

# รายงานการวิจัย

เครื่องวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง

Pulse Oximeter

นางสาว ทศยา ปุคคละนันท์

เลขหมู่.....  
เลขทะเบียน.....  
วัน, เดือน, ปี.....

121164

25 ส.ย. 2555

b. 12108542  
i. ....

ได้รับทุนสนับสนุนงานวิจัยจากเงินงบประมาณรายได้ ประจำปีงบประมาณ 2554

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ชื่อโครงการ (ภาษาไทย) เครื่องวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง

ชื่อโครงการ(ภาษาอังกฤษ) Pulse Oximeter

แหล่งเงิน งบประมาณเงินรายได้

ประจำปีงบประมาณ 2554 จำนวนเงินที่ได้รับการสนับสนุน 79,000 บาท

ระยะเวลาทำการวิจัย 1 ปี ตั้งแต่ ตุลาคม พ.ศ. 2553 ถึง กันยายน พ.ศ. 2554

ชื่อ-สกุล หัวหน้าโครงการ

นางสาว ทัตยา ปุคคละนันท์ (หัวหน้าโครงการ)

สาขาวิชา วิศวกรรมการวัดและควบคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

โทร. 02-326-4221 e-mail : kptattay@kmitl.ac.th

คำสำคัญ (Keywords)

ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง (pulse oximetry, SpO<sub>2</sub>), การสื่อสารแบบ RS-232, ฮีโมโกลบินที่จับตัวกับออกซิเจน (oxyhemoglobin, HbO<sub>2</sub>), ฮีโมโกลบินที่ไม่จับตัวกับออกซิเจน (deoxyhemoglobin หรือ reduced hemoglobin, HbR)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทคัดย่อ

โครงการวิจัยนี้นำเสนอการพัฒนาเครื่องวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง (SpO<sub>2</sub>) สำหรับแสดงผลและบันทึกข้อมูลที่ห้องแสดงผล ระบบที่พัฒนาขึ้นประกอบด้วยองค์ประกอบสำคัญสองส่วน คือ เซนเซอร์ตรวจวัดค่า SpO<sub>2</sub> และวงจรปรับแต่งสัญญาณแล้วส่งข้อมูลการวัดผ่านการสื่อสารแบบ RS-232 และส่วนแสดงผลส่วนกลางทำหน้าที่แสดงผลและบันทึกข้อมูลผ่านหน้าจอคอมพิวเตอร์ เพื่อให้พยาบาลหรือแพทย์ผู้เชี่ยวชาญทำการวินิจฉัยต่อไป จึงทำให้เกิดความสะดวกคล่องตัวในการทำงาน อีกทั้งตัวเครื่องยังมีขนาดเล็ก ใช้พลังงานต่ำ มีราคาถูก ติดตั้งและเคลื่อนย้ายได้สะดวก และครอบคลุมพื้นที่การใช้งาน ผลการต่อระบบทดสอบจริงแสดงให้เห็นว่าระบบที่ได้พัฒนาขึ้นมีการทำงานอย่างถูกต้องเป็นไปตามแนวทางที่นำเสนอ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## Abstract

This research describes the development of the pulse oximeter for monitoring and recording pulse oximetry signal ( $SpO_2$ ). The developed network is mainly composed of two important parts. The first part, consisting of  $SpO_2$  sensor and signal conditioning circuits, is used to measure the  $SpO_2$  signal and manipulate the measured signal before sending to the second part via RS-232 communication. The second part performs as a central monitor for displaying and recording the measured  $SpO_2$  signals for diagnosis by the experts later. The proposed system is compact and also provides the simplicity of installation and movement. Experimental results show that the developed system can be worked as expected.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อ	ก
Abstract	ข
สารบัญ	ค
สารบัญตาราง	จ
สารบัญรูป	ฉ
<b>บทที่ 1 บทนำ</b>	<b>1</b>
1.1) กล่าวนำ	1
1.2) วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย	2
1.3) แผนการดำเนินงานตลอดโครงการ	3
<b>บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง</b>	<b>4</b>
2.1) ก๊าซในเลือดแดง	4
2.1.1) $\text{SaO}_2$	6
2.1.2) $\text{CaO}_2$	7
2.1.3) HbCO	7
2.1.4) MetHb	7
2.2) เครื่องมือวิเคราะห์ก๊าซ	7
2.3) การหาค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด	9
2.4) การติดต่อสื่อสาร RS-232	10
2.5) การทำงานของขาสัญญาณ DB9	11
2.6) อัตราการส่งข้อมูล	13
2.6.1) การสื่อสารแบบซิงโครนัส	13
2.6.2) การสื่อสารแบบอะซิงโครนัส	13
<b>บทที่ 3 เครื่องตรวจวัดและบันทึกค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่พัฒนาขึ้น</b>	<b>15</b>
3.1) โครงสร้างของระบบที่พัฒนาขึ้น	15
3.2) ส่วนประกอบฮาร์ดแวร์	16
3.3) ส่วนประกอบซอฟต์แวร์	17

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

<b>บทที่ 4 ผลการทดลองและบทสรุป</b>	<b>19</b>
4.1) ผลการทดลอง	19
4.2) บทสรุป	21
<b>เอกสารอ้างอิง</b>	<b>22</b>



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญตาราง

ตารางที่ 4.1 เปอร์เซ็นต์ค่าความผิดพลาดในการวัด

หน้า

21



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 2.1 การวิเคราะห์ก๊าซในเลือดแดง	4
รูปที่ 2.2 เครื่องมือวิเคราะห์ก๊าซ	8
รูปที่ 2.3 กราฟแสดงการดูดซับคลื่นแสงของ HbO <sub>2</sub> และ HbR	9
รูปที่ 2.4 กราฟเปรียบเทียบการหาเปอร์เซ็นต์ SpO <sub>2</sub>	10
รูปที่ 2.5 พอร์ต DB9 ตัวผู้ (Male) และ พอร์ต DB9 ตัวเมีย (Female)	10
รูปที่ 2.6 คอนเนกเตอร์แบบ DB9	11
รูปที่ 2.7 ระดับสัญญาณของ RS232	12
รูปที่ 2.8 การสื่อสารแบบซิงโครนัส	13
รูปที่ 2.9 การสื่อสารแบบอะซิงโครนัส	14
รูปที่ 3.1 หลักการทำงานของเครื่องวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงที่พัฒนาขึ้น	15
รูปที่ 3.2 โครงสร้างของเซนเซอร์ตรวจวัด	17
รูปที่ 3.3 ขั้นตอนการทำงานในส่วนตรวจวัด SpO <sub>2</sub>	18
รูปที่ 4.1 วงจรต้นแบบที่ใช้ในการทดสอบระบบ	19
รูปที่ 4.2 รูปคลื่นสัญญาณที่วัดได้จากวงจรปรับแต่งสัญญาณ	20
รูปที่ 4.3 โปรแกรมแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์	20

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 กล่าวนำ

การวิเคราะห์ก๊าซในเลือดเป็นการตรวจทางห้องปฏิบัติการที่มีส่วนช่วยให้เข้าใจถึงการทำงานของเซลล์และพยาธิสภาพที่เกิดขึ้น เพื่อประโยชน์ในการวินิจฉัยโรค การดำเนินโรคและการประเมินผลการรักษาผู้ป่วยอย่างใกล้ชิด โดยเฉพาะอย่างยิ่งในระบบการหายใจและการไหลเวียนเลือด [1] ด้วยเหตุที่ออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์เป็นก๊าซที่มีความสัมพันธ์ในกระบวนการเมตาบอลิซึมของร่างกาย ดังนั้นการวิเคราะห์ก๊าซในเลือดจึงมีส่วนช่วยให้เข้าใจถึงการทำงานของเซลล์และพยาธิสภาพที่เกิดขึ้นได้ เพื่อใช้เป็นข้อมูลสำคัญประกอบการวินิจฉัยโรค และการประเมินผลการรักษาผู้ป่วยทางคลินิก

