

ระบบเครือข่ายไร้สายมาตรฐาน IEEE 802.15.4 สำหรับแสดงผลและบันทึก
สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด

IEEE 802.15.4 WIRELESS SENSOR NETWORK FOR MONITORING
AND RECORDING ECG AND SpO₂



วิทยานิพนธ์เสนอเป็นงานหนึ่งของภาควิชาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมระบบควบคุม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2556

KMITL-2013-EN-M-080-032

ระบบเครือข่ายไร้สายมาตรฐาน IEEE 802.15.4 สำหรับแสดงผลและบันทึก
สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด

IEEE 802.15.4 WIRELESS SENSOR NETWORK FOR MONITORING
AND RECORDING ECG AND SpO₂



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมระบบควบคุม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2556

KMITL-2013-EN-M-080-032

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

IEEE 802.15.4 WIRELESS SENSOR NETWORK FOR MONITORING
AND RECORDING ECG AND SpO₂



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENTS FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN CONTROL ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2013
KMITL-2013-EN-M-080-032

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2013

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ ระบบเครือข่ายไร้สายมาตรฐาน IEEE.802.15.4 สำหรับแสดงผลและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด

Thesis Title IEEE 802 .15.4 Wireless Sensor Network for Minitoring and Recording ECG and SpO₂

นักศึกษา นายธงชัย พจน์เสถียร

รหัสประจำตัว 53610914

ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชา วิศวกรรมระบบควบคุม

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ รศ.ดร.วรพงศ์ ตั้งศรีรัตน์

หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2013-EN-M-080-032

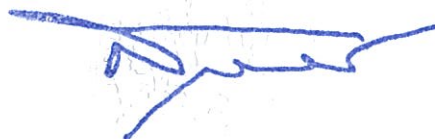
คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
ศ.ดร.วันชัย	ธีรวิภา	
ผศ.ดร.ทัตยา	บุศกมลนันท์	
รศ.ดร.ธีระศิลป์	ทุมวิภาดา	
ผศ.ดร.วรรณดี	เพชรณิศา	
รศ.ดร.วรพงศ์	ตั้งศรีรัตน์	

วัน / เดือน/ ปี ที่สอบ วันพุธที่ 3 เมษายน พ.ศ. 2556 เวลา 10.00-12.00 น.

สถานที่สอบ ณ อาคาร A ชั้น 5 ห้องประชุม 4

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว



(ศาสตราจารย์ ดร.สุชัชวีร์ สุวรรณสวัสดิ์)

คนบตี คณะวิศวกรรมศาสตร์

วันที่ 3 เมษายน พ.ศ. 2556

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	ระบบเครือข่ายไร้สายมาตรฐาน IEEE 802.15.4 สำหรับแสดงผลและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด
นักศึกษา	นาย ธงชัย พจน์เสถียร
รหัสประจำตัว	53610914
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมระบบควบคุม
พ.ศ.	2556
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	รศ.ดร. วรพงศ์ ตั้งศรีรัตน์

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้นำเสนอการออกแบบและสร้างระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายเพื่อนำมาประยุกต์ใช้ในการวัดสัญญาณชีพของมนุษย์แบบต่อเนื่อง โดยทำการตรวจวัดแสดงผลและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด ระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายประกอบด้วยโหนดเซนเซอร์ทำหน้าที่โทรบทตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดของผู้ป่วยแต่ละรายแล้วทำการส่งข้อมูลการวัดกลับไปยังคอมพิวเตอร์แม่ข่ายในห้องแสดงผลส่วนกลาง ผ่านการติดต่อสื่อสารไร้สายตามมาตรฐาน IEEE 802.15.4 โดยใช้โมดูลชิปปี จากนั้น คอมพิวเตอร์แม่ข่ายจะทำการเก็บบันทึกผลการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด ไว้ในระบบฐานข้อมูลเพื่อนำกลับมาแสดงผลหรือนำไปตรวจวินิจฉัยโดยผู้เชี่ยวชาญต่อไปในอนาคต โดยระบบเครือข่ายไร้สายมาตรฐานดังกล่าวถูกออกแบบขึ้นมาโดยมุ่งเน้นเป็นระบบเครือข่ายไร้สายที่มีการใช้พลังงานที่ต่ำ มีขนาดเล็ก ติดตั้งใช้งานได้ง่าย มีโครงสร้างที่ยืดหยุ่น มีราคาที่ถูก และเป็นการวัดสัญญาณชีพแบบไม่มีการรุกร้าเข้าไปในร่างกายของผู้ป่วย จากผลการทดลองต่อระบบต้นแบบดังกล่าวปรากฏผลสอดคล้องเป็นไปตามหลักการทางทฤษฎี ผลการตรวจวัดมีความน่าเชื่อถือและเป็นไปตามแนวทางที่กำหนดไว้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis Title	IEEE 802.15.4 Wireless Sensor Network for Monitoring and Recording ECG and SpO ₂
Student	Mr. Thongchai Photsathian
Student ID.	53610914
Degree	Master of Engineering
Program	Control Engineering
Year	2013
Thesis Advisor	Assoc.Prof. Dr. Worapong Tangsirat

ABSTRACT

In this thesis, a wireless sensor network for continuous time monitoring of an electrocardiogram (ECG) and pulse oximetry (SpO₂) in human subject is developed and implemented. The functionality of the sensor nodes is to obtain ECG and SpO₂ signals from patients, process the signals and communicate with the base station and the other nodes. Sensor nodes communication is based on the IEEE 802.15.4 standard by the Zigbee modules. The base station receives data from sensor nodes via wireless channel and sends data to a central server PC. At the base station, resulting signals can be continuously monitored and saved in a database unit allowing the review of monitored data. Furthermore, future diagnosis can be started with these data. The proposed system has the characteristics of low power consumption, low-cost, flexible structure and accurate measurement, and it can achieve the long-distance non-invasive vital sign monitoring of the patients in real time mode. A prototype was successfully developed and tested to establish the concept proof. The algorithms have been tested experimentally and found to be accurate and reliable at this development stage.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จสมบูรณ์ลงได้ด้วยความช่วยเหลือจากอาจารย์และบุคคลหลายท่าน ดังนี้

รองศาสตราจารย์ ดร. วรพงศ์ ตั้งศรีรัตน์ อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์ที่ได้กรุณา อบรมฝึกฝนขัดเกลาผู้เขียน ชี้แนะแนวทางในการทำวิจัย ตลอดจนสั่งสอนให้แนวความคิดต่างๆ ในการดำเนินชีวิต รวมทั้งยังเป็นแบบอย่างที่ดีให้กับผู้เขียน จึงขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงมา ณ ที่นี้

ขอกราบขอบพระคุณรองศาสตราจารย์ ดร. ธีรศิลป์ ทุมวิภาต และรองศาสตราจารย์ สุมาลี อุณหวิชัย ภาควิชาเครื่องมือวัดและอิเล็กทรอนิกส์ (IEE) คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ ที่ให้การสนับสนุน ให้คำปรึกษาในเรื่องต่างๆ ให้กำลังใจแก่ผู้เขียน ตลอดจนชี้แนะแนวทางในการทำวิทยานิพนธ์นี้ รวมทั้งคำสอนอันมีค่าแก่ผู้เขียนเสมอมา

ขอขอบคุณห้องปฏิบัติการวิจัยประมวลผลสัญญาณรวม (Mixed Signal Processing Laboratory, MSP Lab) ที่ให้การสนับสนุนสถานที่ในการทำวิจัย ตลอดจนเครื่องมือต่างๆ ที่ใช้ในการทดลองและจัดทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

ขอขอบคุณ พี่ และน้อง ในห้อง MSP Lab ทุกคน ที่ได้ให้คำปรึกษาช่วยเหลือในการแก้ไขปัญหาต่างๆที่เกิดขึ้นตลอดระยะเวลาของการศึกษา

ขอกราบขอบพระคุณ คุณพ่อ คุณแม่ และครอบครัวของผู้เขียน ที่ให้ความห่วงใย ให้โอกาส และให้กำลังใจแก่ผู้เขียนตลอดมา

ธงชัย พจน์เสถียร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 กล่าวนำ.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์.....	2
1.3 หลักการใหม่ที่น่าเสนอขึ้นในวิทยานิพนธ์.....	2
1.4 รายละเอียดของวิทยานิพนธ์.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	8
2.1 กล่าวนำ.....	8
2.2 ระบบการทำงานของหัวใจ.....	8
2.3 ระบบนำไฟฟ้าของหัวใจ.....	9
2.4 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	9
2.5 มาตรฐานการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	12
2.6 อิเล็กโทรด.....	13
2.6.1 อิเล็กโทรดที่ปราศไรซ์และอิเล็กโทรดที่ไม่ปราศไรซ์.....	13
2.6.2 คุณสมบัติของอิเล็กโทรด.....	15
2.6.3 อิเล็กโทรดแบบแผ่นที่ทำด้วยโพลี.....	15
2.6.4 ข้อเสนอแนะในการใช้อิเล็กโทรดในทางปฏิบัติ.....	16
2.7 คุณสมบัติเฉพาะทางของเครื่องตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	16
บทที่ 3 ระบบทางเดินหายใจและการแลกเปลี่ยนก๊าซ.....	20
3.1 กล่าวนำ.....	20
3.2 โครงสร้างของระบบทางเดินหายใจ.....	20
3.3 กระบวนการในการหายใจ.....	20
3.4 การแลกเปลี่ยนก๊าซที่ถุงลมภายในปอด.....	21
3.5 การวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง.....	22
3.5.1 ฮีโมโกลบิน ชนิดต่างๆ ที่ถูกตรวจวัด.....	22
3.5.2 หลักการทำงานของเครื่องวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด.....	22
3.5.3 ชนิดของเครื่องตรวจวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง.....	23
3.5.4 ลักษณะการติดตั้งหัววัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง.....	24
3.5.5 ประเภทของโพรบวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง.....	26

สารบัญ (ต่อ)

บทที่ 4 การติดต่อสื่อสารไร้สายและมาตรฐาน IEEE 802.15.4.....	28
4.1 กล่าวนำ.....	28
4.2 ประเภทของการติดต่อสื่อสารไร้สาย.....	28
4.2.1 เครือข่ายไร้สายส่วนบุคคลขนาดเล็ก.....	28
4.2.2 เครือข่ายไร้สายระยะใกล้เฉพาะที่.....	29
4.2.3 เครือข่ายไร้สายระหว่างเมือง.....	29
4.2.4 เครือข่ายไร้สายระหว่างประเทศ.....	30
4.3 มาตรฐาน IEEE 802.15.4.....	31
4.3.1 ประเภทของการใช้งานช่องสัญญาณตามมาตรฐาน IEEE 802.15.4.....	32
4.3.2 อุปกรณ์ในระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายตามมาตรฐานซิกบี.....	32
4.3.3 รูปแบบการเชื่อมต่อระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายตามมาตรฐานซิกบี.....	33
บทที่ 5 ระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายมาตรฐาน IEEE 802.15.4 สำหรับตรวจวัด แสดงผล และบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	37
5.1 กล่าวนำ.....	37
5.2 เครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายสำหรับตรวจวัดและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	37
5.2.1 ส่วนประกอบฮาร์ดแวร์.....	39
5.2.2 ส่วนประกอบซอฟต์แวร์.....	42
5.3 ผลการทดลอง.....	43
5.4 สรุป.....	48
บทที่ 6 ระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายสำหรับตรวจวัดแสดงผลและบันทึกค่า ความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด.....	51
6.1 กล่าวนำ.....	51
6.2 การหาค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดและ รูปแบบเครือข่ายไร้สายที่เลือกใช้.....	51
6.3 ระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายสำหรับตรวจวัดและบันทึกค่า SpO ₂ ที่พัฒนาขึ้น.....	53
6.3.1 ส่วนประกอบฮาร์ดแวร์.....	55
6.3.2 ส่วนประกอบซอฟต์แวร์.....	58
6.4 ผลการทดลอง.....	59
5.4 สรุป.....	61
บทที่ 7 บทสรุปและข้อเสนอแนะแนวทางการทำวิจัยต่อ.....	63
5.1 บทสรุป.....	63
5.2 ข้อเสนอแนะแนวทางในการทำวิจัยต่อ.....	64

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

ภาคผนวก.....	66
ภาคผนวก ก บทความวิจัยที่เกี่ยวข้องที่ได้รับการตีพิมพ์	67
ภาคผนวก ข รหัสต้นฉบับของโปรแกรมตรวจวัดแสดงผลและ บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	83
ภาคผนวก ข.1 รหัสต้นฉบับของโปรแกรมส่วนตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และการติดต่อสื่อสารไร้สาย	83
ภาคผนวก ข.2 รหัสต้นฉบับของโปรแกรมส่วนแสดงผลการตรวจวัดและ บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ห้องแสดงผลส่วนกลาง.....	85
ภาคผนวก ค รหัสต้นฉบับของโปรแกรมตรวจวัดแสดงผลและบันทึก ค่าความอึดตัวของออกซิเจนในเลือด	96
ภาคผนวก ค.1 รหัสต้นฉบับของโปรแกรมตรวจวัดแสดงผลและบันทึกค่าความอึดตัว ของออกซิเจนในเลือดและการติดต่อสื่อสารไร้สาย.....	96
ภาคผนวก ค.2 รหัสต้นฉบับของโปรแกรมตรวจวัดแสดงผลและบันทึกค่าความอึดตัว ของออกซิเจนในเลือดที่ห้องแสดงผลส่วนกลาง	98
ภาคผนวก ง คุณสมบัติประจำตัวไอซีที่สำคัญที่ใช้ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้.....	109
ประวัติผู้เขียน.....	122

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 ช่วงเวลาต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	21
4.1 การเปรียบเทียบการติดต่อสื่อสารไร้สายรูปแบบต่างๆ.....	35
5.1 เปอร์เซ็นต์ค่าความผิดพลาดในการวัด.....	47
6.1 เปอร์เซ็นต์ค่าความผิดพลาดในการวัด.....	61



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1	ส่วนต่างๆของหัวใจ8
2.2	ระบบนำไฟฟ้าของหัวใจ.....10
2.3	สัญญาณอีซีจีของคนปกติ.....11
2.4	การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Chest Leads (V1-V6).....12
2.5	การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Bipolar Limb Leads (I, II, III).....12
2.6	การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Unipolar Limb Leads (aVR, aVL, aVF)13
2.7	ไดอะแกรมการแปลงกระแสไอออนไปเป็นอิเล็กทรอนิกส์โดยใช้สามเหลี่ยมไอโรเฟน14
2.8	อิเล็กทรอนิกส์ที่ทำมาจากโพลี.....15
2.9	ผลการวัดจากเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนกระดาดมาตรฐานสำหรับการบันทึก17
3.1	ถุงลมและเส้นเลือดฝอยภายในปอด21
3.2	การแลกเปลี่ยนก๊าซภายในถุงลม.....21
3.3	กราฟการดูดซับคลื่นแสงของ HbO ₂ และ HbR.....23
3.4	กราฟเปรียบเทียบการหาค่า SpO ₂23
3.5	โพรบวัดแบบแสงสะท้อนจากเนื้อเยื่อ.....24
3.6	โพรบวัดแบบแสงเดินทางผ่านเนื้อเยื่อ.....24
3.7	โพรบวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงแบบต่างๆ.....25
4.1	เครือข่ายไร้สายส่วนบุคคลขนาดเล็ก29
4.2	เครือข่ายไร้สายระยะใกล้เฉพาะที่29
4.3	เครือข่ายไร้สายระหว่างเมือง.....30
4.4	เครือข่ายไร้สายระหว่างประเทศ30
4.5	ย่านความถี่ใช้งานตามมาตรฐาน IEEE 802.15.4.....32
4.6	ระบบเครือข่ายแบบต่างๆ.....34
5.1	โครงสร้างของระบบที่พัฒนาขึ้น.....38
5.2	เซนเซอร์อีซีจีและวงจรปรับแต่งสัญญาณ.....38
5.3	วงจรกรองสัญญาณแบบนอท.....40
5.4	วงจรปรับศูนย์และความชัน.....40
5.5	วงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล และวงจรติดต่อสื่อสารไร้สาย40
5.6	ระบบเครือข่ายแบบดาว.....41
5.7	วงจรติดต่อสื่อสารไร้สาย ที่ห้องแสดงผลส่วนกลาง41
5.8	ขั้นตอนการทำงานในส่วนตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ41
5.9	ขั้นตอนการทำงานในส่วนการติดต่อสื่อสารไร้สาย43
5.10	การต่อเชื่อมอุปกรณ์และวงจรต้นแบบ43
5.11	สัญญาณที่ภาคเอาต์พุตของวงจรขยายอินสทรูเมนต์.....44
5.12	สัญญาณที่ภาคเอาต์พุตของวงจรกรองสัญญาณรบกวน.....45

เอกสารนี้เป็นเอกสารของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ ไม่อนุญาตให้เผยแพร่ไปต่างประเทศโดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญญรูป (ต่อ)

5.13	สัญญาณที่ภาคเอาต์พุตของวงจรปรับศูนย์และความชัน	45
5.14	รูปคลื่นสัญญาณที่วัดได้จากวงจรปรับแต่งสัญญาณ	46
5.15	รูปคลื่นสัญญาณจากโปรแกรมแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ที่ห้องแสดงผลส่วนกลาง	46
5.16	โปรแกรมแสดงผลการวัดบนหน้าจอคอมพิวเตอร์	48
6.1	กราฟแสดงการดูดซับคลื่นแสงของ HbO_2 และ HbR	52
6.2	กราฟเปรียบเทียบการหาค่า SpO_2	52
6.3	โครงสร้างของระบบที่พัฒนาขึ้น	53
6.4	โครงสร้างการทำงานในส่วนตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด	54
6.5	วงจรขับหลอดแอลอีดีสีแดง และแอลอีดีอินฟราเรด	54
6.6	โครงสร้างของเซนเซอร์ตรวจวัด	56
6.7	วงจรปรับศูนย์และความชัน	56
6.8	วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล และวงจรติดต่อสื่อสารไร้สาย	57
6.9	วงจรติดต่อสื่อสารไร้สาย ที่ห้องแสดงผลส่วนกลาง	57
6.10	ขั้นตอนการทำงานในส่วนการติดต่อสื่อสารไร้สาย	59
6.11	วงจรต้นแบบที่ใช้ในการทดสอบระบบ	59
6.12	รูปคลื่นสัญญาณที่วัดได้จากวงจรปรับแต่งสัญญาณ	60
6.13	โปรแกรมแสดงผลการวัดบนหน้าจอคอมพิวเตอร์	60

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 กล่าวนำ

ในปัจจุบันนี้เทคโนโลยีที่ใช้ในการติดต่อสื่อสารไร้สายได้เข้ามามีบทบาทในชีวิตประจำวันมากขึ้นไม่ว่าจะเป็นในภาคธุรกิจ ภาคการศึกษา ตลอดจนใช้เพื่อความบันเทิงและ สันทนาการต่างๆ ซึ่งการติดต่อสื่อสารไร้สายที่นิยมใช้กันมากที่สุดอย่างหนึ่งคือโทรศัพท์มือถือ คอมพิวเตอร์กระเป๋าหิ้ว (Notebook) โดยการใช้การติดต่อสื่อสารไร้สายผ่านทางระบบ ไวไฟ (Wi-Fi) แต่รูปแบบการติดต่อสื่อสารไร้สายทั้งหมดดังที่ได้กล่าวมาแล้วนั้น ยังมีข้อจำกัด ในเรื่องของการใช้พลังงานที่มากเพราะ ขนาดของตัวอุปกรณ์มีขนาดใหญ่ ระบบรักษาความปลอดภัยต่ำ ระยะทางในการรับส่งข้อมูลจำกัด จึงไม่สามารถเพิ่มระยะในการส่งได้ และยังมีราคาแพง นอกจากนี้ ยังมีความต้องการที่จะทำการเชื่อมต่อระบบเซนเซอร์ (Sensor) ขนาดเล็กที่ติดตั้งไว้ตามจุดต่างๆ เข้าด้วยกัน ให้เป็นระบบเครือข่าย เพื่อใช้สำหรับแสดงผลการวัด และเพิ่มประสิทธิภาพในการบริหารจัดการข้อมูล จากข้อจำกัดดังกล่าวรวมกับความต้องการของภาคอุตสาหกรรมและ ภาคธุรกิจต่างๆ จึงทำให้เกิดการพัฒนา ระบบติดต่อสื่อสารไร้สายแบบใหม่ เพื่อแก้ไขข้อจำกัดต่างๆดังกล่าว จึงพัฒนาระบบใหม่นี้มีชื่อว่า ระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สาย (Wireless Sensor Network , WSN) WSN นี้ถูกพัฒนาขึ้นมาตามมาตรฐาน IEEE 802.15.4 [1]-[4] เพื่อใช้สำหรับเชื่อมต่อเซนเซอร์หลายๆตัวเข้าด้วยกัน รวบรวมและ ส่งข้อมูลต่างๆ ที่วัดได้แบบไร้สายกลับไปแสดงผลยังส่วนกลาง โดยที่ระบบนี้ได้ถูกนำไปประยุกต์ใช้งานอย่างแพร่หลาย เช่น ใช้ตรวจสอบเหตุการณ์ต่างๆในป่าไม่ว่าจะเป็นระบบตรวจจับไฟป่า ระบบติดตามสัตว์หายาก รวมไปถึงใช้ภายในครัวเรือน เช่น ระบบตรวจวัดสภาพแวดล้อม ระบบควบคุมการใช้ไฟฟ้าภายในบ้าน (Home Automation) เป็นต้น [5]-[15]

สัญญาณชีพ (Vital signs) คือปริมาณทางไฟฟ้าที่วัดได้ทางสรีรวิทยาที่สำคัญอย่างหนึ่งของผู้ป่วยและ เป็นสัญญาณที่บ่งบอกถึงการมีชีวิตอยู่ของมนุษย์ บุคลากรทางการแพทย์มักวัดค่าเหล่านี้เพื่อประเมินสภาพพื้นฐานของร่างกายของผู้รับการตรวจ สัญญาณชีพเป็นส่วนประกอบสำคัญของการให้ข้อมูลผู้ป่วยแก่แพทย์ และเป็นการตรวจได้ถึงเหตุการณ์ที่ไม่ดี หรือการฟื้นตัวที่เลื่อนช้าออกไป โดยทั่วไปแล้วสัญญาณชีพจะประกอบไปด้วยค่าอุณหภูมิของร่างกาย ค่าอัตราการเต้นของชีพจร (หรืออัตราการเต้นของหัวใจ) ค่าความดันเลือด และค่าอัตราการหายใจ แต่บางครั้งอาจจะนับรวมเอาค่าอื่นๆเข้าไปด้วย โดยที่ค่าของสัญญาณชีพปกติจะแตกต่างกันไปตามเพศ และอายุของตัวผู้ป่วยเอง [16]-[17]

ดังนั้นจากคุณสมบัติและเหตุผลดังกล่าวข้างต้น จึงได้เกิดงานวิจัยที่มี แนวความคิดที่จะทำการตรวจวัดสัญญาณชีพ ต่างๆ มาประยุกต์ใช้ในวงการแพทย์ เนื่องจากยังมีงานวิจัยจำนวนน้อย เริ่มเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรแข่งขันเพื่อกรรศึกษเท่านั้น เมืออนุญาตเห็นไปใช้ประยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สายตามาตรฐาน IEEE 802.15.4 โดยใช้โมดูลชิป [34]-[35] มาประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์ เพื่อตรวจวัด แสดงผลและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และค่าความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดแดง ซึ่งได้ทำการออกแบบหัววัดขึ้นมาเอง จึงทำให้มีราคาถูกใช้วงจรที่เรียบง่ายและซับซ้อนน้อย อีกทั้งยังมีอัตราการใช้พลังงานที่ต่ำกว่างานวิจัยที่เคยนำเสนอ

1.4 รายละเอียดของวิทยานิพนธ์

ภายในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้แบ่งเนื้อหาออกเป็น 7 บทและภาคผนวกอีก 3 ภาค โดยแต่ละบทมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

บทที่ 1 เป็นบทนำที่ได้กล่าวถึง วัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์ หลักการใหม่ของวิทยานิพนธ์ และรายละเอียดเนื้อหาโดยสรุปของแต่ละบท

บทที่ 2 กล่าวถึง หลักการทำงานพื้นฐานของหัวใจ และรูปแบบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติ และรูปแบบการติดตั้งตัววัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบต่างๆ

