

การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง  
ผ่านระบบ LAN

MEASURING ELECTROCARDIOGRAM AND PERCUTANEOUS  
OXYGEN SATURATION VIA LAN SYSTEM

อนันต์ วงษ์จันทร์  
ANAN WONGJAN

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2552

KMITL-2009-EN-M-050-072

การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง  
ผ่านระบบ LAN

MEASURING ELECTROCARDIOGRAM AND PERCUTANEOUS  
OXYGEN SATURATION VIA LAN SYSTEM

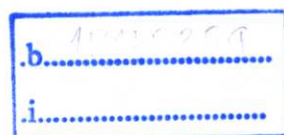


อนันต์ วงษ์จันทร์  
ANAN WONGJAN

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมการวัดคุม  
คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
พ.ศ.2552

KMITL-2009-EN-M-060-072

เลขหมู่.....  
เลขทะเบียน.....105038  
วัน,เดือน,ปี.....1.2.พ.ย. 2552



**MEASURING ELECTROCARDIOGRAM AND PERCUTANEOUS  
OXYGEN SATURATION VIA LAN SYSTEM**

**ANAN WONGJAN**

**A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT  
OF THE REQUIREMENTS FOR THE DEGREE OF  
MASTER OF ENGINEERING IN INSTRUMENTATION ENGINEERING  
FACULTY OF ENGINEERING  
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG  
KMITL-2009-EN-M-060-072**

**COPYRIGHT 2009**


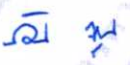
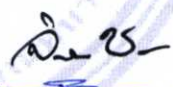


**FACULTY OF ENGINEERING**

**KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG**

**คณะวิศวกรรมศาสตร์**  
**สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง**  
**ใบรับรองวิทยานิพนธ์**

---

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงผ่านระบบ LAN  
Thesis Title Measuring Electrocardiogram and Percutaneous Oxygen Saturation Via LAN System  
นักศึกษา นายอนันต์ วงษ์จันทร์  
รหัสประจำตัว 50060804  
ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชา วิศวกรรมการวัดคุม  
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ รศ.ประสิทธิ์ จุลเสรีวงศ์  
หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2009-EN-M-060-072

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
รศ.ดร.วิทยา	ทิพย์สุวรรณพร	
ผศ.ดร.อัมพวัน	จุลเสรีวงศ์	
รศ.จิระศักดิ์	ชาญวุฒิชธรรม	
รศ.ดร.วันชัย	วีรจจา	
รศ.ประสิทธิ์	จุลเสรีวงศ์	

วัน / เดือน / ปี ที่สอบ วันอังคารที่ 26 พฤษภาคม พ.ศ. 2552 เวลา 07.30-09.00 น.

สถานที่สอบ ณ อาคาร A ชั้น 3 ห้องประชุม 1

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว



(รองศาสตราจารย์ ดร.กอบชัย เดชหาญ)

คณบดี คณะวิศวกรรมศาสตร์

วันที่ 26 พฤษภาคม พ.ศ. 2552

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอืดตัวของออกซิเจน ในเลือดแดงผ่านระบบ LAN
นักศึกษา	นาย อนันต์ วงษ์จันทร์
รหัสประจำตัว	50060804
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมการวัดคุม
พ.ศ.	2552
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	รศ. ประสิทธิ์ จุลเสรีวงศ์

### บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้นำเสนอวิธีการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเฟื่อาระวังและค่าความอืดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงที่สามารถแสดงผลอย่างต่อเนื่อง ซึ่งมีต้นทุนในการสร้างต่ำ โดยใช้อุปกรณ์ที่หาซื้อได้ง่ายในการสร้างวงจรจัดการคลื่นไฟฟ้าหัวใจและเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์แบบที่ใช้โพรบวัดที่นิ้วมือ ซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นจากโปรแกรม LabVIEW จะใช้ในการแสดงผลและคำนวณหาค่าอัตราการเต้นของหัวใจและค่าเปอร์เซ็นต์ความอืดตัวของออกซิเจนในเลือดแดง นอกจากนี้ ยังได้ออกแบบฟังก์ชันการแจ้งเตือน เพื่อเปรียบเทียบอัตราการเต้นของหัวใจและค่าความอืดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงที่คำนวณได้กับค่าที่กำหนดไว้ ถ้าอัตราการเต้นของหัวใจมีค่าน้อยกว่าหรือมากกว่าค่าที่กำหนดหรือค่าความอืดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงมีค่าน้อยกว่าค่าที่กำหนดจะมีการแสดงข้อความเตือน (พร้อมเสียงเตือน) ฟังก์ชันการแจ้งเตือนสำหรับกรณีที่โพรบวัดที่นิ้วมือหลุดถูกออกแบบไว้ด้วยเช่นเดียวกัน สัญญาณต่าง ๆ ที่วัดได้จะถูกส่งไปยังส่วนกลางและศูนย์โรคหัวใจผ่านระบบ LAN ของโรงพยาบาล สำหรับการเฟื่อาระวังของเจ้าหน้าที่ต่อไป เพื่อเป็นการยืนยันประสิทธิภาพของการวัดที่ได้นำเสนอในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จึงได้ทำการสอบเทียบโดยใช้เครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจและเครื่องจำลองค่าความอืดตัวของออกซิเจนในเลือดแดง

<b>Thesis Title</b>	Measuring Electrocardiogram and Percutaneous Oxygen Saturation via LAN System
<b>Student</b>	Mr. Anan Wongjan
<b>Student ID.</b>	50060804
<b>Degree</b>	Master of Engineering
<b>Program</b>	Instrumentation Engineering
<b>Year</b>	2009
<b>Thesis Advisor</b>	Assoc.Prof. Prasit Julsereewong

### **ABSTRACT**

This thesis presents a low-cost method to continuously measure patient's electrocardiogram (ECG) signal and percutaneous oxygen saturation (SpO<sub>2</sub>) level. Hardware implementations of the designed ECG conditioning circuit and pulse oximeter using finger-type probe are based on the use of commercially available devices. A user-friendly graphical user interface has been developed by using LabVIEW program to display incoming measurements. From the measured ECG curve and the pulse oximeter data, the heart rate and %SpO<sub>2</sub> can be determined, respectively. In addition, the adjustable high/low heart rate and low %SpO<sub>2</sub> alarm limits are provided for users. If the obtained heart rate exceeds the preset settings or %SpO<sub>2</sub> level falls below its alarm limit, the audible alarms will be turn on. The probe-off alarm for measuring SpO<sub>2</sub> level is also included. Resulting signals of all patients being continuously monitored can be transferred to a Central Monitoring Station and a Cardiac Center via local area network (LAN) in a hospital for diagnosis by experts later. To verify the performances of the proposed measurements, experimental results from measuring reference ECG waveforms and %SpO<sub>2</sub> levels are given.

# กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จสมบูรณ์ลงได้ด้วยความช่วยเหลือจากอาจารย์และบุคคลหลายท่านดังนี้

รองศาสตราจารย์ ประสิทธิ์ จุลเสรีวงศ์ อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์ที่ได้กรุณา อบรมฝึกฝนขัดเกลาผู้เขียน ชี้แนะแนวทางในการทำวิจัย ตลอดจนสั่งสอนให้แนวความคิดต่าง ๆ ในการดำเนินชีวิต รวมทั้งยังเป็นแบบอย่างที่ดีให้กับผู้เขียน จึงขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงมา ณ ที่นี้

ขอกราบขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อัมพวัน จุลเสรีวงศ์ ที่ให้การสนับสนุนและให้คำปรึกษาแก้ไข ตลอดจนชี้แนะแนวทางในการจัดทำวิทยานิพนธ์นี้ และขอกราบขอบพระคุณ คณาจารย์ภาควิชาวิศวกรรมการวัดคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่อบรมให้การศึกษา ให้ความรู้ และแนวคิดในการดำรงชีวิต

ขอกราบขอบพระคุณ ครู อาจารย์ทุก ๆ ท่านที่เคยอบรมสั่งสอนให้ความรู้ตั้งแต่วัยเยาว์

ขอขอบคุณ งานอุปกรณ์ทางการแพทย์ โรงพยาบาลศิริราช ที่ได้กรุณาเอื้อเพื่อให้ใช้สถานที่ ตลอดจนเครื่องมือต่าง ๆ ที่ใช้ในการทดลองและจัดทำวิทยานิพนธ์นี้

ขอขอบคุณ พี่หนุ่ม พี่บ๊อง พี่อู๊ด พี่ประวิทย์ พี่ต๋อง คุณแชมป์และอีกหลาย ๆ ท่านที่ได้ให้การช่วยเหลือทางด้านอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองและขอขอบคุณเพื่อน ๆ และพี่ ๆ น้อง ๆ ในห้องสอบเทียบทุกท่าน ที่ได้ให้คำปรึกษาช่วยเหลือในการแก้ไขปัญหาต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นตลอดระยะเวลาของการศึกษา

สุดท้ายนี้ขอกราบขอบพระคุณ คุณพ่อและคุณแม่ ที่ให้ความหวังใจ ให้โอกาส และให้กำลังใจแก่ผู้เขียนตลอดมา

อนันต์ วงษ์จันทร์

# สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	V
สารบัญตาราง.....	IX
สารบัญรูป.....	X
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของงานวิจัย.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์.....	1
1.3 หลักการใหม่ที่ได้นำเสนอในวิทยานิพนธ์.....	2
1.4 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์.....	2
1.5 ขั้นตอนของการศึกษา.....	2
1.6 รายละเอียดของวิทยานิพนธ์.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	5
2.1 บทนำ.....	5
2.2 กายวิภาคและสรีระวิทยาของหัวใจ.....	5
2.3 ความสัมพันธ์ของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	7
2.3.1 เซลล์เพชเมเกอร์.....	8
2.3.2 เซลล์พิเศษ.....	8
2.3.3 เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ.....	9
2.4 กระบวนการรีโพลารไรเซชันและดีโพลารไรเซชันที่เกี่ยวข้องกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	9
2.5 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	14
2.5.1 คลื่น P.....	14
2.5.2 กลุ่มคลื่น QRS.....	14
2.5.3 คลื่น T.....	14
2.5.4 คลื่น U.....	15
2.6 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	15
2.6.1 Bipolar Recording.....	15

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.6.2 Unipolar Recording.....	16
2.7 อิเล็กโทรด.....	18
2.7.1 อิเล็กโทรดที่ปราศไรซ์และอิเล็กโทรดที่ไม่ปราศไรซ์.....	18
2.7.2 คุณสมบัติของอิเล็กโทรด.....	19
2.7.3 ชนิดของอิเล็กโทรด.....	19
2.8 ตัวแปรร่วมในคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับการวินิจฉัยอาการทางหัวใจ.....	20
2.8.1 รายละเอียดตัวแปรร่วมในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	22
2.8.2 การวัดแบบอิเล็กโทรคาร์ดิโอกราฟ.....	23
2.8.3 การวัดอัตราการเต้นหัวใจ.....	23
2.9 สรุป.....	24
บทที่ 3 ทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง .....	25
3.1 บทนำ.....	25
3.2 ก๊าซในเลือดแดง .....	25
3.2.1 $\text{SaO}_2$ .....	27
3.2.2 $\text{CaO}_2$ .....	27
3.2.3 $\text{HbCO}$ .....	27
3.2.4 $\text{MetHb}$ .....	28
3.3 เครื่องมือวิเคราะห์ก๊าซ.....	28
3.4 การแลกเปลี่ยนก๊าซที่ปอดและเซลล์.....	29
3.4.1 การแลกเปลี่ยนก๊าซที่ปอด.....	30
3.4.2 การแลกเปลี่ยนก๊าซที่เซลล์.....	32
3.5 ปริมาณออกซิเจนในเลือดแดง.....	32
3.6 ภาวะออกซิเจนต่ำ.....	33
3.6.1 Hypoxemia.....	33
3.6.2 Hypoxia .....	35
3.7 อุปกรณ์การบริหารออกซิเจน .....	36
3.7.1 ข้อบ่งชี้ของการบริหารออกซิเจน .....	36
3.7.2 ถังออกซิเจน .....	36
3.7.3 การเพิ่มความชื้น.....	37

# สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.8 พืชจากออกซิเจน.....	37
3.8.1 ภาวะถูกลมปอดคืบแพบ.....	38
3.8.2 ผลจาก Oxygen Free Radicals.....	38
3.9 ระดับค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง.....	38
3.9.1 Functional SpO <sub>2</sub> .....	39
3.9.2 Fractional SpO <sub>2</sub> .....	39
3.10 เครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์.....	39
3.10.1 เครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ ชนิด Transmittance.....	40
3.10.2 เครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ ชนิด Reflectance.....	40
3.11 หลักการทำงานของเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์.....	41
3.12 หลักการตรวจวัดของเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์.....	43
3.13 สรุป.....	46
บทที่ 4 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง	
ที่นำเสนอ.....	47
4.1 กล่าวนำ.....	47
4.2 การออกแบบระบบการวัดที่ได้นำเสนอ.....	48
4.3 ส่วนฮาร์ดแวร์ของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	49
4.4 ส่วนฮาร์ดแวร์ของเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์.....	50
4.5 ส่วนซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการแสดงผล.....	57
4.6 การทดลองและผลการทดลอง.....	60
4.7 การคำนวณหาค่าความสามารถในการซ้ค่าเดิมของการวัด.....	66
4.8 กราฟแสดงการประมาณค่าระหว่างช่วงของการวัด.....	68
4.9 สรุป.....	71
บทที่ 5 บทสรุปและข้อเสนอแนะแนวทางในการทำวิจัยต่อ.....	72
5.1 บทสรุปและวิจารณ์.....	72
5.2 ข้อเสนอแนะในการทำวิจัยต่อและพัฒนาต่อ.....	73

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
เอกสารอ้างอิง .....	74
ภาคผนวก.....	77
ภาคผนวก ก. ซอร์สโค้ดภาษาแอสเซมบลีที่ใช้ในการสร้างสัญญาณ Timing Control ของวงจรการวัดค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดแดง .....	78
ภาคผนวก ข. VI บล็อกไดอะแกรม (VI Block Diagram) ที่พัฒนาขึ้นในการแสดงผล การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและ ระดับค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดแดง.....	81
ภาคผนวก ค. ฟังก์ชันการใช้งานเมนู Tool >> Web Publishing Tool .....	83
ภาคผนวก ง. ตารางระดับความเชื่อมั่นของ M3003 ที่ใช้ในการคำนวณค่าความไม่ แน่นอนของการวัด.....	86
ภาคผนวก จ. ซอร์สโค้ดของโปรแกรม MATLAB ในการวาดกราฟการประมาณค่า ระหว่างช่วงของการวัดอัตราการเต้นของหัวใจและค่าความอิมิตัวของ ออกซิเจนในเลือดแดง .....	88
ภาคผนวก ฉ. บทความวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์.....	90
ประวัติผู้เขียน.....	104

# สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1	21
3.1	36
4.1	53
4.2	54
4.3	63
4.4	64
4.5	68
4.6	68
ง.1	87

# สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 ตำแหน่งของหัวใจในทรวงอก.....	5
2.2 กายวิภาคของหัวใจ.....	6
2.3 ระบบการนำไฟฟ้าหัวใจ.....	7
2.4 กระบวนการดีโพลาไรเซชันและรีโพลาไรเซชันซึ่งแสดงการแลกเปลี่ยนไอออนและโปรแตสเซียม.....	10
2.5 หน้าคลื่นที่มีการดีโพลาไรซ์พุ่งเข้าหาขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวตั้ง.....	11
2.6 หน้าคลื่นที่มีการดีโพลาไรซ์พุ่งออกจากขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวกลับ.....	11
2.7 หน้าคลื่นที่มีการรีโพลาไรซ์พุ่งเข้าหาขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวกลับ.....	12
2.8 หน้าคลื่นที่มีการรีโพลาไรซ์พุ่งออกจากขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวตั้ง.....	12
2.9 เมื่อหน้าคลื่นทั้ง 2 มาพร้อมกัน แต่ไม่ตรงเข้าหาขั้วไฟฟ้า สัญญาณที่ได้จะแปรผันตามความเร็วในทิศทางของขั้วไฟฟ้า.....	12
2.10 ความสัมพันธ์ระหว่างทิศทางการกระจายตัวของไฟฟ้าหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดขึ้น.....	13
2.11 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและช่วงการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	14
2.12 Bipolar Recording.....	15
2.13 Unipolar Limb Lead.....	16
2.14 Unipolar Chest Lead.....	17
2.15 Einthoven's Triangle.....	18
2.16 Einthoven Hexaxial System.....	18
2.17 ลักษณะขั้วไฟฟ้าเงิน - ซิลเวอร์คลอไรด์.....	19
2.18 อิเล็กโทรดชนิดด้วยสุญญากาศ (ชนิดใช้ได้หลายครั้ง).....	20
2.19 อิเล็กโทรดชนิดแผ่นที่ทำด้วยโพลีเมอร์ (ชนิดใช้ได้ครั้งเดียว).....	20
2.20 ระยะและความสูงคลื่นไฟฟ้าหัวใจของช่วงคลื่นต่าง ๆ.....	21
2.21 ระยะต่าง ๆ ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนกระดาษกราฟที่ความเร็วปกติ.....	24
3.1 การวิเคราะห์ก๊าซในเลือดแดง.....	25
3.2 เครื่องมือวิเคราะห์ก๊าซ.....	28
3.3 การแลกเปลี่ยนก๊าซที่ปอดและเซลล์.....	30
3.4 ตัวอย่างเครื่องพัลซ์ออกซิมิเตอร์ชนิด Transmittance.....	40
3.5 ตัวอย่างเครื่องพัลซ์ออกซิมิเตอร์ชนิด Reflectance.....	41

## สารบัญรูป (ต่อ)

3.6	ตัวอย่างไดอะแกรมของเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์.....	42
3.7	แถบการดูดกลืนคลื่นแสงสีแดงและแสงอินฟราเรด.....	43
3.8	รูปแบบจำลองของการดูดกลืนและการส่องผ่านแสงอินฟราเรด.....	44
3.9	กราฟเทียบค่าความสัมพันธ์ระหว่างค่าอัตราส่วน Red/Infrared กับ % ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจน.....	45
4.1	โครงสร้างของระบบที่นำเสนอ.....	48
4.2	กราฟสัญญาณหัวใจของคนปกติ.....	49
4.3	วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเฟ้าะวัง.....	49
4.4	คุณสมบัติการดูดซับคลื่นแสงของ Hb และ HbO <sub>2</sub> .....	51
4.5	บล็อกไดอะแกรมการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง.....	51
4.6	วงจรการสร้างสัญญาณ Timing Control.....	52
4.7	สัญญาณเอาต์พุตของวงจร Timing Control.....	52
4.8	บล็อกไดอะแกรม TCS230.....	53
4.9	(ก) วงจรแหล่งกำเนิดแสง (Ligth Soure).....	54
	(ข) โฟโตดีเทคเตอร์ (Photodetector).....	54
4.10	เซนเซอร์โพรบที่ออกแบบในวิทยานิพนธ์.....	55
4.11	ภาพถ่ายของเซนเซอร์โพรบที่ใช้ในเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ที่ออกแบบในวิทยานิพนธ์.....	55
4.12	วงจรเปรียบเทียบแรงดัน.....	56
4.13	วงจรแปลงความถี่เป็นแรงดัน.....	56
4.14	วงจรสุ่มและคงค่าสัญญาณ.....	57
4.15	ผังการทำงานของซอฟต์แวร์.....	58
4.16	หน้าจอเปล่าของโปรแกรมที่ใช้แสดงผล.....	60
4.17	ตัวอย่างโครงสร้างระบบ LAN ที่ใช้ในโรงพยาบาล.....	60
4.18	สัญญาณเอาต์พุตของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 60 ครั้ง/นาที.....	61
4.19	สัญญาณการทำงานของวงจร Sample and Hold (1) ของแสงสีแดง.....	61
4.20	สัญญาณการทำงานของวงจร Sample and Hold (2) ของแสงอินฟราเรด.....	62
4.21	การต่อเชื่อมอุปกรณ์ต่าง ๆ ในระบบที่ได้นำเสนอในการสอบเทียบ.....	63
4.22	ซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นโดยแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์.....	64
4.23	ตัวอย่างการแสดงผลผ่านระบบ LAN ของโรงพยาบาล.....	65

## สารบัญรูป (ต่อ)

4.24	กรณีโพรบที่ใช้ในการวัดค่าความอืดตัวของออกซิเจนในเลือดแดง หลุดออกจากนิ้ว .....	65
4.25	การทดลองใช้งานจริงกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพดี.....	66
4.26	การประมาณค่าระหว่างช่วงของการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ .....	70
4.27	การประมาณค่าระหว่างช่วงของการวัดค่าความอืดตัวของออกซิเจนในเลือดแดง.....	70
ข.1	VI บล็อกไดอะแกรมโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น.....	83
ค.1	การเข้าไปที่ฟังก์ชันการใช้งานเมนู Tool >> Web Publishing Tool.....	84
ค.2	จอหน้าต่างของ Tool >> Web Publishing Tool.....	85
ค.3	การตั้งค่า Monitor .....	85
ค.4	หน้าต่างของ http: .....	85

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของงานวิจัย

การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram: ECG) เป็นข้อมูลที่สำคัญทางด้านการแพทย์ โดยข้อมูลระบบการทำงานของหัวใจ (CARDiology Information System: CARIS) ถือได้ว่าเป็นสิ่งจำเป็นมากในการนำมาประกอบการวินิจฉัยและรักษาพยาบาลผู้ป่วยในโรงพยาบาล [1]-[3] ซึ่งในปัจจุบันนี้มีวิธีการบันทึกข้อมูลดังกล่าวด้วยวิธีทางอิเล็กทรอนิกส์หลายวิธี [4]-[6] อย่างไรก็ตามในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีประโยชน์ในการวินิจฉัยโรคหัวใจหรือนำมาประกอบการดูแลรักษาเพื่อเฝ้าระวังผู้ป่วยที่อยู่ในภาวะวิกฤติ เพื่อที่จะติดตามผลการรักษาและแก้ไขได้ทันเวลาที่ [7]-[9] ซึ่งในโรงพยาบาลส่วนใหญ่จะใช้เครื่องมือแพทย์ เช่น เครื่องวัดความดันโลหิต เครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เครื่องวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงและเครื่องมือแพทย์อื่นๆ มาตรวจวัดประกอบเพื่อช่วยในการวินิจฉัยด้วย ซึ่งเครื่องวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง (Percutaneous Oxygen Saturation: SpO<sub>2</sub>) หรือเครื่องพัลซ์ออกซิมิเตอร์ (Pulse Oximeter) มีประโยชน์ในการเฝ้าระวังค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงที่ใช้ในหอผู้ป่วยหนัก ขณะทำการผ่าตัด หรือการขนย้ายผู้ป่วย กรณีใช้เครื่องช่วยหายใจ สามารถลดอัตราการเสียชีวิตและอัตราการตายจากภาวะการณ้ขาดออกซิเจน

เครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและเครื่องพัลซ์ออกซิมิเตอร์ที่ใช้ในปัจจุบันนี้ จะมีการวัดที่เตียงคนไข้และส่งสัญญาณที่วัดได้ผ่านระบบ LAN ของโรงพยาบาล [10]-[12] เพื่อไปแสดงผลแจ้งเตือนที่ส่วนกลาง (Central Monitor Station) และศูนย์โรคหัวใจ (Cardiac Center) ถ้าเกิดเหตุการณ์ฉุกเฉิน เช่น ถ้าอัตราการเต้นของหัวใจหรือค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงของผู้ป่วยต่ำกว่าหรือสูงกว่าค่าที่ตั้งไว้จะมีการแจ้งเตือน เพื่อแจ้งให้แพทย์หรือพยาบาลที่คอยดูแลทราบอาการของผู้ป่วย ทั้งนี้เพื่อความสะดวกในการเฝ้าระวังในการรักษาผู้ป่วยที่อยู่ในภาวะวิกฤตและการตรวจวินิจฉัยของแพทย์ พยาบาลหรือผู้เชี่ยวชาญ แต่การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงและระบบที่ใช้อยู่ในปัจจุบันมีราคาแพงมาก เนื่องจากต้องนำเข้าจากต่างประเทศ ผู้วิจัยจึงมีแนวความคิดในการออกแบบเครื่องมือแพทย์ทั้งสองประเภทนี้ โดยใช้อุปกรณ์ที่มีราคาถูกและหาซื้อได้ง่าย โดยมีเป้าหมายให้สอดคล้องกับระบบที่มีอยู่เดิม

### 1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์นี้ได้นำเสนอการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเฝ้าระวัง (Monitor Lead) และการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงแบบที่ใช้โพรบ (Probe) วัดที่นิ้วมือ โดยเทคนิคในการออกแบบจะแบ่งออกเป็นสองส่วน ส่วนแรกจะใช้ในการตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจและค่า

ความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงและจัดการสัญญาณที่ตรวจวัดได้ ส่วนที่สองจะทำหน้าที่แสดงผลผ่านระบบ LAN โดยใช้ซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นด้วยโปรแกรม LabVIEW เพื่อส่งสัญญาณที่วัดได้ไปยังส่วนกลางและศูนย์โรคหัวใจ สำหรับการวินิจฉัยของผู้เชี่ยวชาญต่อไป นอกจากนี้ ยังมี การเปรียบเทียบค่าอัตราการเต้นของหัวใจและค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงที่บันทึกได้ กับค่าที่กำหนดไว้อย่างเหมาะสม ถ้าอัตราการเต้นของหัวใจและค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงมีค่าน้อยกว่าหรือมากกว่าค่าที่ตั้งไว้ และในกรณีที่หัวใจวัดหรือโพรบที่ใช้ในการวัดค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดง หลุดออกจากรูนิ้วมือของผู้ป่วย จะมีการแสดงข้อความเตือน (พร้อมส่งเสียงเตือน) ที่ส่วนแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ด้วย

### 1.3 หลักการใหม่ที่ได้นำเสนอในวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้นำเสนอ การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงที่มีประสิทธิภาพในการทำงาน มีความถูกต้องและมีราคาถูก ในการแสดงผลจะใช้ซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นด้วยโปรแกรม LabVIEW เพื่อแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์และสามารถส่งข้อมูลที่ตรวจวัดได้ผ่านระบบ LAN ของโรงพยาบาล สำหรับการส่งสัญญาณที่วัดได้ไปยังส่วนกลางและศูนย์โรคหัวใจ เพื่อความสะดวกในการตรวจและการวินิจฉัยของแพทย์ พยาบาล หรือผู้เชี่ยวชาญต่อไป

### 1.4 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์

- ออกแบบและสร้างส่วนฮาร์ดแวร์ (Hardware) ซึ่งประกอบด้วยวงจรรายคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเฟ้าะวังที่ตรวจวัดโดยใช้อิเล็กโทรด (Electrode) และเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์แบบที่ใช้โพรบวัดที่นิ้วมือ

- พัฒนาซอฟต์แวร์ (Software) โดยใช้โปรแกรม LabVIEW เพื่อแสดงผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อัตราการเต้นของหัวใจและค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ นอกจากนี้ยังสามารถส่งค่าที่วัดได้ผ่านระบบ LAN เพื่อไปแสดงผลยังส่วนกลางและศูนย์โรคหัวใจ พร้อมทั้งมีการแจ้งเตือนเมื่ออัตราการเต้นของหัวใจและค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงมีค่าน้อยกว่าหรือมากกว่าค่าที่ตั้งไว้และในกรณีที่โพรบวัดค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดง หลุดออกจากรูนิ้วมือของผู้ป่วย

### 1.5 ขั้นตอนของการศึกษา

- ศึกษาทฤษฎีสรีระวิทยาของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- ศึกษาทฤษฎีการวิเคราะห์ค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดง

- ออกแบบและสร้างส่วนฮาร์ดแวร์ สำหรับการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและเครื่องพัลส์ออกซิ- มิเตอร์ที่ใช้ในการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง

- พัฒนาในส่วนซอฟต์แวร์ โดยใช้โปรแกรม LabVIEW เพื่อแสดงผลการวัดบนหน้า จอคอมพิวเตอร์และส่งค่าที่วัดได้ผ่านระบบ LAN โดยจะมีการแสดงผล คือ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ อัตรา การเต้นของหัวใจและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง

- ทดลองการแสดงผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง บนหน้าจอคอมพิวเตอร์และส่งค่าที่วัดได้ผ่านระบบ LAN

- สอบเทียบระบบที่ได้ออกแบบกับเครื่องจำลองสัญญาณหัวใจและเครื่องจำลองค่าความ อิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง

- สรุปและวิเคราะห์ผลการทดลอง

- รวบรวมปัญหาและข้อเสนอแนะต่าง ๆ พร้อมทั้งแนวทางในการทำวิจัยต่อ

## 1.6 รายละเอียดของวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้แบ่งเนื้อหาออกเป็น 5 บท และ 6 ภาคผนวก โดยแต่ละส่วนมีเนื้อหา โดยย่อ ดังนี้

บทที่ 1 บทนำ กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของงานวิจัย ความมุ่งหมายและ วัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์ หลักการใหม่ที่ได้นำเสนอในวิทยานิพนธ์ ขอบเขตของวิทยานิพนธ์ ขั้นตอนของการศึกษา และรายละเอียดของวิทยานิพนธ์

บทที่ 2 กล่าวถึงทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

บทที่ 3 กล่าวถึงทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด แแดง

บทที่ 4 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงผ่านระบบ LAN ที่นำเสนอ

บทที่ 5 บทสรุปและข้อเสนอแนะแนวทางในการทำวิจัยต่อ

เอกสารอ้างอิง แหล่งที่มาของข้อมูลที่ใช้อ้างอิงในวิทยานิพนธ์

ภาคผนวก ก. ซอร์สโค้ดภาษาแอสเซมบลี (Assembly) ที่ใช้ในการสร้างสัญญาณ Timing Control ของเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ที่ได้ออกแบบในวิทยานิพนธ์

ภาคผนวก ข. VI บล็อกไดอะแกรม (VI Block Diagram) ที่พัฒนาขึ้นเพื่อใช้ในการแสดงผล การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง

ภาคผนวก ค. ฟังก์ชันการใช้งานเมนู Tool >> Web Publishing Tool ของโปรแกรม LabVIEW

ภาคผนวก ง. ตารางระดับความเชื่อมั่นของ M3003 ที่ใช้ในการคำนวณค่าความไม่แน่นอนของการวัด

ภาคผนวก จ. ซอร์สโค้ดของโปรแกรม MATLAB ที่ใช้ในการวาดกราฟการประมาณค่าระหว่างช่วงของการวัดอัตราการเต้นของหัวใจและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง

ภาคผนวก ฉ. บทความวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์ จำนวน 2 บทความ ดังนี้

- อนันต์ วงษ์จันทร์. และประสิทธิ์ จุลเสรีวงศ์. “การแสดงผลและบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบ LAN” การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 31. ณ รอยัลฮิลล์ กอล์ฟ รีสอร์ท แอนด์สปา นครนายก. 29 – 31 ตุลาคม 2551. หน้า 1305 – 1308.

- A.Wongjan, A.Julsereewong, and P.Julsereewong. “Continuous Measurements of ECG and SpO<sub>2</sub> for Cardiology Information System” International MultiConference of Engineers and Computer Scientists, 2009. pp.1537-1540.

ประวัติผู้เขียน

## บทที่ 2

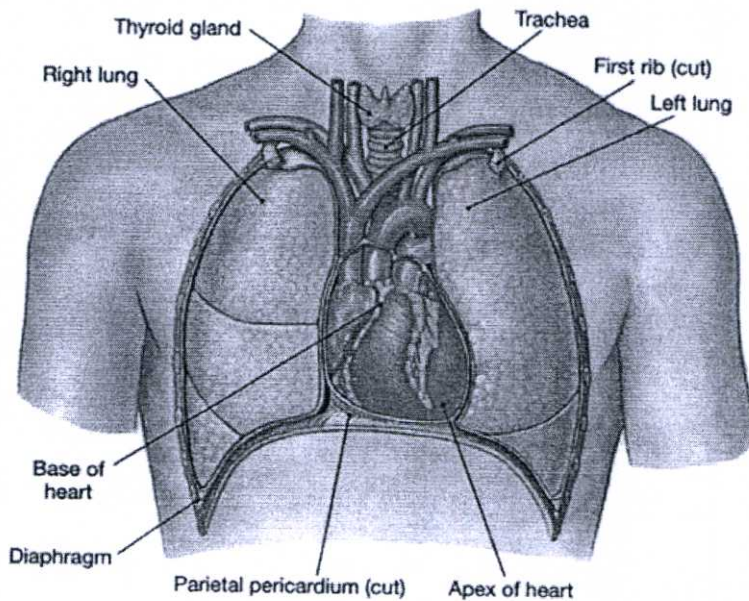
# ทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

### 2.1 บทนำ

บทนี้จะกล่าวถึงกายวิภาคและสรีระวิทยาของหัวใจ (Anatomy and Physiology of the Heart) [13]-[14] ความสัมพันธ์ของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [15]-[17] กระบวนการรีโพลาไรเซชันและดีโพลาไรเซชันที่เกี่ยวข้องกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [13]-[14] คลื่นไฟฟ้าหัวใจ [15]-[17] การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [18] อิเล็กโทรด(Electrode) และตัวแปรร่วมในคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับการวินิจฉัยอาการทางหัวใจ [15]-[17]

### 2.2 กายวิภาคและสรีระวิทยาของหัวใจ [13]-[14]

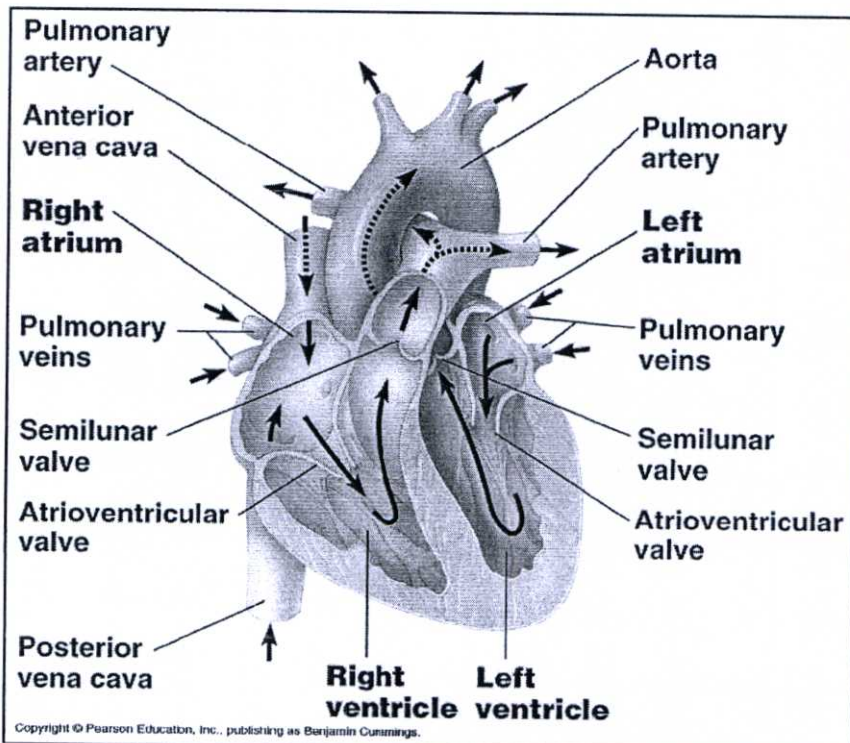
หัวใจประกอบด้วยกล้ามเนื้อรูปโคนขนาดโตเท่ากำปั้น ยาวประมาณ 12 เซนติเมตร กว้างสูงสุด 9 เซนติเมตร หนาประมาณ 6 เซนติเมตร หนักประมาณ 350 กรัม อยู่ในช่องเยื่อหุ้มหัวใจ (Pericardial Cavity) ด้านหลังกระดูกอก (Sternum) ส่วนยอด (Apex) อยู่ด้านล่างก่อนไปทางซ้ายของหน้าอกในระดับกระดูกอ่อนของกระดูกซี่โครงที่ 5 - 6 ส่วนฐาน (Base) อยู่ด้านในก่อนไปทางขวาในระดับกระดูกอ่อนของกระดูกซี่โครงที่ 2 ขอบล่างติดกับกระบังลมต่ำจากรอยต่อระหว่างกระดูกอ่อนของกระดูกซี่โครงที่ 6 และกระดูกอกทางด้านขวา ในรูปที่ 2.1 แสดงตำแหน่งของหัวใจในทรวงอก



รูปที่ 2.1 ตำแหน่งของหัวใจในทรวงอก

หัวใจเป็นอวัยวะที่ทำหน้าที่สูบฉีดโลหิตไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย โดยปกติหัวใจจะสูบฉีดเลือด 5.5 ลิตรต่อนาที แต่ในขณะที่ออกกำลังกายจะสูบฉีดได้ถึง 35 ลิตรต่อนาที จะเห็นได้ว่าหัวใจจะต้องมีแรงดันสูงมาก เพื่อจะสูบฉีดเลือดไปตามส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย หัวใจมีทั้งหมด 4 ห้อง โดยหัวใจห้องบน 2 ห้อง (Right and Left Atrium) ห้องบนขวาได้รับเลือดจากส่วนต่าง ๆ ของร่างกายส่วนห้องบนซ้ายรับเลือดจากปอด และหัวใจห้องล่าง 2 ห้อง (Right and Left Ventricles) ห้องล่างขวาได้รับเลือดจากห้องบนขวาไปฟอกที่ปอด ส่วนห้องล่างซ้ายรับเลือดจากห้องบนซ้ายไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย

ในรูปที่ 2.2 แสดงกายวิภาคของหัวใจ โดยเยื่อหุ้มหัวใจ ประกอบด้วยเนื้อเยื่อ 3 ชั้น ได้แก่ เยื่อหุ้มหัวใจชั้นนอก (Pericardium) เยื่อหุ้มหัวใจชั้นกลาง (Myocardium) เยื่อหุ้มหัวใจชั้นใน (Endocardium) ส่วนลิ้นหัวใจมีด้วยกันทั้งหมด 4 ลิ้น ประกอบไปด้วย ลิ้นที่กั้นระหว่างหัวใจห้องบนและหัวใจห้องล่าง (Atrioventricular Valve : AV Valve) 2 ลิ้น คือ ลิ้นที่กั้นระหว่างห้องบนขวาและหัวใจห้องล่างขวาเรียกว่า “ลิ้นไตรคัสปิก” (Tricuspid Valve) ส่วนลิ้นที่กั้นระหว่างหัวใจห้องบนซ้ายและหัวใจห้องล่างซ้ายเรียกว่า “ลิ้นไบคัสปิกหรือไมตรัล” (Bicuspid or Mitral Valve) ส่วนอีก 2 ลิ้นที่กั้นระหว่างหัวใจห้องล่างกับหลอดเลือดใหญ่เรียกว่า “ลิ้นเซมิลูนาร์” (Semilunar Valve) ลิ้นที่กั้นระหว่างหัวใจห้องล่างขวากับหลอดเลือดแดงของปอดเรียกว่า “ลิ้นพัลโมนารี” (Pulmonary Valve) และลิ้นที่กั้นระหว่างหัวใจห้องล่างซ้ายหลอดเลือดแดงใหญ่เอออร์ตาเรียกว่า “ลิ้นเอออร์ติค” (Aortic Valve)

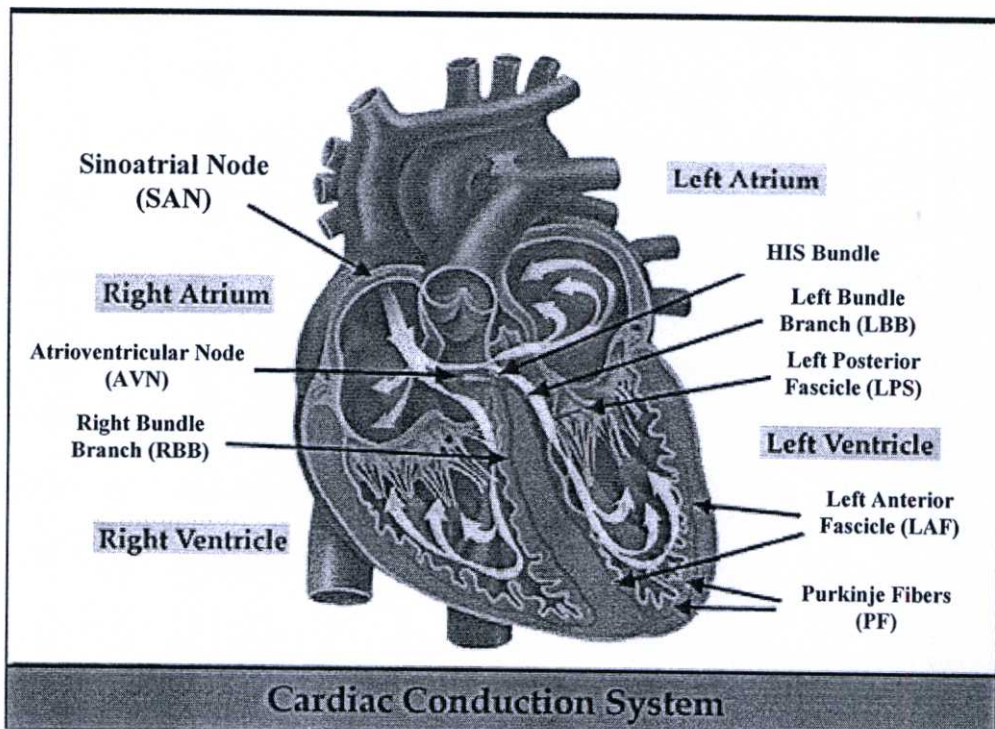


รูปที่ 2.2 กายวิภาคของหัวใจ

### 2.3 ความสัมพันธ์ของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [15]-[17]

หัวใจเป็นอวัยวะที่มีความสำคัญของร่างกาย ทำหน้าที่คล้ายเครื่องกำเนิดไฟฟ้าขนาดเล็กมีเซลล์พิเศษทำหน้าที่เป็นจุดเริ่มต้นของกระบวนการทางไฟฟ้าที่อยู่ในหัวใจ ซึ่งเซลล์พิเศษดังกล่าวสามารถปล่อยกระแสไฟฟ้าแพร่กระจายไปทั่วหัวใจเกิดเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้

ขบวนการทางไฟฟ้านี้จะกระตุ้นให้กล้ามเนื้อหัวใจเกิดการหดและคลายตัวเป็นจังหวะตามที่ได้รับกระตุ้น ทำให้หัวใจสามารถคลายตัวรับโลหิตและหดตัวสูบฉีดโลหิตไปเลี้ยงร่างกายออกไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ทั่วร่างกายได้ โดยที่เลือดจะไหลเข้าไปในหัวใจห้องบนขวา (Right Atrium) จากนั้นเลือดจากหัวใจห้องบนขวาจะเข้าสู่หัวใจห้องล่างขวา (Right Ventricle) ผ่านลิ้นไตรคัสปิด (Tricuspid Valve) โดยที่ลิ้นไตรคัสปิด จะปิดเพื่อไม่ให้เลือดไหลย้อนกลับเข้าสู่หัวใจห้องบนขวา แล้วหัวใจห้องล่างขวาจะสูบฉีดเลือดไปที่ปอดเพื่อเพิ่มออกซิเจน พร้อมกำจัดคาร์บอนไดออกไซด์ในเม็ดเลือดแดงที่สะสมตัวขณะไหลเวียนในร่างกายออกไป จากนั้นเลือดที่มีออกซิเจนสูงจะเข้าสู่หัวใจห้องบนซ้าย (Left Atrium) ผ่านลิ้นไมตรัล (Mitral Valve) เข้าสู่หัวใจห้องล่างซ้าย (Left Ventricle) จากนั้นหัวใจห้องล่างซ้ายจะบีบตัวสูบฉีดโลหิตไปเลี้ยงร่างกายผ่านเส้นเลือดแดงใหญ่ เอออร์ตา (Aorta Artery) โดยที่ลิ้นเอออร์ตา (Aortic Valve) จะปิดลงเพื่อป้องกันเลือดไหลย้อนกลับเข้าสู่หัวใจ



รูปที่ 2.3 ระบบการนำไฟฟ้าหัวใจ

เซลล์ที่เกี่ยวข้องกับหัวใจแบ่งออกได้ 3 ประเภท ตามคุณสมบัติทางสรีระวิทยาไฟฟ้า (Electrophysiology) ซึ่งแสดงได้ดังรูปที่ 2.3 โดยมีรายละเอียดดังนี้

### 2.3.1 เซลล์เพซเมเกอร์

เซลล์เพซเมเกอร์ (Pacemaker Cell) ทำหน้าที่ให้กำเนิดจังหวะการเต้นหัวใจ โดยเป็นจุดกำเนิดไฟฟ้าและจุดเริ่มต้นของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อันได้แก่ Sino-atrial Node และ Atrio-ventricular Node โดยที่

Sino-atrial Node (SA Node/Sinus Node/SAN) เป็นจุดเริ่มต้นระบบการเหนี่ยวนำไฟฟ้ามีตำแหน่งอยู่ตรงที่ด้านขวาของรู Superior Venacava เปิดเข้าไปในเส้นเลือดเอเดรียลขวา เป็นเซลล์ที่มีลักษณะกึ่งเซลล์ประสาทกึ่งเซลล์กล้ามเนื้อ ตั้งอยู่ตรงส่วนบนด้านขวาของหัวใจห้องบนขวา เซลล์ดังกล่าว ทำหน้าที่เป็นตัวกำเนิดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจด้วยอัตรา 60 – 100 ครั้งต่อนาที ซึ่งเร็วกว่าจุดอื่น ๆ ของหัวใจ (หัวใจห้องบน 60 ครั้งต่อนาที, AV Node และ Bundle of HIS 20 - 40 ครั้งต่อนาที) ซึ่งจังหวะการทำงานของหัวใจจะขึ้นอยู่กับจุดที่กำเนิดสัญญาณได้เร็วที่สุด

