์มิลลิเมตร แต่ผู้หญิงจะมีประมาณ 4.5 - 5 ล้านเซลล์ต่อเลือด 1 ลูกบาศก์มิลลิเมตร การสร้างเม็ดเลือดแดง สร้างจากตับ ม้าม ไขกระดูก มีอายุในกระแสโลหิตได้นานประมาณ 120 วัน โดยทั่วไปในวันหนึ่ง ๆ มีการสร้างเม็ดเลือดออกมาใหม่ ประมาณร้อยละ 9 ของจำนวนทั้งหมด ที่มีอยู่ในร่างกาย เมื่อฮีโมโกลบินจับตัวกับออกซิเจนจะเรียกว่า oxyhemoglobin ; Hb_2O ซึ่งมีสีแดง และเมื่อไม่จับกับออกซิเจนจะเรียกว่า deoxyhemoglobin ; Hb ซึ่งมีสีคล้ำ



รูปที่ 2.1 เซลล์เม็ดเลือดแดงที่มีออกซิเจนและไม่มีออกซิเจน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. เม็ดเลือดขาว ของคนมีประมาณ 6,000 - 9,000 เซลล์ต่อลูกบาศก์มิลลิลิตรของเลือด ในเด็กแรกเกิดจะมีเม็ดเลือดขาวมากที่สุด ซึ่งจะแบ่งออกเป็น 2 กลุ่มใหญ่ตามหน้าที่ของเซลล์เม็ดเลือดขาว

1.ฟาโกไซต์ เป็นเซลล์เม็ดเลือดขาวพวกที่ทำหน้าที่ทำลายเชื้อโรคหรือสิ่งแปลกปลอมโดยวิธีฟาโกไซโทซิส พวกนี้จะเจริญพัฒนาที่ไขกระดูก

2.ลิมโฟไซต์ เป็นเซลล์เม็ดเลือดขาวพวกที่ทำหน้าที่สร้างสารขึ้นมาต่อต้านสิ่งแปลกปลอมหรือเชื้อโรค สารที่ถูกสร้างขึ้นเรียกว่า แอนติบอดี้ ซึ่งเป็นสารประเภทโปรตีน

เซลล์เม็ดเลือดขาวยังมีสมบัติเฉพาะ คือ สามารถเคลื่อนที่ได้แบบอะมีบา แม้เม็ดเลือดขาวส่วนมากจะมีขนาดใหญ่กว่าเม็ดเลือดแดง ก็ยังสามารถเคลื่อนที่ผ่านผนังของเส้นเลือดฝอยเข้าสู่น้ำเหลืองไปตามเนื้อเยื่อต่างๆได้ นอกจากนี้ยังสามารถเคลื่อนที่เข้าหาหรือเคลื่อนที่หนีสารเคมีหลายชนิด โดยเฉพาะอย่างยิ่ง สารที่เกิดในตอนที่มีบาดแผลหรือเกิดการบวมอักเสบ เซลล์เม็ดเลือดขาวส่วนมากมีขนาดใหญ่กว่าเซลล์เม็ดเลือดแดง มีเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 8 ไมโครเมตร เซลล์เม็ดเลือดขาวมีนิวเคลียสขนาดใหญ่ มีจำนวนน้อยกว่าเซลล์เม็ดเลือดแดงมาก เลือด 1 ลูกบาศก์มิลลิเมตร มีเซลล์เม็ดเลือดขาวประมาณ 5,000 - 10,000 เซลล์ และจะเพิ่มขึ้นมากกว่านี้ เมื่อมีเชื้อโรคเข้าสู่ร่างกาย การสร้างเม็ดเลือดขาวการสร้างเม็ดเลือดขาวสร้างขึ้นจากเซลล์ไขกระดูกเช่นเดียวกับเซลล์เม็ดเลือดแดง เซลล์เม็ดเลือดขาวบางส่วนจะพัฒนาที่ไขกระดูก แต่บางส่วนจะไปเจริญพัฒนาในเนื้อเยื่อน้ำเหลือง และต่อมน้ำเหลือง

รูปที่ 2.2 เซลล์เม็ดเลือดขาว

3. เพลตเลต มีชื่อเรียกต่างกันไป เช่น “เกล็ดเลือด” “เศษเม็ดเลือด” หรือ”แผ่นเลือด” เพลตเลต เป็นชิ้นส่วนของไซโทพลาซึมของเซลล์ชนิดหนึ่งในไขกระดูก ขาดเป็นชิ้นๆ แล้วจึงเข้าสู่เส้นเลือด มีนาดเล็กมาก รูปร่างไม่แน่นอน มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 1 - 2 ไมโครเมตร มีอายุประมาณ 10 วัน

2.1.2 เส้นเลือด(Blood Vessel)

เส้นเลือด (Blood Vessel) คือท่อที่เป็นทางให้เลือดไหลเวียนในร่างกายซึ่งมี 3 ระบบ คือ เส้นเลือดแดง เส้นเลือดดำ และเส้นเลือดฝอย เส้นเลือดในร่างกายแบ่งเป็น 2 ระบบใหญ่ๆ คือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. เส้นเลือดแดง (Artery) คือ เส้นเลือดที่นำเลือดออกจากหัวใจไปยังอวัยวะและส่วนต่างๆ ของ ร่างกายเลือดในเส้นเลือดแดงส่วนมากเป็นเลือดดี นอกจากเส้นเลือดแดงที่ไปยังปอดที่เป็นเลือดเสียเพื่อนำไป ฟอกให้บริสุทธิ์ เส้นเลือดแดงนี้ส่วนใหญ่จะรับเลือดที่มีปริมาณออกซิเจนสูง

2. เส้นเลือดดำ (Vein) คือ เส้นเลือดที่นำเลือดเข้าสู่หัวใจส่วนมากเป็นเลือดเสีย ยกเว้นเส้นเลือดที่มา จากปอดซึ่งจะเป็นเลือดบริสุทธิ์ เส้นเลือดดำนี้ส่วนใหญ่จะรับเลือดที่มีปริมาณออกซิเจนต่ำกว่าเส้นเลือดแดงแต่มีคาร์บอนไดออกไซด์สูง

2.1.3 ระดับของปริมาณออกซิเจนในเลือด

ระดับออกซิเจนในเลือดเป็นตัวบ่งชี้ระดับการทำงานของปอดและฮีโมโกลบิน ออกซิเจนเป็นหนึ่งในความต้องการขั้นพื้นฐานที่สำคัญสำหรับการยังชีพของสิ่งมีชีวิต ระดับออกซิเจนในเลือดปกติจะวัดจากความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด เซลล์เม็ดเลือดแดงที่มีโมเลกุลที่เรียกว่าฮีโมโกลบินที่ผูกกับบรรยากาศ ออกซิเจน และดำเนินการไปยังส่วนต่างๆของเซลล์ เมื่อมีชนิดใด ๆ ของการเปลี่ยนแปลงในระดับออกซิเจนในเลือดก็จะนำไปสู่ปัญหาอื่น ๆ

ความถูกต้องที่ความต่างของระดับปริมาณออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด ไม่เหมือนกัน ปริมาณออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดสามารถแบ่งได้ 3 ระดับ คือ 1.ระดับออกซิเจนในเลือดสูง 2.ระดับออกซิเจนในเลือดปกติ และ 3. ระดับออกซิเจนในเลือดต่ำ

1.ระดับออกซิเจนในเลือดสูง (มากกว่า 97. 5%)

เครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดถูกดีไซด์มาให้วัดวัดค่าปริมาณออกซิเจนอิ่มตัวที่ต่ำกว่าหรือเท่ากับ 100% ข้อจำกัดนี้อาจทำให้เกิดข้อผิดพลาดในการคำนวณยากในการตีความในระดับนี้ แต่ถ้าการตีความมีความแม่นยำมากมีเงื่อนไขที่บุคคลนั้นอาจจบชีวิตลงด้วยระดับที่สูงมากของออกซิเจนในเลือด โดยทั่วไปเกิดขึ้นมาจากการหายใจมีความเข้มข้นสูงของออกซิเจน รู้จักกันในชื่อ hyperoxia เป็นสภาพที่ร้ายแรงเพราะมันอาจนำไปสู่การตายของเซลล์และความเสียหายส่วนใหญ่ในระบบประสาทตาและปอด คนจะอ่อนแอมากขึ้นจากความทุกข์ทรมานจากสภาพนี้รวมถึงนักดำน้ำและคนที่มีการผ่าตัดการบำบัดด้วยออกซิเจน Hyperbaric ขึ้นอยู่กับปริมาณของแสงอาจจะมีความเป็นพิษต่อระบบประสาทส่วนกลางและความเป็นพิษในปอดและตา อาจนำไปสู่อาการอื่นๆ เช่น อาการเวียนศีรษะ, ปัญหาการหายใจ และวิสัยทัศน์ที่ถูกรบกวน ในกรณีที่ความเป็นพิษของออกซิเจนสูงมากอาจจะมีความเสียหายออกซิเดชันในเซลล์, การล่มสลายของ alveoli ของปอด, การปลดของเรตินาและชัก ความเป็นพิษนี้สามารถจัดการได้โดยการลดการสัมผัสกับออกซิเจนยกระดับ

2.ระดับออกซิเจนในเลือดปกติ (90% - 97.5%)

เครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดส่วนใหญ่ มีประสิทธิภาพน่าเชื่อถือได้ในระดับที่เหมาะที่จะทำการปรับเทียบในระดับนี้และเป็นระดับที่สามารถพบได้บ่อย ในกรณีส่วนใหญ่ระดับออกซิเจนที่ปกติก็จะอยู่ช่วงนี้ ถือว่ามีสุขภาพดี ช่วงนี้ถือว่าเป็นช่วงที่ตกอยู่ภายใต้ ระดับออกซิเจนปกติ เป็นช่วงที่จำเป็นสำหรับการทำงานที่ราบรื่นของเซลล์ของร่างกาย คำทั่วไปที่ใช้ในการทราบความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด 'SATS' นี้เป็นการวัดของเปอร์เซ็นต์ของฮีโมโกลบินที่มีการครอบครองโดยออกซิเจนในกระแสเลือด

3.ระดับออกซิเจนในเลือดต่ำ (ต่ำกว่า 80%)

การอ่านที่อยู่ในช่วงนี้เป็นสาเหตุของความกังวลและความต้องการที่จะตรวจสอบโดยบุคลากรทางการแพทย์ เมื่อมีความดันต่ำบางส่วนของออกซิเจนในร่างกายส่วนใหญ่ของฮีโมโกลบิน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เป็น deoxygenated ไม่มีออกซิเจนใด ๆ ที่ประมาณ 80% ความอิ่มตัวของออกซิเจนจะเริ่มเพิ่มขึ้นตามออกซิเจนในเลือด ค่าต่ำกว่า 80% ใด ๆ เรียกว่า hypoxia ระดับออกซิเจนในร่างกายต่ำ นี่คือโดยทั่วไปการเปลี่ยนสีของผิวจะเริ่มปรากฏ ขณะนอนหลับมักจะต่ำกว่าปกติเล็กน้อยเนื่องจากร่างกายอยู่ในสถานะที่ไม่จำเป็นต้องใช้ในปริมาณที่สูงมากของออกซิเจน บางครั้งแม้ว่าคนอาจรับจำนวนไม่เพียงพอของออกซิเจนในเวลากลางคืนซึ่งอาจรบกวนการนอนของเขา เงื่อนไขนี้เป็นที่รู้จักกันในชื่อภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับ

ระดับของออกซิเจนในร่างกายสามารถวัดได้ด้วยความช่วยเหลือของวิธีการที่แตกต่างกันมาก วิธีที่พบมากที่สุดในการระบุว่าระดับออกซิเจนในเลือดมีสุขภาพดีหรือไม่ด้วยความช่วยเหลือของการทดสอบเลือดที่ใช้ในการตรวจสอบของเส้นเลือดแดง อีกวิธีหนึ่งที่มากความสะดวกในการตรวจสอบระดับออกซิเจนในเลือดที่เป็นโดยการใช้ชีพจร oximeter นี้เป็นอุปกรณ์ขนาดเล็กที่ถูกแนบไปกับปลายนิ้วและวัดระดับออกซิเจนในเลือดด้วยความช่วยเหลือของเซ็นเซอร์วัดแสง

ชนิดของภาวะพร่องออกซิเจน แบ่งตามสาเหตุได้เป็น 4 ชนิด คือ

1. ภาวะพร่องออกซิเจนซึ่งร่างกายได้รับออกซิเจนน้อย (Hypoxic Hypoxia) เป็นภาวะพร่องออกซิเจนที่พบได้บ่อยที่สุดเกิดขึ้นเนื่องจาก

- ความกดดันของออกซิเจนในถุงลมปอดลดลง มักเกิดขึ้นจากการขึ้นไปอยู่ในที่สูง ซึ่งความกดบรรยากาศลดลง ทำให้ความกดดันย่อยของออกซิเจนลดลงด้วย จึงอาจเรียกภาวะพร่องออกซิเจนแบบนี้ว่า ภาวะพร่องออกซิเจนจากระยะสูง (Altitude Hypoxia) นอกจากนี้แล้วอาจเกิดจากการกลั้นหายใจ โรคหอบหืด อากาศที่หายใจมีก๊าซอื่นปะปน เป็นต้น
- พื้นที่ซึ่งใช้ในการแลกเปลี่ยนก๊าซระหว่างปอดกับกระแสโลหิตลดลง เช่น ปอดบวม ปอดแฟบ มีลมในช่องปอด จมน้ำ เป็นต้น
- ออกซิเจนไม่สามารถซึมผ่านจากถุงลมปอดไปสู่กระแสโลหิตได้สะดวก เช่น ปอดบวม จมน้ำ โรคเยื่อไฮยาลีน เป็นต้น

2. ภาวะพร่องออกซิเจนซึ่งมีสาเหตุจากเลือด (Hypemic Hypoxia) เป็นภาวะพร่องออกซิเจน ที่เกิดจากความบกพร่องในการนำพาออกซิเจนไปสู่เซลล์ต่างๆ ของร่างกาย เช่น จำนวนเม็ดเลือดแดงในกระแสโลหิตลดลงจากโรคโลหิตจาง หรือการเสียเลือด ภาวะผิดปกติของสารฮีโมโกลบิน (Hemoglobin) ทำให้เม็ดเลือดแดงไม่สามารถจับออกซิเจนได้ตามปกติ ตลอดจนการที่ร่างกายได้รับยาหรือสารพิษบางอย่าง ที่ทำให้สารฮีโมโกลบิน หรือเม็ดเลือดแดง เกิดความบกพร่องในการจับออกซิเจน เช่น ยากลุ่มซัลฟานิลาไมด์ (Sulfanilamides) สารไซยาไนด์ (Cyanide) หรือก๊าซคาร์บอนมอนอกไซด์ (Carbon Monoxide) เป็นต้น

3. ภาวะพร่องออกซิเจนซึ่งมีสาเหตุจากการคั่งของกระแสโลหิต (Stagnant Hypoxia) เป็นภาวะพร่องออกซิเจน ที่เกิดขึ้นจากความบกพร่องในการไหลเวียนของกระแสโลหิต เช่น การลดลงของปริมาณแรงดันเลือดจากหัวใจ เนื่องจากโรคหัวใจล้มเหลว หรือภาวะเลือดคั่งอยู่ที่ร่างกายส่วนล่างเนื่องจากแรง G เป็นต้น

4. ภาวะพร่องออกซิเจนซึ่งมีสาเหตุจากภาวะเป็นพิษของเซลล์ (Histotoxic Hypoxia) เป็นภาวะพร่องออกซิเจน ซึ่งเกิดขึ้นจากการที่เซลล์ต่างๆ ของร่างกายไม่สามารถนำเอาออกซิเจนไปใช้ได้เนื่องจากได้รับสารพิษ เช่น แอลกอฮอล์ ก๊าซคาร์บอนมอนอกไซด์ สารไซยาไนด์ เป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อาการ Subjective symptoms เป็นสิ่งที่เกิดขึ้นโดยตนเองรู้สึกได้เช่น มึนงง วิงเวียน ปวดศีรษะ คลื่นไส้ ร้อนๆ หนาวๆ วูบวาบตามตัว มือเท้าชา ตาพร่ามัว ลานสายตาแคบลง เคลิ้มฝันเป็นสุข (euphoria) ไม่รู้สึกวิตกกังวลใดๆ เป็นต้น อาการเหล่านี้จะเกิดขึ้นกับแต่ละคน และแต่ละวัน อาจจะแตกต่างกันไป ซึ่งตัวเองอาจสังเกต และจดจำไว้ เป็นสัญญาณเตือนให้ทราบว่า กำลังเกิดภาวะพร่องออกซิเจนขึ้นแล้ว

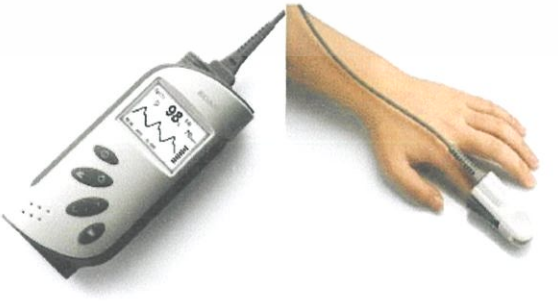
อาการแสดง (Objective signs) เป็นปรากฏการณ์ที่เกิดขึ้น โดยผู้อื่นสามารถสังเกตเห็นหรือตรวจพบได้ เช่น หายใจเร็วและลึกขึ้น (air hunger) เขียวคล้ำ (cyanosis) สับสน (confusion) การทำงานของกล้ามเนื้อไม่ประสานกัน (muscle incoordination) หรือหมดสติในที่สุด