บทที่ 3 กล่าวถึง หลักการทำงานพื้นฐานของระบบไหลเวียนโลหิต ระบบทางเดินหายใจ และรูปแบบการติดตั้งหัววัดค่าความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดแดง แบบต่างๆ

บทที่ 4 กล่าวถึง หลักการทำงานพื้นฐานของระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายตามมาตรฐาน IEEE 802.15.4 โดยใช้โมดูลชิป

บทที่ 5 นำเสนอ การออกแบบระบบเครือข่ายไร้สายมาตรฐาน IEEE 802.15.4 สำหรับแสดงผลและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

บทที่ 6 นำเสนอ การออกแบบระบบเครือข่ายไร้สายเครื่องแสดงผลและบันทึกค่าความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือดโดยใช้ชิป

บทที่ 7 เป็นบทสรุป ผลงานวิจัยที่ได้นำเสนอไว้ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ พร้อมทั้งข้อเสนอแนะในการทำวิจัยต่อ

ส่วนท้ายของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะเป็นภาคผนวก บทความวิจัยที่เกี่ยวข้องที่ได้รับการตีพิมพ์ คุณสมบัติประจำตัวไอซีที่สำคัญที่ใช้ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ และรหัสต้นฉบับหรือ (Source code) ของโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นโดยใช้ภาษาซี (C language) ที่ใช้ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

ภาคผนวก ก บทความวิจัยที่เกี่ยวข้องที่ได้รับการตีพิมพ์

ภาคผนวก ข รหัสต้นฉบับของโปรแกรมตรวจวัดแสดงผลและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ภาคผนวก ค รหัสต้นฉบับของโปรแกรมตรวจวัดแสดงผลและบันทึกค่าความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือด

ภาคผนวก ง คุณสมบัติประจำตัวไอซีที่สำคัญที่ใช้ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

เอกสารอ้างอิงบทที่ 1

- [1] IEEE Computer Society. **IEEE Standards 802.15.4** New York : The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc. 2003.
- [2] Sinem Coleri Ergen. **ZigBee/IEEE 802.15.4 Summary**. 2004.
- [3] Atmel Corporation. **IEEE 802.15.4 MAC User Guide**; San Jose : Atmel Corporation. 2006.
- [4] B. Sidhu, H. Singh, Amit Chhabra. “Emerging Wireless Standards – WiFi, ZigBee and WiMAX” **World Academy of Science, Engineering and Technology**, on. 25, 2007, pp.308-313.
- [5] L. Yumei, Z. Changli, Z. Ping. “The Temperature Humidity Monitoring System of Soil Based on Wireless Sensor Networks” **International Conference on Electric Information and Control Engineering (ICEICE)**, April. 2011, pp.1850-1853.
- [6] R. Singh, S. Mishra. “Temperature Monitoring in Wireless Sensor Network using ZigBee Transceiver Module” **International Conference on Power, Control and Embedded Systems (ICPCES)**, Nov.29-Dec.1. 2010, pp.1-4.
- [7] T. Liu, J. Liu, B. Liu. “Design of Intelligent Warehouse Measure and Control System Based on ZigBee WSN” **International Conference on Mechatronics and Automation**, August. 2010, pp.888-893.
- [8] W. Jian-Jian , W. Shuo “Wireless Sensor Network for Home Appliance Energy Management Based on ZigBee Technology” **The Ninth International Conference on Machine Learning and Cybernetics**, July 2010, pp.1041-1044.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [9] T. Defeng, L. Shixing, X. wujun, Z. Yongming. "A Fire Monitoring System in ZigBee Wireless Network" *International Conference on Cyber-Enabled Distributed Computing and Knowledge Discovery*, 2010, pp.48-51.
- [10] F. J. Fernandez-Luque., J. Zapata, R Ruiz. "A System for Ubiquitous Fall Monitoring at Home via a Wireless Sensor Network" *Annual International Conference of the IEEE EMBS*, September 2010, pp.2246-2249.
- [11] อรชร สุขศีล, วรรัตน์ อินทร์, บรรยงค์ รุ่งเรืองด้วยบุญ, ศุภชัย วรพจน์พิศุทธิ์. "การประยุกต์เทคโนโลยีเครือข่ายเซ็นเซอร์ไร้สายสำหรับผู้พิการ: แก้อั้วเซ็นคนพิการแบบปรับยีน" *การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 30 (EECON-30)*, ปีที่30, ตุลาคม 2550. หน้า 1045-1048.
- [12] กัมปนาท สุวรรณาวุธ, วันเฉลิม โปรา. "การพัฒนาเครือข่ายมิเตอร์วัดพลังงานไฟฟ้าตามมาตรฐาน ZigBee" *การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 32 (EECON-32)*, ปีที่ 32, ตุลาคม 2552. หน้า 935-938.
- [13] ดุษฎี ทวีวรรณบุญ, ชัชชัย คุณบัว. "การตรวจนับจำนวนยานพาหนะโดยแมกเนติกเซนเซอร์แบบแกนเดี่ยวบนเครือข่าย ZigBee" *ECTI-CARD 2009*, พฤษภาคม 2552. หน้า 271-276.
- [14] กัณวัฒน์ ไชยารัศมี, ชัชชัย คุณบัว. "ระบบติดตาม และระบุตำแหน่งของวัตถุในพื้นที่โล่ง โดยใช้เครือข่ายตรวจจับไร้สาย (ZigBee)" *การประชุมทางวิชาการเสนอผลงานวิจัยระดับบัณฑิตศึกษา ครั้งที่ 11*, 2553
- [15] ภาคภูมิ มโนยุทธ, มัลลิกา อุนหวิวรรณ์, วรณรัช สันตอมรทัต. "ระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สาย และการต่ออุปกรณ์เสริมเพื่อใช้ในสวนยางพารา" *ECTI-CARD 2010*, พฤษภาคม 2553. หน้า 1-6.
- [16] ธราธร ดรงค์พันธุ์. "บทฟื้นฟูวิชาการ การวัดสัญญาณชีพ" *วารสารเวชศาสตร์ฉุกเฉินไทย*, ฉบับที่ 3, กรกฎาคม – กันยายน 2552. หน้า 42-60.
- [17] วิลาวณิชย์ พิเชียรเสถียร. "Evidence Based Practice Information Sheets for Health Professionals" *The Joanna Briggs Institute*, vol 3, 1999, pp.1-6.
- [18] วสุ พันไพศาล, ปราโมทย์ วาดเขียน, จีรสุดา โกษียาภรณ์, ภัครกร ปานโพธิ์, ณรงค์ฤทธิ์ มณีจิระปรากฏ. "การตรวจสอบความผิดปกติในการทำงานของหัวใจเบื้องต้นด้วยการจำลอง

ความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณเสียงหัวใจสี่ตำแหน่ง” การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 31 (EECON-31), ปีที่31, ตุลาคม 2551. หน้า 1309-1312.

- [19] ภัคกร ปานโพธิ์, ณรงค์ฤทธิ์ มณีจิระปรการ, ปราโมทย์ วาดเขียน. “การแก้ปัญหาการตอบสนองทางความถี่ของการ์ดเสียงในการสร้างเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ” การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 30 (EECON-30), ปีที่30, ตุลาคม 2550. หน้า 1305-1308.
- [20] วสุ พันไพศาล, ปราโมทย์ วาดเขียน, จีรสุตา โกษิยาภรณ์, ณรงค์ฤทธิ์ มณีจิระปรการ. “วิธีการตรวจสอบความผิดปกติของหัวใจแบบใหม่โดยใช้เฟสสเปซของกรอบคลื่นเสียงหัวใจ” การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 32 (EECON-32), ปีที่32, ตุลาคม 2552. หน้า 1331-1334.
- [21] อารณ ธีรมงคลศรี, ชัญชนา ตั้งวงศ์สานต์, สุรพันธ์ สิทธิสุข. “การพัฒนาเครื่องวิเคราะห์หัวใจเด่นผิดจังหวะในเวลาจริง” การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 32 (EECON-32), ปีที่32, ตุลาคม 2552. หน้า 1367-1370.
- [22] วสุ พันไพศาล, ธัญลักษณ์ ดิษฐ์สูงเนิน, ปราโมทย์ วาดเขียน, จีรสุตา โกษิยาภรณ์. “ระบบประเมินความผิดปกติของหัวใจเบื้องต้นโดยอาศัยสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและกรอบสัญญาณเสียงหัวใจ” การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 30 (EECON-30), ปีที่ 30, ตุลาคม 2550. หน้า 1241-1244.
- [23] อนันต์ วงษ์จันทร์, ประสิทธิ์ จุลเสวีวงศ์. “การแสดงผลและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบ LAN” การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 31 (EECON-31), ปีที่31, ตุลาคม 2551. หน้า 1305-1308.
- [24] พุฒิพงศ์ เกิดพิพัฒน์, ศักดิ์ชัย ทิพย์จักขุรัตน์. “การประยุกต์ใช้งานโมดูลสื่อสารไร้สาย LWM-433H สำหรับการติดตั้งโนดไร้สาย” การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 31 (EECON-31), ปีที่31, ตุลาคม 2551. หน้า 657-660.
- [25] ปรีชา กอเจริญ, เต็มพงษ์ ศรีเทศ, เพชร นันทวิวัฒนา. “ระบบตรวจวัดพร้อมแจ้งเตือนอุณหภูมิและความชื้นในกองข้าวเปลือกแบบไร้สาย” การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 32 (EECON-32), ปีที่32, ตุลาคม 2552. หน้า 1195-1198.

- [26] ไกรสร อินทกรณ์, อติศร ลีลาสันติธรรม. “ศึกษาประสิทธิภาพการควบคุมหุ่นยนต์ไร้สายมาตรฐาน IEEE 802.11g โดยผ่าน Notenook” การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 30 (EECON-30), ปีที่30, ตุลาคม 2550. หน้า 1273-1276.
- [27] K. Janda, K. Chitsakul. “Portable ECG Monitor/Recorder with Wireless Data Transmission” The 31st Electrical Engineering Conference (EECON-31), no. 31, October 2008. pp. 1237-1240.
- [28] S. Chatterjee, A. Miller. BIOMEDICAL INSTRUMENTATION SYSTEMS. International Edition. New York : Delmar Cengage Learning. 2010. pp. 527-532.
- [29] ภาณุวัฒน์ ชันจา, สุรนนท์ น้อยมณี. “การพัฒนาโปรแกรมแสดงผลสัญญาณชีพหลายช่องสัญญาณ” การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 31 (EECON-31), ปีที่31, ตุลาคม 2551. หน้า 1249-1252.
- [30] P. Khumkaew, P. Muangjaroen, D. Puanhvan, Y. Wongsawat. “Multichannel EEG Monitoring System with Signal Quality Assessment” The 33rd Electrical Engineering Conference (EECON-33), no. 33, December 2010. pp. 1553-1556.
- [31] สุรนนท์ น้อยมณี, สมเกียรติ วัฒนศิริชัยกุล. “คอมพิวเตอร์ประยุกต์สำหรับวิศวกรรมชีวการแพทย์ในประเทศไทย” การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 31 (EECON-31), ปีที่31, ตุลาคม 2551. หน้า 1225-1228.
- [32] ธงชัย พจน์เสถียร, ดนุชา ประเสริฐสม, วรพงศ์ ตั้งศรีรัตน์. “ระบบเครือข่ายไร้สายมาตรฐาน IEEE 802.15.4 สำหรับแสดงผลและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ” การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 33 (EECON-33), ปีที่33, ธันวาคม 2553. หน้า 1549-1552.
- [33] ธงชัย พจน์เสถียร, ดนุชา ประเสริฐสม, วรพงศ์ ตั้งศรีรัตน์. “ระบบเครือข่ายไร้สายเครื่องแสดงผลและบันทึกค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดโดยใช้ Zigbee” การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 34 (EECON-34), ปีที่34, ธันวาคม 2554. หน้า 1157-1160.
- [34] Digi International, Inc. “XBee ZNet 2.5/XBee-PRO ZNet 2.5 OEM RF Modules.” November 2008. pp. 5-20.
- [35] MaxStream, Inc. “XBee/XBee-PRO OEM RF Modules.” 2007. pp. 4-33.

บทที่ 2

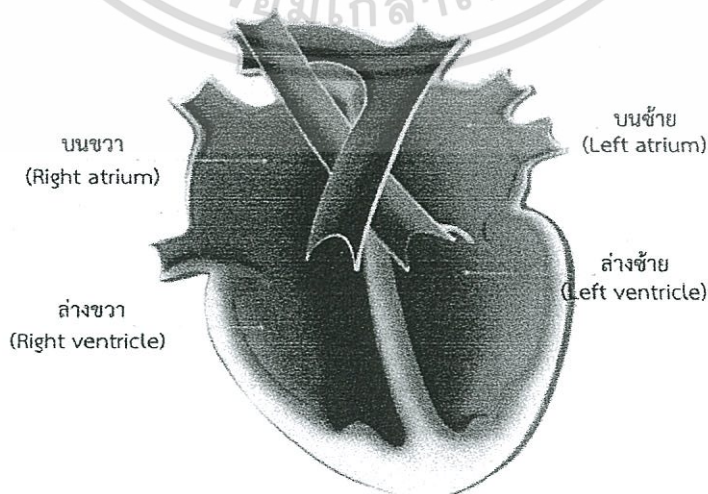
ทฤษฎีคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.1 กล่าวนำ

ในบทนี้เป็นการศึกษาการทำงานของหัวใจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยในส่วนของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะกล่าวถึง การนำไฟฟ้าภายในและลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้ อิเล็กโทรด ตลอดจนมาตรฐานเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.2 ระบบการทำงานของหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่มีความสำคัญอย่างยิ่ง เมื่อหัวใจเริ่มต้นทำงานก็จะทำงานตลอดไปโดยที่ไม่มีวันหยุดตราบเท่าที่ยังมีชีวิตอยู่โดยที่หัวใจของคนเราจะไม่เคยหยุดพัก จึงทำให้หัวใจเป็นอวัยวะที่มีความแข็งแรงมากทำหน้าที่เปรียบได้กับเครื่องสูบน้ำเครื่องปั้มน้ำหรือเครื่องปั้มเลือดไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกายซึ่งเป็นการไหลเวียนอัตโนมัติ และจะทำงานแบบนี้อยู่ตลอดเวลาตราบเท่าที่ร่างกายเรายังมีชีวิตอยู่ หัวใจของคนปกติแต่ละคนจะมีขนาดโดยประมาณเท่ากับกำปั้นของคนๆนั้น โดยหัวใจจะมี 4 ห้อง อยู่ในหัวใจด้านซ้ายและด้านขวา 2 ห้อง คือ ห้องบน และห้องล่าง ดังรูปที่ 2.1 หัวใจห้องบนขวาจะรับเลือดมาจากส่วนต่างๆของร่างกายจะเป็นเลือดสีแดงคล้ำ ซึ่งมีออกซิเจนน้อยและคาร์บอนไดออกไซด์สูงเลือดจะผ่านลิ้นหัวใจไปยังห้องล่างขวาแล้วถูกบีบให้ไหลออกจากหัวใจไปที่ปอดเพื่อทำการแลกเปลี่ยนแก๊สโดยการนำคาร์บอนไดออกไซด์ออกจากเลือดและเติมออกซิเจนให้เลือดทำให้เลือดมีสีแดงสดอีกครั้ง หลังจากนั้นเลือดจะไหลเข้าสู่หัวใจห้องบนซ้ายและไหลผ่านลิ้นหัวใจไปยังห้องล่างซ้ายเพื่อทำหน้าที่บีบเลือดออกจากหัวใจไปเลี้ยงร่างกาย ตามปกติหัวใจจะทำงานประมาณ 1-1.3 Hz หรือประมาณ 60-80 ครั้งต่อนาที [1]



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้เฉพาะเพื่อการศึกษานี้เท่านั้น โปรดอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 2.1 ส่วนต่างๆของหัวใจ
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3 ระบบนำไฟฟ้าของหัวใจ

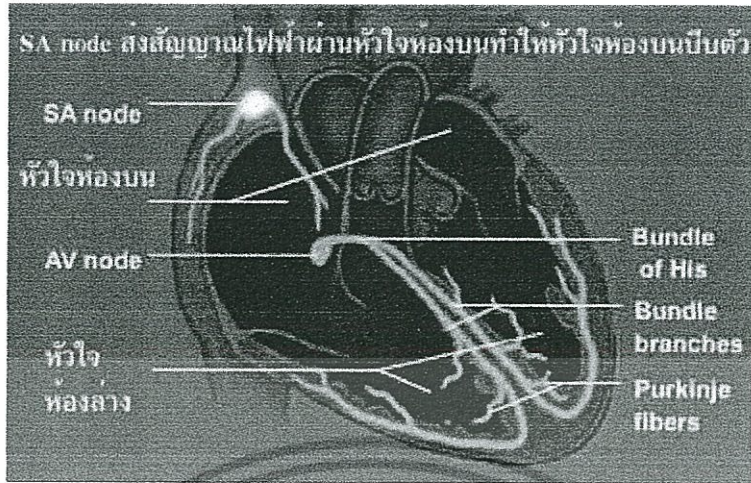
ระบบการทำงานต่างๆ ของมนุษย์นั้นเป็นสิ่งที่เกิดขึ้นจากการสั่งงานของสมองผ่านระบบประสาทโดยส่งไปตามเส้นประสาทต่างๆ และไปสู่เซลล์กล้ามเนื้อเหล่านั้น โดยที่หัวใจจะมีการบีบตัวจากหัวใจห้องบนลงสู่หัวใจห้องล่างแล้วตามด้วยการบีบตัวของหัวใจห้องล่างส่งเลือดต่อไป คุณสมบัติประการหนึ่งที่น่าสนใจของหัวใจ คือ การที่กล้ามเนื้อหัวใจสามารถ กระตุ้นการทำงานได้ด้วยตัวเอง โดยอาศัยระบบนำไฟฟ้า (Conduction system) ภายในผนังของหัวใจ โครงสร้างที่สำคัญของระบบนำไฟฟ้าของหัวใจได้แก่

ไซโนเอเทรียลโนด (Sinuatrial node) หรือเอสเอโนด (SA node) เป็นกลุ่มของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจที่มีการเปลี่ยนรูปไปเป็นเซลล์ของระบบนำไฟฟ้า โดยอยู่ในผนังของหัวใจห้องบนขวา ดังรูปที่ 2.2 (ก) เอสเอโนด ทำหน้าที่เป็นตัวเริ่มต้นในการส่งกระแสไฟฟ้าไปตามกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนด้านขวา

เอตริโอเวนตริคิวลาร์โนด (Atrioventricular node) หรือเอวีโนด (AV node) อยู่ระหว่างหัวใจห้องบนและห้องล่าง ดังรูปที่ 2.2 (ข) โดยจะรับกระแสไฟฟ้าที่ส่งมาตามหัวใจห้องบน แล้วจึงนำกระแสไฟฟ้าส่งลงไปยังหัวใจห้องล่างผ่านทางเส้นใยนำไฟฟ้าที่อยู่ใน ผนังกันหัวใจห้องล่างขวาและล่างซ้าย ซึ่งเรียกว่า บันเดิล ออฟ ฮิส (bundle of his) ดังรูปที่ 2.2 (ค) และนำกระแสไฟฟ้าเข้าสู่หัวใจห้องล่างทางเส้นใยปัวคินเจ (Purkinje fiber) นอกจากนี้ในกรณีที่เอสเอโนดไม่สามารถกระตุ้นหัวใจได้ เอวีโนดจะทำหน้าที่เป็นตัวเริ่มต้นแทน [2]

2.4 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

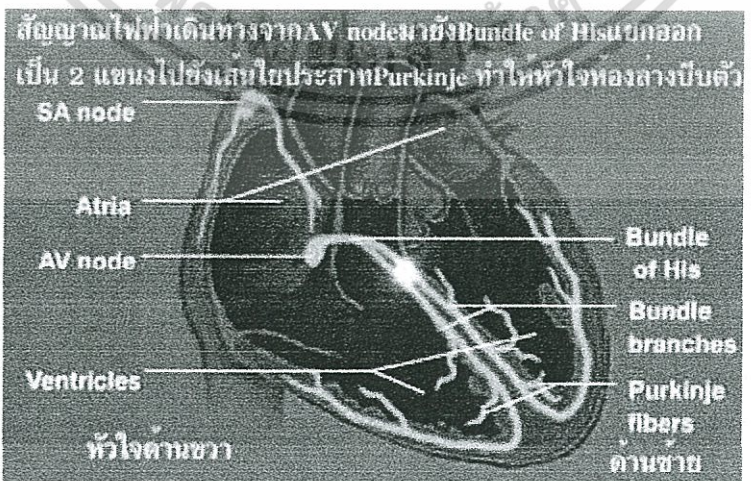
เซลล์หัวใจส่วนบนมีการเกี่ยวพันทางไฟฟ้ากับเซลล์ข้างเคียง ดังนั้นเมื่อเซลล์หนึ่งเกิดแตกตัวให้ประจุเซลล์ใกล้เคียงจะได้รับการกระตุ้นให้ปลดปล่อยประจุด้วยคลื่นของการปลดปล่อย ประจุจะกระจายไปทั่วหัวใจส่วนบนและในที่สุดเซลล์ทุกเซลล์ในหัวใจส่วนบนจะมีการแตกตัวทำให้ประจุหัวใจส่วนบนจะหดตัวคลื่นของการปลดปล่อยประจุซึ่งเกิดจากเซลล์จำนวนมากทำให้เกิดความต่างศักย์ไฟฟ้ามากพอที่จะวัดได้โดยใช้ขั้วไฟฟ้าวางบนผิวหนัง แรงดันที่วัดได้ด้วยวิธีนี้เรียกว่า สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram) หรือ อีซีจี (ECG) ในทำนองเดียวกันกับเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นในหัวใจห้องส่วนบน เซลล์ทั้งหมดที่เป็นองค์ประกอบของกล้ามเนื้อหัวใจห้องส่วนล่างทั้งสองจะมีความสัมพันธ์ทางไฟฟ้ากับเซลล์ข้างเคียงดังนั้นเซลล์ใดเซลล์หนึ่งในหัวใจส่วนล่างมีการแตกตัวของอนุภาคและให้ประจุออกมา และการหดตัวในหลายๆเซลล์ของหัวใจส่วนล่าง



(ก)

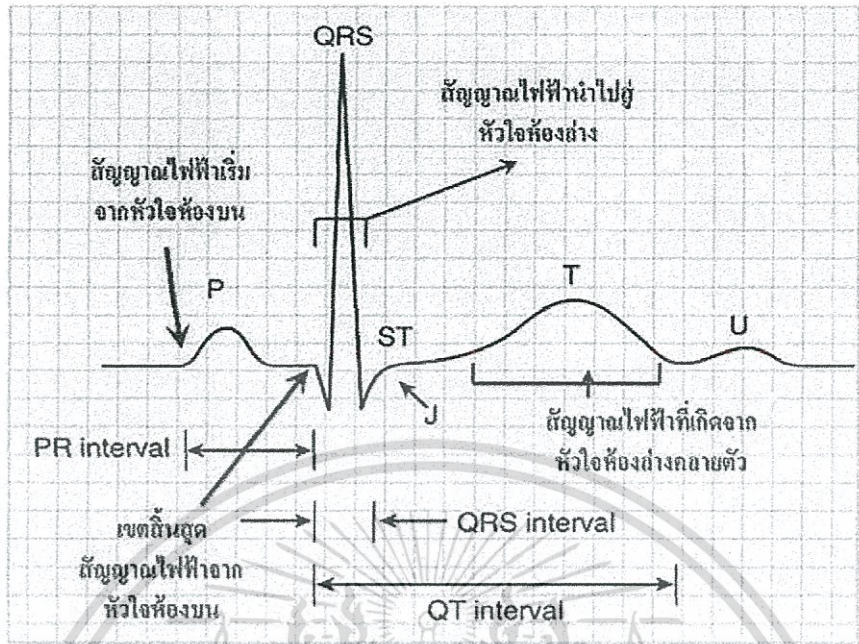


(ข)



(ค)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้ภายในเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 2.2 ระบบนำไฟฟ้าของหัวใจ
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.3 สัญญาณอีซีจีของคนปกติ

จากรูปที่ 2.3 แสดงสัญญาณอีซีจีของคนปกติโดยมีรายละเอียดต่างๆ ดังนี้ [3]-[4]