Atrio - Ventricular Node (AV Node/AVN) เป็นเซลล์ที่มีลักษณะเหมือนเซลล์ประสาทผสมกับเซลล์กล้ามเนื้อซึ่งอยู่ปลายบนของผนังกันหัวใจห้องล่างก่อนลงมาทางหัวใจห้องบนขวา ใกล้ผนังกันระหว่างเอเดรียลทั้งสองข้าง ตรงบริเวณเหนือลิ้นหัวใจ Tricuspid Valve และอยู่ด้านหน้าแต่ต่ำกว่าช่องเปิดของ Coronary Sinus

### 2.3.2 เซลล์พิเศษ

เซลล์พิเศษ ทำหน้าที่นำคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้แพร่กระจายไปทั่วหัวใจ อันได้แก่

- Internodal Atrial Pathway นักกายวิภาคศาสตร์เชื่อว่า คลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่าน จากปม SA Node ไป AV Node โดยใช้เส้นทางนี้ เมื่อพิจารณาลักษณะทางกายวิภาคศาสตร์ของหัวใจห้องบนแล้วจะพบว่า Internodal Pathway มีผนังกล้ามเนื้อแบ่งออกเป็น 3 ส่วนดังนี้

1. Anterior Internodal Track (Bachmann's Bundle) เริ่มจากจุด SA Node แล้วไปตามด้านหน้าของหัวใจห้องบนขวาแล้วแบ่งออกเป็น 2 ทาง คือ ทางหนึ่งอ้อมมาจากทางด้านหน้าไปสู่หัวใจห้องบนทั้งสองห้อง ส่วนอีกทางหนึ่งแยกลงตรงผนังกันหัวใจห้องบนทั้ง 2 ลงมาสู่ด้านบนของ AV Node

2. Middle Internodal Track (Wenckebach) เริ่มจากทางด้านหลัง SA Node อ้อมมาทางด้านหลังของเส้นเลือด Superior Venacava ลงมาสู่ผนังกันหัวใจห้องบน ลงมาสู่ด้านบนของ AV Node

3. Posterior Internodal Track (Thorel) เริ่มจากด้านหลังของ SA Node ลงมาตามผนังหัวใจห้องบนขวาลงมาสู่ AV Node

- Bundle of His เป็นส่วนที่ต่อออกมาจาก AV Node โดยตรงยาวประมาณ 2 เซนติเมตร อยู่ทางด้านขวาของผนังกันระหว่างหัวใจส่วนเอเดรียล (Atrium) ทั้ง 2 ข้างและอยู่บนผนังกันระหว่างหัวใจส่วนเวนตริเคิล (Ventricle) ทั้ง 2 ข้าง

- Bundle Branch จะแยกเป็น 2 แขนงคือ Right Bundle Branch และ Left Bundle Branch

1. Right Bundle Branch วางตัวลงมาทางขวาของผนังกันหัวใจห้องล่างก่อนลงมาทางด้านขวา โดยแทรกตัวเข้าไปอยู่ในเยื่อหัวใจ

2. Left Bundle Branch มีขนาดสั้นและหนากว่า ทอดตัวมาตามผนังกันหัวใจห้องล่างก่อนมาทางซ้ายและแยกออกเป็น 2 แขนง ได้แก่ แขนงด้านหน้าและแขนงด้านหลัง (Anterior and Posterior Fascicle)

- Purkinje System เป็นส่วนปลายสุดของระบบเหนี่ยวนำด้วยไฟฟ้า ซึ่งอยู่ใต้เยื่อหัวใจ (Endocardium) ลงไปแล้วแผ่กระจายไปทั่วเวนทริเคิลขวาและซ้าย

### 2.3.3 เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ

เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ ทำหน้าที่หดตัวเมื่อได้รับการกระตุ้น ส่วนผนังหุ้มเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจนั้นมีคุณสมบัติพิเศษทางไฟฟ้าที่ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายนอกและภายในเซลล์ต่างกัน คือ ความเข้มข้นไอออนบวกของโซเดียม ( $\text{Na}^+$ ) และความเข้มข้นไอออนบวกของโพแทสเซียม ( $\text{K}^+$ ) ที่ต่างกัน

## 2.4 กระบวนการรีโพลาริเซชันและดีโพลาริเซชันที่เกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [13]-[14]

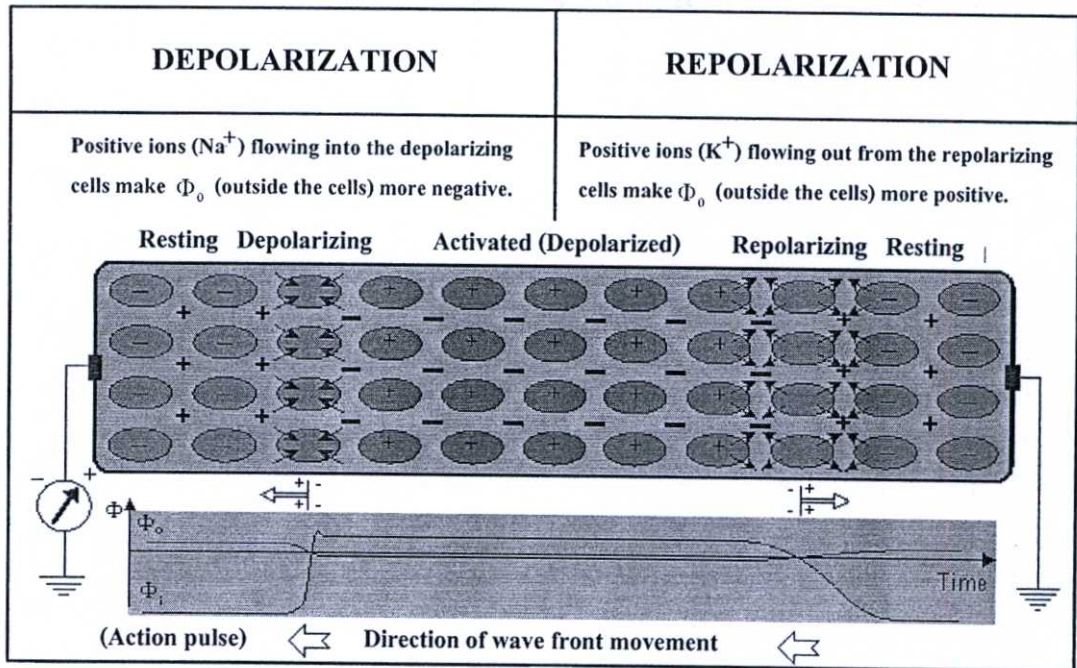
กระบวนการรีโพลาริเซชัน (Repolarization) และดีโพลาริเซชัน (Depolarization) ที่เกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ประกอบด้วยการเปลี่ยนที่สำคัญ 3 ระยะ คือ

ระยะโพลาริเซชัน (Polarization) หรือระยะพัก (Resting) คือ ระยะก่อนถูกกระตุ้น

ระยะดีโพลาริเซชัน คือ ระยะที่เซลล์ถูกกระตุ้น เมื่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจถูกกระตุ้น  $\text{Na}^+$  จากภายนอกเซลล์ จะเคลื่อนที่เข้าไปในเซลล์ ทำให้มีการเปลี่ยนแปลงของประจุไฟฟ้าภายในเซลล์เป็นบวก ภายนอกเซลล์กลายเป็นลบ เกิดสนามไฟฟ้าขึ้นบริเวณดีโพลาริเซชันกับโพลาริ

ระยะรีโพลาริเซชัน คือ ระยะที่มีการเปลี่ยนแปลงเพื่อที่จะกลับเข้าสู่ระยะพักเช่นเดิม โดยไอออนเคลื่อนที่อย่างช้า ๆ ผ่าน Membrane เพื่อทำให้เซลล์กลับเข้าสู่ภาวะโพลาริ จุดเริ่มต้นของรีโพลาริ เริ่มต้นที่ไอออนลบของโพแทสเซียม  $\text{K}^+$  เคลื่อนที่ออกจากกล้ามเนื้อหัวใจและสิ้นสุดเมื่อ  $\text{Na}^+$  และ  $\text{K}^+$  เคลื่อนที่กลับเข้าสู่ตำแหน่งเดิมในสภาวะโพลาริ

ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจขณะพักตัว ( $\Phi_0$ ) อยู่ที่ระดับ -85 mV ถึง -95 mV ในขณะที่ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์เส้นใยพิเศษสำหรับนำศักย์ไฟฟ้าขณะพักตัว ( $\Phi_0'$ ) อยู่ที่ระดับ 90 mV ถึง -100 mV เมื่อเซลล์เกิดการกระตุ้น (Depolarize) แล้วศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะเกิดการ Overshoot ออกมาเป็นศักย์กระตุ้น (Action Potential) ถึงระดับ +20 mV ซึ่งแสดงกระบวนการดีโพลาริเซชันและรีโพลาริเซชันในรูปที่ 2.4 แสดงการแลกเปลี่ยนประจุโซเดียมและโพแทสเซียม โดยกระบวนการดีโพลาริเซชันไอออนบวก ( $\text{Na}^+$ ) ซึ่งไหลเข้าไปในเซลล์การดีโพลาริซิงค์ (Depolarizing) ทำให้  $\Phi_0$  (ภายนอกเซลล์) เป็นลบมากกว่าและกระบวนการรีโพลาริเซชันไอออนบวก ( $\text{K}^+$ ) ซึ่งไหลออกนอกเซลล์การรีโพลาริซิงค์ (Repolarizing) ทำให้  $\Phi_0$  (ภายนอกเซลล์) เป็นบวกมากกว่า



รูปที่ 2.4 กระบวนการดีโพลาไรเซชันและรีโพลาไรเซชันซึ่งแสดงการแลกเปลี่ยนและโปรแตสเซียม

จากรูปที่ 2.4 แสดงกระบวนการดีโพลาไรเซชันและรีโพลาไรเซชันซึ่งแสดงการแลกเปลี่ยนโซเดียมและโปรแตสเซียม โดยได้แสดงให้เห็นเส้นทางการนำไฟฟ้าและการใช้ขั้วไฟฟ้า 2 ขั้ว วัดการนำไฟฟ้าวางตรงข้ามกัน ซึ่งแบ่งได้ 5 กรณีตามชนิดของคลื่น ขั้วไฟฟ้าและกรณีที่หน้าคลื่นไม่ไปตามทิศทางเดียวกันกับขั้วไฟฟ้า ได้ดังนี้

กรณีที่ 1 หน้าคลื่นที่มีการดีโพลาไรซ์พุ่งเข้าหาขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวตั้ง ดังแสดงในรูปที่ 2.5

กรณีที่ 2 หน้าคลื่นที่มีการดีโพลาไรซ์พุ่งออกจากขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวกลับ ดังแสดงในรูปที่ 2.6

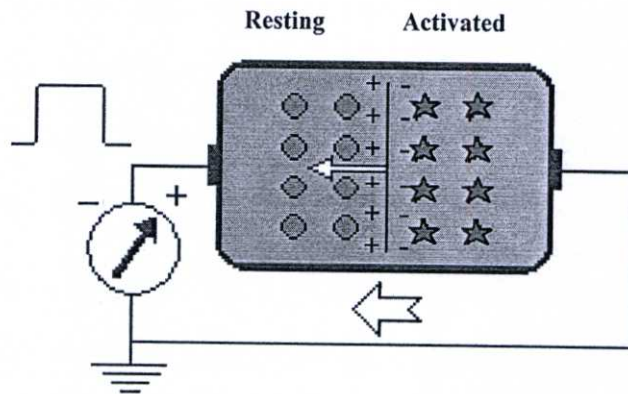
กรณีที่ 3 หน้าคลื่นที่มีการรีโพลาไรซ์พุ่งเข้าหาขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวกลับ ดังแสดงในรูปที่ 2.7

กรณีที่ 4 หน้าคลื่นที่มีการรีโพลาไรซ์พุ่งออกจากขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวตั้ง ดังแสดงในรูปที่ 2.8

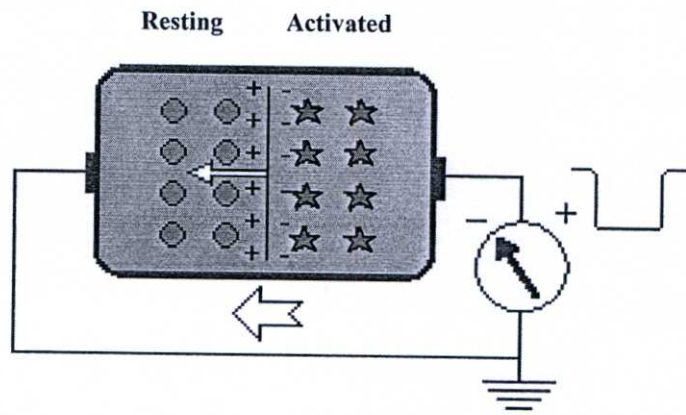
กรณีที่ 5 เมื่อหน้าคลื่นทั้ง 2 มาพร้อมกัน แต่ไม่ตรงเข้าหาขั้วไฟฟ้า สัญญาณที่ได้จะแปรผันตามความเร็วในทิศทางของขั้วไฟฟ้า ซึ่งดังแสดงในรูปที่ 2.9

สัถยกระดุนั้น เกิดจากความเข้มข้นที่แตกต่างกันของไอออนภายในและภายนอกเซลล์ เช่น โซเดียมไอออน ( $\text{Na}^+$ ) และโปรแตสเซียมไอออน ( $\text{K}^+$ ) ตามปกติแล้ว ภายในเซลล์หัวใจโซเดียมไอออนจะมีความเข้มข้นต่ำเมื่อเทียบกับโปรแตสเซียมไอออนที่มีความเข้มข้นสูงกว่า แต่ภายนอก

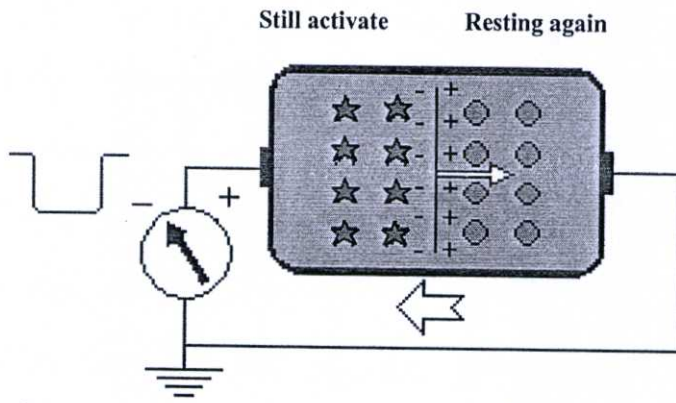
เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ โซเดียมไอออนจะมีความเข้มข้นสูงเมื่อเทียบกับโพแทสเซียมไอออนที่มีความเข้มข้นต่ำกว่า ไอออนเหล่านี้มีการซึมผ่านเข้าออกจากเซลล์เป็นระยะ ๆ ทำให้ศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา ระยะใดที่ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์ลดต่ำลงมาก เซลล์จะตอบสนองการกระตุ้นโดยการเปิดให้โซเดียมไอออนจากภายนอกเซลล์จะเข้าสู่ภายในเซลล์ ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์เพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็ว จากนั้นศักย์ไฟฟ้าก็จะค่อย ๆ ลดลง เพราะโพแทสเซียมไอออนซึมออกจากเซลล์ ตามด้วยการที่เซลล์ขับโซเดียมไอออนออกไปในที่สุดศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะลดต่ำลงจนสามารถตอบสนองการกระตุ้นได้อีก ปรัชญาการเหล่านี้เกิดขึ้นซ้ำเป็นจังหวะต่อเนื่อง ทำให้ศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงขึ้นลงลักษณะคล้ายคลื่นที่สามารถบันทึกได้ เรียกว่า “คลื่นไฟฟ้าหัวใจ” (Electrocardiogram) โดยที่การเกิดคลื่น P จะแสดงในรูปที่ 2.10 (ก) ส่วนการเกิดคลื่นสัญญาณ QRS จะแสดงในรูปที่ 2.10 (ข) การสิ้นสุดคลื่น QRS จะแสดงให้เห็นในรูปที่ 2.10 (ค) และการเกิดคลื่น T จะแสดงให้เห็นในรูปที่ 2.10 (ง)



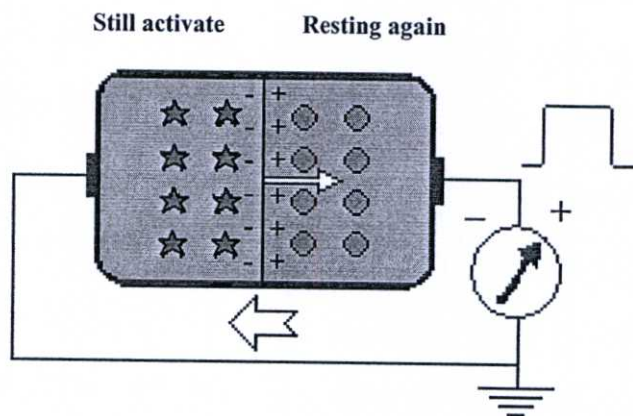
รูปที่ 2.5 หน้าคลื่นที่มีการดีโพลาไรซ์พุ่งเข้าหาขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวตั้ง



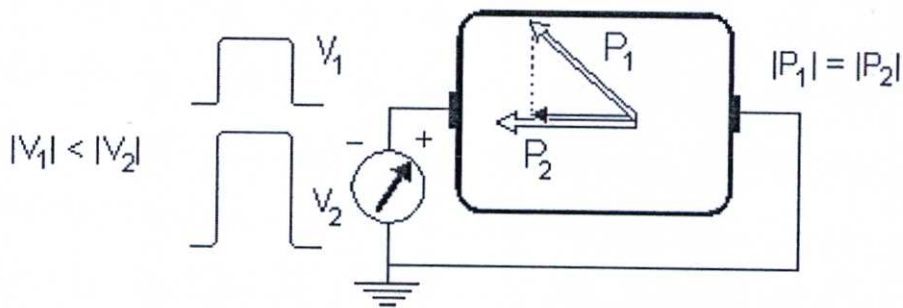
รูปที่ 2.6 หน้าคลื่นที่มีการดีโพลาไรซ์พุ่งออกจากขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวกลับ



รูปที่ 2.7 หน้าคลื่นที่มีการรีโพลาริเซชันพุ่งเข้าหาขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวกลับ



รูปที่ 2.8 หน้าคลื่นที่มีการรีโพลาริเซชันพุ่งออกจากขั้วบวกจะได้สัญญาณหัวตั้ง



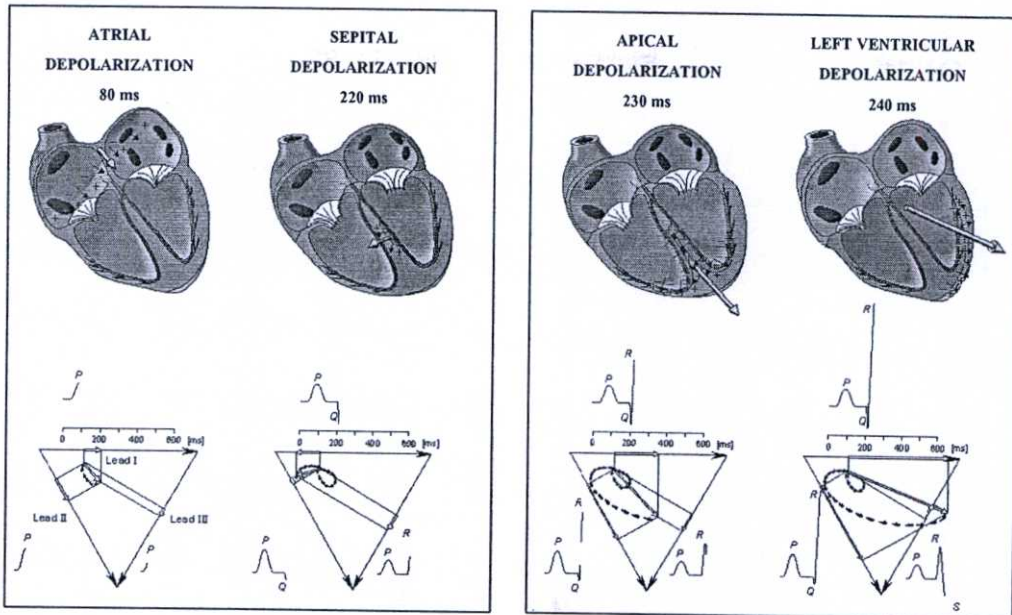
รูปที่ 2.9 เมื่อหน้าคลื่นทั้ง 2 มาพร้อมกัน แต่ไม่ตรงเข้าหาขั้วไฟฟ้า สัญญาณที่ได้จะแปรผันตามความเร็วในทิศทางของขั้วไฟฟ้า

หมายเหตุ ★ = เซลล์อุกกระตุ้น (ดีโพลาริ)

● = เซลล์ระยะพักตัว (รีโพลาริ)

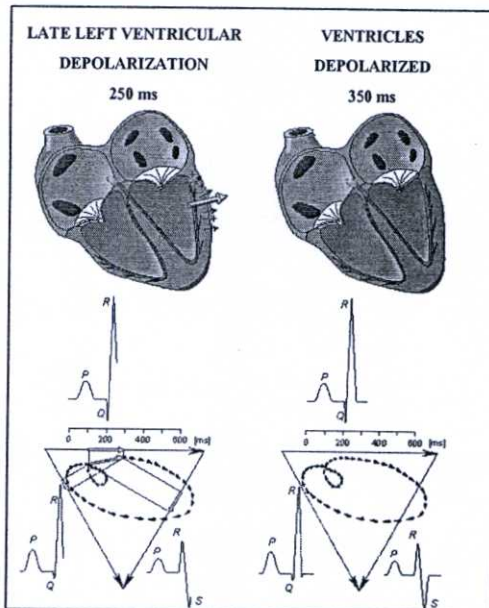
↔ = ทิศทางของดีโพลาริเซชันหรือหน้าคลื่นของรีโพลาริเซชัน

↔ = ขั้วของชั้นคู่และไดโพล



(ก)

(ข)



(ค)

(ง)

รูปที่ 2.10 ความสัมพันธ์ระหว่างทิศทางการกระจายตัวของไฟฟ้าหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดขึ้น

(ก) การเกิดคลื่น P โดยดีโพลาไรเซชันที่ Atrial และ Septal

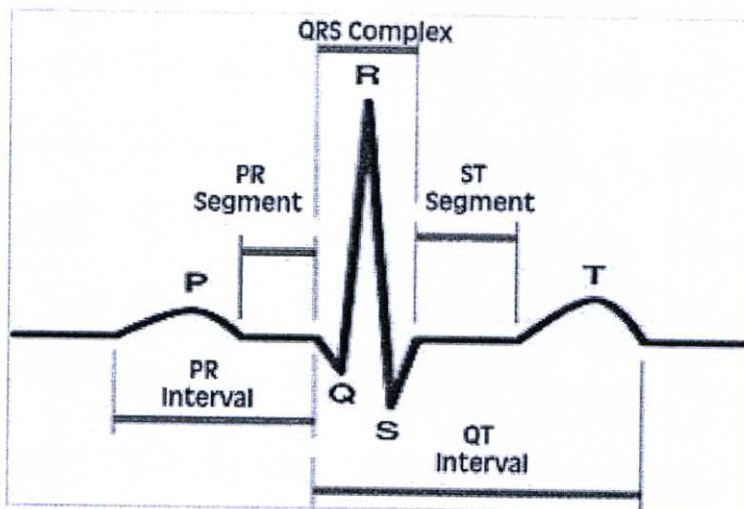
(ข) การเกิดคลื่น Q และการเริ่มต้นคลื่น R โดยการดีโพลาไรเซชันที่ Atrial และ Left Ventricle

(ค) การสิ้นสุดคลื่น QRS โดยการดีโพลาไรเซชันที่ Left Ventricle

(ง) การเกิดคลื่น T โดยการรีโพลาไรเซชัน ที่ Left Ventricle

## 2.5 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ [15]-[17]

คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะประกอบไปด้วยคลื่น P (P wave) กลุ่มคลื่น QRS (QRS Complex) คลื่น T (T Wave) และคลื่น U (U Wave) ดังแสดงในรูปที่ 2.11 ซึ่งแสดงลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ และช่วงการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยแต่ละส่วนสามารถอธิบายได้ดังนี้



รูปที่ 2.11 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติและช่วงการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

### 2.5.1 คลื่น P

คลื่น P แสดงการดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องบนซ้ายและหัวใจห้องบนขวา (Depolarization of The Right and Left Atria) ซึ่งทำให้หัวใจห้องบนมีการบีบตัว โดยปกติแล้วคลื่น P จะหัวตั้งเว้นแต่คลื่น aVR ที่คลื่น P จะหัวกลับและคลื่น P จะมีขนาดใหญ่ที่สุดเมื่อใช้ขั้วไฟฟ้า Lead II วัด (ดูรูปที่ 2.12)

### 2.5.2 กลุ่มคลื่น QRS

กลุ่มคลื่น QRS แสดงการดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างซ้ายและหัวใจห้องล่างขวา (Right and Left Ventricular Depolarization) ทำให้กล้ามเนื้อบีบตัวส่งโลหิตไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ภายในร่างกาย จุดที่เกิดการหักเหไปทางลง จุดแรกเรียกว่าคลื่น Q จุดที่หักเหขึ้นเรียกว่า “คลื่น R” และจุดหักเหซึ่งตามหลังคลื่น R เรียกว่าคลื่น S ในกรณีที่ไม่มีคลื่น R ให้เรียกว่า “QS Complex” และในกรณีที่มีคลื่น R ตามหลังคลื่น S นั้น ให้เรียกว่า “คลื่น R’” ถ้านำขั้วไฟฟ้าไปติดที่แขนขวาและแขนซ้าย (Lead II) จะได้สัญญาณ R ที่ใหญ่ที่สุดเนื่องจากผลรวมศักย์ไฟฟ้าของเซลล์มีจำนวนมาก สำหรับคลื่น Q ซึ่งมักพบใน Lead I, aVL, aVF, V4, V5, V6, นั้นเกิดจากการกระตุ่น Ventricular Septum

### 2.5.3 คลื่น T

คลื่น T แสดงการรีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างและมีขนาดประมาณร้อยละ 30 ของคลื่น R โดยที่คลื่น T จะมีลักษณะหัวตั้งค่อนข้างสมมาตร โดยที่ด้าน Ascending จะชันน้อยกว่าด้าน

Descending เล็กน้อย ในกรณีที่ใช้ Lead I, II, V3-V6 วัด และได้คลื่น T หัวกลับในกรณีการวัดโดยใช้ Lead aVR หรือคลื่น T หัวตั้งหรือหัวกลับในกรณี Lead อื่น ๆ

#### 2.5.4 คลื่น U

คลื่น U มีจุดกำเนิดไม่แน่ชัดแต่อาจแสดงถึงสภาพหลังการรีโพลาไรเซชันของเส้นใย Purkinje ก็ได้ มักเกิดกับ Lead V4-V5 คลื่น U มักมีขนาดไม่เกิน 0.1 mV

### 2.6 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [18]

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจมี 2 ลักษณะด้วยกัน คือ Bipolar Recording และ Unipolar Recording รายละเอียดของการวัดทั้งสองลักษณะ สามารถอธิบายได้ดังนี้

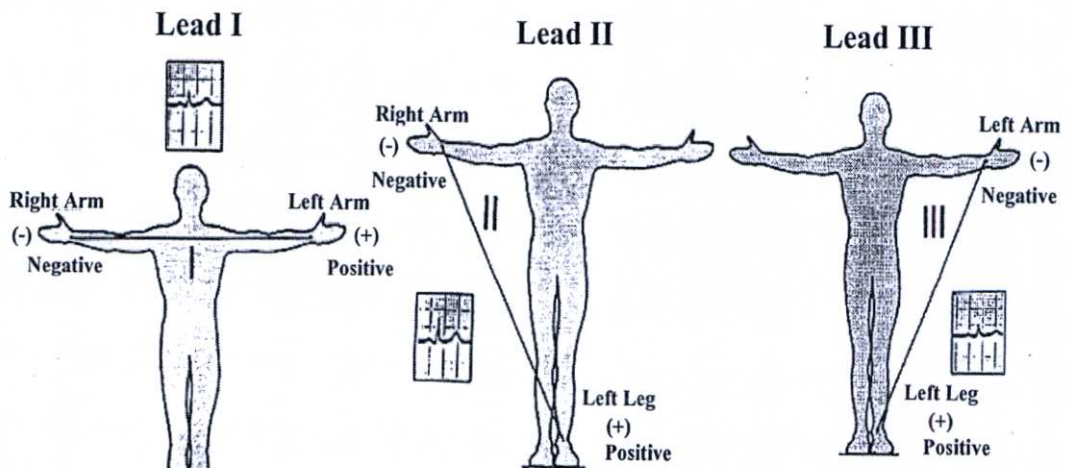
#### 2.6.1 Bipolar Recording

Bipolar Recording เรียกว่า Bipolar Limb Lead หรือ Standard Limb Lead โดยอาศัยกฎสามเหลี่ยมของไอน์โธเฟน (Einthoven Triangle) มีชื่อเรียกว่า “ไอน์โธเฟน-ลีด” (Einthoven Lead) เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจ โดยการติดขั้วบันทึกซึ่งเป็น Active หรือ Exploring Electrode 2 ขั้วบนแขนหรือขาที่ต้องการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งประกอบด้วย Lead I, Lead II และ Lead III โดยมีขั้วบันทึกในตำแหน่งต่าง ๆ ดังรูปที่ 2.12 โดยที่

Lead I เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจ ระหว่างแขนขวา กับแขนซ้าย โดยมีขั้วลบอยู่แขนขวาและขั้วบวกอยู่แขนซ้าย

Lead II เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจ ระหว่างแขนขวากับขาซ้าย โดยมีขั้วลบอยู่แขนขวาและขั้วบวกอยู่ขาซ้าย

Lead III เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจ ระหว่างแขนซ้ายกับขาซ้าย โดยมีขั้วลบอยู่แขนซ้ายและขั้วบวกอยู่ขาซ้าย



รูปที่ 2.12 Bipolar Recording

### 2.6.2 Unipolar Recording

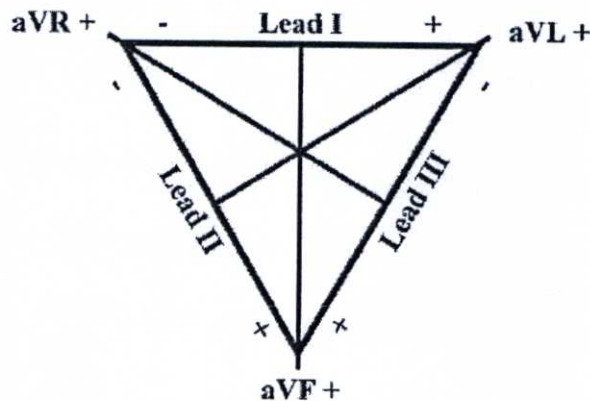
Unipolar Recording เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจ โดยขั้วบันทึกซึ่งเป็น Active หรือ Exploring Electrode (ขั้วบวก) วางลงบนบริเวณที่ต้องการบันทึก ส่วนอีกขั้วหนึ่ง (ขั้วลบ) ต่อกับ Indifference Electrode คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้เรียกว่า “Unipolar Lead” ซึ่งประกอบด้วย 3 Unipolar Limb Lead และ 6 Unipolar Chest Lead ซึ่งมีตำแหน่งบันทึกต่าง ๆ ดังนี้

1. Unipolar Limb Lead มี 3 Lead ดังแสดงในรูปที่ 2.13 คือ

- aVR (Augment Voltage Right) เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจบริเวณแขนขวาโดยวาง Exploring Electrode บริเวณแขนขวาส่วน Indifference Electrode ต่อกับแขนซ้ายและขาซ้าย

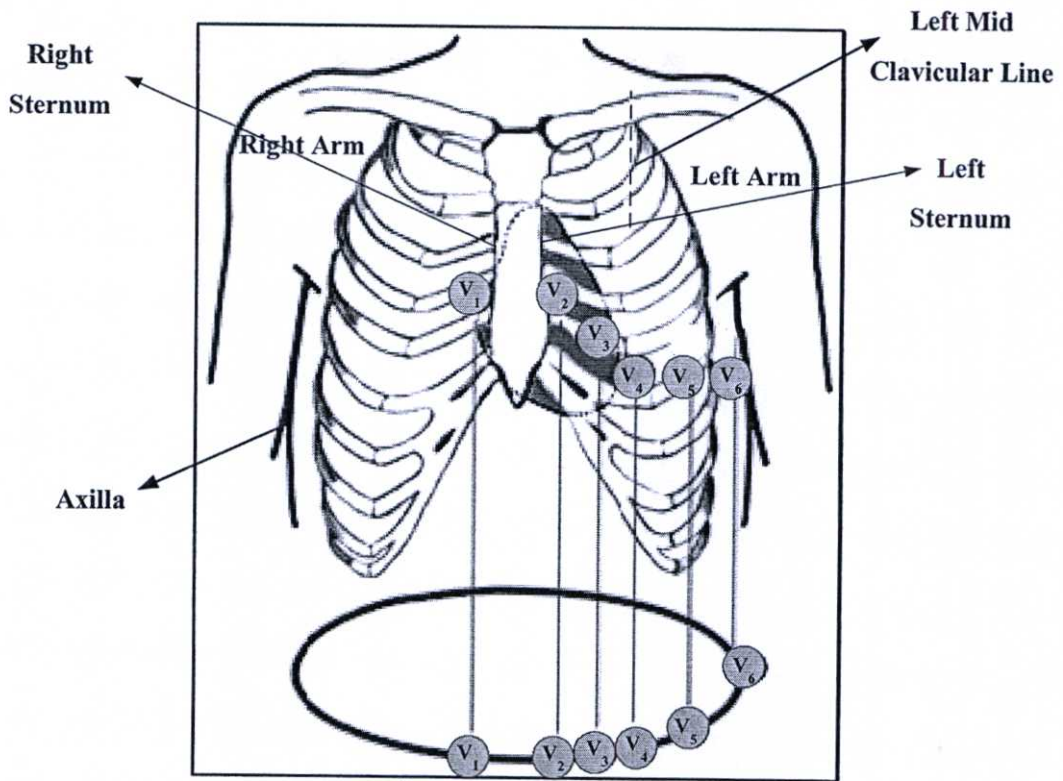
- aVL (Augment Voltage Left) เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจบริเวณแขนซ้ายโดยวาง Exploring Electrode บริเวณแขนซ้าย ส่วน Indifference Electrode ต่อกับแขนขวาและขาซ้าย

- aVF (Augment Voltage Foot) เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจบริเวณขาซ้ายโดยวาง Exploring Electrode บริเวณขาซ้าย ส่วน Indifference Electrode ต่อกับแขนขวาและแขนซ้าย



รูปที่ 2.13 Unipolar Limb Lead

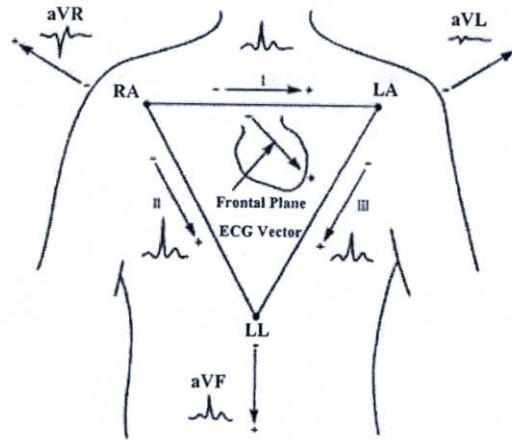
2. Unipolar Chest Lead เป็นการบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจในส่วนต่าง ๆ ในแนวตัดขวาง (Horizontal Plane) ในระดับใจกลางหัวใจซึ่งอยู่ประมาณระดับ AV Node โดยต่อขั้วลบเข้ากับ Neutral Reference Lead ซึ่งเกิดจากการต่อ Limb Lead ทั้ง 3 Lead เข้าด้วยกัน ส่วนขั้วบวกหรือ Exploring Electrode จะติดกับบริเวณต่าง ๆ บนผนังทรวงอก ซึ่งสามารถบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของหัวใจในส่วนต่าง ๆ ได้ Unipolar Chest Lead มี 6 Lead ดังแสดงในรูปที่ 2.14



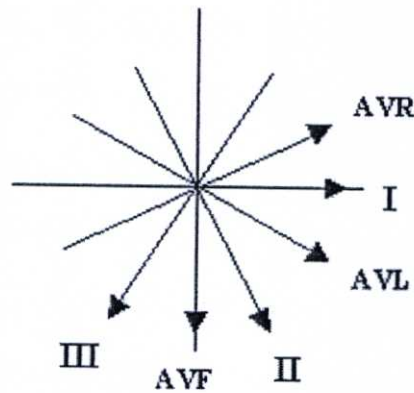
รูปที่ 2.14 Unipolar Chest Lead

- V<sub>1</sub> บริเวณ Intercostal Space ที่ 4 ติดขอบ Sternum ด้านขวา
- V<sub>2</sub> บริเวณ Intercostal Space ที่ 4 ติดขอบ Sternum ด้านซ้าย
- V<sub>3</sub> บริเวณกึ่งกลางระหว่าง V<sub>2</sub> กับ V<sub>4</sub>
- V<sub>4</sub> บริเวณ Intercostal Space ที่ 5 ติดกับ Left Mid Clavicular Line
- V<sub>5</sub> บริเวณ Left Anterior Axillary Line ระดับเดียวกับ V<sub>4</sub>
- V<sub>6</sub> บริเวณ Left Mid Axillary Line ระดับเดียวกับ V<sub>4</sub>

ใน Standard Limb Lead เป็นการบันทึกในแนว Forntal Plane สามารถนำทิศทางและแนวแรงของ Lead I, Lead II, และ Lead III มาเขียนเป็นรูปสามเหลี่ยมด้านเท่าเรียกว่า "Einthoven's Triangle" ดังรูปที่ 2.15 ซึ่งตาม Einthoven's Law ขนาดของแนวแรงใน Lead II จะเท่ากับ Lead I + Lead III และแนวแรงของ Standrad Limb Lead ทั้งหมดสามารถนำมาเขียนเป็น Hexaxial System ได้ ซึ่งเรียกว่า "Einthoven Hexaxial System" ดังรูปที่ 2.16 ซึ่งมีประโยชน์ในการหาแกนไฟฟ้าของหัวใจ (Mean Electrical Axis)



รูปที่ 2.15 Einthoven's Triangle



รูปที่ 2.16 Einthoven Hexaxial System

## 2.7 อิเล็กโทรด [15]-[17]

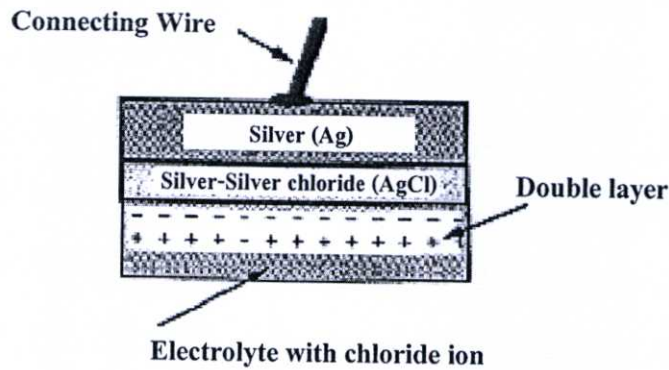
อิเล็กโทรด (Electrode) คือ ตัวเชื่อมการวัดศักย์ไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าบนร่างกาย ที่ทำงานเสมือนเป็นทรานสดิวเซอร์ (Transducer) ซึ่งทำหน้าที่เปลี่ยนกระแสไอออนิก (Ionic Current) เป็นกระแสไฟฟ้า (Electric Current) ในการติดสายบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้น จะต้องมีการทำความเข้าใจบริเวณที่จะติดขั้วไฟฟ้า (Electrodes) ซึ่งขั้วไฟฟ้างกล่าวว่ามีโครงสร้างดังในรูปที่ 2.17 ซึ่งแสดงลักษณะขั้วไฟฟ้าเงิน (Ag) - ซิลเวอร์คลอไรด์ (AgCl)

### 2.7.1 อิเล็กโทรดที่ปราศไรซ์และอิเล็กโทรดที่ไม่ปราศไรซ์

ตามทฤษฎีสามารถแบ่งอิเล็กโทรดได้ 2 ชนิด คือ

1. อิเล็กโทรดที่ปราศไรซ์ อิเล็กโทรดนี้เมื่อผ่านกระแสไฟฟ้าเข้าไป จะไม่มีกระแสไฟฟ้าข้ามพื้นหน้าของอิเล็กโทรด และอิเล็กโทรไลต์จะทำงานเหมือนคาปาซิเตอร์

2. อิเล็กโทรดที่ไม่ปาลาไรซ์ เมื่อมีกระแสผ่านจะสามารถผ่านพื้นหน้าได้อย่างเสรี โดยไม่สูญเสียพลังงาน ดังนั้นจึงไม่เกิด Over Voltage แต่เราไม่สามารถสร้างอิเล็กโทรดที่ปาลาไรซ์และไม่ปาลาไรซ์ได้อย่างสมบูรณ์



รูปที่ 2.17 ลักษณะขั้วไฟฟ้าเงิน - ซิลเวอร์คลอไรด์

### 2.7.2 คุณสมบัติของอิเล็กโทรด

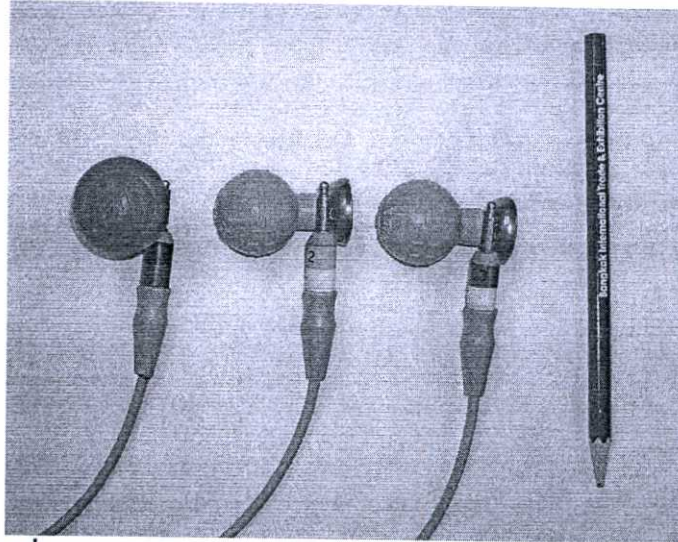
คุณสมบัติกระแสและแรงดันของอิเล็กโทรดนั้นไม่เป็นเส้นตรง เพราะอิเล็กโทรดมีคุณสมบัติเฉพาะตัว คือ ความไวต่อกระแสที่ผ่านอิเล็กโทรด ถ้ามีความเข้มข้นของกระแสมาก คุณสมบัติจะต่างไปจากเดิม และคุณสมบัติยังขึ้นกับรูปคลื่นไฟฟ้า ถ้าเป็นไซน์ต้องขึ้นกับความถี่ด้วย เพราะอิเล็กโทรดมีความต้านทานและตัวเก็บประจุอยู่ด้วย เมื่อนำอิเล็กโทรดติดที่ผิวหนังจะต้องพิจารณาคุณสมบัติพื้นฐานระหว่างอิเล็กโทรดกับอิเล็กโทรไลต์และผิวหนังด้วย ซึ่งวิธีการใช้โดยใช้ครีมอิเล็กโทรไลต์ที่ประกอบด้วยคลอไรด์ไอออน ทาก่อนที่จะติดอิเล็กโทรดเป็นตัวประสานปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อคุณสมบัติทางไฟฟ้าของผิวหนัง คือ การวัด Galvanic Skin Reflex (GSR) เพราะเกี่ยวกับเหงื่อและท่อของต่อมเหงื่อ ที่จะมีโซเดียม โปแทสเซียมและคลอไรด์ไอออนหลังจากต่อมเหงื่อ ทำให้เกิดความต่างศักย์ของรูท่อนำเหงื่อกับผิวหนัง แต่ส่วนประกอบที่กล่าวมาสามารถตัดไปได้กับอิเล็กโทรดที่ใช้วัดทางชีววิทยารวมดาไม่เกี่ยวกับการวัดทางผิวหนัง

### 2.7.3 ชนิดของอิเล็กโทรด

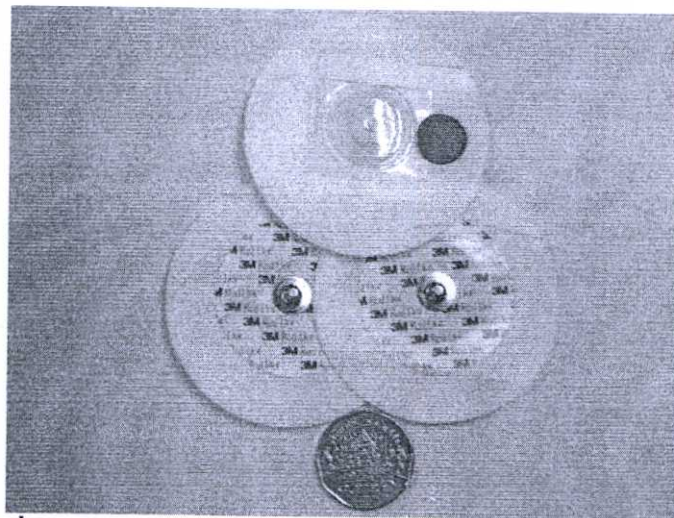
ชนิดของอิเล็กโทรดในการรับศักย์ไฟฟ้าทางชีววิทยาที่นิยมมี 2 ชนิด คือ อิเล็กโทรดที่ทำด้วยถ้วยโลหะสุญญากาศ (ชนิดใช้ได้หลายครั้ง) และอิเล็กโทรดชนิดแผ่นที่ทำด้วยโพลีเมอร์ (ชนิดใช้ได้ครั้งเดียว) ดังแสดงในรูปที่ 2.18 และ 2.19 ตามลำดับ