2.1.4 วิธีการตรวจ

1.invasive เป็นวิธีการตรวจแบบเก็บตัวอย่างไปทดลองและพิสูจน์ เช่น การเจาะเลือด ตัดชิ้นเนื้อเยื่อ การเจาะตรวจน้ำคร่ำ หรือกล่าวได้ว่า เป็นการตรวจแบบที่มีการเจ็บตัว โดยสำหรับการตรวจปริมาณออกซิเจนในเลือดต้องทำการเจาะที่เส้นเลือดแดงและนำเลือดไปตรวจ

รูปที่ 2.3 วิธี invasive แบบเจาะเลือด

2.Non-invasive เป็นการตรวจแบบไม่ต้องเก็บตัวอย่างของเซลล์ร่างกายไปพิสูจน์ หรือกล่าวได้ว่าเป็นการตรวจภายนอกโดยใช้เทคโนโลยีช่วย เช่น การตรวจด้วยคลื่นเสียงความถี่สูง การตรวจด้วยแสง การตรวจด้วยสารเคมี โดยสำหรับการตรวจปริมาณออกซิเจนในเลือดเป็นการตรวจด้วยแสง



รูปที่ 2.4 วิธี non-invasive แบบตรวจด้วยแสง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2 รายละเอียดเกี่ยวกับอัตราการเต้นของหัวใจ

อัตราหัวใจเต้น (อังกฤษ: Heart rate) หมายถึงความเร็วของการบีบตัวของหัวใจในช่วงระยะเวลาหนึ่งๆ โดยทั่วไปนิยมใช้หน่วย "ครั้งต่อนาที" อัตราหัวใจเต้นสามารถเปลี่ยนแปลงได้ขึ้นกับสรีรวิทยาของร่างกาย เช่นความต้องการออกซิเจนและการขับคาร์บอนไดออกไซด์ของ ร่างกาย สิ่งที่มีผลกับอัตราหัวใจเต้นได้แก่กิจกรรมของร่างกาย เช่น การออกกำลังกาย การนอนหลับ ความเจ็บป่วย การย่อยอาหาร และยาบางชนิด ถ้าหัวใจเต้นไม่สม่ำเสมอเรียกว่าภาวะหัวใจเสียจังหวะ (arrhythmia) ความผิดปกติของการเต้นหัวใจในบางครั้งอาจเป็นแสดงถึงการเป็นโรคแต่ก็ไม่เสมอไป

ชีพจรเป็นแรงสะเทือนของกระแสเลือด ซึ่งเกิดจากการบีบตัวของหัวใจห้องล่างด้านซ้าย ทำให้ผนังของหลอดเลือดแดงขยายออกเป็นจังหวะ เป็นผลให้สามารถจับชีพจรได้ตลอดเวลา

2.2.1ปัจจัยที่มีอิทธิพลต่อชีพจร

- อายุ เมื่ออายุเพิ่มขึ้นอัตราการเต้นของชีพจรจะลดลง ในผู้ใหญ่อัตราการเต้นของชีพจร 60-100 (เฉลี่ย 80 b/m)
- เพศ หลังวัยรุ่น ค่าเฉลี่ยของอัตราการเต้นของชีพจรของผู้ชายจะต่ำกว่าหญิงเล็กน้อย
- การออกกำลังกาย อัตราการเต้นของชีพจรจะเพิ่มขึ้นเมื่อออกกำลังกาย
- ไข้ อัตราการเต้นของชีพจรเพิ่มขึ้น เพื่อปรับตัวให้เข้ากับความดันเลือดที่ต่ำลง ซึ่งเป็นผลมาจากเส้นเลือดส่วนปลายขยายตัวทำให้อุณหภูมิร่างกายสูงขึ้น (เพิ่ม metabolic rate)
- ยา ยาบางชนิด ลดอัตราการเต้นของชีพจร เช่น ยาโรคหัวใจ เช่น digitalis ลดอัตราการเต้นของชีพจร (กระตุ้น parasympathetic)
- Hemorrhage การสูญเสียเลือดจะมีผลทำให้เพิ่มการกระตุ้นระบบประสาทซิมพาธิติค ทำให้อัตราการเต้นของชีพจรสูงขึ้น, ในผู้ใหญ่มีเลือดประมาณ 5 ลิตร การสูญเสียเลือดไป <10% จึงจะปราศจากผลข้างเคียง
- ความเครียด เมื่อเครียดจะกระตุ้น sympathetic nervous เพิ่ม การเต้นของชีพจร ความกลัว, ความวิตกกังวล และอาการเจ็บปวด กระตุ้นระบบประสาทซิมพาธิติค
- ท่าทาง เมื่ออยู่ในท่ายืนหรือนั่งชีพจรจะเต้นเพิ่มขึ้น (เร็วขึ้น) ท่านอนชีพจรจะลดลง (ช้า)

2.2.2 กลไกการควบคุมชีพจร

อัตราการเต้นของชีพจรขึ้นอยู่กับระบบประสาทอัตโนมัติ 2 ส่วน คือ

2.2.2.1 parasympathetic nervous system ถูกกระตุ้น อัตราการเต้นของชีพจรลดลง

2.2.2.2 sympathetic nervous system ถูกกระตุ้น เพิ่มอัตราการเต้นของชีพจร

2.2.3 สิ่งที่ต้องสังเกตในการจับชีพจร

2.2.3.1 อัตราการเต้นของชีพจร จำนวนครั้งของความรู้สึกที่ได้จากคลื่นบนเส้นเลือดแดงกระทบนิ้วหรือการฟังที่ apex ของหัวใจในเวลา 1 นาที หน่วยเป็นครั้งต่อวินาที (bpm)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- อัตราการเต้นของชีพจรปกติอยู่ในช่วง

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

- ภาวะอัตราการเต้นของชีพจรผิดปกติ

Tachycardia: ภาวะที่อัตราการเต้นของหัวใจในผู้ใหญ่มากกว่า 100 b/m

Bradycardia: ภาวะที่อัตราการเต้นของหัวใจในผู้ใหญ่น้อยกว่า 60 b/m

2.2.3.1 จังหวะชีพจร (pulse rhythm) จังหวะและช่วงพักของชีพจร ชีพจรจะเต้นเป็นจังหวะ และมีช่วงพักระหว่างจังหวะ

- จังหวะของชีพจรปกติ จะมีช่วงพักระหว่างจังหวะ เท่ากัน เรียกว่า ชีพจรสม่ำเสมอ (pulse regularis)
- จังหวะของชีพจรผิดปกติ (dysrhythmias , arrhythmia, irregular) ชีพจรที่เต้นไม่เป็นจังหวะแต่ละช่วงพักไม่สม่ำเสมอ เรียกว่า ชีพจรไม่สม่ำเสมอ หรืออาจจะมีจังหวะการเต้นสม่ำเสมอสลับกับไม่สม่ำเสมอ ถ้าพบว่า Pt มีจังหวะของชีพจรไม่สม่ำเสมอ ประเมิน apical pulse 1 นาที ประเมิน apical - radial pulse เพื่อประเมินชีพจรที่ผิดปกติ electrocardiogram (EKG)

2.2.3.3 ปริมาตรแรงชีพจร (Pulse volume) ขึ้นอยู่กับความแรงของเลือดในการกระทบ ชีพจรปกติรู้สึกได้ด้วยการกดนิ้วลงตรงบริเวณที่จะวัดด้วยแรงพอประมาณแต่ถ้า กดแรงมากเกินไปจะไม่ได้รับความรู้สึก ถ้าแรงดันเลือดดี ชีพจรจะแรง แรงดันเลือดอ่อนชีพจรจะเบา ปริมาตรของชีพจร วัดเป็นระดับ 0 ถึง 4

ระดับ 0	ไม่มีชีพจร	คลำชีพจรไม่ได้
ระดับ 1	(thready)	คลำชีพจรยาก
ระดับ 2	weak	ชีพจรแรงกว่า threedy pulse คลำชีพจรยาก
ระดับ 3	ปกติ	
ระดับ 4	bounding pulse	ชีพจรเต้นแรง

หรืออาจมี 0 ถึง 3 scale

ความยืดหยุ่นของผนังของหลอดเลือด ปกติผนังหลอดเลือดจะตรงและเรียบมีความยืดหยุ่นดี ในผู้สูงอายุผนังหลอดเลือดแดงมีความ ยืดหยุ่นน้อยขรุขระ และไม่สม่ำเสมอ

2.2.4 วิธีประเมินชีพจร

2.2.4.1 peripheral

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ใช้นิ้วชี้ กลาง นาง วางตรงตำแหน่งเส้นเลือดแดง กดแรงพอประมาณ ให้ความรู้สึกของการขยายและหดตัวของผนังหลอดเลือดได้ ไม่ใช้นิ้วหัวแม่มือสัมผัส เพราะ หลอดเลือดที่นิ้วหัวแม่มือเต้นแรง อาจทำให้สับสนกับชีพจรของตนเองได้

2.2.4.2 apical

- ฟังด้วยหูฟัง (stethoscope)
- ใช้ doppler ultrasound
- electrocardiogram (EKG)

2.2.5 ตำแหน่งชีพจร

2.2.5.1 peripheral

- Temporal เส้นเลือดเท็มพอรัสทอดผ่านเหนือกระดูก เท็มพอรัลของศีรษะ
- Carotid อยู่ด้านข้างของคอ คลำได้ชัดเจนจุดบริเวณมุมขากรรไกรล่าง
- Brachial อยู่ด้านในของกล้ามเนื้อ biceps ของแขน
- Radial อยู่ข้อมือด้านในบริเวณกระดูกปลายแขนด้านนอกหรือด้านหัวแม่มือ เป็นตำแหน่งที่นิยมจับชีพจรมากที่สุด เพราะเป็นที่ที่จับได้ง่ายและไม่รบกวนผู้ป่วย
- Femoral อยู่บริเวณขาหนีบ
- Popliteal อยู่บริเวณข้อพับเข่า อยู่ตรงกลางข้อพับเข่า, หาค่อนข้างยาก แต่ถ้างอเข่าก็สามารถคลำได้ง่ายขึ้น
- Posterior tibial อยู่บริเวณหลังปุ่มกระดูกข้อเท้าด้านใน
- Dorsalis pedis อยู่บริเวณหลังเท้าให้ดูตามแนวกลางตั้งแต่หัวเข่าลงไป ชีพจรที่จับได้จะอยู่กลางหลังเท้าระหว่างนิ้วหัวแม่เท้ากับนิ้วชี้

2.2.5.2 Apical pulse

ฟังที่ยอดหัวใจ (Apex) ในผู้ใหญ่จะอยู่ที่ 5^{th} intercostal space, left mid clavicular line

2.2.6 ข้อควรจำในการวัดชีพจร

2.2.6.1 ไม่ใช้นิ้วหัวแม่มือคลำชีพจร เพราะหลอดเลือดที่นิ้วหัวแม่มือเต้นแรงอาจทำให้สับสนกับชีพจรของตนเอง

2.2.6.2 ไม่ควรวัดชีพจรหลังผู้ป่วยมีกิจกรรม ควรให้พัก 5-10 นาที

2.2.6.3 อธิบายผู้ป่วยว่าไม่ควรพูดขณะวัดชีพจร เพราะจะรบกวนการได้ยินเสียงชีพจรและอาจทำให้สับสน

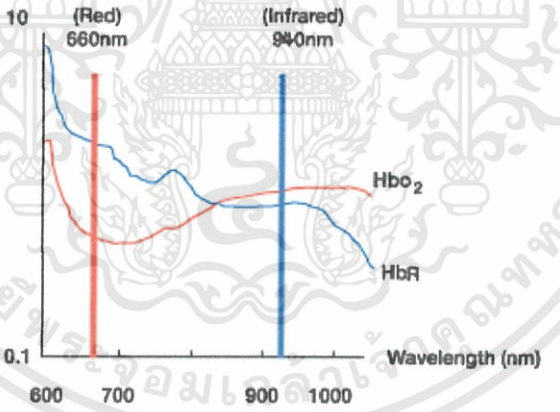
โดยเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดนี้สามารถวัดอัตราการเต้นของหัวใจได้ด้วยโดยใช้หลักการวัดเดียวกับปริมาณออกซิเจนในเลือดแต่นำคาบเวลาที่ได้มาใช้ในการคำนวณ

2.3 หลักการตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจน

เครื่องตรวจวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจร (pulse oximeter) วัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในหลอดเลือดแดง (arterial oxygen saturation) โดยอาศัยหลักการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดูดซับคลื่นแสงที่แตกต่างกันของฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน(oxyhemoglobin, HbO_2) และฮีโมโกลบินที่ไม่จับกับออกซิเจน (deoxyhemoglobin หรือ reduced hemoglobin, HbR) โดยดูจากรูปที่ 2.4 จะมีการยิงแสงในความยาวคลื่นต่างๆกันและจะได้ค่าการดูดซับของ oxyhemoglobin และ deoxyhemoglobin ออกมาตามรูปในช่วงความยาวคลื่นต่างๆในช่วงความยาวคลื่น 660 nm มีความต่างของค่าความดูดซับอย่างชัดเจนและที่ความยาวคลื่น 940 nm ก็มีความต่างกันอย่างชัดเจนเช่นกันจึงใช้ช่วงความยาวคลื่น 2 ช่วงนี้มาเทียบอัตราส่วนกันเพื่อให้เห็นความต่างกันอย่างชัดเจน โดยที่ความยาวคลื่นเท่ากับ 660 nm ตรงกับความยาวคลื่นของแสงสีแดง ส่วนที่ความยาวคลื่นเท่ากับ 940 nm ตรงกับความยาวคลื่นของแสงอินฟราเรด จึงได้ใช้แสงสองชนิดนี้มาตรวจจับปริมาณออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด เครื่องตรวจวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจรประกอบด้วย 2 ส่วนหลักคือ ตัวตรวจวัด (probe) ที่มีส่วนปล่อยและรับคลื่นแสงที่มีตัวปล่อยคลื่นแสง (light-emitting diode, LED) และตัวรับสัญญาณ (photodetector) และส่วนแสดงผล เครื่องจะปล่อยคลื่นแสง 2 ช่วงคลื่น คือ คลื่นความยาว 660 และ 940 นาโนเมตร เมื่อแสงเดินทางผ่านนิ้ว ตัวรับสัญญาณจะแยกความแตกต่างของคลื่นแสงช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่าน (non-pulsatile flow หรือ direct current light, DC) ซึ่งเป็นการดูดซับคลื่นแสงของเนื้อเยื่อ (กระดูก กล้ามเนื้อ เนื้อเยื่ออ่อน) และเลือดในหลอดเลือดดำและแดงกับช่วงที่มีการไหลผ่านของเลือดในหลอดเลือดแดงตามการบีบตัวของหัวใจ (pulsatile flow หรือalternatingcurrent light, AC) นำค่าการดูดซับคลื่นแสงในช่วงต่างๆ มาคำนวณเป็นอัตราส่วน (R) ของการดูดซับคลื่นแสงแล้วคำนวณเป็นความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินในช่วงที่มีเลือดไหลผ่าน (pulse oxygen saturation, SpO_2)



รูปที่ 2.5 คุณสมบัติการดูดซับคลื่นแสงของ oxyhemoglobin และ deoxyhemoglobin

ในปัจจุบันนี้เครื่อง pulse oximeter ใช้ oximetry ร่วมกับ plethysmography จึงสามารถจับชีพจรและรูปร่างคลื่นการไหลเวียนโลหิต (plethysmography waveform) ซึ่งสามารถนำมาใช้แยกสัญญาณรบกวนและบอกความน่าเชื่อถือของข้อมูลได้ รวมทั้งเครื่องสมัยใหม่สามารถลดสัญญาณรบกวน (false alarm) และมีความถูกต้องของค่าที่วัดได้มากกว่าเครื่องรุ่นเก่า ค่าความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากการวัดโดย ชีพจร (SpO_2) ของเครื่อง pulse oximeter มีข้อจำกัดเนื่องจากใช้คลื่นแสงความยาวคลื่นเพียง 2 ช่วง ดังนั้นค่าที่วัดได้จะเป็นร้อยละของ oxyhemoglobin (HbO_2) ต่อผลรวมของ oxyhemoglobin และ reduced hemoglobin (HbR) โดยไม่นำฮีโมโกลบินชนิดอื่นที่ไม่สามารถนำออกซิเจนมาคำนวณด้วย อาจเรียกว่า functional hemoglobin saturation

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวตรวจวัด (probe) ของ pulse oximeter ส่วนใหญ่จะใช้หนีบที่นิ้วหรือติ่งหู ปัจจุบันมีการพัฒนาใช้เทคนิค light reflectanceซึ่งตัวรับสัญญาณคลื่นแสงจะอยู่ด้านเดียวกับตัวปล่อยคลื่นแสง จึงไม่ต้องหนีบระหว่างเนื้อเยื่อ โดยสามารถวางบนผิวหนังบริเวณหน้าอก หน้าผากและสามารถใช้ในเด็กแรกคลอดได้ แต่มีข้อจำกัดในกรณีที่ผู้ป่วยมีการเคลื่อนไหวมากหรือมีภาวะเนื้อเยื่ออ่อนและผิวหนังบวมน้ำมาก

2.3.1ปัจจัยที่มีผลต่อความเที่ยงตรงของ pulse oximeter

มีหลายปัจจัยที่มีผลต่อความเที่ยงตรงของค่า SpO_2 ที่วัดจาก pulse oximeter ดังนั้นแพทย์และพยาบาลต้องคำนึงถึงปัจจัยต่างๆ เหล่านี้ เพื่อให้ได้ข้อมูลที่ถูกต้องและนำไปใช้กับผู้ป่วยอย่างเหมาะสม