- สัญญาณ P (P wave) เกิดจากการทำงานของหัวใจบน มีคาบเวลาประมาณ 80-120 ms
- สัญญาณรวม QRS (QRS complex) เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องล่าง จะมีคาบเวลาประมาณ 80-100 ms และสัญญาณ R จะมีขนาดสูงที่สุด เนื่องจากหัวใจห้องล่างจะบีบโลหิตส่งไปยังทุกส่วนของร่างกาย ผ่านผนังของหัวใจห้องล่างจึงมีความหนาแน่นมากกว่าส่วนอื่นๆ ถ้าทำการนำขั้วไฟไปติดที่แขนขวาและแขนซ้าย หรือที่เรียกว่า Lead1 การที่สัญญาณ R มีขนาดสูงที่สุดเป็นเพราะผลรวมของศักดาไฟฟ้าทำงานของเซลล์จำนวนมาก
- สัญญาณ T (T wave) เกิดจากการคลายตัวของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างมีคาบเวลาประมาณ 200 ms และมีขนาดประมาณ 30% ของสัญญาณ R

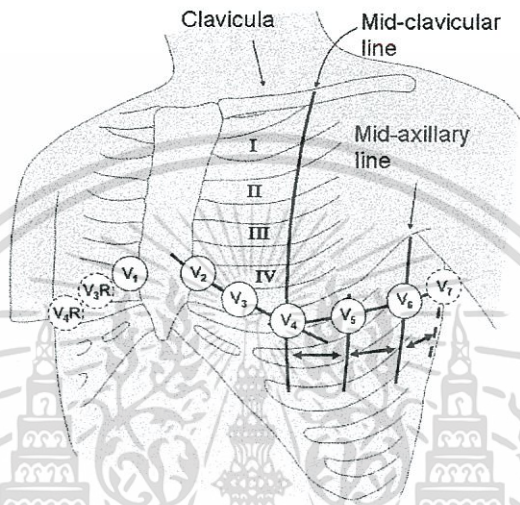
ตารางที่ 2.1 ช่วงเวลาต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ช่วงเวลาต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	ช่วงเวลาปกติ (s)	
	ค่าเฉลี่ย	ช่วงเวลา
ช่วงเวลาของ PR	0.18	0.12-0.20
ช่วงเวลาของ QR	0.08	ถึง 0.10
ช่วงเวลาของ QT	0.4	ถึง 0.43
ช่วงเวลาของ ST (คือ TQ-QRS)	0.32	ถึง 0.35

2.5 มาตรฐานการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

มาตรฐานการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นมีหลายแบบแบ่งตามมาตรฐาน (Standard leads) มี 12 ลีด (Lead) แบ่งออกได้ได้ 3 กลุ่ม [5] คือ

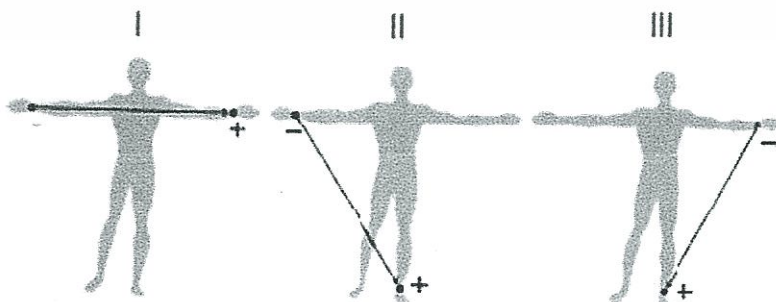
กลุ่มที่ 1 Chest Leads (V1-V6) เป็นการวัดสัญญาณบริเวณหน้าอก ดังรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.4 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Chest Leads (V1-V6)

กลุ่มที่ 2 Bipolar Limb Leads (I, II, III) ซึ่งเป็นการวัดความต่างศักย์ระหว่างสองตำแหน่ง โดยให้ตำแหน่งหนึ่งเป็นขั้วบวก และอีกตำแหน่งหนึ่งเป็นขั้วลบ ดังรูปที่ 2.5 โดยที่

- Lead I วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างแขนซ้าย (ขั้วบวก) กับ แขนขวา (ขั้วลบ)
- Lead II วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างขาซ้าย (ขั้วบวก) กับ แขนขวา (ขั้วลบ)
- Lead III วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างขาซ้าย (ขั้วบวก) กับ แขนซ้าย (ขั้วลบ)

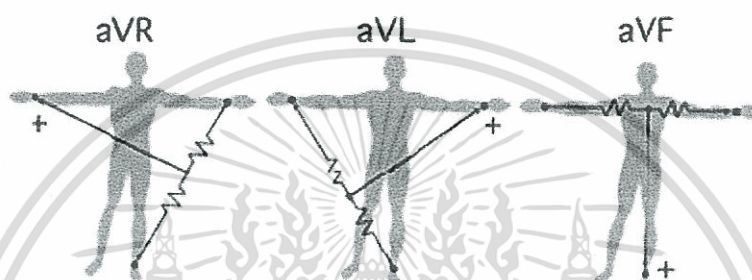


รูปที่ 2.5 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Bipolar Limb Leads (I, II, III)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กลุ่มที่ 3 Unipolar Limb Leads (aVR, aVL, aVF) คือ การวัดความต่างศักย์ระหว่างตำแหน่งหนึ่งที่เราเลือกเป็น อิเล็กโทรดเดี่ยว (single electrode) กับอีกตำแหน่งซึ่งถือว่าเป็นศักย์ไฟฟ้าเป็นศูนย์เราเรียกว่า อิเล็กโทรดอ้างอิง (reference electrode) ดังรูปที่ 2.6 โดยที่

- Lead aVR วัด Voltage ของแขนขวา เทียบกับอิเล็กโทรดอ้างอิงจากแขนซ้ายบวกขาซ้าย
- Lead aVL วัด Voltage ของแขนซ้าย เทียบกับอิเล็กโทรดอ้างอิงจากแขนขวากับขาซ้าย
- Lead aVF วัด Voltage ของขาซ้าย เทียบกับอิเล็กโทรดอ้างอิงจากแขนซ้ายบวกแขนขวา



รูปที่ 2.6 การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Unipolar Limb Leads (aVR, aVL, aVF)

2.6 อิเล็กโทรด

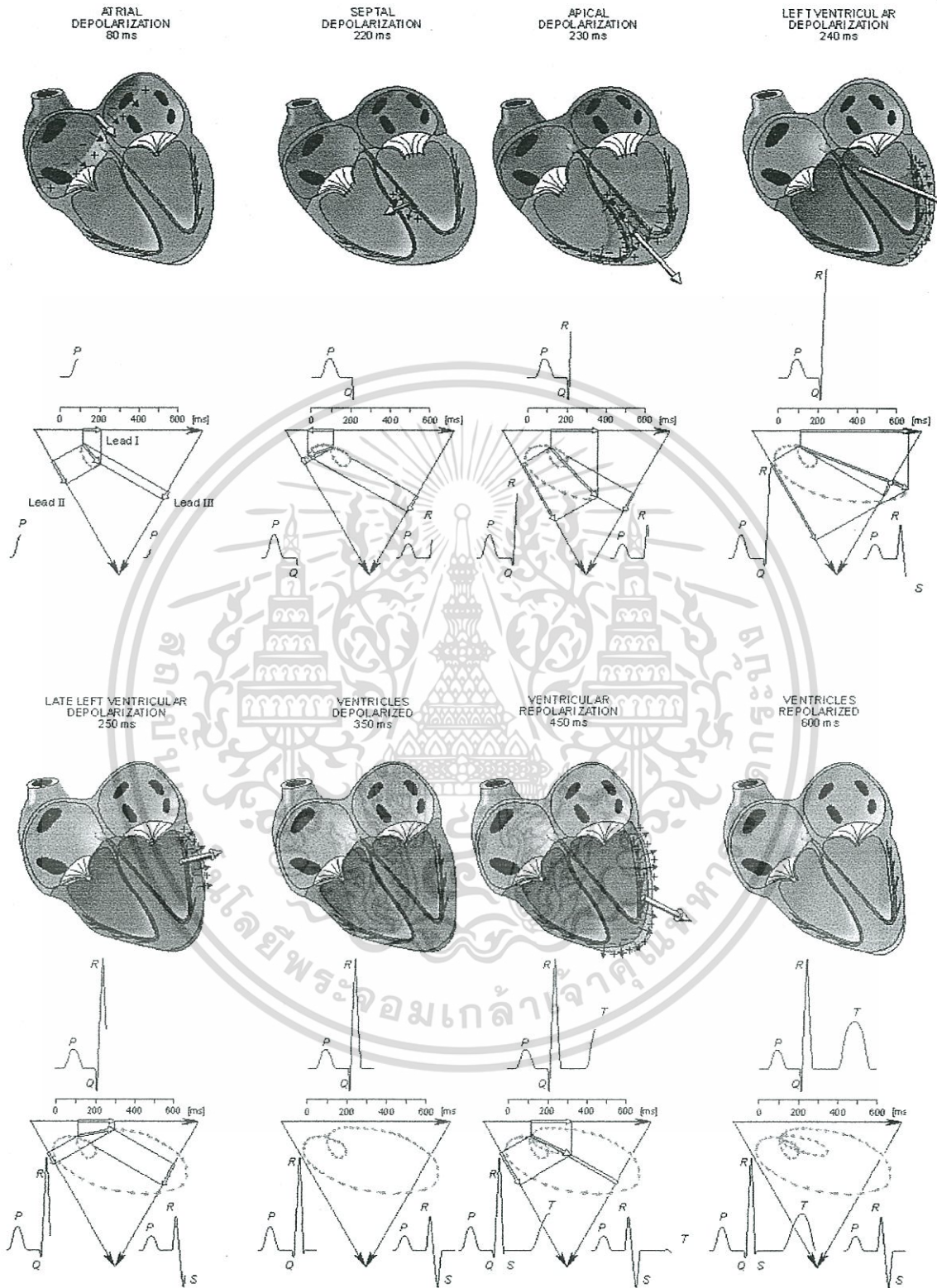
การจะวัดแรงดันไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าบนร่างกายจะต้องมีตัวเชื่อม นั่นก็คือ อิเล็กโทรด (electrode) ที่ทำหน้าที่เหมือนเป็นทรานสดิวเซอร์ เพราะในร่างกายมีการนำกระแสด้วยไอออน (ionic current) แต่ในเครื่องวัดจะมีการนำกระแสด้วยอิเล็กตรอน ดังนั้นอิเล็กโทรดต้องทำหน้าที่เปลี่ยนกระแสไอออน ให้เป็นกระแสไฟฟ้า โดยอะแกมการแปลงกระแสไอออนไปเป็นอิเล็กตรอนของอิเล็กโทรด โดยใช้สามเหลี่ยมไอโรเฟน [6] แสดงได้ดังรูปที่ 2.7

2.6.1 อิเล็กโทรดที่ปราศไรซ์และอิเล็กโทรดที่ไม่ปราศไรซ์

ตามทฤษฎีสามารถแบ่งอิเล็กโทรดออกได้เป็น 2 ชนิด [7] คือ

1. อิเล็กโทรดที่ปราศไรซ์อิเล็กโทรดชนิดนี้เมื่อผ่านกระแสไฟฟ้าเข้าไปจะไม่มีกระแสไฟฟ้าข้ามพื้นผิวด้านหน้าของอิเล็กโทรดและอิเล็กโทรดโลหะจะทำงานเหมือนเป็นตัวเก็บประจุไฟฟ้า
2. อิเล็กโทรดที่ไม่ปราศไรซ์เมื่อมีกระแสผ่านจะสามารถผ่านพื้นผิวด้านหน้าได้อย่างเสรีโดยไม่สูญเสียพลังงาน แต่เราไม่สามารถสร้างอิเล็กโทรดที่ปราศไรซ์และอิเล็กโทรดที่ไม่ปราศไรซ์ได้อย่างสมบูรณ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.7 ไดอะแกรมการแปลงกระแสไอออนไปเป็นอิเล็กทรอนิกส์โดยใช้สามเหลี่ยมไอโรเฟ่น

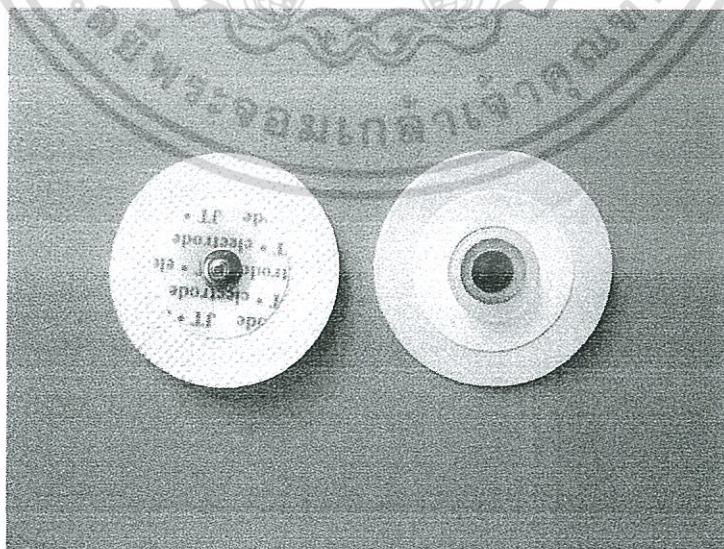
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6.2 คุณสมบัติของอิเล็กโทรด

เราจะพบว่าคุณสมบัติกระแสและแรงดันอิเล็กโทรดนั้นไม่เป็นเส้นตรง เพราะอิเล็กโทรดมีคุณสมบัติเฉพาะตัว คือ ความไวต่อกระแสที่ผ่านอิเล็กโทรด ถ้ามีความเข้มข้นของกระแสมากคุณสมบัติจะต่างไปจากเดิมและคุณสมบัติยังขึ้นกับรูปคลื่นไฟฟ้า ถ้าเป็นไซน์ต้องขึ้นกับความถี่ด้วยเพราะอิเล็กโทรดเหมือนมีความต้านทานและตัวเก็บประจุอยู่ด้วยเมื่อนำอิเล็กโทรดมาติดที่ผิวหนัง เราต้องพิจารณาพื้นหน้าระหว่างอิเล็กโทรด อิเล็กโทรไลต์ และผิวหนังด้วย เราใช้ครีมอิเล็กโทรไลต์ที่ประกอบด้วยคลอไรด์ไอออนหาก่อนที่จะติดอิเล็กโทรดเป็นตัวประสาน ปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อคุณสมบัติทางไฟฟ้าของผิวหนัง คือ เหงื่อและท่อของต่อมเหงื่อที่จะมีโซเดียมโพแทสเซียมและคลอไรด์ไอออนหลังจากต่อมเหงื่อ ทำให้เกิดความต่างศักย์ของรูของท่อเหงื่อกับผิวหนัง

2.6.3 อิเล็กโทรดแบบแผ่นที่ทำด้วยโพลีเมอร์

อิเล็กโทรดที่ใช้กันในการรับแรงดันไฟฟ้าทางชีววิทยาคืออิเล็กโทรดที่ทำด้วยโพลีเมอร์โดยการนำแผ่นโพลีเมอร์มาสัมผัสกับผิวหนัง และมักใช้ครีมอิเล็กโทรไลต์เชื่อมระหว่างกลางเพื่อทำให้มีการสัมผัสที่ดี ดังแสดงในรูปที่ 2.8 และเป็นอิเล็กโทรดที่ใช้งานได้รวดเร็วและใช้ครั้งเดียวทิ้งสำหรับเครื่องอีซีจี ใช้ปิดผิวหนังติดแขน หรือติดขาทั้งนี้เพื่อประหยัดเวลาและบุคลากรทางด้านนี้ อิเล็กโทรดนี้ประกอบด้วยพลาสติกที่ทำเป็นโพลีเมอร์ และมีแผ่นโลหะเงินติดอยู่ข้างหนึ่ง แผ่นเงินนี้อาจเคลือบด้วยซิลเวอร์คลอไรด์ ในการใช้งานนี้ ผู้ใช้เพียงแต่ทำความสะอาดผิวหนัง เปิดห่ออิเล็กโทรดดึงกระดาษที่ปิดอยู่แล้วกดอิเล็กโทรดลงบนผิวหนังทันที



รูปที่ 2.8 อิเล็กโทรดที่ทำมาจากโพลีเมอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

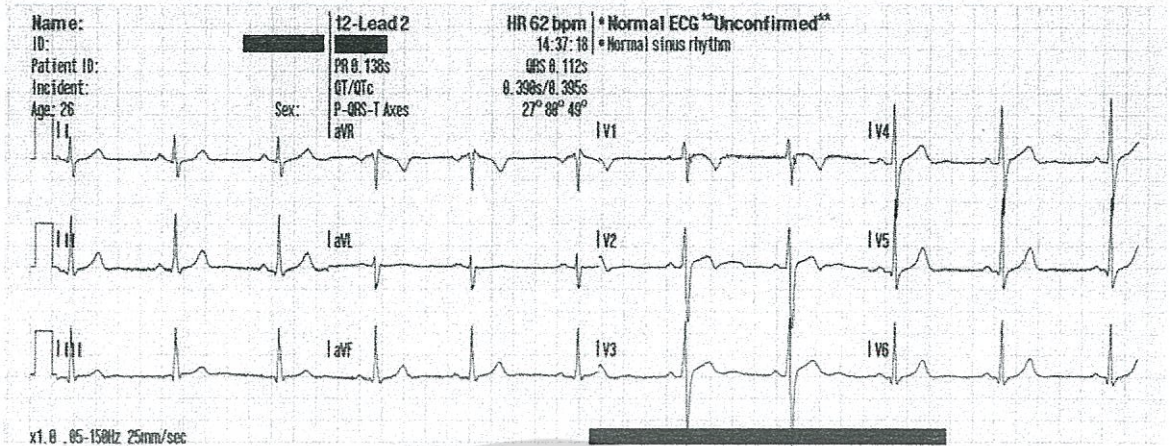
2.6.4 ข้อเสนอแนะในการใช้อิเล็กโทรดในทางปฏิบัติ

ในการใช้อิเล็กโทรดโพลีเมอร์สำหรับวัดแรงดันทางไฟฟ้าหรือกระตุ้นก็ติ จะต้องคำนึงถึงข้อปฏิบัติ 5 ประการดังต่อไปนี้ [8] คือ

1. ในการสร้างอิเล็กโทรดรวมทั้งสายไฟที่นำมาต่อ โดยเฉพาะส่วนที่จะต้องสัมผัสกับเนื้อเยื่อของร่างกาย ควรเป็นวัสดุชนิดเดียวกันตลอด เมื่อใช้วัสดุอย่างสาม เช่นวัสดุที่ใช้ในการเชื่อมก็ควรจะใช้ฉนวนหุ้มไว้ไม่ให้สัมผัสกับเนื้อเยื่อหรืออิเล็กโทรไลต์ของร่างกาย โลหะต่างชนิดกันไม่ควรนำมาสัมผัสกันเพราะจะมีแรงดันไฟฟ้าครึ่งเซลล์ต่างกัน นอกจากนี้เมื่อสัมผัสกับอิเล็กโทรไลต์ก็จะทำให้มีปฏิกิริยาเคมีไฟฟ้าเกิดขึ้น เป็นผลให้มีโพลาไรเซชันเพิ่มเติม และมักทำให้อิเล็กโทรดอันหนึ่งถูกกัดกร่อนไป ปัจจัยนี้ทำให้แรงดันไฟฟ้าครึ่งเซลล์มีเสถียรภาพน้อย ทำให้เพิ่มการรบกวนทางไฟฟ้าของอิเล็กโทรดได้
2. เมื่อใช้อิเล็กโทรดคู่ใดคู่หนึ่งสำหรับวัดแรงดันไฟฟ้าในร่างกาย ควรใช้อิเล็กโทรดที่ทำด้วยวัสดุอย่างเดียวกันเนื่องจากครึ่งเซลล์แรงดันไฟฟ้าที่เกิดขึ้นมีค่าเท่ากัน ดังนั้นแรงดันไฟตรงที่ป้อนเข้าไปยังอินพุตของวงจรรขยาย (amplifier) จะได้มีค่าน้อยมาก อันเป็นการทำให้การอิ่มตัวของวงจรรขยายไม่เกิดขึ้นโดยเฉพาะเมื่อวงจรรขยายที่ใช้มีอัตราขยายสูงมาก
3. อิเล็กโทรดที่ติดบนผิวหนังมักจะหลุดง่าย อย่างไรก็ตาม ปัญหาเหล่านี้จะเกิดขึ้นถ้าอิเล็กโทรดได้รับการออกแบบที่ดี เส้นลวดที่ต่อออกมาจากอิเล็กโทรดควรจะอ่อนตัวได้มากแต่ต้องแข็งแรงจุดต่อของเส้นลวดที่เข้าไปยังแผ่นอิเล็กโทรดมักจะหลุดง่าย เนื่องมาจากการโค้งงอของเส้นลวดที่มีอยู่เรื่อยๆ จะคำนึงถึงข้อนี้ด้วยเสมอในการออกแบบ
4. อิเล็กโทรดมักถูกใช้ในสภาวะแวดล้อมที่มีความชื้นสูง ฉนวนของอิเล็กโทรดเหล่านี้มักทำด้วยวัสดุจากพอลิเมอร์ ซึ่งสามารถดูดน้ำได้ดีเมื่อใช้ไปนานๆ
5. การใช้วงจรรขยายที่มีค่าอิมพีแดนซ์อินพุตสูงๆ จะทำให้การบันทึกโพลีได้ผลดี แต่ถ้าค่าอิมพีแดนซ์อินพุต ของวงจรรขยายมีค่าไม่สูงพอ นอกจากจะได้สัญญาณที่มีความถี่สูงลดลงแล้วยังมีรูปร่างผิดเพี้ยนไปอีกด้วย

2.7 คุณสมบัติเฉพาะทางของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คณะกรรมการการตรวจเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของสมาคมโรคหัวใจแห่งประเทศไทย สหรัฐอเมริกา เมื่อปี ค.ศ.1975 ได้ให้ข้อเสนอแนะสำหรับเครื่องวัดสัญญาณอีซีจี มาตรฐานที่ใช้เขียนโดยตรงบนกระดาษที่ออกแบบมาเฉพาะสำหรับการบันทึกผลการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Pipberger) ดังรูปที่ 2.9 โดยข้อเสนอแนะดังกล่าวมีรายละเอียดดังต่อไปนี้



รูปที่ 2.9 ผลการวัดจากเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนกระดาษมาตรฐานสำหรับการบันทึก

1. ความแม่นยำ (Precision) และความผิดเพี้ยน (Distortion) เป็นคุณสมบัติที่สำคัญของเครื่องวัดสัญญาณอ็ีซีจี การเบี่ยงเบนไปจากความถูกต้องควรมีค่าน้อยกว่า 5% เมื่อทำการบันทึกบนกระดาษด้วยความสูง 5 mm ความต้องการนี้ครอบคลุมคลื่นไฟฟ้าที่มีความถี่ระหว่าง 0.05 Hz-100 Hz
2. เครื่องวัดสัญญาณอ็ีซีจี ต้องสามารถขยายสัญญาณได้ในช่วงกว้าง (Input range) คือ ช่วงที่มีความสูงได้ถึง 10 mV
3. อิมพีแดนซ์อินพุตระหว่างอิเล็กโทรดกับพื้นดิน ควรมีค่าน้อยกว่า 5 M Ω ในระหว่างการวัดนั้น อิเล็กโทรดทุกอันควรจะทำให้การต่อลงดินให้หมดเครื่องวัดสัญญาณอ็ีซีจี ไม่ควรให้มีกระแสไฟฟ้ามากกว่า 10 μ A ไหลผ่านผู้ป่วย
4. เครื่องวัดสัญญาณอ็ีซีจี ควรปรับอัตราขยาย (Gain) ได้ สามค่าคือ 5, 10 และ 20 mm/mV
5. ผลตอบสนองความถี่ (Frequency response) ของเครื่องวัดสัญญาณอ็ีซีจี ควรมีช่วงความถี่ตั้งแต่ 0.14 ถึง 25Hz
6. อัตราส่วนการตัดสัญญาณโหมดร่วม (Common Mode Rejection Ratio, CMRR) ในทุกตำแหน่งของสวิทช์ที่ใช้เลือกสายต่อเมื่อปรับตั้งกำลังขยายเครื่องบันทึกไว้ที่ 10 mm/mV และสายต่ออิเล็กโทรดทั้งหมดเข้ากับไฟฟ้าสลับ 50 Hz 220 V พร้อมกับสายอีกข้างหนึ่งลงดิน ส่วนสายอีกข้างหนึ่ง ต่อกับจุดรวมของสายอิเล็กโทรดทั้งหมด จะนำไปต่ออนุกรมกับตัวเก็บประจุ 22 pF ผลที่ได้นั้น ไม่ควรจะมีการเบี่ยงเบน ของเข็มมากกว่า 20 mm ข้อกำหนดเฉพาะนี้ยังคงใช้ได้อยู่ เมื่อต่ออิมพีแดนซ์ 100 K Ω แบบอนุกรมกับสายอินพุต
7. เครื่องวัดสัญญาณอ็ีซีจี ควรมีแรงดันไฟฟ้ามากกว่า 1 mV สำหรับการปรับเทียบค่ากำลังขยายของเครื่อง (Calibration)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้เพื่อการศึกษานี้เท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะในรูปแบบใดก็ตาม อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