วิธีการใช้อิเล็กโทรดที่ทำด้วยถ้วยโลหะสุญญากาศ จำเป็นต้องทำความสะอาดผิวหนังที่จะติดด้วยแอลกอฮอล์ รอยบนแห้งใช้เจลครีม อิเล็กโทรไลต์ทาบริเวณผิวหนังที่จะติด นำถ้วยโลหะมาติดกับผิวหนังโดยการบีบลูกยางซึ่งถ้วยโลหะจะติดกับผิวหนัง

ส่วนแผ่นอิเล็กโทรดชนิดแผ่นที่ทำด้วยโพลีเมอร์ เป็นอิเล็กโทรดที่ใช้งานได้รวดเร็วและใช้ครั้งเดียวแล้วทิ้ง ทั้งนี้เพื่อประหยัดเวลาและความสะดวกของบุคลากรทางด้านนี้ อิเล็กโทรดชนิดนี้ประกอบด้วยพลาสติกที่ทำเป็นโพลีเมอร์ (ปัจจุบันมีวัสดุแบบแผ่นหลายชนิด) จะมีแผ่นเงินติดอยู่ข้างหนึ่ง แผ่นเงินนี้อาจเคลื่อนด้วยซิลเวอร์คลอไรด์ ในการใช้งานนี้ ผู้ใช้เพียงแต่ทำความสะอาดผิวหนังเปิดห่ออิเล็กโทรดทิ้งกระดาษที่ปิดอยู่ออกแล้วกดแผ่นอิเล็กโทรดติดลงบนผิวหนังได้ทันที



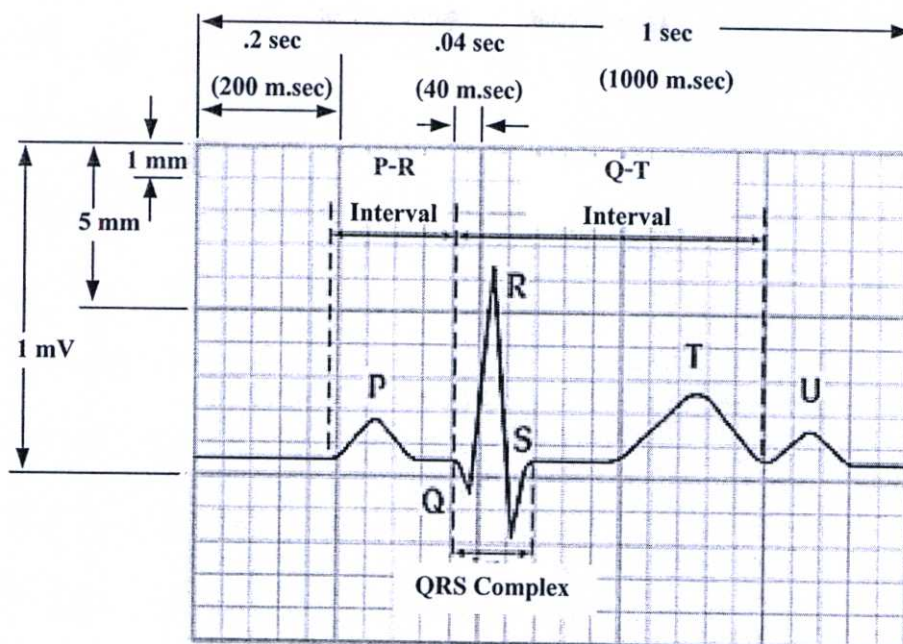
รูปที่ 2.18 อิเล็กโทรดชนิดด้วยสูญญากาศ (ชนิดใช้ได้หลายครั้ง)



รูปที่ 2.19 อิเล็กโทรดชนิดแผ่นที่ทำด้วยโพลีเมอร์ (ชนิดใช้ได้ครั้งเดียว)

## 2.8 ตัวแปรร่วมในคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับการวินิจฉัยอาการทางหัวใจ [15]-[17]

แพทย์ผู้เชี่ยวชาญมักนิยมวิเคราะห์ โดยการวัดความกว้างของคลื่น ขนาดช่วงคลื่นและระยะต่าง ๆ ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังแสดงในรูปที่ 2.20 เพื่อเป็นตัวแปรร่วมในการวินิจฉัยอาการทางหัวใจ โดยระยะปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถสรุปได้ดังในตารางที่ 2.1



รูปที่ 2.20 ระยะและความสูงคลื่นไฟฟ้าหัวใจของช่วงคลื่นต่าง ๆ

ตารางที่ 2.1 ระยะปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ระยะต่าง ๆ ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	ระยะปกติ
P Wave Interval	0.06 วินาที ถึง 0.11-0.12 วินาที และหัวตั้งในกรณี V4,V5,V6
P Wave Amplitude	น้อยกว่า 0.25 mV
PR Interval	0.12-0.20 วินาที
QRS Interval	0.06-0.10 วินาที
Q Wave Amplitude	ไม่เกิน 0.1 mV หรือ ไม่เกิน 1/4 ของความสูงคลื่น R
Q Wave Interval	ไม่เกิน 0.04 วินาที
Q Wave Amplitude	น้อยกว่า 1/4 ของคลื่น R (นับจาก Isoelectric Level) หรือ $\approx 0.2$ mV
(ST Segment Deviation)	ไม่เกิน 0.1 mV เมื่อเทียบกับเส้นมาตรฐาน (Isoelectric Level) ณ 0.08 วินาที หลังจุดสิ้นสุดคลื่น QRS
QT Interval: QTc	ผู้ชายไม่เกิน 0.40 วินาที ผู้หญิงไม่เกิน 0.44 วินาที

### 2.8.1 รายละเอียดตัวแปรร่วมในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

รายละเอียดเกี่ยวกับตัวแปรร่วมในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อใช้วิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ สามารถสรุปได้ดังนี้

1. ความกว้างคลื่น P เป็นระยะเวลาการดีโพลาไรเซชันในหัวใจส่วนเอเตรียมเพื่อบีบตัว
2. ความสูงของคลื่น P ซึ่งเป็นขนาดของศักย์ไฟฟ้าที่ปล่อยออกมาจาก SA Node ซึ่งวัดจากระดับเส้นมาตรฐาน (Isoelectric Level) ถึงยอดคลื่น P
3. ความกว้างคลื่น QRS เป็นระยะเวลาการดีโพลาไรเซชันในหัวใจ ส่วนเวนทริเคิลซึ่งทำให้อิเล็กตรอนเนื้อหัวใจส่วนเวนทริเคิลเกิดการบีบตัว และนับจากจุดเริ่มต้นของคลื่น R ในกรณีทั่วไปหรือจุดเริ่มต้นของคลื่น Q ในกรณีที่มีคลื่น Q จนถึงจุดสิ้นสุดของคลื่น QRS ที่จุดสิ้นสุดคลื่น
4. ความสูงของคลื่น QRS ซึ่งเป็นขนาดของศักย์ไฟฟ้าที่ปล่อยออกมาจาก AV Node ซึ่งวัดจากระดับเส้นมาตรฐาน (Isoelectric Level) ถึงยอดคลื่น QRS
5. ความกว้างคลื่น T เป็นระยะเวลาการรีโพลาไรเซชันในหัวใจ ส่วนเวนทริเคิลซึ่งเป็นช่วงเวลาที่หัวใจส่วนเวนทริเคิลคลายตัว
6. ความสูงของคลื่น T ซึ่งเป็นขนาดของศักย์ไฟฟ้าที่ปล่อยออกมาขณะที่หัวใจส่วนเวนทริเคิลกำลังคลายตัว ซึ่งวัดจากระดับเส้นมาตรฐาน (Isoelectric Level) ถึงยอดคลื่น T
7. ช่วง QT (QT Interval: QTc) ช่วงเวลาตั้งแต่จุดเริ่มต้นเนื้อหัวใจเวนทริเคิลเกิดการดีโพลาไรเซชันถึงจุดสิ้นสุดการรีโพลาไรเซชันที่กล้ามเนื้อหัวใจเวนทริเคิล (ช่วงเวลาของ QTc ปกติ ผู้ชายไม่เกิน 0.40 วินาที ผู้หญิงไม่เกิน 0.44 วินาที) ซึ่งจะตรงกับจุดเริ่มต้นของคลื่น QRS จนถึงจุดสิ้นสุดคลื่น T และช่วงคลื่น QT เป็นช่วงคลื่นที่ยาวที่สุด ประกอบด้วยความยาวคลื่น 2 ช่วงได้แก่ คลื่น QRS กับ คลื่น T และส่วน ST Segment โดยทั่วไปแล้วระยะ QTc จะขึ้นกับระยะ RR ตามสมการของ Bazette ดังนี้

$$QTc = \frac{QT}{\sqrt{RR}} \quad (2.1)$$

8. ช่วง RR (RR Interval) วงรอบการทำงานของหัวใจห้องเวนทริเคิล ใช้บ่งชี้อัตราการเต้นหัวใจห้องล่าง ซึ่งเป็นอัตราการเต้นหัวใจหลัก

9. ช่วง PP (PP Interval) วงรอบการทำงานของหัวใจห้องเอเตรียล (หัวใจห้องบน) ใช้บ่งชี้อัตราการเต้นหัวใจห้องบน โดยทั่วไประยะ PP และระยะ RR จะมีขนาดที่เท่ากัน เว้นแต่ในกรณีที่เกิดความผิดปกติของหัวใจห้องบนและห้องล่างเต้นไม่พร้อมกัน ค่าทั้ง 2 จึงจะมีขนาดต่างกัน

10. ส่วน PR (PR Segment) ช่วงเวลาตั้งแต่เริ่มการดีโพลาไรเซชันหัวใจห้องบน ซึ่งเวลาที่ SA Node ได้รับการกระตุ้น (จุดเริ่มต้นคลื่น P) ถึงสิ้นสุดการดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างหรือ

จุดที่สัญญาณจาก SA Node ไปถึง AV Node (จุดเริ่มต้นคลื่น R) ในกรณีทั่วไป หรือจุดเริ่มต้นคลื่น Q ในกรณีที่มีคลื่น Q ดังนั้นจึงมีการเรียกช่วงนี้ว่าระยะ PQ โดยทั่วไปแล้วจะไม่ค่อยมีการวัด เว้นแต่จะมีการเลื่อนขึ้นลงจากระดับเส้นมาตรฐาน (Isoelectric Level)

11. ส่วน ST (ST Segment) ซึ่งเป็นช่วงระหว่างที่หัวใจส่วนเวนครีเลคทีโพลาริซ์เซชัน ถึงช่วงหัวใจส่วนเวนครีเลคทีโพลาริซ์เซชัน ซึ่งการเปลี่ยนแปลงระดับของ ST Segment นั้นมีความสำคัญอย่างยิ่งในการวินิจฉัยอาการ โรคหัวใจ เพราะการเลื่อนขึ้นลงของส่วน ST เมื่อเทียบกับระดับเส้นมาตรฐาน แสดงให้เห็นว่ามีความผิดปกติในกล้ามเนื้อหัวใจ เช่น กล้ามเนื้อหัวใจตาย (Myocardial Infarction) หรือกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด (Myocardial Ischemia) ซึ่งเกิดขึ้นเมื่อเส้นเลือดแดงโคโรนารีที่นำออกซิเจน และสารอาหาร ไปเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจ เกิดการตีบหรืออุดตันทำให้กล้ามเนื้อหัวใจส่วนที่เส้นเลือดโคโรนารีเกิดการตีบตัน ไม่มีอาหารและออกซิเจนไปเลี้ยง ทำให้กล้ามเนื้อหัวใจในส่วนดังกล่าวขาดเลือดหรือตายได้

### 2.8.2 การวัดแบบอิเล็กทรอนิกส์โครคาร์ดิโอกราฟ

การวัดแบบอิเล็กทรอนิกส์โครคาร์ดิโอกราฟ (Electrocardiograph) คือ การวัดการเปลี่ยนแปลงขนาดเวกเตอร์ความต่างศักย์ที่เกิดขึ้นในแนวแกนใด ๆ เมื่อเทียบกับเวลา ซึ่งวิธีการวัดแบบนี้เป็นที่นิยมนานมาก เนื่องจากใช้หัววัดไม่มาก การสร้างอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดไม่ยุ่งยากซับซ้อนและสามารถเลือกสัญญาณวัดเพื่อการวินิจฉัยได้หลายเส้นตามที่ต้องการ ซึ่งรายละเอียดในการวัดแบบอิเล็กทรอนิกส์โครคาร์ดิโอกราฟจะแสดงในรูปที่ 2.21 โดยแสดงระยะต่าง ๆ ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนกระดาษกราฟที่มีความเร็วปกติ 25 มม./วินาที และที่สเกลวัดโวลต์เตจปกติ (10 mm/mV)

การบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจมักจะอยู่ในรูปกระดาษกราฟ ซึ่งมีระดับสเกลที่ใช้เทียบกับผลที่แสดงบนจอภาพออสซิลโลสโคปได้ กระดาษมีสเกลดังกล่าว 1 ช่องใหญ่จะมีขนาด 5 mm และ 1 ช่องเล็กจะมีขนาด 1 mm โดยทั่วไปแพทย์จะตั้งระดับความเร็วปกติในการแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนกระดาษกราฟไว้ที่ 25 mm/s และระดับสเกลศักย์ไฟฟ้าปกติที่ระดับ 1 mm/cm (หรือ 10 mm/m) ดังรูปที่ 2.21 แต่ในบางกรณีที่ต้องการวัดระยะ QT นั้น ต้องมีการปรับสเกลเป็น 0.5 mV/cm (หรือ 20 mm/mV) และความเร็วในการแสดงผลที่ 50 mm/s เนื่องจากการหาจุดสิ้นสุดของคลื่น T ที่สเกลปกตินั้นทำได้ยาก

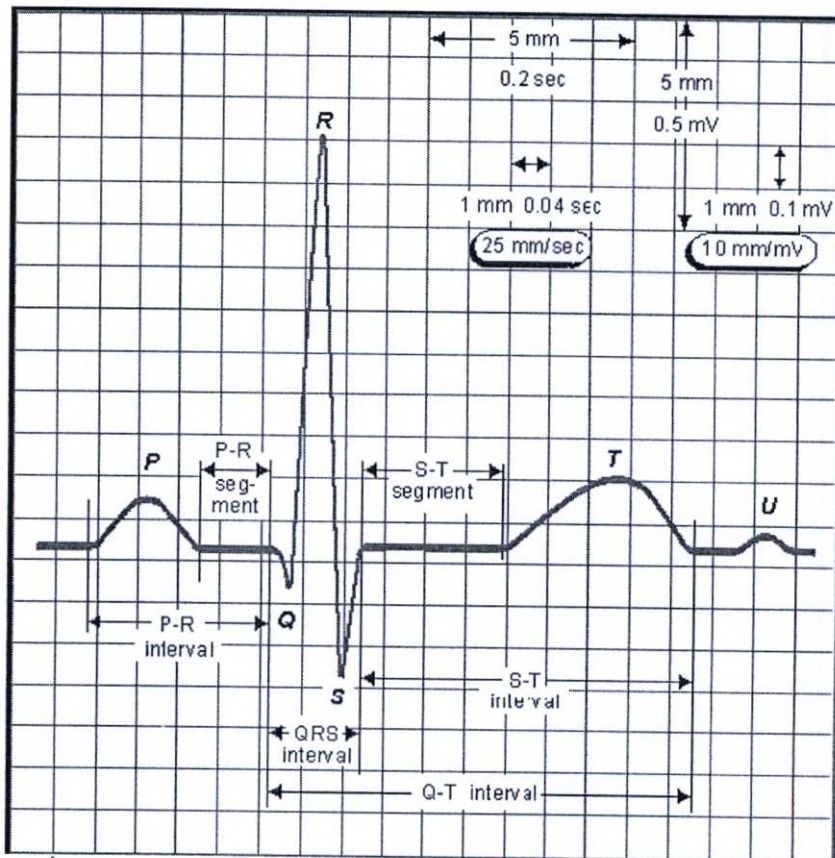
### 2.8.3 การวัดอัตราการเต้นหัวใจ

การวัดอัตราการเต้นหัวใจทำได้ 3 วิธี ดังนี้

วิธีที่ 1. วัดระยะระหว่างยอดคลื่น R จำนวน 2 ลูก โดยวัดจากยอดคลื่น R ลูกแรกไปลูกคลื่น R ลูกที่ 2 เพื่อหาระยะ RR ออกมาโดยนับตามจำนวนช่องใหญ่ของกระดาษกราฟคลื่นแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ วิธีนี้เหมาะสำหรับกรณีที่ผู้ป่วยมีอัตราการเต้นหัวใจสม่ำเสมอ ไม่แตกต่างกันมากนัก

วิธีที่ 2. ในกรณีที่เก็บข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจเส้นใดเส้นหนึ่ง ที่ระยะเวลาตั้งแต่ 3 วินาทีขึ้นไป ให้นำตามจำนวนลูกคลื่น R ที่อยู่ในช่วง 15 ช่องใหญ่ (ระยะเวลา 3 วินาทีสำหรับกรณีความเร็วกระดาษที่ระดับ 25 mm/s) แล้วคูณด้วย 20 เพื่อให้ได้อัตราการเต้นหัวใจต่อนาทีออกมา วิธีนี้เหมาะสำหรับกรณีที่ผู้ป่วยมีอาการเต้นหัวใจที่เกิดการผันผวน

วิธีที่ 3. ใช้ไม้บรรทัดพิเศษสำหรับการวัดอัตราการเต้นหัวใจ โดยเฉพาะซึ่งต้องใช้ลูกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 4 ลูก โดยให้ยอดคลื่นไฟฟ้าหัวใจลูกแรกอยู่ที่จุดอ้างอิงส่วนคลื่นไฟฟ้าหัวใจลูกที่ 4 จะอยู่ที่สเกลวัดอัตราการเต้นหัวใจ วัดได้เท่าไรก็ให้ถือว่าอัตราการเต้นหัวใจมีค่าเท่ากับที่แสดงในสเกลนั้น



รูปที่ 2.21 ระยะต่าง ๆ ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนกระดาษกราฟที่ความเร็วปกติ

## 2.9 สรุป

ในบทนี้ได้อธิบายถึงกายวิภาคและสรีระวิทยาของหัวใจ ความสัมพันธ์ของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ กระบวนการรีโพลาริเซชันและดีโพลาริเซชันที่เกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อิเล็กโทรดและตัวแปรร่วมในคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับการวินิจฉัยอาการทางหัวใจ

### บทที่ 3

## ทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับการวัดค่าความอิ่มตัว ของออกซิเจนในเลือดแดง

### 3.1 บทนำ

บทนี้จะกล่าวถึงก๊าซในเลือดแดง เครื่องมือวิเคราะห์ก๊าซ การแลกเปลี่ยนก๊าซที่ปอดและเซลล์ ปริมาณออกซิเจนในเลือดแดง ภาวะออกซิเจนต่ำ อุปกรณ์การบริหารออกซิเจน พิษจากออกซิเจน ระดับค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง [19] เครื่องพัลซ์ออกซิมิเตอร์ [20] หลักการทำงานของเครื่องพัลซ์ออกซิมิเตอร์และหลักการตรวจวัดเครื่องพัลซ์ออกซิมิเตอร์ [21]

### 3.2 ก๊าซในเลือดแดง [19]

ก๊าซในเลือดแดง (Arterial Blood Gases) การวิเคราะห์ก๊าซในเลือดเป็นการตรวจทางห้องปฏิบัติการที่มีส่วนช่วยให้เข้าใจถึงการทำงานของเซลล์และพยาธิสภาพที่เกิดขึ้น เพื่อประโยชน์ในการวินิจฉัยโรค การดำเนินโรคและการประเมินผลการรักษาผู้ป่วยอย่างใกล้ชิด โดยเฉพาะอย่างยิ่งในระบบการหายใจและการไหลเวียนเลือด ซึ่งการวิเคราะห์ก๊าซในเลือดแดงสามารถแสดงในรูปแบบที่ 3.1



รูปที่ 3.1 การวิเคราะห์ก๊าซในเลือดแดง

ด้วยเหตุที่ออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์เป็นก๊าซที่มีความสัมพันธ์ในกระบวนการเมตาบอลิซึมของร่างกาย ดังนั้นการวิเคราะห์ก๊าซในเลือดจึงมีส่วนช่วยให้เข้าใจถึงการทำงานของ

เซลล์และพยาธิสภาพที่เกิดขึ้นได้ เพื่อประโยชน์ในการวินิจฉัยโรค การดำเนินโรคและการประเมินผลการรักษาผู้ป่วยทางคลินิก โดยทั่วไปใบรายงานผลก๊าซในเลือดจะแสดงข้อมูลที่สำคัญและคำย่อต่อไปนี้

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)
O <sub>2</sub>	ก๊าซออกซิเจน (Oxygen)
CO	ก๊าซคาร์บอนมอนอกไซด์ (Carbon Monoxide)
P $\bar{v}$ O <sub>2</sub>	แรงดันออกซิเจนในเลือดดำ
P $\bar{v}$ CO <sub>2</sub>	แรงดันคาร์บอนไดออกไซด์ในเลือดดำ
S $\bar{v}$ O <sub>2</sub>	ค่าความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือดดำ (Mixed Venous Oxygen Saturation)
$\dot{V}$ O <sub>2</sub>	ปริมาณการใช้ออกซิเจน (Oxygen Consumption)
$\dot{Q}$	ปริมาตรเลือดที่ออกจากหัวใจ (Perfusion Cardiac Output)
$\dot{V}_A$	การระบายอากาศของถุงลมปอด (Alveolar Ventilation)

### 3.2.1 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

$$SaO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + HbH^+} \times 100 \quad (3.1)$$

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> และปริมาณการใช้ออกซิเจน (Oxygen Consumption:  $\dot{V}$ O<sub>2</sub>)

### 3.2.2 CaO<sub>2</sub>

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

ปริมาณ O<sub>2</sub> ในเลือดแดง = (ปริมาณ O<sub>2</sub> ใน Hb) + (ปริมาณ O<sub>2</sub> ในพลาสมา)

$$CaO_2 = (1.34 \times Hb \times SaO) + (0.003 \times PaO_2)$$

### 3.2.3 HbCO

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

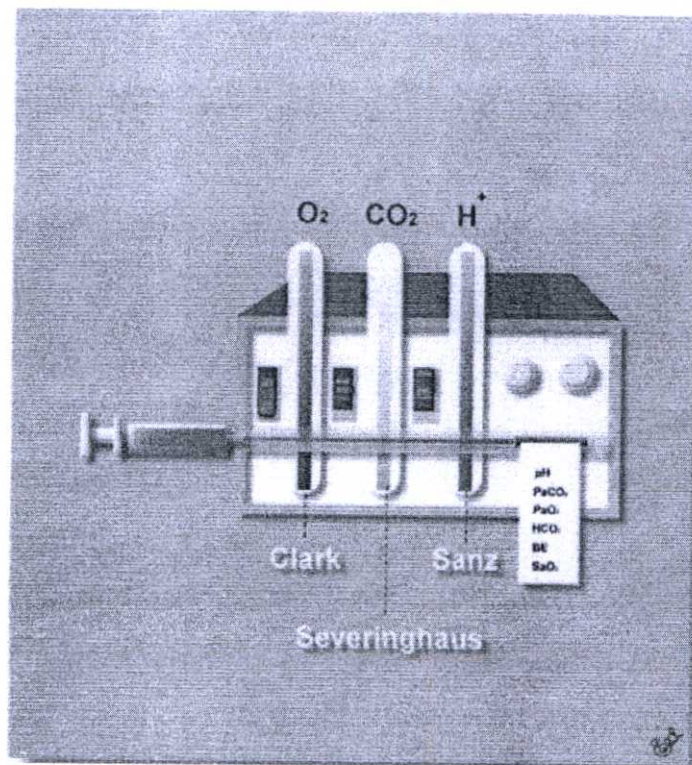
HbCO ในคนปกติมีค่าประมาณ 1 - 2 % แต่ในผู้ป่วยที่สูบบุหรี่จัด ซึ่งมีค่าประมาณ 10 % ถ้า HbCO > 30 % จะทำให้ผู้ป่วยมีอาการปวดศีรษะอย่างรุนแรง มึนงง อ่อนเพลีย ตาพร่ามัวและถ้า HbCO > 70 % อาจทำให้ผู้ป่วยเสียชีวิตได้

### 3.2.4 MetHb

เม็ดเลือดแดงประกอบด้วยฮีโมโกลบินซึ่งมีธาตุเหล็กวาเลนซ์ 2 ( $Fe^{+2}$ ) ทำให้ฮีโมโกลบิน 1 โมเลกุลจับกับออกซิเจนได้ 4 อะตอม เรียกว่า “ออกซีฮีโมโกลบิน” (Oxyhemoglobin:  $HbO_2$ ) เมื่อฮีโมโกลบินถูกออกซิไดซ์ (Oxidized) คือ ให้อิเล็กตรอนทำให้เลขออกซิเดชันเพิ่มขึ้นจะทำให้  $Fe^{+2}$  เปลี่ยนเป็น  $Fe^{+3}$  เรียกว่า “เมทฮีโมโกลบิน” (Methemoglobin: MetHb) ซึ่งไม่สามารถจับกับออกซิเจนได้เลยและในคนปกติมีค่าประมาณ 2% MetHb จึงไม่มีส่วนช่วยในการนำออกซิเจนไปให้กับเซลล์และเนื้อเยื่อ ถ้ามีปริมาณสูงอาจเป็นสาเหตุทำให้ผู้ป่วยมีภาวะออกซิเจนต่ำได้

### 3.3 เครื่องมือวิเคราะห์ก๊าซ [19]

โดยทั่วไปเครื่องมือวิเคราะห์ก๊าซจะประกอบด้วยขั้วบวก (Anode) และขั้วลบ (Cathode) ซึ่งสามารถตรวจปริมาณประจุไฟฟ้าได้ โดยการวัดส่วนที่ละลายในพลาสมา ( $PaO_2$ ) อาศัยขั้วลบ Cathode ที่เรียกว่า “Clark Electrode” สำหรับ  $PaCO_2$  ใช้ขั้วลบ ที่เรียกว่า “Severinghaus Electrode” และไฮโดรเจนไอออน ( $H^+$ ) ซึ่งใช้วิธีวัดความต่างศักย์ไฟฟ้าโดย Sanz Electrode ส่วนปริมาณไบคาร์บอเนตไอออน ( $HCO_3^-$ ) และปริมาณ Base Excess ในร่างกาย (BE) เป็นค่าที่ได้จากการคำนวณ ซึ่งสามารถแสดงเครื่องมือวิเคราะห์ก๊าซดังแสดงในรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 เครื่องมือวิเคราะห์ก๊าซ

เครื่องวิเคราะห์ก๊าซบางรุ่น ยังอาจประกอบด้วยเครื่องมือในการตรวจหาค่าอิเล็กโทรไลต์ (Electrolytes) หรือเครื่อง CO Oximeter ซึ่งใช้สำหรับตรวจวัด % คาร์บอนซีอีโมโกลบิน (% HbCO) โดยทั่วไปเครื่องวิเคราะห์ก๊าซต้องได้รับการปรับเทียบความถูกต้อง (Calibration) ทุก 8 ชั่วโมง หรือเมื่อตรวจเลือดไปแล้วทุก ๆ 50 ตัวอย่าง ด้วยเหตุนี้ เครื่องจึงควรได้รับการตรวจสอบคุณภาพจากบริษัทผู้ขายอย่างสม่ำเสมอ

ปัจจุบัน มีเครื่องวิเคราะห์ก๊าซบางรุ่นที่สามารถตรวจวัดและบันทึกการเปลี่ยนแปลงของปริมาณก๊าซในเลือดได้ตลอดเวลา (Continuous Blood Gas Monitoring) ซึ่งทำให้ผู้ป่วยไม่ต้องเสียเลือดในการตรวจแต่ละครั้งและยังได้ผลการตรวจตรงตามการเปลี่ยนแปลงของอาการทางคลินิกของผู้ป่วยจริง ๆ (Real Time) ในขณะนั้นด้วย

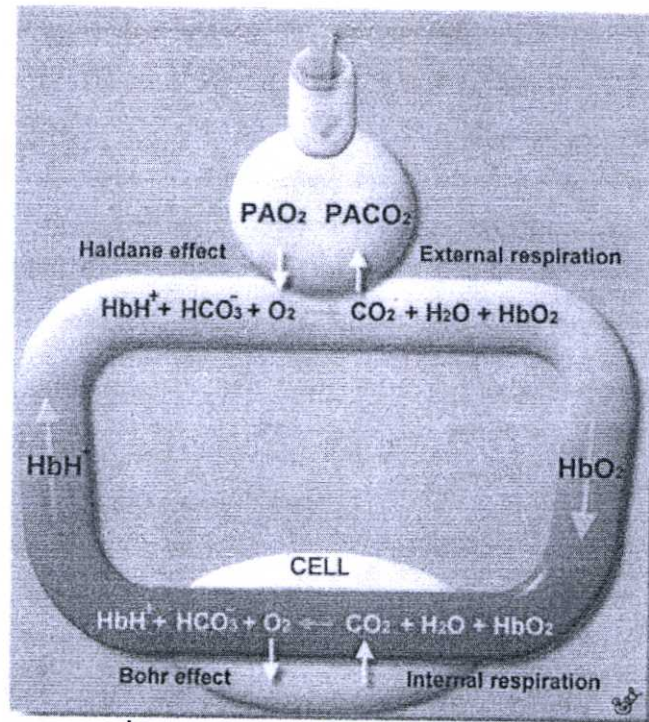
### 3.4 การแลกเปลี่ยนก๊าซที่ปอดและเซลล์ [19]

ออกซิเจน เป็นก๊าซที่มีความจำเป็นต่อการดำรงชีวิต มนุษย์หายใจนำออกซิเจนเข้าไปในร่างกายเพื่อสร้างพลังงานและขับคาร์บอนไดออกไซด์ซึ่งเป็นของเสียออกมา ซึ่งออกซิเจนยังเป็นเรื่องสำคัญในการวิเคราะห์ก๊าซในเลือด ช่วยบอกให้ทราบถึงภาวะออกซิเจนในร่างกายตลอดจนการแลกเปลี่ยนก๊าซที่ปอด ปริมาณออกซิเจนในเลือดและปริมาณการใช้ออกซิเจนของเซลล์ ซึ่งการแลกเปลี่ยนก๊าซที่ปอดและเซลล์สามารถแสดงดังรูปที่ 3.3

กลไกสำคัญในการแลกเปลี่ยนก๊าซนี้เกิดขึ้นที่ 2 ระดับ คือ กลไกในการแลกเปลี่ยนก๊าซที่ปอด (External Respiration) และกลไกในการแลกเปลี่ยนก๊าซที่เซลล์ (Internal Respiration)

กลไกในการแลกเปลี่ยนก๊าซที่ปอด (External Respiration) เกิดขึ้นระหว่างความแตกต่างของ Partial Pressure of Inspired Oxygen ( $PiO_2$ ) กับ Partial Pressure of Oxygen in Alveoli ( $PAO_2$ ) และระหว่าง  $PAO_2$  กับ Partial Pressure of Oxygen in Arterial Blood ( $PaO_2$ ) ทำให้ออกซิเจนเข้าสู่ถุงลมปอดและผ่านไปสู่วัสดุได้อย่างรวดเร็ว ในทางกลับกัน Partial Pressure of Carbon Dioxide in Arterial Blood ( $PaCO_2$ ) ซึ่งมีแรงดันสูงกว่า Partial Pressure of Carbon Dioxide in Alveoli ( $PACO_2$ ) และ Partial Pressure of Expired Carbon Dioxide ( $PECO_2$ ) ก็สามารถซึมผ่านผนังถุงลมปอดออกมาในลมหายใจออกของผู้ป่วยได้

ส่วนกลไกในการแลกเปลี่ยนก๊าซที่เซลล์ (Internal respiration) เกิดขึ้นระหว่างความแตกต่างของ  $PaO_2$  กับ Partial Pressure of Tissue Oxygen ( $PtO_2$ ) จึงทำให้ออกซิเจนสามารถปล่อยออกซิเจนให้กับเซลล์ได้



รูปที่ 3.3 การแลกเปลี่ยนก๊าซที่ปอดและเซลล์

### 3.4.1 การแลกเปลี่ยนก๊าซที่ปอด

$PiO_2$  (Partial Pressure of Inspired Oxygen) มีความสำคัญในการกำหนดแรงดันออกซิเจนภายในถุงลมปอด ( $PAO_2$ ) แต่เนื่องจากภายในถุงลมปอดยังประกอบด้วย  $PAH_2O$  และ  $PACO_2$  จึงทำให้  $PAO_2$  มีค่าแตกต่างจาก  $PiO_2$  อย่างชัดเจน

$PAO_2$  (Partial Pressure of Oxygen in Alveoli) ยังเป็นตัวกำหนดปริมาณออกซิเจนที่ซึมผ่านผนังถุงลมปอด ซึ่งมีพื้นที่สัมผัสมากแต่มีความหนาเพียง 0.4 - 0.5 ไมครอน ภายในเวลา 0.3 - 0.7 วินาที นับเป็นเวลาที่นานเกินพอสำหรับการแลกเปลี่ยนก๊าซ แต่เนื่องจากหลอดเลือดดำ Thebesian และ Bronchial ไม่ผ่านปอด และการแลกเปลี่ยนก๊าซเกิดขึ้นในปอดส่วนต่าง ๆ ไม่เท่ากัน จึงทำให้  $PaO_2$  มีค่าต่ำกว่า  $PAO_2$

ความแตกต่างของแรงดันที่เกิดขึ้นระหว่าง  $PiO_2$  กับ  $PAO_2$  และระหว่าง  $PAO_2$  กับ  $PaO_2$  ทำให้ออกซิเจนสามารถเข้าสู่ถุงลมปอดและผ่านไปสู่ออกซิเจนได้อย่างรวดเร็ว นอกจากนี้ การซึมผ่านผนังถุงลมปอดยังขึ้นอยู่กับความสามารถในการละลายของออกซิเจนในเลือดอีกด้วยดังสมการ

$$PiO_2 \rightarrow PAO_2 \rightarrow PaO_2 \quad (3.2)$$

ในทางกลับกัน  $PaCO_2$  ซึ่งมีแรงดันสูงกว่า  $PACO_2$  และ  $PECO_2$  (Partial Pressure of Expired Carbon Dioxide) ก็สามารถซึมผ่านผนังถุงลมปอดออกมาในลมหายใจออกของผู้ป่วยได้ดังสมการ

$$PECO_2 \leftarrow PACO_2 \leftarrow PaCO_2 \quad (3.3)$$

การแลกเปลี่ยนก๊าซที่ปอดสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 กรณี คือ ออกซิเจนส่วนที่ละลายในพลาสมาและออกซิเจนส่วนที่จับกับฮีโมโกลบิน ซึ่งออกซิเจนส่วนที่ละลายในพลาสมามีปริมาณที่น้อยมาก เมื่อเทียบกับส่วนที่จับกับฮีโมโกลบิน แต่เป็นส่วนที่มีความสำคัญเพราะเป็นตัวกำหนด  $PaO_2$  เช่น ถ้าเลือดอยู่ในภาวะปิดและไม่มีออกซิเจนอยู่เลย จะไม่มีออกซิเจนละลายอยู่ในพลาสมาและไม่มี  $PaO_2$  เกิดขึ้น ความแตกต่างระหว่างแรงดันออกซิเจนภายนอกและภายในเซลล์เม็ดเลือดแดงจะมีค่าเป็นศูนย์ เป็นผลให้ฮีโมโกลบินไม่สามารถจับกับออกซิเจนได้เลย ต่อมาเมื่อเติมออกซิเจนลงในภาวะ ออกซิเจนจะละลายในพลาสมาและมี  $PaO_2$  เกิดขึ้น ทำให้ฮีโมโกลบินสามารถจับกับออกซิเจนได้

ส่วนออกซิเจนส่วนที่จับกับฮีโมโกลบิน โดยเม็ดเลือดแดงประกอบด้วยฮีโมโกลบินซึ่งมีธาตุเหล็กวาเลนซ์ 2 ( $Fe^{+2}$ ) โดยที่ฮีโมโกลบิน 1 โมเลกุล จับกับออกซิเจนได้ 4 อะตอม เรียกว่า “ออกซีฮีโมโกลบิน” (Oxyhemoglobin:  $HbO_2$ ) ถ้าฮีโมโกลบินถูกออกซิไดซ์ (Oxidized) คือ ให้อิเล็กตรอนทำให้เลขออกซิเดชันเพิ่มขึ้น จะทำให้  $Fe^{+2}$  เปลี่ยนเป็น  $Fe^{+3}$  เรียกว่า “เมทฮีโมโกลบิน” (Methemoglobin: MetHb) ซึ่งไม่สามารถจับกับออกซิเจนได้จนกว่าจะถูกรีดิิวซ์ (Reduced) คือ เสียอิเล็กตรอนทำให้เลขออกซิเดชันลดลงด้วยเอนไซม์กลูตาไธโอนีรีดิวซ์เทส (Glutathione Reductase) คือ เอนไซม์ที่กระตุ้นการรีดักชัน (Reduction) ในเม็ดเลือดแดงโดยการเปลี่ยน  $Fe^{+3}$  กลับไปเป็น  $Fe^{+2}$  ใหม่

เมทฮีโมโกลบิน (MetHb) ไม่มีส่วนช่วยในการนำออกซิเจนให้กับเซลล์และเนื้อเยื่อและเป็นสาเหตุทำให้ผู้ป่วยขาดออกซิเจนได้ ยาในกลุ่ม Amyl Nitrate หรือ Nitroglycerin และ Nitroprusside เป็นสาเหตุทำให้ผู้ป่วยมี MetHb ในร่างกายสูงกว่าปกติ

ถ้าทุกตำแหน่งของฮีโมโกลบินจับกับออกซิเจนอย่างเต็มที่ ฮีโมโกลบิน 1 กรัม จะนำออกซิเจนได้ประมาณ 1.39 มล. แต่เนื่องจากฮีโมโกลบินบางส่วนอยู่ในรูปของ MetHb หรือ คาร์บอนกอกซีฮีโมโกลบิน ( $HbCO$ ) จึงทำให้ฮีโมโกลบินนำออกซิเจนได้เพียง 1.31 - 1.34 มล. ในคนปกติที่มีฮีโมโกลบินประมาณ 15 กรัม/เลือด 100 มล. จะสามารถนำออกซิเจนได้ประมาณ 20 มล. หลังจากปล่อยออกซิเจนให้กับเซลล์เนื้อเยื่อแล้วฮีโมโกลบินจะมีสภาพเป็นดีออกซิเจนเนด (Deoxygenated) หรือ รีดิิวซ์ฮีโมโกลบิน (Reduced Hemoglobin:  $HbH^+$ ) ซึ่งมีความสามารถในการจับกับออกซิเจนได้ใหม่

ภายในเซลล์เม็ดเลือดแดงซึ่งไม่มีนิวเคลียสยังประกอบด้วย 2, 3 Diphosphoglycerate (DPG) อันเป็นผลจากเมตะบอลิซึมของเซลล์ ถ้าภายในเซลล์เม็ดเลือดแดงมี 2, 3 DPG มาก จะทำให้

ฮีโมโกลบินจับกับออกซิเจนได้ไม่แน่น จึงปล่อยออกซิเจนให้กับเซลล์ของเนื้อเยื่อต่าง ๆ ในร่างกาย ได้ดีขึ้น ซึ่งเป็นผลดีกับร่างกาย

เมื่อเลือดแดงมี 2, 3 DPG สูงในภาวะที่ร่างกายขาดออกซิเจนอย่างเรื้อรัง (Chronic Hypoxia) ผู้อาศัยในที่สูงจากระดับน้ำทะเลมาก (High Altitude) ตลอดจนผู้ป่วยที่มีความเข้มข้นของเม็ดเลือดแดงมากกว่าปกติ (Polycythemia) ส่วนเม็ดเลือดแดงจากธนาการเลือดจะมี 2, 3 DPG ลดเหลือเพียง 1 ใน 3 ภายในเวลา 1 สัปดาห์ และตรวจไม่พบ 2, 3 DPG เลย ในเลือดที่เก็บไว้นานเกิน 2 สัปดาห์

### 3.4.2 การแลกเปลี่ยนก๊าซที่เซลล์

เลือดที่ออกจากหัวใจห้องล่างซ้ายจะมีแรงดันออกซิเจนในเลือดแดง ( $P_{aO_2}$ ) สูงกว่าแรงดันออกซิเจนในเนื้อเยื่อ (Partial Pressure of Tissue Oxygen:  $P_{tO_2}$ ) จึงสามารถซึมผ่านผนังเซลล์ได้และทำให้แรงดันออกซิเจนในเลือดแดงมีค่าลดลงเรื่อย ๆ เกิดความแตกต่างระหว่างแรงดันออกซิเจนภายในเม็ดเลือดแดงและแรงดันออกซิเจนในเลือดแดงเพิ่มขึ้น เป็นผลให้ฮีโมโกลบินจำเป็นต้องปล่อยออกซิเจนออกมาละลายในพลาสมาเพิ่มขึ้นอีก ด้วยวิธีนี้ ฮีโมโกลบินจะสามารถปล่อยออกซิเจนให้กับเซลล์ได้ จนระดับค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง ( $S_{aO_2}$ ) ลดลงจาก 99 % เหลือประมาณ 75 % ซึ่งเป็นค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดดำ (Mixed Venous Oxygen Saturation:  $S_{\bar{v}O_2}$ ) ถ้าร่างกายมีความต้องการออกซิเจนสูงขึ้น โดยที่สัดส่วนของออกซิเจนที่ร่างกายหายใจเข้าไป ( $F_{iO_2}$ ) และปริมาตรเลือดที่ออกจากหัวใจ ( $\dot{Q}$ ) คงที่ เซลล์มีความจำเป็นต้องดึงออกซิเจนออกมาจากฮีโมโกลบินมากกว่าปกติ ทำให้ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดดำมีค่าลดลงได้

ออกซิเจนบางส่วนที่ไม่ได้ถูกปล่อยให้กับเนื้อเยื่อจะรวมกับเลือดที่มาจากส่วนอื่น ๆ ของร่างกาย กลับเข้าสู่หัวใจทางหลอดเลือดดำ โดยมีแรงดันออกซิเจน (Partial Pressure of Mixed Venous Oxygen:  $P_{\bar{v}O_2}$ ) และค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดดำ ( $S_{\bar{v}O_2}$ ) ในปริมาณที่ค่อนข้างต่ำทำให้สามารถคำนวณปริมาณการใช้ออกซิเจนของเซลล์ได้

จะเห็นว่า Partial Pressure ของออกซิเจนจากอากาศภายหลังเข้าสู่ร่างกายแล้ว มีการเปลี่ยนแปลง โดยมีแรงดันลดลงเป็นลำดับ เรียกว่า “Oxygen Cascade”

$$P_{iO_2} \rightarrow P_{AO_2} \rightarrow P_{aO_2} \rightarrow P_{tO_2} \rightarrow P_{\bar{v}O_2} \quad (3.4)$$

### 3.5 ปริมาณออกซิเจนในเลือดแดง [19]

ปริมาณออกซิเจนในเลือดแดง (Arterial Oxygen Content:  $CaO_2$ ) มีค่าเท่ากับผลรวมของปริมาณออกซิเจนที่จับกับฮีโมโกลบินกับปริมาณออกซิเจนที่ละลายในพลาสมา

ปริมาณออกซิเจนที่จับกับฮีโมโกลบินจะขึ้นอยู่กับผลคูณของฮีโมโกลบิน (Hb) กับความสามารถของฮีโมโกลบินในส่วนของที่จับกับออกซิเจน (ค่า 1.34 ด้านล่าง) และค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงส่วนปริมาณออกซิเจนที่ละลายในเลือดขึ้นอยู่กับผลคูณของแรงดันออกซิเจน ( $P_{aO_2}$ ) กับสัมประสิทธิ์ของการละลาย (ค่า 0.003 ด้านล่าง)

ปริมาณ  $O_2$  / เลือด 100 มล. = (ปริมาณ  $O_2$  ใน Hb ) + (ปริมาณ  $O_2$  ในเลือด )

หรือ  $CaO_2 = (1.34 \times Hb \times SaO_2) + (0.003 \times PaO_2)$

ถ้า  $SaO_2 = 99\%$   $Hb = 15$  กรัม/เลือด 100 มล.,  $PaO_2 = 100$  มม.ปรอท

ปกติ Hb 1 กรัม จับ  $O_2$  ได้ 1.34 มล.

เลือด 100 มล. มี Hb 15 กรัม จับ  $O_2$  ได้  $1.34 \times 15$  มล.

เมื่อ  $SaO_2 = 99\%$

ปริมาณ  $O_2$  ใน Hb =  $(1.34 \times 15 \times 99\%)$  มล./เลือด 100 มล.

ถ้าสัมประสิทธิ์การละลายของ  $O_2$  คือ 0.003 มล./ มม.ปรอท/เลือด 100 มล. ดังนั้น ที่  $PaO_2 = 100$  มม.ปรอท

ปริมาณ  $O_2$  ในเลือด =  $(0.003 \times 100) = 0.3$  มล./เลือด 100 มล.