1. ปัจจัยทางเทคนิค

- ตัวตรวจวัดกับการสัมผัสจุดวัด เช่น ในเด็กหรือผู้ป่วยที่เคลื่อนไหวมากทำให้ตัวตรวจวัดเคลื่อนที่หรือกรณีนิ้วใหญ่เกินไปทำให้หลอดเลือดถูกกดมาก ค่าที่วัดได้จะคลาดเคลื่อนไป
- การเคลื่อนไหว การสั่น เช่น ผู้ป่วยสั่น ชัก ระหว่างเคลื่อนย้ายผู้ป่วยในรถหรือเฮลิคอปเตอร์ทำให้สัญญาณที่วัดได้ไม่ชัด ค่าไม่ถูกต้อง เป็นสาเหตุของการอ่านค่าผิดพลาดที่พบบ่อย ปัจจุบันมีการพัฒนา pulse oximeter ที่ลดสัญญาณรบกวนจากการสั่นไหวลง ทำให้ค่าที่วัดมีความเที่ยงตรงมากขึ้น
- เครื่องของแต่ละบริษัทผู้ผลิตมีการกำจัดสัญญาณรบกวนและการวิเคราะห์สัญญาณไม่เหมือนกัน ค่าที่ได้อาจแตกต่างกัน จึงควรศึกษาให้ดีก่อนใช้และเลือกซื้อให้เหมาะสมกับการดูแลผู้ป่วยในสถานพยาบาลต่างๆ กัน
- แสงจากภายนอก เช่น แสง fluorescent,daylight และxenon ทำให้ค่าที่วัดได้ต่ำกว่าความจริงควรป้องกันโดยการปกปิดตัวตรวจวัดจากแสงดังกล่าว เช่น ไฟในห้องผ่าตัด อย่างไรก็ตามพบว่าปัจจัยนี้มีผลน้อยต่อเครื่อง pulse oximeter ที่ใช้อยู่ในปัจจุบัน
- ผลของคลื่นแม่เหล็ก ทำให้เกิดการไหม้ระดับ 2 และ 3 ที่บริเวณตัวตรวจวัดในระหว่างที่ผู้ป่วยกำลังทำการตรวจคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Magnostic Resonance Imaging, MRI) และพบว่า pulse oximeter ถูกรบกวนจากคลื่นโทรศัพท์มือถือ และเครื่องจี้ (electrocautery) ได้
- ผู้ใช้ขาดความรู้ ความเข้าใจเกี่ยวกับเครื่อง pulse oximeter มีการศึกษาพบร้อยละ 97 ของแพทย์และพยาบาลไม่ทราบหลักการทำงานของ pulse oximeter และพบว่าร้อยละ 30 ของแพทย์และร้อยละ 93 ของพยาบาลเข้าใจว่า pulse oximeter ใช้สำหรับวัดระดับ PaO_2 ในขณะที่พยาบาลจำนวนน้อยกว่าร้อยละ 50 สามารถบอกได้ว่าการเคลื่อนไหวทำให้การวัดมีความผิดปกติ20

2. ปัจจัยจากผู้ป่วย

- ความผิดปกติของฮีโมโกลบินยกเว้น fetal hemoglobin ซึ่งไม่มีผลต่อการอ่านค่า SpO_2
    - Carboxyhemoglobin สามารถดูดซึมแสงความยาวคลื่น 660 นาโนเมตรได้เช่นเดียวกับ oxyhemoglobin เครื่องจะรายงาน SpO_2 สูง ฉะนั้นเมื่อสงสัยภาวะcarboxyhemoglobinemia ให้ส่งตรวจก๊าซในหลอดเลือดแดงแทน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- Methemoglobinemia สามารถดูดซึมแสงได้ดีทั้งสองช่วงความยาวคลื่น 660 และ 940 นาโนเมตร เครื่องรับรู้ว่ามี HbO_2 และ HbR พอๆ กัน ดังนั้นค่า R จะใกล้เคียง 1 จึงทำให้ค่า SpO_2 มีแนวโน้มออกมาประมาณร้อยละ 85 จึงทำให้อ่านค่า SpO_2 ต่ำ (falsely low SpO_2) หากตรวจวัด SaO_2 ได้มากกว่าร้อยละ 85 แต่หากตรวจวัด SaO_2 ได้น้อยกว่าร้อยละ 85 จะทำให้ SpO_2 อ่านค่าได้สูงกว่า (falsely high SpO_2)

- ภาวะการไหลเวียนโลหิตบกพร่อง เป็นสาเหตุของการอ่านค่าผิดพลาดที่พบบ่อยที่สุดเช่น ภาวะช็อค การได้รับ vasopressor ขนาดสูงหรืออุณหภูมิกายต่ำ จะทำให้เครื่อง pulse oximeter รับสัญญาณได้น้อยลง จึงอ่านค่าได้ไม่ถูกต้อง ดังนั้นหากไม่เห็นรูปร่างคลื่นการไหลเวียนที่ชัดเจน ไม่ควรเชื่อค่าที่วัดได้ พบว่าการวัด pulse oximeter ที่ติ่งหูจะมีความผิดพลาดน้อยกว่าการวัดที่ปลายนิ้ว Palve และคณะ พบว่าระดับ cardiac index ที่น้อยกว่า 2.4 $L/min/m^2$ และ systemic vascular resistance ที่มากกว่า 2,930 dynes $second/cm^5/m^2$ จะเห็นรูปร่างคลื่นการไหลเวียนไม่ชัดเจนและทำให้ค่า SpO_2 ที่อ่านได้ไม่น่าเชื่อถือ
- ตำแหน่งที่วัด pulse oximetry มีตัวตรวจวัดที่สามารถวัดได้หลายตำแหน่ง เช่น นิ้วมือ ติ่งหู หน้าผาก ส้นเท้าในผู้ใหญ่ที่นิยมคือ นิ้วมือและติ่งหู พบว่าในผู้ป่วยที่มีภาวะขาดออกซิเจนการวัดที่ตำแหน่งติ่งหูมีความไวในการรายงานผลมากกว่าตำแหน่งปลายนิ้ว
- สารดูดแสงในเลือด
    - สารสีที่ฉีดเข้าหลอดเลือด เช่น methylene blue, indocyanide green, fluorescine, indigo carmine และ isosulfan blue ทำให้อ่านค่า SpO_2 ได้ต่ำ มีรายงานว่าต่ำถึงร้อยละ 65แต่ผลของสารสีนี้จะอยู่ประมาณ 1-2 นาทีแล้วหายไป เมื่อสารถูกขับออกจากร่างกาย
    - บิลิรูบิน สามารถดูดซับคลื่นแสงช่วง 450 นาโนเมตรได้ จากการศึกษาพบว่าระดับบิลิรูบินที่สูงถึง 44 มก/ดล. ไม่มีผลต่อค่า SpO_2 แต่ค่า SaO_2 ที่วัดจาก co-oximeter มีค่าต่ำลง
- สีผิว ตามทฤษฎีไม่น่ามีผลต่อการวัด SpO_2 เนื่องจากเป็นปัจจัยที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามการไหลเวียนโลหิต แต่มีการศึกษาพบว่าผู้ป่วยผิวคล้ำมีความแตกต่างระหว่างค่า SpO_2 และ SaO_2 ร้อยละ 0.5 เมื่อเปรียบเทียบกับผู้ป่วยผิวขาว ซึ่งค่าดังกล่าวไม่มีนัยสำคัญทางคลินิก และพบว่าคนผิวดำ African-American มีอุบัติการณ์ของการจับสัญญาณผิดพลาดเพิ่มขึ้น และอ่านค่าได้สูงขึ้นมากกว่าร้อยละ 4 อันเป็นผลจาก melanin pigment
- ยาทาเล็บสีต่างๆ มีผลต่อค่า SpO_2 ต่างกันไปส่วนใหญ่ทำให้อ่านค่าได้ต่ำลง การศึกษาในผู้ป่วยจำนวนน้อย พบว่ายาทาเล็บสีดำ เขียว น้ำเงิน (dark coloured nail polish) ทำให้อ่านค่า SpO_2 ได้น้อยลงร้อยละ 3, 5 และ 6 ตามลำดับ ในขณะที่ยาทาเล็บสีแดงไม่มีผลต่อการวัดค่า SpO_2อย่างไรก็ตาม ยาทาเล็บสีต่างๆ จะมีผลน้อยต่อเครื่อง pulse oximeter รุ่นใหม่ๆ
- ซีด อาจมีผลทำให้อ่านค่า SpO_2 ต่ำลง มีการศึกษาในสุนัขพบว่าระดับฮีมาโตคริดน้อยกว่าร้อยละ 10 ทำให้อ่านค่า SpO_2 ต่ำลง แต่รายงานในผู้ป่วยซีดจากการเสียเลือดในทางเดิน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อาหารหรืออุบัติเหตุที่มีระดับฮีมาโตคริดน้อยกว่าร้อยละ 20 พบว่ามีผลต่อค่า SpO_2 น้อยมาก

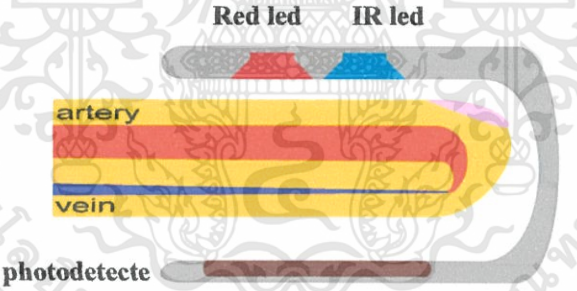
- Venous pulsation ผู้ป่วยที่มีการไหลเวียนโลหิตผ่านหลอดเลือดดำมากขึ้น เช่น ภาวะลิ้นหัวใจไตรคัดปิดรั่วรุนแรง (severe tricuspid regurgitation) ทำให้วัด SpO_2 ได้ค่าต่ำลง
- ผลของไขมัน ผู้ป่วยที่ได้สารไขมันเข้าเส้นเลือดหรือมี chylomicron ในเลือดสูงจะรบกวนการดูดซับคลื่นแสง ทำให้ค่า SpO_2 ที่อ่านได้ต่ำกว่าความจริง

ได้มีการศึกษาปัจจัยที่มีผลต่อความถูกต้องของค่า SpO_2 จาก pulse oximeter ในผู้ป่วยระหว่างและหลังการผ่าตัด จำนวน 1,483 ราย พบว่าปัจจัยที่มีผลทำให้ค่าที่ได้จากpulse oximeter ขาดความเที่ยงตรง คือ ระดับอุณหภูมิร่างกายส่วนปลาย ความหนาของนิ้วมือ ระดับฮีโมโกลบินและสีผิว ส่วนระดับความดันโลหิต อายุ เพศ อุณหภูมิส่วนกลางของร่างกายระดับบิลิรูบิน การได้รับ vasopressor ปริมาณเลือดที่สูญเสียระหว่างผ่าตัด ชนิดของการผ่าตัดและระดับ carboxyhemoglobin /methemoglobin ไม่มีผลต่อค่า SpO_2 ที่ตรวจวัด

2.4 ส่วนประกอบวงจรเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด

2.4.1 วงจรเซ็นเซอร์ (Sensor circuit)

ประกอบไปด้วยตัวส่งและตัวรับโดยตัวส่งมีคือแสงสองชนิดได้แก่แสงสีแดงที่มีความยาวคลื่น 660 นาโนเมตร และแสงอินฟราเรดที่มีความยาวคลื่น 940 นาโนเมตร ส่งสลับกันผ่านปลายนิ้วและรับแสงที่เหลือจากการดูดซับด้วย photodetecter ที่สามารถรับความยาวคลื่นได้ 400-1100 นาโนเมตร

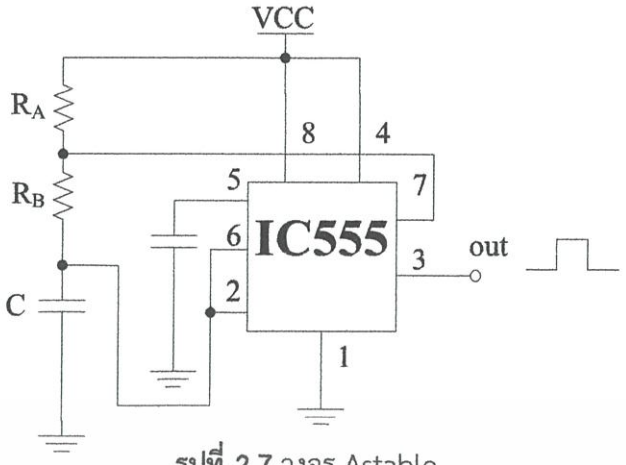


รูปที่ 2.6 Sensor

2.4.2 วงจรสัญญาณเวลา (Timing circuit)

ใช้เป็นตัวควบคุมการเปิดปิดของแสงทั้งสองชนิดคือ Red led และ IRโดยเลือกใช้ IC555 ต่อแบบ Astable และมี Monostable ในการทำให้แสงสองชนิดติดสลับกัน

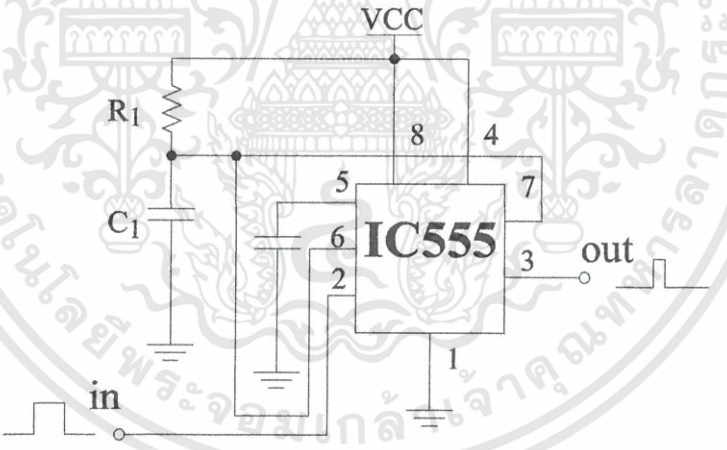
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.7 วงจร Astable

วงจร Astable คือวงจรสร้างสัญญาณ Square wave มีความถี่ที่สามารถกำหนดได้ตามความต้องการ ด้วยค่าคาปาซิสเตอร์ C และค่าความต้านทาน R_A และ R_B โดยในวงจรนี้สามารถกำหนดความถี่ของสัญญาณ Square wave ได้ และกำหนด Duty cycle ได้ด้วย

โดยการทำงาน คือ C จะทำการ Charge ผ่าน R_A , R_B จะ Discharge ผ่าน R_B และ Transistor ภายในลง Ground ขณะที่ C ทำการ Charge จะ Charge ถึงระดับ Voltage เท่ากับ $2V_{CC}/3$ โดยขณะนั้น V_O เท่ากับ V_{CC} ขณะที่ C ทำการ Discharge จะ Discharge จาก $2V_{CC}/3$ ถึง $V_{CC}/3$ โดยขณะนั้น V_O เท่ากับศูนย์



รูปที่ 2.8 วงจร Monostable

วงจร Monostable คือวงจรที่สร้างสัญญาณพัลส์ขึ้นมา 1 ลูก หลังจากมีการทริก (กระตุ้น) ให้วงจรเกิดสัญญาณ มีความกว้างที่สามารถกำหนดได้ด้วยค่า RC

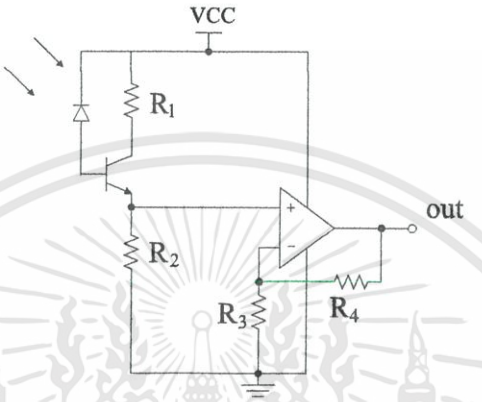
โดยการทำงาน คือ ขณะที่ไม่มีสัญญาณทริก ที่ขา 2 $V_{trig} = V_{cc}$ แรงดันคร่อมคาปาซิสเตอร์จะเป็นศูนย์ เพราะว่า V_{cc} จะมีกระแสไหลผ่านตัวต้านทาน (R_A) ผ่านทรานซิสเตอร์ลงกราวด์ ได้ Vo = 0 เมื่อมีสัญญาณทริกที่ขา 2 คือ $V_{trig} = 0$ ทรานซิสเตอร์ภายในจะ "ปิดวงจร" แหล่งจ่ายแรงดัน (V_{cc}) จะทำ การเก็บประจุ (Charge C) จนกระทั่งเกิดแรงดันตกคร่อมคาปาซิสเตอร์ประมาณ $2V_{cc}/3$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คาปาซิสเตอร์จะคายประจุผ่านทรานซิสเตอร์ ขณะที่คาปาซิสเตอร์คายประจุ เอาต์พุตจะเป็นลอจิก "1" ได้ $Vo = V_{cc}$

2.4.3 วงจรเปลี่ยนกระแสเป็นแรงดัน (Current to Voltage circuit)

ค่าที่ได้จาก Photodiode เป็นกระแสที่เปลี่ยนแปลงตามความเข้มของแสง ดังนั้นเพื่อให้สามารถนำไปใช้งานกับวงจรอื่นๆได้ จึงเปลี่ยนเป็นค่าแรงดัน