8. ความเร็วของกระดาษบันทึกมาตรฐาน (Chart speed) ควรเป็น 25 mm/s นอกจากนั้นควรมีความเร็วสูงกว่าด้วย คือ ความเร็ว 50 mm/s ความแม่นยำของความเร็วควรมีค่า 2%
9. อิมพีแดนซ์เอาต์พุต (Output impedance) ควรมีค่าน้อยกว่า 100 Ω เอาต์พุตสูงสุดควรมีค่า 1 V
10. อุปกรณ์ที่ทำเครื่องหมาย (Even marker) ควรจะมีไว้ในเครื่องวัดสัญญาณอีซีจี สำหรับให้ผู้ใช้ทำเครื่องหมายเมื่อทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิงบทที่ 2

- [1] อรกัญญ์ ภูมิโคกรักษ์. ระบบร่างกายมนุษย์. กรุงเทพมหานคร : สำนักพิมพ์เอ็นไอเอส. 2537.
- [2] เจริญลาภ อุทานปทุมรส. "การทำงานของหัวใจ". [Online]. Available : <http://www.Thaiheartclinic.com/data2.asp>. 2005.
- [3] G. D. Baura. *Medica Device Technologies A System Based Overview Using Engineering Standards*. ACADEMIC PRESS. 2012.
- [4] M. J. Shea. "Standard ECG Components". [Online]. Available : http://www.merckmanuals.com/professional/cardiovascular_disorders/cardiovascular_tests_and_procedures/electrocardiography_ecg.html#v931664. 2009.
- [5] S. Chatterjee, A. Miller. *Biomedical Instrumentation Systems*. DELMAR CENGAGE Learning. New York. 2010.
- [6] J. Malmivuo, R. Plonsey, "Bioelectromagnetism Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields". [Online]. Available : <http://www.bem.fi/book/00/tx.htm>. 1995.
- [7] ต่อชาติ ลิ้มพงษ์, ทยาภรณ์ ทองชั้น. "เครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ" ปริญญาโทวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมระบบควบคุม สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง. 2548.
- [8] L. Street. *Introduction to Biomedical Engineering Technology*. CRC Press Taylor & Francis Group. 2012.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

ระบบทางเดินหายใจและการแลกเปลี่ยนก๊าซ

3.1 กล่าวนำ

ระบบทางเดินหายใจ เป็นระบบที่ทำให้ร่างกายของเรามีการแลกเปลี่ยนก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ และก๊าซออกซิเจนในเลือดกับอากาศที่เราหายใจเข้าไป โดยระบบทางเดินหายใจจะมีความสัมพันธ์กับระบบของหัวใจและหลอดเลือด ทำให้เราสามารถดำรงชีวิตได้อย่างปกติ เมตาบอลิซึม (Metabolism) คือ กระบวนการที่เกี่ยวข้องกับปฏิกิริยาทางชีวเคมีทุกชนิดในร่างกาย อัตราการหายใจจะมีความสัมพันธ์กับเมตาบอลิซึม กล่าวคือ สิ่งมีชีวิตที่มีอัตราการหายใจมาก แสดงว่าต้องใช้พลังงานในการดำรงชีพมาก ดังนั้นอัตราเมตาบอลิซึมจะสูงตามไปด้วย

3.2 โครงสร้างของระบบทางเดินหายใจ

ระบบทางเดินหายใจจะประกอบไปด้วยเนื้อเยื่อ และอวัยวะตั้งแต่รูจมูก โพรงจมูก ลงไปยังคอหอย กล่องเสียง ท่อลมและ ปอดทั้งด้านซ้ายและด้านขวาทั้งสองด้าน ภายในปอดประกอบด้วยหลอดลมที่แยกออกจากท่อลม ยิ่งลึกลงไปหลอดลมจะยิ่งแคบและจะแตกแขนงมากขึ้น โดยหลอดลมที่เริ่มแยกออกจะเรียกว่าหลอดลมประธาน จนกระทั่งถึงหลอดลมฝอยหายใจ ที่หลอดลมฝอยหายใจนี้จะมีถุงลมเรียงตัวกันเป็นแนวโดยตลอดและบริเวณที่มีถุงลมอยู่นี้จะกินพื้นที่ส่วนใหญ่ของปอด โดยสรุประบบทางเดินหายใจ คือ บริเวณตั้งแต่รูจมูกจนถึงถุงลมนั่นเอง

3.3 กระบวนการในการหายใจ

กระบวนการในการหายใจมีโครงสร้างกระดูกส่วนอกและ กล้ามเนื้อบริเวณอกเป็นตัวช่วย ขณะหายใจเข้า กล้ามเนื้อหลายมัดหดตัวทำให้ทรวงอกขยายออกไปข้างหน้า และยกขึ้นบน ในเวลาเดียวกันกระบังลมจะลดต่ำลง การกระทำทั้งสองอย่างนี้ทำให้โพรงของทรวงอกขยายใหญ่มากขึ้น เมื่อกล้ามเนื้อหยุดทำงานและหย่อนตัวลง ทรวงอกจะยุบลงและความดันในช่องท้องจะดันกระบังลมกลับขึ้นมาอยู่ในลักษณะเดิม กระบวนการเช่นนี้ทำให้ความดันในปอดเพิ่มขึ้น เมื่อความดันภายในปอดสูงกว่าความดันของบรรยากาศภายนอก อากาศจะถูกดันออกจากปอด ในทางตรงกันข้ามกันเมื่อความดันภายในปอดต่ำกว่าความดันของบรรยากาศภายนอก อากาศก็จะไหลเข้าสู่ภายในปอด

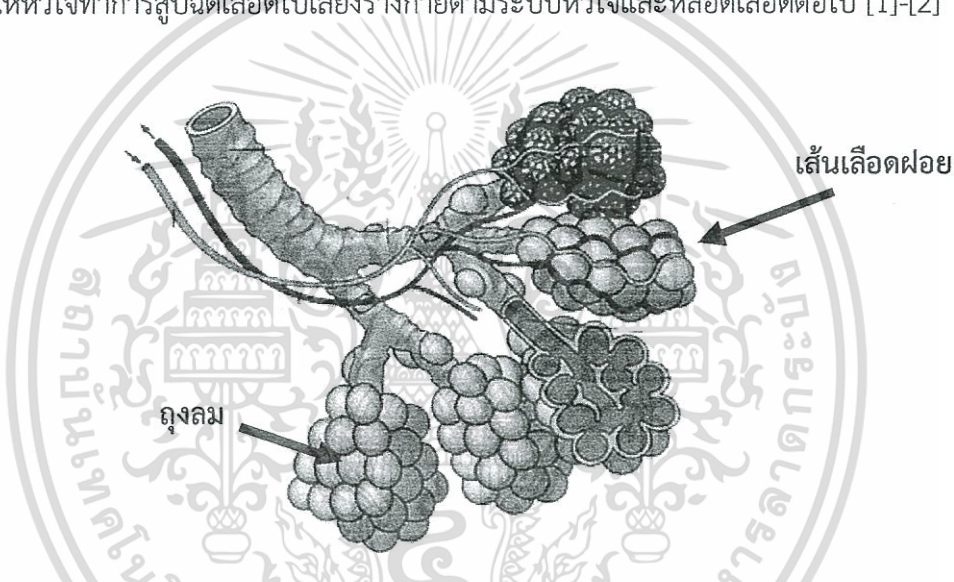
ดังนั้นจึงสรุปได้ว่าปัจจัยหลักที่ทำให้อากาศมีการเคลื่อนที่เข้าออกจากปอดได้นั้น เกิดจากความดันภายในปอดที่แตกต่างกัน โดยอัตราการหายใจของคนปกติจะมีการหายใจ 12 – 20 ครั้งต่อ นาที โดยอัตราการหายใจจะเพิ่มสูงขึ้นเมื่อเราออกกำลังกาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้บางส่วนและสงวนสิทธิ์ในเนื้อหาบางส่วน ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

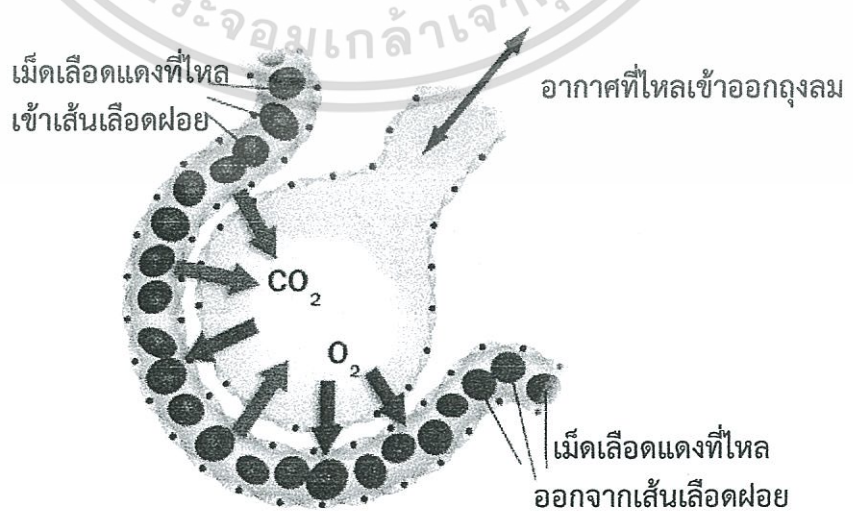
3.4 การแลกเปลี่ยนก๊าซที่ถุงลมภายในปอด

เมื่อเราหายใจเข้าอากาศภายนอกจะเข้าสู่อวัยวะต่างๆในระบบหายใจไปยังถุงลมในปอดที่ผนังของถุงลมจะมีหลอดเลือดแดงฝอยติดอยู่เป็นจำนวนมากดังรูปที่ 3.1 ดังนั้นบริเวณนี้ของปอดจึงเป็นบริเวณที่ทำหน้าที่แลกเปลี่ยนก๊าซออกซิเจนกับก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ระหว่างเม็ดเลือดแดง โดยที่ออกซิเจนจะไหลผ่านผนังนี้เข้าสู่เม็ดเลือดแดง และคาร์บอนไดออกไซด์ก็จะออกจากเม็ดเลือดแดงผ่านผนังนี้ออกมาสู่ถุงลม เมื่อเราทำการหายใจออกก็จะเป็นการนำก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ ออกจากปอดสู่อากาศภายนอกดังแสดงในรูปที่ 3.2

เลือดที่มีการแลกเปลี่ยนก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์กับก๊าซออกซิเจนแล้ว จะไหลจากปอดเข้าสู่หัวใจเพื่อให้หัวใจทำการสูบฉีดเลือดไปเลี้ยงร่างกายตามระบบหัวใจและหลอดเลือดต่อไป [1]-[2]



รูปที่ 3.1 ถุงลมและเส้นเลือดฝอยภายในปอด



รูปที่ 3.2 การแลกเปลี่ยนก๊าซภายในถุงลม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับครูผู้ใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่ควรนำข้อมูลไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.5 การวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง

ในอดีตสมัยที่ยังไม่มีการนำเอาอุปกรณ์ตรวจวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง (Pulse oximetry, SpO₂) มาใช้นั้น แพทย์ผู้ให้การรักษาผู้ป่วยมักจะต้องวินิจฉัยสภาวะการได้รับออกซิเจนไม่เพียงพอ หรือสภาวะการขาดออกซิเจนด้วยการตรวจร่างกายร่วมกับการเจาะเลือด เพื่อส่งตรวจวัดก๊าซออกซิเจนในเลือด แต่ก็มีข้อจำกัดคือ เป็นวิธีการที่ต้องมีการลูกล้ำเข้าไปในร่างกายผู้ป่วย (Invasive) ทำให้ผู้ป่วยเจ็บตัว และยังไม่สามารถที่จะทำการวัดหรือติดตามผลได้ต่อเนื่องตลอดเวลา ในเวลาต่อมาจึงได้มีการคิดค้นอุปกรณ์ตรวจวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง ซึ่งสามารถตรวจวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดได้โดยไม่ต้องเจาะเลือด และยังสามารถวัดแบบต่อเนื่องได้ตลอดเวลา จึงเป็นสิ่งที่ทำให้ได้รับความนิยมมากในปัจจุบัน [3]-[4]

3.5.1 ฮีโมโกลบิน ชนิดต่างๆ ที่ถูกตรวจวัด

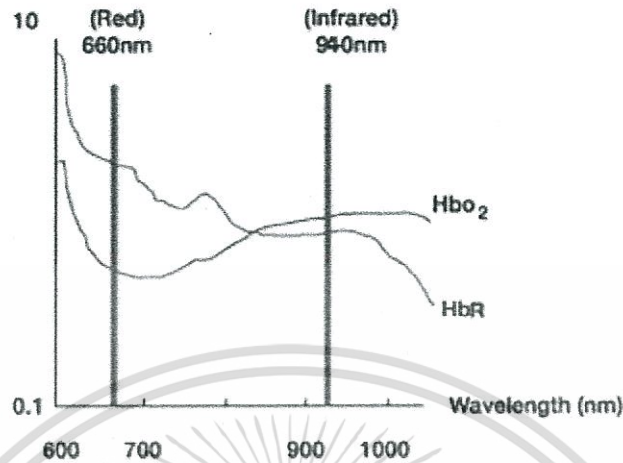
1. ฮีโมโกลบิน (Hemoglobin) ที่จับตัวอยู่กับก๊าซออกซิเจนในเลือดซึ่งเรียกว่า ออกซิฮีโมโกลบิน (Oxyhemoglobin, HbO₂)
2. ฮีโมโกลบิน ที่จับตัวอยู่กับก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ ซึ่งเรียกว่า ดีออกซิฮีโมโกลบิน (Deoxyhemoglobin, HbR)

3.5.2 หลักการทำงานของ การวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด

วิธีการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (Pulse oximetry) โดยใช้สเปกโตรโฟโตเมตรี (Spectrophotometry) อาศัยหลักการที่ว่าสารแต่ละชนิดจะมีย่านการดูดกลืนคลื่นแสง (Absorption spectrum) แตกต่างกัน เช่น ฮีโมโกลบินที่จับตัวอยู่กับออกซิเจนในเลือดจะดูดซับคลื่นแสงสีแดงในช่วงความยาวคลื่น 600-750 nm และฮีโมโกลบินที่ไม่จับตัวกับออกซิเจนในเลือดจะดูดซับคลื่นแสงอินฟราเรดในช่วงความยาวคลื่น 850-1000 nm ดังรูปที่ 3.3 [3]-[4] โดยอาศัยการที่คลื่นแสงทั้งสองชนิดเดินทางผ่านนิ้วไปตกกระทบกับตัวรับแสง จากนั้นจะทำการคำนวณหาอัตราส่วน (R) ของการดูดซับคลื่นแสงดังกล่าวสัมพันธ์ต่อไปนี้ [4]-[6]

$$R = \left(\frac{AC_{RED} / DC_{RED}}{AC_{IR} / DC_{IR}} \right) \quad (3.1)$$

ผลจากการคำนวณที่ได้จากสมการ (3.1) จะนำไปเปรียบเทียบกับค่าเปอร์เซ็นต์ SpO₂ ดังรูปที่ 3.4 [5]-[6] โดยที่ AC คือสัญญาณคลื่นแสงช่วงที่มีเลือดไหลผ่านตามการบีบตัวของหัวใจและ DC คือสัญญาณคลื่นแสงช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่าน โดยที่ AC_{RED} และ DC_{RED} คือสัญญาณคลื่นแสงสีแดงช่วง AC และ DC ส่วน AC_{IR} และ DC_{IR} คือ สัญญาณคลื่นแสงอินฟราเรดในช่วง AC และ DC ตามลำดับ



รูปที่ 3.3 กราฟการดูดซับคลื่นแสงของ HbO_2 และ HbR



รูปที่ 3.4 กราฟเปรียบเทียบการหาค่า SpO_2

3.5.3 ชนิดของเครื่องตรวจวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง

ในปัจจุบันเครื่องตรวจวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงมีอยู่ สองชนิด คือ

1. วิธี Hemoximetry หรือ Co-oximetry คือ จะใช้แสงที่มีความยาวคลื่นแตกต่างกัน 3-4 ความยาวคลื่น ในการตรวจวัด ดังนั้นจึงสามารถวัดความเข้มข้นของฮีโมโกลบินได้หลายชนิดพร้อมๆ กัน แต่การวัดด้วยวิธีนี้เป็นวิธีที่จะต้องมีการกลุ่ล้าเข้าไปในร่างกายผู้ป่วย เพราะต้องเจาะเลือด

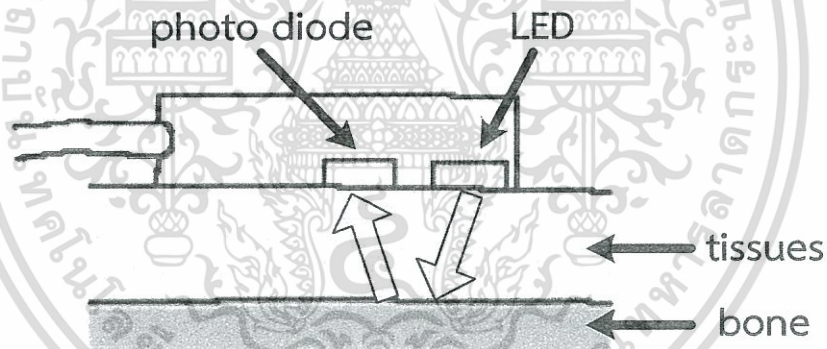
2. วิธี Pulse oximetry เป็นวิธีที่ไม่ต้องกลุ่ล้าเข้าไปในร่างกายผู้ป่วย (Non-invasive) ซึ่งสามารถวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดโดยอาศัยแสง 2 ความยาวคลื่น คือ 660 nm และ แสง 940nm กสารที่ส่งมไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.5.4 ลักษณะการติดตั้งหัววัดค่าความอืดตัวของออกซิเจนในเลือดแดง

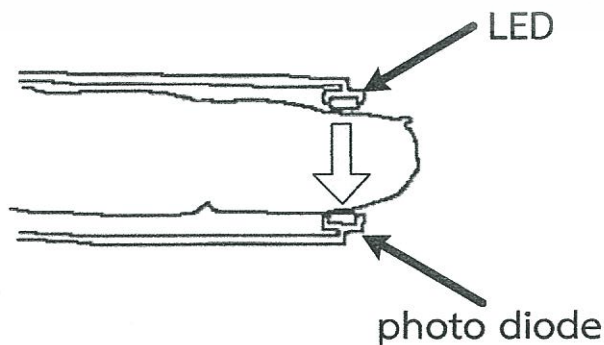
ลักษณะการติดตั้งหัววัดค่าความอืดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงที่มีการใช้งานอยู่ในปัจจุบันนี้ จะมีการติดตั้งอยู่สองลักษณะ [7]-[8] คือ

1. การวัดความเข้มข้นของออกซิอีโมโกลบิน โดยวัดปริมาณแสงที่สะท้อนออกมาจากเนื้อเยื่อ (Reflectance, RPO) ดังแสดงในรูปที่ 3.5 แต่ไม่เป็นที่นิยมเนื่องจากแสงที่ทำการวัดไม่ต้องเดินทางผ่านกระดูกจึงทำให้สามารถวัดค่าความอืดตัวของออกซิเจนในเลือดแดงได้แม่นยำ มีราคาแพง ขนาดใหญ่ และใช้ได้เฉพาะในผู้ป่วยที่มีน้ำหนักมากกว่า 40 กิโลกรัมขึ้นไป

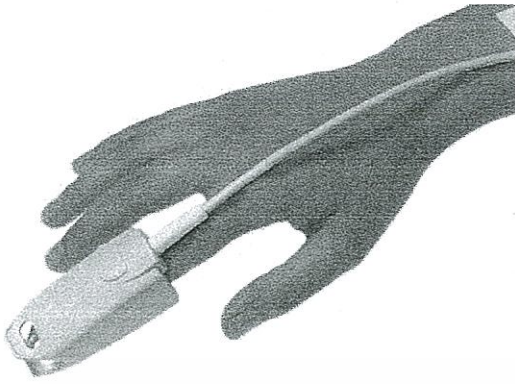
2. การวัดความเข้มข้นของออกซิอีโมโกลบิน โดยทำการวัดปริมาณแสงที่เดินทางผ่านเนื้อเยื่อต่างๆ ของร่างกาย (Transmittance, TPO) ดังแสดงในรูปที่ 3.6 โดยวิธีนี้จะทำการวัดแสงที่เดินทางผ่านเนื้อเยื่อต่างๆ ของร่างกายแล้ว แสงยังต้องเดินทางผ่านกระดูกอ่อนอีก จึงทำให้ค่าที่วัดได้มีความคลาดเคลื่อนไม่แม่นยำเท่าแบบการสะท้อนออกมาจากเนื้อเยื่อ แต่การวัดด้วยวิธีนี้เป็นที่นิยมใช้อย่างมาก เนื่องจากมีราคาที่ถูกกว่า และใช้ได้กับผู้ป่วยโดยไม่มีน้ำหนักเข้ามาเกี่ยว



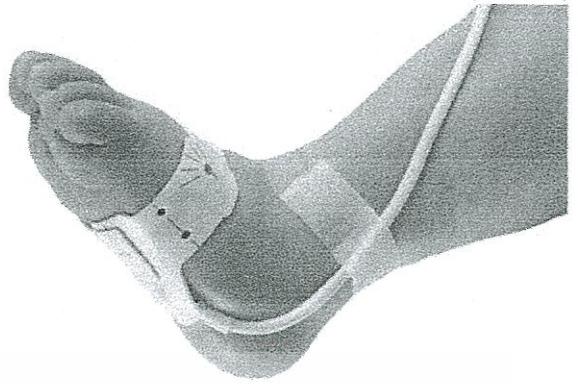
รูปที่ 3.5 โพรบวัดแบบแสงสะท้อนจากเนื้อเยื่อ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับรูปที่ 3.6 โพรบวัดแบบแสงเดินทางผ่านเนื้อเยื่อให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



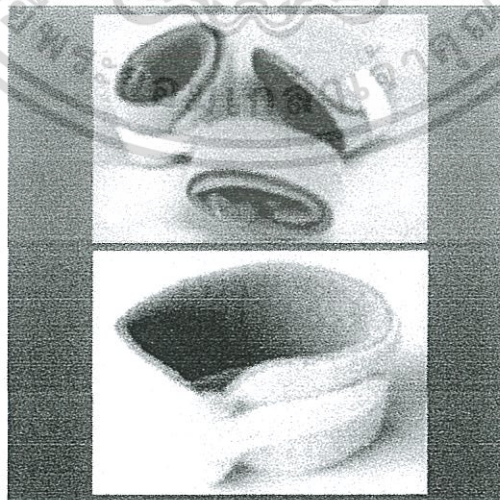
(ก)



(ข)



(ค)



(ง)

เอกสารนี้เป็นเอกสารรูปที่ 3.7 โพรบวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงแบบต่างๆ ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.5.5 ประเภทของโพรบวัดค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดแดง

รูปที่ 3.7 แสดงโพรบวัดค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดแดงแบบต่างๆ โดยที่เราสามารถแยกประเภทของโพรบวัดค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดแดง ได้โดยแยกตามการใช้งานได้ดังนี้ [9]

1. โพรบวัดแบบใช้สวมที่ปลายนิ้ว (Finger-Clip Probe) ดังรูปที่ 3.7 (ก)
2. โพรบวัดแบบใช้ในเด็กเล็กและทารกแรกเกิด (Y- Probe) ดังรูปที่ 3.7 (ข)
3. โพรบวัดแบบใช้สวมติดที่หู (Ear-lobe Probe) ดังรูปที่ 3.7 (ค)
4. โพรบวัดแบบใช้ติดที่หน้าผากหรือเหนือคิ้ว (Forehead Probe) ดังรูปที่ 3.7 (ง)
5. โพรบวัดแบบสายรัด (Wrap Tape) ดังรูปที่ 3.7 (จ)



เอกสารอ้างอิงบทที่ 3

- [1] อรกัญญา ภูมิโคกรักษ์. ระบบร่างกายมนุษย์. กรุงเทพมหานคร : สำนักพิมพ์เอ็นไอเอส. 2537.
- [2] สมสิทธิ์ ศรีสันติสุข. “Oxygen Therapy การบำบัดด้วยออกซิเจน”. [Online]. Available : www.thaileprosy.org/nurse/files/OXYGEN_THERAPY.pdf.
- [3] Myfirstbrain Team. “โครงสร้างและกลไกสำหรับแลกเปลี่ยนก๊าซของคน”. [Online]. Available : http://www.myfirstbrain.com/student_view.aspx?ID=71859.
- [4] บดินทร์ ขวัญนิมิตร. “การวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจรในผู้ใหญ่” สงขลานครินทร์เวชสาร, ปีที่ 24, ฉบับที่ 3, หน้า 245-252, 2006.
- [5] สุนิสา ฉัตรมงคลชาติ. “Pulse oximetry”. [Online]. Available : <http://medinfo2.psu.ac.th/anesth/education/pulseoximeter.html>.
- [6] L. Santiago. Pulse Oximeter Fundamentals and Design; Freescale Semiconductor Inc. 2011.
- [7] B. P. Matthew, M. Jonathan, D. Bogdan, H. Joseph. “Low Cost Pulse Oximeter Probe”. [Online]. Available : bmedesign.engr.wisc.edu/websites/file.php?file=236. 2009.
- [8] อนันต์ วงษ์จันทร์. “การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงผ่านระบบ LAN” วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมการวัดคุมบัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง. 2552.
- [9] A.H. Kendrick. “Pulse oximetry”. [Online]. Available : <http://ebooks.forumed.org/pdflike.php?search=%3Cstrong%3EPULSE%3C/strong%3E%20%3Cstrong%3EOXIMETRY%3C/strong%3E%20A.H.%20Kendrick>. 2006.