### 3.6 ภาวะออกซิเจนต่ำ [19]

#### 3.6.1 Hypoxemia

Hypoxemia หมายถึง การลดลงของแรงดันออกซิเจนในเลือดแดง ( $P_{aO_2}$ ) ค่าความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือดแดง ( $SaO_2$ ) และปริมาณออกซิเจนในเลือดแดง ( $CaO_2$ ) ซึ่งสามารถแยกความรุนแรงได้เป็น Mild, Moderate และ Severe Hypoxemia

โดยสามารถแบ่งสาเหตุได้ ดังนี้

1. True Shunt (Absolute Shunt,  $\dot{V}_A / \dot{Q} = 0$ )
2. Shunt Effect หรือ  $\dot{V} / \dot{Q}$  Mismatch ( $\dot{V}_A / \dot{Q} < 0$ ) เป็นสาเหตุที่พบบ่อยที่สุด
3. Hypoventilation
4. Diffusion Defect หรือความผิดปกติในการแลกเปลี่ยนก๊าซ

เมื่อมีภาวะ Hypoxemia เกิดขึ้น จะกระตุ้น Peripheral Chemoreceptor ทำให้ผู้ป่วยมี Hyperventilation และ pH ใน CSF มีภาวะ Alkalosis ซึ่งจะกดการทำงานของ Central Chemoreceptor ต่อมาถ้าภาวะ Hypoxemia ยังคงอยู่และเข้าสู่ระยะเรื้อรัง ประกอบกับ pH ใน CSF เริ่มปรับตัวอยู่ในเกณฑ์ปกติแล้วทั้ง Central และ Peripheral Chemoreceptor จะถูกกระตุ้น พร้อม ๆ กันเป็นผลให้ผู้ป่วยมีภาวะ Respiratory Alkalosis รุนแรงขึ้น

ภาวะ Hypoxemia ที่เกิดขึ้นยังกระตุ้นการสร้างเม็ดเลือดแดง (Secondary Polycythemia) การทำงานของหัวใจทำให้ชีพจรเต้นเร็วและแรง ซึ่งจะเพิ่มปริมาณเลือดออกจากหัวใจเพื่อนำ

ออกซิเจนไปสู่เนื้อเยื่อ เป็นการป้องกันไม่ให้เซลล์เกิดภาวะ Tissue Hypoxia อาจกล่าวได้ว่า ในภาวะ Mild และ Moderate Hypoxemia และผู้ป่วยมีการทำงานของปอดและหัวใจปกติ จะไม่พบภาวะ Tissue Hypoxia เกิดขึ้นเลย แต่ในภาวะ Severe Hypoxemia จะพบว่าผู้ป่วยมีภาวะ Tissue Hypoxia เกิดขึ้นเสมอ เพราะเกินความสามารถที่ปอดและหัวใจจะเข้าแก้ไขและปรับชดเชยได้ ดังนั้น ผู้ป่วยที่มีภาวะ Hypoxemia จึงอาจมีหรือไม่มีภาวะ Hypoxia ก็ได้

ภาวะ Hypoxemia ทำให้ผู้ป่วยมีอาการอ่อนเพลียและกระสับกระส่าย ไม่สามารถควบคุมการเคลื่อนไหวของร่างกายได้ ซีพจรเต้นเร็ว ความดันเลือดสูง หลอดเลือดส่วนปลายหดตัว ผิวหนังเขียวคล้ำ เมื่ออาการรุนแรงขึ้นจะพบว่า ซีพจรเต้นช้า ไม่เป็นจังหวะและความดันเลือดต่ำได้

ซึ่งการประเมินแรงดันออกซิเจนในเลือดแดง ( $\text{PaO}_2$ ) เนื่องจาก  $\text{PaO}_2$  เปลี่ยนแปลงตามสัดส่วนของออกซิเจนที่ร่างกายหายใจเข้าไป ( $\text{FiO}_2$ ) ที่ผู้ป่วยได้รับในขณะนั้น เพื่อความสะดวกในการปฏิบัติ จึงอาจใช้วิธีประเมิน (Predicted  $\text{PaO}_2$ ) โดย

$$\text{ที่ } \text{FiO}_2 < 0.6 : \quad \text{Predicted } \text{PaO}_2 = 500 \times \text{FiO}_2$$

เช่น ผู้ป่วยได้รับ  $\text{FiO}_2 = 0.4$  : ควรจะมี  $\text{PaO}_2 = 500 \times 0.4 = 200$  มม.ปรอท

$$\text{ที่ } \text{FiO}_2 < 0.6 : \quad \text{Predicted } \text{PaO}_2 = 600 \times \text{FiO}_2$$

เช่น ผู้ป่วยได้รับ  $\text{FiO}_2 = 0.8$  : ควรจะมี  $\text{PaO}_2 = 600 \times 0.8 = 480$  มม.ปรอท

ซึ่งการคำนวณ Desaturated Hemoglobin ในหลอดเลือดแดง ค่าความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในหลอดเลือดแดง ( $\text{SaO}_2$ ) หรือฮีโมโกลบินส่วนที่จับกับออกซิเจน ( $\text{HbO}_2$ ) มีค่าประมาณ 98 - 99% และที่เหลือเป็นฮีโมโกลบินส่วนที่ไม่ได้จับกับออกซิเจนเรียกว่า "Desaturated Hb" อีกประมาณ 1 - 2% เช่นเดียวกัน ในหลอดเลือดดำ ค่าความอิ่มตัวของฮีโมโกลบินในเลือดดำ ( $\text{SvO}_2$ ) มีค่าประมาณ 75% และเป็น Desaturated Hb อีกประมาณ 25% ในภาวะปกติ Desaturated Hb ควรจะมีค่าเฉลี่ยประมาณ 2 กรัม/เลือด 100 มล. หรือ 2 กรัม % โดยสามารถคำนวณได้ดังนี้

$$\text{สมมติว่า } \text{SaO}_2 = 99\% \text{ ดังนั้น Desaturated Hb ในหลอดเลือดแดง} = 1\%$$

$$\text{และ } \text{SvO}_2 = 75\% \text{ ดังนั้น Desaturated Hb ในหลอดเลือดดำ} = 25\%$$

ดังนั้น Desaturated Hb เฉลี่ยในเลือด 100 มล. ซึ่งมีฮีโมโกลบิน 15 กรัม

$$= \frac{(\text{Hb} \times \text{arterial\%desat.Hb}) + (\text{Hb} \times \text{venous\%desat.Hb})}{2}$$

$$= \frac{(15 \times 0.01) + (15 \times 0.25)}{2} \quad \text{กรัม}$$

$$= 2 \quad \text{กรัม}$$

ผู้ป่วยที่มีภาวะ Hypoxemia และ  $\text{SaO}_2$  ลดลงจะมี Desaturated Hb เพิ่มขึ้นและถ้า Desaturated Hb เหลือสูงขึ้น 5 กรัม % จะทำให้ผู้ป่วยมีผิวหนังเขียวคล้ำได้ (Cyanosis)

### 3.6.2 Hypoxia

Hypoxia หมายถึง ภาวะที่เซลล์เนื้อเยื่อขาดออกซิเจน เนื่องจากความผิดปกติในการนำออกซิเจนไปสู่เซลล์หรือภาวะที่เซลล์ไม่สามารถนำออกซิเจนไปใช้ได้

สาเหตุของ Hypoxia จะแบ่งออกได้เป็น 4 ชนิด คือ

1. Hypoxemic hypoxia จะพบในผู้ป่วย Hypoventilation หรือมีทางเดินหายใจอุดกั้น หรือสัดส่วนของออกซิเจนที่ร่างกายหายใจเข้าไป ( $\text{FiO}_2$ ) < 0.21 หรือปอดมีพยาธิสภาพ เช่น ภาวะปอดบวมน้ำ ปอดอักเสบ ซึ่งขัดขวางการแลกเปลี่ยนก๊าซที่ผนังถุงลมปอด

2. Anemic hypoxia เนื่องจากความสามารถของฮีโมโกลบินในการจับกับออกซิเจนลดลง เช่น โรคโลหิตจาง สูบบุหรี่ หรือพิษจากก๊าซคาร์บอนมอนอกไซด์

3. Circulatory hypoxia ความผิดปกติของการไหลเวียนเลือดทำให้ส่งออกซิเจนให้กับเซลล์เนื้อเยื่อไม่พอเพียง เช่น ภาวะช็อค หรือมีการอุดตันในระบบการไหลเวียนเลือด

4. Histotoxic hypoxia เกิดจากสารพิษบางชนิด ขัดขวางการทำงานของเซลล์ในการใช้ออกซิเจน เช่น พิษจากไซยาไนด์ (Cyanide Poisoning) ขัดขวางการทำงานของเอนไซม์ Cytochrome Oxidase

เมื่อเซลล์เนื้อเยื่อมีภาวะ Hypoxia (Tissue Hypoxia) เกิดขึ้น จะรบกวนกระบวนการ Oxidative Phosphorylation ใน Mitochondria ทำให้มี Anaerobic Metabolism และภาวะ Lactic Acidosis ซึ่งสามารถแบ่งความรุนแรงที่เกิดขึ้นได้ เป็น 2 ระดับ คือ

1. Local tissue hypoxia เป็นภาวะออกซิเจนต่ำที่เกิดขึ้นเฉพาะส่วน เช่น กล้ามเนื้อลายในระหว่างทำงานหนัก กล้ามเนื้อหัวใจ หรือสมองขาดเลือด เป็นต้น

2. Diffuse tissue hypoxia เป็นภาวะออกซิเจนต่ำที่เกิดขึ้นทั่วร่างกาย เช่น ภาวะหัวใจล้มเหลว (Congestive Heart Failure) เป็นต้น

อย่างไรก็ตาม ผู้ป่วยที่มี Tissue Hypoxia จากฮีโมโกลบินต่ำ เช่น โรคโลหิตจาง (Thalassemia) หรือระบบการไหลเวียนเลือดล้มเหลว เช่น ภาวะช็อค อาจไม่พบว่ามีภาวะออกซิเจนต่ำเกิดขึ้น เพราะความสามารถของฮีโมโกลบินในการจับกับออกซิเจนยังคงปกติ ( $\text{SaO}_2 = 98\% - 99\%$ ) ดังนั้นผู้ป่วยที่มีภาวะ Hypoxia จึงอาจมี หรือไม่มีภาวะ Hypoxemia ร่วมด้วยก็ได้ ซึ่งการรักษาผู้ป่วยควรได้รับการบริหารด้วยออกซิเจนแบ่งออกเป็น 2 ระยะ คือ

1. ในระยะเฉียบพลัน:  $\text{PaO}_2 < 60$  มม.ปรอท,  $\text{SaO}_2 < 90\%$

2. ในระยะเรื้อรัง:  $\text{PaO}_2 < 55$  มม.ปรอท

### 3.7 อุปกรณ์การบริหารออกซิเจน [19]

เพื่อการบริหารออกซิเจนให้กับผู้ป่วยได้อย่างมีประสิทธิภาพ จำเป็นต้องเตรียมอุปกรณ์ให้พร้อม อุปกรณ์ดังกล่าวประกอบด้วย ถังออกซิเจน อุปกรณ์เพิ่ม ความชื้นและหน้ากากออกซิเจน

#### 3.7.1 ข้อบ่งชี้ของการบริหารออกซิเจน

1. เพื่อรักษาและป้องกันภาวะ Tissue Hypoxia
2. เพื่อลดการทำงานของกล้ามเนื้อช่วยการหายใจในผู้ป่วยที่ปอดมีพยาธิสภาพ เช่น ปอดอักเสบ ถุงลมปอดตีบแฟบ หรือปอดบวมน้ำ
3. เพื่อลดการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจในผู้ป่วยที่มีความผิดปกติของระบบการไหลเวียนเลือด เช่น ภาวะพร่องสารน้ำ เสียเลือด หรือช็อก
4. ผู้ป่วยที่มีความต้องการออกซิเจนมากกว่าปกติ เช่น ภาวะติดเชื้อในเลือดภาวะหัวใจใกล้หยุดเต้น

ตารางที่ 3.1 ถังออกซิเจนแสดงความจุและปริมาตรต่อแรงดันภายในถัง

ชนิด	ขนาดของถัง (นิ้ว)	ปริมาตรความจุ (ลิตร)	ปริมาตรต่อแรงดัน (ลิตร/psi)
H	9 x 56	6,907	3.14
G	8.5 x 55	5,299	2.41
M	7 x 47	3,028	1.38
E	4.25 x 29.75	625	0.28
D	4.25 x 20.75	359	0.16
B	3.75 x 16.5	151	0.07
A	3 x 10.75	75.7	0.03

#### 3.7.2 ถังออกซิเจน

ถังออกซิเจนในปัจจุบันมีถังที่ใช้ในการบรรจุก๊าซชนิดต่าง ๆ มากมาย ดังนั้นเพื่อความปลอดภัยในการใช้และเพื่อป้องกันความผิดพลาด จึงได้มีการกำหนดหลักเกณฑ์ของถังสำหรับก๊าซแต่ละชนิด โดยการใช้สีและระบบความปลอดภัยในการติดตั้ง

ถังที่บรรจุก๊าซแต่ละชนิดจะมีสีเฉพาะเพื่อความปลอดภัยในการเลือกใช้ การกำหนดสีมีความแตกต่างกันในแต่ละประเทศ ในประเทศอังกฤษ ถังออกซิเจนจะมีตัวถังเป็นสีดำและแถบสีขาวที่ส่วนบน แต่ในประเทศไทยถังออกซิเจนจะมีตัวถังเป็นสีเขียวทั้งหมด

ถังบรรจุออกซิเจนมีหลายชนิด ทำด้วย Carbon Steel, Manganese Steel หรือ Aluminum Alloy ซึ่งทนทานต่อแรงระเบิดได้สูง อย่างไรก็ตาม ถ้าถังตกกระแทกกับพื้นแข็ง ๆ อย่างรุนแรงก็อาจทำให้ระเบิดได้

ถังบรรจุออกซิเจนมีแรงดันสูงสุดในถังประมาณ 2,200 ปอนด์ต่อตารางนิ้ว (Pound Per Square Inch: psi) ก่อนนำมาใช้ จึงจำเป็นต้องต่อเข้ากับถังเพื่อลดแรงดันลงเป็น 50 psi

ในทางการค้า ถังบรรจุออกซิเจนมีหลายขนาด ได้แก่ ถัง D, E, G และ HK ดังแสดงในตารางที่ 3.1 แสดงถังออกซิเจนแสดงความจุและปริมาตรต่อแรงดันภายในถัง เช่น ถังออกซิเจนที่ใช้ในเวลาฉุกเฉินเป็นชนิด E ส่วนถังออกซิเจนที่ใช้ในหอผู้ป่วยทั่วไปเป็นชนิด G

ถังแต่ละขนาดยังมีปริมาตรต่อแรงดันภายในถังแตกต่างกัน (Cylinder Factor:c) ถ้าทราบแรงดันออกซิเจนภายในถัง (p) และทราบอัตราการใช้งาน (r) จะสามารถคำนวณเวลา (T) ของการใช้ถังออกซิเจนได้

$$T = \frac{P \times c}{r} \quad (\text{นาที}) \quad (3.5)$$

เมื่อ T คือ เวลาของการใช้ถังออกซิเจน (นาที)

P คือ แรงดันออกซิเจนภายในถัง (psi)

c คือ ปริมาตรต่อแรงดันภายในถัง (L/psi)

r คือ อัตราการใช้งาน (LPM)

### 3.7.3 การเพิ่มความชื้น

การเพิ่มความชื้น (Humidification) โดยที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส อากาศที่อิมตัวด้วยไอน้ำจะมีแรงดัน 47 มม.ปรอท ถ้าอากาศที่หายใจเข้าไปมีแรงดันไอน้ำน้อยกว่านี้ จะทำให้เซลล์เยื่อบุผิวในทางเดินหายใจคายน้ำ ซึ่งอาจทำให้ร่างกายสูญเสียน้ำได้อย่างน้อยวันละประมาณ 250 มล. และทำให้ความสามารถของเซลล์เยื่อบุผิวในการจับเสมหะเสียไป

การช่วยหายใจผู้ป่วยด้วยออกซิเจนจากถังซึ่งเป็นอากาศแห้ง จึงจำเป็นต้องเพิ่มความชื้น โดยเปิดให้ออกซิเจนจากถังไหลผ่านกระบอกน้ำซึ่งมีระดับน้ำอยู่สูงพอสมควร ออกซิเจนจะพัดพาละอองไอน้ำที่อยู่เหนือผิวน้ำขึ้นมา ทำให้อากาศอิมตัวด้วยไอน้ำก่อนเข้าสู่ทางเดินหายใจของผู้ป่วย วิธีนี้จะช่วยป้องกันเซลล์เยื่อบุผิวไม่แห้งเกินไปและป้องกันการสูญเสียน้ำในทางเดินหายใจ

### 3.8 พิษจากออกซิเจน [19]

ถ้าเปรียบออกซิเจนเป็นเสมือนยา ขนาดของยา คือ สัดส่วนของออกซิเจนที่ร่างกายหายใจเข้าไป ( $\text{FiO}_2$ ) ซึ่งเป็นตัวบ่งบอกถึงปริมาณออกซิเจนที่ร่างกายได้รับ โดยทั่วไปมักพิจารณาให้  $\text{FiO}_2$

อยู่ระหว่าง 0.2 - 0.5 หรือพยายามไม่ให้  $PAO_2$  มีค่าสูงกว่า 350 มม.ปรอท เนื่องจากการให้ออกซิเจนสูงมากเกินไปจนเกิดความจำเป็นเป็นเวลานาน ๆ มีโอกาสทำให้ร่างกายเกิดพิษจากออกซิเจน (Hyperoxemia) ได้ง่าย เช่น ภาวะถุงลมปอดตีบแฟบ (Absorption Atelectasis), Retinopathy of Prematurity (Retrolental Fibroplasias) และผลจาก Oxygen Free Radicals ดังนั้น การบริหารออกซิเจนให้แก่ผู้ป่วยจึงควรเพิ่มความระมัดระวังและพิจารณาถึงพยาธิสภาพของผู้ป่วยเป็นสำคัญ

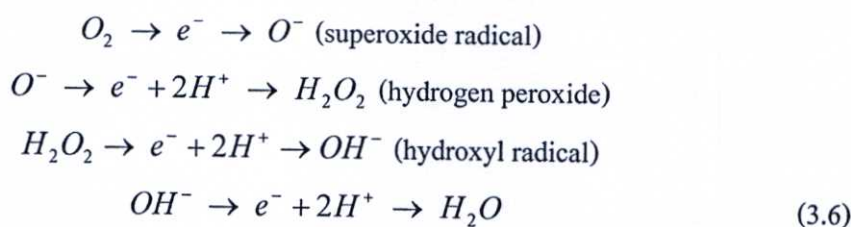
### 3.8.1 ภาวะถุงลมปอดตีบแฟบ

ปกติเมื่อออกซิเจนซึมผ่านผนังถุงลมปอดเพื่อแลกเปลี่ยนกับคาร์บอนไดออกไซด์ ซึ่งใช้เวลา 0.3 - 0.7 วินาที ในโคโรเจนจะช่วยพุงให้ถุงลมปอดมีปริมาตรอยู่ที่ FRC เพื่อให้ Diffusion เกิดขึ้นอย่างมีประสิทธิภาพ

ในกรณีที่ต้องการให้ออกซิเจนเข้าแทนที่ไนโตรเจนที่เหลือค้างอยู่ในถุงลมปอดจนหมด (Denitrogenation) จำเป็นต้องให้สัดส่วนของออกซิเจนที่ร่างกายหายใจเข้าไป ( $FiO_2$ ) 1.0 เป็นเวลานานประมาณ 15 นาที การให้ออกซิเจนความเข้มข้นสูง ๆ ทำให้สัดส่วนของไนโตรเจนในถุงลมปอดลดลงในขณะที่  $PAO_2$  มีค่าสูงขึ้นเป็นลำดับ ทำให้ออกซิเจนสามารถซึมผ่านผนังถุงลมปอดได้อย่างรวดเร็ว โดยเฉพาะอย่างยิ่งในถุงลมปอดที่มีขนาดเล็ก มีทางเดินหายใจอุดกั้น หรือมี  $\dot{V}_A < \dot{Q}$  อาจทำให้เกิดภาวะถุงลมปอดตีบแฟบได้

### 3.8.2 ผลจาก Oxygen Free Radicals

การบริหารออกซิเจนนานกว่า 8 - 12 ชั่วโมง อาจทำให้เกิดปฏิกิริยา ดังนี้



## 3.9 ระดับค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง [19]

การคำนวณเปอร์เซ็นต์ระดับค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง ( $SpO_2$ ) สามารถคำนวณได้จาก

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + HbH^+} \times 100\% \quad (3.7)$$

หรือ

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{HbAll} \times 100\% \quad (3.8)$$

ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง ( $SpO_2$ ) สามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ประเภท คือ

### 3.9.1 Functional SpO<sub>2</sub>

Functional SpO<sub>2</sub> เป็นค่าที่ใช้ทางคลินิก โดยเป็นสัดส่วนของออกซีฮีโมโกลบิน (Oxyhemoglobin: HbO<sub>2</sub>) กับฮีโมโกลบินที่สามารถจับกับออกซิเจนได้ (HbH<sup>+</sup>) มีค่าเท่ากับ

$$\text{Functional SpO}_2 = \frac{\text{HbO}_2}{\text{HbO}_2 + \text{HbH}^+} \times 100\% \quad (3.9)$$

### 3.9.2 Fractional SpO<sub>2</sub>

Fractional SpO<sub>2</sub> ได้แก่สัดส่วนของออกซีฮีโมโกลบิน (Oxyhemoglobin: HbO<sub>2</sub>) กับฮีโมโกลบินทุกชนิดที่มีอยู่ในร่างกาย มีค่าเท่ากับ

$$\text{Fractional SpO}_2 = \frac{\text{HbO}_2}{\text{HbO}_2 + \text{HbH}^+ + \text{MetHb} + \text{COHb}} \times 100\% \quad (3.10)$$

## 3.10 เครื่องพัลซ์ออกซิมิเตอร์ [20]

เครื่องพัลซ์ออกซิมิเตอร์ (Pulse Oximeter) เป็นเครื่องมือที่นำมาวัดเปอร์เซ็นต์ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง โดยถูกรายงานเป็น SpO<sub>2</sub> % เป็นเครื่องที่สามารถแสดงการตรวจวัดได้ตลอดเวลาและเป็นชนิดไม่รุกรานเข้าไปในร่างกาย (Non Invasive Measurement) ดังนั้นจึงมักนิยมนำมาใช้ในหอผู้ป่วยวิกฤติ

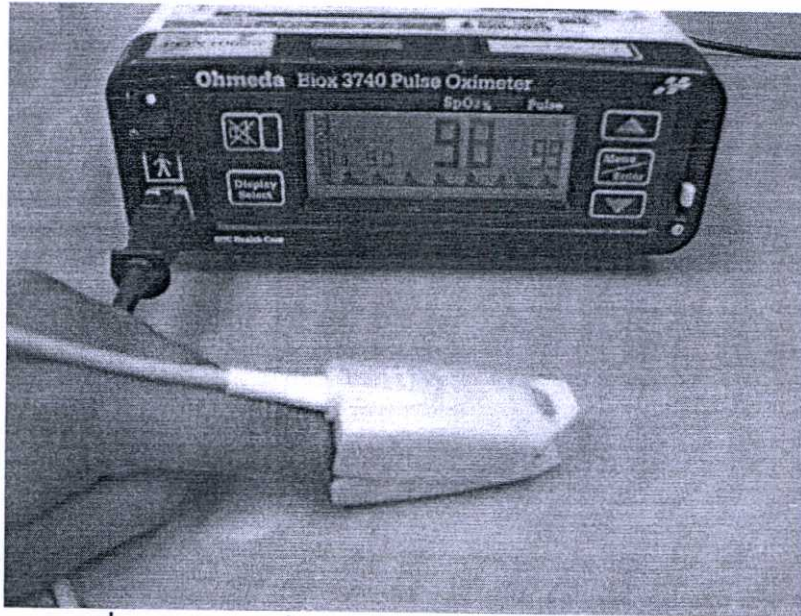
ในกรณีที่ใช้วิธีการตรวจวัดโดยเครื่องวิเคราะห์ก๊าซในเลือด (Blood Gas Analyze) ซึ่งต้องเจาะเลือดออกมาตรวจ จะรายงานเป็น SaO<sub>2</sub> % เป็นวิธีการที่ถือว่ารุกรานร่างกาย (Invasive Measurement) ที่มีข้อดีในแง่ความแม่นยำ แต่มีข้อเสียที่ต้องใช้เวลาในการอ่านและวิเคราะห์ผล

โดยที่การวัดค่าเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวของก๊าซออกซิเจนในเลือดแดง ในปัจจุบันถือได้ว่าเป็นส่วนหนึ่งของขั้นตอนมาตรฐานในการรักษาทางด้านวิสัญญีวิทยา หรือในผู้ป่วยที่ต้องได้รับการรักษาโดยใช้เครื่องช่วยหายใจ เพื่อเป็นการประเมินว่าการช่วยการหายใจหรือการดมสลบนั้นผู้ป่วยได้รับออกซิเจนเพียงพอและเหมาะสม เนื่องจากค่าเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวที่วัดได้นี้ เป็นค่าที่ใช้บ่งบอกถึงปริมาณออกซีฮีโมโกลบิน (Oxyhemoglobin: HbO<sub>2</sub>) ที่มีอยู่ในเลือดแดง ซึ่งมีความสัมพันธ์โดยตรงกับค่าปริมาณก๊าซออกซิเจนที่มีอยู่ในเลือดแดง (Oxygen Contents) ดังนั้นจึงเปรียบเสมือนเป็นการวัดเพื่อประเมินหาค่าแรงดันย่อยของก๊าซออกซิเจนในเลือดแดง (Partial Pressure of Arterial Oxygen: PaO<sub>2</sub>) ได้วิธีหนึ่ง เป็นค่าที่ใช้เพื่อแสดงให้เห็นถึงความสามารถของฮีโมโกลบินที่มีอยู่ในเซลล์เม็ดเลือดแดงที่จะสามารถไปจับกับก๊าซออกซิเจนที่มีอยู่ในเลือด

โดยทั่วไปแล้ว เครื่องพัลซ์ออกซิมิเตอร์ แบ่งเป็น 2 ประเภท ตามชนิดของตัวเซนเซอร์ (Sensor) ที่ใช้ดังนี้

### 3.10.1 เครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ชนิด Transmittance

เครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ชนิด Transmittance ที่วัดความเข้มข้นของออกซีฮีโมโกลบิน (Oxyhemoglobin:  $HbO_2$ ) โดยวัดปริมาณแสงที่เดินทางผ่านเนื้อเยื่อของร่างกายที่มีฮีโมโกลบิน (Hemoglobin) อยู่ โดยตัวอย่างเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ชนิด Transmittance สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.4

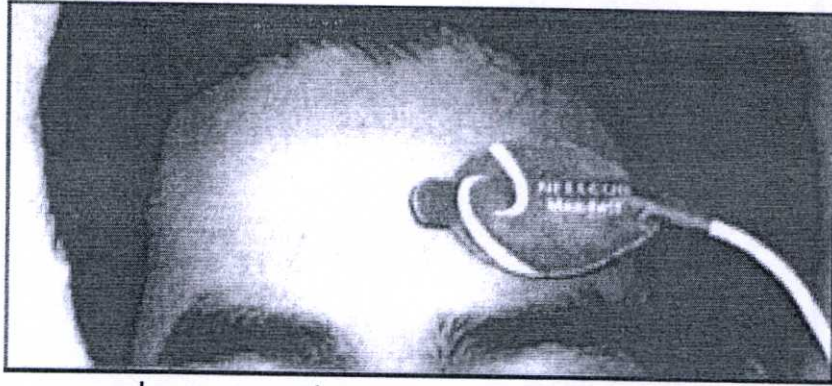


รูปที่ 3.4 ตัวอย่างเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ชนิด Transmittance

ในปัจจุบันเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ส่วนใหญ่จะเป็นชนิดนี้ ซึ่งค่า  $SpO_2$  ที่วัดได้จะถูกรบกวนจากการเคลื่อนไหวร่างกาย (Movement Artifact) ได้ง่าย

### 3.10.2 เครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ชนิด Reflectance

เครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ (Pulse Oximeter) ชนิด Reflectance เป็นเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ที่วัดความเข้มข้นของออกซีฮีโมโกลบิน ( $HbO_2$ ) โดยวัดปริมาณแสงที่สะท้อนออกมาจาก Body Tissue ที่มีฮีโมโกลบิน ดังแสดงในรูปที่ 3.5 แสดงเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ ชนิด Reflectance ซึ่งวิธีนี้สามารถวางเซนเซอร์ที่ใช้วัด  $SpO_2$  ไว้ที่ส่วนใดของร่างกายก็ได้ ที่สามารถให้แสงผ่านของเหลวเข้าไป (Perfusion) ได้ ได้สัญญาณการเต้นเป็นจังหวะเกี่ยวกับเส้นโลหิตแดงใหญ่ (Arterial Pulsation) ชัดเจนและมีการเคลื่อนไหวของอวัยวะส่วนนั้นน้อยที่สุด ทำให้สามารถวัดค่า  $SpO_2$  ได้แม่นยำมากขึ้นแม้ในผู้ป่วยที่มีสัญญาณหัวใจ (Cardiac Output) ต่ำ และยังถูกรบกวนจากการเคลื่อนไหวร่างกายน้อยลงด้วย แต่มีราคาแพงกว่าชนิด Transmittance และมีขนาดใหญ่ นอกจากนั้นยังใช้ได้เฉพาะในผู้ป่วยที่มีน้ำหนักมากกว่า 40 กิโลกรัมขึ้นไป



รูปที่ 3.5 ตัวอย่างเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ชนิด Reflectance

### 3.11 หลักการทำงานของเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ [21]

โดยส่วนใหญ่แล้วเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ชนิด Transmittance มักจะมีส่วนประกอบที่สำคัญภายในเครื่องดังแสดงในตัวอย่างรูปที่ 3.6 ซึ่งประกอบด้วย

1. เซนเซอร์โพรบ (Sensor Probe)
2. วงจรส่วนสัญญาณแอนะล็อก (ประกอบด้วย ปริแอมป์ แอมพลิไฟเออร์ วงจรแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล)

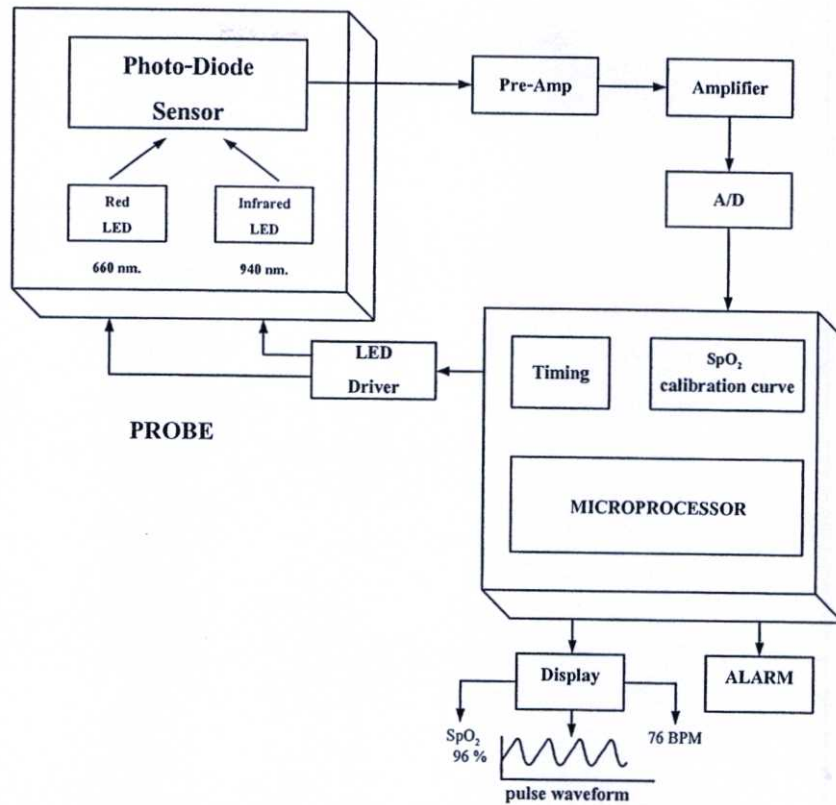
3. ระบบไมโครโปรเซสเซอร์ (Microprocessor)

4. วงจรภาคแสดงผล (Display)

หน้าที่และหลักการทำงานของแต่ละส่วนสามารถอธิบายโดยย่อได้ดังนี้

ตัวเซนเซอร์โพรบประกอบไปด้วยตัวไดโอดเปล่งแสง (Light Emitting Diode: LED) ที่ทำหน้าที่ให้กำเนิดสัญญาณคลื่นแสงสีแดงและอินฟราเรดซึ่งใช้ทั้งหมด 2 ตัว คือ LED แสงสีแดง (Red LED) สำหรับให้กำเนิดคลื่นแสงที่มีความยาวคลื่น 660 นาโนเมตร และ LED แสงอินฟราเรด (Infrared LED) สำหรับให้กำเนิดคลื่นแสงที่มีความยาวคลื่น 940 นาโนเมตร โดยที่ตัว LED นี้จะถูกควบคุมให้ติด - ดับ สลับกันตามความถี่ของสัญญาณควบคุมจากวงจรภาค LED Driver ส่วนอีกด้านหนึ่งของโพรบจะมีอุปกรณ์รับแสง (Photo Detector) เพื่อวัดปริมาณความเข้มของคลื่นแสงทั้งสองที่ส่องทะลุผ่านนิ้วมือ ตำแหน่งการวางโพรบ โดยทั่วไปมักนิยมใช้นิ้วชี้ (อาจใช้คาง) หรือในเด็กเล็กใช้นิ้วมือ หรือเท้า แสงที่รับจากอุปกรณ์รับแสงจะถูกแปลงให้เป็นสัญญาณทางไฟฟ้า

สัญญาณไฟฟ้าที่วัดได้จะส่งต่อไปยังวงจรภาคแอนะล็อก ผ่านวงจรปริแอมป์ (Preamplifier) และวงจรแอมพลิไฟเออร์ (Amplifier) เพื่อขยายสัญญาณให้มีขนาดแรงดันไฟฟ้าที่เหมาะสม แล้วจึงถูกแปลงสัญญาณให้เป็นสัญญาณดิจิทัล โดยวงจรแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล (Analog - to - Digital Converter) เพื่อจัดการสัญญาณได้ง่าย ด้วยการประมวลผลผ่านระบบไมโครโปรเซสเซอร์

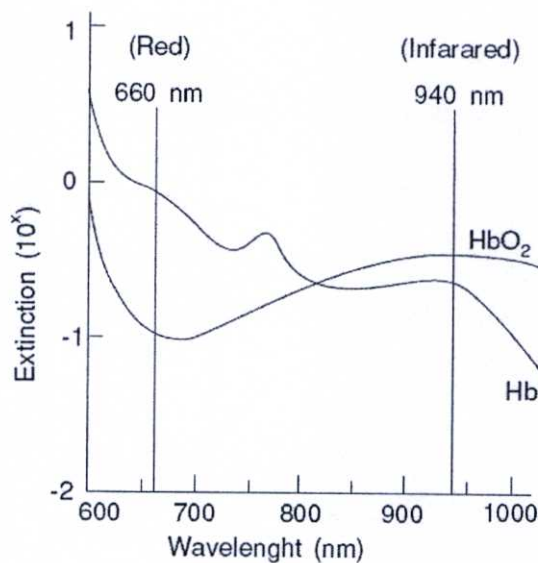


รูปที่ 3.6 ตัวอย่างไดอะแกรมของเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์

ส่วนไมโครโปรเซสเซอร์ (Microprocessor) จะทำหน้าที่หลักในการคำนวณหาค่า % ความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง จากหลักการการหาค่าอัตราส่วนความสัมพันธ์ของคลื่นแสงสีแดงและคลื่นอินฟราเรดจากสองความยาวคลื่น (Red / Infrared Ratio) ดังแสดงในรูปที่ 3.7 โดยอาศัยการเปรียบเทียบจากกราฟเทียบค่าความสัมพันธ์ (Empirical Calibration Curve) ระหว่างค่าอัตราส่วน Red/Infrared กับค่า % ความอิ่มตัวของออกซิเจนดังรูปที่ 3.9 โดยกราฟนี้จะถูกบันทึกเก็บไว้แล้วในหน่วยความจำของเครื่อง โดยบริษัทผู้ผลิต ซึ่งกราฟนี้ต้องสัมพันธ์สอดคล้องกับตัวเซนเซอร์ในโพรบเฉพาะรุ่นนั้น ๆ ด้วย นอกจากนี้ตัวไมโครโปรเซสเซอร์ยังทำหน้าที่ควบคุมการทำงานของวงจร LED Driver วงจรในภาคแสดงผลและระบบการเตือนด้วย ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนที่คำนวณได้ จะถูกรายงานผลออกมาอยู่ในค่า % ของ  $SpO_2$  และยังสามารถนำมาใช้แสดงรูปลักษณะการเปลี่ยนแปลงของการดูดกลืนแสง (Plethysmographic Waveform) ซึ่งเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ เป็นเครื่องที่นำมาใช้วัดและแสดงผลค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดหน่วยวัดเป็นเปอร์เซ็นต์ ซึ่งเป็นเครื่องนิยมใช้กันมาก เนื่องจากการวัดแบบไม่รุกรานเข้าไปในร่างกาย (Non - Invasive) การแสดงผลได้อย่างต่อเนื่อง (Continuous) และวิธีการไม่ยุ่งยาก หรือซับซ้อนนัก ค่าที่วัดได้แสดงถึงภาวะระดับของออกซิเจนในเลือดได้เป็นอย่างดีว่ามีค่าปกติ หรือเลือดขาดออกซิเจน (Hypoxia)

### 3.12 หลักการตรวจวัดของเครื่องพัลซ์ออกซิมิเตอร์ [21]

หลักการตรวจวัดของเครื่องพัลซ์ออกซิมิเตอร์ โดยอาศัยหลักการของเลือด (Blood) ซึ่งมี ออกซีฮีโมโกลบิน (Oxyhemoglobin:  $HbO_2$ ) ซึ่งหมายถึง ฮีโมโกลบินในเม็ดเลือดแดงที่จับกับ ออกซิเจนและคือออกซีฮีโมโกลบิน (Deoxyhemo Globin/Reduced Oxyhemoglobin: RHb) ที่ หมายถึง ฮีโมโกลบินในเม็ดเลือดแดงที่ปล่อยออกซิเจนแล้ว และสถานะของฮีโมโกลบินทั้งสองจะ ทำการตรวจวัดได้โดยอาศัยคุณสมบัติการดูดกลืนแสงที่ไม่เท่ากัน เมื่อใช้แสงสีแดงที่มีความยาว คลื่น 660 นาโนเมตร และแสงอินฟราเรดที่มีความยาวคลื่น 940 นาโนเมตร ซึ่งสามารถแสดงแถบ การดูดกลืนคลื่นแสงสีแดงและแสงอินฟราเรดดังรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.7 แถบการดูดกลืนคลื่นแสงสีแดงและแสงอินฟราเรด

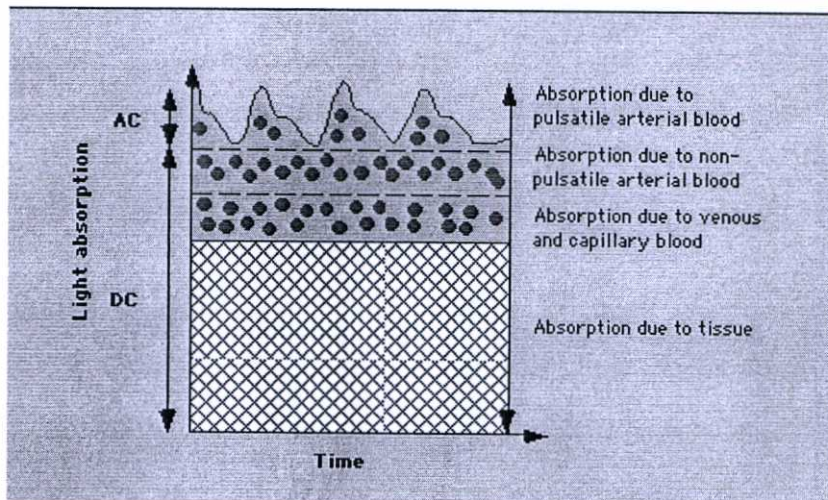
การหาค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด จะสามารถหาได้จากสัดส่วนที่เป็นจำนวน เปอร์เซ็นต์ระหว่างออกซีฮีโมโกลบิน ( $O_2Hb$ ) กับจำนวนฮีโมโกลบินทั้งหมดที่มีในเลือด ดังนี้

$$SaO_2 \% = \frac{O_2Hb}{O_2Hb + RHb} \times 100 \quad (3.11)$$

จากแถบสเปกตรัมของการดูดกลืนแสงในความยาวช่วงคลื่นสีแดงและสีอินฟราเรด (ดูรูปที่ 3.7) สามารถพิจารณาถึงลักษณะการดูดกลืนแสงทั้งสองช่วงคลื่นของทั้งออกซีฮีโมโกลบิน  $O_2Hb$  และ คือออกซีฮีโมโกลบิน RHb ที่ค่าความยาวคลื่นที่สำคัญสองค่า คือ พบว่าที่ค่าความยาวช่วงคลื่น 660 นาโนเมตรนั้น ค่าการดูดกลืนแสงสีแดงของออกซีฮีโมโกลบินและคือออกซีฮีโมโกลบินจะมีค่าการ

ดูดกลืนแสงที่มีความแตกต่างกันมากที่สุด โดยคือออกซิซีโม โกลบินมีค่ามากกว่า และที่ค่าความยาวคลื่น 940 นาโนเมตร พบว่าออกซิซีโม โกลบินจะมีค่าการดูดกลืนที่ถือได้ว่าสูงสุด

ลักษณะการดูดกลืนแสงที่เกิดขึ้นภายในอวัยวะที่ตรวจวัดนั้น (นิ้วมือ) จะมีทั้งลักษณะการดูดกลืนแสงที่ให้ค่าการดูดกลืนคงที่และที่มีการเปลี่ยนแปลง (Static/Dynamic Absorption) ดังนั้นจึงสามารถพิจารณาสร้างรูปจำลองของการดูดกลืนและการส่องผ่านของแสงทั้งสองช่วงคลื่นได้ ดังรูปที่ 3.8 ซึ่งการดูดกลืนแสงที่ถือได้ว่ามีค่าคงที่จะเกิดขึ้นเนื่องจากการดูดกลืนแสง เมื่อแสงส่องผ่านชั้นของผิวหนัง เนื้อเยื่อ ไขมัน กระดูก เลือดดำและปริมาณเลือดแดงที่ตรงกับจังหวะการคลายตัวของหัวใจ (Diastolic) พอดีนั่นคือ ในจังหวะนี้จะมีปริมาณการไหลของเลือดแดงคงที่ หรือต่ำสุด จึงมีการดูดกลืนแสงอันเนื่องมาจากปริมาณออกซิซีโม โกลบินและคือออกซิซีโม โกลบินที่มีอยู่ในเลือดแดงน้อยที่สุด ทำให้ในจังหวะนี้จะได้ปริมาณแสงส่องผ่านทะลุออกมามากที่สุด ในทำนองเดียวกันนี้เมื่อพิจารณาในจังหวะที่หัวใจมีการบีบตัว (Systolic) ก็จะทำให้มีปริมาณเลือดแดงไหลผ่านออกมามากหรือมีปริมาณออกซิซีโม โกลบินและคือออกซิซีโม โกลบินมากตามไปด้วย แสงจะถูกดูดกลืนในจังหวะนี้มากตามไปด้วย ทำให้มีปริมาณความเข้มแสงส่องผ่านทะลุออกมาได้น้อยในจังหวะนี้ เมื่อพิจารณาถึงปริมาณสัญญาณทางไฟฟ้าโดยรวมที่ได้มาจากตรวจวัดปริมาณความเข้มของแสงสีแดงและอินฟราเรดที่ส่องทะลุผ่านมายังตัวรับแสง ที่อยู่อีกด้านหนึ่งของนิ้วมือ ก็สามารถแทนที่การเปลี่ยนแปลงของการดูดกลืน หรือการส่องผ่านแสงที่มีทั้งช่วงที่คงที่และช่วงที่เป็นจังหวะนี้ได้ โดยปริมาณทางไฟฟ้าที่มีค่าคงที่ (DC) และที่มีค่าเปลี่ยนแปลงเป็นจังหวะ (AC)



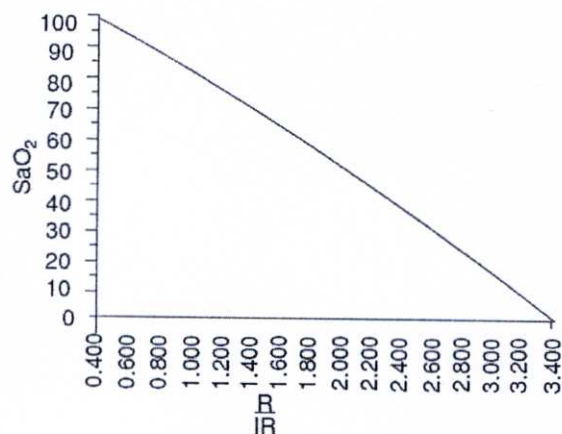
รูปที่ 3.8 รูปแบบจำลองของการดูดกลืนและการส่องผ่านของแสงสีแดงและอินฟราเรด

ในการคำนวณหาค่าเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง ผ่านการวัดการดูดกลืนคลื่นรังสีนั้น สามารถเลือกใช้คลื่นแสงสีแดงและอินฟราเรดสองความยาวคลื่นดังกล่าว เป็นหลัก คือ ที่ความยาวคลื่นเท่ากับ 660 นาโนเมตรและที่ 940 นาโนเมตร ตามแถบสเปกตรัมการ