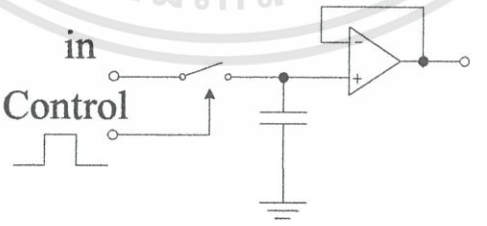


รูปที่ 2.9 วงจร Current to Voltage

วงจร Current to Voltage Converter ใช้สำหรับเซนเซอร์ที่ให้เอาท์พุตเป็นกระแส เช่น โฟโต้ไดโอด (Photodiode) จะให้กระแสตามความเข้มของแสงที่ตกกระทบ เราสามารถที่จะเปลี่ยนปริมาณกระแสให้เป็นสัดส่วนกับแรงดันได้จากวงจร อาศัย input impedance ของ Op-Amp ที่มีค่ามากกระแส I_o จะไหลผ่าน R

2.4.4 วงจร Sampling and Hold

ค่าที่รับมาเป็นสัญญาณอนาล็อก ที่มีทั้งสัญญาณของแสงสีแดง และของอินฟราเรด ที่จุดนี้จะมีการแยกสัญญาณทั้งสองออกจากกัน ก่อนเข้าสู่วงจรต่อไป



รูปที่ 2.10 วงจร Sampling and Hold

วงจร Sampling and Hold มีตัวสวิตช์ทำหน้าที่ในการแยกสัญญาณของ red และ IR ออกจากกันโดยมีสัญญาณ Clock จากของแต่ละตัวมาเป็นตัวคอนโทรลแยกออกจากกัน ถ้า Amplitude ของสัญญาณนี้มีการเปลี่ยนแปลงอย่างรวดเร็ว อาจทำให้ค่าสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Analog ผิดเพี้ยนได้ จึงได้ใช้ sampling and hold ก่อนนำเข้าสู่ Analog to digital converter

วงจรนี้ใช้ switch เพื่อการสุ่มสัญญาณ analog และเก็บค่าที่ได้ไว้ในตัวเก็บประจุ จากนั้นส่งต่อไปให้วงจรอื่น หลังจากนั้นสุ่มตัวอย่างอีกครั้ง ทำเช่นนี้ต่อไปเรื่อยๆ

ดังนั้น สรุปการทำงานของวงจร sample and hold ก็คือการวนไปเรื่อยๆ เริ่มจาก Sample (สุ่มตัวอย่าง) จากสัญญาณ Voltage จากสัญญาณ Analog และ Hold คือการเก็บไว้ใน ตัวเก็บประจุ เพื่อที่จะทำการแปลงให้เป็นระดับสัญญาณ Digital

Acquisition time และ Aparture time กับวงจร Sample and hold

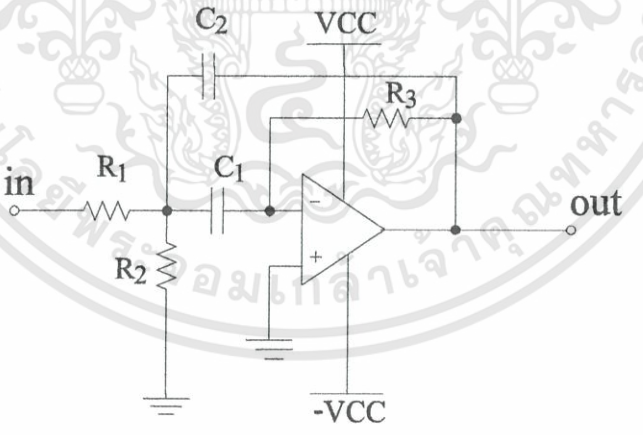
Acquisition time คือเวลาที่ใช้ในการเปิด switch และ charge ประจุจนได้ระดับเดียวกับ Voltage ในสัญญาณ Analog

Aperture time คือเวลาที่ใช้ในการปิด switch หลังจากสัญญาณที่สุ่ม (Sample) นั้นถูกแปลงเป็นสัญญาณ Digital เรียบร้อยแล้ว ในอุดมคตินั้น เวลาทั้งสองควรจะเป็น 0 เพื่อหลีกเลี่ยงผลกระทบที่อาจเกิดขึ้นเมื่อ switch on ตัวเก็บประจุจะถูก charge อย่างรวดเร็วจนเท่ากับระดับสัญญาณ Analog

เมื่อ switch off จะมีลักษณะเป็น high impidance ตัวเก็บประจุจะสามารถคงค่า voltage ที่ charge อยู่ต่อไปได้อีกนาน Non inverting buffer จะใช้ค่า Voltage ในตัวเก็บประจุ เป็น input ของวงจรต่อไป

2.4.5 วงจรกรองความถี่ (Filter)

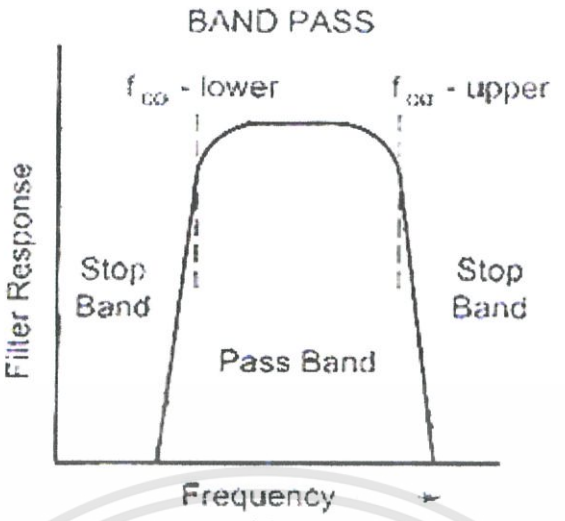
เนื่องจากสัญญาณที่ได้มีความถี่ที่ไม่ต้องการรวมอยู่ด้วย เราจึงใช้วงจรกรองความถี่ เลือกเฉพาะย่านความถี่ที่เราต้องการเท่านั้น ในที่นี้ใช้เป็น Band Pass Filter



รูปที่ 2.11 วงจร Band Pass Filter

วงจร Band Pass Filter หมายถึง วงจรกรองความถี่ผ่านเฉพาะช่วงจะยอมให้สัญญาณผ่านไปได้เฉพาะช่วงที่กำหนดเท่านั้นความถี่ที่นอกเหนือจากที่กำหนดจะถูกกำจัดโดยการลดทอนให้หมดไป

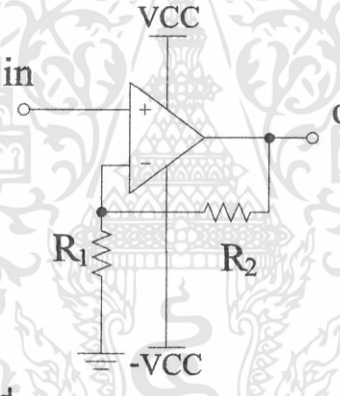
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.12 กราฟแสดงช่วงความถี่ที่ Band pass filter สามารถทำงานได้

2.4.6 วงจรขยายสัญญาณ (Ampilfier)

ค่าสัญญาณที่ได้มีค่าต่ำ ยากต่อการวัดค่าดังนั้นจึงต้องมีการขยายสัญญาณก่อนเพื่อที่สามารถวัดค่าได้ถูกต้อง



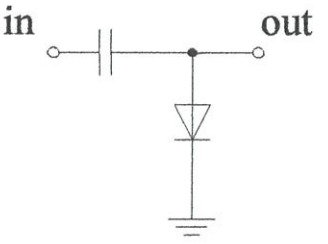
รูปที่ 2.13 วงจร Non-inverting Amplifier

วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-inverting Amplifier) คือ วงจรออปแอมป์ที่ออกแบบมาเพื่อให้ voltage gain มีค่าเป็นบวก หรือให้ค่าเอาท์พุตคงค่าเครื่องหมายเหมือนเดิม วงจรขยายนี้เป็นวงจรขยายอีกแบบหนึ่งที่ต้องการเฟสในการขยายเป็นเฟสเดียวกัน ดังนั้นการป้อนสัญญาณอินพุทจึงต้องป้อนเข้าที่ขาอินพุทไม่กลับเฟส (+) ซึ่งเมื่อขยายออกที่เอาท์พุทแล้วจะได้สัญญาณเอาท์พุทที่มีเฟสเหมือนเดิม ดังนั้นในวงจรขยายแบบไม่กลับเฟสนี้การป้อนกลับเพื่อลดอัตราการขยายจึงยังคงต้องป้อนไปยังขาอินเวอร์ติ้ง (-) เพื่อให้เกิดการหักล้างของสัญญาณกันภายในตัวไอซีออปแอมป์

2.4.7 วงจรปรับระดับแรงดัน (Clamper circuit)

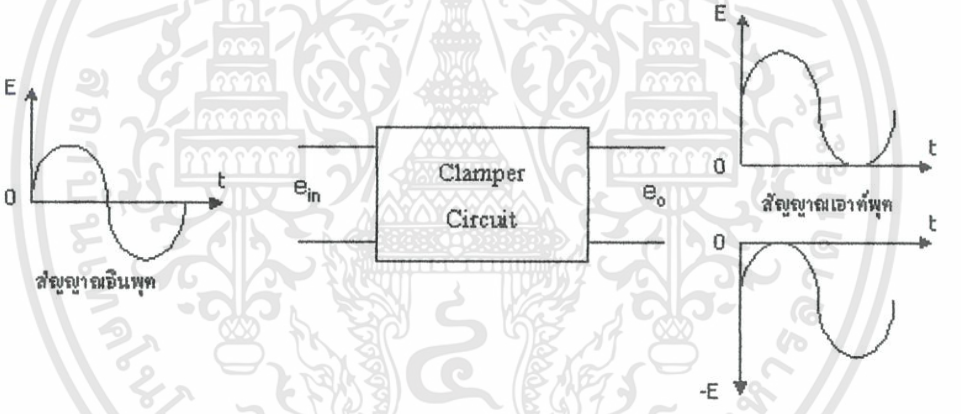
สัญญาณที่ผ่าน Amplifier มาแล้วมีค่าติดลบเนื่องจากการใช้ไฟเลี้ยงลบด้วย ก่อนที่จะนำสัญญาณเข้า microcontroller จึงต้องมีการปรับแรงดันให้เป็นบวกก่อนจึงได้ใช้วงจร Clamper circuit

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.14 วงจร Clamper circuit

วงจรปรับระดับแรงดันเป็นวงจรไฟฟ้าที่สามารถปรับและเปลี่ยนระดับของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าได้ โดยทั่วไปมักหมายถึงการเปลี่ยนแปลงหรือการปรับระดับขนาดของกระแสและแรงดันไฟสลับให้มีระดับที่ต้องการ โดยที่สัญญาณของรูปคลื่นไม่มีการเปลี่ยนแปลงใดๆ และอาจจะกล่าวได้ว่า เป็นวงจรซึ่งสามารถตั้งระดับของสัญญาณกระแสตรงค่าใดๆ ก็ได้ วงจรดังกล่าวนี้บางที่ถูกเรียกว่า “วงจรเพิ่มกระแสตรง” (DC restorer circuit) หรือ “วงจรเติมกระแสตรง” (DC inserter circuit) ที่มีลักษณะเหมือนกับสัญญาณอินพุตทุกประการ นอกจากระดับการแสตรงซึ่งเป็นระดับเปรียบเทียบเท่านั้น ที่มีการเปลี่ยนแปลงดังแสดงในรูปที่ 2.15



รูปที่ 2.15 แสดงคุณสมบัติของวงจรปรับระดับแรงดันรูปคลื่นของสัญญาณไซน์

2.5 ระบบประมวลผลกลาง

2.5.1 Microcontroller

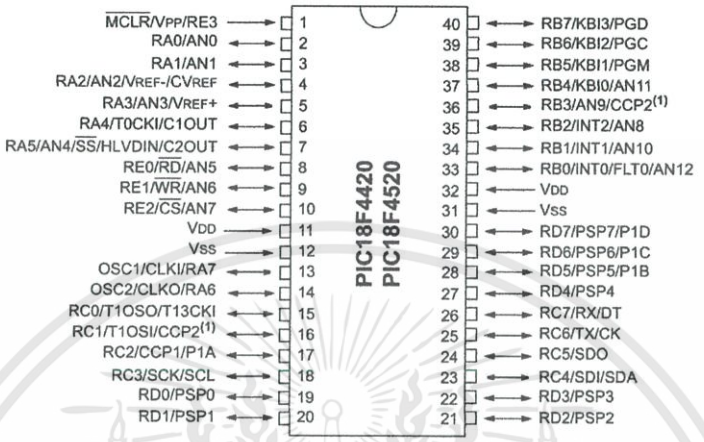
PIC คือ microcontroller อีกระกูลหนึ่ง ย่อมาจากคำว่า Peripheral Interface Controller ซึ่ง concept ของ microcontroller ตระกูลนี้ก็คือ พยายามรวมเอาทุกอย่างเอาไว้ในตัวของมันไม่ว่าจะเป็น PROGRAM MEMROY, RAM, EEPROM, SERIAL, I2C, A/D ฯลฯ โดยไม่จำเป็นต้องต่ออุปกรณ์เสริมจากภายนอก ในตัวของ PIC จะมีฟังก์ชันที่ใช้ในการประมวลผล รวมทั้งหน่วยความจำ ซึ่งทำให้มันเหมือนกัน CPU ตัวหนึ่งเลยทีเดียว

โดยในที่นี้เราใช้ PIC18F4520 เป็นไมโครคอนโทรเลอร์ขนาด 8 Bit คุณสมบัติเด่นๆมีดังนี้

- มีหน่วยความจำ Flash 32 กิโลไบท์
- มีหน่วยความจำ RAM ขนาด 1536 ไบท์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

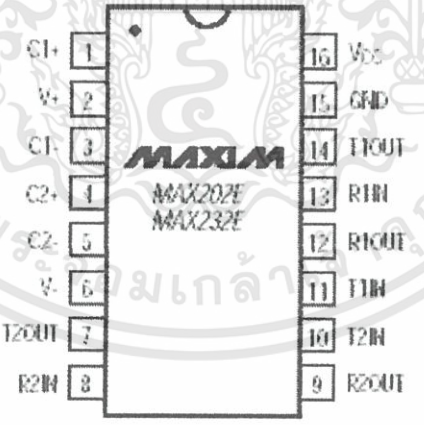
- มีหน่วยความจำ EEPROM ขนาด 256 ไบท์ สำหรับเก็บข้อมูลใช้งาน
- มีพอร์ต I/O ขนาด 36 บิต
- ADC 10 บิต/500Ksps จำนวน 13 ช่อง
- มี internal clock 1 MHz



รูปที่ 2.16 ไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ PIC18F4520

2.5.2 การเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์

MAX232 ,ICL 232 เป็นไอซีที่แปลงระดับสัญญาณของ RS-232 มาเป็นระดับ TTL และในทำนองเดียวกันก็แปลงระดับสัญญาณ TTL ไปเป็นระดับสัญญาณ RS-232



รูปที่ 2.17 Max232

การสื่อสารแบบอนุกรม นับว่ามีความสำคัญ ต่อการใช้งาน ไมโครคอนโทรลเลอร์มาก เพราะสามารถใช้แป้นพิมพ์ และจอภาพของ PC เป็น อินพุต และ เอาต์พุต ในการติดต่อ หรือ ควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์ ด้วยสัญญาณอย่างน้อย เพียง 3 เส้นเท่านั้น คือ

- สายส่งสัญญาณ TX
- สายรับสัญญาณ RX

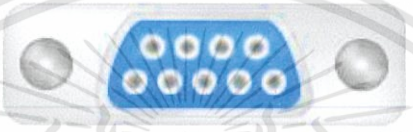
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- และสาย GND

โดยปกติพอร์ตอนุกรม RS-232C จะสามารถต่อสายได้ยาว 50 ฟุตโดยประมาณ ขึ้นอยู่กับ ชนิดของสายสัญญาณ, ระยะทาง, และ ปริมาณ สัญญาณ รบกวน

โดยต่อ Max232 เข้ากับ สายเชื่อมต่อ DB 9

คอนเนคเตอร์ตัวผู้ DB-9

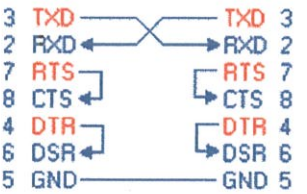


คอนเนคเตอร์ตัวเมีย DB-9

รูปที่ 2.18 DB 9

Pin	Description	Type
1	Data Carrier Detect (DCD)	Input
2	Received Data (RXD)	Input
3	Transmitted Data (TXD)	Output
4	Data Terminal Ready (DTR)	Output
5	Signal Ground (GND)	Input
6	Data Set Ready (DSR)	Input
7	Request To Send (RTS)	Output
8	Clear to Send (CTS)	Input
9	Ring Indicator (RI)	Input

รูปที่ 2.19 การเชื่อมต่อของ DB 9



รูปที่ 2.20 การต่ออุปกรณ์ภายนอกผ่าน DB9 แบบ 3 เส้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การทำงานของขาสัญญาณ DB9

TXD เป็นขาที่ใช้ส่งข้อมูล

RXD เป็นขาที่ใช้รับข้อมูล

DTR แสดงสภาวะพอร์ตว่าเปิดใช้งาน ,DSR ตรวจสอบว่าพอร์ต ที่ติดต่อด้วย เปิดอยู่หรือไม่

- เมื่อเปิดพอร์ตอนุกรม ขา DTR จะ ON เพื่อให้อุปกรณ์ได้รับทราบว่าต้องการติดต่อด้วย