ปัจจุบันการวัดค่าเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวของก๊าซออกซิเจนในเลือดแดง ถือว่าเป็นส่วนหนึ่งของขั้นตอนมาตรฐานในการรักษาทางด้านวิสัญญีวิทยา หรือในผู้ป่วยที่ต้องได้รับการรักษาโดยใช้เครื่องช่วยหายใจ เพื่อเป็นการประเมินว่าการช่วยการหายใจหรือการดมสลบนั้นผู้ป่วยได้รับออกซิเจนเพียงพอและเหมาะสม เนื่องจากค่าเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวที่วัดได้นี้ เป็นค่าที่ใช้บ่งบอกถึงปริมาณออกซิฮีโมโกลบิน (Oxyhemoglobin, HbO<sub>2</sub>) ที่มีอยู่ในเลือดแดง ซึ่งมีความสัมพันธ์โดยตรงกับค่าปริมาณก๊าซออกซิเจนที่มีอยู่ในเลือดแดง (Oxygen Contents) ดังนั้นจึงเปรียบเสมือนเป็นการวัดเพื่อประเมินหาค่าแรงดันย่อยของก๊าซออกซิเจนในเลือดแดง (Partial Pressure of Arterial Oxygen, PaO<sub>2</sub>) ได้วิธีหนึ่ง ซึ่งเป็นค่าที่ใช้เพื่อแสดงให้เห็นถึงความสามารถของฮีโมโกลบินที่มีอยู่ในเซลล์เม็ดเลือดแดงที่จะสามารถไปจับกับก๊าซออกซิเจนที่มีอยู่ในเลือด [2]-[3]

โดยทั่วไปวิธีการตรวจวัดก๊าซในเลือดมักใช้เครื่องวิเคราะห์ก๊าซในเลือด (blood gas analyzer) ซึ่งต้องเจาะเลือดออกมาตรวจและทำการรายงานผลที่ได้ในรูปของเปอร์เซ็นต์ค่าความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือดแดง (arterial oxygen saturation) หรือ % SaO<sub>2</sub> ซึ่งมีข้อดีในแง่ความแม่นยำ แต่มีข้อเสียคือ ต้องใช้เวลาในการอ่านและวิเคราะห์ผล และยังถือว่าวิธีการดังกล่าวเป็นวิธีการที่ถือว่ารุกรานร่างกาย (invasive measurement) อีกด้วย [4]

การวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง (pulse oximetry, SpO<sub>2</sub>) เป็นการวัดแบบต่อเนื่อง โดยไม่มีการรุกรานร่างกายของผู้ป่วย โดยข้อมูลที่วัดได้จะใช้ประกอบการวินิจฉัยหรือเฝ้าระวัง ภาวะการขาดออกซิเจนในเลือด หรือผู้ป่วยที่อาจขาดอากาศ [5]-[7] ในปัจจุบันเครื่องมือวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง ที่ใช้ส่วนใหญ่จะถูกติดตั้งอยู่ที่เตียงผู้ป่วยพร้อมกับการแสดงผลการวัด และมีการแจ้งเตือนหาก

มีภาวะ การขาดออกซิเจนในเลือด แต่ระบบดังกล่าวยังมีราคาสูง และไม่ทำให้เกิดความสะดวกในการตรวจ เพราะการแสดงผลยังคงแสดงที่เตียงผู้ป่วย

ดังนั้น โครงการวิจัยนี้จึงมีจุดประสงค์หลักในการพัฒนาและออกแบบสร้างเครื่องวัดเปอร์เซ็นต์ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง หรือเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ (pulse oximeter) [8] ที่สามารถแสดงผลการวัดได้ได้อย่างต่อเนื่อง และเป็นการวัดแบบไม่รุกรานเข้าไปในร่างกาย (non-invasive measurement) ทำให้วิธีการตรวจและการติดตั้งไม่ยุ่งยาก ซับซ้อน โครงการวิจัยชิ้นนี้อาศัยหลักการตรวจวัดความเข้มข้นของปริมาณออกซีสีโมโกลบิน (HbO<sub>2</sub>) โดยจะทำการวัดปริมาณแสงที่เดินทางผ่านเนื้อเยื่อของร่างกายที่มีฮีโมโกลบินอยู่แล้วรายงานผลออกมาอยู่ในรูปของเปอร์เซ็นต์ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง (percutaneous oxygen saturation) หรือ % SpO<sub>2</sub> เครื่องตรวจวัดแสดงผล และบันทึกข้อมูลค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงที่ได้พัฒนาขึ้นนี้มีราคาถูก ใช้พลังงานต่ำ ใช้ทรัพยากรในระบบเป็นจำนวนน้อย และสามารถส่งค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงไปแสดงผลยังห้องแสดงผลส่วนกลาง พร้อมกับมีการบันทึกข้อมูล ของผู้ป่วยแต่ละรายไว้ในระบบฐานข้อมูล เพื่อไปแสดงผลยังห้องแสดงผลส่วนกลาง (central monitor) ซึ่งมีแพทย์หรือพยาบาลคอยดูแลอยู่

## 1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย

โครงการวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์หลัก ดังต่อไปนี้

1. พัฒนาและออกแบบสร้างเครื่องวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงที่มีประสิทธิภาพในการทำงาน สะดวกในการติดตั้ง มีความถูกต้องแม่นยำในการวัด และมีราคาถูกเมื่อเทียบกับเครื่องที่ต้องนำเข้าจากต่างประเทศ
2. สามารถรายงานผลการวัดบนหน้าจอกอมพิวเตอร์และบันทึกลงในระบบจัดเก็บข้อมูล เพื่อความสะดวกในการตรวจและวินิจฉัยของแพทย์หรือพยาบาลต่อไป
3. อุปกรณ์ทางการแพทย์ที่สร้างขึ้น โดยใช้อุปกรณ์ที่มีราคาถูกและหาซื้อได้ง่าย

### 1.3 แผนการดำเนินงานตลอดโครงการ

ขั้นตอนการดำเนินงาน	ระยะเวลา											
	ต.ค.	พ.ย.	ธ.ค.	ม.ค.	ก.พ.	มี.ค.	เม.ย.	พ.ค.	มิ.ย.	ก.ค.	ส.ค.	ก.ย.
1. ศึกษาทฤษฎีการวิเคราะห์ก๊าซในเลือดและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด	↔											
2. ออกแบบและพัฒนาโครงสร้างของระบบทั้งหมดจากทฤษฎี และหลักการที่ได้ศึกษามาทั้งหมด			↔									
3. จัดเตรียมอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ และเครื่องมือทางซอฟต์แวร์ที่จะนำมาใช้ในโครงการวิจัย			↔									
4. ออกแบบสร้างและทดสอบวงจรอิเล็กทรอนิกส์สำหรับการประมวลผลสัญญาณที่วัดได้				↔								
5. ออกแบบและพัฒนาซอฟต์แวร์ เพื่อแสดงผลการวัดบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ตามวัตถุประสงค์ที่กำหนดไว้							↔					
6. ทดสอบการทำงานโดยการต่อเชื่อมอุปกรณ์ทั้งหมดเข้าด้วยกันแล้วบันทึกผลการทดลอง พร้อมทั้งเก็บข้อมูลทุกๆ ขั้นตอน เพื่อนำผลลัพธ์มาปรับปรุงแก้ไขข้อผิดพลาดของงานวิจัย										↔		
7. วิเคราะห์ผลการทดสอบและสรุปผล พร้อมทั้งจัดทำรายงานสรุปโครงการวิจัย												↔

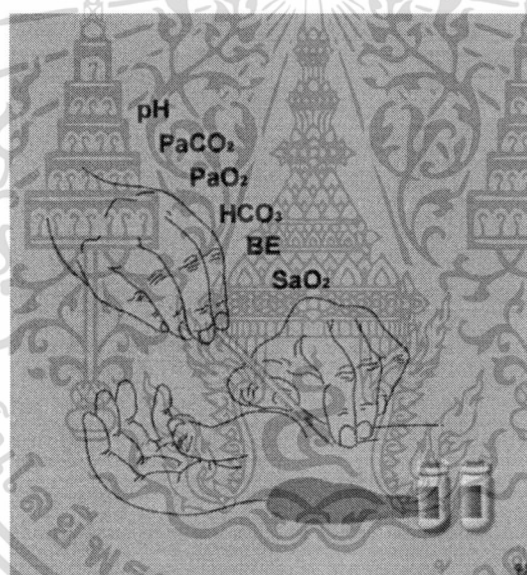
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 2

### ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

#### 2.1 ก๊าซในเลือดแดง

ก๊าซในเลือดแดง (Arterial Blood Gases) การวิเคราะห์ก๊าซในเลือดเป็นการตรวจทางห้องปฏิบัติการที่มีส่วนช่วยให้เข้าใจการทำงานของเซลล์และพยาธิสภาพที่เกิดขึ้น เพื่อประโยชน์ในการวินิจฉัยโรค การดำเนินโรคและการประเมินผลการรักษาผู้ป่วยอย่างใกล้ชิด โดยเฉพาะอย่างยิ่งในระบบการหายใจและการไหลเวียนเลือด ซึ่งการวิเคราะห์ก๊าซในเลือดแดงสามารถแสดงในรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 การวิเคราะห์ก๊าซในเลือดแดง

ด้วยเหตุที่ออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์เป็นก๊าซที่มีความสัมพันธ์ในกระบวนการ เมตาบอลิซึมของร่างกาย ดังนั้นการวิเคราะห์ก๊าซในเลือดจึงมีส่วนช่วยให้เข้าใจการทำงานของเซลล์และพยาธิสภาพที่เกิดขึ้นได้ เพื่อประโยชน์ในการวินิจฉัยโรค การดำเนินโรคและการประเมินผลการรักษาผู้ป่วยทางคลินิก โดยทั่วไปใบรายงานผลก๊าซในเลือดจะแสดงข้อมูลที่สำคัญและคำย่อต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

pH	ภาวะความเป็นกรดต่าง (Acid Base Status)
PaO <sub>2</sub>	แรงดันออกซิเจนในเลือดแดง (Partial Pressure of Oxygen in Arterial Blood)
PaCO <sub>2</sub>	แรงดันคาร์บอนไดออกไซด์ในเลือดแดง (มม.ปรอท)
HCO <sub>2</sub>	ความเข้มข้นไบคาร์บอเนตในพลาสมา (mEq/L)
BE	ปริมาณ Base Excess ในร่างกาย (mEq/L)
mEq/L	Milliequivalent Per Litre
SaO <sub>2</sub>	ค่าความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือดแดง (Arterial Oxygen Saturation)
SpO <sub>2</sub>	ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง (Percutaneous Oxygen Saturation)
CO <sub>2</sub>	ปริมาณคาร์บอนไดออกไซด์ที่ละลายอยู่ในพลาสมา (มม.ปรอท)
CaO <sub>2</sub>	ปริมาณออกซิเจนในเลือดแดง (Arterial Oxygen Content)
PiO <sub>2</sub>	Partial Pressure of Inspired Oxygen
PtO <sub>2</sub>	แรงดันออกซิเจนในเนื้อเยื่อ (Partial Pressure of Tissue Oxygen)
PECO <sub>2</sub>	Partial Pressure of Expired Carbon Dioxide
Hb	ฮีโมโกลบิน (Hemoglobin)
HbCO	คาร์บอกซีฮีโมโกลบิน (Carboxyhemoglobin)
HbO <sub>2</sub>	ออกซีฮีโมโกลบิน (Oxyhemoglobin)
MetHb	เมทฮีโมโกลบิน (Methemoglobin)
HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup>	ความเข้มข้นไบคาร์บอเนตในพลาสมา (mEq/L)
CaO <sub>2</sub>	ปริมาณออกซิเจนในเลือดแดง (O <sub>2</sub> Content)
FiCO <sub>2</sub>	สัดส่วนของคาร์บอนไดออกไซด์ (Fraction of Inspired Carbon Dioxide)
FiO <sub>2</sub>	สัดส่วนของออกซิเจนที่ร่างกายหายใจเข้าไป (Fraction of Inspired Oxygen)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$O_2$	ก๊าซออกซิเจน (Oxygen)
CO	ก๊าซคาร์บอนมอนอกไซด์ (Carbon Monoxide)
$P\bar{V}O_2$	แรงดันออกซิเจนในเลือดดำ
$PVCO_2$	แรงดันคาร์บอนไดออกไซด์ในเลือดดำ
$S\bar{V}O_2$	ค่าความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือดดำ (Mixed Venous Oxygen Saturation)
$\dot{V}O_2$	ปริมาณการใช้ ออกซิเจน (Oxygen Consumption)
$\dot{Q}$	ปริมาตรเลือดที่ออกจากหัวใจ (Perfusion Cardiac Output)
$\dot{V}_A$	การระบายอากาศของถุงลมปอด (Alveolar Ventilation)

### 2.1.1 SaO<sub>2</sub>

SaO<sub>2</sub> หมายถึง สัดส่วน % ของฮีโมโกลบินส่วนที่จับกับออกซิเจนในเลือดแดง หรือค่าความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินด้วยออกซิเจนในเลือดแดง ออกซิเจนในเลือดประกอบด้วย 2 ส่วน คือ ส่วนที่ละลายในพลาสมาเป็น PaO<sub>2</sub> และส่วนที่จับกับฮีโมโกลบินคือ HbO<sub>2</sub> เมื่อฮีโมโกลบินปล่อยออกซิเจนให้กับเซลล์แล้วจะเรียกว่า “Deoxygenated Hemoglobin” (HbH<sup>+</sup>) ซึ่งการคำนวณ SaO<sub>2</sub> สามารถคำนวณได้จาก

$$SaO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + HbH^+} \times 100 \quad (2.1)$$

โดยปกติค่าความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือดแดง (SaO<sub>2</sub>) จะมีค่าประมาณ 95 - 99 % และค่าความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือดดำ (S $\bar{V}$ O<sub>2</sub>) จะมีค่าประมาณ 75%

SaO<sub>2</sub> 99% หมายความว่า ในเลือดแดงมีฮีโมโกลบิน (Hb) 99 ส่วนใน 100 ส่วนที่สามารถจับกับก๊าซออกซิเจน (O<sub>2</sub>) ส่วน S $\bar{V}$ O<sub>2</sub> 75% หมายความว่า ในเลือดดำมีฮีโมโกลบิน (Hb) 75 ส่วนใน 100 ส่วนที่สามารถจับกับก๊าซออกซิเจน (O<sub>2</sub>)

SaO<sub>2</sub> มีความสำคัญช่วยบอกให้ทราบถึงค่า PaO<sub>2</sub> โดยอาศัยความสัมพันธ์ของ SaO<sub>2</sub> และ PaO<sub>2</sub> ตาม Oxyhemoglobin Dissociation Curve การคำนวณ CaO<sub>2</sub> และปริมาณการใช้ ออกซิเจน (Oxygen Consumption:  $\dot{V}O_2$ )

### 2.1.2 CaO<sub>2</sub>

CaO<sub>2</sub> หมายถึง ปริมาณออกซิเจนในเลือดแดง (O<sub>2</sub> Content) ซึ่งประกอบด้วย 2 ส่วน ส่วนแรกมากกว่า % 98 จับกับฮีโมโกลบินและส่วนที่เหลืออีกเพียงเล็กน้อยจะละลายในพลาสมา

$$\text{ปริมาณ O}_2 \text{ ในเลือดแดง} = (\text{ปริมาณ O}_2 \text{ ใน Hb}) + (\text{ปริมาณ O}_2 \text{ ในพลาสมา})$$

$$\text{CaO}_2 = (1.34 \times \text{Hb} \times \text{SaO}) + (0.003 \times \text{PaO}_2)$$

### 2.1.3 HbCO

ก๊าซคาร์บอนมอนอกไซด์ (Carbon Monoxide: CO) เป็นก๊าซที่เกิดจากการเผาไหม้ สามารถจับกับฮีโมโกลบินดีกว่าออกซิเจน 200 - 250 เท่า จะได้เป็นคาร์บอกซีฮีโมโกลบิน (Carboxyhemoglobin: HbCO)

HbCO ในคนปกติมีค่าประมาณ 1 - 2 % แต่ในผู้ป่วยที่สูบบุหรี่จัด ซึ่งมีค่าประมาณ 10 % ถ้า HbCO > 30 % จะทำให้ผู้ป่วยมีอาการปวดศีรษะอย่างรุนแรง มึนงง อ่อนเพลีย ตาพร่ามัวและถ้า HbCO > 70 % อาจทำให้ผู้ป่วยเสียชีวิตได้