คูคกลืนแสงของออกซิซีโม โกลบินและดีออกซิซีโม โกลบินที่มีอยู่ในเลือดแดง ดังนั้นสัญญาณการเปลี่ยนแปลงของความเข้มของแสงทั้งสองที่ตรวจวัดได้ที่ได้ผ่านการคูคกลืน โดยทั้งผิวหนัง เนื้อเยื่อไขมัน กระดูก เลือดดำ เลือดแดงและปริมาณเลือดแดงที่ไหลเป็นช่วง ๆ หรือเป็นพัลส์ (Pulsatile) ตามการบีบตัวของหัวใจ ตำแหน่งที่ตรวจวัด ก็จะเป็นสัญญาณจากสองความยาวคลื่นนี้ด้วย ซึ่งจะมีรูปแบบทั้งที่เป็นสัญญาณคงที่และรูปแบบที่มีการเปลี่ยนแปลง การคำนวณหาค่าความอิ่มตัวจะเริ่มจากการพิจารณาถึงอัตราส่วนความสัมพันธ์ (Red/Infrared Absorbance Ratio) ของปริมาณความเข้มแสงที่คงที่และที่มีการเปลี่ยนแปลงจากทั้งสองความยาวคลื่นนี้ตามสมการ

$$R = \frac{AC_{660} / DC_{660}}{AC_{940} / DC_{940}} \quad (3.12)$$

ค่าอัตราส่วน R ที่คำนวณได้นี้จะถูกนำไปเปรียบเทียบกับกราฟเทียบค่า (Calibration Curve) ที่ได้มีการเก็บเอาไว้ภายในหน่วยความจำของเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์แต่ละเครื่อง เพื่ออ่านเทียบออกมาเป็นค่า % ความอิ่มตัวของออกซิเจนแต่ละค่าที่สอดคล้องกัน กราฟเทียบค่านี้จะเป็นกราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าอัตราส่วนความสัมพันธ์ (R) กับค่า % ความอิ่มตัวของออกซิเจน (SaO<sub>2</sub> ได้จากเครื่องวิเคราะห์ก๊าซในเลือด) ในรูปที่ 3.9 แสดงกราฟเทียบค่าความสัมพันธ์ระหว่างค่าอัตราส่วน Red/Infrared กับค่าเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวของออกซิเจน ซึ่งกราฟนี้จะได้มาจากการทดลองให้อาสาสมัครที่มีสุขภาพดี ร่างกายแข็งแรงหายใจเอาก๊าซออกซิเจนที่มีเปอร์เซ็นต์ความเข้มข้นต่าง ๆ กันเข้าไปแล้ววัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจน รวมทั้งได้มาจากการคำนวณจากสูตรคณิตศาสตร์เพื่อหาความสัมพันธ์ของค่าข้อมูลที่น่าจะเป็นได้ โดยเปรียบเทียบกับวิธีการเจาะเลือดเพื่อนำไปวิเคราะห์ด้วยเครื่องวิเคราะห์ก๊าซในเลือด



รูปที่ 3.9 กราฟเทียบค่าความสัมพันธ์ ระหว่างค่าอัตราส่วน Red/Infrared กับ % ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจน

เมื่อวัดค่า R ได้เท่าใดก็สามารถเทียบเป็นเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงได้ เช่น เมื่อได้ค่า R เท่ากับ 1 เทียบได้กับมีความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงเท่ากับ 85 % เป็นต้น ซึ่งกราฟเทียบค่า (Calibration Curve) ที่ได้จะเก็บเอาไว้ภายในหน่วยความจำของเครื่องพัลซ์ออกซิมิเตอร์แต่ละเครื่อง ดังนั้นเมื่อนำโพรบมาใช้งานต้องให้เป็นชนิดเดียวกับที่ระบุไว้ใช้กับเครื่องนี้ได้เท่านั้นจึงจะได้ค่าที่แม่นยำ

อย่างไรก็ดี ตำแหน่งการวัดจะต้องมีเลือดไหลเวียนดี มิฉะนั้นอาจทำให้ค่าการตรวจวัดผิดพลาดได้ หากอวัยวะนั้นขาดเลือดมาเลี้ยง (Low Perfusion) เช่น หลอดเลือดส่วนปลายหดตัว (Peripheral Vasoconstriction) ผู้ป่วยมีอุณหภูมิต่ำ (Hypothermia) ผู้ป่วยอยู่ในภาวะช็อก (Shock) หรือ หนาวสั่น เป็นต้น นอกจากนี้ ค่าที่ตรวจวัดได้อาจผิดพลาดได้จากการรบกวนภายนอก เช่น จากการแกว่งของโพรบ หรือมีแสงรบกวนเข้ามาในโพรบ หรือการรบกวนทางไฟฟ้า เป็นต้น

### 3.13 สรุป

ในบทนี้ได้อธิบายถึงก๊าซในเลือดแดง เครื่องมือวิเคราะห์ก๊าซ การแลกเปลี่ยนก๊าซที่ปอด และเซลล์ ปริมาณออกซิเจนในเลือดแดง ภาวะออกซิเจนต่ำ อุปกรณ์การบริหารออกซิเจน พืชจากออกซิเจน ระดับค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง เครื่องพัลซ์ออกซิมิเตอร์ หลักการทำงานของเครื่องพัลซ์ออกซิมิเตอร์ และหลักการตรวจวัดเครื่องพัลซ์ออกซิมิเตอร์

## บทที่ 4

# การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอึดตัวของออกซิเจน ในเลือดแดงผ่านระบบ LAN ที่นำเสนอ

### 4.1 กล่าวนำ

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นข้อมูลที่สำคัญทางด้านการแพทย์ โดยข้อมูลระบบการทำงานของหัวใจ ถือได้ว่าเป็นสิ่งจำเป็นมากในการนำมาประกอบการวินิจฉัยและรักษาพยาบาลผู้ป่วยในโรงพยาบาล [1]-[3] ซึ่งในปัจจุบันนี้มีวิธีการบันทึกข้อมูลดังกล่าวด้วยวิธีทางอิเล็กทรอนิกส์หลายวิธี [4]-[6] อย่างไรก็ตามในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดง ซึ่งการใช้งานในโรงพยาบาลนั้นจะมีการวัดที่เตียงคนไข้สำหรับการเฝ้าระวังสัญญาณชีพจรของผู้ป่วยและค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงกรณีใช้เครื่องช่วยหายใจและส่งสัญญาณที่วัดได้ส่งผ่านระบบ LAN ของโรงพยาบาล เพื่อส่งผ่านสัญญาณที่วัดได้ไปยังส่วนกลางและศูนย์โรคหัวใจ ถ้าเกิดเหตุการณ์ฉุกเฉิน เช่น ถ้าอัตราการเต้นของหัวใจหรือค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงของผู้ป่วยต่ำกว่าหรือสูงกว่าค่าที่ตั้งไว้จะมีการแจ้งเตือน เพื่อแจ้งให้แพทย์หรือพยาบาลที่คอยดูแลทราบอาการของผู้ป่วย ทั้งนี้เพื่อความสะดวกในเฝ้าระวังในการรักษาผู้ป่วยที่อยู่ในภาวะวิกฤตและการตรวจวินิจฉัยของแพทย์ พยาบาลและผู้เชี่ยวชาญต่อไป

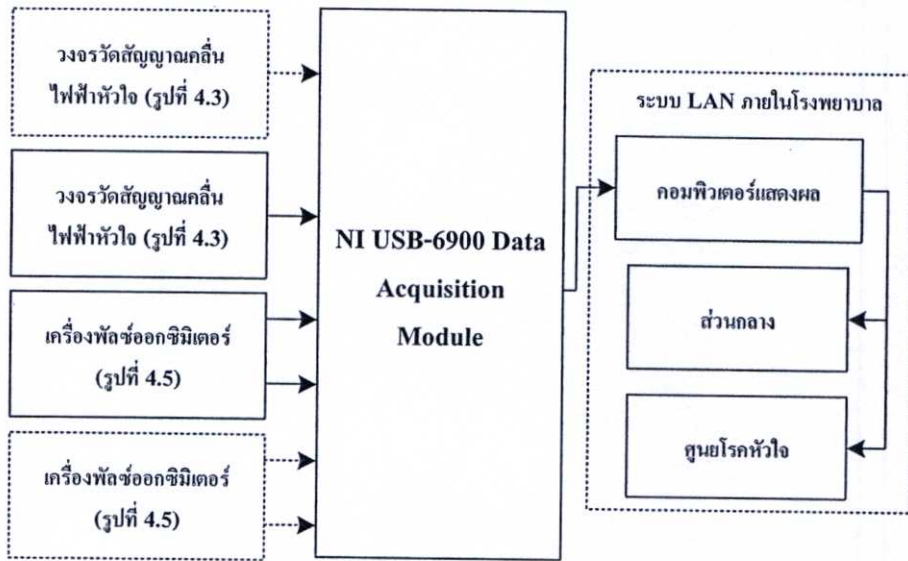
ดังนั้นในบทนี้กล่าวถึงการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงที่สามารถแสดงการตรวจวัดได้ตลอดเวลา ผ่านทางระบบเครือข่าย LAN ของโรงพยาบาล นอกจากนั้นยังมีการเปรียบเทียบอัตราการเต้นของหัวใจและค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงที่บันทึกได้กับค่าที่กำหนดไว้ ถ้าอัตราการเต้นของหัวใจและค่าความอึดตัวของออกซิเจนมีค่าน้อยกว่าหรือมากกว่าหรือโพรบที่ใช้ในการตรวจวัดค่าความอึดตัวของออกซิเจนหลุด จะมีการแสดงสัญญาณเตือน เพื่อทดสอบสมรรถนะการทำงานของวิธีการที่นำเสนอ จึงเลือกใช้ระบบ LAN ของโรงพยาบาลศิริราชเป็นกรณีศึกษา

โดยการออกแบบระบบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงในบทนี้ สามารถแบ่งได้ออกเป็นสองส่วน คือ ส่วนที่เป็นฮาร์ดแวร์และส่วนซอฟต์แวร์ ส่วนที่เป็นฮาร์ดแวร์ประกอบด้วยวงจรที่ใช้ในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ [22] และเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ที่ใช้ในการวัดค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดง ซึ่งในการวัดสัญญาณดังกล่าว มีการต่อเชื่อมผ่านทางบอร์ด Data Acquisition เข้าทางพอร์ต USB ติดต่อกับคอมพิวเตอร์เพื่อแสดงผล ในส่วนของซอฟต์แวร์ได้เลือกใช้ซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นด้วยโปรแกรม LabVIEW 8.5 [23] ในการแสดงผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดง นอกจากนั้นยังได้มีการสอบ

เทียบค่าที่อ่านได้จากซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจและเครื่องจำลองค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดง เพื่อเป็นการยืนยันถึงประสิทธิภาพการทำงานของระบบที่ได้นำเสนอในวิทยานิพนธ์

#### 4.2 การออกแบบระบบการวัดที่ได้นำเสนอ

การออกแบบระบบที่ได้นำเสนอในวิทยานิพนธ์นี้ ได้มุ่งเน้นการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเฝ้าระวัง (Monitor Lead) [24] และการวัดค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงแบบที่ใช้โพรบวัดที่นิ้วมือเป็นหลัก โดยมีโครงสร้างของระบบที่ได้นำเสนอแสดงในรูปที่ 4.1 [25]

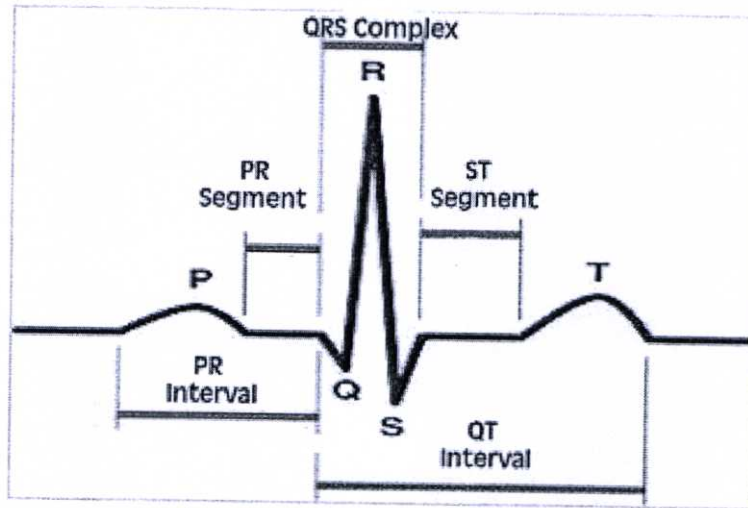


รูปที่ 4.1 โครงสร้างของระบบที่นำเสนอ

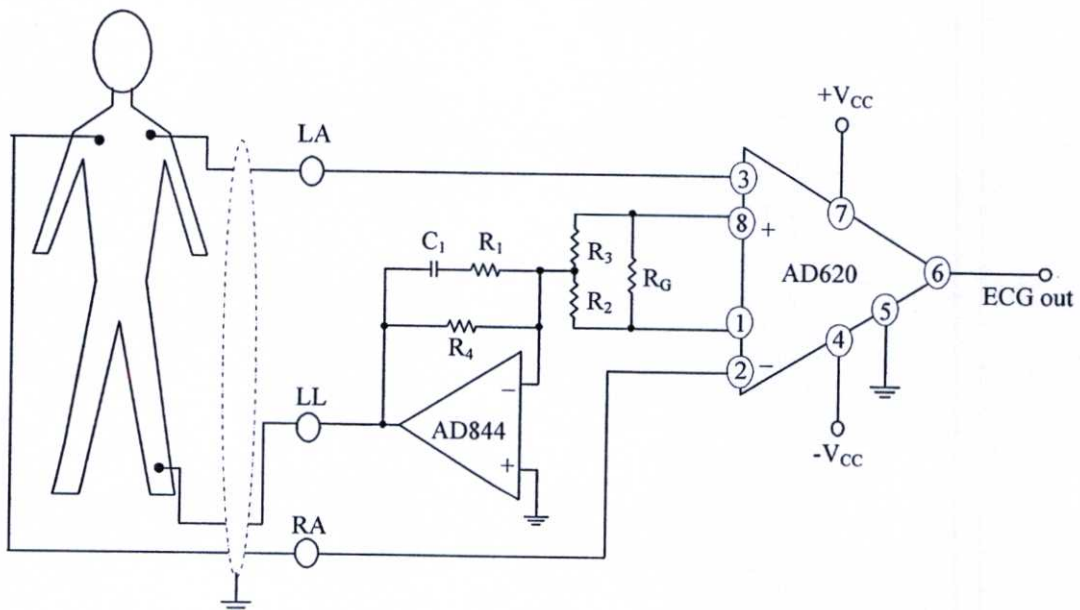
จากรูปที่ 4.1 เทคนิคในการออกแบบจะใช้วงจรในการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการวัดค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดง ที่มีการเชื่อมต่อกับ โมดูล Data Acquisition NI USB 6009 ของบริษัท National Instruments ซึ่งทำหน้าที่ในการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล (Analog - to - Digital Converter) โดย NI USB 6009 สามารถรับสัญญาณได้ 8 ช่องสัญญาณ ซึ่งมีอัตราการสุ่มตัวอย่างสูงสุด 48 kS/s และเชื่อมต่อทางพอร์ต USB กับคอมพิวเตอร์เพื่อแสดงผลและส่งสัญญาณที่วัดได้ไปยังส่วนกลางและศูนย์โรคหัวใจผ่านระบบเครือข่าย LAN ของโรงพยาบาล ในส่วนการแสดงผลจะใช้ซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นด้วยโปรแกรม LabVIEW 8.5 นอกจากนั้นในการส่งผลที่วัดได้ผ่านระบบ LAN จะต้องใช้ซอฟต์แวร์เสริมของ LabVIEW 8.5.1 Runtime Engine โดยใช้ฟังก์ชันการใช้งานเมนู Tool >> Web Publishing Tool [ภาคผนวก ก.] ซึ่งรายละเอียดต่าง ๆ จะได้กล่าวในหัวข้อถัดไป

### 4.3 ส่วนฮาร์ดแวร์ของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ส่วนฮาร์ดแวร์ของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำเสนอในวิทยานิพนธ์นี้ เป็นการแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเฟ้าะวังที่มีวัตถุประสงค์เพื่อวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจสำหรับผู้ป่วยในห้องฉุกเฉิน เพื่อดูกราฟและอัตราการเต้นของหัวใจเป็นหลัก โดยทั่วไปอัตราการเต้นหัวใจของคนปกติจะอยู่ที่ 60-100 ครั้ง/นาที และกราฟลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติจะประกอบไปด้วยคลื่น P (P wave) กลุ่มคลื่น QRS (QRS Complex) คลื่น T (T Wave) และคลื่น U (U Wave) ดังแสดงในรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.2 กราฟสัญญาณหัวใจของคนปกติ



รูปที่ 4.3 วงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเฟ้าะวัง

ในรูปที่ 4.3 แสดงวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเฟ้าระวังที่ได้ออกแบบในวิทยานิพนธ์นี้ โดยรับสัญญาณทางไฟฟ้าหัวใจจากอิเล็กโทรดเซนเซอร์ชนิดแผ่นที่ทำด้วยโพลี (ชนิดใช้ได้ครั้งเดียว) โดยติดอิเล็กโทรด 3 จุด บนร่างกายซึ่งเป็นการติดแบบ Bipolar Recording [12] ที่บริเวณหน้าอกซ้าย (LA) หน้าอกขวา (RA) และเท้าซ้าย (LL) โดยป้อนสัญญาณเอาต์พุตจากแผ่นอิเล็กโทรดทั้งสามเข้ากับวงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนต์ โดยเลือกใช้ไอซีเบอร์ AD620 ที่มีความถูกต้องสูงของบริษัท ANALOG DEVICES และไอซีเบอร์เบอร์ AD844 ที่มีความเร็วในการทำงานสูงของบริษัท ANALOG DEVICES เมื่อ  $G$  คือ อัตราการขยาย (Gain) ในการออกแบบได้เลือกใช้  $R_2 = R_3 = 24.9 \text{ k}\Omega$  และกำหนดให้  $R_1 = 10 \text{ k}\Omega$ ,  $R_4 = 1 \text{ M}\Omega$ ,  $C_1 = 0.1 \text{ }\mu\text{F}$  และกำหนดให้  $G = 349$  จะได้  $R_G = 143 \text{ }\Omega$  โดยค่าความต้านทาน  $R_G$  สามารถคำนวณได้ดังนี้ [26]

$$R_G = \frac{R_2 + R_3}{G - 1} \quad (4.1)$$

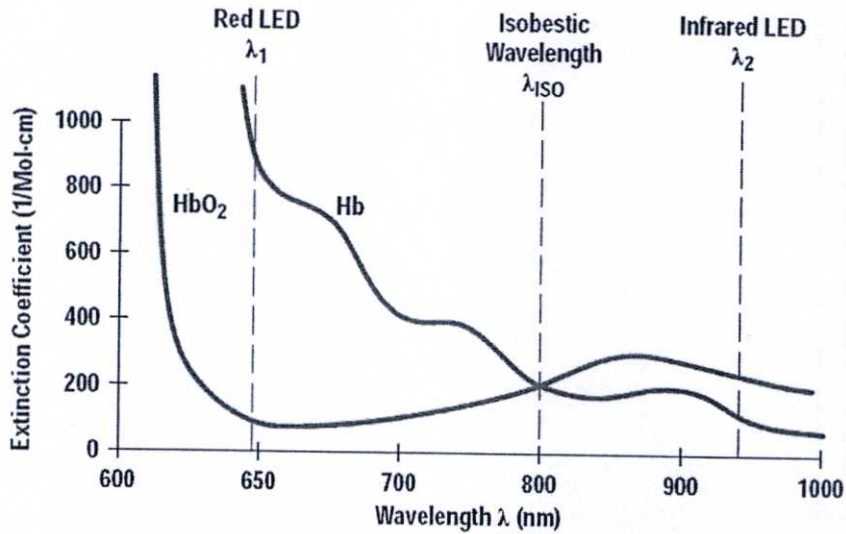
โดยวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะต่อเชื่อมกับโมดูล Data Acquisition NI USB 6009 ที่มีการเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ทางพอร์ต USB เพื่อแสดงผลโดยใช้ซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นด้วยโปรแกรม LabVIEW 8.5 ซึ่งรายละเอียดจะกล่าวในหัวข้อ 4.5

#### 4.4 ส่วนฮาร์ดแวร์ของเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์

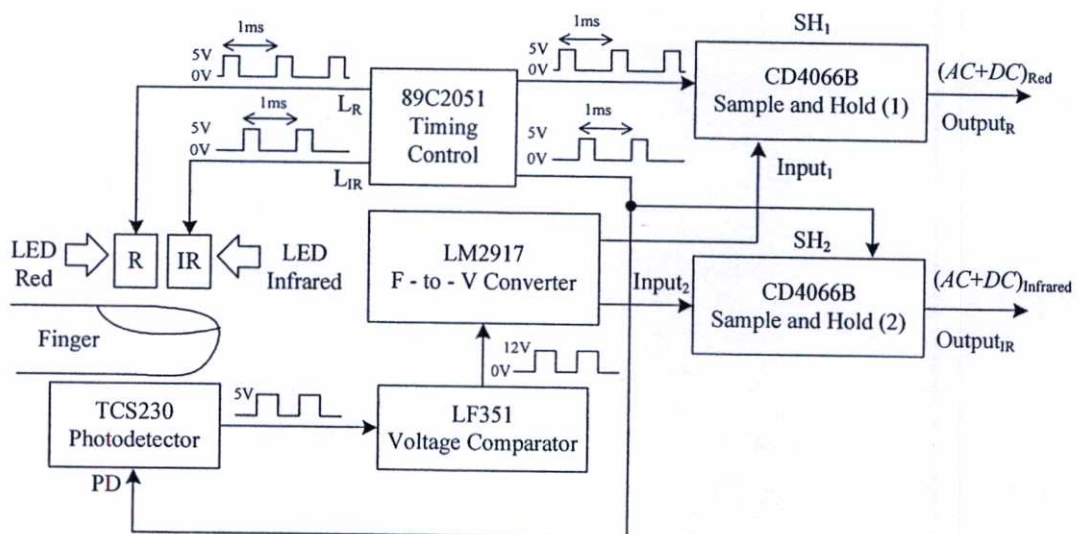
ส่วนฮาร์ดแวร์ของเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ที่ใช้ในการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงที่ออกแบบในวิทยานิพนธ์นี้ จะเป็นชนิด Transmittance [15] แบบที่ใช้โพรวัดที่นิ้วมือ ซึ่งวิธีการวัดนี้เป็นการวัดแบบไม่ลุกล้ำ มีประโยชน์ในการเฟ้าระวังวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงขณะทำการผ่าตัด หรือใช้ในหอผู้ป่วยหนัก เพื่อใช้ติดตามและปรับระดับออกซิเจนในกรณีใช้เครื่องช่วยหายใจ โดยทั่วไปค่าความอิ่มของออกซิเจนในเลือดแดงของคนปกติจะอยู่ที่ 95-100% [27] โดยอาศัยหลักการดูดซับคลื่นแสงที่แตกต่างกันของฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจน (Oxyhemoglobin:  $\text{HbO}_2$ ) และฮีโมโกลบินที่ไม่ได้จับตัวกับออกซิเจน (Deoxyhemoglobin:  $\text{Hb}$ ) ซึ่งฮีโมโกลบินที่จับกับออกซิเจนจะดูดกลืนแสงสีแดงได้ดีกว่าโดยดูดซับคลื่นแสงช่วงความยาวคลื่น 600-750 นาโนเมตร (คลื่นแสงสีแดง) ในขณะที่ฮีโมโกลบินที่ไม่ได้จับตัวกับออกซิเจนจะดูดกลืนแสงอินฟราเรดได้ดีกว่า โดยดูดซับคลื่นแสงช่วงความยาวคลื่น 850-1000 นาโนเมตร (คลื่นอินฟราเรด) คุณสมบัติการดูดซับคลื่นแสงของ  $\text{Hb}$  และ  $\text{HbO}_2$  [28] สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.4 ส่วนการคำนวณค่าเปอร์เซ็นต์ระดับความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง ( $\%\text{SpO}_2$ ) [29] สามารถคำนวณหาได้ดังนี้

$$\%SpO_2 = \frac{HbO_2}{Hb + HbO_2} \times 100\% \quad (4.2)$$

เครื่องพัลส์ออกซิเตอร์แบบที่ใช้โพรบวัดที่นิ้วมือที่ได้ออกแบบในวิทยานิพนธ์นี้ถูกออกแบบเพื่อใช้ในการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง โดยเขียนเป็นบล็อกไดอะแกรมได้ดังรูปที่ 4.5



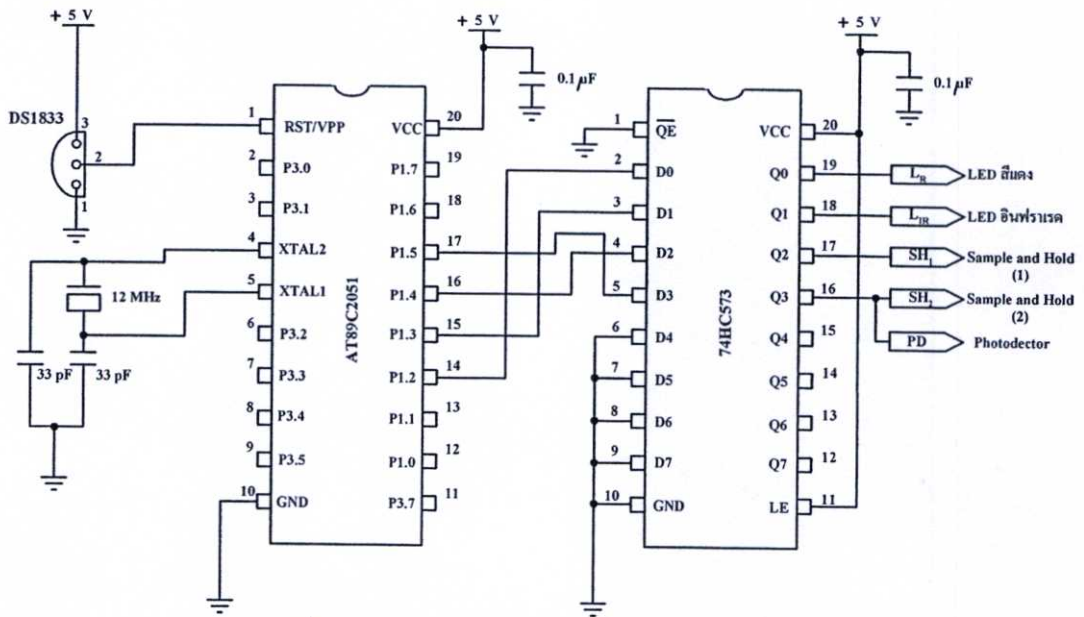
รูปที่ 4.4 คุณสมบัติการดูดซับคลื่นแสงของ Hb และ HbO<sub>2</sub>



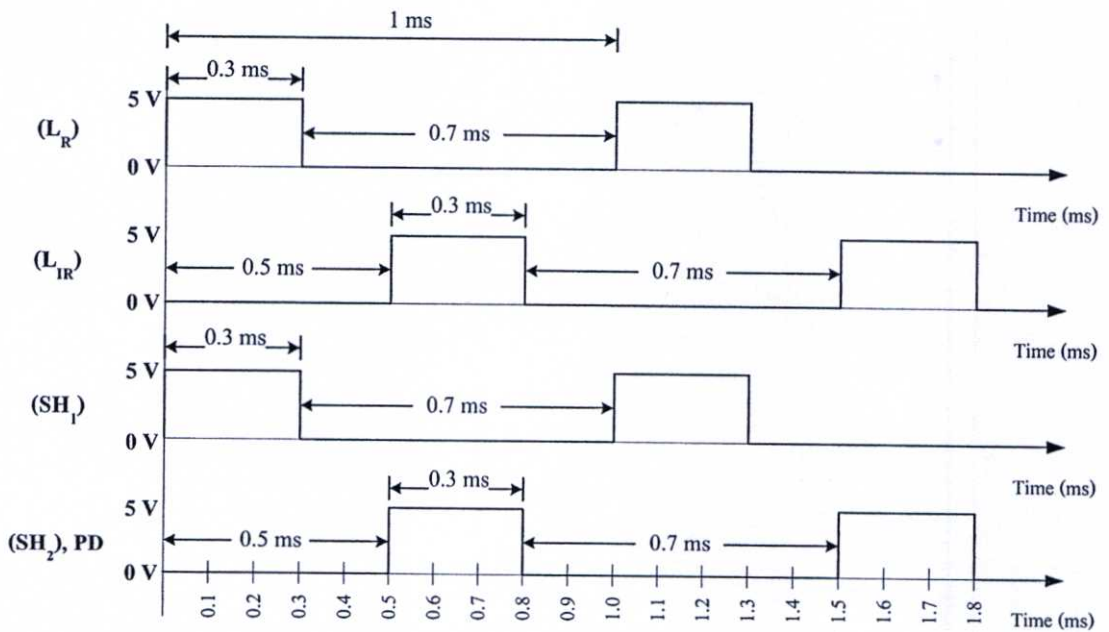
รูปที่ 4.5 บล็อกไดอะแกรมของเครื่องพัลส์ออกซิเตอร์ที่ได้ออกแบบในวิทยานิพนธ์นี้

จากรูปที่ 4.5 วงจร Timing Control ได้เลือกใช้ไอซีไมโครคอนโทรลเลอร์ เบอร์ 89C2051 และไอซีบัฟเฟอร์ เบอร์ 74HC573 ดังแสดงในรูปที่ 4.6 ในการสร้างสัญญาณควบคุมการติด-ดับของหลอด LED แสงสีแดง ( $L_R$ ) และหลอด LED อินฟราเรด ( $L_{IR}$ ) และสัญญาณควบคุมการทำงานของ

วงจร Sample and Hold (1) ของแสงสีแดง ( $SH_1$ ) และวงจร Sample and Hold (2) ของแสงอินฟราเรด ( $SH_2$ ) นอกจากนั้นยังสร้างสัญญาณในการกำหนดชนิดของฟิลเตอร์ของโฟโต้ไดโอด (PD) โดยความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณเอาต์พุตของวงจร Timing Control ในช่วงเวลาต่างๆ สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.7 [ภาคผนวก ก.] ซึ่งจะเห็นได้ว่าการติด-ดับของ LED จะติด-ดับสลับกัน

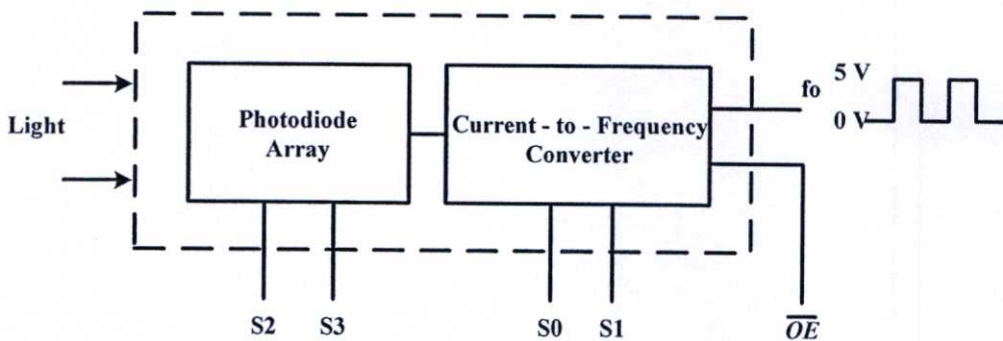


รูปที่ 4.6 วงจรการสร้างสัญญาณ Timing Control



รูปที่ 4.7 สัญญาณเอาต์พุตของวงจร Timing Control

ในการออกแบบเซนเซอร์โพรบในวิทยานิพนธ์นี้ จะเลือกใช้วงจรแหล่งกำเนิดแสง (Light Source) ของบริษัท Ohmeda รุ่น 3740 ซึ่งประกอบด้วยหลอด LED แสงสีแดงและหลอด LED อินฟราเรด ส่วนอุปกรณ์รับแสงหรือโฟโตดีเทคเตอร์ (Photodetector) จะเลือกใช้ไอซีเบอร์ TCS230 ของบริษัท TAOS ดังแสดงในรูปที่ 4.8 โดยคุณสมบัติภายในของ TCS230 จะประกอบด้วย โฟโตไดโอด 8x8 ตัว ซึ่งมีการจัดเรียงแบบอาร์เรย์ (Photodiode Array) โดยโฟโตไดโอดเหล่านี้จะแบ่งออกเป็น 4 กลุ่มด้วยกัน คือ โฟโตไดโอดที่มีฟิลเตอร์ สีแดง (Red) เขียว (Green) น้ำเงิน (Blue) และแบบไม่มีฟิลเตอร์ (Clear) จำนวนชุดละ 16 ตัว ซึ่งแต่ละกลุ่มก็จะตอบสนองต่อความสว่างของสีแตกต่างกันไปตามแต่นิกของฟิลเตอร์นั้น ๆ โดยเลือกกำหนดของฟิลเตอร์ของโฟโตไดโอดที่ต้องการวัดสัญญาณได้จากการกำหนดสัญญาณ S2 และ S3 ดังแสดงในตารางที่ 4.1 โดยสัญญาณที่ได้จากกลุ่มโฟโตไดโอดจะอยู่ในรูปของกระแสไฟฟ้าและจะถูกส่งไปยังวงจร Current - to - Frequency Converter เพื่อทำหน้าที่แปลงกระแสไฟฟ้าให้เป็นสัญญาณความถี่เอาต์พุต ( $f_o$ ) โดยสัญญาณเอาต์พุตนี้จะเป็นสัญญาณรูปสี่เหลี่ยม (Square Wave) ที่ขนาดแรงดันไฟฟ้า 5 V และมีค่า Duty Cycle เป็น 50% ซึ่งความถี่เอาต์พุต  $f_o$  จะมีความสัมพันธ์โดยตรงกับค่าความสว่างของแสงที่มาตกกระทบ ส่วนขาสัญญาณ  $\overline{OE}$  ทำหน้าที่ควบคุมการ Enable และ Disable ของสัญญาณเอาต์พุต  $f_o$  ซึ่งจะแอกทีฟที่สัญญาณลอจิก "0" โดยมี S0 และ S1 เป็นขาสัญญาณในการเลือกระดับของสัญญาณความถี่เอาต์พุต  $f_o$  ซึ่งสามารถเลือกได้ 4 ระดับ ดังแสดงในตารางที่ 4.2



รูปที่ 4.8 บล็อกไดอะแกรมของไอซีเบอร์ TCS230

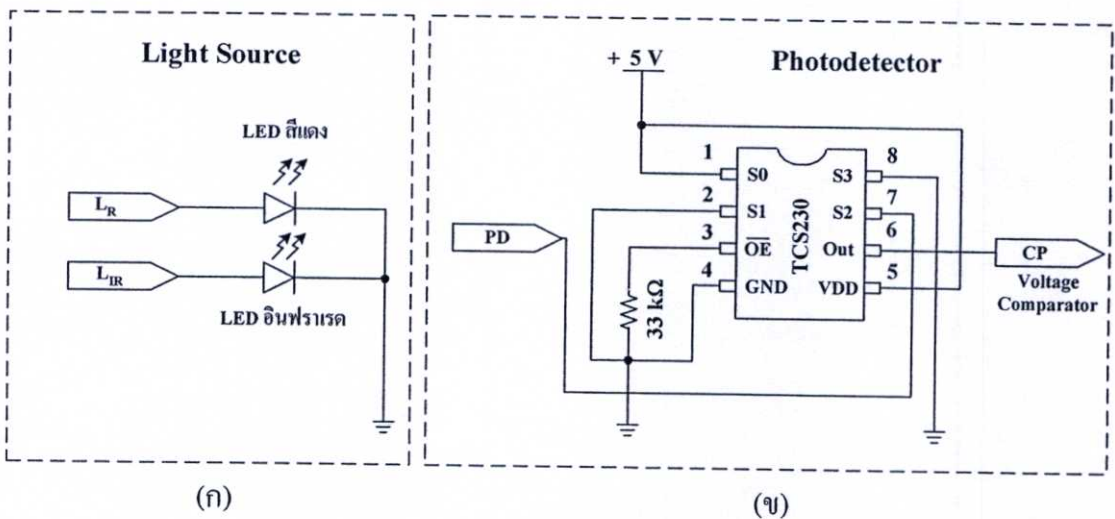
ตารางที่ 4.1 การกำหนดชนิดของฟิลเตอร์ของโฟโตไดโอดที่ต้องการวัดสัญญาณ

S2	S3	Photodiode Type
0	0	สีแดง (Red)
0	1	น้ำเงิน (Blue)
1	0	ไม่มีฟิลเตอร์ (Clear : No Filter)
1	1	เขียว (Green)

ตารางที่ 4.2 การกำหนดระดับสัญญาณความถี่เอาต์พุต ( $f_o$ ) ของ TCS230

S0	S1	Output Frequency Scaling ( $f_o$ )
0	0	Power down (ไม่ผลิตสัญญาณความถี่)
0	1	2% (ความถี่ต่ำ)
1	0	20% (ความถี่ที่ 20%)
1	1	100% (ความถี่สูงสุด)

วงจรวัดที่ใช้ในการวัดค่าความเข้มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.9 ซึ่งประกอบด้วยแหล่งกำเนิดแสง (Light Source) โดยการติด-ดับของหลอด LED สีแดงและอินฟราเรดถูกควบคุมด้วยสัญญาณ  $L_R$  และ  $L_{IR}$  ตามลำดับ ซึ่งเป็นสัญญาณที่ถูกสร้างมาจากวงจร Timing Control และโฟโตดีเทคเตอร์ (Photodetector) ใช้ไอซีเบอร์ TCS230 จะควบคุมการทำงานโดยสัญญาณ PD เพื่อสร้างสัญญาณเอาต์พุตที่ขา 6 เพื่อนำไปต่อเข้ากับวงจรเปรียบเทียบแรงดันต่อไป ซึ่งในรูปที่ 4.10 แสดงเซนเซอร์โพรบที่ใช้ในการวัดค่าความเข้มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงที่ออกแบบในวิทยานิพนธ์ และรูปที่ 4.11 แสดงภาพถ่ายของเซนเซอร์โพรบที่ใช้ในเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ที่ออกแบบในวิทยานิพนธ์

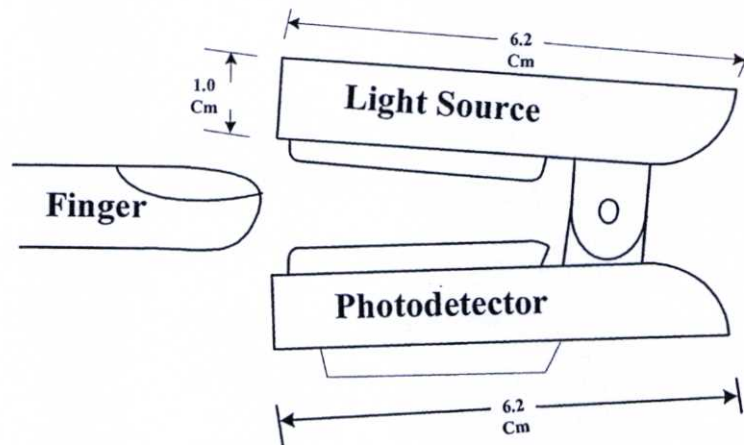


รูปที่ 4.9 (ก) วงจรแหล่งกำเนิดแสง (Ligth Soure)

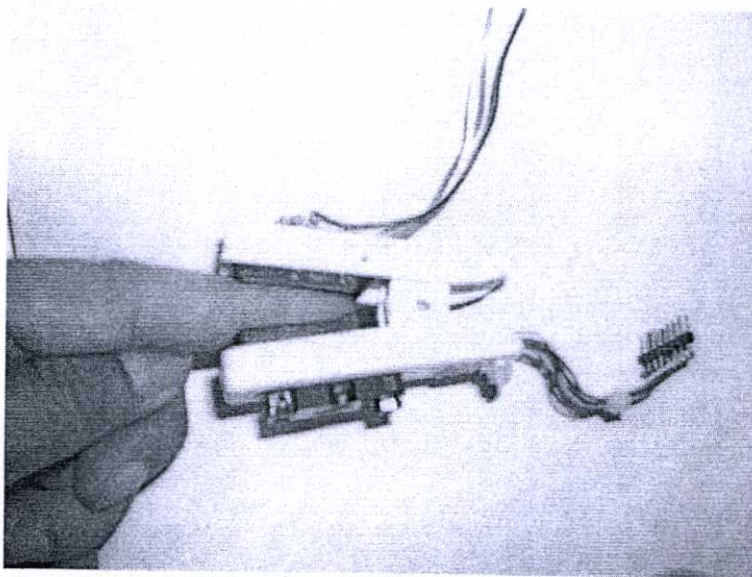
(ข) โฟโตดีเทคเตอร์ (Photodetector)

จากบล็อกไดอะแกรมของการวัดค่าความเข้มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงในรูปที่ 4.5 เมื่อ TCS230 รับแสงที่ถูกดูดกลืนผ่านนิ้วจากแหล่งกำเนิดแสงของหลอด LED สีแดงและหลอด LED อินฟราเรด ซึ่งได้สัญญาณความถี่เอาต์พุตสี่เหลี่ยม (Square Wave) ที่ขนาดแรงดันไฟฟ้า 5 V โดยมีค่า Duty Cycle เป็น 50% จากนั้นนำสัญญาณที่ได้เข้าสู่วงจรเปรียบเทียบแรงดัน (Voltage

Comparator) ทำหน้าที่ยกระดับแรงดันของสัญญาณความถี่ จากระดับ 0 V และ 5 V ไปเป็นระดับแรงดัน 0 V และ 12 V แต่จะคงเอาต์พุตค่าความถี่เดิมเพื่อให้สัญญาณเอาต์พุตสามารถใช้ได้กับวงจรแปลงความถี่เป็นแรงดัน (Frequency - to - Voltage Converter) โดยเลือกใช้ไอซีออปแอมป์เบอร์ LF351 ซึ่งวงจรเปรียบเทียบแรงดัน ดังแสดงในรูปที่ 4.12

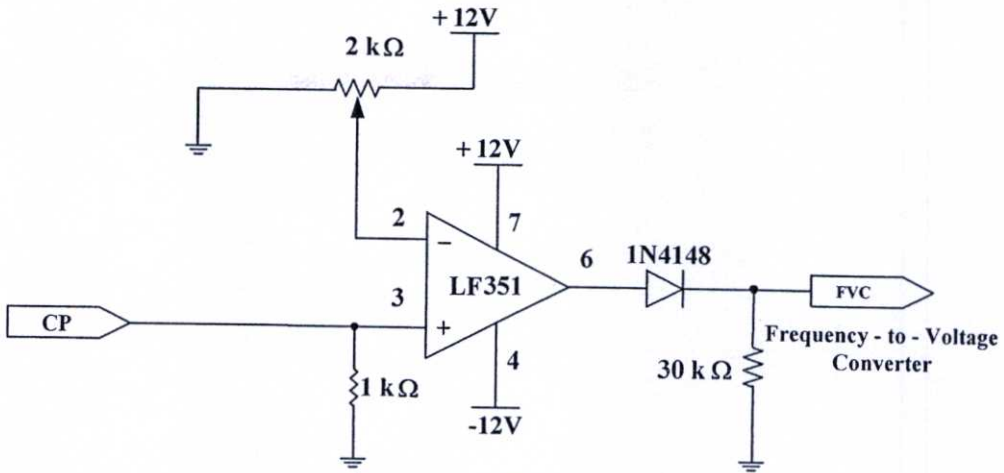


รูปที่ 4.10 เซนเซอร์ โพรบที่ออกแบบในวิทยานิพนธ์

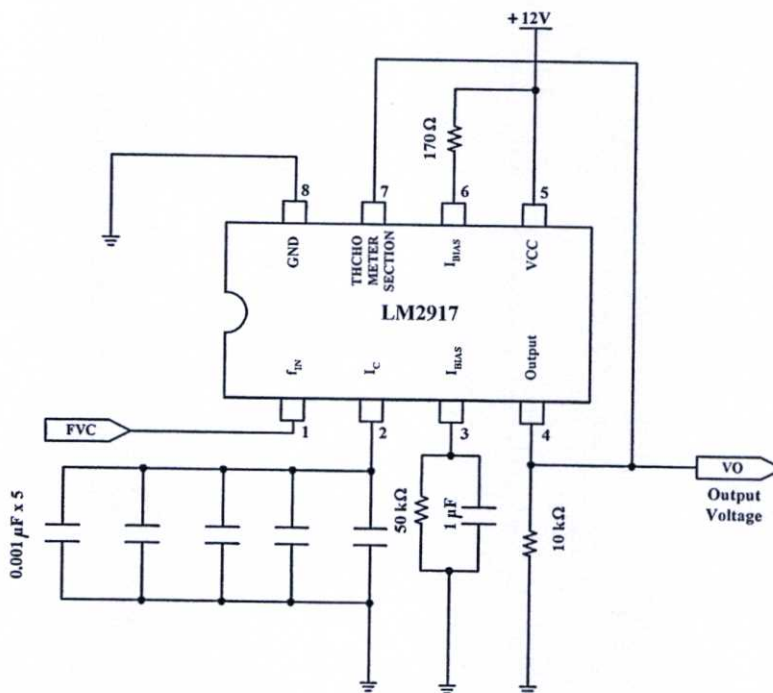


รูปที่ 4.11 ภาพถ่ายของเซนเซอร์ โพรบที่ใช้ในเครื่องพัลส์ออกซิมิเตอร์ที่ออกแบบในวิทยานิพนธ์

เมื่อได้สัญญาณความถี่ที่มีระดับแรงดัน 0 V และ 12 V จากวงจรเปรียบเทียบแรงดันแล้ว จะแปลงความถี่ของสัญญาณที่ได้ให้เป็นแรงดัน ด้วยวงจรแปลงความถี่เป็นแรงดัน (Frequency - to - Voltage Converter) ซึ่งทำหน้าที่แปลงสัญญาณความถี่เป็นแรงดันที่ 550 Hz / V โดยเลือกใช้ไอซีเบอร์ LM2917 โดยวงจรแปลงความถี่เป็นแรงดันสามารถแสดงในรูปที่ 4.13



รูปที่ 4.12 วงจรเปรียบเทียบแรงดัน



รูปที่ 4.13 วงจรแปลงความถี่เป็นแรงดัน

จากนั้นนำสัญญาณที่ได้จากวงจรแปลงความถี่เป็นแรงดันเข้าสู่วงจรสุ่มและคงค่าสัญญาณ (Sample and Hold) ทำหน้าที่สุ่มและคงค่าของสัญญาณเพื่อแยกสัญญาณ AC+DC ของแสงสีแดง และสัญญาณ AC+DC ของแสงอินฟราเรด โดยมีวงจร Timing Circuit เป็นตัวกำหนดสัญญาณควบคุม โดยเลือกใช้ไอซีเบอร์ CD4066B ร่วมกับไอซีออปแอมป์ เบอร์ LF353 ซึ่งวงจร Sample and Hold (1) ของแสงสีแดง และ Sample and Hold (2) ของแสงอินฟราเรด สามารถแสดงในรูปที่ 4.14