- ในขณะเดียวกันก็จะตรวจสอบขา DSR ว่าอุปกรณ์พร้อมหรือไม่

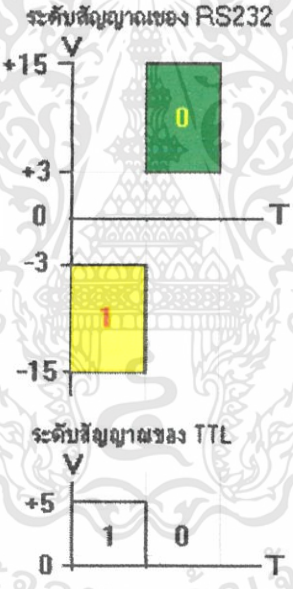
RTS แสดงสภาวะพอร์ตว่าต้องการส่งข้อมูล ,CTS ตรวจสอบว่าพอร์ตที่ติดต่ออยู่ ต้องการส่งข้อมูลหรือไม่

- เมื่อต้องการส่งข้อมูลขา RTS จะ ON และจะส่งข้อมูลออกที่ขา TXD เมื่อส่งเสร็จก็จะ OFF

- ในขณะเดียวกันก็จะตรวจสอบขา CTS ว่าอุปกรณ์ต้องการที่จะส่งข้อมูลหรือไม่

GND ขา ground

ระดับสัญญาณของ RS232



รูปที่ 2.21 ระดับสัญญาณของ RS232C และระดับสัญญาณของ TTL

สัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้น ในสายนำสัญญาณ มักจะมีแรงดันเป็นบวก เมื่อเทียบกับกราวน์ เพื่อป้องกันสัญญาณรบกวนนี้ จึงออกแบบแรงดัน ของโลจิก "1" เป็นลบ คืออยู่ในช่วง -3V ถึง -15V ส่วนแรงดัน ของโลจิก "0" อยู่ในช่วง +3V ถึง +15V และเหตุที่ ระดับสัญญาณ ของ RS232 อยู่ในช่วง +15V ถึง -15V ก็เพื่อให้ต่อสายสัญญาณไปได้ไกลขึ้น ดังนั้นจึงจำเป็นจะต้องมีวงจรเปลี่ยนระดับแรงดันของ RS232 มาเป็นระดับแรงดันของ TTL

2.5.2.1 อัตราการส่งข้อมูล (Baud rate) คือความเร็วของการรับ-ส่งข้อมูล เป็นจำนวนบิทต่อวินาทีเช่น 300, 1,200, 2,400, 4,800 , 9,600 ,14,400 ,19,200, 38,400 ,56,000

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เป็นต้น การเลือกอัตราการส่งข้อมูลขึ้นอยู่กับ ชนิดของสายสัญญาณ, ระยะทาง,และปริมาณสัญญาณรบกวน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3
การออกแบบวงจร Pulse Oximeter

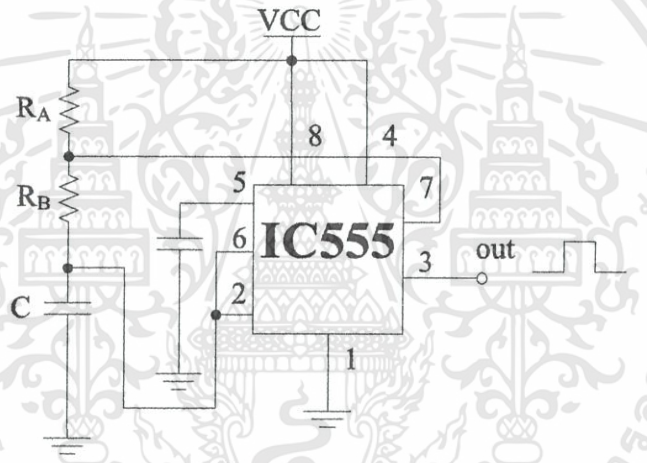
3.1 คุณสมบัติของเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด

สามารถวัดปริมาณออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด คำนวณออกมาเป็นเปอร์เซ็นต์ออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดได้ และยังสามารถคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจได้อีกด้วย

3.2 หลักการออกแบบเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด

3.2.1 Timing Circuit

ใช้ ic555 สร้าง Clock (สัญญาณเวลา) โดยต่อแบบ Astable เป็นตัวสร้าง Clock หลัก โดยกำหนดคาบ 1 ms และมี duty cycle = 55%



รูปที่ 3.1 วงจร Astable

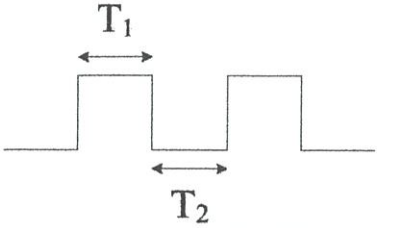
คำนวณจากสูตร

$$T_1 = 0.68(R_A + R_B)C \quad (3.1)$$

$$T_2 = 0.68R_BC \quad (3.2)$$

$$D = \frac{R_B}{R_A + 2R_B} \quad (3.3)$$

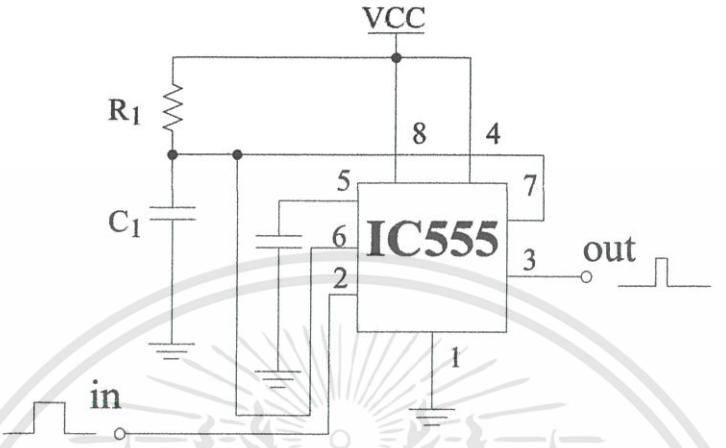
(โดย $T_1 : T_{on}$, $T_2 : T_{off}$, D : duty cycle)



รูปที่ 3.2 Clock (สัญญาณเวลา)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ต่อมาใช้วงจร Monostable 2 วงจร ให้ควบคุม Red led หนึ่งวงจรและควบคุม Infrared led อีกหนึ่งวงจร เพื่อให้ led แต่ละตัวทำงานไม่พร้อมกัน โดยมี Clock หลักมาจากวงจร Astable โดยกำหนดให้ T_{on} ของ red led ประมาณ 170 µs และ T_{on} ของ ir led ประมาณ 170 µs



รูปที่ 3.3 วงจร Monostable

คำนวณจากสูตร

$$T = \ln(3)R_1C_1 \tag{3.4}$$

3.2.2 Sensor Circuit

Sensor จะมีตัวส่งและตัวรับ โดยตัวส่งคือส่งแสงสีแดงและอินฟราเรด ส่วนตัวรับใช้ Photodiode

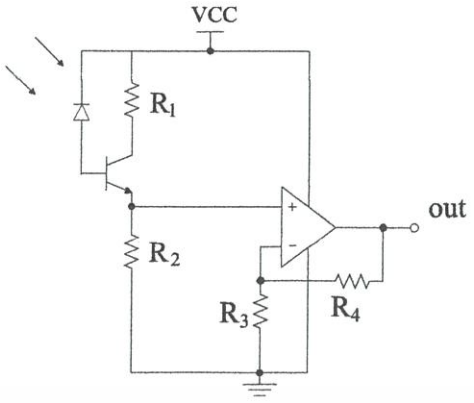
ตัวส่ง : Red led มีความยาวคลื่น 660 nm และ IR led มีความยาวคลื่น 940 nm

ตัวรับ : Photodiode ใช้เบอร์ SFH 203P ซึ่งสามารถรับความยาวคลื่นได้ตั้งแต่ 400-1100 nm

3.2.3 วงจรเปลี่ยนกระแสเป็นแรงดัน (Current to Voltage circuit)

ต่อมาต่อวงจร Current to Voltage เพื่อทำการเปลี่ยน output ที่เป็นกระแสให้เป็นแรงดันเพื่อให้นำไปใช้กับวงจรต่อไปได้ โดยในส่วนนี้ใช้ gain = 200 เท่า เนื่องจากสัญญาณมีขนาดเล็กมาก

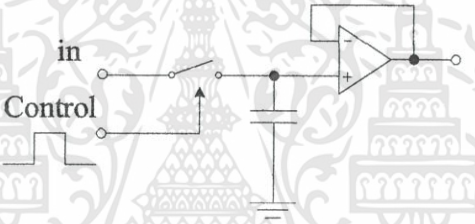
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.4 วงจร Current to Voltage

3.2.4 Sampling and Hold

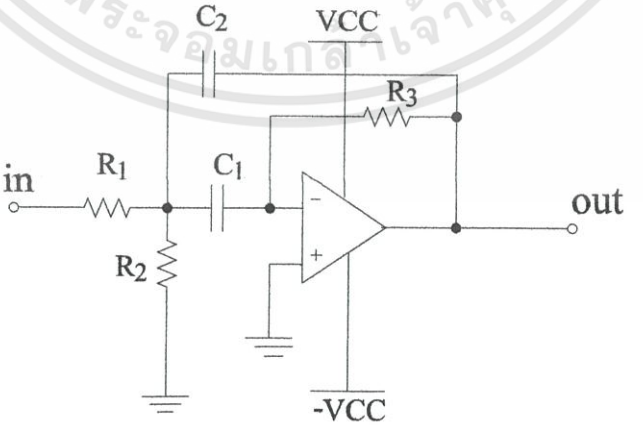
ใช้ Switch ในการแยกสัญญาณระหว่าง red และ infrared และเป็นตัว sampling สัญญาณอีกด้วย จากนั้นต่อเข้ากับตัวเก็บประจุเพื่อเป็นการ hold และต่อกับ buffer



รูปที่ 3.5 วงจร Sampling and Hold

3.2.5 วงจรกรองความถี่ (Filter)

ใช้วงจร band pass filter ที่มีความถี่ต่ำคัทออฟ (f_{CL}) = 0.5 Hz ความถี่สูงคัทออฟ (f_{CH}) = 5 Hz



รูปที่ 3.6 วงจร band pass filter

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คำนวณจากสูตร

$$Bw = f_{CH} - f_{CL} \tag{3.5}$$

$$Q = \frac{w_c}{Bw} \tag{3.6}$$

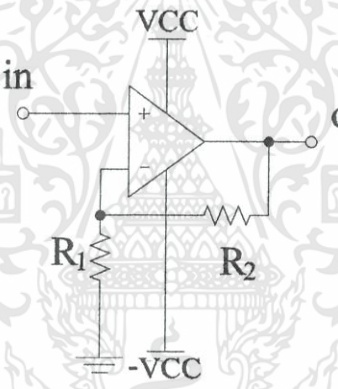
$$R_1 = \frac{Q}{2pf_C CA} \tag{3.7}$$

$$R_2 = \frac{Q}{2pf_C C(2Q^2 - A)} \tag{3.8}$$

$$R_3 = \frac{Q}{pf_c C} \tag{3.9}$$

3.2.6 วงจรขยายสัญญาณ (Amplifier)

ใช้วงจร non-inverting amplifier ในการเพิ่มขนาดของสัญญาณ โดยใช้ gain = 500 เท่า



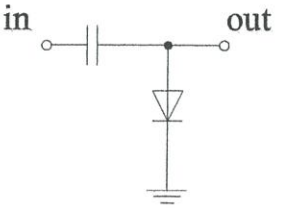
รูปที่ 3.7 วงจร non-inverting amplifier

คำนวณจากสูตร

$$G = 1 + \frac{R_2}{R_1} \tag{3.10}$$

3.2.7 วงจรปรับระดับแรงดัน (Clamper circuit)

วงจรปรับระดับแรงดันนี้ใช้ปรับแรงดันให้มีค่าเป็นบวกเนื่องจากวงจรก่อนหน้าคือวงจรขยายสัญญาณมีสัญญาณที่มีค่าเป็นลบ จึงได้ใช้วงจรนี้เพื่อทำให้เป็นบวก



รูปที่ 3.8 วงจรปรับระดับแรงดัน (Clamper circuit)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

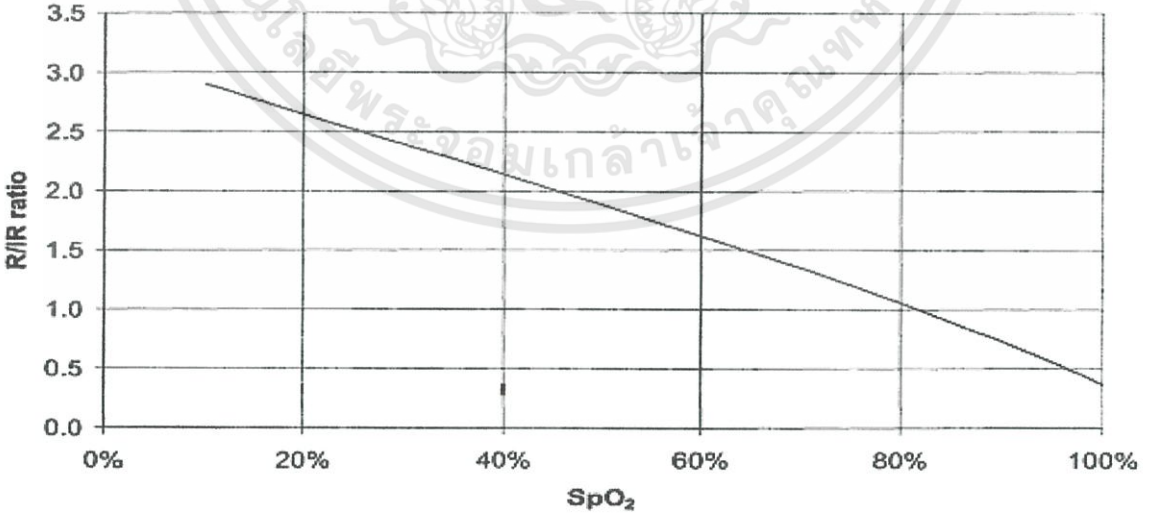
3.3 ส่วนแสดงผล

เมื่อออกจากวงจร clamper ส่งสัญญาณเข้าสู่ไมโครคอนโทรลเลอร์และต่อกับ max232 ออกคอมพิวเตอร์จากนั้นเขียนโปรแกรม Visual Basic ให้แสดงผลทั้งเปอร์เซ็นต์ออกซิเจนในเลือด และกราฟของทั้งสองสัญญาณ ได้หน้าตาของหน้าต่างโปรแกรมเป็นดังนี้

รูปที่ 3.9 โปรแกรมแสดงผลบนคอมพิวเตอร์

3.4 วิธีการคำนวณปริมาณออกซิเจนในเลือด

ในการคำนวณนั้นจากที่ศึกษาจากงานวิจัยมีด้วยกันหลายสูตรขึ้นอยู่กับวงจรและอุปกรณ์ที่ใช้ โดยสูตรที่ได้ศึกษามาเป็นการหาอัตราส่วนระหว่างแสงสีแดงและอินฟราเรด (Ratio) ทั้งหมด มีทั้งแบบที่นำค่าอัตราส่วนไปเทียบกราฟและแบบที่นำมาคูณ 100 เพื่อทำเป็นเปอร์เซ็นต์เลย โดยกราฟที่ใช้ในการเทียบคือรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.10 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างอัตราส่วนแสงสีแดงต่ออินฟราเรด และเปอร์เซ็นต์ออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สูตรที่จะนำมาทดลองหาเปอร์เซ็นต์ออกซิเจนอิ่มตัวในเลือดจะใช้ แรงดัน Vpp ทั้งหมด และแต่ละสูตรจะทั้งนำมาเทียบกราฟและ x100 มีสูตรทั้งหมดดังนี้

$$Ratio = \frac{V_{Red}}{V_{IR}} \tag{3.11}$$

$$Ratio = \frac{\log(V_{Red})}{\log(V_{IR})} \tag{3.12}$$

$$Ratio = \frac{\log(V_{Red} \times \frac{0.5}{\sqrt{3}})}{\log(V_{IR} \times \frac{0.5}{\sqrt{3}})} \tag{3.13}$$

โดยสูตรที่เลือกคือสูตรที่ 3.13 แบบนำไป x100 เนื่องจากเป็นสูตรที่มีความนิยมมากที่สุด

3.5 วิธีการคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจ

อัตราการเต้นของหัวใจ (HR) มีหน่วยเป็นครั้งต่อนาที (bpm) คำนวณได้จากการหาคาบเวลาของสัญญาณแล้วนำมาเข้าสูตร

$$HR = \frac{60}{T} \tag{3.14}$$

(โดย HR : คืออัตราการเต้นของหัวใจ , T : คาบเวลา)

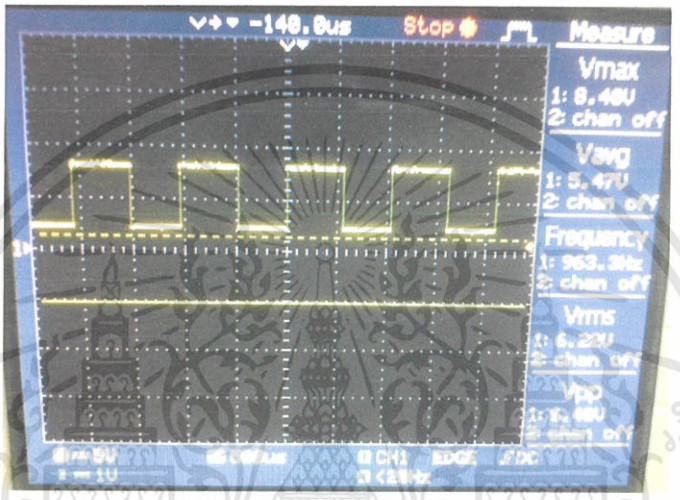
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4
การทดลองเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด

4.1 ทำการวัดสัญญาณแต่ละจุดของวงจร

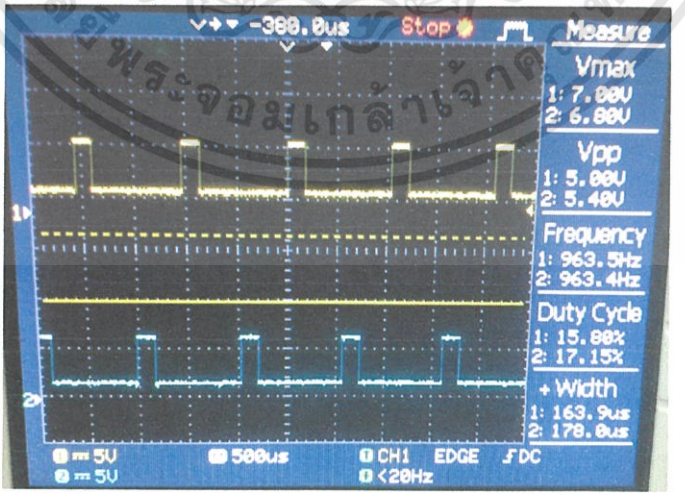
4.1.1 วงจร Timing

ทำการวัดสัญญาณที่วงจร Astable ได้สัญญาณนาฬิการูปพัลส์ ที่มีความถี่ f = 1 KHz ,คาบเวลา = 1 ms, Duty cycle = 55% และ แรงดัน เท่ากับ 5.4 V_{pp}



รูปที่ 4.1 กราฟแสดง Clock หลักจากวงจร Astable

ทำการวัดสัญญาณที่วงจร Monostable ที่ควบคุมการทำงานของ red led และ ir led ได้สัญญาณนาฬิการูปพัลส์ ที่มีความถี่ f = 1 KHz, คาบเวลา = 1 ms, T_{on} ประมาณ 170 µs และ แรงดัน เท่ากับ 5.4 V_{pp}

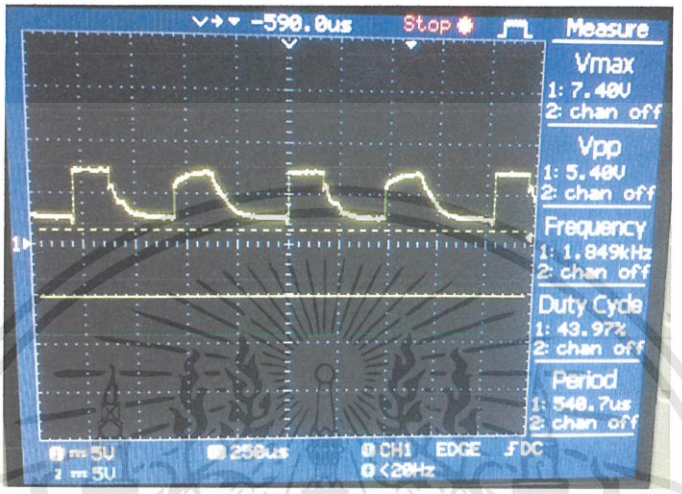


รูปที่ 4.2 กราฟเปรียบเทียบ Clock ควบคุมการทำงานของ red led (CH_1) และ Clock ควบคุมการทำงานของ ir led (CH_2)

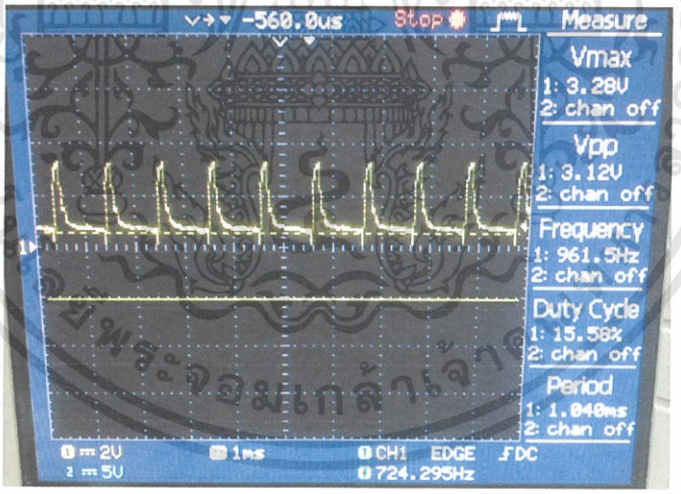
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.2 วงจรเปลี่ยนกระแสเป็นแรงดัน (Current to Voltage circuit)

ทำการวัดสัญญาณที่วงจร Current to Voltage ทั้งก่อนและขณะทำการทดลอง โดยก่อนการทดลองกราฟที่ได้จะมีลักษณะเป็นพัลส์ มีความถี่ประมาณ 2 KHz และ แรงดัน เท่ากับ 5.4 V_{pp} และขณะทำการทดลองกราฟที่ได้จะมีลักษณะเป็นพัลส์ที่แคบลง มีความถี่ประมาณ 1 KHz และ แรงดัน เท่ากับ 3.12 V_{pp}



(ก)



(ข)

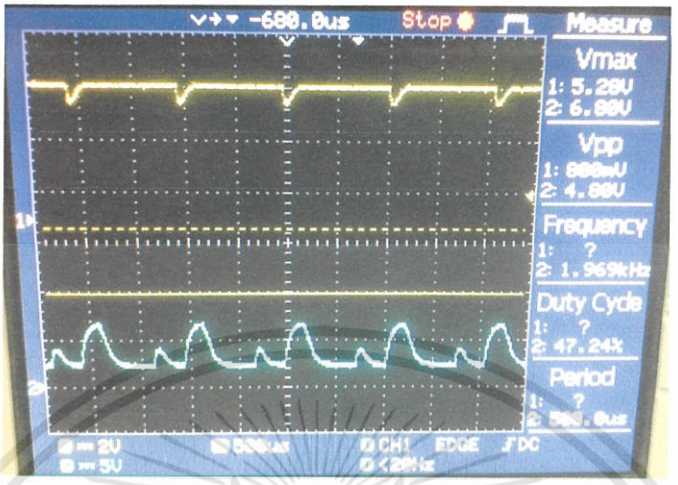
รูปที่ 4.3 (ก) กราฟแสดงการวัดที่ทางออกของ current to voltage ก่อนทำการทดลอง
(ข) กราฟแสดงการวัดที่ทางออกของ current to voltage ขณะทำการทดลอง

4.1.3 วงจร Sampling and Hold

ทำการวัดสัญญาณที่วงจร Sampling and Hold ทั้งก่อนและขณะทำการทดลอง โดยก่อนการทดลองกราฟที่ได้ของสัญญาณ red led มีความถี่ประมาณ 1 KHz และ แรงดัน เท่ากับ

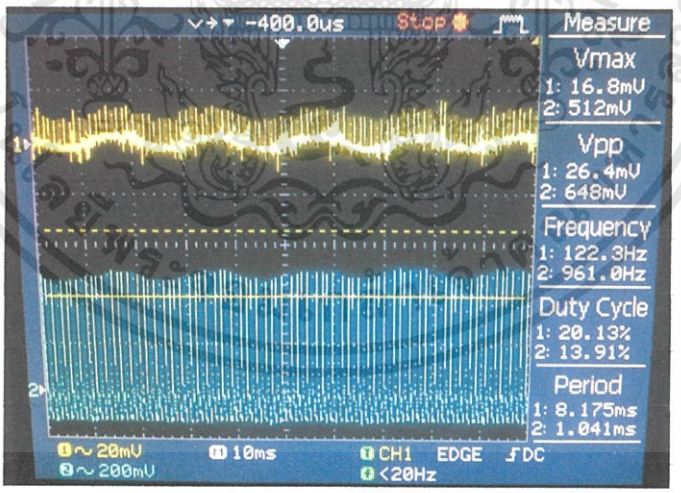
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

800 mV_{pp} ส่วนกราฟที่ได้ของสัญญาณ ir led มีความถี่ประมาณ 1 KHz และ แรงดัน เท่ากับ 4.8 V_{pp}



รูปที่ 4.4 กราฟแสดงการวัดที่ทางออกของ Sampling and Hold ก่อนทำการทดลอง red led (CH_1) และของ ir led (CH_2)

ขณะทำการทดลองกราฟที่ได้ของสัญญาณ red led มีความถี่ประมาณ 50 Hz และแรงดัน เท่ากับ 26.4 mV_{pp} ส่วนกราฟที่ได้ของสัญญาณ ir led มีความถี่ประมาณ 50 Hz และแรงดัน เท่ากับ 648 mV_{pp}

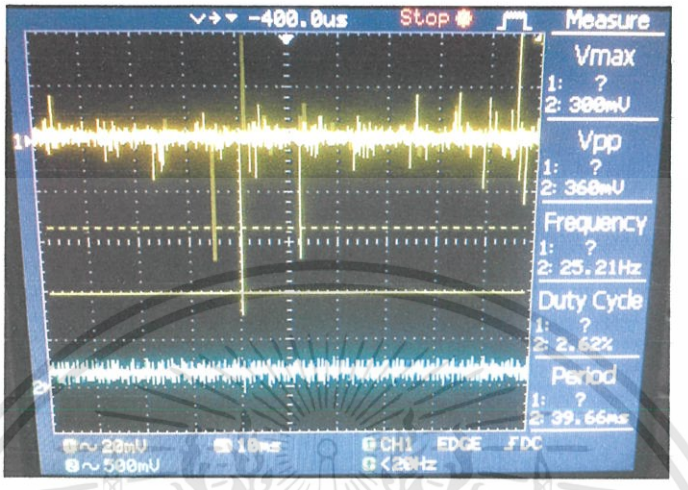


รูปที่ 4.5 กราฟแสดงการวัดที่ทางออกของ Sampling and Hold ขณะทำการทดลอง red led (CH_1) และของ ir led (CH_2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

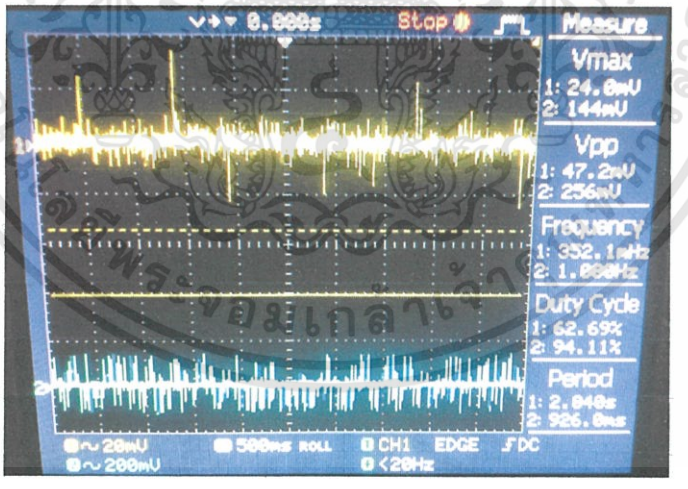
4.1.4 วงจรกรองความถี่ (Filter)

ทำการวัดสัญญาณที่วงจร Band pass filter ทั้งก่อนและขณะทำการทดลอง โดยก่อนทำการทดลองกราฟที่ได้ของสัญญาณ red led และ ir led มีลักษณะสัญญาณเป็นเส้นตรง อยู่ระดับกราวน์



รูปที่ 4.6 กราฟแสดงการวัดที่ทางออกของ Band pass filter ก่อนทำการทดลอง red led (CH_1) และของ ir led (CH_2)

ขณะทำการทดลองกราฟที่ได้ของสัญญาณ red led และ ir led มีลักษณะสัญญาณที่ใหญ่ขึ้นกว่าก่อนทำการทดลองแต่ยังเล็กเกินกว่าที่จะอ่านได้จากกราฟ

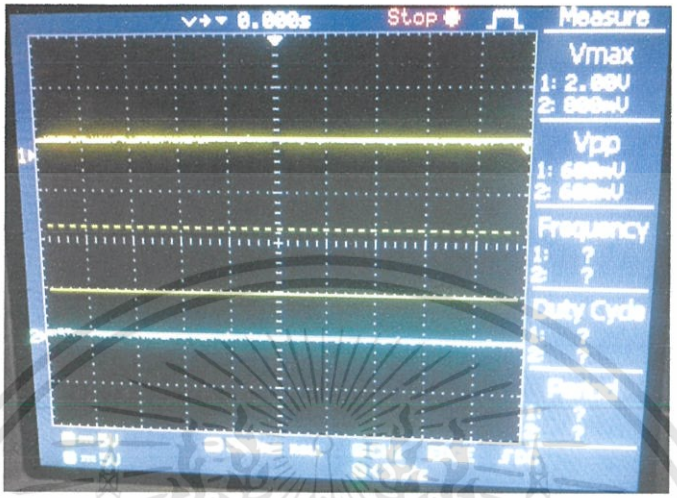


รูปที่ 4.7 กราฟแสดงการวัดที่ทางออกของ Band pass filter ขณะทำการทดลอง red led (CH_1) และของ ir led (CH_2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

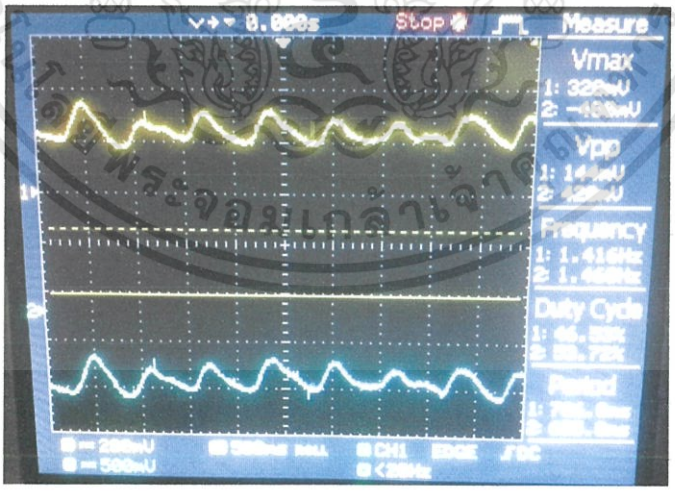
4.1.5 วงจรขยายสัญญาณ (Amplifier)

ทำการวัดสัญญาณที่วงจร Amplifier ทั้งก่อนและขณะทำการทดลอง โดยก่อนทำการทดลองกราฟที่ได้ของสัญญาณ red led และ ir led มีลักษณะสัญญาณเป็นเส้นตรง อยู่ระดับกราวน์



รูปที่ 4.8 กราฟแสดงการวัดที่ทางออกของ Amplifier
ก่อนทำการทดลอง red led (CH_1) และของ ir led (CH_2)

ขณะทำการทดลองกราฟที่ได้ของสัญญาณ red led มีลักษณะสัญญาณเป็นตามทฤษฎี มีความถี่ประมาณ 1.5 Hz และ แรงดัน เท่ากับ 144 mV_{pp} และ ir led มีลักษณะสัญญาณเป็นตามทฤษฎี มีความถี่ประมาณ 1.5 Hz และ แรงดัน เท่ากับ 420 mV_{pp}

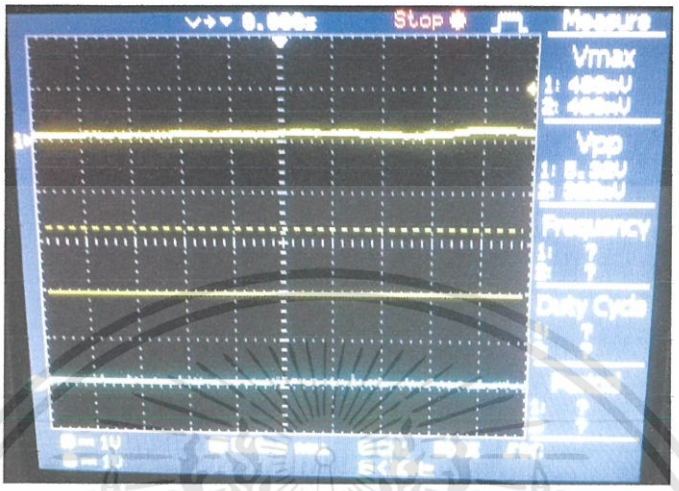


รูปที่ 4.9 กราฟแสดงการวัดที่ทางออกของ Amplifier
ขณะทำการทดลอง red led (CH_1) และของ ir led (CH_2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

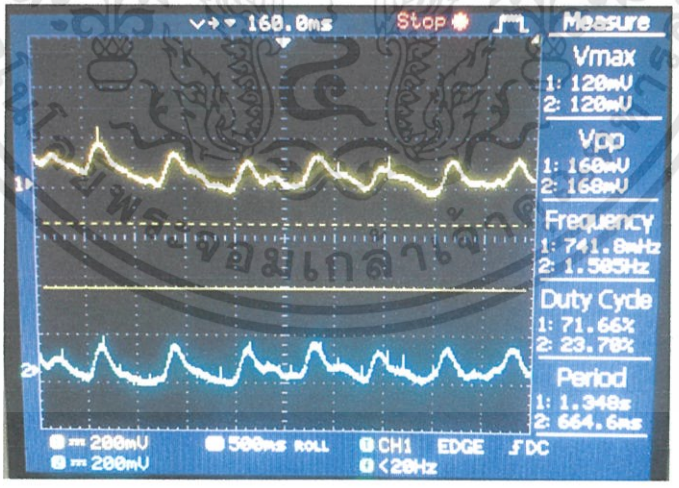
4.1.6 วงจรปรับระดับแรงดัน (Clamper circuit)