บทที่ 4

การติดต่อสื่อสารไร้สายและมาตรฐาน IEEE 802.15.4

4.1 กล่าวนำ

ปัจจุบันการติดต่อสื่อสารไร้สายได้เข้ามามีบทบาทมากขึ้นทั้งในชีวิตประจำวันและอุตสาหกรรม ซึ่งการติดต่อสื่อสารไร้สายในปัจจุบันได้มีการพัฒนาไปในหลากหลายรูปแบบตามวัตถุประสงค์ หรือความเหมาะสมของการใช้งาน เช่น ต้องการที่จะส่งข้อมูลมัลติมีเดียแบบทันทีทันใด ก็จะต้องคำนึงถึงขนาดของข้อมูล และความเร็วในการรับส่งข้อมูล เป็นต้น ดังนั้นในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จึงได้นำระบบการติดต่อสื่อสารไร้สายตามมาตรฐาน IEEE 802.15.4 ที่ใช้พลังงานต่ำ ขนาดเล็ก ราคาถูก มีระบบรักษาความปลอดภัยที่ดี สามารถเชื่อมต่อเป็นระบบเครือข่าย และสามารถเพิ่มระยะในการรับส่งข้อมูลได้มาประยุกต์ใช้เป็นระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายเพื่อทำการตรวจวัด แสดงผล และบันทึกข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และค่าความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือด

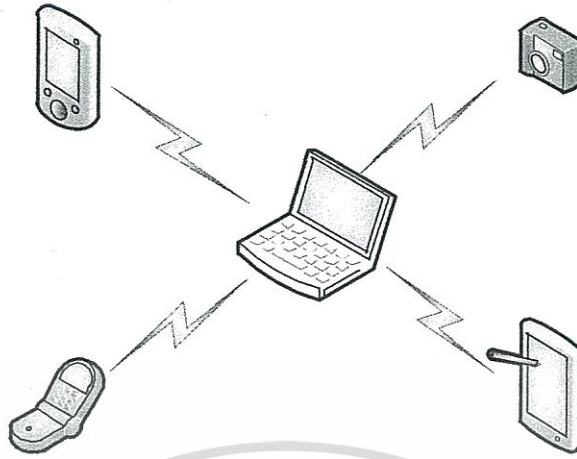
4.2 ประเภทของการติดต่อสื่อสารไร้สาย

เครือข่ายการติดต่อสื่อสารไร้สายสามารถแบ่งออกได้เป็น 4 ประเภทคือ [1]-[4]

- เครือข่ายไร้สายส่วนบุคคลขนาดเล็ก (Wireless Personal Area Network, WPAN)
- เครือข่ายไร้สายระยะใกล้เฉพาะที่ (Wireless Local Area Network, WLAN)
- เครือข่ายไร้สายระหว่างเมือง (Wireless Metropolitan Area Network, WMAN)
- เครือข่ายไร้สายระหว่างประเทศ (Wireless Wide Area Network, WWAN)

4.2.1 เครือข่ายไร้สายส่วนบุคคลขนาดเล็ก

เครือข่ายไร้สายส่วนบุคคลขนาดเล็ก เป็นระบบเครือข่ายไร้สายขนาดเล็ก ระยะสั้น ปัจจุบันมีระบบที่รองรับการทำงานของเครือข่ายไร้สายประเภทนี้คือ อินฟราเรด (Infra-Red, IR) และ บลูทูธ ซึ่งทั้งสองระบบนี้นิยมใช้ในโทรศัพท์มือถือและอุปกรณ์พกพาแบบต่างๆ ดังรูปที่ 4.1 แต่ก็มีข้อจำกัดในการทำงานที่ครอบคลุมบริเวณที่ต้องการสื่อสารค่อนข้างจำกัด เช่น อินฟราเรดมีระยะการใช้งานประมาณไม่เกิน 3 เมตร และบลูทูธมีระยะการใช้งานไม่เกิน 10 เมตร



รูปที่ 4.1 เครื่องข่ายไร้สายส่วนบุคคลขนาดเล็ก

4.2.2 เครื่องข่ายไร้สายระยะใกล้เฉพาะที่

รูปที่ 4.2 แสดงเครื่องข่ายไร้สายเฉพาะที่ระยะใกล้ ซึ่งเป็นระบบเครื่องข่ายท้องถิ่นที่ใช้งานในพื้นที่ใดพื้นที่หนึ่งในระยะใกล้ ภายในหน่วยงานหรืออาคารเดียวกัน เช่น ภายในสำนักงาน บริษัท หรือ ภายในที่อยู่อาศัยเช่นกัน

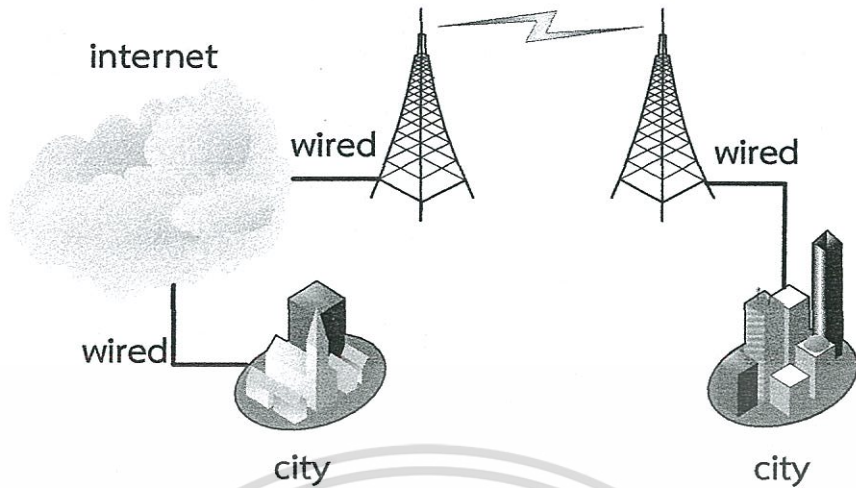


รูปที่ 4.2 เครื่องข่ายไร้สายระยะใกล้เฉพาะที่

4.2.3 เครื่องข่ายไร้สายระหว่างเมือง

เครื่องข่ายไร้สายระหว่างเมืองดังแสดงในรูปที่ 4.3 เป็นระบบเครื่องข่ายไร้สายขนาดใหญ่ใช้สำหรับทำการเชื่อมต่อระหว่างเมือง หรือ ใช้เชื่อมต่อสื่อสารกันระหว่างอาคารต่างๆ ภายในเมือง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.3 เครือข่ายใยสายระหว่างเมือง

4.2.4 เครือข่ายใยสายระหว่างประเทศ

เครือข่ายใยสายระหว่างประเทศดังรูปที่ 4.4 เป็นระบบเครือข่ายใยสายขนาดใหญ่มากใช้สำหรับติดต่อสื่อสารกันระหว่างประเทศ หรือ ระหว่างทวีป เช่น การสื่อสารทางไกลผ่านดาวเทียม หรือ คลื่นไมโครเวฟ เป็นต้น



รูปที่ 4.4 เครือข่ายใยสายระหว่างประเทศ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3 มาตรฐาน IEEE 802.15.4

กลุ่มเทคโนโลยีเครือข่ายเฉพาะที่ระยะใกล้แบบไร้สายได้มีการกำหนดมาตรฐานในการติดต่อสื่อสารขึ้นมาหลากหลาย หนึ่งในนั้น ก็คือ เทคโนโลยีซิกบี (ZigBee) ซึ่งเป็นการติดต่อสื่อสารที่ถูกออกแบบขึ้นมาสำหรับการสื่อสารในเครือข่ายเซนเซอร์แบบไร้สาย โดยเริ่มจากการกำหนดมาตรฐานในการรับส่งข้อมูลแบบ IEEE 802.15.4 [5]-[8] ที่เน้นการสื่อสารแบบประหยัดพลังงาน โดยมีความเร็วในการรับส่งข้อมูลต่ำ มีขนาดเล็ก ใช้งานได้ง่าย และมีราคาที่ถูก การติดต่อสื่อสารในลักษณะนี้ได้ถูกนำมาใช้สำหรับการติดต่อสื่อสารระหว่างเครื่องตรวจวัดหรือเซนเซอร์ที่ต้องการสื่อสารแบบไร้สาย เพื่อลดความยุ่งยากซับซ้อนสำหรับการติดตั้ง เพราะไม่ต้องลากสายนำสัญญาณจำนวนมากไปยังห้องแสดงผล จึงทำให้ลดค่าใช้จ่ายและเวลาที่ใช้ในการติดตั้ง

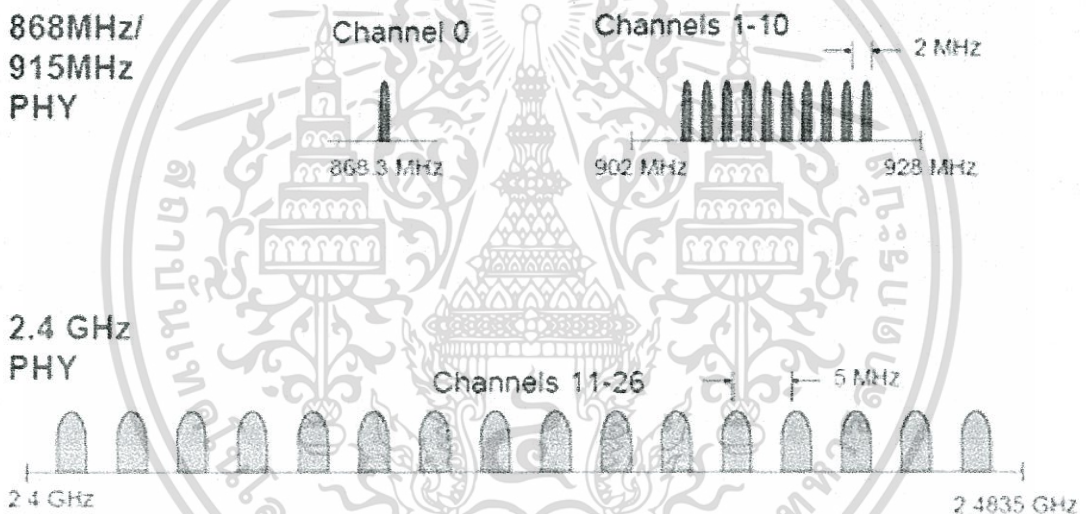
มาตรฐาน IEEE 802.15.4 นี้ได้กำหนดขึ้นสำหรับการรับส่งข้อมูลเบื้องต้นให้กับวงจรของเครื่องรับส่งวิทยุในชั้นกายภาพ (Physical layer) ตามโมเดลมาตรฐานของ โอเอสไอ โมเดล (OSI model, OSI 7 layer) และควบคุมการรับส่งข้อมูลในชั้นเชื่อมต่อข้อมูล (data link layer) ใช้การผสมสัญญาณ (Modulation) แบบ Offset Quadrature Phase Shift Keying (Offset-QPSK) และใช้การแก้ปัญหาสัญญาณรบกวนแบบ Direct Sequence Spread Spectrum (DSSS) ควบคุมการรับส่งข้อมูลโดยใช้โปรโตคอลแบบ Carrier Sense Multiple Access/ Collision Avoidance (CSMA/CA)

การเชื่อมต่อเป็นเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายกำหนดโดยมาตรฐานซิกบีที่มีส่วนสำคัญสำหรับเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สาย คือ กลไกการประหยัดพลังงานซึ่งตัวอุปกรณ์ที่เชื่อมต่ออยู่กับเซนเซอร์สามารถกำหนดระยะเวลาในการเข้าสู่การหลับ หรือพักการทำงาน (Sleep mode) โดยตัวอุปกรณ์จะทำหน้าที่ลดการใช้พลังงานให้เหลือน้อยที่สุดเพื่อเป็นการประหยัดพลังงาน การกำหนดการหลับนี้ทำได้โดยการร้องขอไปที่อุปกรณ์ในระบบของซิกบี เพื่อบอกระยะเวลาที่จะทำการหลับและเมื่อมีการส่งข้อมูลจากอุปกรณ์ตัวอื่นมายังอุปกรณ์ที่หลับอยู่ อุปกรณ์ในระบบของซิกบีก็จะทำการออกจากสถานะพักการทำงาน และจะทำการเก็บข้อมูลไว้ให้ชั่วคราว และถามหาอุปกรณ์ตัวนั้นเป็นระยะเมื่ออุปกรณ์ตัวนั้นตื่นหรือพร้อมทำงานต่อ จะได้รับการถามหาอุปกรณ์ตัวนั้นจึงส่งการร้องขอข้อมูลที่ได้เก็บไว้ให้ และจึงทำการรับส่งข้อมูลต่อไปจนได้รับข้อมูลที่ครบสมบูรณ์ ด้วยเหตุผลดังกล่าวจึงทำให้เป็นระบบเครือข่ายที่มีความยืดหยุ่น และสามารถนำไปประยุกต์ใช้งานกับอุปกรณ์พื้นฐานอื่นๆ ได้อย่างหลากหลาย

4.3.1 ประเภทของการใช้งานช่องสัญญาณตามมาตรฐาน IEEE 802.15.4

ชั้นกายภาพตามมาตรฐานของ IEEE 802.15.4 จะมีย่านความถี่ที่ใช้งานอยู่ 3 ย่านความถี่ ดังแสดงในรูปที่ 4.5 [5]-[8] โดยย่านความถี่ทั้งสามมีคุณสมบัติดังนี้

1. ย่านความถี่ 868 MHz โดยมีอัตราการรับส่งข้อมูลอยู่ที่ 20 kbps มีช่องสัญญาณสื่อสาร 1 ช่องสัญญาณ
2. ย่านความถี่ 915 MHz โดยมีอัตราการรับส่งข้อมูลอยู่ที่ 40 kbps มีช่องสัญญาณสื่อสาร 10 ช่องสัญญาณ โดยแต่ละช่องมีย่านความถี่ต่างกัน 2 MHz
3. ย่านความถี่ 2.4 GHz โดยมีอัตราการรับส่งข้อมูลอยู่ที่ 250 kbps มีช่องสัญญาณสื่อสาร 16 ช่องสัญญาณ โดยแต่ละช่องมีย่านความถี่ต่างกัน 5 MHz



รูปที่ 4.5 ย่านความถี่ใช้งานตามมาตรฐาน IEEE 802.15.4

4.3.2 อุปกรณ์ในระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายตามมาตรฐานซิกบี

อุปกรณ์ที่ใช้ในระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายตามมาตรฐานของซิกบี จะมีอยู่สามแบบซึ่งมีหน้าที่และกลไกในการทำงานที่แตกต่างกันไปตามชนิด หรือรูปแบบการเชื่อมต่อเครือข่ายไร้สาย โดยสามารถทำการกำหนดรูปแบบของตัวอุปกรณ์ที่จะใช้ได้ด้วยการโปรแกรมให้กับตัวอุปกรณ์ [5]-[8]

1. อุปกรณ์แม่ข่าย (Coordinator) เป็นเหมือนกับแกนหลักของระบบเครือข่าย ทำหน้าที่

จัดการเกี่ยวกับการสร้างการเชื่อมต่อให้กับระบบเครือข่าย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. อุปกรณ์ค้นหาเส้นทาง (Router) ทำหน้าที่เป็นตัวที่คอยถ่ายโอน หรือส่งต่อข้อมูล และทำการค้นหาเส้นทางที่จะใช้เชื่อมต่อกับระบบเครือข่ายไปยังโหนดอื่นๆ

3. อุปกรณ์ที่ใช้เชื่อมต่อเซิร์ฟเวอร์ (End device) ทำหน้าที่เป็นโหนดสุดท้ายของเครือข่าย มักจะเอาไว้สำหรับใช้เชื่อมต่อเซิร์ฟเวอร์ต่างๆ และสามารถเข้าสู่โหมดประหยัดพลังงานได้

4.3.3 รูปแบบการเชื่อมต่อระบบเครือข่ายเซิร์ฟเวอร์ไร้สายตามมาตรฐานซิกบี

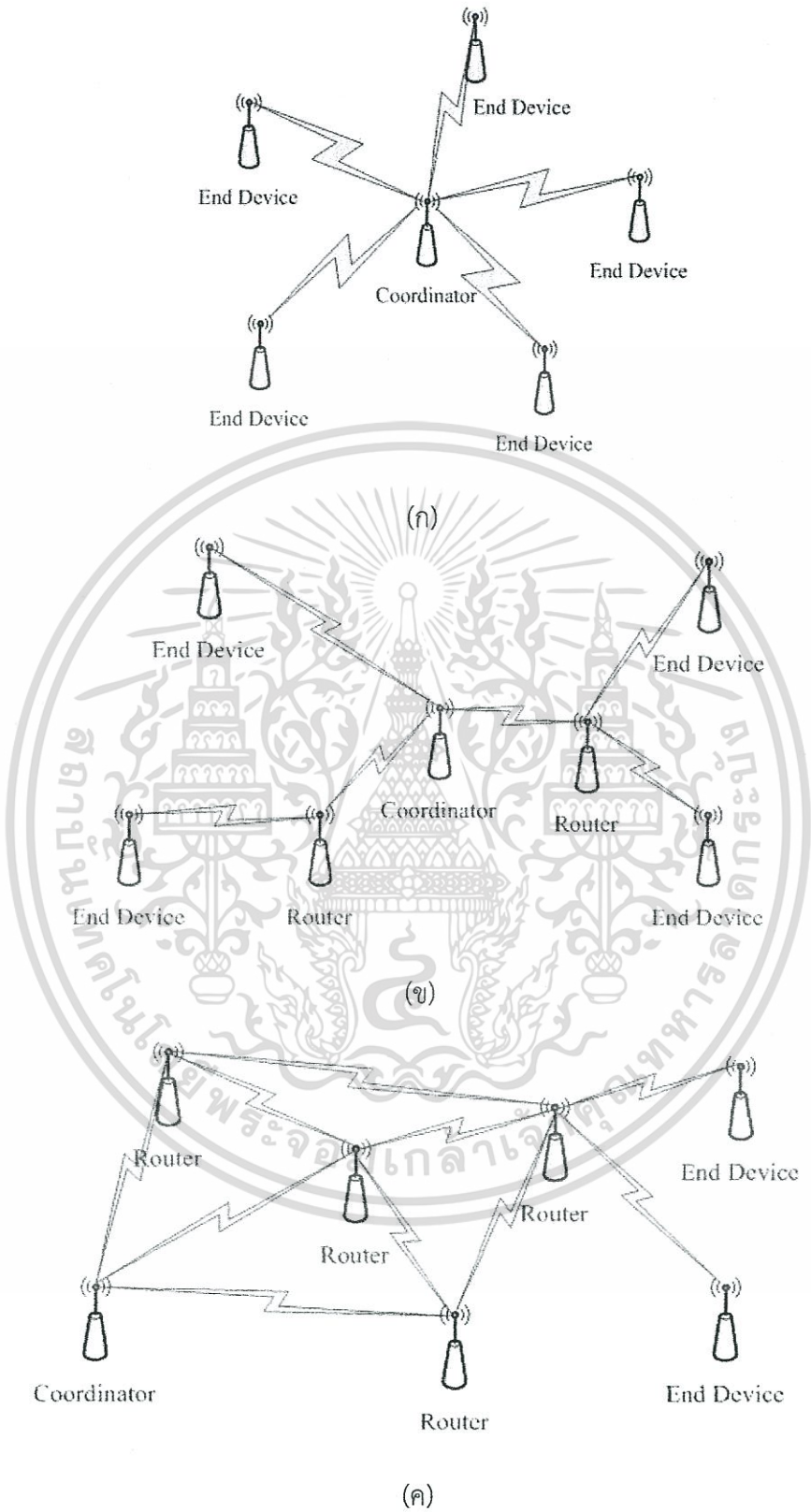
มาตรฐานซิกบีได้ถูกกำหนดให้สามารถเชื่อมต่อเป็นระบบเครือข่ายได้โดยสามารถเชื่อมต่อได้สูงสุด 65,535 โหนด และยังสามารถนำมาเชื่อมต่อเป็นระบบเครือข่ายแบบต่างๆได้ตามความเหมาะสมของการนำไปใช้งานได้ดังนี้

1. ระบบเครือข่ายแบบจุดต่อจุด (Peer-to-peer) เป็นการเชื่อมต่อระบบเครือข่ายแบบจุดต่อจุดสองโหนด ลักษณะการเชื่อมต่อของโครงสร้างแบบนี้เหมาะสำหรับการเชื่อมต่อไร้สายระหว่างสองจุด

2. ระบบเครือข่ายแบบดาว (Star) จะมีลักษณะการเชื่อมต่อของโครงสร้างคล้าย กับดาวกระจายดังแสดงในรูปที่ 4.6(ก) กล่าวคือมีอุปกรณ์แม่ข่าย เป็นศูนย์กลางการเชื่อมต่อแบบโดยมีอุปกรณ์ที่ใช้เชื่อมต่อเซิร์ฟเวอร์ หรืออุปกรณ์ค้นหาเส้นทาง เป็นอุปกรณ์ลูกข่าย ระบบเครือข่ายแบบนี้มีประโยชน์คือ เวลาที่เครื่องแม่ข่าย ขาดการติดต่อจากโหนดใดโหนดหนึ่งในระบบหรือเสีย ก็จะไม่มีผลต่อการทำงานของระบบโดยรวมแต่อย่างใด และการต่อแบบสตาร์นี้เป็นแบบที่นิยมมากในปัจจุบัน

3. ระบบเครือข่ายแบบลำดับชั้น (Cluster tree) ดังรูปที่ 4.6(ข) ซึ่งมีโครงสร้างคล้ายกับต้นไม้ กล่าวคือ จะประกอบไปด้วยระบบเครือข่ายแบบดาวหลายๆกลุ่มรวมกัน หรือต้องการเพิ่มระยะทางในการติดต่อสื่อสารให้ไกลขึ้นเพื่อครอบคลุมพื้นที่ใช้งาน หรือขยายขนาดของระบบเครือข่าย

4. ระบบเครือข่ายแบบเมช (Mesh) ดังรูปที่ 4.6(ค) ถือเป็นเครือข่ายที่จัดได้ว่ามีความน่าเชื่อถือที่สุดเครือข่ายหนึ่ง โดยที่แต่ละโหนดจะเป็นทั้งอุปกรณ์ค้นหาเส้นทาง และอุปกรณ์ที่ใช้เชื่อมต่อเซิร์ฟเวอร์ กล่าวคือ ถ้าโหนดใดโหนดหนึ่งไม่ทำงาน โหนดที่เหลือก็ยังคงสามารถสื่อสารกับโหนดอื่นได้โดยตรงหรือผ่านทางโหนดตัวกลางอื่นๆ หนึ่งตัวหรือมากกว่า เพื่อส่งข้อมูลไปหาโหนดปลายทางที่ต้องการเชื่อมต่อ