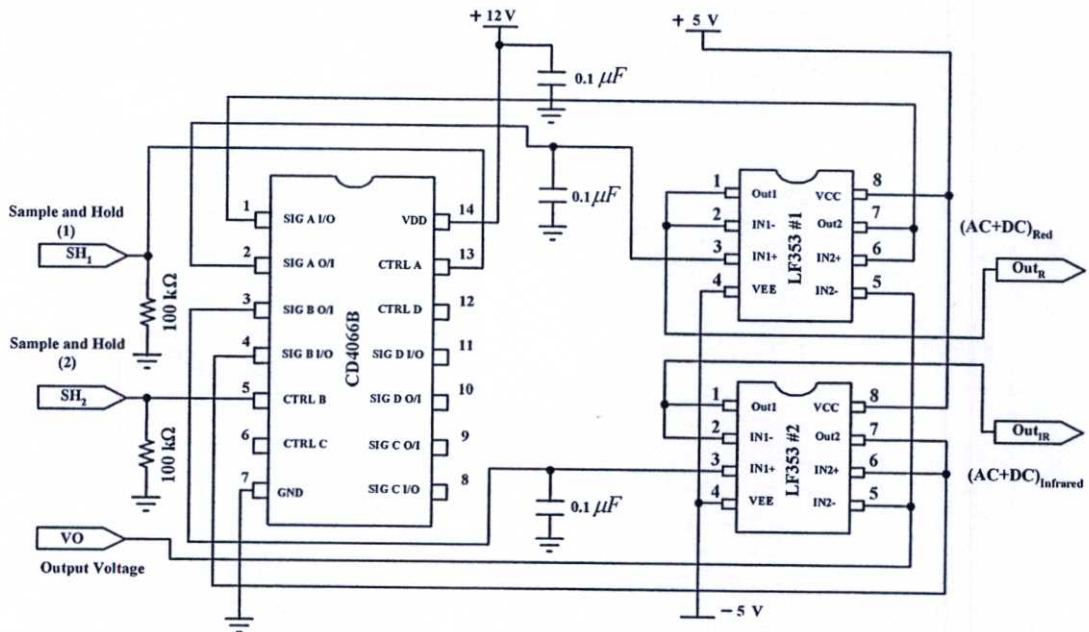
จากการทำงานของวงจร โพรบดังรูปที่ 4.9 เมื่อแสงส่งผ่านนิ้วมือแสงจะถูกดูดกลืนโดยชั้นกล้ามเนื้อเนื้อเส้นเลือดและกระดูก [30] โดยสัญญาณเหล่านี้ความเข้มแสงที่สะท้อนออกมาเป็นค่าคงที่ เรียกว่า “สัญญาณ DC” ส่วนความเข้มแสงที่มีการเปลี่ยนแปลงนั้นจะเกิดขึ้นที่ชั้นเส้นเลือดแดง โดย

จะมีลักษณะเป็นไปตามจังหวะการเต้นของหัวใจ เรียกว่า “สัญญาณ AC” การคำนวณเปอร์เซ็นต์ระดับความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง (%SpO<sub>2</sub>) [30] ที่ใช้ในการคำนวณในส่วนของซอฟต์แวร์ สามารถคำนวณหาได้จาก

$$\%SpO_2 = K \times \frac{(AC/DC)_{Red}}{(AC/DC)_{Infrared}} \quad (4.3)$$

โดยที่ค่า K เป็นค่าคงที่ ซึ่งหาได้จากการสอบเทียบ (Calibration)

เมื่อได้สัญญาณเอาต์พุต AC+DC ของแสงสีแดงและสัญญาณเอาต์พุต AC+DC ของแสงอินฟราเรด จากนั้นจะนำสัญญาณเอาต์พุตทั้งสองต่อเชื่อมกับ โมดูล Data Acquisition NI USB 6009 เข้าทางพอร์ต USB ติดต่อกับคอมพิวเตอร์เพื่อแสดงผลการวัดค่าอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด โดยใช้ซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นด้วยโปรแกรม LabVIEW 8.5 ส่วนรายละเอียดในส่วนซอฟต์แวร์ จะกล่าวในหัวข้อ 4.5



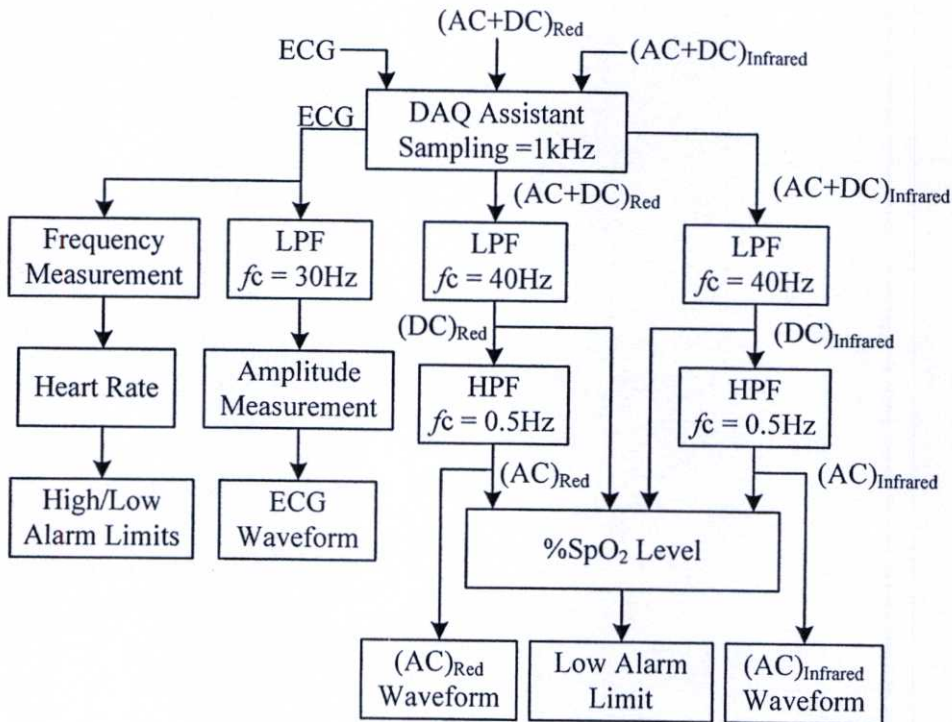
รูปที่ 4.14 วงจรสุ่มและคงค่าสัญญาณ

#### 4.5 ส่วนซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการแสดงผล

ส่วนของซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการแสดงผลบนหน้าจอกอมพิวเตอร์ของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง จะใช้ซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นด้วยโปรแกรม LabVIEW 8.5 ซึ่ง LabVIEW ย่อมาจาก Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench

เป็นโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่สามารถเขียนซอฟต์แวร์ต่าง ๆ ของโปรแกรมได้ง่าย เหมาะสำหรับนำมาใช้ในการวัดและเครื่องมือวัดสำหรับงานทางด้านวิศวกรรม ซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นโดยใช้ LabVIEW จะเรียกว่า “Virtual Instrument:VI” ซึ่งหมายถึง เครื่องมือวัดเสมือน

ในการทำงานของซอฟต์แวร์สามารถแสดงผังการทำงานของโปรแกรมที่ได้พัฒนาขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 4.15



รูปที่ 4.15 ผังการทำงานของซอฟต์แวร์

จากผังการทำงานของซอฟต์แวร์ในรูปที่ 4.15 ที่ใช้ในการแสดงผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงที่ได้พัฒนาขึ้น สามารถอธิบายได้ดังนี้

DAQ Assistant ทำหน้าที่ รับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณ AC+DC ของแสงสีแดง และสัญญาณ AC+DC ของแสงอินฟราเรด จากโมดูล Data Acquisition NI USB 6009 เข้าสู่คอมพิวเตอร์ ซึ่งกำหนดการสุ่มตัวอย่าง (Sampling) ไว้ที่ 1 KHz

Frequency Measurement ทำหน้าที่ ประมวลผลความถี่ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งจะนำความถี่ดังกล่าวที่ได้ นั้น ไปคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจ โดยนำความถี่ที่ได้คูณด้วย 60 จะได้อัตราการเต้นของหัวใจ (ครั้ง/นาที) หรือ Beats Per Minute: bpm

Heart Rate ทำหน้าที่ แสดงผลอัตราการเต้นของหัวใจ (ครั้ง/นาที)

High/Low Alarm Limit ทำหน้าที่ ตั้งค่าสูงสุด/ต่ำสุดเพื่อเปรียบเทียบกับอัตราการเต้นของหัวใจ เมื่ออัตราการเต้นของหัวใจต่ำกว่าหรือสูงกว่าที่ตั้งไว้ จะส่งสัญญาณเตือนพร้อมกับข้อความ

LPF  $f_c = 30$  Hz (ECG) ทำหน้าที่ กรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter) โดยตั้งเป็นแบบ Buterworth Order 3 ที่ความถี่คัตออฟ ( $f_c$ ) ที่ 30 Hz

Amplitude ทำหน้าที่ วัดและแสดงความสูง ขนาด ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ECG Waveform ทำหน้าที่ แสดงผลกราฟของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

LPF  $f_c = 40$  Hz (AC+DC) Red ทำหน้าที่ กรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter) ของสัญญาณ (AC+DC) Red โดยตั้งเป็นแบบ Buterworth Order 3 ที่ความถี่คัตออฟ ( $f_c$ ) ที่ 40 Hz

HPF  $f_c = 0.5$  Hz (AC+DC) Red ทำหน้าที่ กรองความถี่สูงผ่าน (High Pass Filter) ของสัญญาณ (AC+DC) Red โดยตั้งเป็นแบบ Buterworth Order 3 ที่ความถี่คัตออฟ ( $f_c$ ) ที่ 0.5 Hz

LPF  $f_c = 40$  Hz (AC+DC) Infrared ทำหน้าที่ กรองความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter) ของสัญญาณ (AC+DC) Infrared โดยตั้งเป็นแบบ Buterworth Order 3 ที่ความถี่คัตออฟ ( $f_c$ ) ที่ 40 Hz

HPF  $f_c = 0.5$  Hz (AC+DC) Infrared ทำหน้าที่ กรองความถี่สูงผ่าน (High Pass Filter) ของสัญญาณ (AC+DC) Infrared โดยตั้งเป็นแบบ Buterworth Order 3 ที่ความถี่คัตออฟ ( $f_c$ ) ที่ 0.5 Hz

%SpO<sub>2</sub> Level ทำหน้าที่ คำนวณและแสดงค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง (%)

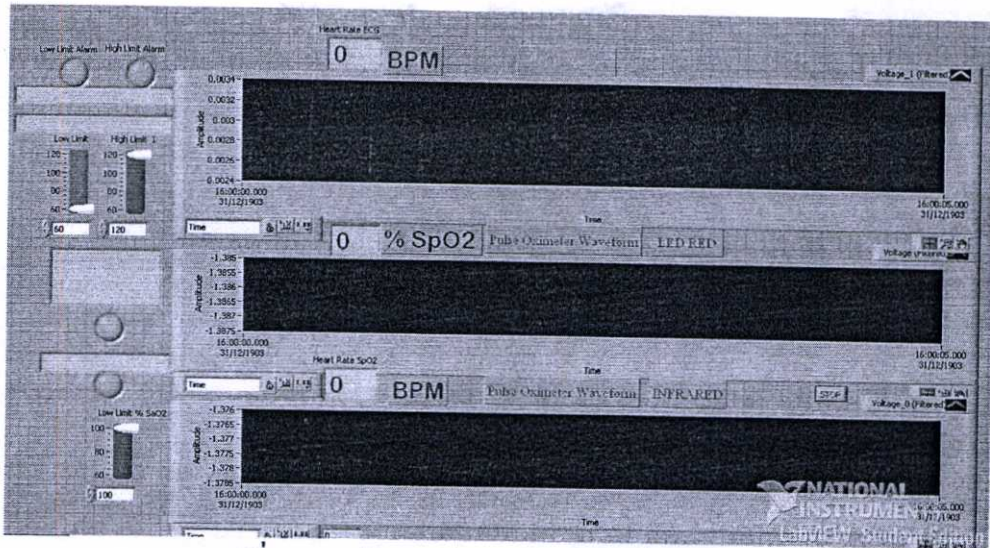
(AC) Red Waveform ทำหน้าที่ แสดงผลกราฟของสัญญาณเอาต์พุตแสงสีแดงที่ถูกคูดกลืนจากนิ้วมือ

(AC) Infrared Waveform ทำหน้าที่ แสดงผลกราฟของสัญญาณเอาต์พุตแสงอินฟราเรดที่ถูกคูดกลืนจากนิ้วมือ

Low Alarm Limit ทำหน้าที่ ตั้งค่าต่ำสุดเพื่อเปรียบเทียบกับค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด เมื่อค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงต่ำกว่าที่ตั้งไว้ ส่งจะสัญญาณเตือน

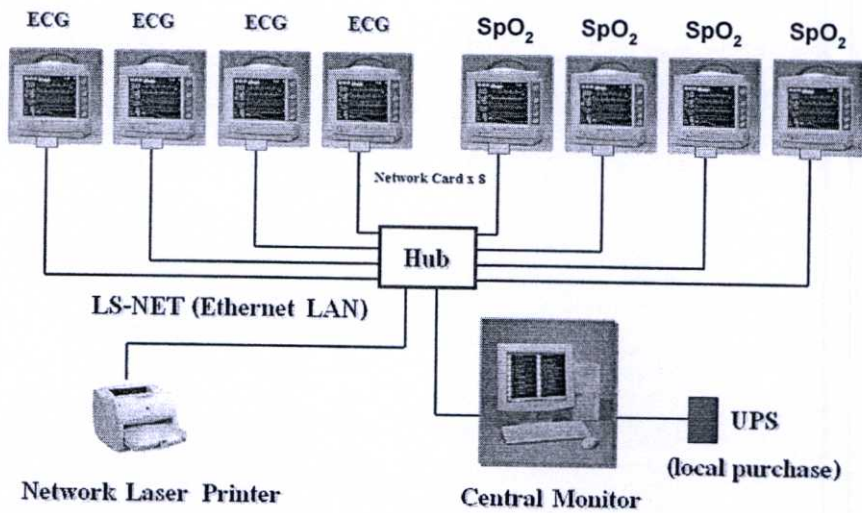
โปรแกรม LabVIEW จะประกอบด้วยส่วนสำคัญ 2 ส่วน คือ หน้าจอโปรแกรม (Front Panel) และ VI บล็อกไดอะแกรม (VI Block Diagram) [ภาคผนวก ข.] ซึ่งหน้าจอโปรแกรมที่ใช้ในการแสดงผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงที่พัฒนาขึ้นสามารถแสดงดังรูปที่ 4.16 ซึ่งเป็นการแสดงหน้าจอเปล่าของโปรแกรม (Front Panel) ที่ใช้ในการแสดงผล

ในการแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงผ่านระบบ LAN ของโรงพยาบาล โดยโครงสร้างระบบที่ใช้ในปัจจุบันจะมีการวัดที่เตียงผู้ป่วยและส่งสัญญาณที่วัดได้เพื่อไปแสดงผลแจ้งเตือนที่ส่วนกลาง ดังตัวอย่างในรูปที่ 4.17 ซึ่งการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงผ่านระบบ LAN ของโรงพยาบาล ที่ได้ออกแบบในวิทยานิพนธ์นี้จำเป็นต้องใช้โปรแกรมเสริม LabVIEW 8.5.1 Runtime Engine โดยต้องเข้าไปที่ฟังก์ชันการใช้งานเมนู Tool >> Web Publishing Tool [ภาคผนวก ค.]



รูปที่ 4.16 หน้าจอเปล่าของโปรแกรมที่ใช้แสดงผล

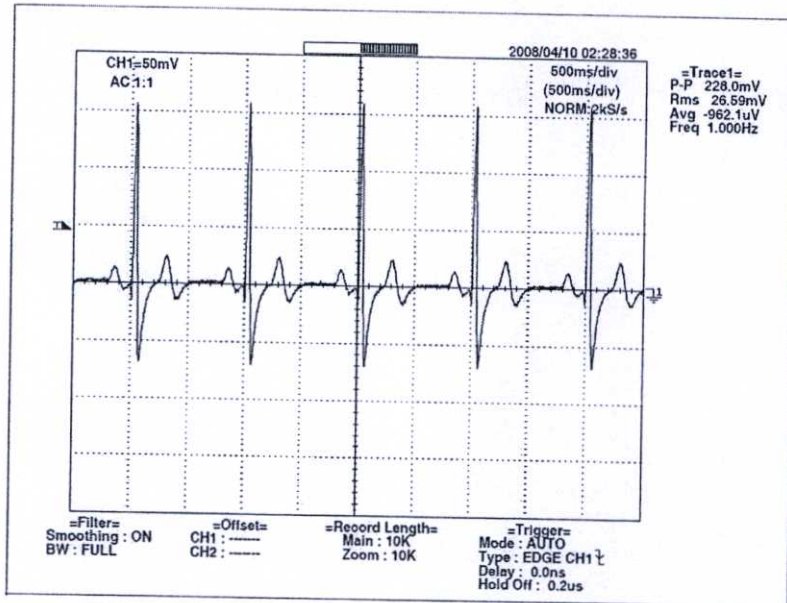
#### System Example Hardwire Basic System For 4 Beds



รูปที่ 4.17 ตัวอย่างโครงสร้างระบบ LAN ที่ใช้ในโรงพยาบาล

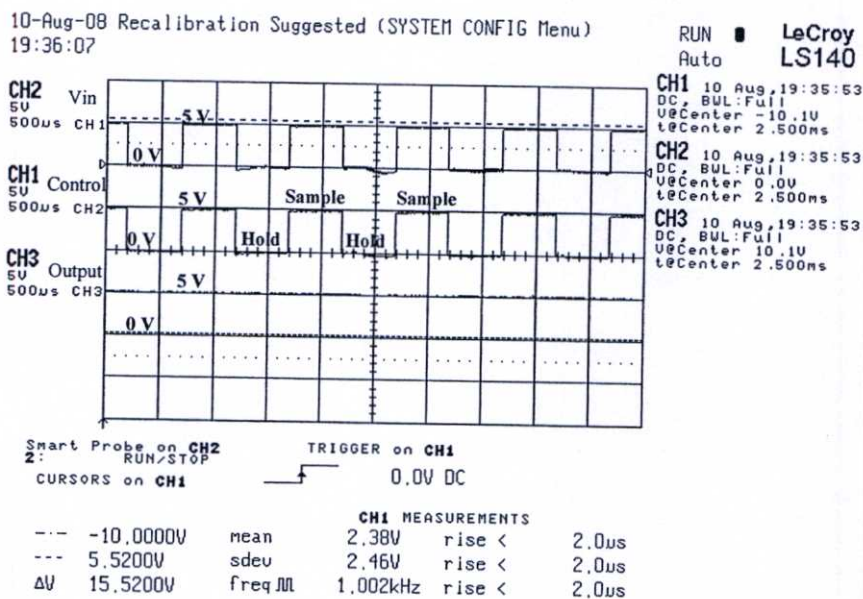
#### 4.6 การทดลองและผลการทดลอง

การทดลองวัดสัญญาณเอาต์พุตที่ได้จากวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยป้อนคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องจำลองอัตราการเต้นหัวใจขนาด 60 ครั้ง/นาที (Beats per minute: bpm) โดยใช้ ออสซิลโลสโคปวัดสัญญาณเอาต์พุตโดยจะได้สัญญาณดังแสดงในรูปที่ 4.18

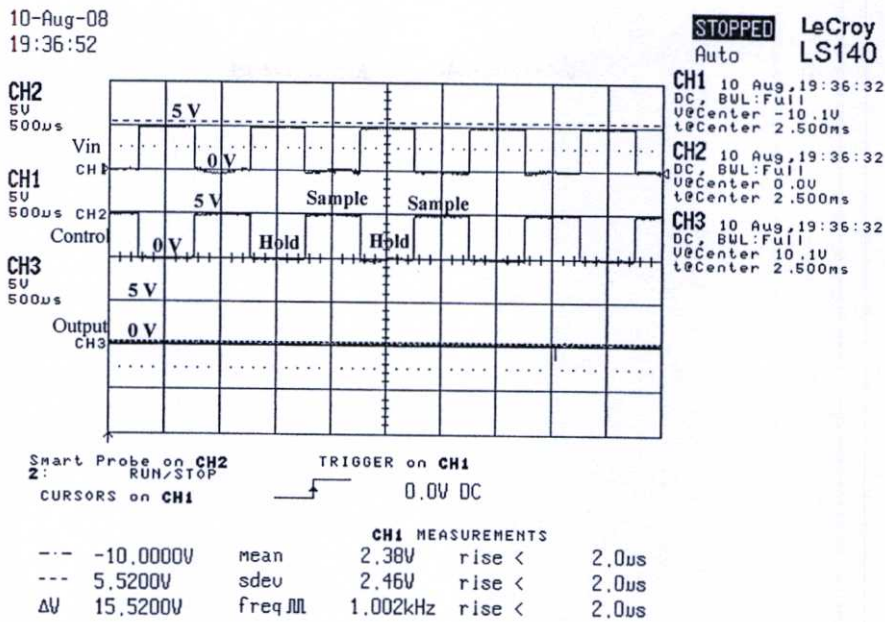


รูปที่ 4.18 สัญญาณเอาต์พุตของวงจรวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจขนาด 60 ครั้ง/นาที

การทดลองวัดสัญญาณการทำงานของวงจร Sample and Hold (1) ของแสงสีแดงและ Sample and Hold (2) ของแสงอินฟราเรด เพื่อตรวจสอบความถูกต้องการทำงานของวงจร โดยใช้ ออสซิลโลสโคปวัดสัญญาณ ในรูปที่ 4.19 แสดงสัญญาณที่วัดได้จากการทำงานของวงจร Sample and Hold (1) ของแสงสีแดง และในรูปที่ 4.20 แสดงสัญญาณที่วัดได้จากการทำงานของวงจร Sample and Hold (2) ของแสงอินฟราเรด

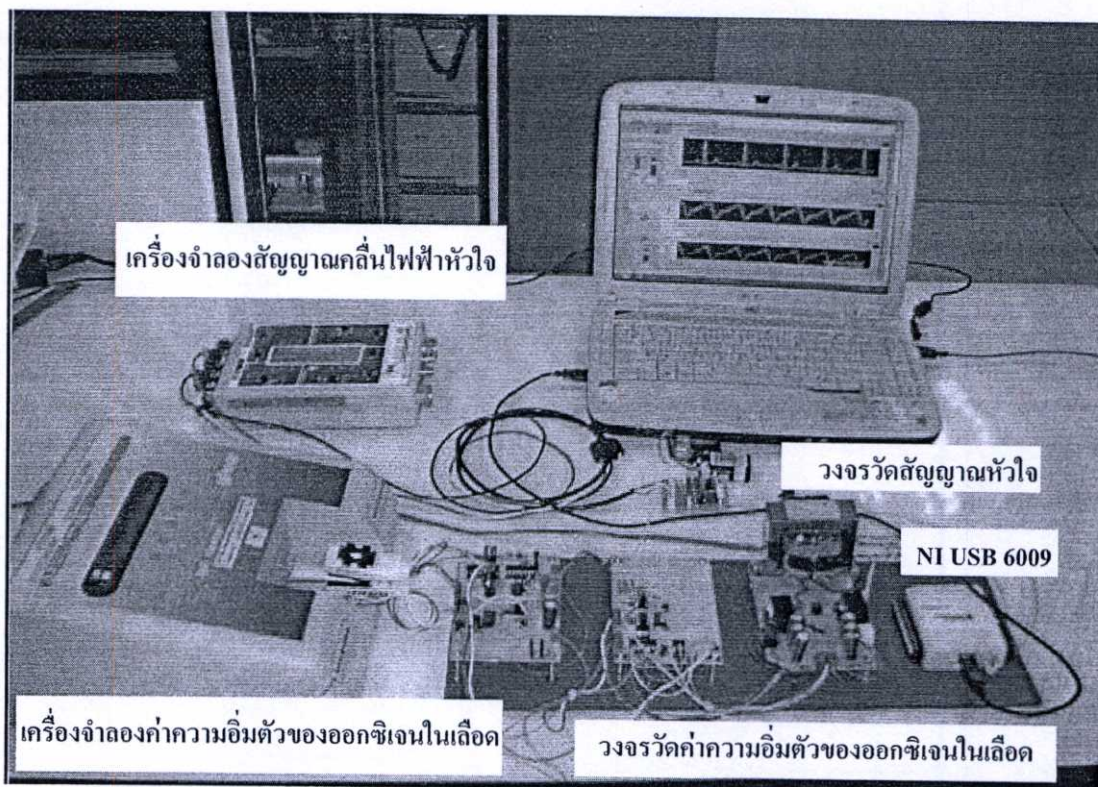


รูปที่ 4.19 สัญญาณการทำงานของวงจร Sample and Hold (1) ของแสงสีแดง



#### รูปที่ 4.20 สัญญาณการทำงานของวงจร Sample and Hold (2) ของแสงอินฟราเรด

เพื่อทดสอบสมรรถนะของระบบที่ออกแบบ จึงได้ทำการสอบเทียบการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ โดยใช้เครื่องจำลองสัญญาณหัวใจของบริษัท BIO TEK รุ่น Lionheart 3 [31] ในการสร้างคลื่นไฟฟ้าหัวใจและใช้เครื่องจำลองระดับค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงของบริษัท Fluke รุ่น Index 2 Series [32] โดยค่า K จากสมการที่ (4.3) เป็นค่าคงที่ ซึ่งใช้ในการคำนวณค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงของซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้น โดยได้กำหนดค่า  $K = 98.5$  ซึ่งได้จากวิธีการทดลองสุ่มค่าแล้วนำไปใส่ในซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้น เพื่อคำนวณค่า %  $SpO_2$  เมื่อได้ทำการสุ่มค่าหลายๆ ครั้ง ก็จะได้ค่า K ที่เหมาะสมเพื่อให้การคำนวณ %  $SpO_2$  ของซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นสามารถแสดงผลบนคอมพิวเตอร์ได้ตรงกับค่าที่ได้จากเครื่องจำลองค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง ซึ่งจะได้ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงที่มีความถูกต้องในการวัดในช่วง 80 - 100 % โดยการเชื่อมต่ออุปกรณ์ดังกล่าวจะแสดงในรูปที่ 4.21



รูปที่ 4.21 การต่อเชื่อมอุปกรณ์ต่าง ๆ ในระบบที่ได้นำเสนอในการสอบเทียบ

ผลการสอบเทียบการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ โดยใช้เครื่องจำลองอัตราการเต้นหัวใจ ขนาด 40, 60, 80, 90, 100, และ 120 ครั้ง/นาที แสดงในตารางที่ 4.3 และผลการทดลองวัดค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงจากเครื่องจำลองสัญญาณระดับค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงขนาด 80%, 84%, 90%, 94%, 98%, และ 100 % แสดงในตารางที่ 4.4

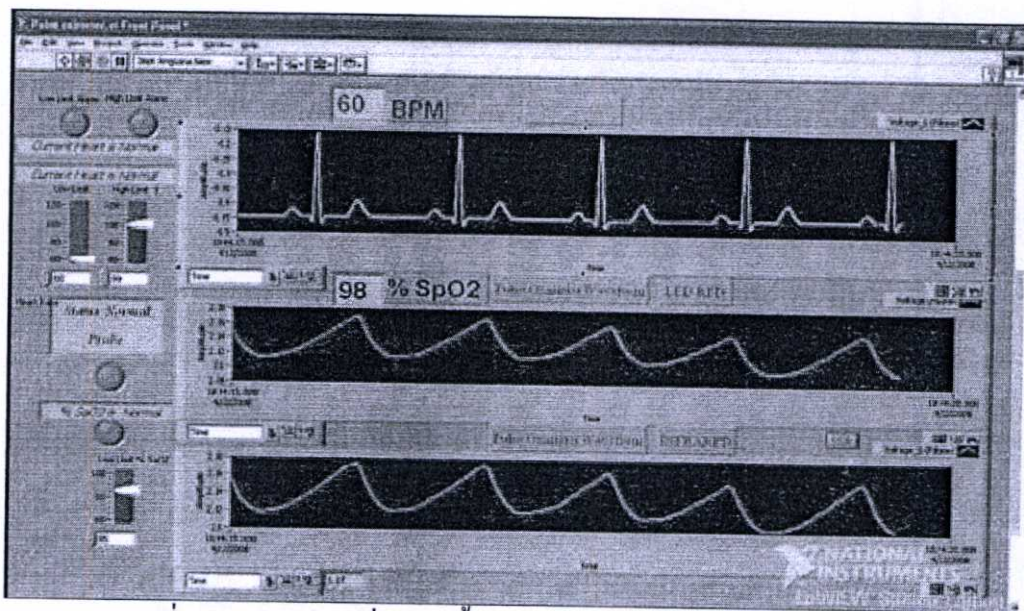
ตารางที่ 4.3 ผลการทดลองวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจจากเครื่องจำลองสัญญาณหัวใจขนาดต่าง ๆ

อัตราการเต้น ของหัวใจ (ครั้ง/นาที)	การทดลองวัดครั้งที่ (ครั้ง/นาที)					ค่าเฉลี่ย (ครั้ง/นาที)	ค่าเฉลี่ย Error
	1	2	3	4	5		
120.0	120	120	120	120	120	120.0	0%
100.0	100	99	100	101	100	100.0	0%
90.0	90	90	90	90	90	90.0	0%
80.0	79	80	80	79	80	79.6	0.50%
60.0	61	60	60	60	61	60.4	0.67%
40.0	40	40	39	40	41	40.0	0%

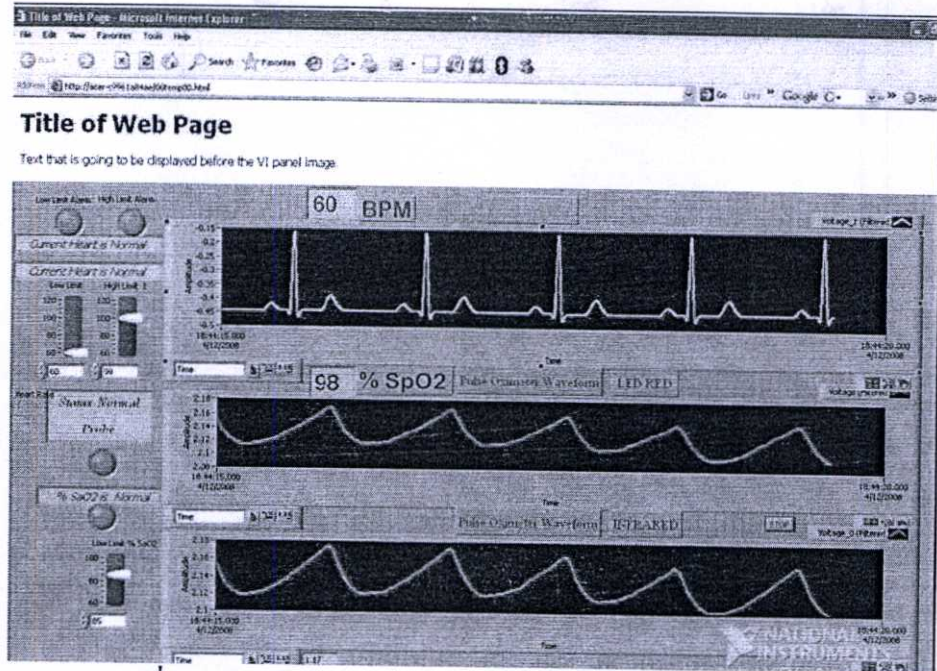
ตารางที่ 4.4 ผลการทดลองวัดค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงจากเครื่องจำลองระดับค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงขนาดต่าง ๆ

ค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือด (%)	การทดลองวัดครั้งที่ (%)					ค่าเฉลี่ย (%)	ค่าเฉลี่ย Error
	1	2	3	4	5		
100.0	99	100	100	99	100	99.6	0.40%
98.0	98	97	97	98	99	97.8	0%
94.0	93	94	95	94	94	94.0	0%
90.0	89	91	90	91	92	90.6	0.50%
84.0	83	84	85	84	85	84.2	0.67%
80.0	80	79	81	80	81	80.2	0%

ในรูปที่ 4.22 แสดงตัวอย่างผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงด้วยซอฟต์แวร์ที่ได้พัฒนาขึ้น โดยแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ด้านบน) สัญญาณการดูดกลืนของแสงสีแดง (กลาง) และสัญญาณการดูดกลืนของอินฟราเรด (ด้านล่าง) ตามลำดับ เมื่อทำการทดลองส่งผลการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงผ่านระบบ LAN ของโรงพยาบาลเพื่อส่งสัญญาณที่วัดได้ไปยังส่วนกลางและศูนย์โรคหัวใจ โดยใช้ฟังก์ชันการใช้งานเมนู Tool >> Web Publishing Tool จะได้ผลการทดลองดังตัวอย่างในรูปที่ 4.23

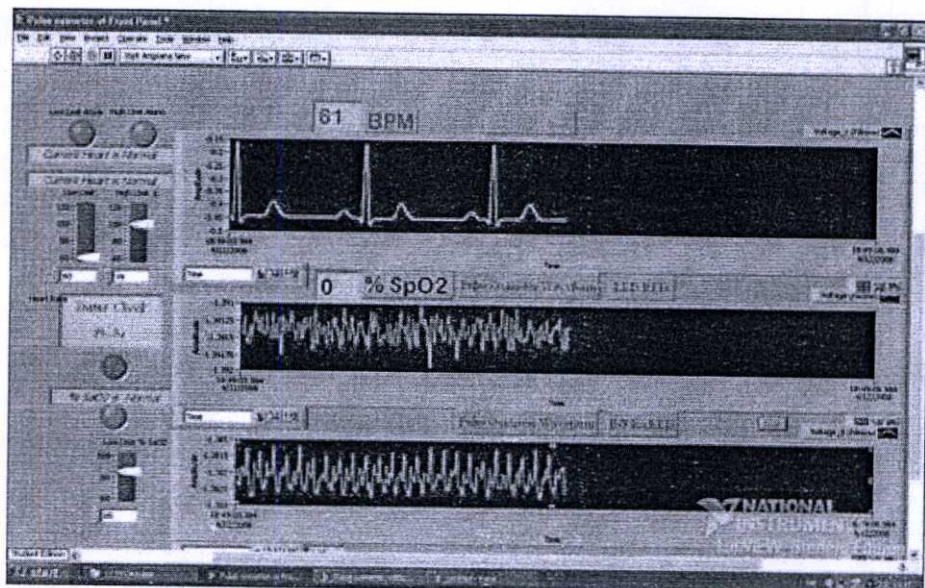


รูปที่ 4.22 ซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นโดยแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์



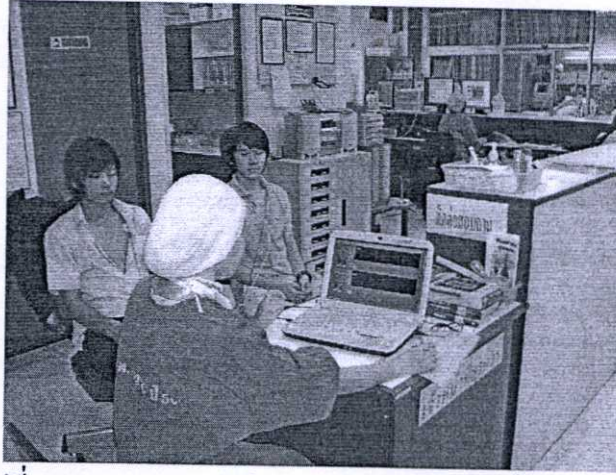
รูปที่ 4.23 ตัวอย่างการแสดงผลผ่านระบบ LAN ของโรงพยาบาล

สำหรับการเปรียบเทียบอัตราการเต้นของหัวใจและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง ถ้าอัตราการเต้นของหัวใจมีค่าน้อยกว่าหรือมากกว่าค่าที่ตั้งไว้จะแสดงสัญญาณเตือน โดยขึ้นข้อความว่า "Heart Rate is Lower / Higher" พร้อมส่งเสียงเตือนและถ้าปริมาณของออกซิเจนในเลือดแดงมีค่าน้อยกว่าค่าที่ตั้งไว้จะแสดงสัญญาณเตือน ซึ่งขึ้นข้อความว่า "%SpO<sub>2</sub> is Lower" พร้อมส่งเสียงเตือน โดยในกรณีที่โพรบที่ใช้ในการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง หลุดออกจากนิ้วมือของผู้ป่วย ก็จะมีการแสดงสัญญาณเตือน ซึ่งขึ้นข้อความว่า "Check Probe Status" พร้อมส่งเสียงเตือน ที่ส่วนแสดงผล ดังแสดงในรูปที่ 4.24



รูปที่ 4.24 กรณีโพรบที่ใช้ในการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงหลุดออกจากนิ้ว

นอกจากนี้ยังได้ทำการทดลองใช้งานจริงในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดแดงกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพดี ดังแสดงในรูปที่ 4.25 ซึ่งปรากฏว่าระบบการวัดที่ได้ทำการออกแบบสามารถทำงานได้เป็นไปตามหลักการที่ได้นำเสนอ



รูปที่ 4.25 การทดลองใช้งานจริงกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพดี

#### 4.7 การคำนวณหาค่าความสามารถในการซ้ำค่าเดิมของการวัด

การคำนวณหาค่าความสามารถในการซ้ำค่าเดิม (Repeatability) [33] เกิดจากความไม่แน่นอนมาตรฐาน โดยรวม (Combined Standard Uncertainty:  $U_C$ ) หาได้จากสมการ

$$U_C = \sqrt{U_A^2 + U_B^2} \quad (4.4)$$

เมื่อ  $U_A$  คือ ค่าความไม่แน่นอนของข้อมูล

$U_B$  คือ ค่าความไม่แน่นอนของเครื่องมือ Standard

ซึ่งค่า  $U_B$  (ค่าความไม่แน่นอนของเครื่องมือ Standard ที่ใช้ในวิทยานิพนธ์นี้ คือ เครื่องจำลองสัญญาณหัวใจและเครื่องจำลองค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดแดง) มีค่าน้อยมากจึงประมาณให้มีค่าเท่ากับ 0 ( $U_B \cong 0$ )

โดยที่ค่าความไม่แน่นอน  $U_A$  หาได้จากสมการ

$$\text{เมื่อ} \quad U_A = \frac{S(x_i)}{\sqrt{n}} \quad (4.5)$$

เมื่อ  $S(x_i)$  คือ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard Deviation) ซึ่งสามารถหาได้จาก

$$S(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (4.6)$$

และ

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (4.7)$$

เมื่อ  $n$  คือ จำนวนครั้งในการทำซ้ำ  
 $x_i$  คือ ข้อมูลในแต่ละครั้ง  
 $\bar{x}$  คือ ค่าเฉลี่ยของข้อมูล

ค่าความไม่แน่นอนที่ประมาณได้ดังกล่าว มีความน่าเชื่อถือได้ขนาดหนึ่งซึ่งยังมีความเหมาะสมไม่มากพอที่จะนำไปใช้ในทางปฏิบัติ ทั้งที่ความไม่แน่นอนของการวัดที่เหมาะสมใช้ได้ ในทางปฏิบัติควรมีความเชื่อมั่นที่ระดับ 95% ของค่าที่ประเมินได้ดังกล่าว จึงต้องมาดำเนินการต่อ โดยการหาตัวคูณที่เหมาะสมหรือระดับความเชื่อมั่นมาคูณกับค่า  $U_C$  เพื่อให้ได้เป็น Expanded Uncertainty:  $U_r$  โดยประมาณจะได้  $k = 2.57$  ซึ่งได้มาจากตาราง T - Distribution ของ M3003 [ภาคผนวก ง.] จากข้อมูลในตาราง T - Distribution ของ M3003 ค่าความไม่แน่นอนในการวัดจะหาได้จาก

$$U_r = \pm k(U_C) \quad (4.8)$$

การรายงานผลการสอบเทียบจะรายงานอยู่ในรูปของค่าเฉลี่ยและค่าความไม่แน่นอน ดังต่อไปนี้

$$y = \bar{x} \pm U_r \quad (4.9)$$

การคำนวณหาค่าความสามารถในการซ้ำค่าเดิมของการวัดอัตราการเดินของหัวใจที่ได้จากการสอบ ดังตารางที่ 4.5 (เป็นข้อมูลจากตารางที่ 4.3) และค่าความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดแดง ที่ได้จากการสอบ ดังตารางที่ 4.6 (เป็นข้อมูลจากตารางที่ 4.4)

ตารางที่ 4.5 ค่าความสามารถในการซ้ำค่าเดิมของการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

อัตราการเต้นของหัวใจ (ครั้ง/นาที)	$\bar{x}$ ค่าเฉลี่ย (%)	$S(x_i)$ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน	$U_A$ ค่าความไม่แน่นอนของข้อมูล	$U_r$ ค่าความไม่แน่นอนของการวัด ( $\pm$ )	y การรายงานผลการสอบเทียบ $y = \bar{x} \pm U$
120.0	120.0	0.000000	0.000000	0.000000	$120.0 \pm 0.000000$
100.0	100.0	0.707107	0.316228	0.812706	$100.0 \pm 0.812706$
90.0	90.0	0.000000	0.000000	0.000000	$90.0 \pm 0.000000$
80.0	79.6	0.547723	0.244949	0.629519	$79.6 \pm 0.629519$
60.0	60.4	0.547723	0.244949	0.629519	$60.4 \pm 0.629519$
40.0	40.0	0.707107	0.316228	0.812706	$40.0 \pm 0.812706$

ตารางที่ 4.6 ค่าความสามารถในการซ้ำค่าเดิมของการวัดค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดง

ค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือด (%)	$\bar{x}$ ค่าเฉลี่ย (%)	$S(x_i)$ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน	$U_A$ ค่าความไม่แน่นอนของข้อมูล	$U_r$ ค่าความไม่แน่นอนของการวัด	y การรายงานผลการสอบเทียบ $y = \bar{x} \pm U$
100.0	99.6	0.547723	0.244949	0.629519	$99.6 \pm 0.629519$
98.0	97.8	0.836660	0.374166	0.961607	$97.8 \pm 0.961607$
94.0	94.0	0.707107	0.316228	0.812706	$94.0 \pm 0.812706$
90.0	90.6	1.140175	0.509902	1.310445	$90.6 \pm 1.310445$
84.0	84.2	0.836660	0.374166	0.961607	$84.2 \pm 0.961607$
80.0	80.2	0.836660	0.374166	0.961607	$80.2 \pm 0.961607$

โดยมีระดับความเชื่อมั่น 95 % หรือ  $k = 2.57$

#### 4.8 กราฟแสดงการประมาณค่าระหว่างช่วงของการวัด

กราฟแสดงการประมาณค่าระหว่างช่วงของการวัด คือ การประมาณค่าในช่วงเชิงเส้น (Linear Interpolation) [34] โดยใช้สมการเส้นตรงคังสมการ

$$y = mx + C \quad (4.10)$$

เมื่อ  $y$  คือ ค่าจากเครื่องจำลองสัญญาณ  
 $m$  คือ ความชัน  
 $x$  คือ ค่าที่ได้จากการวัด  
 $C$  คือ ค่าคงที่

ตัวอย่างเช่น การวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจ 85 ครั้ง/นาที จะได้จากการประมาณค่าระหว่างช่วงระหว่างค่า 90 ครั้ง/นาที กับ 80 ครั้ง/นาที ดังนี้

$$\text{ที่ } 90 \text{ ครั้ง/นาที} \quad 90 = 90m + C \quad (4.11)$$

$$\text{ที่ } 80 \text{ ครั้ง/นาที} \quad 80 = 79.6m + C \quad (4.12)$$

นำสมการที่ (4.11) – (4.12) จะได้

$$m = 0.962 \quad (4.13)$$

และนำสมการที่ (4.13) แทนในสมการที่ (4.11) จะได้

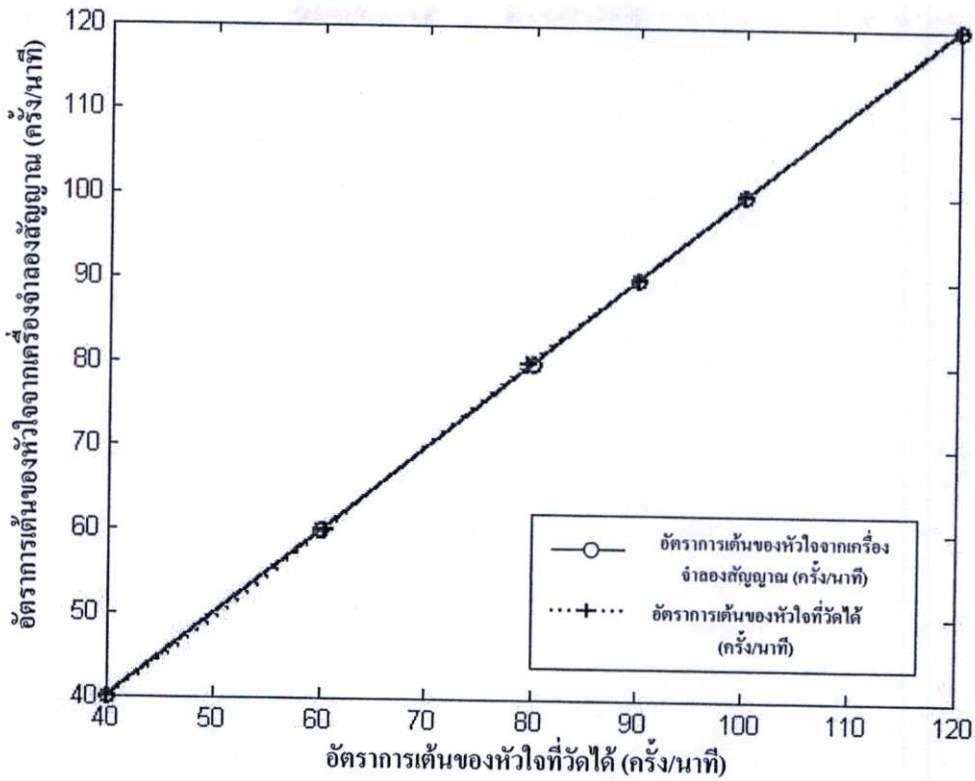
$$C = 3.462 \quad (4.14)$$

ดังนั้นที่ 85 ครั้ง/นาที จะได้

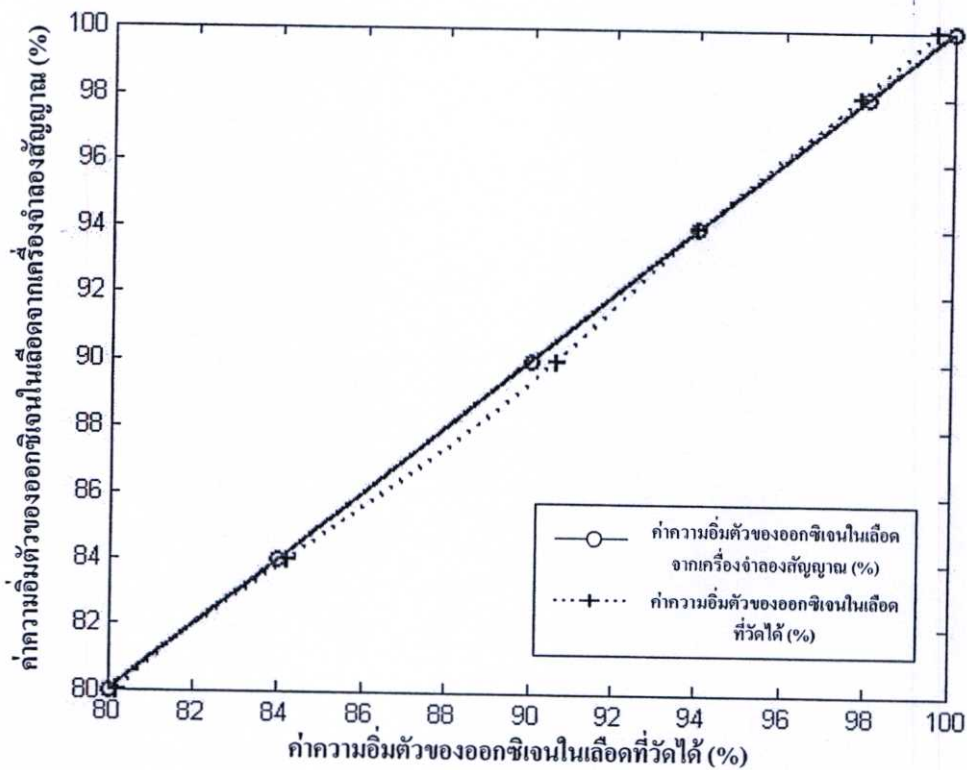
$$85 = mx + C \quad (4.15)$$

เมื่อนำค่า  $m = 0.962$  จากสมการที่ (4.13) และค่า  $C = 3.462$  จากสมการที่ (4.14) แทนค่าในสมการที่ (4.15) เพราะฉะนั้นที่อัตราการเต้นของหัวใจ 85 ครั้ง/นาที จะอ่านค่าจากการวัดได้ 84.8 ครั้ง/นาที