ทำการวัดสัญญาณที่ Clamper circuit ทั้งก่อนและขณะทำการทดลอง โดยก่อนทำการทดลองกราฟที่ได้ของสัญญาณ red led และ ir led มีลักษณะสัญญาณเป็นเส้นตรง อยู่ระดับกราวน์



รูปที่ 4.10 กราฟแสดงการวัดที่ทางออกของ Clamper circuit ก่อนทำการทดลอง red led (CH_1) และของ ir led (CH_2)

ขณะทำการทดลองกราฟที่ได้ของสัญญาณ red led มีลักษณะสัญญาณเป็นตามทฤษฎี มีความถี่ประมาณ 1.5 Hz และ แรงดัน เท่ากับ 160 mV_{pp} และ ir led มีลักษณะสัญญาณเป็นตามทฤษฎี มีความถี่ประมาณ 1.5 Hz และ แรงดัน เท่ากับ 168 mV_{pp}



รูปที่ 4.11 กราฟแสดงการวัดที่ทางออกของ Clamper circuit ขณะทำการทดลอง red led (CH_1) และของ ir led (CH_2)

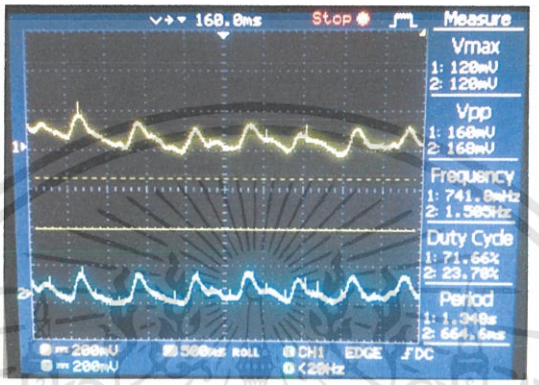
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 ทำการวัดสัญญาณของแต่ละบุคคล

โดยทำการทดลองวัดบุคคลในช่วงอายุ 20-25 ปี โดยทำการวัด ผู้หญิง 5 คน และผู้ชาย อีก 5 คน โดยวัดและคำนวณหาปริมาณออกซิเจนในเลือด (%SpO_2) ด้วยสูตรที่ 3.13 รวมถึงหาอัตราการเต้นของหัวใจ (HR) และเทียบกับ Application ที่ใช้หาอัตราการเต้นของหัวใจบนโทรศัพท์มือถือ ได้ผลการทดลองดังนี้

คนที่ 1 เพศหญิง อายุ 22 ปี น้ำหนัก 47 kg ส่วนสูง 153 cm

V_{red} = 160 mV_{pp} , V_{ir} = 168 mV_{pp} และคาบเวลา = 0.69 s



รูปที่ 4.12 กราฟแสดงสัญญาณที่วัดได้จากคนที่ 1

คำนวณหา %SpO_2	จากสูตรที่ 3.13 แบบนำไป x100 ได้	99 %
คำนวณหา HR	จากเครื่องที่ทำขึ้นมาได้	87 bpm
	จาก Application บนโทรศัพท์มือถือ	89 bpm

คนที่ 2 เพศหญิง อายุ 21 ปี น้ำหนัก 63 kg ส่วนสูง 152 cm

V_{red} = 260 mV_{pp} , V_{ir} = 280 mV_{pp} และคาบเวลา = 0.67 s

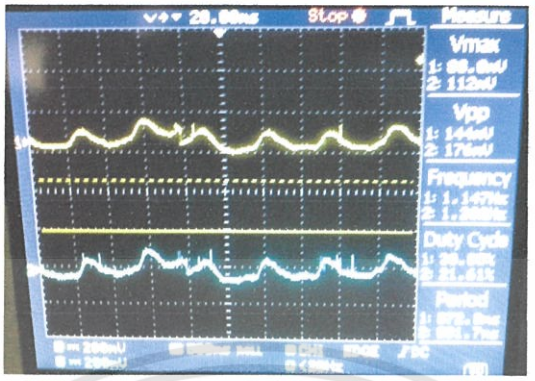
รูปที่ 4.13 กราฟแสดงสัญญาณที่วัดได้จากคนที่ 2

คำนวณหา %SpO_2	จากสูตรที่ 3.13 แบบนำไป x100 ได้	98 %
คำนวณหา HR	จากเครื่องที่ทำขึ้นมาได้	89 bpm
	จาก Application บนโทรศัพท์มือถือ	92 bpm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คนที่ 3 เพศหญิง อายุ 21 ปี น้ำหนัก 58 kg ส่วนสูง 158 cm

V_{red} = 160 mV_{pp} , V_{ir} = 176 mV_{pp} และคาบเวลา = 0.77 s

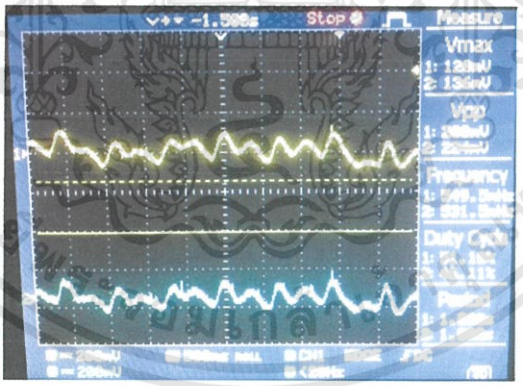


รูปที่ 4.14 กราฟแสดงสัญญาณที่วัดได้จากคนที่ 3

คำนวณหา %SpO_2	จากสูตรที่ 3.13 แบบนำไป x100 ได้	98 %
คำนวณหา HR	จากเครื่องที่ทำขึ้นมาได้	78 bpm
	จาก Application บนโทรศัพท์มือถือ	83 bpm

คนที่ 4 เพศหญิง อายุ 25 ปี น้ำหนัก 50 kg ส่วนสูง 167 cm

V_{red} = 208 mV_{pp} , V_{ir} = 224 mV_{pp} และคาบเวลา = 0.7 s



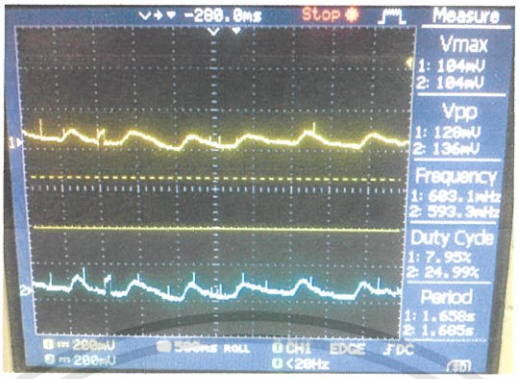
รูปที่ 4.15 กราฟแสดงสัญญาณที่วัดได้จากคนที่ 4

คำนวณหา %SpO_2	จากสูตรที่ 3.13 แบบนำไป x100 ได้	98 %
คำนวณหา HR	จากเครื่องที่ทำขึ้นมาได้	85 bpm
	จาก Application บนโทรศัพท์มือถือ	77 bpm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คนที่ 5 เพศหญิง อายุ 23 ปี น้ำหนัก 48 kg ส่วนสูง 155 cm

V_{red} = 128 mV_{pp} , V_{ir} = 136 mV_{pp} และคาบเวลา = 0.77 s

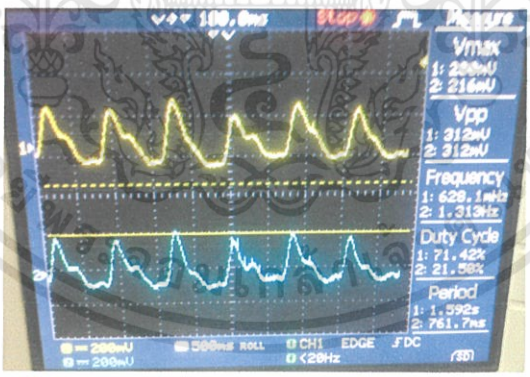


รูปที่ 4.16 กราฟแสดงสัญญาณที่วัดได้จากคนที่ 5

คำนวณหา %SpO_2	จากสูตรที่ 3.13 แบบนำไป x100 ได้	98 %
คำนวณหา HR	จากเครื่องที่ทำขึ้นมาได้	78 bpm
	จาก Application บนโทรศัพท์มือถือ	78 bpm

คนที่ 6 เพศชาย อายุ 22 ปี น้ำหนัก 65 kg ส่วนสูง 178 cm

V_{red} = 312 mV_{pp} , V_{ir} = 312 mV_{pp} และคาบเวลา = 0.8 s



รูปที่ 4.17 กราฟแสดงสัญญาณที่วัดได้จากคนที่ 6

คำนวณหา %SpO_2	จากสูตรที่ 3.13 แบบนำไป x100 ได้	100 %
คำนวณหา HR	จากเครื่องที่ทำขึ้นมาได้	75 bpm
	จาก Application บนโทรศัพท์มือถือ	75 bpm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คนที่ 7 เพศชาย อายุ 20 ปี น้ำหนัก 70 kg ส่วนสูง 169 cm

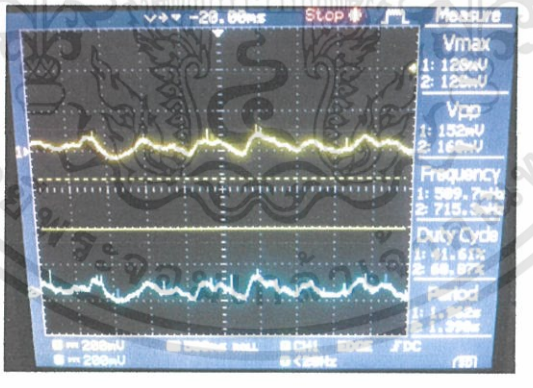
V_{red} = 248 mV_{pp} , V_{ir} = 256 mV_{pp} และคาบเวลา = 0.86 s

รูปที่ 4.18 กราฟแสดงสัญญาณที่วัดได้จากคนที่ 7

คำนวณหา %SpO_2	จากสูตรที่ 3.13 แบบนำไป x100 ได้	99 %
คำนวณหา HR	จากเครื่องที่ทำขึ้นมาได้	69 bpm
	จาก Application บนโทรศัพท์มือถือ	73 bpm

คนที่ 8 เพศชาย อายุ 21 ปี น้ำหนัก 64 kg ส่วนสูง 172 cm

V_{red} = 152 mV_{pp} , V_{ir} = 160 mV_{pp} และคาบเวลา = 0.73 s



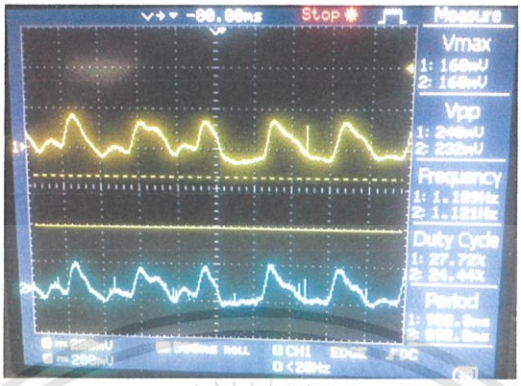
รูปที่ 4.19 กราฟแสดงสัญญาณที่วัดได้จากคนที่ 8

คำนวณหา %SpO_2	จากสูตรที่ 3.13 แบบนำไป x100 ได้	99 %
คำนวณหา HR	จากเครื่องที่ทำขึ้นมาได้	82 bpm
	จาก Application บนโทรศัพท์มือถือ	67 bpm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คนที่ 9 เพศชาย อายุ 21 ปี น้ำหนัก 65 kg ส่วนสูง 166 cm

V_{red} = 240 mV_{pp} , V_{ir} = 232 mV_{pp} และคาบเวลา = 0.87 s

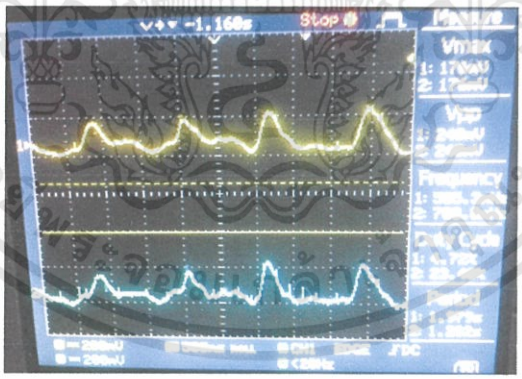


รูปที่ 4.20 กราฟแสดงสัญญาณที่วัดได้จากคนที่ 9

คำนวณหา %SpO_2	จากสูตรที่ 3.13 แบบนำไป x100 ได้	100 %
คำนวณหา HR	จากเครื่องที่ทำขึ้นมาได้	69 bpm
	จาก Application บนโทรศัพท์มือถือ	71 bpm

คนที่ 10 เพศชาย อายุ 23 ปี น้ำหนัก 63 kg ส่วนสูง 171 cm

V_{red} = 240 mV_{pp} , V_{ir} = 248 mV_{pp} และคาบเวลา = 0.77 s



รูปที่ 4.21 กราฟแสดงสัญญาณที่วัดได้จากคนที่ 10

คำนวณหา %SpO_2	จากสูตรที่ 3.13 แบบนำไป x100 ได้	99 %
คำนวณหา HR	จากเครื่องที่ทำขึ้นมาได้	54 bpm
	จาก Application บนโทรศัพท์มือถือ	50 bpm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5
วิเคราะห์และสรุปผลการทดลอง เครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด

จากการทดลองเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด สามารถสรุปได้ดังนี้

5.1 สัญญาณที่วงจร Timing

จากรูปที่ 4.1 วงจร Astable ให้ค่าความถี่ f = 1 KHz , Duty Cycle = 55% เป็นตามที่คำนวณ

ส่วนวงจร Monostable เป็นวงจรควบคุมการทำงานของ Red led และ IR led โดยทั้งสองวงจรทำงานไม่พร้อมกัน ให้ค่าความถี่ f = 1 KHz และ T_{on} = 170 µs เท่ากันทั้งสองวงจรเป็นไปตามที่ได้คำนวณไว้

5.2 สัญญาณที่วงจร Current to Voltage Converter

วงจรนี้ได้ทำหน้าที่เปลี่ยนกระแสเป็นแรงดัน จากรูปที่ 4.3 (ก) ก่อนทำการวัดจะวัดความถี่ได้ 2 KHz เนื่องจากค่าความถี่จากสัญญาณ Red และ Infrared แต่เมื่อทำการวัดจะได้สัญญาณดังรูปที่ 4.3 (ข) จะเห็นสัญญาณความถี่ 1 KHz เนื่องจากสัญญาณของ Red มีขนาดเล็กมากจนมองดูเหมือนมีแค่สัญญาณ Infrared

5.3 สัญญาณที่วงจร Sampling and Hold

วงจรรับค่าสัญญาณแบบอนาล็อกแล้วทำการสุ่มสัญญาณจากนั้นค้างสัญญาณไว้ด้วยตัวเก็บประจุ ที่จุดนี้จะทำการแยกสัญญาณของ Red และ Infrared ออกจากกัน จากรูปที่ 4.4 สัญญาณก่อนทำการวัด ส่วนรูปที่ 4.5 คือสัญญาณขณะทำการวัดจะสังเกตุได้ว่าสัญญาณมีการสุ่มและค้างสัญญาณเกิดขึ้น

5.4 สัญญาณที่วงจร Band Pass Filter

วงจรนี้ทำให้สัญญาณความถี่เฉพาะช่วงความถี่ที่ต้องการผ่านไปได้ ในช่วงความถี่ที่เราไม่ต้องการสัญญาณก็จะถูกลดทอนลง โดยกำหนดแบนวิธท์ไว้ที่ 0.5-5 Hz ทำการทดสอบวงจรโดยป้อนสัญญาณจาก Function Generator พบว่าวงจรทำงานถูกต้อง จากรูปที่ 4.6 ก่อนทำการวัด และรูปที่ 4.7 ขณะทำการวัดสัญญาณ พบว่าสัญญาณมีขนาดเล็กเสมือนเป็นเส้นตรง เพราะสัญญาณถูกลดทอน

5.5 สัญญาณที่วงจร Amplifier และ Clamper circuit

วงจร Amplifier แบบ Non-Inverting ทำหน้าที่ขยายสัญญาณให้เพิ่มขึ้น โดยใช้ Gain = 500 เท่า จากรูป 4.8 ก่อนวัดสัญญาณมีลักษณะเป็นเส้นตรง จากรูป 4.9 ขณะทำการวัดจะมีสัญญาณเกิดขึ้น แต่ขนาดสัญญาณไม่เท่ากัน จากการทดลองสัญญาณจะมีค่าติดลบ จนใช้วงจรปรับแรงดันเพื่อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ยกระดับสัญญาณให้สูงขึ้น จากรูป 4.10 ก่อนทำการวัดสัญญาณมีลักษณะเป็นเส้นตรง จากรูป 4.11 สัญญาณมีความถี่ประมาณ 1Hz แต่ขนาดของสัญญาณไม่เท่ากัน ตรงจุดนี้นำไปคำนวณเปอร์เซ็นต์ออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด (%SpO_2) และค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (HR) ต่อไป

5.6 สัญญาณของแต่ละบุคคล

เป็นการทดลองโดยคำนวณจากสูตรที่เป็นที่นิยมที่สุด จากการทดลอง ทำการทดลองกับอาสาสมัคร 10 คน เป็นผู้ชาย 5 คน และผู้หญิง 5 คน โดยมีน้ำหนักและส่วนสูงต่างกัน คำนวณหาค่าเปอร์เซ็นต์ออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด และค่าอัตราการเต้นของหัวใจ พบว่าการคำนวณหา %SpO_2 ค่าที่ได้มาจากการวัดคนที่มีร่างกายปกติไม่มีปัญหาสุขภาพและค่าที่วัดได้ก็อยู่ในเกณฑ์ของคนปกติเช่นกัน และค่า HR มีค่าใกล้เคียงกับเครื่องที่ใช้เปรียบเทียบ