รูปที่ 4.6 ระบบเครือข่ายแบบต่างๆ

(ก) ระบบเครือข่ายแบบดาว (ข) ระบบเครือข่ายแบบลำดับชั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 (ค) ระบบเครือข่ายแบบเมช
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 แสดงการเปรียบเทียบการติดต่อสื่อสารไร้สายแบบต่างๆ เช่น ซิกบี ไวไฟ บลูทูธ และ อินฟราเรด ซึ่งแสดงให้เห็นว่าการติดต่อสื่อสารไร้สายตามมาตรฐานซิกบี มีคุณสมบัติเด่นที่เหมาะสมกับการนำไปใช้เป็นเครือข่ายเซนเซอร์แบบไร้สาย เพราะมีอายุการใช้งานแบตเตอรี่ที่ยาวนานกว่าการติดต่อสื่อสารไร้สายแบบอื่นๆ ที่อัตราการรับส่งข้อมูลสูงสุดอยู่ที่ 250 Kbps/s สามารถเพิ่มระยะทางในการติดต่อสื่อสารได้ มีย่านความถี่ให้เลือกใช้งานหลากหลายย่านความถี่ อีกทั้งยังสามารถนำมาเชื่อมต่อเป็นระบบเครือข่ายได้

ตารางที่ 4.1 การเปรียบเทียบการติดต่อสื่อสารไร้สายรูปแบบต่างๆ

	ZigBee	Wi-Fi	bluetooth	IR wireless
data rate	20,40,250 Kbps/s	11 & 54 Mbps/sec	1 Mbits/s	20-40 Kbits/s
range	10-100 meters	50-100 meters	10 meters	< 10 meters (line of sight)
networking topology	Ad-hoc, peer to peer, star, mesh	ad-hoc, peer to peer, star	very small network, ad- hoc	peer to peer
operating frequency	868 MHz , 915MHz, 2.4 GHZ	2.4 and 5 GHz	2.4 GHz	800-900 nm
battery life	2-3 year	1-3 hour	4-8 hour	1 year
typical applications	sensor network, home automation, industrial control	wireless LAN, broadband internet access	phone, PDA, laptop, handsets	remote control, PDA, phone, laptop links, PC

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิงบทที่ 4

- [1] สุชาติ คุ่มมะณี, ธวัชชัย ชมศิริ. **เรียนรู้เครือข่ายและอุปกรณ์ Cisco ด้วยโปรแกรม Simulation**. กรุงเทพมหานคร : สำนักพิมพ์โปรวิชั่น. 2550.
- [2] สุวัฒน์ ปุณณชัยยะ, ตัน ตัณฑ์สุทธีวงศ์, สุพจน์ ปุณณชัยยะ. **เปิดโลก TCP/IP และโปรโตคอลอินเทอร์เน็ต**. กรุงเทพมหานคร : สำนักพิมพ์โปรวิชั่น. 2547.
- [3] thaigoodview Inc, “ประเภทของระบบเครือข่ายไร้สาย”. [Online]. Available : <http://www.thaigoodview.com/library/contest2551/tech04/20/wireless/n05.html>
- [4] Dell Support. Dell Inc, “เครือข่ายเฉพาะที่ เครือข่ายไร้สาย เครือข่ายบรอดแบนด์เคลื่อนที่” .[Online]. Available : <http://support.dell.com/support/edocs/systems/xlob/dtg/th/networks.htm>
- [5] IEEE Computer Society. **IEEE Standards 802.15.4** New York : The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc. 2003.
- [6] Sinem Coleri Ergen. **ZigBee/IEEE 802.15.4 Summary**. 2004.
- [7] Atmel Corporation. **IEEE 802.15.4 MAC User Guide**; San Jose : Atmel Corporation. 2006.
- [8] IEEE Std 802.15.4-2007, “Wireless medium access control and physical layer specifications for low-rate wireless personal area networks”, August, 2007.

บทที่ 5

ระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายมาตรฐาน IEEE 802.15.4 สำหรับ ตรวจวัด แสดงผล และบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

5.1 กล่าวนำ

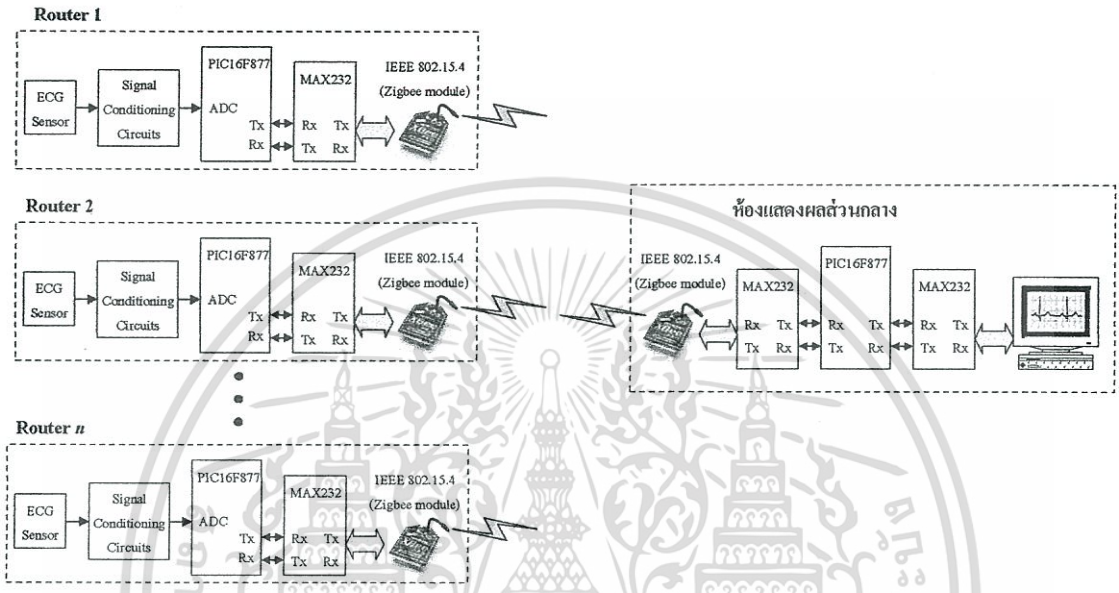
คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram, ECG) นับว่าเป็นข้อมูลที่สำคัญทางการแพทย์ เนื่องจากระบบการทำงานของหัวใจ (Cardiology Information System, CARIS) เป็นข้อมูลสำคัญที่ใช้ประกอบการวินิจฉัยโรคหัวใจ หรือเฝ้าระวังดูแลผู้ป่วยเพื่อให้ได้รับการรักษาได้ทันเวลาที่ [1]-[2] ในปัจจุบันเครื่องมือวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ส่วนใหญ่จะถูกติดตั้งอยู่ที่เตียงผู้ป่วยพร้อมกับการแสดงผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและมีการแจ้งเตือนหากมีการเต้นของหัวใจที่ผิดปกติ ถึงแม้ว่าในโรงพยาบาลบางแห่งอาจมีการพัฒนาระบบการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้ ให้สามารถส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยที่วัดได้ผ่านระบบ LAN เพื่อไปแสดงผลยังห้องแสดงผลส่วนกลาง (Central monitor) ซึ่งมีแพทย์หรือพยาบาลคอยดูแลอยู่ได้ก็ตาม [3]-[5] แต่ก็พบว่าระบบดังกล่าวที่ได้พัฒนาขึ้นนั้น มีราคาสูงมาก ใช้ทรัพยากรในระบบเป็นจำนวนมาก อีกทั้งการรับส่งข้อมูลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปแสดงผลยังในห้องแสดงผลส่วนกลาง ยังต้องผ่านระบบ LAN ที่มีการเชื่อมต่อระบบโดยใช้สายสัญญาณจำนวนมาก ทำให้ไม่สะดวกและขาดความคล่องตัวหากต้องมีการเคลื่อนย้ายเตียงผู้ป่วย

ดังนั้นในวิทยานิพนธ์บทนี้จึงได้นำเสนอการพัฒนาระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายสำหรับตรวจวัด แสดงผล และบันทึกข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจภายใต้มาตรฐานการติดต่อสื่อสารแบบ IEEE 802.15.4 [6] ที่มีราคาถูก และสามารถส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปแสดงผลยังห้องแสดงผลส่วนกลางพร้อมกับการบันทึกข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยแต่ละรายไว้ในระบบฐานข้อมูล ระบบที่ได้พัฒนาขึ้นอาศัยโปรโทคอลซิกบี (ZigBee) [7] ที่ขึ้นอยู่กับมาตรฐาน IEEE 802.15.4 การสื่อสารจึงเป็นแบบไร้สายผ่านทางคลื่นวิทยุ ทำให้ระบบนี้ติดตั้งได้ง่ายเคลื่อน ย้ายได้สะดวก เนื่องจากไม่ต้องคำนึงถึงการเดินสายสัญญาณ สำหรับติดต่อรับส่งข้อมูลระหว่างเครื่องวัดแต่ละเครื่อง

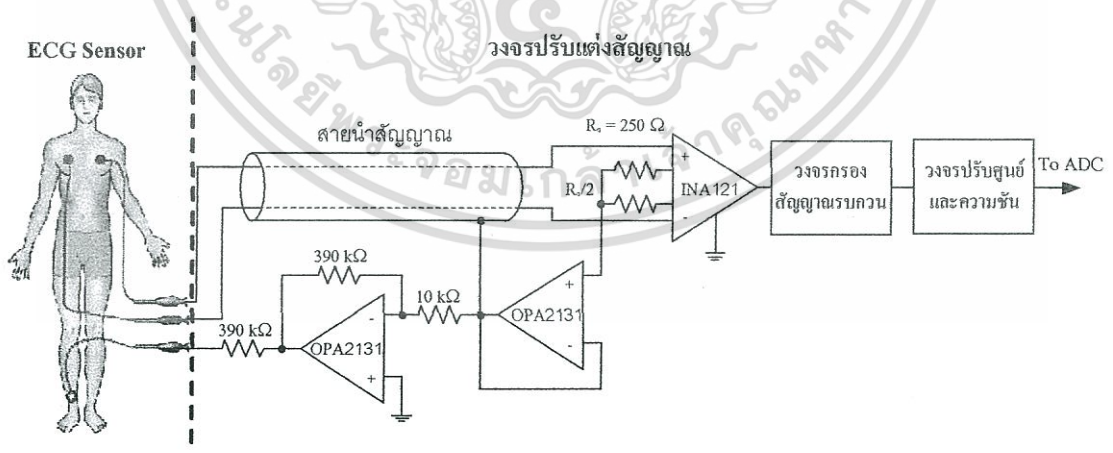
5.2 เครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายสำหรับตรวจวัดและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

โครงสร้างของระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายสำหรับตรวจวัดแสดงผล และบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้พัฒนาขึ้น แสดงได้ดังรูปที่ 5.1 [8]-[9] ซึ่งประกอบด้วยส่วนสำคัญสองส่วน คือ ส่วนวงจรที่ติดกับตัวผู้ป่วยจะใช้อิเล็กทรอนิกส์ทำหน้าที่ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG sensor) ซึ่งสัญญาณเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปประโยชน์ด้านการค้า คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จะถูกปรับแต่งสัญญาณให้เหมาะสม แล้วส่งข้อมูลที่ปรับแต่งแล้วผ่านเครือข่ายไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมีเหตุดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไร้สายมาตรฐาน IEEE 802.15.4 โดยใช้โมดูลชิคิปและส่วนที่ติดตั้งอยู่ที่ห้องแสดงผลส่วนกลางซึ่งประกอบด้วยโมดูลชิคิป ที่เชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์โดยสามารถแสดงสัญญาณอัตราการเต้นของผู้ป่วยพร้อมกับบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยไว้ในระบบฐานข้อมูล โครงสร้างของระบบสามารถแบ่งส่วนประกอบได้ดังนี้



รูปที่ 5.1 โครงสร้างของระบบที่พัฒนาขึ้น



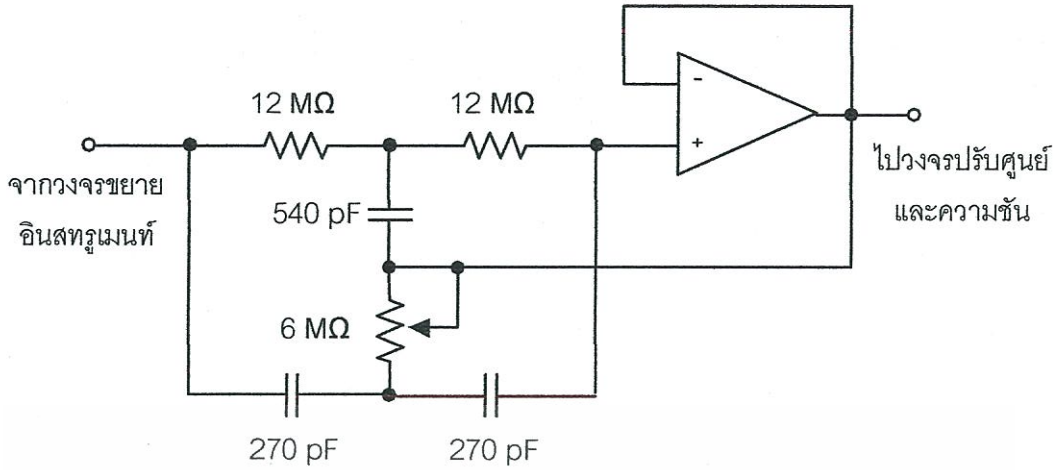
รูปที่ 5.2 เซนเซอร์อีซีจีและวงจรปรับแต่งสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

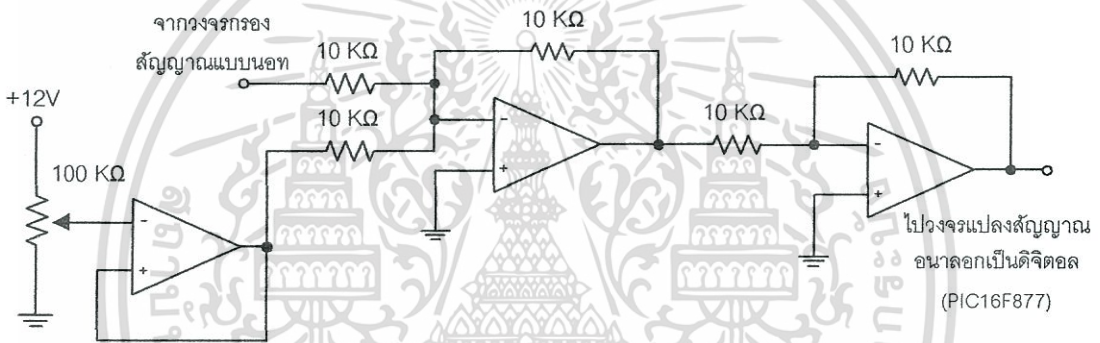
5.2.1 ส่วนประกอบฮาร์ดแวร์

จากรูปที่ 5.1 โครงสร้างของระบบเครือข่ายที่พัฒนาขึ้นมีส่วนประกอบฮาร์ดแวร์ดังนี้

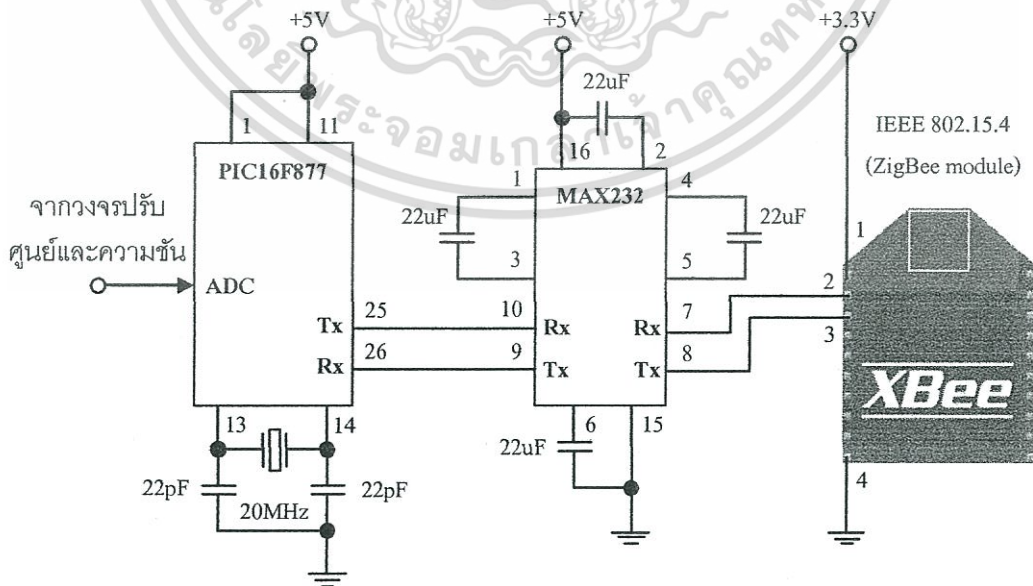
1. เซนเซอร์ไอซีจี ประกอบด้วยอิเล็กทรอนิกส์สำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ติดไว้ที่ตัวผู้ป่วย 3 จุด คือ หน้าอกซ้าย หน้าอกขวา และที่ข้อเท้าขวา ดังรูปที่ 5.2 ซึ่งสัญญาณที่วัดได้จะถูกส่งไปยังวงจรปรับแต่งสัญญาณ (Signal conditioning circuit) เพื่อประมวลผลต่อไป
2. ภาคแรกของวงจรปรับแต่งสัญญาณจะทำหน้าที่ขยายสัญญาณผลต่างที่วัดได้จากเซนเซอร์ไอซีจี โดยใช้วงจรขยายอินสตรูเมนต์ (Instrumentation amplifier) ไอซีเบอร์ INA121 และไอซีเบอร์ OPA2131 ทั้งสองตัว ทำหน้าที่เป็นวงจรป้อนกลับแบบลบ เพื่อลดสัญญาณรบกวนที่เพิ่มขึ้นระหว่างร่างกายผู้ป่วยกับกราวด์ของวงจร สัญญาณเอาต์พุตจากไอซีเบอร์ INA121 จะถูกส่งไปยังวงจรกรองสัญญาณรบกวน
3. ภาคที่สองของวงจรปรับแต่งสัญญาณจะเป็นวงจรกรองสัญญาณแบบนอท (Notch filter) ทำหน้าที่ลดทอนสัญญาณรบกวนที่ความถี่ 50 Hz ดังรูปที่ 5.3 ซึ่งเป็นวงจรกรองสัญญาณรบกวนแบบโครงข่ายทีคู (Twin T network) [10] และสัญญาณเอาต์พุตของวงจรจะถูกส่งไปปรับแต่งสภาพสัญญาณอีกครั้งด้วยวงจรปรับศูนย์และความชัน (Zero and span circuit) [11]
4. ภาคที่สามของวงจรปรับแต่งสัญญาณจะเป็นวงจรปรับศูนย์และความชัน ดังรูปที่ 5.4 ทำหน้าที่ปรับให้ระดับสัญญาณอยู่ในช่วง 1-5 V
5. เมื่อระดับสัญญาณที่ทำการวัดอยู่ในช่วง 1-5 V แล้วก็จะถูกป้อนเข้าสู่วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล (ADC) ขนาด 10 บิตภายในไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877 ดังรูปที่ 5.5 หลังจากไมโครคอนโทรลเลอร์ทำการประมวลผลตามโปรแกรมที่ได้กำหนดไว้ ก็จะส่งข้อมูลผ่าน ไอซีเบอร์ MAX-232 เพื่อเข้าสู่กระบวนการสื่อสารแบบ IEEE 802.15.4
6. สำหรับการติดต่อสื่อสารไร้สาย ในที่นี้จะใช้โมดูลชิคปี ของ บริษัท Digi International Inc. ที่ทำงานอยู่บนมาตรฐาน IEEE 802.15.4 ย่านความถี่ 2.4 GHz (250Kbps) และเลือกต่อระบบเครือข่ายแบบดาวดังรูปที่ 5.6 โดยมีศูนย์กลางทำหน้าที่แสดงผลการวัดที่ห้องแสดงผลส่วนกลาง และลูกข่ายทำหน้าที่ตรวจวัดสัญญาณที่เตียงผู้ป่วย
7. ที่ห้องแสดงผลส่วนกลางดังรูปที่ 5.7 จะมีคอมพิวเตอร์ทำหน้าที่คอยรับข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้รับจากโมดูลชิคปี นำมาแสดงผลเป็นกราฟอัตราการเต้นของหัวใจ และจัดเก็บข้อมูลเพื่อนำกลับมาวิเคราะห์ต่อได้ในภายหลัง



รูปที่ 5.3 วงจรกรองสัญญาณแบบบอท

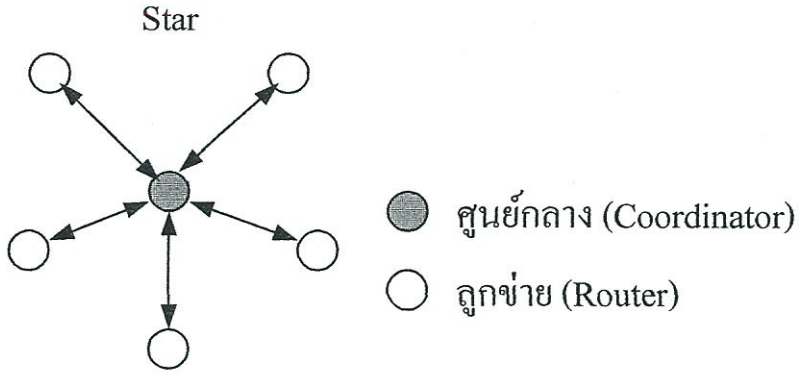


รูปที่ 5.4 วงจรปรับศูนย์และความชัน

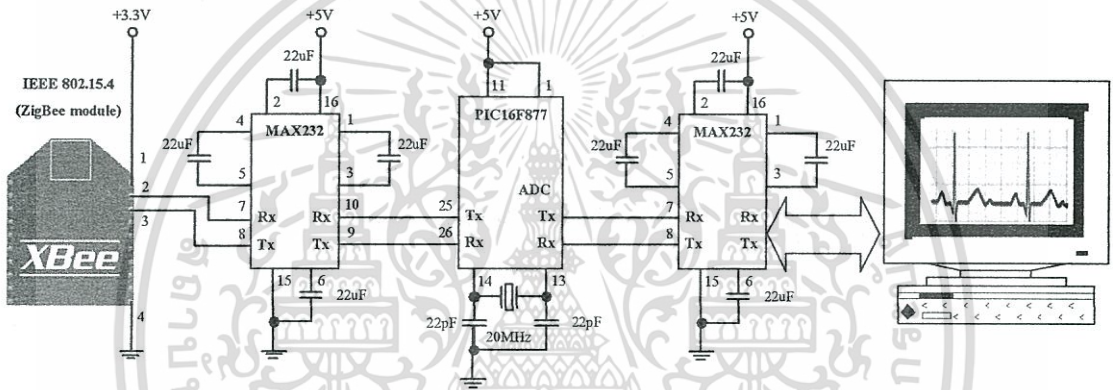


รูปที่ 5.5 วงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัล และวงจรติดต่อสื่อสารไร้สาย

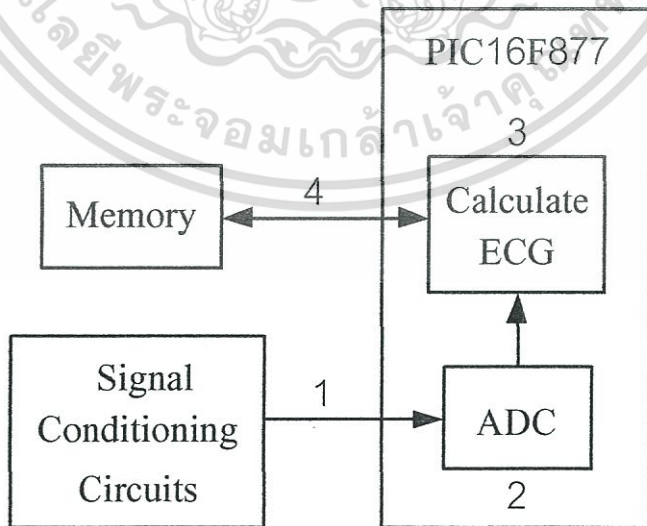
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.6 ระบบเครือข่ายแบบดาว