### 2.1.4 MetHb

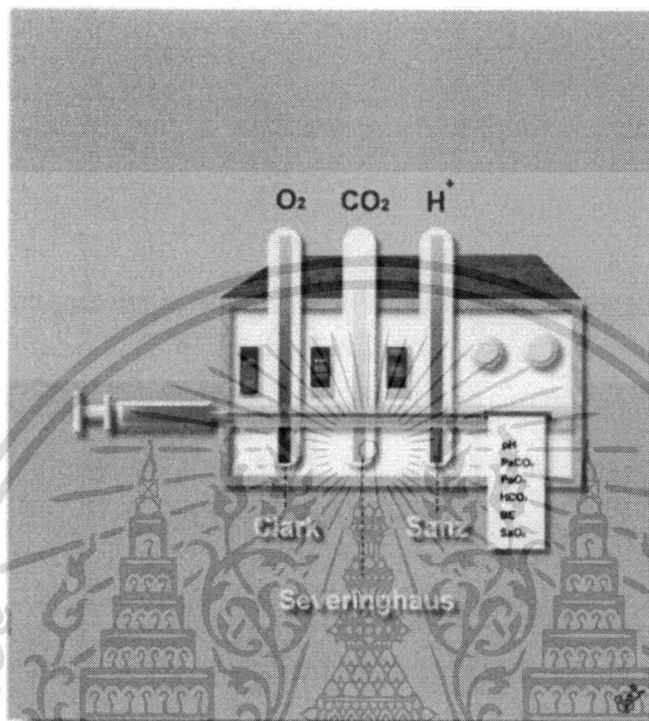
เม็ดเลือดแดงประกอบด้วยฮีโมโกลบินซึ่งมีธาตุเหล็กวาเลนซ์ 2 (Fe<sup>+2</sup>) ทำให้ฮีโมโกลบิน 1 โมเลกุล จับกับออกซิเจนได้ 4 อะตอม เรียกว่า “ออกซีฮีโมโกลบิน” (Oxyhemoglobin: HbO<sub>2</sub>) เมื่อฮีโมโกลบินถูกออกซิไดซ์ (Oxidized) คือ ให้อิเล็กตรอนทำให้เลขออกซิเดชันเพิ่มขึ้นจะทำให้ Fe<sup>+2</sup> เปลี่ยนเป็น Fe<sup>+3</sup> เรียกว่า “เมทฮีโมโกลบิน” (Methemoglobin: MetHb) ซึ่งไม่สามารถจับกับออกซิเจนได้เลยและในคนปกติมีค่าประมาณ 2% MetHb จึงไม่มีส่วนช่วยในการนำออกซิเจนไปให้กับเซลล์และเนื้อเยื่อ ถ้ามีปริมาณสูงอาจเป็นสาเหตุทำให้ผู้ป่วยมีภาวะออกซิเจนต่ำได้

## 2.2 เครื่องมือวิเคราะห์ก๊าซ

โดยทั่วไปเครื่องมือวิเคราะห์ก๊าซจะประกอบด้วยขั้วบวก (Anode) และขั้วลบ (Cathode) ซึ่งสามารถตรวจปริมาณประจุไฟฟ้าได้ โดยการวัดส่วนที่ละลายในพลาสมา (PaO<sub>2</sub>) อาศัยขั้วลบ Cathode ที่เรียกว่า “Clark Electrode” สำหรับ PaCO<sub>2</sub> ใช้ขั้วลบ ที่เรียกว่า “Severinghaus Electrode” และไฮโดรเจนไอออน (H<sup>+</sup>)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซึ่งใช้วิธีวัดความต่างศักย์ไฟฟ้าโดย Sanz Electrode ส่วนปริมาณไบคาร์บอเนตไอออน ( $\text{HCO}_3^-$ ) และปริมาณ Base Excess ในร่างกาย (BE) เป็นค่าที่ได้จากการคำนวณ ซึ่งสามารถแสดงเครื่องมือวิเคราะห์ก๊าซดังกล่าวในรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 เครื่องมือวิเคราะห์ก๊าซ

เครื่องวิเคราะห์ก๊าซบางรุ่น ยังอาจประกอบด้วยเครื่องมือในการตรวจหาค่าอิเล็กโทรไลต์ (Electrolytes) หรือเครื่อง CO Oximeter ซึ่งใช้สำหรับตรวจวัด % คาร์บอนซีสโมโกลบิน (% HbCO)

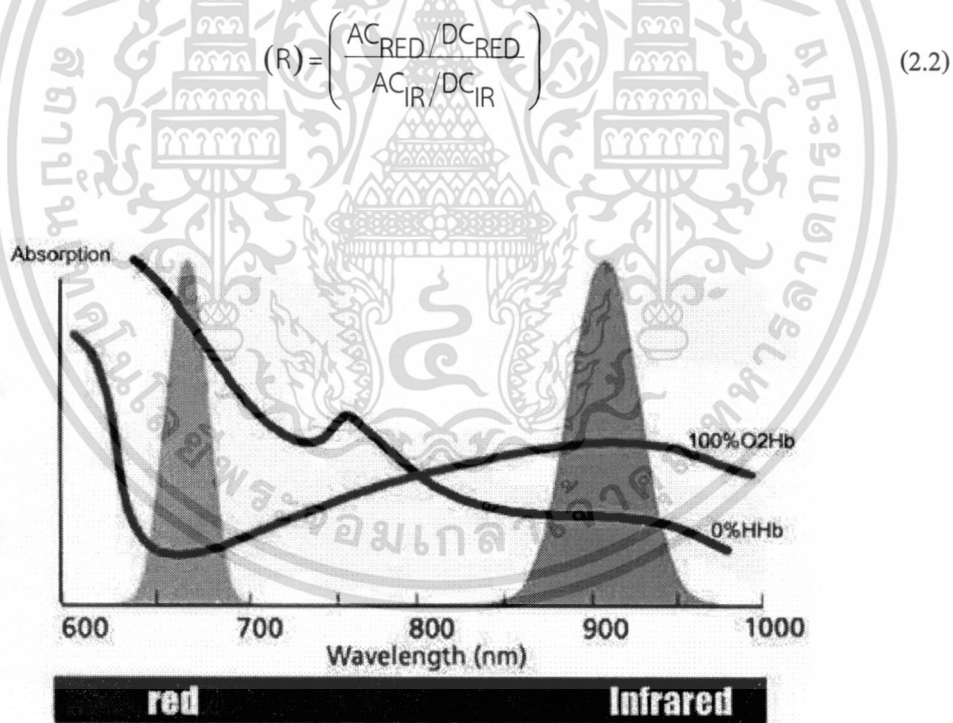
โดยทั่วไปเครื่องวิเคราะห์ก๊าซต้องได้รับการปรับเทียบความถูกต้อง (Calibration) ทุก 8 ชั่วโมง หรือเมื่อตรวจเลือดไปแล้วทุกๆ 50 ตัวอย่าง ด้วยเหตุนี้ เครื่องจึงควรได้รับการตรวจสอบคุณภาพจากบริษัทผู้ขายอย่างสม่ำเสมอ

ปัจจุบัน มีเครื่องวิเคราะห์ก๊าซบางรุ่นที่สามารถตรวจวัดและบันทึกการเปลี่ยนแปลงของปริมาณก๊าซในเลือดได้ตลอดเวลา (Continuous Blood Gas Monitoring) ซึ่งทำให้ผู้ป่วยไม่ต้องเสียเลือดในการตรวจแต่ละครั้งและยังได้ผลการตรวจตรงตามการเปลี่ยนแปลงของอาการทางคลินิกของผู้ป่วยจริงๆ (Real Time) ในขณะนั้นด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

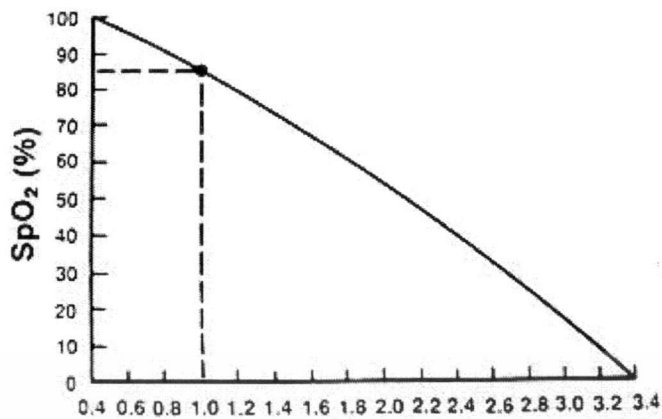
### 2.3 การหาค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด

การวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง โดยอาศัยการดูดซับคลื่นแสงของฮีโมโกลบินในหลอดเลือดแดงที่แตกต่างกัน โดยที่ฮีโมโกลบินที่จับตัวกับออกซิเจน (oxyhemoglobin, HbO<sub>2</sub>) จะดูดซับคลื่นแสงสีแดงในช่วงความยาวคลื่น 600 – 750 นาโนเมตร และฮีโมโกลบินที่ไม่จับตัวกับออกซิเจน (deoxyhemoglobin หรือ reduced hemoglobin, HbR) จะดูดซับคลื่นแสงอินฟราเรดในช่วงความยาวคลื่น 850 – 1000 นาโนเมตร [3] ดังแสดงในรูปที่ 2.3 โดยอาศัยการที่คลื่นแสงเดินทางผ่านนิ้วโดยที่ AC คือสัญญาณคลื่นแสงช่วงที่มีเลือดไหลผ่านตามการบีบตัวของหัวใจและ DC คือสัญญาณคลื่นแสงช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่าน จึงนำค่าการดูดซับคลื่นแสงสีแดง และแสงอินฟราเรด มาคำนวณอัตราส่วน (R) ของการดูดซับคลื่นแสงดังสมการที่ 2.2 แล้วนำค่า (R) ที่คำนวณได้มาเปรียบเทียบกับเปอร์เซ็นต์ SpO<sub>2</sub> [3]-[4] ดังรูปที่ 2.4 โดยที่ AC<sub>RED</sub>, DC<sub>RED</sub> คือสัญญาณคลื่นแสง สีแดงช่วง AC, DC ส่วน AC<sub>IR</sub>, DC<sub>IR</sub> คือสัญญาณคลื่นแสงอินฟราเรดช่วง AC, DC เช่นกัน



รูปที่ 2.3 กราฟแสดงการดูดซับคลื่นแสงของ HbO<sub>2</sub> และ HbR

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 กราฟเปรียบเทียบการหาเปอร์เซ็นต์ SpO<sub>2</sub>

#### 2.4 การติดต่อสื่อสาร RS-232

การสื่อสารแบบอนุกรม นับว่ามีความสำคัญต่อการใช้งานไมโครคอนโทรลเลอร์มาก เพราะสามารถใช้เป็นพิน์และจอภาพของ PC เป็นอินพุต และเอาต์พุตในการติดต่อหรือ ควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์ ด้วยสัญญาณอย่างน้อยเพียง 3 เส้นเท่านั้น คือ

- สายส่งสัญญาณ TX
- สายรับสัญญาณ RX
- สาย GND

โดยปกติพอร์ตอนุกรม RS-232C จะสามารถต่อสายได้ยาว 50 ฟุตโดยประมาณ ขึ้นอยู่กับชนิดของสายสัญญาณ, ระยะทาง, และปริมาณสัญญาณรบกวน



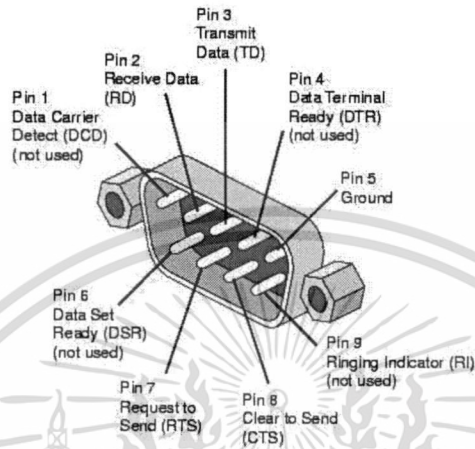
รูปที่ 2.5 พอร์ต DB9 ตัวผู้ (Male) และ พอร์ต DB9 ตัวเมีย (Female)

พอร์ตอนุกรมของ PC จะเป็นคอนเน็คเตอร์แบบ DB9 ตัวผู้ (Male)

พอร์ตอนุกรมของอุปกรณ์ภายนอกจะเป็นคอนเน็คเตอร์แบบ DB9 ตัวเมีย (Female)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## แสดงการจัดขา ของคอนเน็กเตอร์อนุกรมแบบ DB9 และหน้าที่การใช้งานต่างๆ



รูปที่ 2.6 คอนเน็กเตอร์แบบ DB9

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

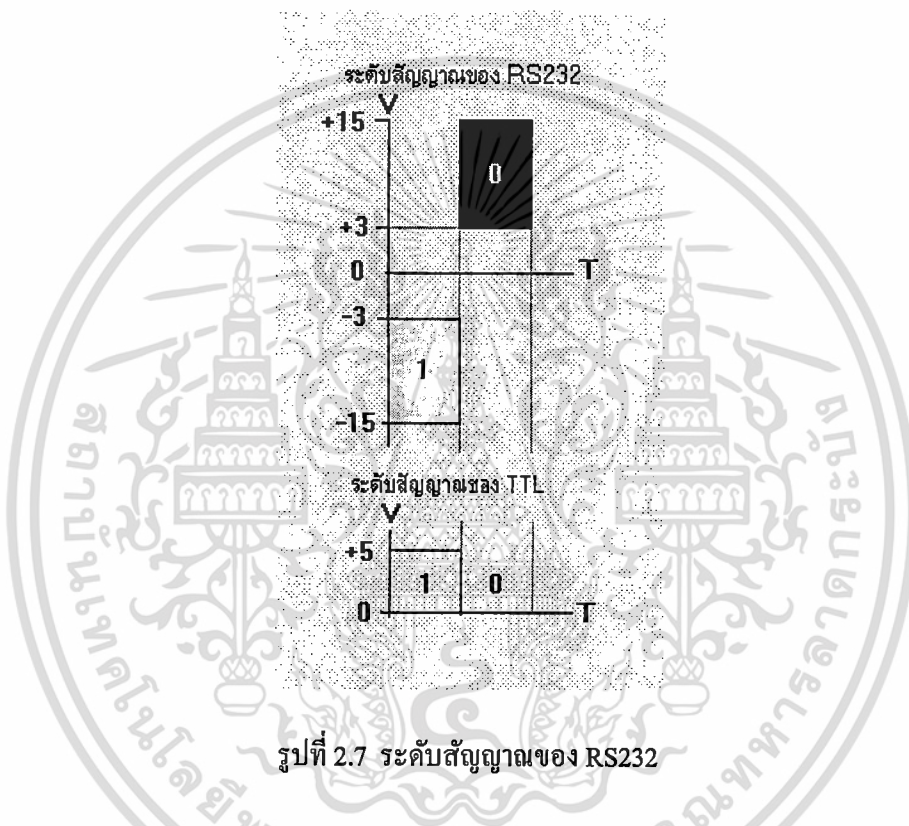
### 2.5 การทำงานของขาสัญญาณ DB9

TXD เป็นขาที่ใช้ส่งข้อมูล RXD เป็นขาที่ใช้รับข้อมูล DTR แสดงสถานะพอร์ตว่าเปิดใช้งาน, DSR ตรวจสอบว่าพอร์ตที่ติดต่อด้วยเปิดอยู่หรือไม่ เมื่อเปิดพอร์ตอนุกรมขา DTR จะ ON เพื่อให้อุปกรณ์ได้รับทราบว่าการติดต่อด้วยในขณะเดียวกันก็จะตรวจสอบขา DSR ว่าอุปกรณ์พร้อมหรือไม่ RTS แสดง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สถานะพอร์ตว่าต้องการส่งข้อมูล, CTS ตรวจสอบว่าพอร์ตที่ติดต่อยู่ต้องการส่งข้อมูลหรือไม่ เมื่อต้องการส่งข้อมูลขา RTS จะ ON และจะส่งข้อมูลออกที่ขา TXD เมื่อส่งเสร็จก็จะ OFF ในขณะที่เดียวกันก็จะตรวจสอบขา CTS ว่าอุปกรณ์ต้องการที่จะส่งข้อมูลหรือไม่