5.7 สรุปผลการทดลอง

วงจรวัดปริมาณออกซิเจนอิ่มตัวในเลือด เป็นอุปกรณ์ประเภท non-invasive ใช้การดูดซับแสง ซึ่งแสง 2 ชนิดมีการดูดซับที่ต่างกัน โดยแสง Red มีความยาวคลื่น = 660 nm และแสง IR มีความยาวคลื่น = 940 nm โดยออกซิเจนในเลือดมีการดูดซับที่แตกต่างกันตามความยาวคลื่น สรุปได้ว่าผลต่างจากการดูดซับของ Red และ IR มาก โดยที่การดูดซับ Red มากกว่า จะทำให้ค่า %SpO_2 นั้นน้อย การดูดซับ IR มากกว่า จะทำให้ %SpO_2 มาก ทดลองจากคนที่ไม่มีปัญหาสุขภาพคำนวณออกมาได้ค่าที่อยู่ในเกณฑ์ปกติเช่นกัน และค่า HR มีค่าขึ้นอยู่กับเพศ,อายุ และการออกกำลังกายโดยบุคคลที่ออกกำลังกายเป็นประจำจะมีอัตราการเต้นของหัวใจที่ต่ำกว่าคนทั่วไปที่ไม่ค่อยได้ออกกำลังกายโดยทำการวัดในสภาวะปกติ

5.8 ปัญหาและข้อแสนอแนะ

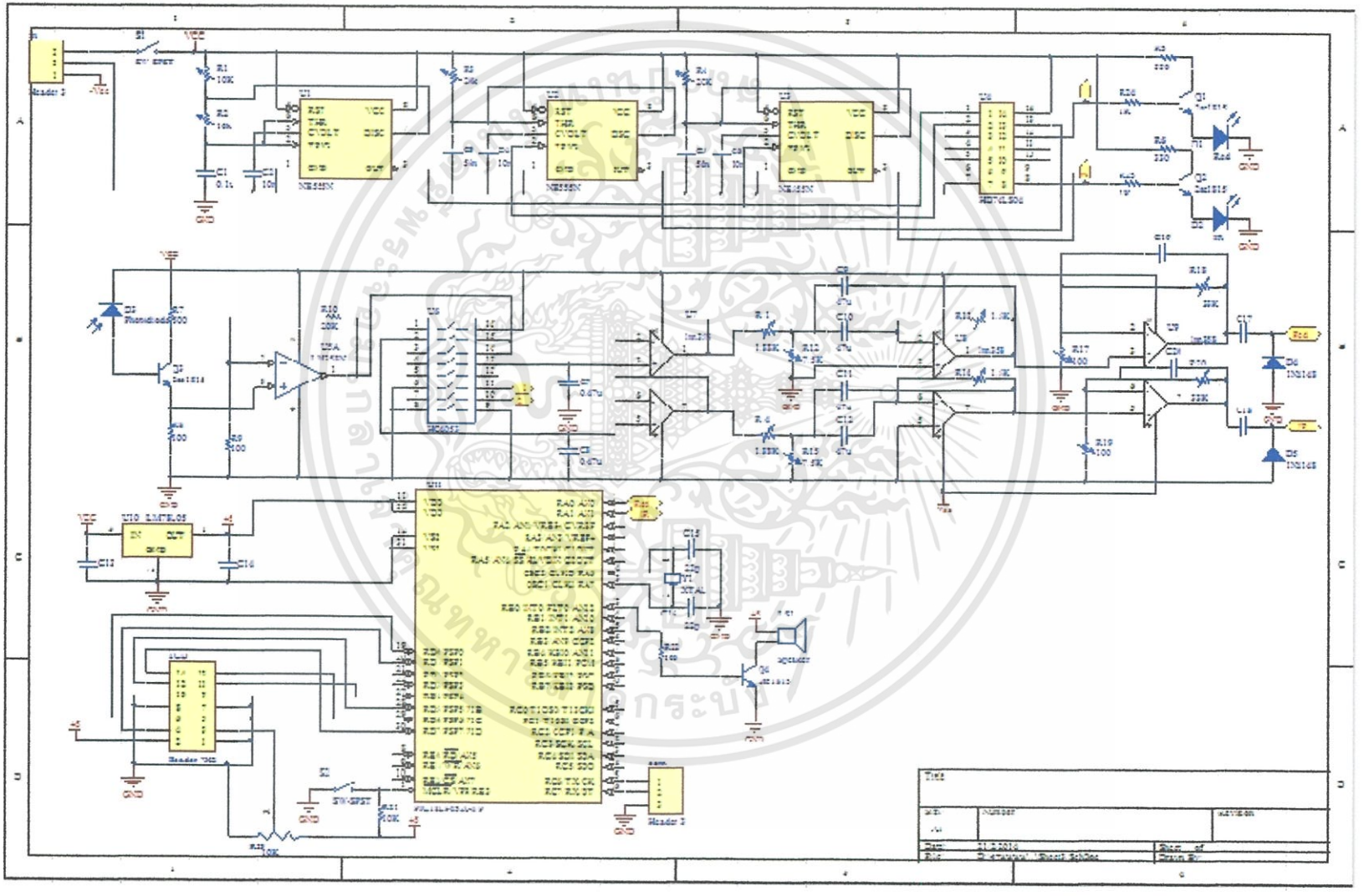
1. ปัญหาของเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนเครื่องนี้คือไม่สามารถลากสายตัวเซ็นเซอร์ออกมาจากเครื่องวัดได้เนื่องจากมีอิมพีแดนซ์สูงการวัดจึงทำได้ยาก ข้อเสนอแนะคือควรทำในส่วนของเซ็นเซอร์ให้ดีขึ้นโดยทำให้ง่ายต่อการวัด
2. ควรทำการทดลองวัดในตอนที่มีแสงและไม่มีแสงเพื่อใช้ในการเปรียบเทียบ
3. ควรเพิ่มอัตราในการขยายให้มากขึ้นเพื่อง่ายต่อการดูสัญญาณ
4. ลดขนาดของวงจรโดยเปลี่ยนส่วนของ Timer เป็นใช้ microcontroller ควบคุม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

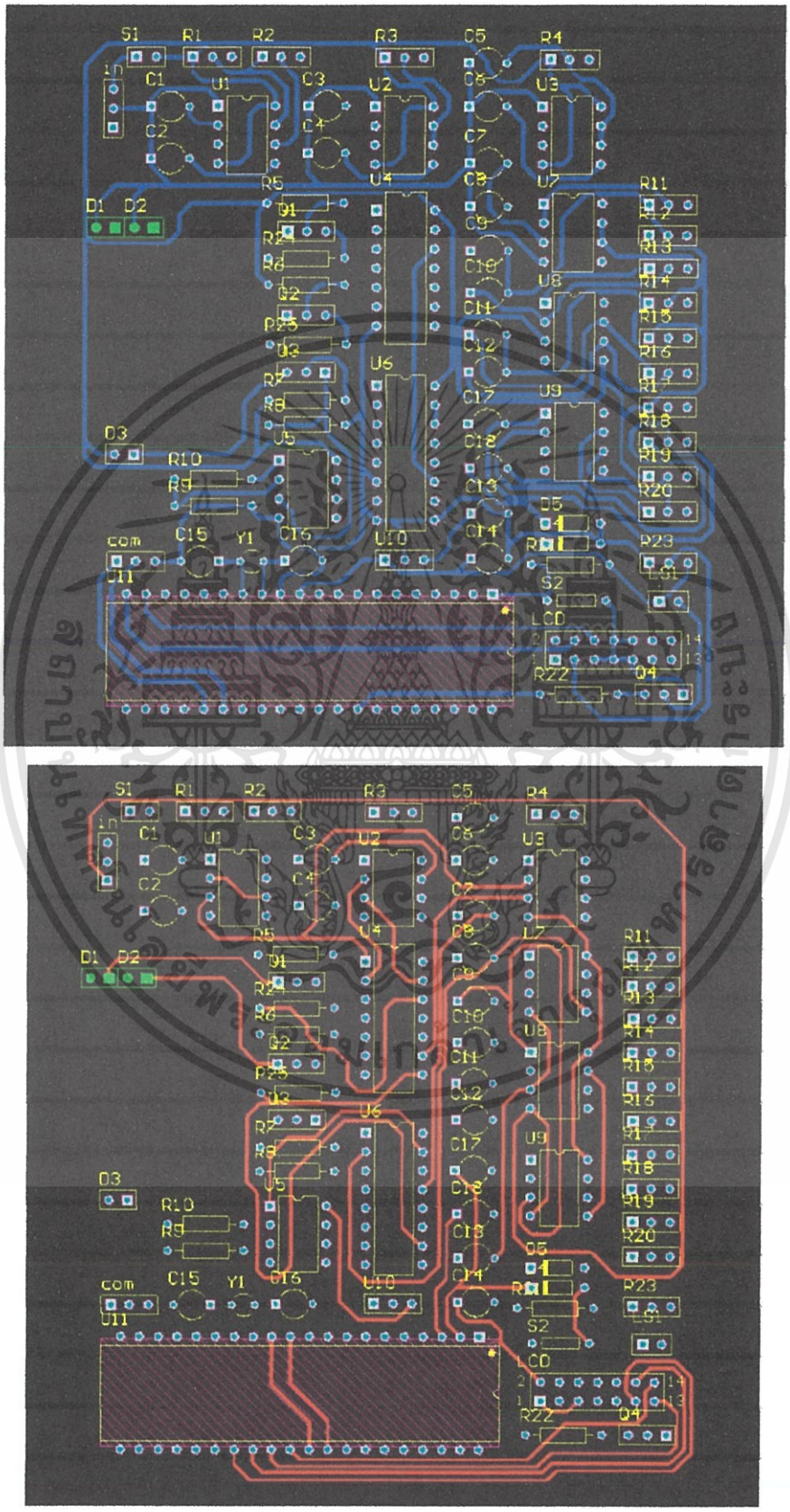
ภาคผนวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด (Pulse Oximeter)



แบบลายวงจร PCB ของวงจรเครื่องวัดปริมาณออกซิเจนในเลือด (Pulse Oximeter)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โค้ดในไมโครคอนโทรลเลอร์ ส่งข้อมูลผ่าน max232 ผ่าน serial port

```
    unsigned int sig1;
    unsigned int sig2;
    float red;
    float ir;
    char result;
    char val1[20];
    char val2[20];
void main() {
    Uart1_Init(9600);
    ADCON0 = 0;
    ADCON1 = 0b01000000;
    TRISC = 0x00;
    TRISA  = 0xFF;
    while(1)
    {
        ADCON0.ADON = 1;
        delay_us(10);
        ADCON0 = 0b01000101;
        delay_us(10);
        sig1 = ADC_Read(0);
        ADCON0.ADON = 0;
        delay_us(10);
        red = (sig1*5.0)/1023.0;
        FloatToStr(red, val1);
        ADCON0.ADON = 1;
        delay_us(10);
        ADCON0 = 0b0100101;
        delay_us(10);
        sig2 = ADC_Read(1);
        ir = (sig2*5.0)/1023.0;
        FloatToStr(ir, val2);
        result = strncat(val1,"|",1);
        result = strncat(result, val2,strlen(val2));
        result = strncat(result,";",1);
        Uart1_Write_Text(result);
    } }
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โค้ดโปรแกรม Visual Basic แสดงผลบนคอมพิวเตอร์

```
Public lastString As String
Public lastS As String
Public peak1 As Double
Public peak2 As Double
Public peakM1 As Double
Public peakM2 As Double
Public check1 As Double
Public check2 As Double
Public check3 As Double
Public check4 As Double
Public check5 As Double
Public check6 As Double
Public check7 As Double
Public check8 As Double
Public check9 As Double
Public check10 As Double
Public countR As Integer
Public X1 As Integer
Public Y1 As Integer
Public A1 As Integer
Public B1 As Integer

Private Sub Form_Load()
        MSComm1.Settings = "9600,N,8,1"
        MSComm1.CommPort = 3
        MSComm1.InputLen = 0
        MSComm1.PortOpen = True
        MSComm1.RThreshold = 1
        peak1 = 0
        peak2 = 0
        check1 = 0
        check2 = 0
        check3 = 0
        check4 = 0
        check5 = 0
        check6 = 0
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
        check7 = 0
        check8 = 0
        check9 = 0
        check10 = 0
        countR = 0
        X1 = 0
        Y1 = 0
        A1 = 0
        B1 = 0
End Sub

Private Sub MSComm1_OnComm()
        Dim data As Variant
        Dim data12 As String
        Dim dataRange As Integer
        Dim tmpString As String
        Dim restString As String
        Dim semicolonPos As Integer
        Dim pipePos As Integer
            data = MSComm1.Input
            tmpString = lastString
             tmpString = tmpString & data
            dataRange = Len(tmpString)
            If dataRange > 0 Then
              semicolonPos = InStr(tmpString, ";")
              pipePos = InStr(tmpString, "|")

               If semicolonPos > 0 And pipePos > 0 Then
                  data12 = Mid(tmpString, 1, semicolonPos - 1)
                          restString = Mid(tmpString, semicolonPos + 1, dataRange)
                  lastString = restString
               Else
                  lastString = tmpString
               End If
        Dim tmpS As String
           tmpS = lastS
           tmpS = tmpS & data12
        Dim restS As String
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
Dim range2 As Integer
Dim dataR As String
   range2 = Len(tmpS)
          If range2 > 0 Then
             pipePos = InStr(tmpS, "|")

             If pipePos > 0 Then
                dataR = Mid(tmpS, 1, pipePos - 1)
               restS = Mid(tmpS, pipePos + 1, range2)
Dim red As Double
Dim ir As Double
   red = CDbl(dataR)
    ir = CDbl(restS)

    xx1 = X1
    yy1 = Y1
    xx2 = X1 + 50
    yy2 = red * 1000
    Picture1.Line (xx1, 2000 - yy1)-(xx2, 2000 - yy2), vbRed
    X1 = xx2
    Y1 = yy2
    If X1 >= 10000 Then
       X1 = 0
       Picture1.Cls
    End If

    aa1 = A1
    bb1 = B1
    aa2 = A1 + 50
    bb2 = ir * 1000
    Picture2.Line (aa1, 2000 - bb1)-(aa2, 2000 - bb2), vbGreen
    A1 = aa2
    B1 = bb2
    If A1 >= 10000 Then
       A1 = 0
       Picture2.Cls
    End If
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
            Else
                lastS = tmpS
            End If
            End If

If red > 0 And ir > 0 Then
    If countR < 5 Then
        countR = countR + 1
        If countR = 1 Then
          check1 = red
          check6 = ir
        ElseIf countR = 2 Then
          check2 = red
          check7 = ir
        ElseIf countR = 3 Then
          check3 = red
           check8 = ir
        ElseIf countR = 4 Then
          check4 = red
          check9 = ir
          countR = 5
        End If
    Else
          check5 = red
          check10 = ir
    End If

Dim peakTmp As Double
    If countR >= 5 Then
       If check3 > check1 And check3 > check2 And check3 > check4 And check3 >
check5 Then
        peak1 = check3
        peakM1 = peak1 * 0.29
        peakL1 = Log(peakM1)

        check1 = check2
        check2 = check3
        check3 = check4
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
        check4 = check5
    Else
        check1 = check2
        check2 = check3
        check3 = check4
        check4 = check5
    End If

    If check8 > check6 And check8 > check7 And check8 > check9 And check8 >
check10 Then
        peak2 = check8
        peakM2 = peak2 * 0.29
        peakL2 = Log(peakM2)

        check6 = check7
        check7 = check8
        check8 = check9
        check9 = check10
    Else
        check6 = check7
        check7 = check8
        check8 = check9
        check9 = check10
    End If
        If peakL1 <> 0 And peakL2 <> 0 Then
          ratio = peakL1 / peakL2
           Text7.Text = ratio * 100
        End If
    End If

End If
End If
End Sub
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

1. http://www.phyathai.com/medicalarticledetail/1/11/420/th
2. http://www.school.net.th/library/create-web/10000/science/10000-8134.html
3. http://endoplasmid-4.blogspot.com
4. http://www.med.cmu.ac.th/hospital/blbank/2011/index.php?option=com_content&view=article&id=147:2011-10-07-14-52-15&catid=122:2011-08-22-00-47-25&Itemid=591
5. http://kanchanapisek.or.th/kp6/New/sub/book/book.php?book=20&chap=8&page=t20-8-infodetail06.html
6. http://www.thaimicrotron.com/CCS-628/Referrence/MAX232.htm
7. http://www.thaimicrotron.com/CCS-628/Referrence/RS232.htm
8. http://medinfo.psu.ac.th/smj2/smj24_3/pdf24_3/12bordin.pdf
9. http://pulsesensor.com/category/the-long-blurb/diy-monitors-the-long-blurb/
10. http://en.wikipedia.org/wiki/Pulse_oximetry
11. http://letsmakerobots.com
12. http://www.bme.uconn.edu
13. http://www.swharden.com
14. http://ww1.microchip.com/
15. http://www.cpe.ku.ac.th
16. http://www.nanoviova.com
17. http://nautsmedicaltips.blogspot.com/2013/04/pulse-oximetry-1.html
18. http://www.howequipmentworks.com/physics/respi_measurements/oxygen/oximeter/pulse_oximeter.html

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้