การประมาณค่าของการวัดอัตราการเต้นของหัวใจและค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงจากการเชื่อมต่อค่าข้อมูลที่อยู่ระหว่างช่วงค่าสอบเทียบ โดยใช้โปรแกรม MATLAB 7.0 ในการคำนวณ [ภาคผนวก จ.] จะได้กราฟการประมาณค่าระหว่างช่วงของการวัดของการวัดอัตราการเต้นของหัวใจและช่วงของการวัดค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงแสดงในรูปที่ 4.26 และรูปที่ 4.27 ตามลำดับ



รูปที่ 4.26 การประมาณค่าระหว่างช่วงของการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ



รูปที่ 4.27 การประมาณค่าระหว่างช่วงของการวัดค่าความอึดตัวของอกซิเจนในเลือดแดง

#### 4.9 บทสรุป

ในบทนี้ได้นำเสนอการออกแบบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเฝ้าระวังและการวัดค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดแดงโดยใช้โพรบวัดที่นิ้วมือ ที่มีราคาถูก โดยสามารถแสดงผลการวัดบนหน้าคอมพิวเตอร์ ซึ่งใช้ซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นด้วยโปรแกรม LabVIEW และสามารถส่งสัญญาณที่วัดได้ไปยังส่วนกลางและศูนย์โรคหัวใจ โดยผ่านระบบ LAN จากผลการสอบเทียบพบว่าอัตราการเต้นของหัวใจและค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดแดง สามารถแสดงผลได้ถูกต้อง โดยมีค่าความผิดพลาดสูงสุดของอัตราการเต้นของหัวใจประมาณ 0.67 % และค่าความผิดพลาดสูงสุดของค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดแดงประมาณ 0.67 % นอกจากนี้ ยังได้ออกแบบฟังก์ชันการแจ้งเตือนถ้าอัตราการเต้นของหัวใจและค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดแดงมีค่าน้อยกว่าหรือมากกว่าค่าที่ตั้งไว้และในกรณีที่ โพรบที่ใช้ในการวัดค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดหลุดออกจากนิ้วมือของผู้ป่วย จะมีการแสดงข้อความเตือน (พร้อมส่งเสียงเตือน)

## บทสรุปและข้อเสนอแนะแนวทางในการทำวิจัยต่อ

### 5.1 บทสรุปและวิจารณ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นแนวทางหนึ่งที่ได้ทำการวิจัยและพัฒนาในการออกแบบการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเฝ้าระวังและการวัดค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงแบบที่ใช้โพรบวัดที่นิ้วมือ ซึ่งมีราคาถูกเมื่อเทียบกับระบบที่ใช้อยู่ในปัจจุบันซึ่งมีราคาแพงมากเนื่องจากต้องนำเข้าจากต่างประเทศ โดยมีเป้าหมายในการออกแบบให้มีความสอดคล้องกับระบบที่มีอยู่เดิม การใช้งานของเครื่องมือแพทย์ทั้งสองประเภทนี้ในโรงพยาบาลจะมีการวัดที่เตียงคนไข้สำหรับการตรวจวัดคุณสมบัติของชีพจรของผู้ป่วยและค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดง ในกรณีที่ผู้ป่วยใช้เครื่องช่วยหายใจ และส่งสัญญาณที่วัดได้ไปยังส่วนกลางและศูนย์โรคหัวใจผ่านระบบ LAN ของโรงพยาบาล ถ้าเกิดเหตุการณ์ฉุกเฉิน เช่น ถ้าอัตราการเต้นของหัวใจหรือค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงของผู้ป่วยต่ำกว่าหรือสูงกว่าค่าที่ตั้งไว้จะมีการแจ้งเตือน เพื่อแจ้งให้แพทย์หรือพยาบาลที่คอยดูแลทราบ ทั้งนี้เพื่อความสะดวกในเฝ้าระวังในการรักษาผู้ป่วยที่อยู่ในภาวะวิกฤต

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงที่ได้นำเสนอสามารถแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ โดยใช้ซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นด้วยโปรแกรม LabVIEW และแสดงผลที่วัดได้ผ่านระบบ LAN เพื่อทดสอบสมรรถนะการทำงานของวิธีการที่นำเสนอ จึงเลือกใช้ระบบ LAN ของโรงพยาบาลศิริราชเป็นกรณีศึกษา ซึ่งระบบที่นำเสนอยังไม่ได้มีการใช้งานในทางปฏิบัติจริง ทั้งนี้เพราะการวัดสัญญาณดังกล่าว เป็นเรื่องที่มีความสำคัญมากต่อชีวิตของผู้ป่วย การจะนำเครื่องมือทางการแพทย์มาใช้กับผู้ป่วยได้ ต้องศึกษารายละเอียด ข้อดี/ ข้อเสียของระบบและผ่านการตรวจสอบการทำงานของวงจรตามมาตรฐานของเครื่องมือแพทย์และมาตรฐานอื่น ๆ ที่รับรองความปลอดภัยเสียก่อน จากผลการสอบเทียบจากเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ พบว่าค่าอัตราการเต้นของหัวใจที่ได้ออกแบบสามารถวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งมีความถูกต้องในช่วง 40 - 120 ครั้ง/นาที และมีค่าความผิดพลาดสูงสุดประมาณ 0.67 % และผลการสอบเทียบจากเครื่องจำลองค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงสามารถวัดค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือด ซึ่งมีความถูกต้องได้ในช่วง 80 % - 100 % และมีค่าความผิดพลาดสูงสุดประมาณ 0.67 % นอกจากนี้เมื่ออัตราการเต้นของหัวใจและค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงมีค่าน้อยกว่าหรือมากกว่าค่าที่ตั้งไว้ และในกรณีที่โพรบที่ใช้ในการวัดค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือดแดง หลุดออกจากรูนิ้วมือของผู้ป่วย จะมีการแสดงข้อความเตือน (พร้อมส่งเสียงเตือน) จากผลการทดลองสามารถยืนยันได้ว่า วิธีการที่ได้นำเสนอมีความสามารถในการทำงานตามที่ได้ออกแบบไว้

## 5.2 ข้อเสนอแนะแนวทางในการทำวิจัยต่อ

จากการออกแบบและพัฒนาการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบฝังระยะวังและการวัดค่าความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดแดงแบบที่ใช้โพรวัดที่นิ้วมือ ในการทำวิจัยในหัวข้อนี้พบว่ายังมีประเด็นอันจะเป็นแนวทางในการทำวิจัยและพัฒนาเครื่องมือทางการแพทย์ให้มีประสิทธิภาพดียิ่งขึ้น อีก 3 ประเด็นดังนี้

1. ขยายช่วงขอบเขตของการวัดคลื่นคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ในช่วงที่กว้างกว่า 40 - 120 ครั้ง/นาที และการวัดค่าความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดแดง ในช่วงที่กว้างกว่า 80 % - 100 % ทั้งนี้ให้มีความสามารถในการวัดในช่วงที่กว้างพร้อมทั้งมีความถูกต้องมากขึ้น

2. ปรับปรุงซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการวัดคลื่นคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการวัดค่าความอิมตัวของออกซิเจนในเลือดแดง ให้สามารถเก็บข้อมูลการวัดของผู้ป่วยได้

3. เพิ่มวงจรที่ใช้ในการวัดทางการแพทย์ต่าง ๆ เพื่อเป็นองค์ประกอบในการวินิจฉัยของแพทย์ เช่น วงจรวัดความดันเลือด วงจรวัดอุณหภูมิของคนไข้ เป็นต้น

## เอกสารอ้างอิง

- [1] G. Regalia, P. Ravizza, A. Bacchi, M. Bossi, R. Fiorini, and G. Dacquino, “**Management of Electrocardiographic Tracings in a Clinical Departmental Database**” Proceedings of the Computers in Cardiology, 1994. pp. 173–176.
- [2] S. Ombrato, G. Cecchetti, D. Pierotti, MG Bartalini, A. Macerata, A. Taddei, M. Bertinelli, and M. Emdin, “**An Open System for Managing Long-Term ECG Recording**” Proceedings of the Computers in Cardiology, 2000. pp. 653–656.
- [3] ET van der Velde, DE Atsma, MJ Schlij, TA Witteman, H. Foeken, and FDB de Bruijn, “**Development and Implementation of a Fully Paperless Cardiology Information System (EPD-Vision)**” Proceedings of the Computers in Cardiology, 2006, pp. 849–852.
- [4] T. Polk, W. Walker, A. Hande, and D. Bhatia, “**Wireless Telemetry for Oxygen Saturation Measurement,**” Proceedings of the Biomedical Circuit and Systems, 2006. pp. 174-177.
- [5] A. Moein and M. Pouladian, “**WIH-Based IEEE 802.11 ECG Monitoring Implementation**” Proceedings of the 29<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2007. pp. 3677-3680.
- [6] W. S. Johnston and Y. Mendelson “**Investigation of Singnal Processing Algorithms for an Embedded Microcontroller-Based Wearable Pulse Oximeter**” Proceedings of the 28<sup>th</sup> IEEE EMBS Annual International Conference, 2007. pp. 5888-5891.
- [7] สมศรี ดาวฉาย. **อีซีจีในหอผู้ป่วยหนัก**. กรุงเทพมหานคร : มหาวิทยาลัยมหิดล. 2544.
- [8] Malcolm S. Thaler, **The Only EKG Book you'll Ever Need**. Lippincott Williams & Wilkins, 2003.
- [9] K. Venkatasubramanian, G. Deng, T. Mukherjee, J. Quintero, V. Annamalai and S. K. S. Gupta, Poster-Ayushman, “**A Wireless Sensor Network Based Health Monitoring Infrastructure and Testbed**”, Proceeding of the International Conference on Distributed Computing in Sensor Systems, 2005. pp. 3560-3569.
- [10] T. Polk, W. Walker, A. Hande, and D. Bhatia, “**Wireless Telemetry for Oxygen Saturation Measurement**”. Proceeding of the Biomedical Circuit and Systems, 2006. pp. 174-177.

- [11] A. Moein and M. Pouladian, “**WIH-Based IEEE 802.11 ECG Monitoring Implementation**”. Proceeding of the Annual International Conference of the IEEE EMBS, 29<sup>th</sup>, 2007. pp. 3677-3680.
- [12] M.EI-Khoury, J. Soda, V. Neuman, and J. Krauss, “**Portable SpO2 Monitor: a fast response approach**”. IEEE. International Conference on Portable Information Device, 2007. pp. 1-5.
- [13] คณาจารย์ภาควิชาสรีรวิทยา. สรีรวิทยา. บริษัท เท็กแอนด์เจอร์นัลส์ พับลิเคชัน จำกัด. กรุงเทพมหานคร : คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล. 2545.
- [14] Esther M. Greisheimer and Mary P. Wiedeman, **Physiology & Anatomy**. Philadelphia, J.B.Lippincott, 1972.
- [15] ชมพูนุช อ่อนจريت. กลิ่นไฟฟ้าหัวใจทางคลินิก **CLINICAL ECG**. สำนักพิมพ์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย. พิมพ์ครั้งที่ 5. กรุงเทพมหานคร. 2543.
- [16] อัจฉรา เตชอุทธิพิทักษ์. คู่มือการแปลผล **EKG** โดยสรุป. กรุงเทพมหานคร. 2525.
- [17] ศิริวัลท์ วัฒนสินธุ์. ภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ หลักการอ่านการพยาบาลและแนวทางการรักษา. บริษัท พี. เพรส จำกัด. กรุงเทพมหานคร. 2549.
- [18] C Raja Rao, S K Guha, **Principle of Medical Electronics and Biomedical Instrumentation**. Orient Longman, 2000.
- [19] พงษ์ธรา วิจิตรเวชไพศาล. การวิเคราะห์ก๊าซในเลือด. งานตำราวารสารและสิ่งพิมพ์ สถานเทคโนโลยีการศึกษาศาสตร์. ภาควิชาวิสัญญีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล : มหาวิทยาลัยมหิดล กรุงเทพมหานคร. 2545.
- [20] สุชาดา ศรีทิพย์วรรณ. **Pulse Oximetry and End-Tidal CO<sub>2</sub> Tension Monitoring**, Current Concepts in Pediatric Critical Care, Clinical Applications.
- [21] สมศรี ดาวฉาย. โครงการวิจัยและพัฒนาอุปกรณ์ชีวการแพทย์. สถาบันวิจัยและพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี. กรุงเทพมหานคร : มหาวิทยาลัยมหิดล. 2549.
- [22] อนันต์ วงษ์จันทร์. และประสิทธิ์ จุลเสรีวงศ์. “การแสดงผลและบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบ **LAN**” การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 31. ณ รอยัลฮิลล์ กอล์ฟ รีสอร์ท แอนด์ สปา นครนายก. 29 – 31 ตุลาคม 2551. หน้า 1305 – 1308.

- [23] กิจไพบูลย์ ชีวพันธุ์ศรี. การออกแบบแอปพลิเคชันในระบบกราฟิกด้วย LabVIEW. สำนักพิมพ์ ซีเอ็ด. กรุงเทพมหานคร. 2550.
- [24] พันทิพย์ภา บุญสมพงษ์. “การตรวจจับคลื่น QRS บนคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยตัวประมวลผลสัญญาณเชิงเลข TMS320C31” วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมโทรคมนาคม บัณฑิตวิทยาลัย. สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง 2549.
- [25] A. Wongjan, A. Julsereewong, and P. Julsereewong. “Continuous Measurements of ECG and SpO<sub>2</sub> for Cardiology Information System” International MultiConference of Engineers and Computer Scientists, 2009. pp.1537-1540.
- [26] ANALOG DEVICES, “Datasheet AD620”, 1999.
- [27] ปริญา ปริญาฟู. ณรงค์ฤทธิ์ มณีจิระปรการ. ดวงเดือน สิริวิทยาวรรณ. และ ปิยะนุช จิตวิมลเกียรติ. “เครื่องตรวจวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดต้นทุนต่ำ” นเรศวรวิจัย ครั้งที่ 3. มหาวิทยาลัยนเรศวร พิษณุโลก. 28 – 29 กรกฎาคม 2550. หน้า 504 – 509.
- [28] Y. D. Lee, S. J. Jung, Y. S. Seo, and W.Y. Chung, “Measurement of Motion Activity during Ambulatory Using Pulse Oximeter and Triaxial Accelerometer” Proceedings of the third International Conference on Convergence and Hybrid Information Technology, 2008. pp 436-441.
- [29] G. Maruf Azmal, A. AI-Jumaily, and M. AI-Jaafreh, “Continuous Measurement of Oxygen Saturation Level using Photoplethysmography Signal” Proceedings of the International Conference on Biomedical and Pharmaceutical Engineering, 2006. pp. 504-507.
- [30] H. Deni, D. M. Muratore, and R. A. Malkin, “Development of a Pulse Oximeter Analyzer for the Developing World” Proceedings of the IEEE 31<sup>st</sup> Annual Northeast, 2005. pp.227-228.
- [31] [http://www.faradidazma.com/equipment/biotek\\_PS\\_1.asp](http://www.faradidazma.com/equipment/biotek_PS_1.asp)
- [32] <http://us.fluke.com/usen/new/press/FBC-3-2003.htm>
- [33] นที ทองอ่อน “การออกแบบตัวตรวจรู้จากหลักการเก็บประจุโดยใช้ความเข้มข้นสารละลายเป็นกรณีศึกษา” วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมการวัดคุม บัณฑิตวิทยาลัย. สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง 2550.
- [34] มนัส สังวรศิลป์. วรรณ ภัทรอมรกุล. และ กรภัทร์ สุทธิคารา. “คู่มือโปรแกรม MATLAB ฉบับสมบูรณ์” อินโฟเพรส. กรุงเทพมหานคร. 2543.

**ภาคผนวก ก.**

**ซอร์สโค้ดภาษาแอสเซมบลีที่ใช้ในการสร้างสัญญาณ Timing Control ของวงจรการวัดค่า  
ความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดแดง**

# 1. ซอร์สโค้ดภาษาแอสเซมบลีที่ใช้ในการสร้างสัญญาณ Timing Control ของวงจรการวัดค่าความ อิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดแดง

```

LED1      BIT    P1.2          ;Pin 1
LED2      BIT    P1.3          ;Pin 2
LED3      BIT    P1.4          ;Pin 3
LED4      BIT    P1.5          ;Pin 4

          ORG    0000H
          MOV    P1, #00H
          MOV    P3, #00H

LOOP:     SETB   LED1          ; ON 1,3
          SETB   LED3
          CLR    LED2          ; OFF 2,4
          CLR    LED4          ;
          CALL   DELAY_300US   ;delay 300 uS

          CLR    LED1          ; OFF 1,3
          CLR    LED3          ;
          CALL   DELAY_200US   ;delay 200 uS

          SETB   LED2          ; ON 2,4
          SETB   LED4          ;
          CALL   DELAY_300US   ;delay 300 uS

          CLR    LED2          ; OFF 2,4
          CLR    LED4          ;
          CALL   DELAY_200US   ;delay 200 uS

          JMP    LOOP

;*****
;          DELAY
;*****

DELAY_50US:  PUSH   6H
             MOV    R6, #9
             NOP
             NOP
             NOP
             DJNZ  R6, $-3
             POP   6H
             RET

DELAY_200US: CALL   DELAY_50US

```

```
CALL DELAY_50US  
CALL DELAY_50US  
CALL DELAY_50US  
RET
```

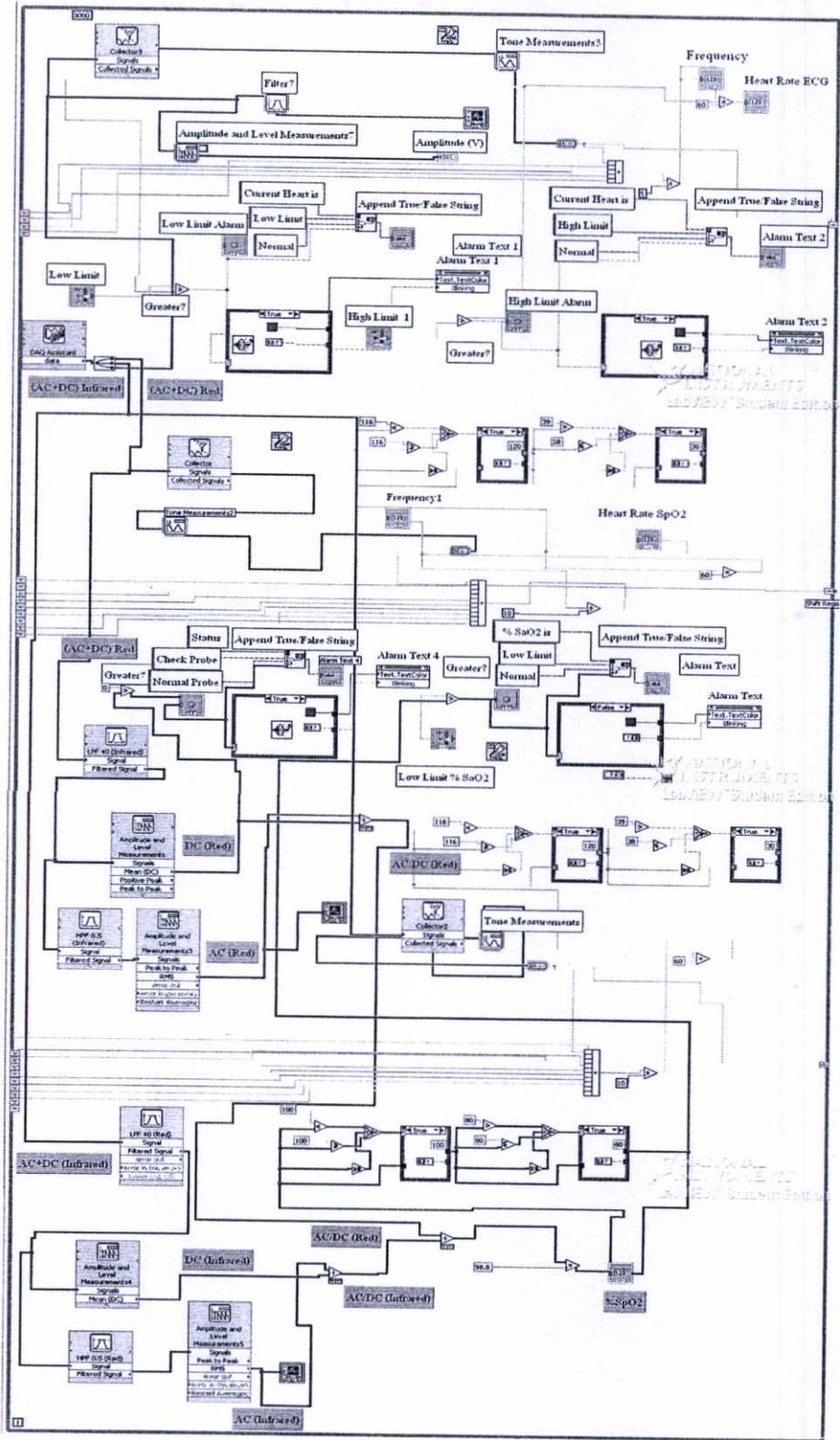
```
DELAY_300US: CALL DELAY_50US  
CALL DELAY_50US  
CALL DELAY_50US  
CALL DELAY_50US  
CALL DELAY_50US  
CALL DELAY_50US  
RET
```

```
;*****
```

```
END
```

**ภาคผนวก ข.**

**VI บล็อกไดอะแกรม (VI Block Diagram) ที่พัฒนาขึ้นในการแสดงผลการวัด  
คลื่นไฟฟ้าหัวใจและระดับค่าความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดแดง**



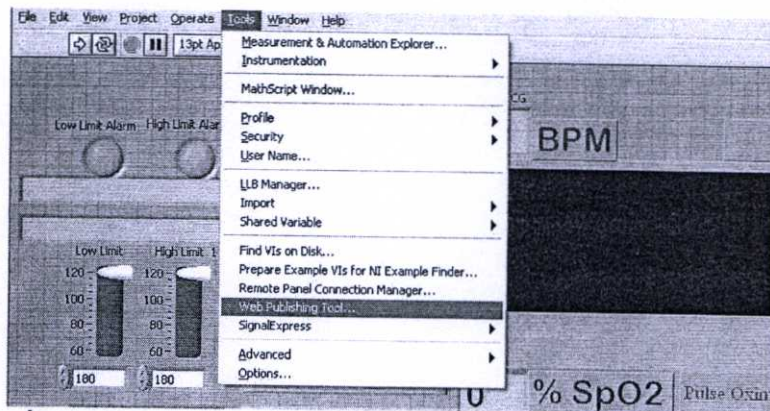
รูปที่ ข.1 VI บล็อกไดอะแกรมโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น

**ภาคผนวก ค.**

**ฟังก์ชันการใช้งานเมนู Tool >> Web Publishing Tool**

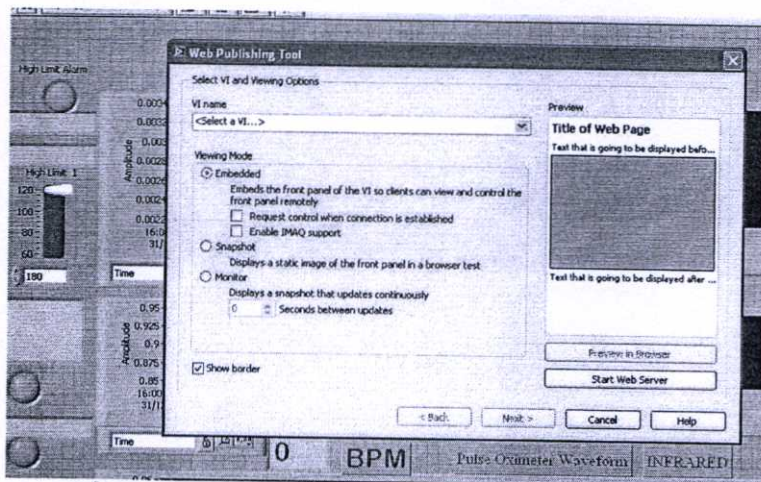
ขั้นตอนในการส่งสัญญาณที่วัดได้เพื่อแสดงผลผ่านระบบ LAN จำเป็นต้องลงโปรแกรมเสริม LabVIEW 8.5.1 Runtime Engine ที่คอมพิวเตอร์เครื่องที่จะส่งเท่านั้น ไม่จำเป็นต้องลงโปรแกรมใด ๆ ที่คอมพิวเตอร์เครื่องรับ ซึ่งขั้นตอนต่าง ๆ ดังมีรายละเอียดดังนี้

1. เปิดซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นและเข้าไปที่ฟังก์ชันการใช้งานเมนู Tool >> Web Publishing Tool ซึ่งสามารถแสดงดังในรูปที่ ก.1 แสดงการเข้าไปที่ฟังก์ชันการใช้งานเมนู Tool >> Web Publishing Tool



รูปที่ ก.1 การเข้าไปที่ฟังก์ชันการใช้งานเมนู Tool >> Web Publishing Tool

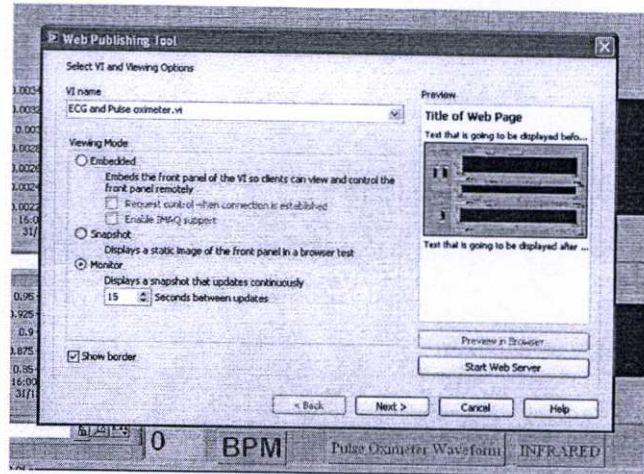
2. เข้าไปแล้วจะขึ้นหน้าต่างดังรูปที่ ก.2 แสดงจอหน้าต่างของ Tool >> Web Publishing Tool



รูปที่ ก.2 แสดงจอหน้าต่างของ Tool >> Web Publishing Tool

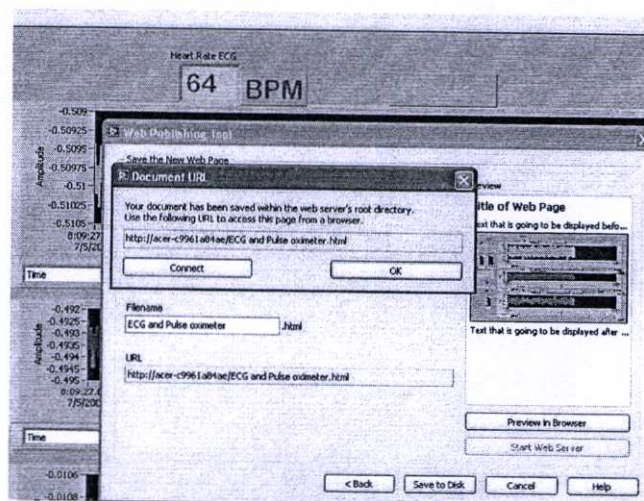
3. เลือกช่องที่เขียนว่า VI Name ไปที่ชื่อของซอฟต์แวร์ที่เปิดขึ้นมาและเลือก View Mode คลิกตรงคำว่า Monitor แล้วเลือก Displays a Snapshot That Updates Continuously ไปที่ 10 Second

Between Updates ดังแสดงในรูปที่ ค.3 แสดงการตั้งค่า Monitor (ตัวเลขในการตั้งอาจจะน้อยกว่านี้ก็ได้ขึ้นอยู่กับความเร็วของระบบ LAN) ซึ่งคอมพิวเตอร์เครื่องรับจะแสดงผลการวัดจากคอมพิวเตอร์ที่ส่งมาทุก 10 วินาที เป็นแบบ Snapshot จากนั้นให้คลิก Next



รูปที่ ค.3 การตั้งค่า Monitor

4. เมื่อคลิก Next แล้วให้คลิก Save to Disk โปรแกรมจะขึ้นหน้าต่างดังรูปที่ ค.4 แสดงหน้าต่างของ <http://acer-c9961a84ae/ECG> and [Pulse oximeter.htm](http://acer-c9961a84ae/Pulse%20oximeter.htm) จากนั้น ให้นำที่อยู่ของ <http://> ที่ได้นี้ไปเปิดกับเครื่องคอมพิวเตอร์เครื่องรับ โดยเข้าไปที่ Internet Explorer แล้วพิมพ์ <http://acer-c9961a84ae/ECG> and [Pulse oximeter.htm](http://acer-c9961a84ae/Pulse%20oximeter.htm) ก็จะสามารถแสดงผลสัญญาณที่วัดได้เพื่อแสดงผลผ่านระบบ LAN มายังคอมพิวเตอร์เครื่องรับได้



รูปที่ ค.4 หน้าต่างของ <http://>

**ภาคผนวก ง.**

**ตารางระดับความเชื่อมั่นของ M3003 ที่ใช้ในการคำนวณค่าความไม่แน่นอนของการวัด**

ตารางที่ ง.1 ระดับความเชื่อมั่นของ M3003 ในการคำนวณค่าความไม่แน่นอนของการวัด

Degrees of freedom $v$	Values of $t_a(v)$ from the $t$ -distribution for degrees of freedom $v$ that define an interval that encompasses specified fractions $p$ of the corresponding distribution					
	$p = 68.27\%$	$p = 90\%$	$p = 95\%$	$p = 95.45\%$	$p = 99\%$	$p = 99.73\%$
1	1.84	6.31	12.71	13.97	63.66	235.80
2	1.32	2.92	4.30	4.53	9.92	19.21
3	1.20	2.35	3.18	3.31	5.84	9.22
4	1.14	2.13	2.78	2.87	4.60	6.62
5	1.11	2.02	2.57	2.65	4.03	5.51
6	1.09	1.94	2.45	2.52	3.71	4.90
7	1.08	1.89	2.36	2.43	3.50	4.53
8	1.07	1.86	2.31	2.37	3.36	4.28
9	1.06	1.83	2.26	2.32	3.25	4.09
10	1.05	1.81	2.23	2.28	3.17	3.96
11	1.05	1.80	2.20	2.25	3.11	3.85
12	1.04	1.78	2.18	2.23	3.05	3.76
13	1.04	1.77	2.16	2.21	3.01	3.69
14	1.04	1.76	2.14	2.20	2.98	3.64
15	1.03	1.75	2.13	2.18	2.95	3.59
16	1.03	1.75	2.12	2.17	2.92	3.54
17	1.03	1.74	2.11	2.16	2.90	3.51
18	1.03	1.73	2.10	2.15	2.88	3.48
19	1.03	1.73	2.09	2.14	2.86	3.45
20	1.03	1.72	2.09	2.13	2.85	3.42
25	1.02	1.71	2.06	2.11	2.79	3.33
30	1.01	1.70	2.04	2.09	2.75	3.27
35	1.01	1.70	2.03	2.07	2.72	3.23
40	1.01	1.68	2.02	2.06	2.70	3.20
45	1.01	1.68	2.01	2.06	2.69	3.18
50	1.01	1.68	2.01	2.05	2.68	3.16
100	1.005	1.660	1.984	2.025	2.626	3.077
$\infty$	1.000	1.645	1.960	2.000	2.576	3.000

### ภาคผนวก จ.

ซอร์สโค้ดของโปรแกรม MATLAB ในการวาดกราฟการประมาณค่าระหว่างช่วงของการ  
วัดอัตราการเต้นของหัวใจและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง

1. ซอร์สโค้ดของโปรแกรม MATLAB ในการวาดกราฟการประมาณค่าระหว่างช่วงของการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

```

a = [120 100 90 80 60 40]
b = [120 100 90 79.6 60.4 40]
f = [120 100 90 80 60 40]
h_int = [40:0.01:120]
i_int = spline(a,f,h_int)
j_int = [40:0.01:120]
k_int = spline(b,f,j_int)
plot(a,f,'bo',h_int,i_int,'b',b,f,'k+',j_int,k_int,'k:','LineWidth
h',2);xlabel('Measured Value (bpm)');ylabel('Heart Rate Value (bpm)');
title('MEASURED RESULTS FOR SIX DIFFERENT VALUES OF HEART RATE')
h = legend('Input','','Output Average','','4);

```

2. ซอร์สโค้ดของโปรแกรม MATLAB ในการวาดกราฟการประมาณค่าระหว่างช่วงของการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง


```

H = [100 98 94 90 84 80]
I = [99.6 97.8 94 90.6 84.2 80.2]
P = [100 98 94 90 84 80]
h_int = [80:0.01:100]
p_int = spline(H,P,h_int)
b_int = [80.2:0.01:99.6]
a_int = spline(I,P,b_int)
plot(H,P,'bo',h_int,p_int,'b',I,P,'k+',b_int,a_int,'k:','LineWidth
h',2);xlabel('Measured Value (%)');ylabel('%SPO2');
title('MEASURED RESULTS FOR SIX DIFFERENT VALUES OF %SPO2')
h = legend('Input','','Output Average','','4);

```









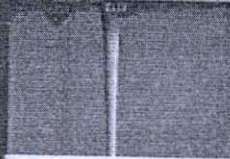

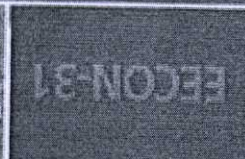

**ภาคผนวก ฉ.**  
**บทความวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์**


**การประชุมวิชาการ**  
**วิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 31**  
**31<sup>st</sup> Electrical Engineering Conference (EECON-31)**

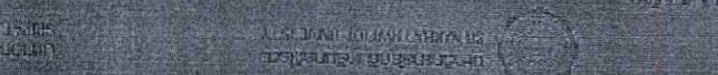


29 - 31 กรกฎาคม 2551

ณ โรงแรมรอยัลริชมอนท์ กรุงเทพมหานคร





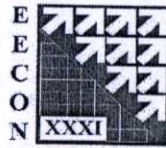


# กำหนดการ

## การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 31

วันพุธ ที่ 29 ตุลาคม 2551

13.00-15.00	Pre-Registration										
14.15-15.45	Tutorial 1 : Physical Modeling by Using MATLAB โดย คุณ ฉิฉิต แสงอรุณ ตำแหน่ง Senior Application Engineer , Techsource Systems (Thailand) Co., Ltd.										
15.45-16.00	Break										
16.00-17.30	Tutorial 2 : แนวทางการใช้กล้องถ่ายภาพความร้อนกับงานบำรุงรักษาในระบบไฟฟ้าและทางกล โดย คุณธีระวัฒน์ หนูนาค บริษัท เมเจอร์โทรนิคส์ จำกัด										
18.00-21.00	Welcome Dinner										
วันพฤหัสบดี ที่ 30 ตุลาคม 2551											
08.00-09.00	Registration										
09.00-09.30	Open Ceremony by พล.ต.ท. อ.อ. กำธน สินชวนนท์ องคมนตรี										
09.30-10.00	Keynote Speaker 1 : การวิจัยและพัฒนาด้านวงจรไฟฟ้าและอิเล็กทรอนิกส์เพื่อระบบการสื่อสาร กับปัญหาภาวะโลกร้อน โดย ศ.ดร.สิทธิชัย โภไคยอุดม										
10.00-10.30	Keynote Speaker 2 : การจัดการพลังงานเพื่อลดปัญหาภาวะโลกร้อนในบริบทของการไฟฟ้านครหลวง โดย คุณวิลาศ เกลยสิทธิ์ การไฟฟ้านครหลวง										
10.30-11.00	Keynote Speaker 3 : การวิจัยและพัฒนาด้านอิเล็กทรอนิกส์กำลัง กับปัญหาภาวะโลกร้อน โดย รศ.ดร.วิบูลย์ ชื่นแจก มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ										
11.00-11.30	Keynote Speaker 4 : เทคโนโลยีผลิตภัณฑ์ทางอิเล็กทรอนิกส์ กับปัญหาภาวะโลกร้อน โดย บริษัท เวสเทิร์น ดิจิตอล (ประเทศไทย) จำกัด										
11.30-12.40	Lunch										
12.40-15.00	Presentation										
Room	Rachavadee 1	Rachavadee 2	Bukha-Saree	Dalha	Budsabong	Phudtan	Cateleya	Chuanchom	Meeting 1	Meeting 2	Meeting 3
Session		PW2-1	PW3-1	GN1-1	PE1-1	CM1-1	DS1-1	EL1-1	CT1-1	PH1-1	CP1-1
Paper IDs		PW-01 to PW-07	PW-08 to PW-14	GN-01 to GN-07	PE01 to PE-07	CM-01 to CM-07	DS-01 to DS-06	EL-01 to EL-07	CT-01 to CT-07	PH-01 to PH-07	CP-01 to CP-06
SessionChair		ดร.ณัฐภพ BU	รศ. ศิริวัฒน์ KMIL	รศ. นรินทร์ TU	รศ.ดร. วิจิตร KMIL	ผศ.ดร.เผ่าศักดิ์ MUT	ดร. ชักดิ์ RMUTT	รศ.ดร.วิฑูรย์ KMIL	ผศ.ดร.นนทวัฒน์ KMIL	รศ.ดร. วันชัย TU	รศ.ดร.ศุภมิตร KMIL
15.00-15.20	Break										
15.20-17.40	Presentation										
Room	Rachavadee 1	Rachavadee 2	Bukha-Saree	Dalha	Budsabong	Phudtan	Cateleya	Chuanchom	Meeting 1	Meeting 2	Meeting 3
Session			PW3-2	PW4-1	PE1-2	CM1-2	DS1-2	EL1-2	CT1-2	CM2-1	GN1-2
Paper IDs			PW-15 to PW-20	PW-84 to PW-89	PE-08 to PE-13	CM-08 to CM-13	DS-07 to DS-12	EL-08 to EL-13	CT-08 to CT-13	CM-14 to CM-19	GN-08 to GN-14
SessionChair			ดร. ธีระชัย CU	ดร. นนทบุรี CU	ผศ.ดร. กฤษ KKU	ผศ.ดร. พิเชษฐ์ KMIL	ดร.ศุภกรณ์ UTCC	รศ.ดร.อภิรักษ์ KMIL	ดร.ฉัตรชัย RMUTT	ผศ.ดร. สุวัฒน์ KMUTT	ผศ.ดร. ฤดี KMIL
18.00-22.00	Banquet										



# กำหนดการ

## การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 31

วันศุกร์ ที่ 31 ตุลาคม 2551

08.40-10.20											
Presentation											
Room	Rachavadee 1	Rachavadee 2	Bukha-Saree	Dalha	Budsabong	Phudtan	Cateleya	Chuanchom	Meeting 1	Meeting 2	Meeting 3
Session	PW1-1	PW2-2	PW3-3	PW4-2	PE1-3	CM2-2	DS1-3	EL1-3	CT1-3	PE2-1	GN1-3
Paper IDs	PW-21 to PW-25	PW-42 to PW-46	PW-63 to PW-67	PW-90 to PW-94	PE-14 to PE-18	CM-20 to CM-24	DS-13 to DS-16	EL-14 to EL-18	CT-14 to CT-18	PE-35 to PE-39	GN-15 to GN-19
SessionChair	ผศ.ดร.วันชัย RMUTT	ผศ.ดร.สมชัย RMUTT	ดร.ณัฐภพ BU	ผศ.วิชัย SAU	ผศ.ดร.รัชชวาลย์ MU	ดร.ระวี MUT	ดร.นิตยชัย RMUTT	รศ.ดร.เอกชัย CMU	ดร.สมยศ KMITL	ดร.พิสิมภ์ KMUTNB	ผศ.ดร.วันชัย UTCC
10.20-10.40											
Break											
10.40-12.00											
Presentation											
Room	Rachavadee 1	Rachavadee 2	Bukha-Saree	Dalha	Budsabong	Phudtan	Cateleya	Chuanchom	Meeting 1	Meeting 2	Meeting 3
Session	PW1-2	PW2-3	PW3-4	PW4-3	PE1-4	CM2-3	DS1-4	EL1-4	EL2-1	PE2-2	GN1-4
Paper IDs	PW-26 to PW-29	PW-47 to PW-50	PW-68 to PW-71	PW-95 to PW-98	PE-19 to PE-22	CM-25 to CM-28	DS-17 to DS-20	EL-19 to EL-22	EL-35 to EL-38	PE-40 to PE-43	GN-20 to GN-23
SessionChair	ดร.อุบลช CU	รศ.ดร.ชัยวุฒิ KMITL	รศ.วรงค์ศักดิ์ RSU	ดร.พระระพีพัฒน์ TU	รศ.ดร.สุทธชัย CMU	ผศ.ดร.สุทธชัย KMITL	ผศ.ดร.พรชัย PSU	ดร.จิรบุษ KKU	ผศ.ดร.สุรศักดิ์ KMITL	รศ.ดร.วิบูลย์ KMUTNB	นอ.ดร.อิสรา RSU
12.00-13.00											
Lunch											
13.00-15.00											
Presentation											
Room	Rachavadee 1	Rachavadee 2	Bukha-Saree	Dalha	Budsabong	Phudtan	Cateleya	Chuanchom	Meeting 1	Meeting 2	Meeting 3
Session	PW1-3	PW2-4	PW3-5	PW4-4	PE1-5		DS1-5	EL1-5	CT2-1	CM2-4	GN1-5
Paper IDs	PW-30 to PW-35	PW-51 to PW-56	PW-72 to PW-77	PW-99 to PW-104	PE-23 to PE-28		DS-21 to DS-26	EL-23 to EL-28	CT-19 to CT-24	CM-29 to CM-34	GN-24 to GN-29
SessionChair	รศ.ดร.สมชาติ KMITL	รศ.ดร.ธำมรงค์พัฒน์ KMITL	อ.ไชยพร MUT	ผศ.ดร.ศิริโรจน์ KU	ดร.สมภพ KMITL		รศ.ดร.สมศักดิ์ KMITL	รศ.ดร.เต็มพงษ์ KMITL	ผศ.นอ.ไชโย SAU	ผศ.จินตนา RMUTT	รศ.ดร.วิทยา KMITL
15.00-15.20											
Break											
15.20-17.20											
Presentation											
Room	Rachavadee 1	Rachavadee 2	Bukha-Saree	Dalha	Budsabong	Phudtan	Cateleya	Chuanchom	Meeting 1	Meeting 2	Meeting 3
Session	PW1-4	PW2-5	PW3-6	PW4-5	PE1-6		DS1-6	EL1-6	EL2-2	PH1-2	
Paper IDs	PW-36 to PW-41	PW-57 to PW-62	PW-78 to PW-83	PW-105 to PW-110	PE-29 to PE-34		DS-27 to DS-30	EL-29 to EL-34	EL-39 to EL-42	PH-08 to PH-13	
SessionChair	ดร.สำเริง SPU	ดร.นาถยา KU	ดร.บุญอึ้ง RMUTT	ดร.ชยา KMITL	ผศ.ดร.บัลลังก์ KMUTNB		ดร.ชาญชัย CU	ผศ.เดชา MU	ดร.อำนาจ RMUTT	ผศ.ไพฑูริย์ KBU	

# การแสดงผลและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบ LAN

## Monitoring and Recording Electrocardiogram Signals via LAN System

อนันต์ วงษ์จันทร์ และ ประสิทธิ์ จุลเสวีวงศ์

ภาควิชาวิศวกรรมการวัดคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ถนนฉลองกรุง เขตลาดกระบัง กรุงเทพมหานคร 10520 โทรศัพท์ : 0-2739-2407

E-mail : anandata@hotmail.com , kjprasit@kmitl.ac.th

### บทคัดย่อ

บทความนี้ได้นำเสนอวิธีการแสดงผลและบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบ LAN เทคนิคในการออกแบบแบ่งออกเป็นสองส่วน ส่วนแรกจะใช้ในการตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจและจัดการสัญญาณที่ตรวจวัดได้ ส่วนที่สองจะทำหน้าที่แสดงผลและบันทึกค่าโดยใช้ซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นซึ่งเขียนด้วยโปรแกรม LabVIEW นอกจากนี้ ยังมีการเปรียบเทียบอัตราการเต้นของหัวใจที่บันทึกได้กับค่าที่กำหนดไว้ ถ้าอัตราการเต้นของหัวใจมีค่าน้อยกว่าหรือมากกว่า จะมีการแสดงสัญญาณเตือน เพื่อทดสอบสมรรถนะการทำงานของวิธีการที่นำเสนอ จึงเลือกใช้ระบบ LAN ของโรงพยาบาลศิริราชเป็นกรณีศึกษา ในระบบจะมีการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่แผนกตรวจโรคทั่วไป และส่งสัญญาณไปยังส่วนกลางและศูนย์โรคหัวใจเพื่อการวินิจฉัยของผู้เชี่ยวชาญต่อไป จากผลการทดลองจริงแสดงให้เห็นว่า วิธีการที่นำเสนอมีการทำงานที่ถูกต้อง

### ABSTRACT

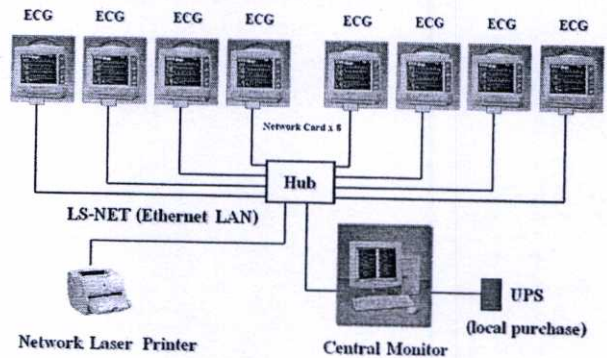
This paper presents a method for monitoring and recording electrocardiogram (ECG) signals via local area network (LAN) system. The design technique falls into two parts. The first part is employed to sense the heartbeat and perform on measured signals. The second part functions as the monitor and recorder, which is based on the use of the developed software written in LabVIEW program. In addition, the heartbeat has been compared with the suitable setting values. If the heartbeat is lower or higher, the alarm signal will be displayed. To verify the performances of the proposed method, the LAN system at Siriraj Hospital was chosen as an illustrative case study. The system allows to record the ECG signals in the General Department and send them through the network to the Central Monitor and Heart Diseases Center for diagnosis by experts later. Experimental results show that the proposed technique functions correctly.