### ระดับสัญญาณของ RS232



รูปที่ 2.7 ระดับสัญญาณของ RS232

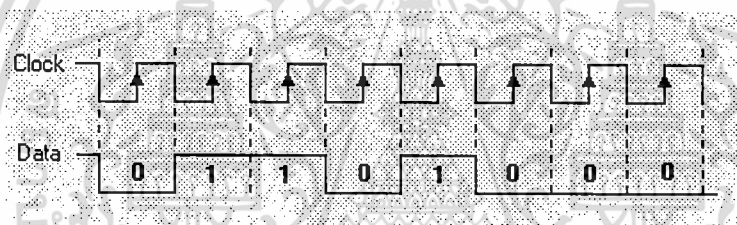
- สัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นในสายนำสัญญาณ มักจะมีแรงดันเป็นบวกเมื่อเทียบกับกราวด์ เพื่อป้องกันสัญญาณรบกวนนี้ จึงออกแบบแรงดันของ โลจิก "1" เป็นลบ คืออยู่ในช่วง -3V ถึง -15V ส่วนแรงดันของ โลจิก "0" อยู่ในช่วง +3V ถึง +15V และเหตุที่ระดับสัญญาณของ RS232 อยู่ในช่วง +15V ถึง -15V ก็เพื่อให้ต่อสายสัญญาณไปได้ไกลขึ้น
- ดังนั้นจึงจำเป็นต้องมีวงจรเปลี่ยนระดับแรงดันของ RS232 มาเป็นระดับแรงดันของ TTL

## 2.6 อัตราการส่งข้อมูล

อัตราการส่งข้อมูล (Baud rate) คือ ความเร็วของการรับ-ส่งข้อมูล เป็นจำนวนบิตต่อวินาทีเช่น 300, 1,200, 2,400, 4,800, 9,600, 14,400, 19,200, 38,400, 56,000 เป็นต้น การเลือกอัตราการส่งข้อมูลขึ้นอยู่กับชนิดของสายสัญญาณ, ระยะทาง และปริมาณสัญญาณรบกวน รูปแบบการสื่อสารแบบอนุกรมมีด้วยกันอยู่สองแบบ คือ แบบซิงโครนัส (Synchronous) และ แบบอะซิงโครนัส (Asynchronous)

### 2.6.1 การสื่อสารแบบซิงโครนัส

การรับส่งข้อมูล จะมีสัญญาณนาฬิกาซึ่งเป็นตัวกำหนดจังหวะเวลา การส่งข้อมูลร่วมอยู่ด้วยอีกเส้นหนึ่งใช้คู่กับสัญญาณข้อมูล ตัวอย่างเช่น การส่งสัญญาณจากคีย์บอร์ด

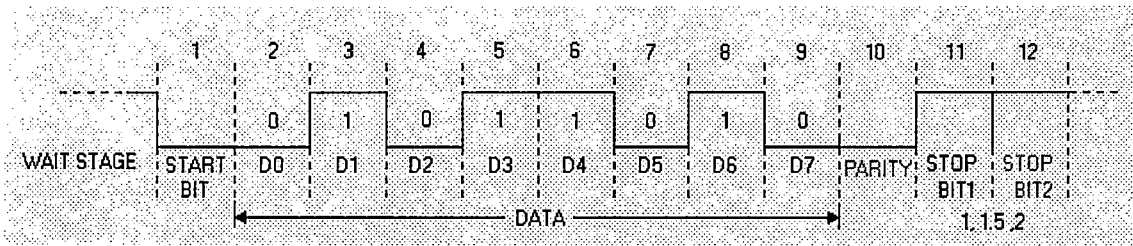


รูปที่ 2.8 การสื่อสารแบบซิงโครนัส

### 2.6.2 การสื่อสารแบบอะซิงโครนัส

การรับส่งข้อมูล โดยที่ไม่จำเป็นต้องมีสัญญาณนาฬิกาไปด้วย แต่จะใช้ให้ตัวส่ง และตัวรับมีอัตราส่งข้อมูลที่เท่ากัน รูปแบบข้อมูลแบบอะซิงโครนัสประกอบด้วยสี่ส่วน คือ

- 1) บิตเริ่มต้น (Start bit) มีขนาด 1 บิต
- 2) บิตข้อมูล (Data) มีขนาด 5, 6, 7 หรือ 8 บิต
- 3) บิตตรวจสอบพาริตี (Parity bit) มีขนาด 1 บิตหรือไม่มี
- 4) บิตหยุด (Stop bit) มีขนาด 1, 1.5, 2 บิต



รูปที่ 2.9 การสื่อสารแบบอะซิงโครนัส

เมื่อไม่มีการส่งข้อมูล ขา data จะมีสถานะเป็นลอจิก "1" หรือ สถานะหยุดรอ (Waiting stage) เมื่อเริ่มต้นส่งข้อมูลจะให้ขา data เป็นลอจิก "0" เป็นจำนวน 1 บิต เรียกว่าบิตเริ่มต้น (Start bit) จากนั้นก็จะเริ่มต้นส่งข้อมูล โดยส่งบิตต่ำไปก่อน (LSB) แล้วตามด้วยพริตตี้บิต (จะมีหรือไม่ก็ได้ขึ้นอยู่กับการติดตั้งค่าของทั้งสองฝ่าย) สุดท้ายตามด้วยลอจิก "1" อย่างน้อย 1 บิต (มีขนาด 1, 1.5, หรือ 2 บิต) เพื่อแสดงว่าสิ้นสุดข้อมูล

การรับและส่งข้อมูลแบบอนุกรมยังแบ่งออกเป็นลักษณะการใช้งานได้ 3 แบบคือ

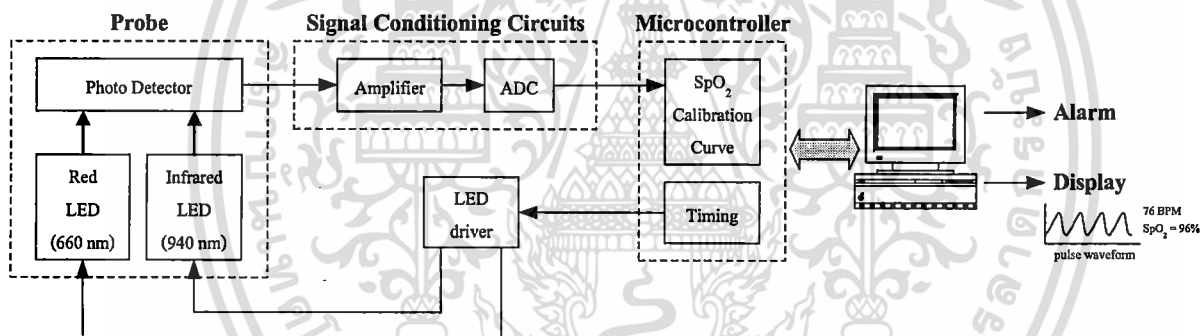
- 1) แบบซิมเพลกซ์ (Simplex) เป็นการส่งหรือรับข้อมูลแบบทิศทางเดียว
- 2) แบบฮาล์ฟดูเพลกซ์ (Half Duplex) เป็นการส่งและรับข้อมูลแบบสลับกันส่งคือ เมื่อด้านหนึ่งส่ง อีกด้านหนึ่งเป็นฝ่ายรับ สลับกันไม่สามารถรับ-ส่งในเวลาเดียวกันได้
- 3) แบบฟูลดูเพลกซ์ (Full Duplex) สามารถรับ-ส่งข้อมูลในเวลาเดียวกันได้

## บทที่ 3

### เครื่องตรวจวัดและบันทึกค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่พัฒนาขึ้น

#### 3.1 โครงสร้างของระบบที่พัฒนาขึ้น

โครงสร้างของระบบเครื่องตรวจวัด แสดงผล และบันทึกค่า  $SpO_2$  ที่พัฒนาขึ้นแสดงได้ดังรูปที่ 3.1 ซึ่งประกอบด้วยส่วนสำคัญสองส่วนคือ ส่วนที่ติดกับนิ้วของผู้ป่วยจะใช้เซนเซอร์ตรวจวัด (probe) ที่พัฒนาขึ้นทำหน้าที่รับคลื่นแสงสีแดง และคลื่นแสงอินฟราเรดแล้วส่งข้อมูลไปปรับแต่งสัญญาณให้เหมาะสมก่อนส่งข้อมูลผ่านทางทาสี RS-232 โดย IC MAX232 และส่วนที่ติดตั้งอยู่ห้องแสดงผลส่วนกลางซึ่งประกอบด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์ โดยสามารถแสดงค่า  $SpO_2$  ของผู้ป่วยพร้อมกับบันทึกผลไว้ในระบบฐานข้อมูล รายละเอียดขององค์ประกอบทั้งสองอธิบายได้ดังนี้