รูปที่ 5.7 วงจรติดต่อสื่อสารไร้สาย ที่ห้องแสดงผลส่วนกลาง



รูปที่ 5.8 ขั้นตอนการทำงานในส่วนตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2.2 ส่วนประกอบซอฟต์แวร์

การออกแบบและพัฒนาซอฟต์แวร์ในวิทยานิพนธ์บทนี้ ประกอบด้วยโปรแกรมควบคุมการทำงานสองส่วนหลักดังนี้

ส่วนตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การทำงานของโปรแกรมวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สามารถแบ่งขั้นตอนการทำงานได้เป็น 4 ขั้นตอนดังแสดงในรูปที่ 5.8 ได้แก่ [ภาคผนวก ข.1]

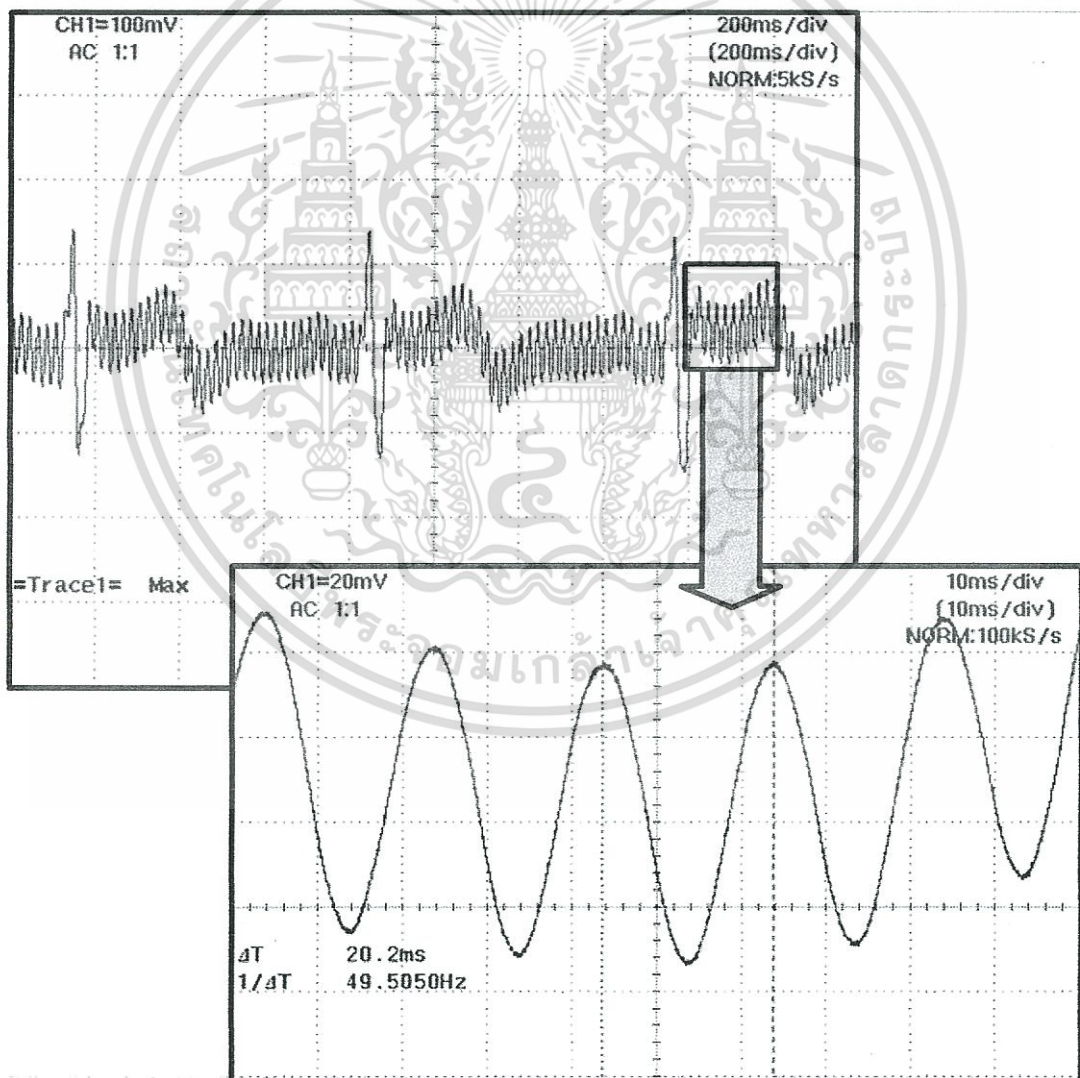
1. ไมโครคอนโทรลเลอร์ทำการซักสัญญาณที่ได้จากวงจรปรับแต่งสัญญาณ
2. ทำการแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัลโดยมีความละเอียด 10 บิต
3. ทำการประมวลผลสัญญาณตามโปรแกรมที่ได้กำหนดไว้ในไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877
4. เก็บข้อมูลที่ประมวลผลได้ลงในหน่วยความจำเพื่อรอการส่งไปยังห้องแสดงผลส่วนกลาง

ส่วนการติดต่อสื่อสารไร้สาย

ในส่วนนี้จะเป็นการส่งข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ไปยังห้องแสดงผลส่วนกลางผ่านโปรโตคอลซิกบี โดยมีขั้นตอนการส่งข้อมูลดังรูปที่ 5.9 ซึ่งมีรายละเอียดต่อไปนี้ [ภาคผนวก ข.1]

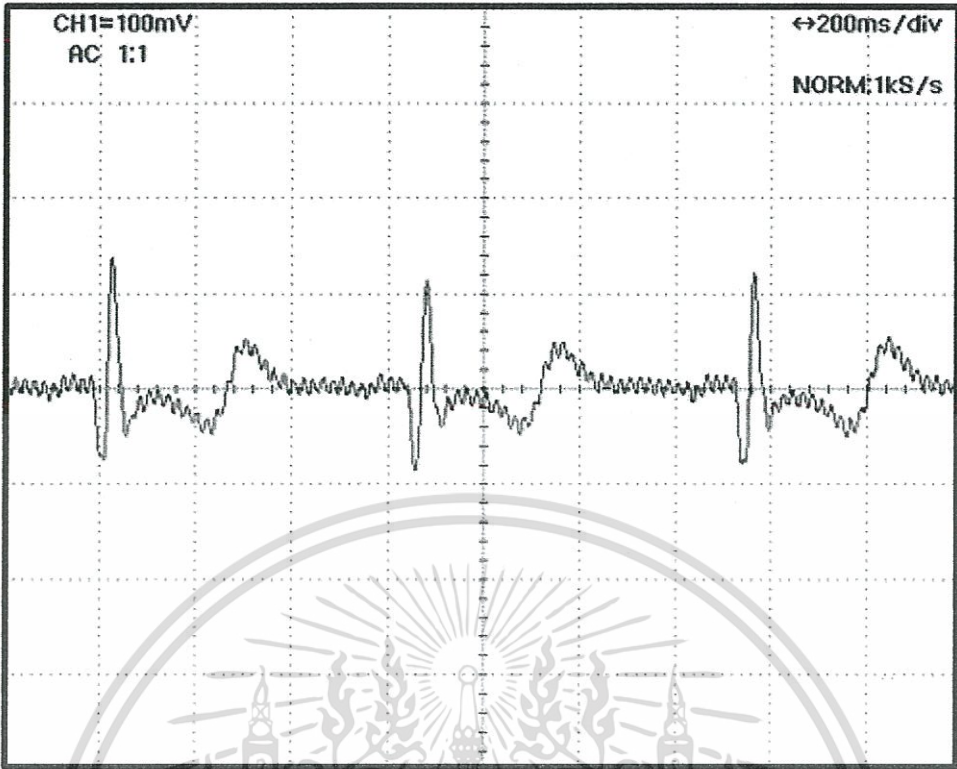
1. ไมโครคอนโทรลเลอร์ รอรับการร้องขอข้อมูลที่ทำการตรวจวัดจากห้องแสดงผลส่วนกลางผ่านทางโมดูลซิกบี
2. เมื่อไมโครคอนโทรลเลอร์ ได้รับการร้องขอข้อมูลก็จะทำการอ่านข้อมูลที่เก็บได้ในหน่วยความจำ
3. ส่งข้อมูลที่อ่านได้ในหน่วยความจำกลับไปห้องแสดงผลส่วนกลาง
4. ไมโครคอนโทรลเลอร์ รอรับสัญญาณตอบกลับจากห้องแสดงผลส่วนกลางเพื่อเป็นการยืนยันว่าที่ห้องแสดงผลส่วนกลางได้รับข้อมูลครบถ้วนแล้ว
5. หากไมโครคอนโทรลเลอร์ ไม่ได้รับสัญญาณตอบกลับจากห้องแสดงผลส่วนกลางภายในเวลาที่กำหนด ไมโครคอนโทรลเลอร์จะส่งข้อมูลเดิมออกไปอีกครั้งจนกว่าจะได้รับสัญญาณตอบกลับจากห้องแสดงผลส่วนกลาง

จากรูปที่ 5.2 ได้ทำการทดลองวัดสัญญาณส่วนต่างๆ ของวงจรปรับแต่งสัญญาณโดยใช้ ออสซิลโลสโคป ทำการวัดสัญญาณที่ภาคเอาต์พุตของวงจรขยายอินสทรูเมนต์ ไอซีเบอร์ INA121 ซึ่งจะได้ดังรูปที่ 5.11 เมื่อทำการขยายสัญญาณจะเห็นว่าสัญญาณรบกวนที่ 50 Hz เข้ามาในระบบรวมกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเป็นความถี่เดียวกับไฟฟ้ากระแสสลับที่จ่ายให้กับระบบ โดยสัญญาณที่ได้จากเอาต์พุตของภาควงจรขยายอินสทรูเมนต์นั้น จะถูกป้อนเข้าสู่อินพุตของวงจรกรองสัญญาณรบกวนเพื่อขจัดสัญญาณรบกวนที่ความถี่ 50 Hz ออกไปดังแสดงในรูปที่ 5.12 ซึ่งจะเห็นว่าสัญญาณรบกวนได้ถูกลดทอนลงไปมาก และสัญญาณที่ได้จะถูกส่งเข้าสู่วงจรปรับศูนย์และความชันดังรูปที่ 5.13 เพื่อให้ระดับสัญญาณอยู่ในช่วง 1-5 V ก่อนป้อนเข้าสู่วงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัลความละเอียด 10 บิต ภายในไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ PIC16F877 ต่อไป

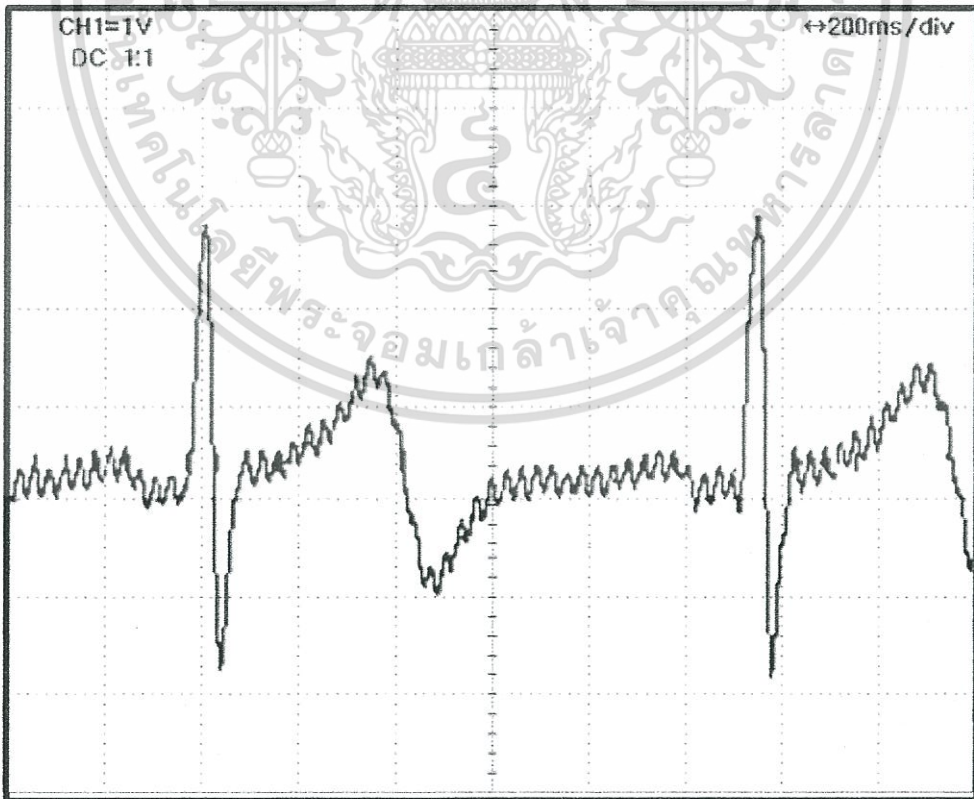


รูปที่ 5.11 สัญญาณที่ภาคเอาต์พุตของวงจรขยายอินสทรูเมนต์

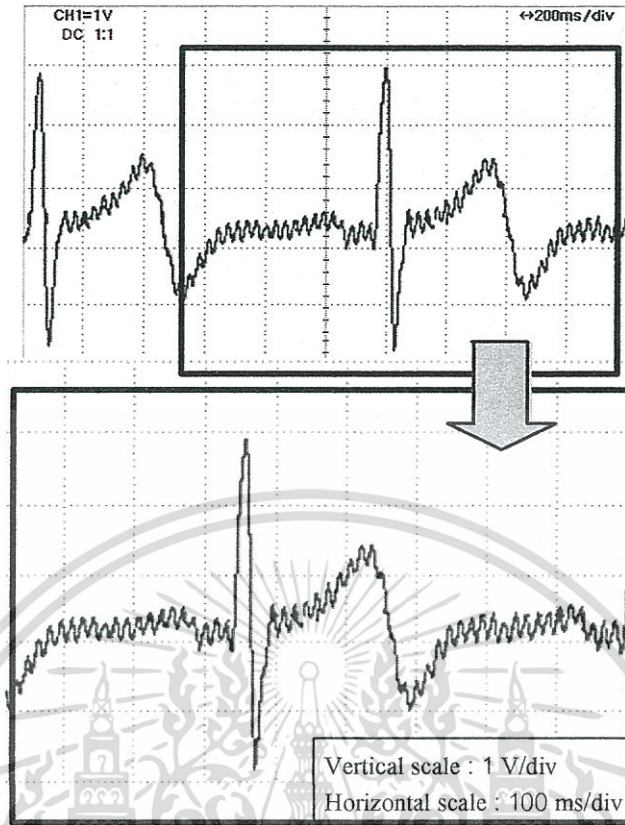
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



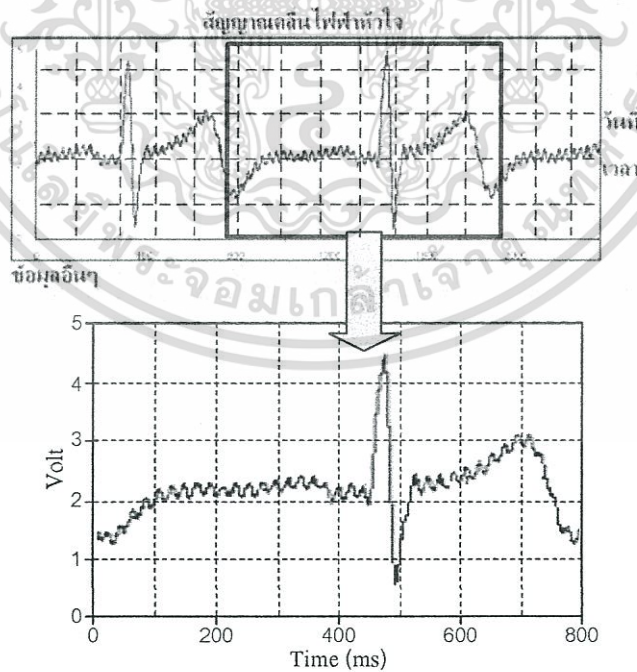
รูปที่ 5.12 สัญญาณที่ภาคเอาต์พุตของวงจรกรองสัญญาณรบกวน



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่รูปที่ 5.13 สัญญาณที่ภาคเอาต์พุตของวงจรปรับศูนย์และความชันประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.14 รูปคลื่นสัญญาณที่วัดได้จากวงจรปรับแต่งสัญญาณ



รูปที่ 5.15 รูปคลื่นสัญญาณจากโปรแกรมแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ที่ห้องแสดงผลส่วนกลาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับการทดสอบการทำงานของระบบนั้น ในที่นี้ได้ใช้ออสซิลโลสโคปทำการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริงที่จุดเอาต์พุตของวงจรปรับแต่งสัญญาณในรูปที่ 5.2 ซึ่งได้ผลการวัดแสดงได้ดังรูปที่ 5.14 จากนั้นจึงนำมาเปรียบเทียบกับผลการแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ที่ห้องแสดงผลส่วนกลางดังแสดงในรูปที่ 5.15 ดังนั้นจากรูปที่ 5.14 และ 5.15 แสดงให้เห็นว่าระบบที่พัฒนาขึ้นสามารถแสดงผลได้เหมือนกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จริงซึ่งประกอบด้วยคุณลักษณะของสัญญาณ PQRSST ครบถ้วน โดยมีเปอร์เซ็นต์ค่าความผิดพลาดในการวัดสรุปได้ดังตารางที่ 5.1

สำหรับโปรแกรมแสดงผลการวัดและบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ในห้องแสดงผลส่วนกลางนั้น ในที่นี้ได้ใช้โปรแกรม Visual C# Express Edition ของบริษัทไมโครซอฟท์ทำการพัฒนาขึ้นดังรูปที่ 5.16 [ภาคผนวก ข.2]

ตารางที่ 5.1 เปอร์เซนต์ค่าความผิดพลาดในการวัด

สัญญาณที่จุด	ระดับสัญญาณที่วัดได้จากวงจรปรับแต่งสัญญาณ (V)	ระดับสัญญาณที่วัดได้จากห้องแสดงผลส่วนกลาง (V)	ค่าความผิดพลาด (%)
P	2.90	2.75	5.17
Q	2.59	2.39	7.72
R	4.50	4.47	0.66
S	0.48	0.50	4.16
T	4.89	4.70	3.88

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Central Monitor

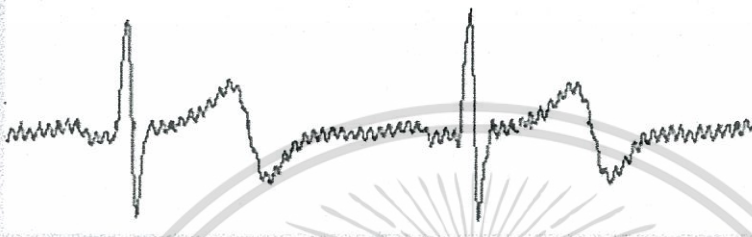
ประวัติผู้ป่วย

ชื่อ นามสกุล

อายุ สูง หนัก

ที่อยู่

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



วันที่ 07:06:2010
เวลา 15:16

ข้อมูลอื่นๆ

รูปที่ 5.16 โปรแกรมแสดงผลการวัดบนหน้าจอคอมพิวเตอร์

5.4 สรุป

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้พัฒนาระบบเครือข่ายไร้สายที่สามารถตรวจวัด แสดงผล และบันทึกค่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ตามมาตรฐานการสื่อสาร IEEE 802.15.4 โดยใช้โมดูลชิคปี ต่อเป็นเครือข่ายแบบดาว ผลการทดสอบการทำงานแสดงให้เห็นว่าระบบที่ได้พัฒนาขึ้นมีการทำงานอย่างถูกต้องเป็นไปตามที่ได้ออกแบบไว้ โดยมีค่าความผิดพลาดในการวัดสูงสุดต่ำกว่า 8% และครอบคลุมระยะทางสูงสุดในการรับส่งข้อมูลประมาณ 60 เมตร ซึ่งเพียงพอต่อการนำไปใช้เป็นระบบเครือข่ายภายในอาคาร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิงบทที่ 5

- [1] สมศรี ดาวฉาย, อีซีจีในหอผู้ป่วยหนัก, มหาวิทยาลัยมหิดล, หน้า 105-151, กรุงเทพฯ, 2544.
- [2] S. Ombrato, G. Cecchetti, D. Pierotti, M.G. 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, pp. 653–656, 2000.
- [3] T. Polk, W. Walker, A. Hande, and D. Bhatia, “Wireless Telemetry for Oxygen Saturation Measurement”, Proceedings of the Biomedical Circuit and Systems, pp. 174-177, 2006.
- [4] อนันต์ วงษ์จันทร์ และ ประสิทธิ์ จุลเสวีวงศ์, “การแสดงผลและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบ LAN”, การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 31 (EECON-31), หน้า 1305-1308, 2551.
- [5] IEEE Std 802.15.4-2007, “Wireless medium access control and physical layer specifications for low-rate wireless personal area networks”, August, 2007.
- [6] XBee Basic Configuration in Network Application, [online]. Available from: <http://www.thaieasyelec.com>, [20/5/2010].
- [7] อัจฉรา เตชฤทธิพิทักษ์, คู่มือแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ, คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล, หน้า 42-46, กรุงเทพฯ, 2531.
- [8] ธงชัย พจน์เสถียร, ดนุชา ประเสริฐสม, วรพงศ์ ตั้งศรีรัตน์, “ระบบเครือข่ายไร้สายมาตรฐาน IEEE 802.15.4 สำหรับแสดงผลและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ” การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 33 (EECON-33), ปีที่33, ธันวาคม 2553. หน้า 1549-1552.
- [9] T. Photsathian, D. Prasertsom, and W. Tangsrirat, “IEEE 802.15.4 Wireless Sensor Network for Monitoring and Recording ECG and SpO₂”, International Technical Conference on Circuits/Systems, Computers and Communications, July 2012,

[10] National Semiconductor Corporation, “High Q Notch Filter”, March, 1969.