Keywords : Electrocardiogram, Central Monitor

### 1. กล่าวนำ

การวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (electrocardiogram, ECG) มีประโยชน์ในการวินิจฉัยโรคหัวใจหรือนำมาประกอบการดูแลรักษาเพื่อเฝ้าระวังผู้ป่วยที่อยู่ในภาวะวิกฤติ เพื่อที่จะติดตามผลการรักษาและแก้ไขได้ทันเวลาที่ [1] โดยรับสัญญาณทางไฟฟ้าจากอิเล็กโทรดเซนเซอร์ 3 จุดที่บริเวณหน้าอกซ้าย, หน้าอกขวาและเท้าขวา สัญญาณแรงดันทางไฟฟ้า ECG มีขนาดอยู่ระหว่าง 0.1 - 5 mV. โดยส่วนใหญ่ในการแสดงผล เพื่อดูกราฟและอัตราการเต้นผิดปกติของหัวใจ [2] ซึ่งเครื่อง ECG ที่ใช้ในปัจจุบันจะมีการวัดที่เตียงคนไข้และส่งสัญญาณที่วัดได้ไปแสดงผลเพื่อแจ้งเตือนที่จุด Central Monitor [3] ซึ่งมีแพทย์หรือพยาบาลคอยดูแลอยู่ คังแสดงโครงสร้างของระบบในรูปที่ 1 แต่เครื่อง ECG และระบบที่ใช้อยู่ในปัจจุบันมีราคาแพงมากเนื่องจากต้องนำเข้าจากต่างประเทศ ในบทความนี้จึงมีแนวความคิดในการสร้างและพัฒนาอุปกรณ์ประเภทนี้ โดยมีเป้าหมายให้สอดคล้องกับระบบที่มีอยู่เดิม

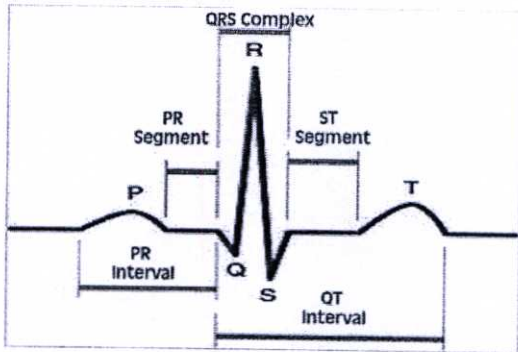
System Example  
Hardwire Basic System For 8 Beds



รูปที่ 1 โครงสร้างของระบบ Central Monitor ภายใต้อาคารโรงพยาบาล

โดยทั่วไปอัตราการเต้นหัวใจของคนปกติจะอยู่ที่ 60 - 100 ครั้ง/นาที ถ้าอัตราการเต้นของหัวใจน้อยกว่า 60 ครั้ง/นาที เป็นความผิดปกติเรียกว่าหัวใจเต้นช้า (Bradycardia) และถ้าอัตราการเต้นของหัวใจมากกว่า 100 ครั้ง/นาที เป็นความผิดปกติเรียกว่าหัวใจเต้นเร็ว

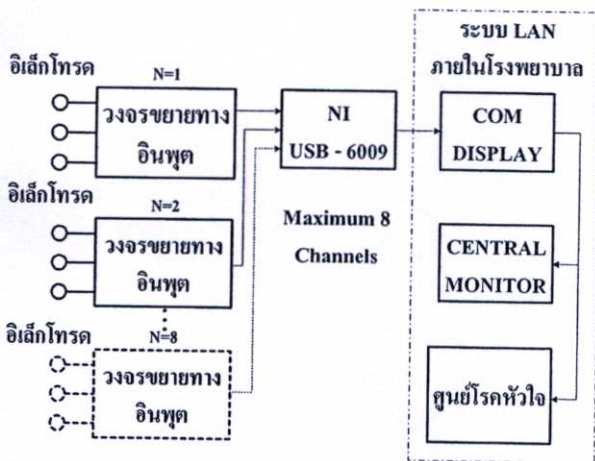
(Tachycardia) [4] และกราฟสัญญาณหัวใจของคนปกติจะประกอบด้วยคลื่นต่าง ๆ คือ PQRST [5] ดังแสดงในรูปที่ 2



รูปที่ 2 กราฟสัญญาณหัวใจของคนปกติ

2. การออกแบบระบบ

การแสดงผลและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำเสนอได้รับการออกแบบเพื่อตอบสนองความต้องการเพื่อให้เกิดประโยชน์ในด้านการแจ้งเตือนในกรณีที่มีค่าอัตราการเต้นสูงหรือต่ำกว่าค่าที่กำหนดไว้ และมีความถูกต้อง ความสะดวก และง่ายต่อการใช้งาน ในรูปที่ 3 แสดงโครงสร้างของระบบที่นำเสนอ ในการออกแบบแบ่งออกเป็นสองส่วน ส่วนแรกจะใช้อิเล็กทรอนิกส์ในการตรวจวัดอัตราการเต้นหัวใจซึ่งมีวงจรขยายสัญญาณทางอินพุต ส่วนที่สองจะทำหน้าที่แสดงผลและบันทึกค่าผ่านระบบ LAN ภายในโรงพยาบาล

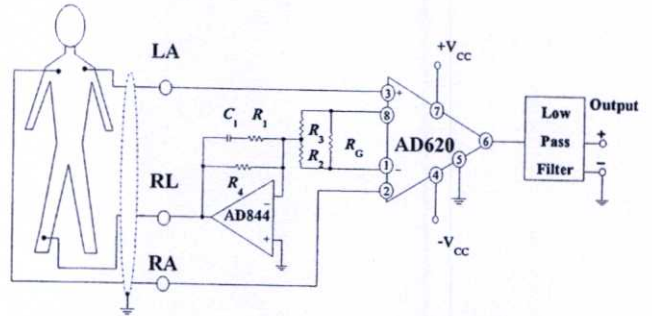


รูปที่ 3 โครงสร้างของระบบที่นำเสนอในบทความ

2.1 ฮาร์ดแวร์

เนื่องจากขนาดสัญญาณแรงดันทางไฟฟ้า ECG มีค่าน้อยมากในการวัดสัญญาณดังกล่าวจึงจำเป็นต้องใช้วงจรที่มีค่าอัตราการขยายสูง ในบทความนี้จึงได้เลือกใช้วงจรขยายสัญญาณแบบอินทราเมมปรี โดยเลือกใช้ IC เบอร์ AD620 ของบริษัท ANALOG DEVICES [6] และ

วงจรถัด (Drive Shield Circuit) เพื่อลดสัญญาณรบกวนจากภายนอก [7] ซึ่งวงจรถัดกล่าวได้แสดงในรูปที่ 4

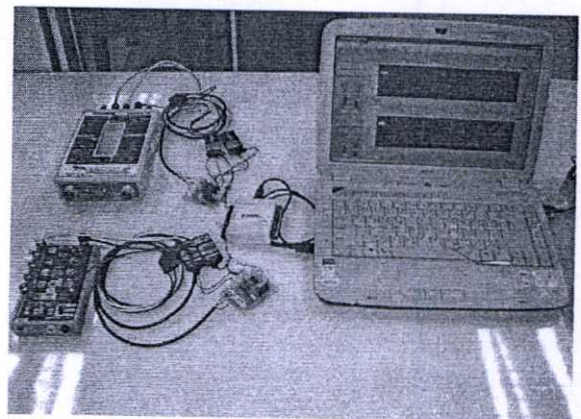


รูปที่ 4 วงจรขยายสัญญาณทางอินพุต

ในรูปที่ 4 แสดงวงจรถัดสัญญาณทางอินพุตโดยค่าความต้านทาน  $R_G$  คำนวณได้จาก

$$R_G = \frac{R_2 + R_3}{G - 1} \tag{1}$$

เมื่อ  $G$  คือ อัตราการขยาย (gain) ในการออกแบบได้เลือกใช้  $R_2 = R_3 = 24.9 \text{ k}\Omega$ , และ กำหนดให้  $R_1 = 10 \text{ k}\Omega$ ,  $R_4 = 1 \text{ M}\Omega$ ,  $C_1 = 0.1 \mu\text{F}$ , และ  $G = 349$  จะได้  $R_G = 143 \Omega$  สัญญาณเอาต์พุตของวงจรถัดในรูปที่ 4 จะต่อกับ NI USB - 6009 ของบริษัท National Instruments ซึ่งทำหน้าที่แปลงสัญญาณแอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัล (analog-to-digital converter) โดย NI USB-6009 สามารถรับสัญญาณได้ 8 ช่องสัญญาณ ที่มีอัตราการสุ่มตัวอย่างสูงสุด 48 kS/s ต่อช่องทางพอร์ต USB เพื่อแสดงผลการวัดทางคอมพิวเตอร์ ดังแสดงในรูปที่ 5

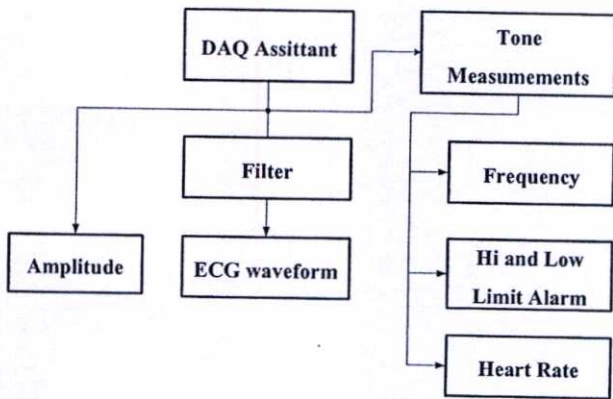


รูปที่ 5 การต่อเชื่อมอุปกรณ์

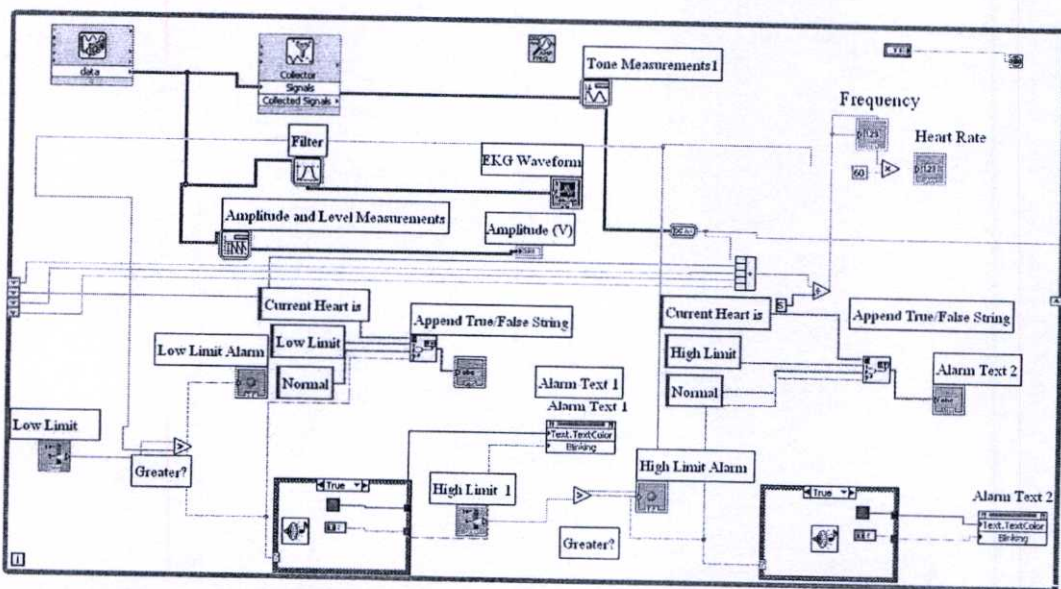
2.2 ซอฟต์แวร์

การทำงานในส่วนซอฟต์แวร์ สามารถเขียนผังการทำงานของโปรแกรมที่ได้พัฒนาขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 6 ซึ่งผังแสดงการทำงานสามารถอธิบายการทำงานได้ดังนี้

- DAQ Assistant ทำหน้าที่ คึงสัญญาณ ECG จากการ์ดเข้าสู่คอมพิวเตอร์
- Amplitude ทำหน้าที่ แสดงค่าแอมพลิจูด และขนาดของสัญญาณ
- Filter ทำหน้าที่ กรองความถี่ของสัญญาณที่ไม่ต้องการออก
- ECG Waveform ทำหน้าที่ แสดงผลกราฟของสัญญาณ ECG
- Tone Measurements ทำหน้าที่ แยก Phase และ Frequency ซึ่งจะนำความถี่ที่วัดได้นั้นไปคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจ
- Frequency ทำหน้าที่ แสดงความถี่ของสัญญาณ ECG
- Hi and Low Limit Alarm ทำหน้าที่ เปรียบเทียบอัตราการเต้นของหัวใจและสัญญาณเตือนเมื่ออัตราการเต้นของหัวใจต่ำกว่าหรือสูงกว่าที่ตั้งไว้
- Heart Rate ทำหน้าที่ แสดงอัตราการเต้นของหัวใจ



รูปที่ 6 ผังการทำงานของโปรแกรมที่ได้พัฒนาขึ้น

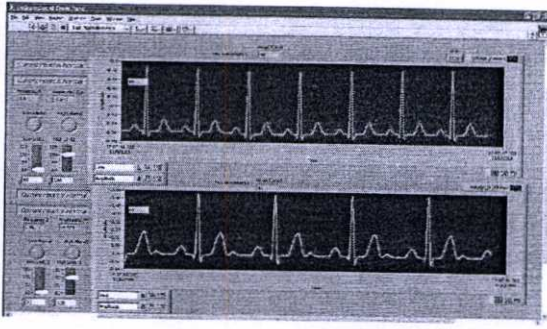


รูปที่ 7 บล็อกโคแอดแกรมที่เขียนด้วยโปรแกรม LabVIEW

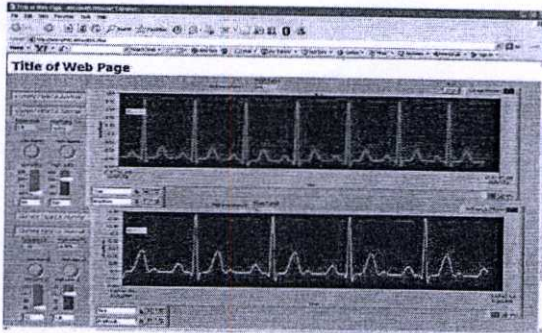
การแสดงผลการวัดคลื่นไฟฟ้าของหัวใจบนคอมพิวเตอร์จะใช้โปรแกรม LabVIEW 8.5 ในการเขียนโปรแกรมการทำงานของระบบ ECG และในการส่งผลที่วัดได้แสดงผลออกระบบ LAN [8] ต้องใช้โปรแกรมเสริมของ LabVIEW 8.5.1 Runtime Engine เหตุที่เลือกใช้โปรแกรม LabVIEW เนื่องจากเป็นโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่สามารถเขียนออฟชั่นต่าง ๆ ของโปรแกรมได้ง่าย เหมาะสำหรับนำมาใช้ในการวัดและเครื่องมือวัดสำหรับงานทางด้านวิศวกรรม ในรูปที่ 7 แสดงบล็อกโคแอดแกรม (Block Diagram) ที่เขียนด้วยโปรแกรม LabVIEW

3. การทดลองและผลการทดลอง

เพื่อทดสอบสมรรถนะของระบบที่ออกแบบ ได้ทำการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ โดยใช้เครื่องจำลองสัญญาณหัวใจในการสร้างสัญญาณหัวใจ เมื่อสัญญาณจำลอง ECG มีความถี่ 1 Hz จะได้อัตราการเต้นหัวใจ 60 ครั้ง/นาที ในการทดลองได้กำหนดสัญญาณจำลอง ให้มีอัตราการเต้นของหัวใจจากเครื่องจำลองสัญญาณหัวใจขนาด 40,60,80,90,100, และ 120 ครั้ง/นาที และได้ทำการแสดงผลและบันทึกค่าด้วยโปรแกรมที่ได้พัฒนาขึ้น ดังตัวอย่างในรูปที่ 9 ผลการทดลองในการอ่านค่าอัตราการเต้นของหัวใจแสดงในตารางที่ 1 จากผลการทดลองพบว่าค่าอัตราการเต้นของหัวใจที่วัดได้มีค่าใกล้เคียงกับสัญญาณจำลองที่ได้จากเครื่องจำลองสัญญาณหัวใจ นอกจากนั้นยังได้ทำการทดลองการแสดงผลและบันทึกสัญญาณ ไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบ LAN เพื่อแสดงผลที่จุด Central Monitor สามารถแสดงผลได้เหมือนกับสัญญาณกำเนิดจากเครื่องจำลองสัญญาณหัวใจ ซึ่งประกอบไปด้วยคุณลักษณะของสัญญาณครบ คือ PQRST ดังแสดงในรูปที่ 10 และระบบแจ้งเตือนมีการทำงานเมื่ออัตราการเต้นของหัวใจสูงหรือต่ำกว่าตามค่าที่ตั้งไว้ในรูปที่ 11 แสดงการทดลองวัดสัญญาณหัวใจจริงจากอาสาสมัครที่มีสุขภาพดี



รูปที่ 9 กราฟสัญญาณหัวใจที่วัดได้จากเครื่องจำลองสัญญาณหัวใจ



รูปที่ 10 กราฟคลื่นสัญญาณหัวใจที่แสดงผลผ่านระบบ LAN ที่จุด Central Monitor

ตารางที่ 1 ผลการทดลองวัดคลื่นของหัวใจโดยการป้อนสัญญาณหัวใจจากเครื่องจำลองสัญญาณหัวใจขนาดต่าง ๆ

การป้อนสัญญาณจำลอง (ครั้ง/นาที)	การทดลองครั้งที่					ค่าเฉลี่ย (ครั้ง/นาที)
	1	2	3	4	5	
120.0	120	120	120	120	120	120.0
100.0	100	99	100	101	100	100.0
90.0	90	90	90	90	90	90.0
80.0	79	80	80	79	80	79.6
60.0	61	60	60	60	61	60.4
40.0	40	40	39	40	41	40.0



รูปที่ 11 การทดลองวัดสัญญาณหัวใจจริงจากอาสาสมัครที่มีสุขภาพดี

#### 4. สรุป

บทความนี้ได้นำเสนอการแสดงผลและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบ LAN เพื่อแสดงผลที่จุด Central Monitor จากผลการทดลองสามารถยืนยันได้ว่า วิธีการที่นำมาเสนอมีความสามารถในการทำงานตามที่ได้ออกแบบไว้ โดยกราฟสัญญาณหัวใจที่วัดแสดงผลได้อย่างถูกต้อง และค่าเฉลี่ยอัตราการเต้นของหัวใจที่วัดได้ มีความผิดพลาดสูงสุดประมาณ 0.67 % นอกจากนี้ระบบแจ้งเตือนมีการทำงานเมื่ออัตราการเต้นสูงหรือต่ำกว่าค่าที่ตั้งไว้

#### เอกสารอ้างอิง

- [1] สมศรีควาฉาย, “อีซีจีในหอผู้ป่วยหนัก”, มหาวิทยาลัยมหิดล, หน้า105-151, กรุงเทพฯ, 2544.
- [2] Malcolm S.Thaler,M.D., “The Only EKG Book you’ll Ever Need”, Lippincott Williams & Wilkins, pp.1-153, 2003.
- [3] K. Venkatasubramanian, G. Deng, T. Mukherjee, J. Quintero, V. Annamalai and S. K. S. Gupta, Poster – Ayushman, “A Wireless Sensor Network Based Health Monitoring Infrastructure and Testbed”, *IEEE*, June, 2005.
- [4] อัจฉรา เดชอุทธิพิทักษ์, “คู่มือแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ”, คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล, หน้า42-46, กรุงเทพฯ, 2531.
- [5] Join R. Hampton, “THE ECG IN PRACTICE”, Churchill Livingstone, pp.1-3, 2003.
- [6] ANALOG DEVICES, “Datasheet AD620”, 1999.
- [7] John R Cameron and Jame G.Skofronick, “Medical Physics”, pp.201-206, 1978.
- [8] Ho Sung Lee, Seung Hun Park and Eung Je Woo “Remote Patient Monitoring Service through World-Wide Web”, *Proceedings of the 19th, IEEE*, Volume:2, pp.928-931, 30 Oct-Nov, 1997.



อนันต์ วงษ์จันทร์ จบการศึกษาระดับปริญญาตรี สาขาวิศวกรรมระบบเครื่องมือวัด คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ เมื่อปี พ.ศ. 2549 ปัจจุบันกำลังศึกษาต่อระดับปริญญาโท ในสาขา

วิศวกรรมการวัดคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังและทำงานที่หน่วยสอบเทียบงานอุปกรณ์ทางการแพทย์ คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล สนใจงานวิจัยทางด้านเครื่องมือวัดด้านการแพทย์, การประมวลผลสัญญาณ

Lecture Notes in Engineering and Computer Science

IMECS 2009

International MultiConference of  
**Engineers and Computer  
Scientists 2009**

Volume II

**Hong Kong  
18-20 March, 2009**

S. I. Ao  
Oscar Castillo  
Craig Douglas  
David Dagan Feng  
Jeong-A Lee (Eds.)

**IA ENG**

International Association of Engineers

ISBN: 978-988-17012-7-5

**ICEE III [ Day Two ( 9:00 - 10:45 ) at Seminar Room A ]**

*Session Chair: Dr. Noraliza Hamzah*

**Estimation for the Parameters in the Step-up Voltage Test under the Weibull Power Law Model**

Prof. Hideo Hirose, and Mr. Kotaro Tsuru

**Continuous Measurements of ECG and SpO2 for Cardiology Information System**

Mr. Anan Wongjan

**Identification of Fault Types for Single Circuit Transmission Line using Discrete Wavelet transform and Artificial Neural Networks**

Dr. ATTHAPOL Ngaopitakkul

**Transmission Network Congestion in Deregulated Wholesale Electricity Market**

Mr. Nilesh Modi

**Design and Implementation of 8K-bits Low Power SRAM in 180nm Technology**

Prof. SREERAMAREDDY G M

**Detailed Router for 3D FPGA using Sequential and Simultaneous Approach**

Mr. Vinay S

**Steady-State Modeling of SVC and TCSC for Power Flow Analysis**

Mr. Mohammed Osman Hassan

**ICEE IV [ Day Two ( 14:45 - 15:15 ) at Seminar Room A ]**

*Session Chair: Miroslav Skoric*

**Adaptive Tuning Wavelet Neural Controller Design with a Smooth Compensator**

Prof. Chun-Fei Hsu

**Application of Nonlinear Pricing Scheme to the Power Scheduling Problem**

Dr. Somboon Nuchprayoon

**Development of New Algorithm for Voltage Sag Source Location**

Dr. Noraliza Hamzah

# Continuous Measurements of ECG and SpO<sub>2</sub> for Cardiology Information System

Anan Wongjan, Amphawan Julsereewong, and Prasit Julsereewong, *Members, IAENG*

**Abstract**— This paper presents a low-cost method to continuously measure patient's electrocardiogram (ECG) signal and blood-oxygen saturation (SpO<sub>2</sub>) level. Hardware implementations of the designed ECG conditioning circuit and pulse oximeter are based on the use of commercially available devices. A user-friendly graphical user interface has been developed by using LabVIEW program to display and record incoming measurements. From the measured ECG curve and the pulse oximeter data, the heart rate and %SpO<sub>2</sub> can be determined, respectively. In addition, the adjustable high/low heart rate and low %SpO<sub>2</sub> alarm limits are provided for users. If the obtained heart rate exceeds the preset settings and %SpO<sub>2</sub> level falls below its alarm limit, the audible alarms will be turned on. The probe-off alarm for measuring SpO<sub>2</sub> level is also included. Resulting signals of all patients being continuously monitored can be transferred to a Central Monitoring Station and a Cardiac Center via local area network (LAN) in a hospital for diagnosis by experts later. To verify the performances of the proposed measurements, experimental results from measuring reference ECG waveforms and %SpO<sub>2</sub> levels are given.

**Index Terms**—Electrocardiogram, ECG, Pulse Oximeter, SpO<sub>2</sub>, Cardiology Information System.

## I. INTRODUCTION

As an area of medical informatics, the aim of a Cardiology Information System (CARIS) in a hospital is to achieve the best possible support of cardiac patient care and administration by electronic data processing [1]-[3]. An electronic patient record has become an essential tool to support patient care in recent years [4]-[6]. The ability to access all information obtained in the cardiac function lab such as electrocardiogram (ECG) signal and blood-oxygen saturation (SpO<sub>2</sub>) level anywhere through the hospital network has been shown to greatly enhance daily routine of cardiologists.

In order to develop the low-cost biomedical instrument providing the ability of record storage in digital format for CARIS, the continuous measurements for monitoring and recording ECG and SpO<sub>2</sub> data via LAN system have been proposed in this paper. The design technique falls into two parts: hardware and software. The hardware realizations of ECG conditioning circuit and pulse oximeter have been constructed on printed circuits. Measured signals by ECG conditioning circuit and pulse oximeter are fed to a

computer through a USB data acquisition module. The software written in LabVIEW program has been developed in close contact with the prospective users. The performances of the proposed measurements were tested at the Biomedical Instrument Calibration Unit, Siriraj Hospital, Bangkok, Thailand. The BIO-TEK multiparameter and SpO<sub>2</sub> simulators were employed to generate reference ECG curves and %SpO<sub>2</sub> levels, respectively. Test results demonstrating close agreement with reference signals are also presented.

## II. PROPOSED MEASUREMENT DESCRIPTION

### A. Proposed Measurement Concept

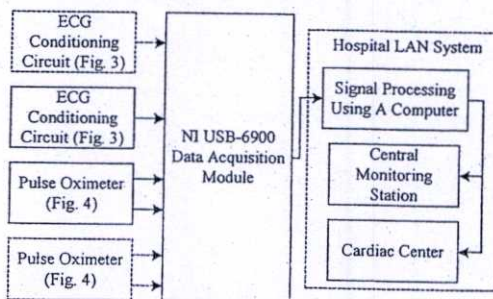


Fig. 1 Proposed measurement concept.

Fig. 1 shows the proposed measurement concept for monitoring and recording ECG and SpO<sub>2</sub> data. The ECG conditioning circuit is employed to perform on measured ECG signal. The pulse oximeter using finger-type probe is connected to indirectly measure the SpO<sub>2</sub> level. Acquired signals by ECG conditioning circuit and pulse oximeter are sent to the computer by using the NI USB-6009 data acquisition module, which provides the maximum sampling rate of about 48kS/s. Furthermore, the NI USB-6009 module supports 8 analog-input channels, other ECG conditioning circuits and/or pulse oximeters then can be connected synchronously. The measured signals are processed by the developed software written in LabVIEW program. The heart rate and %SpO<sub>2</sub> level can be obtained. Resulting data can be transferred to the Central Monitoring Station and the Cardiac Center, where cardiologists want to see patient's cardiology information, via hospital LAN system.

### B. Hardware Design of ECG Conditioning Circuit

Fig. 2 illustrates the normal ECG waveform [7], which

Manuscript received January 6, 2009.

Anan Wongjan, Amphawan Julsereewong, and Prasit Julsereewong are with Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, 10520 Thailand (phone: 662-739-2407; fax: 662-739-2406; e-mail: ananata@hotmail.com, kcamphaw@kmitl.ac.th, kjprasit@kmitl.ac.th).

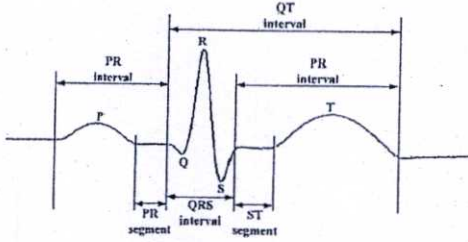


Fig. 2 Composition of the ECG signal.

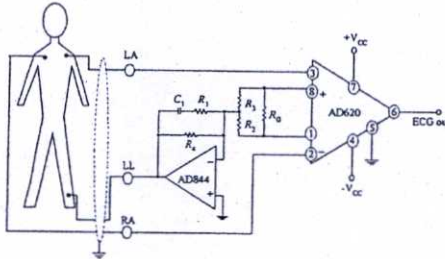


Fig. 3 Designed ECG conditioning circuit.

consists of a P wave, a QRS complex, and a T wave. These various parameters are useful for diagnosis and health monitoring. The designed ECG conditioning circuit as shown in Fig. 3 is based on the use of the AD844 high-speed opamp and AD620 high-accuracy instrumentation amplifier to sense and amplify detected signals from electrodes. The voltage gain of signal amplification  $G$  can be given by

$$G = \frac{R_2 + R_3}{R_4} + 1 \quad (1)$$

If the circuit parameters  $C_1 = 0.1 \mu\text{F}$ ,  $R_1 = 10 \text{k}\Omega$ ,  $R_2 = R_3 = 24.9 \text{k}\Omega$ ,  $R_4 = 1 \text{M}\Omega$ , and  $R_G = 143 \Omega$  were chosen, then the voltage gain  $G$  is about 349.

#### C. Hardware Design of Pulse Oximeter

Pulse oximetry is a simple non-invasive method of monitoring the percentage concentration of haemoglobin saturated with oxygen, termed oxyhaemoglobin, to the total haemoglobin concentration. The percentage oxygen saturation in the patient's blood as measured by the pulse oximeter, %SpO<sub>2</sub>, can be stated as [8]

$$\% \text{SpO}_2 = \frac{\text{HbO}_2}{\text{Hb} + \text{HbO}_2} \times 100\% \quad (2)$$

where HbO<sub>2</sub> and Hb denote oxyhaemoglobin and deoxyhaemoglobin, respectively.

The designed pulse oximeter using finger-type probe is depicted in Fig. 4. The light emitter with red (with wavelength of 600-750nm) and infrared (with wavelength 850-1000nm) LEDs and the TCS-230 photodetector are opposite of each other with the measuring site in-between. The timing control constructed by using 89C2051

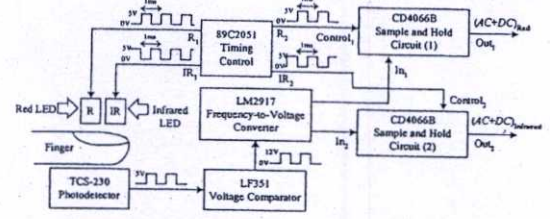


Fig. 4. Designed pulse oximeter using finger-type probe.

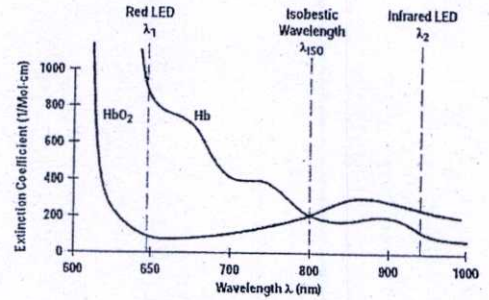


Fig. 5. Absorption spectrum of Hb and HbO<sub>2</sub>.

microcontroller generates the 1kHz control pulse signals  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $IR_1$ , and  $IR_2$ , where the signal  $R_1$  is the complement of  $IR_1$  whereas the signal  $R_2$  is the complement of  $IR_2$ . The On and Off states of the red and infrared LEDs are controlled by the signals  $R_1$  and  $IR_1$ , respectively. The alternative burst of red and infrared light can then pass through the site. Absorption at these wavelengths differs significantly between HbO<sub>2</sub> and Hb as shown in Fig. 5 [9], therefore from the ratio of the absorption of the red and infrared light, the %SpO<sub>2</sub> level can be expressed as [10]

$$\% \text{SpO}_2 = K \times \frac{(AC/DC)_{\text{Red}}}{(AC/DC)_{\text{Infrared}}} \quad (3)$$

where  $K$  is proportionality constant, which can be considered by calibration results, and  $AC$  and  $DC$  are the changing and static components of the transmitted red and infrared signals that pass through the measuring site and are received at the photodetector. The  $AC$  and  $DC$  components of the received light are manipulated by operations of the LF351 voltage comparator, LM2917 frequency-to-voltage converter, 89C2051 timing control, and the CD4066B sample and hold circuits for further processing.

#### D. Software Design

To continuously display and record the measured ECG and SpO<sub>2</sub> data, the graphical user interface on the computer screen has been developed by using LabVIEW program.

Fig. 6 shows the block diagram of measured data processing. To cancel noise elements embedded in the measured ECG and  $AC$  and  $DC$  components of the transmitted red and infrared signals, the 30Hz and 40Hz Butterworth-lowpass filters are employed, respectively. The adjustable alarm limits for detecting high/low heart rate and

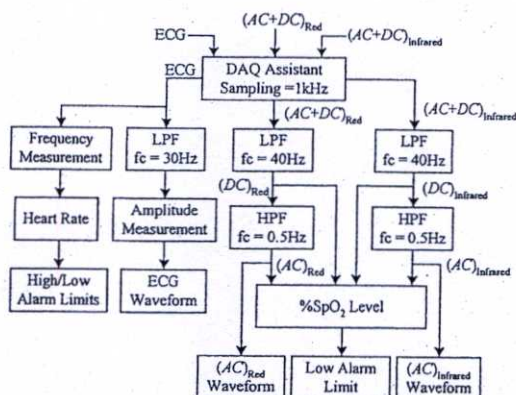


Fig. 6 Block diagram of measured data processing.

low %SpO<sub>2</sub> events are provided. The pulse oximeter probe-off alarm is also included. From the frequency measurement of the obtained ECG signal, the heart rate can be determined. If the heart rate exceeds the preset limits, the audible ECG alarm will be turned on to alert users. For pulse oximeter data processing, the AC and DC components of the transmitted red and infrared signals can be separated by using the 0.5Hz Butterworth-highpass filters. The %SpO<sub>2</sub> level can be calculated by using (3) and then compared with the appropriate setting value. The acceptable normal ranges from 95% to 100%. If the %SpO<sub>2</sub> level falls below its low limit, the SpO<sub>2</sub> alarm will be active. Based on the use of Web Publishing Tool of the LabVIEW program, the resulting data in digital format from the proposed measurements can be easily transferred to the Central Monitoring Station and the Cardiac Center via hospital LAN system.

III. EXPERIMENTAL RESULTS

To verify the performances of the proposed measurement system, the BIO-TEK multiparameter (Lionheart 3) and SpO<sub>2</sub> (Index 2 Series) simulators were used to generate reference ECG waveforms and %SpO<sub>2</sub> levels, respectively. From calibration results, the constant  $K = 98.5$  can be obtained for calculating %SpO<sub>2</sub> level as shown in (3).

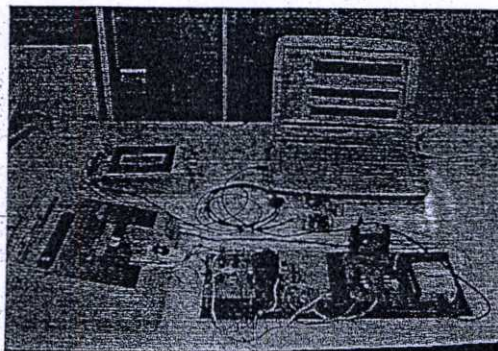


Fig. 7 Overall connections of the proposed system.

TABLE I  
MEASURED RESULTS FOR SIX DIFFERENT VALUES OF HEART RATE

Heart Rate (bpm)	Measured Value (bpm)					Average	Average Error
	1st	2nd	3rd	4th	5th		
120.0	120	120	120	120	120	120.0	0%
100.0	100	99	100	101	100	100.0	0%
90.0	90	90	90	90	90	90.0	0%
80.0	79	80	80	79	80	79.6	0.50%
60.0	61	60	60	60	61	60.4	0.67%
40.0	40	40	39	40	41	40.0	0%

TABLE II  
MEASURED RESULTS FOR SIX DIFFERENT VALUES OF %SpO<sub>2</sub>

%SpO <sub>2</sub>	Measured Value (%)					Average	Average Error
	1st	2nd	3rd	4th	5th		
100.0	99	100	100	99	100	99.6	0.40%
98.0	98	97	97	98	99	97.8	0.204%
94.0	93	94	95	94	94	94.0	0%
90.0	89	91	90	91	92	90.6	0.67%
84.0	83	84	85	84	85	84.2	0.23%
80.0	80	79	81	80	81	80.2	0.25%

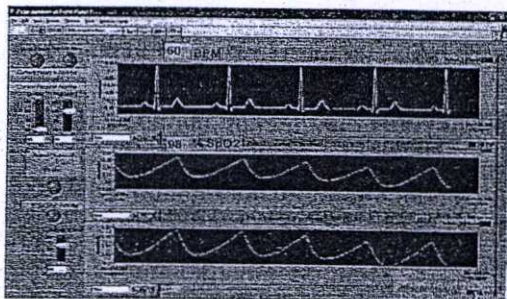


Fig. 8 Sample of developed LabVIEW window.

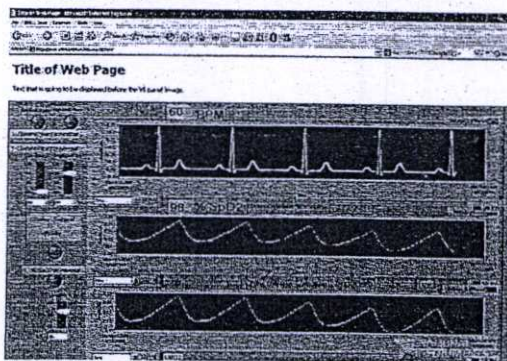


Figure 9. Transmitted data via LAN system.

Fig. 7 shows the overall hardware connections of the proposed system for experiment setup. Measured results for six different values of heart rate (i.e. 120 bpm, 100 bpm, 90 bpm, 80 bpm, 60 bpm, and 40 bpm) are summarized in Table 1. To test the repeatability, the measurement was repeated five times for each heart rate value. From Table 1, it is clearly seen that the maximum error of about 0.67% is obtained. Table 2 summarizes the experimental results from five repeat measurements for six different values of %SpO<sub>2</sub> level, i.e. 100%, 98%, 94%, 90%, 84%, and 80%. From Table 2, it can be observed that the maximum error is about

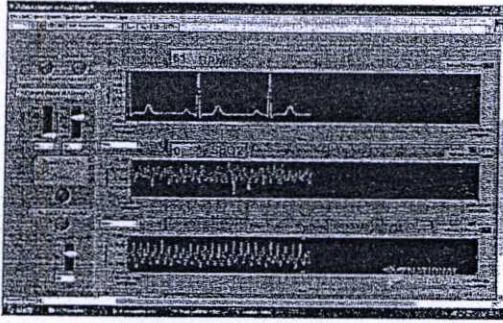


Fig. 10. Probe-off alarm and warning message.

0.67%. Fig. 8 shows a sample of the developed LabVIEW window for monitoring ECG signal, heart rate, %SpO<sub>2</sub> level, ECG alarm, SpO<sub>2</sub> alarm, probe-off alarm, and AC components of received red and infrared signals.

To test the ability to access the measured data via the network, Fig. 9 shows the transmitted data by using the LabVIEW Web Publishing Tool. When the finger-probe for measuring SpO<sub>2</sub> has dislodged, the probe-off alarm and warning message will be displayed as shown in Fig. 10.

#### IV. CONCLUSION

In this paper, the low-cost biomedical measurement system providing the ability of record storage in digital format has been presented. The hardware implementations using commercially available devices and the software written in LabVIEW program for continuously monitoring and recording ECG and SpO<sub>2</sub> data have been described. The proposed measurement system has to provide the possibility to access the measured data at different locations via LAN. To demonstrate the accuracy and repeatability of the proposed measurements, the experimental results are given.

#### ACKNOWLEDGMENT

The authors would like to thank the staffs of Biomedical Instrument Calibration Unit, Siriraj Hospital, Bangkok, Thailand for valuable comments and helpful supports in our experiment setup.

#### REFERENCES

- [1] G. Regalia, P. Ravizza, A. Bacchi, M. Bossi, R. Fiorini, and G. Dacquino, "Management of Electrocardiographic Tracings in a Clinical Departmental Database," *Proc. of the Computers in Cardiology*, 1994, pp. 173-176.
- [2] S. Ombrato, G. Cecchetti, D. Pierotti, MG Bartalini, A. Macerata, A. Taddei, M. Bertinelli, and M. Emdin, "An Open System for Managing Long-Term ECG Recording," *Proc. of the Computers in Cardiology*, 2000, pp. 653-656.
- [3] ET van der Velde, DE Atsma, MJ Schaliij, TA Witteman, H. Foeken, and FDB de Bruijn, "Development and Implementation of a Fully Paperless Cardiology Information System (EPD-Vision)," *Proc. of the Computers in Cardiology*, 2006, pp. 849-852.
- [4] T. Polk, W. Walker, A. Hande, and D. Bhatia, "Wireless Telemetry for Oxygen Saturation Measurement," *Proc. of the Biomedical Circuit and Systems*, 2006, pp. 174-177.
- [5] A. Moein and M. Pouladian, "WIH-Based IEEE 802.11 ECG Monitoring Implementation," *Proc. of the 29<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 2007, pp. 3677-3680.
- [6] M.El-Khoury, J. Soda, V. Neuman, and J. Krauss, "Portable SpO<sub>2</sub> Monitor: a fast response approach," *IEEE International Conference on Portable Information Device*, 2007, pp. 1-5.
- [7] D. U. Jeong and S. J. Kim, "Development of a Technique for Cancelling Motion Artifact in Ambulatory ECG Monitoring System," *Proc. of the third International Conference on Convergence and Hybrid Information Technology*, 2008, pp.954-961.
- [8] G. Maruf Azmal, A. Al-Jumaily, and M. Al-Jaafreh, "Continuous Measurement of Oxygen Saturation Level using Photoplethysmography Signal," *Proc. of the International Conference on Biomedical and Pharmaceutical Engineering*, 2006, pp. 504-507.
- [9] Y. D. Lee, S. J. Jung, Y. S. Seo, and W.Y. Chung, "Measurement of Motion Activity during Ambulatory Using Pulse Oximeter and Triaxial Accelerometer," *Proc. of the third International Conference on Convergence and Hybrid Information Technology*, 2008, pp. 436-441.
- [10] H. Deni, D. M. Muratore, and R. A. Malkin, "Development of a Pulse Oximeter Analyzer for the Developing World," *Proc. of the 2005*, pp. 1-2.

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล	นาย อนันต์ วงษ์จันทร์
วัน-เดือน-ปีเกิด	วันที่ 16 พฤษภาคม 2524 เกิดที่ จ.นครสวรรค์
ที่อยู่	84/8 ถ. พิชัยนอก ต. เมือง อ. สวรรคโลก จ. สุโขทัย 64110 โทร. 055 - 623549, 081 - 2680032
ประวัติการศึกษา	สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรีหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขา วิศวกรรมระบบเครื่องมือวัด จากคณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าพระนครเหนือ ปีการศึกษา 2548 และในปี การศึกษา 2550 ได้เข้าศึกษาต่อระดับปริญญาโทหลักสูตรวิศวกรรม ศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมการวัดคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ประวัติการทำงาน	ปัจจุบันทำงานตำแหน่ง วิศวกร งานอุปกรณ์ทางการแพทย์ โรงพยาบาล ศิริราช ตั้งแต่ปี พ.ศ. 2549 - ปัจจุบัน