รูปที่ 3.1 หลักการทำงานของเครื่องวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงที่พัฒนาขึ้น

โพรบวัดประกอบไปด้วยไดโอดเปล่งแสง (light emitting diode, LED) จำนวนสองตัว คือ LED แสงสีแดง (red LED) ทำหน้าที่กำเนิดสัญญาณคลื่นแสงสีแดงที่มีความยาวคลื่น 660 nm และ LED แสงอินฟราเรด (infrared LED) สำหรับให้กำเนิดคลื่นแสงอินฟราเรดที่มีความยาวคลื่น 940 nm โดยที่ตัว LED นี้จะถูกควบคุมให้ติดและดับ สลับกันตามความถี่ของสัญญาณควบคุมจากวงจรขับ (LED driver) ส่วนอีกด้านหนึ่งของโพรบจะมีอุปกรณ์รับแสง (photo detector) ทำหน้าที่วัดความเข้มของคลื่นแสงทั้งสองที่ส่องทะลุผ่านนิ้วมือ ซึ่งโดยทั่วไปตำแหน่งการวางโพรบมักนิยมใช้นิ้วชี้ (อาจใช้คาง) หรือในเด็กเล็กใช้ฝ่ามือ หรือเท้า แสงที่รับจากอุปกรณ์รับแสงจะถูกแปลงให้เป็นสัญญาณไฟฟ้าเพื่อส่งต่อไปยังวงจรปรับแต่งสัญญาณซึ่งประกอบด้วยวงจขยาย (amplifier) เพื่อขยายสัญญาณให้มีระดับที่เหมาะสมก่อนแปลงให้

กลายเป็นสัญญาณดิจิทัล โดยใช้วงจร ADC (analog-to-digital converter) เพื่อเข้าสู่กระบวนการประมวลผลสัญญาณผ่านด้วยระบบไมโครโปรเซสเซอร์

ไมโครโปรเซสเซอร์ (Microprocessor) จะทำหน้าที่หลักในการคำนวณหาค่าเปอร์เซ็นต์ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงโดยอาศัยอัตราส่วนความสัมพันธ์ของคลื่นแสงสีแดงและคลื่นอินฟราเรดจากสองความยาวคลื่น (red/infrared ratio) นอกจากนี้ไมโครโปรเซสเซอร์ยังทำหน้าที่ควบคุมการทำงานของวงจรขับ LED และเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์เพื่อทำการแสดงผลและระบบการแจ้งเตือน โดยค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนที่คำนวณได้จะถูกรายงานผลออกมาอยู่ในค่าเปอร์เซ็นต์ SpO<sub>2</sub> และแจ้งเตือนถึงภาวะระดับของออกซิเจนในเลือดว่ามีค่าปกติหรืออยู่ในสภาวะเลือดขาดออกซิเจน (Hypoxia)

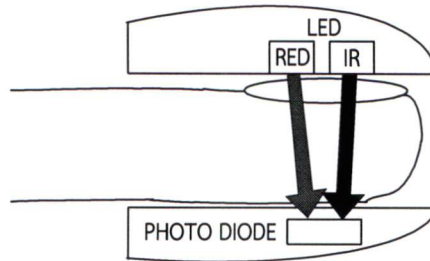
### 3.2 ส่วนประกอบฮาร์ดแวร์

วงจรตรวจวัดที่ติดตั้งอยู่ที่เตียงผู้ป่วย

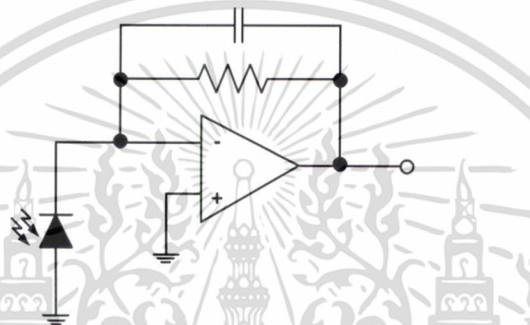
- เซนเซอร์ตรวจวัด ดังรูปที่ 3.2 (ก) ประกอบด้วย แอลอีดี สีแดง (Red LED) กับแอลอีดี อินฟราเรด (IR LED) ทำหน้าที่ปล่อยคลื่นแสงเดินทางผ่านนิ้ว และไปตกกระทบกับโฟโตไดโอดเบอร์ TSL257 ดังรูปที่ 3.2 (ข) ซึ่งสัญญาณที่วัดได้จะถูกส่งไปยังวงจรปรับแต่งสัญญาณ
- วงจรปรับแต่งสัญญาณ จะทำหน้าที่ปรับแต่งสัญญาณเอาต์พุตที่วัดได้จากเซนเซอร์ โดยใช้วงจรขยายแบบกลับเฟส (inverting amplifier) และวงจรปรับศูนย์และความชัน (zero and span circuit) [5] เพื่อให้ระดับสัญญาณอยู่ในช่วง 1-5 V ก่อนป้อนเข้าสู่วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล (ADC) ขนาด 10 บิตภายในไมโครคอนโทรลเลอร์ ให้ทำการประมวลผลตามโปรแกรมที่ได้กำหนดไว้ก่อนส่งข้อมูลเพื่อเข้าสู่กระบวนการสื่อสารไร้สายต่อไป

ส่วนแสดงผลที่ห้องแสดงผลส่วนกลาง

- ห้องแสดงผลส่วนกลางจะมีคอมพิวเตอร์ ทำหน้าที่คอยรับข้อมูลจากเตียงผู้ป่วยนำมาแสดงผล และจัดเก็บข้อมูลเพื่อนำข้อมูลกลับมาวิเคราะห์ต่อได้ในภายหลัง



(ก)



(ข)

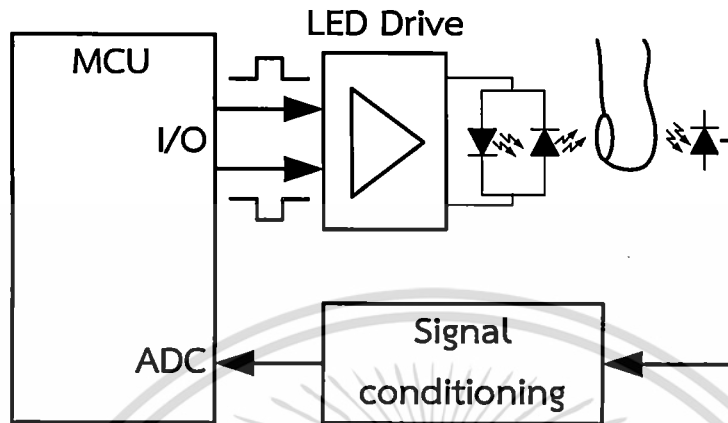
รูปที่ 3.2 โครงสร้างของเซนเซอร์ตรวจวัด

### 3.3 ส่วนประกอบซอฟต์แวร์

รูปที่ 3.3 แสดงการทำงานของโปรแกรมวัดค่า SpO<sub>2</sub> ซึ่งแบ่งขั้นตอนการทำงานได้เป็นสี่ขั้นตอน ดังนี้

- 1) ไมโครคอนโทรลเลอร์สร้างสัญญาณควบคุมจังหวะการติดคัมของแอลอีดี ผ่านทางวงจรถับ แอลอีดี หลังจากที่คลื่นแสงเดินทางผ่านนิ้ว และไปตกกระทบกับเซนเซอร์แล้วสัญญาณจะถูก ส่งต่อไปยังวงจรถับแต่งสัญญาณ
- 2) ไมโครคอนโทรลเลอร์ ทำการชั่งสัญญาณที่ได้จากเอาต์พุตของวงจรถับแต่งสัญญาณ
- 3) ทำการแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิตอลโดยมีความละเอียด 10 บิต
- 4) ประมวลผลสัญญาณตามโปรแกรมที่กำหนดไว้โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์

5) ไมโครคอนโทรลเลอร์จะส่งค่า SpO<sub>2</sub> ที่วัดได้ไปยังห้องแสดงผลส่วนกลางผ่านทาง RS-232



รูปที่ 3.3 ขั้นตอนการทำงานในส่วนตรวจวัด SpO<sub>2</sub>

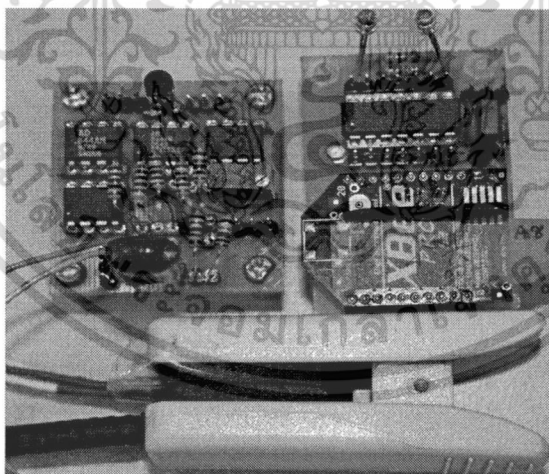
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 4

### ผลการทดลองและบทสรุป

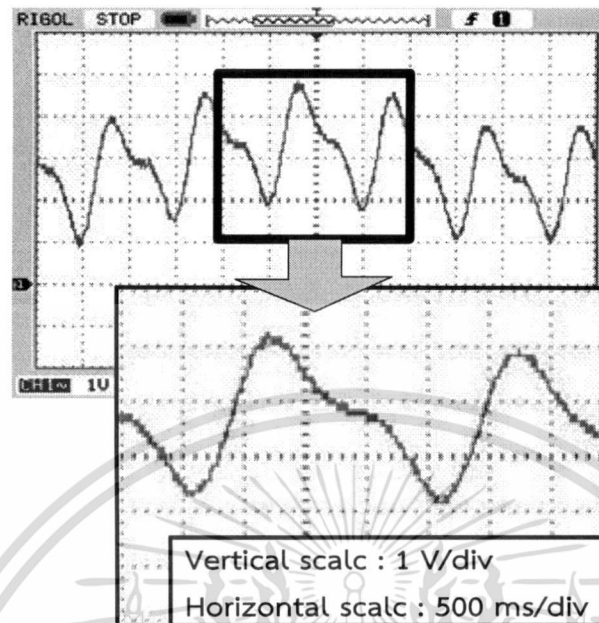
#### 4.1 ผลการทดลอง

การทดสอบสมรรถนะการทำงานของระบบที่ได้พัฒนาขึ้นในรูปที่ 3.2 ได้ทำการต่อส่วนประกอบต่างๆ ดังวงจรต้นแบบในรูปที่ 4.1 สำหรับโปรแกรมแสดงผลการวัดและบันทึกค่า  $SpO_2$  บนหน้าจอคอมพิวเตอร์ในห้องแสดงผลส่วนกลาง ในที่นี้ได้ใช้โปรแกรม Visual C# Express ทำการพัฒนาขึ้นและทดสอบการทำงานของระบบโดยใช้ออสซิลโลสโคปทำการวัดสัญญาณค่า  $SpO_2$  ที่จุดเอาต์พุตของวงจรปรับแต่งสัญญาณในรูปที่ 3.2 ซึ่งผลการวัดแสดงได้ดังรูปที่ 4.2 แล้วนำมาเปรียบเทียบกับการแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ในห้องแสดงผลส่วนกลางดังรูปที่ 4.3 จากการทดลองแสดงให้เห็นว่าระบบที่พัฒนาขึ้นสามารถแสดงผลการวัดได้เหมือนกับสัญญาณที่วัดได้จริงซึ่งประกอบด้วยคุณลักษณะของสัญญาณ AC และ DC ครบถ้วนโดยมีค่าความผิดพลาดในการวัดต่ำกว่า 4% ดังสรุปไว้ในตารางที่ 4.1

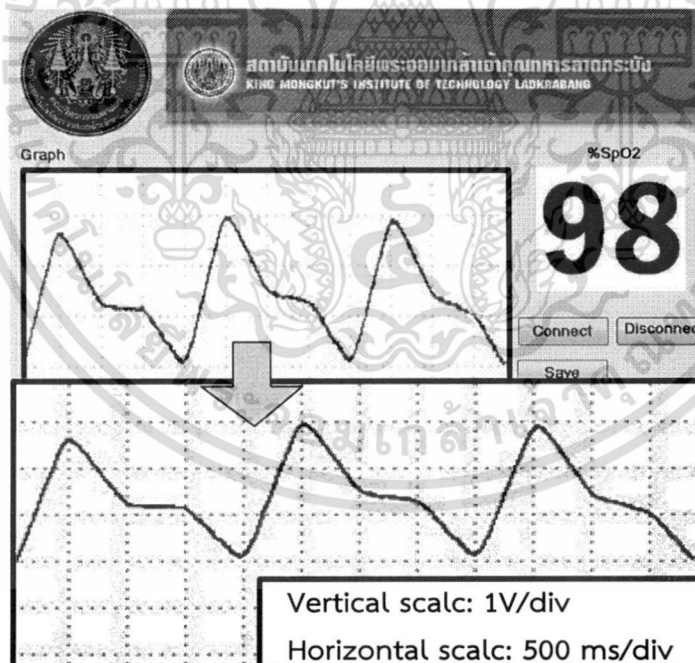


รูปที่ 4.1 วงจรต้นแบบที่ใช้ในการทดสอบระบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.2 รูปคลื่นสัญญาณที่วัดได้จากวงจรปรับแต่งสัญญาณ



รูปที่ 4.3 โปรแกรมแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 เปอร์เซ็นต์ค่าความผิดพลาดในการวัด

สัญญาณ ที่จุด	ระดับสัญญาณที่วัด ได้จากวงจรปรับ แต่งสัญญาณ (V)	ระดับสัญญาณที่ วัดได้จากห้อง แสดงผล (V)	ค่าความ ผิดพลาด (%)
AC <sub>RED</sub>	4.1	4.0	2.4
DC <sub>RED</sub>	2.6	2.5	3.8
AC <sub>IR</sub>	2.5	2.4	4
DC <sub>IR</sub>	1.2	1.2	0

#### 4.2 บทสรุป

บทความนี้ได้พัฒนาเครื่องตรวจวัดแสดงผล และส่งค่าความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดไปบันทึกยังห้องแสดงผลส่วนกลาง ผลการทดสอบการทำงานแสดงให้เห็นว่าระบบที่ได้พัฒนาขึ้นมีการทำงานอย่างถูกต้องเป็นไปตามที่ได้ออกแบบไว้ โดยมีค่าความผิดพลาดในการวัดสูงสุดไม่เกิน 4% และช่วยอำนวยความสะดวกแก่แพทย์หรือพยาบาลในการเฝ้าระวังผู้ป่วย หรือตรวจรักษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## เอกสารอ้างอิง

- [1] C. R. Rao, S. K. Guha, **Principle of Medical Electronics and Biomedical Instrumentation**, Orient Longman, 2000.
- [2] พงษ์ธรรมา วิจิตรเวชไพศาล, การวิเคราะห์ก๊าซในเลือด, งานตำราวารสารและสิ่งพิมพ์ สถานเทคโนโลยี การศึกษาแพทยศาสตร์, ภาควิชาวิสัญญีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ ศิริราชพยาบาล, มหาวิทยาลัยมหิดล, กรุงเทพฯ 2545.
- [3] บดินทร์ ขวัญนิมิต “การวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจรในผู้ใหญ่”, สงขลานครินทร์ เวชสาร, ปีที่ 24, ฉบับที่3, หน้า 245-252, 2549.
- [4] สมศรี ดาวฉาย, โครงการวิจัยและพัฒนาอุปกรณ์ชีวการแพทย์, สถาบันวิจัยและพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี, มหาวิทยาลัยมหิดล, กรุงเทพฯ 2549.
- [5] S. Srithippawan, **Pulse oximeter and end-tidal CO<sub>2</sub> tension monitoring**, Current Concepts in Pediatric Critical Care, Clinical Applications.
- [6] K. K. Tremper, S. J. Barker, “Pulse oximetry”, *Anesthesiology*, vol.70, pp.98-108, 1989.
- [7] A. Jubran, Pulse oximetry, *Crit Care*; 3:R11-7, 1999.
- [8] เครื่องวัดเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด, [online]. available from: [http://www.bjmmedical.com/knowledge\\_detailen.php?knowledgeid=4](http://www.bjmmedical.com/knowledge_detailen.php?knowledgeid=4), [20/02/2011].

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้