[11] วรพงศ์ ตั้งศรีรัตน์, เซนเซอร์และทรานสดิวเซอร์ : ทฤษฎีและการประยุกต์ใช้ในระบบการวัดและระบบควบคุม, พิมพ์ครั้งที่ 6, สำนักพิมพ์ ส.ส.ท., สมาคมส่งเสริมเทคโนโลยี (ไทย-ญี่ปุ่น) : ISBN 974-44-3103-2, กรุงเทพฯ, 2552



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6

ระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายสำหรับตรวจวัดแสดงผล และบันทึกค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด

6.1 กล่าวนำ

การวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง (Pulse oximetry) หรือค่า SpO_2 เป็นการวัดแบบต่อเนื่องโดยไม่มีอาการรบกวน ร่างกายของผู้ป่วย โดยข้อมูลที่วัดได้จะใช้ประกอบการวินิจฉัยหรือเฝ้าระวังภาวะการขาดออกซิเจนในเลือด หรือผู้ป่วยที่อาจขาดอากาศ [1] ปัจจุบันเครื่องมือวัดค่า SpO_2 ที่ใช้ส่วนใหญ่จะถูกติดตั้งอยู่ที่เตียงผู้ป่วยพร้อมกับการแสดงผลการวัด และมีการแจ้งเตือนหากมีภาวะการขาดออกซิเจนในเลือด ถึงแม้ว่าในโรงพยาบาลบางแห่งอาจมีการพัฒนาระบบการวัดค่า SpO_2 ให้สามารถส่งผลการวัดที่ได้ผ่านระบบ LAN ไปยังห้องแสดงผลส่วนกลาง (Central monitor) ซึ่งมีแพทย์หรือพยาบาลคอยดูแลอยู่ก็ตาม แต่ก็พบว่าระบบดังกล่าว มีราคาสูงมาก และใช้ทรัพยากรในระบบเป็นจำนวนมาก อีกทั้งการรับส่งข้อมูลยังต้องผ่านระบบ LAN ซึ่งเชื่อมต่อระบบโดยใช้สายสัญญาณจำนวนมาก ทำให้ไม่สะดวกและขาดความคล่องตัวหากต้องมีการเคลื่อนย้ายเตียงผู้ป่วย ทั้งยังต้องเดินสายสัญญาณสำหรับรับส่งข้อมูลระหว่างเครื่องวัดแต่ละเครื่องอีกด้วย

ดังนั้นในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จึงนำเสนอการพัฒนาระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายสำหรับตรวจวัด แสดงผล และบันทึกข้อมูลค่า SpO_2 โดยอาศัยโพรโทคอลซิกบี (ZigBee) ภายใต้มาตรฐานการติดต่อสื่อสารแบบ IEEE 802.15.4 [2] ที่มีราคาถูก ใช้พลังงานต่ำ และสามารถส่งผลการวัดไปยังห้องแสดงผลส่วนกลางพร้อมกับการบันทึกข้อมูลของผู้ป่วยแต่ละรายไว้ในระบบฐานข้อมูล เนื่องจากการติดต่อสื่อสารเป็นแบบไร้สายผ่านทางคลื่นวิทยุ ทำให้ระบบนี้ติดตั้งได้ง่าย เคลื่อนย้ายได้สะดวก เนื่องจากไม่ต้องคำนึงถึงการเดินสายสัญญาณสำหรับติดต่อรับส่งข้อมูลระหว่างเครื่องวัดแต่ละเครื่อง

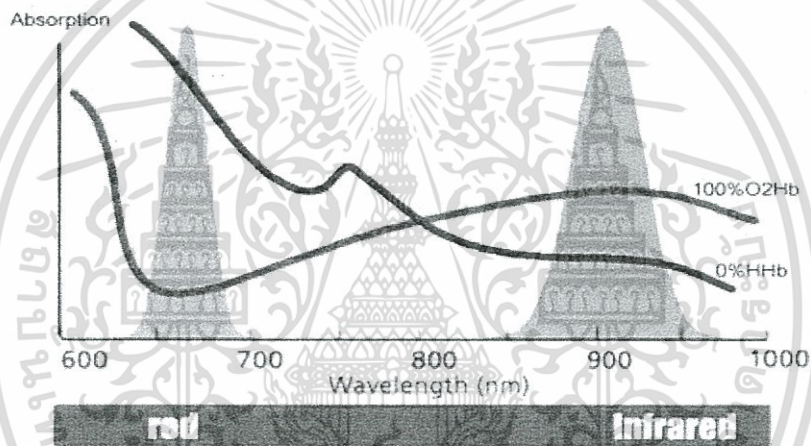
6.2 การหาค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด และรูปแบบเครือข่ายไร้สายที่เลือกใช้

การวัดค่า SpO_2 อาศัยหลักการดูดซับคลื่นแสงของฮีโมโกลบินในหลอดเลือดแดงที่แตกต่างกัน โดยที่ฮีโมโกลบินที่จับตัวกับออกซิเจนในเลือด (Oxyhemoglobin, HbO_2) จะดูดซับคลื่นแสงสีแดงในช่วงความยาวคลื่น 600 – 750 นาโนเมตร และในขณะที่ฮีโมโกลบินที่ไม่จับตัวกับออกซิเจนในเลือด (Deoxyhemoglobin หรือ Reduced hemoglobin, HbR) จะดูดซับคลื่นแสงอินฟราเรดในช่วงความยาวคลื่น 850 – 1000 นาโนเมตรดังรูปที่ 6.1 [3]-[4] โดยอาศัยการที่คลื่นแสงเดินทางผ่านนิ้วโดยที่ AC คือสัญญาณคลื่นแสงช่วงที่มีเลือดไหลผ่านตามการบีบตัวของหัวใจและ DC คือ

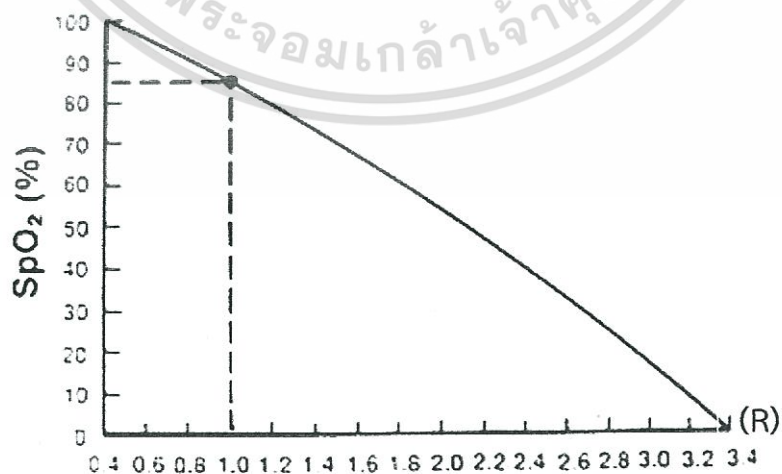
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ทางการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สัญญาณคลื่นแสงช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่านจึงนำค่าการดูดซับคลื่นแสงสีแดงและแสงอินฟราเรด มาคำนวณอัตราส่วน (R) ของการดูดซับคลื่นแสงดังสมการ (6.1) แล้วนำค่า R ที่คำนวณได้มาเปรียบเทียบกับเปอร์เซ็นต์ SpO_2 ดังรูปที่ 6.2 [5] โดยที่ AC_{RED} และ DC_{RED} คือ สัญญาณคลื่นแสงสีแดงช่วง AC และ DC ส่วน AC_{IR} และ DC_{IR} คือ สัญญาณคลื่นแสงอินฟราเรดในช่วง AC และ DC ตามลำดับ

$$R = \left(\frac{AC_{RED}/DC_{RED}}{AC_{IR}/DC_{IR}} \right) \quad (6.1)$$



รูปที่ 6.1 กราฟแสดงการดูดซับคลื่นแสงของ HbO_2 และ HbR



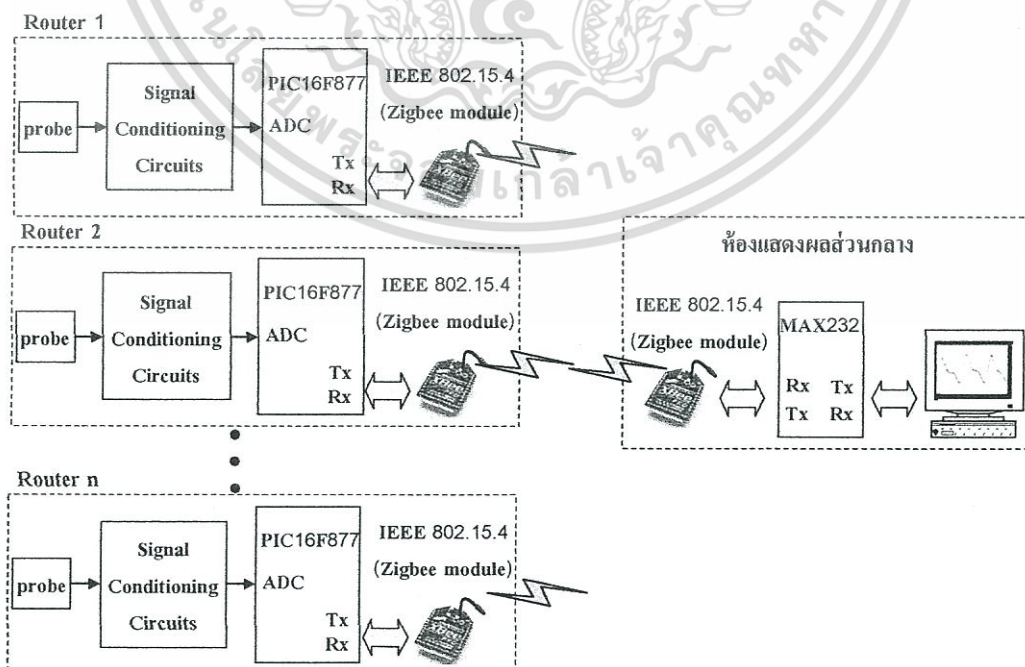
รูปที่ 6.2 กราฟเปรียบเทียบการหาค่า SpO_2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

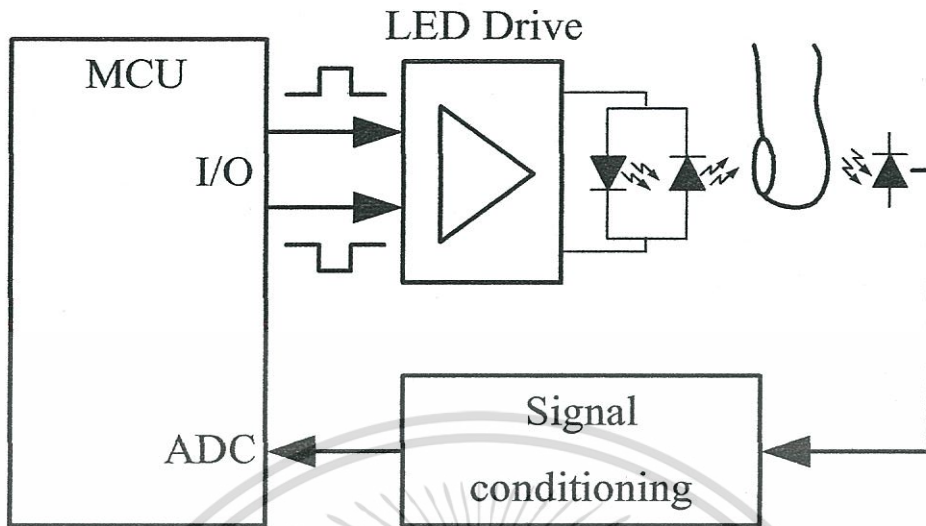
มาตรฐาน IEEE 802.15.4 เป็นการติดต่อสื่อสารไร้สายที่เน้นเรื่องการใช้พลังงานต่ำ ราคาถูก ใช้งานง่าย ทนต่อสัญญาณรบกวนได้ดี และสามารถต่อเป็นระบบเครือข่ายได้ โพรโทคอล (Protocol) ซิกบี เป็นโพรโทคอล ที่ทำงานอยู่บนมาตรฐาน IEEE 802.15.4 และสามารถต่อเป็นระบบเครือข่ายได้ ซึ่งในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ได้เลือกใช้เครือข่ายแบบดาว (Star) ดังรูปที่ 5.6 ในบทที่ 5 ซึ่งเป็นเครือข่ายที่มีประสิทธิภาพสูง เนื่องจากสามารถรับส่งข้อมูลไปยังจุดหมายปลายทางได้ แม้จะเกิดความเสียหายของระบบในบางส่วนก็ตาม โดยมีศูนย์กลาง (Coordinator) ทำหน้าที่สร้างการสื่อสารเชื่อมโยงเครือข่าย และลูกข่าย (Router) คอยทำหน้าที่รับส่งข้อมูลในเส้นทางต่างๆของเครือข่าย ซึ่งระบบที่พัฒนาขึ้นจะใช้ห้องแสดงผลส่วนกลางทำหน้าที่เป็นศูนย์กลาง และวงจรส่วนตรวจวัดค่า SpO₂ ที่เตียงของผู้ป่วย ทำหน้าที่เป็นลูกข่าย

6.3 ระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายสำหรับตรวจวัดและบันทึกค่า SpO₂ ที่พัฒนาขึ้น

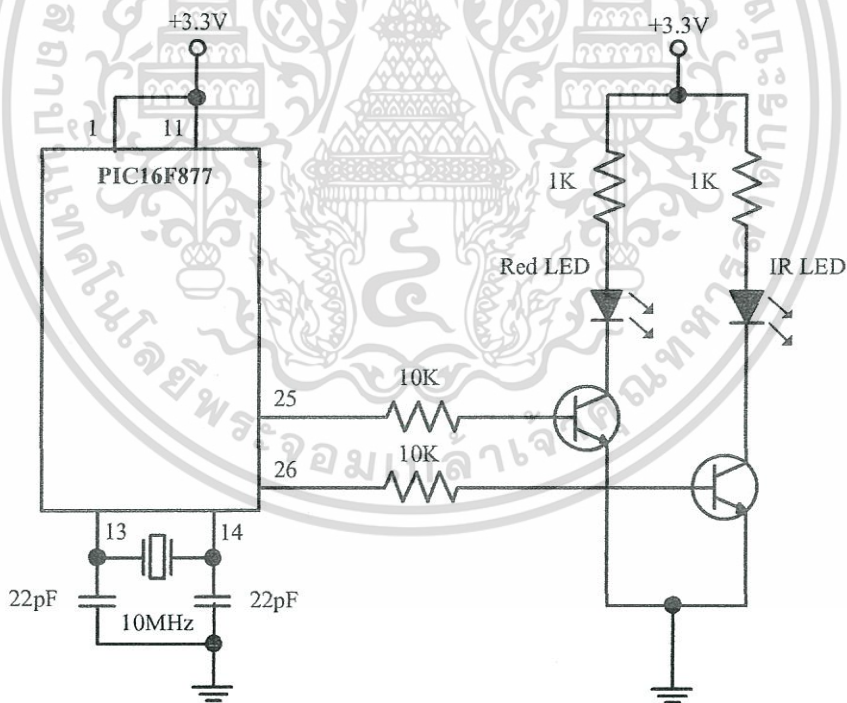
โครงสร้างของระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายสำหรับตรวจวัด แสดงผล และบันทึกค่า SpO₂ ที่พัฒนาขึ้นแสดงได้ดังรูปที่ 6.3 [6]-[7] ซึ่งประกอบด้วยส่วนสำคัญสองส่วนคือ ส่วนที่ติดกับนิ้วของผู้ป่วยจะใช้เซนเซอร์ตรวจวัด (Probe) ที่พัฒนาขึ้นทำหน้าที่รับคลื่นแสงสีแดง และคลื่นแสงอินฟราเรดแล้วส่งข้อมูลไปปรับแต่งสัญญาณให้เหมาะสมก่อนส่งข้อมูลผ่านเครือข่ายไร้สายมาตรฐาน IEEE 802.15.4 โดยใช้โมดูลซิกบี และส่วนที่ติดตั้งอยู่ห้องแสดงผลส่วนกลางซึ่งประกอบด้วยโมดูลซิกบี เชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์โดยสามารถแสดงค่า SpO₂ ของผู้ป่วยพร้อมกับบันทึกผลไว้ในระบบฐานข้อมูล รายละเอียดขององค์ประกอบทั้งสองอธิบายได้ดังนี้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรณีใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 6.3 โครงสร้างของระบบที่พัฒนาขึ้น
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.4 โครงสร้างการทำงานในส่วนตรวจวัดความเข้มตัวของออกซิเจนในเลือด



รูปที่ 6.5 วงจรขับหลอดแอลอีดีสีแดง และแอลอีดีอินฟราเรด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

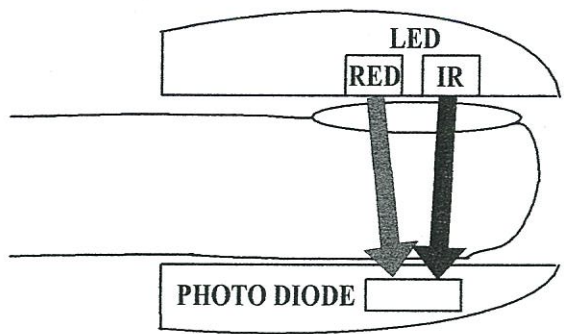
6.3.1 ส่วนประกอบฮาร์ดแวร์

วงจรตรวจวัดที่ติดตั้งอยู่ที่เตียงผู้ป่วยโดยจะมีโครงสร้างการทำงานแสดงดังรูปที่ 6.4 ดังนี้

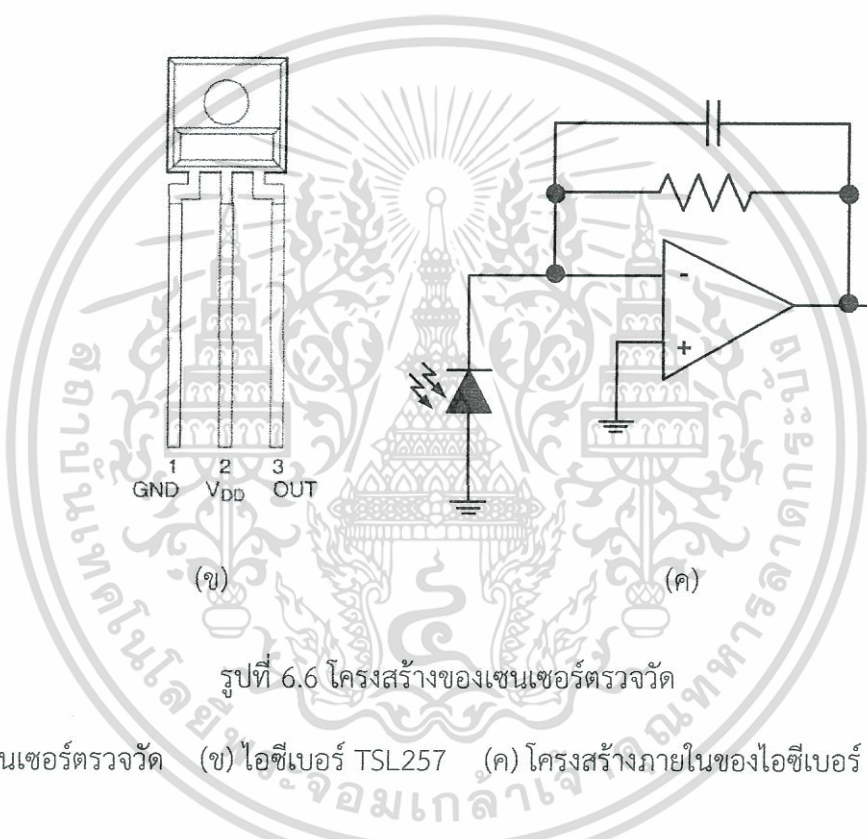
1. วงจรขับหลอดแอลอีดีสีแดง และแอลอีดีอินฟราเรด เริ่มต้นไมโครคอนโทรลเลอร์จะทำการสร้างสัญญาณพัลส์ ผ่านวงจรขับหลอดแอลอีดีโดยใช้ทรานซิสเตอร์สองตัวเพื่อกำหนดจังหวะการติดดับสลับกันไปมาระหว่างหลอดแอลอีดีสีแดง และแอลอีดีอินฟราเรด แสดงดังรูปที่ 6.5
2. เซนเซอร์ตรวจวัดดังรูปที่ 6.6 (ก) แสดงโครงสร้างของเซนเซอร์ตรวจวัดที่ได้ทำการออกแบบซึ่งประกอบด้วย แอลอีดีสีแดง (Red LED) ที่มีความยาวคลื่นแสงอยู่ในช่วง 600 – 750 นาโนเมตร กับแอลอีดีอินฟราเรด (IR LED) ที่มีความยาวคลื่นแสงอยู่ในช่วง 850 – 1000 นาโนเมตร ทำหน้าที่ปล่อยคลื่นแสงเดินทางผ่านนิ้ว และไปตกกระทบกับไอซีเซนเซอร์เบอร์ TSL257 ดังรูปที่ 6.6 (ข) และรูปที่ 6.6 (ค) แสดงโครงสร้างภายในของ ไอซีเซนเซอร์เบอร์ TSL257 ซึ่งประกอบด้วยโฟโตไดโอด และวงจรแปลงกระแสให้ไปเป็นแรงดันโดยใช้โอปแอมป์ ซึ่งสัญญาณที่วัดได้จะถูกส่งไปยังวงจรปรับแต่งสัญญาณ
3. วงจรปรับแต่งสัญญาณ จะทำหน้าที่ปรับแต่งสัญญาณเอาต์พุตที่วัดได้จากเซนเซอร์โดยใช้วงจรขยายแบบกลับเฟส (Inverting amplifier) และวงจรปรับศูนย์และความชัน (Zero and span circuit) [8] ดังรูปที่ 6.7 เพื่อให้ระดับสัญญาณอยู่ในช่วง 1-5 V ก่อนป้อนเข้าสู่วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล (ADC)
4. วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิตอล แสดงดังรูปที่ 6.8 จะทำหน้าที่แปลงสัญญาณอนาล็อกให้เป็นสัญญาณดิจิตอล ขนาด 10 บิต ภายในไมโครคอนโทรลเลอร์ จากนั้นไมโครคอนโทรลเลอร์จะทำการประมวลผลตามโปรแกรมที่ได้กำหนดไว้ก่อนส่งข้อมูลเพื่อเข้าสู่กระบวนการสื่อสารไร้สายต่อไป
5. การติดต่อสื่อสารไร้สาย ในที่นี้จะใช้โมดูลชิป ที่ทำงานอยู่บนมาตรฐาน IEEE 802.15.4 ย่านความถี่ 2.4 GHz (250Kbps) ดังแสดงในรูปที่ 6.8 โดยเลือกต่อระบบเครือข่ายแบบดาวดัง ดังรูปที่ 5.6 ในบทที่ 5

ส่วนแสดงผลที่ห้องแสดงผลส่วนกลาง

1. ห้องแสดงผลส่วนกลางจะมีคอมพิวเตอร์ที่เชื่อมต่อกับโมดูลชิป ดังแสดงในรูปที่ 6.9 ทำหน้าที่คอยรับข้อมูลจากเตียงผู้ป่วยนำมาแสดงผล และจัดเก็บข้อมูลเพื่อนำข้อมูลที่ทำการตรวจวัดได้กลับมาวิเคราะห์ต่อไปในภายหลัง



(ก)

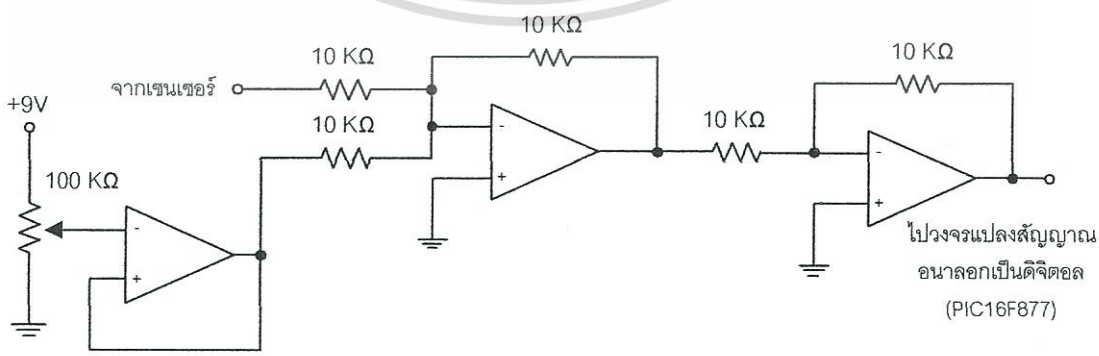


(ข)

(ค)

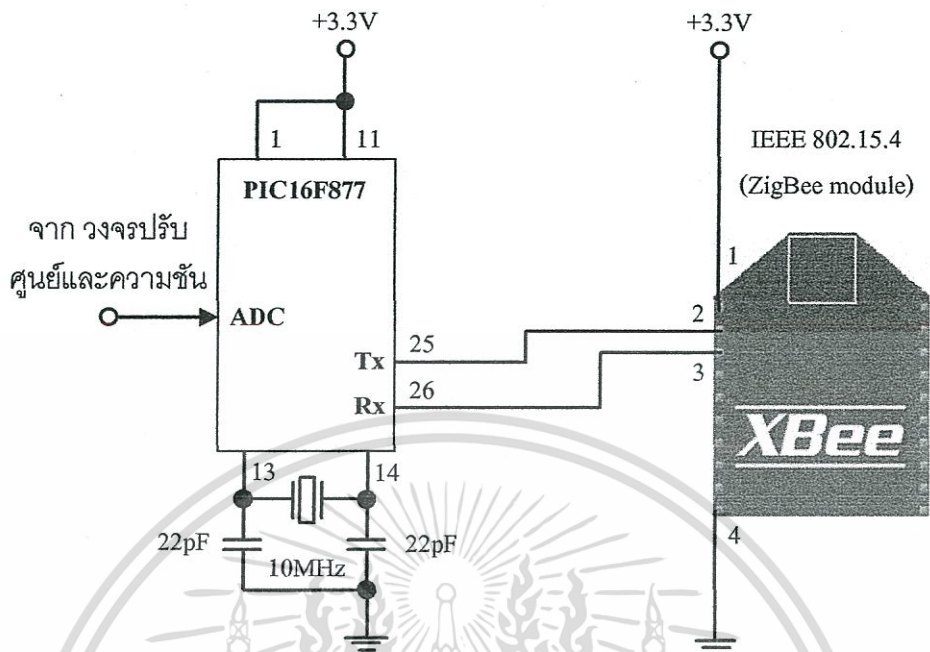
รูปที่ 6.6 โครงสร้างของเซนเซอร์ตรวจวัด

(ก) เซนเซอร์ตรวจวัด (ข) ไอซีเบอร์ TSL257 (ค) โครงสร้างภายในของไอซีเบอร์ TSL257

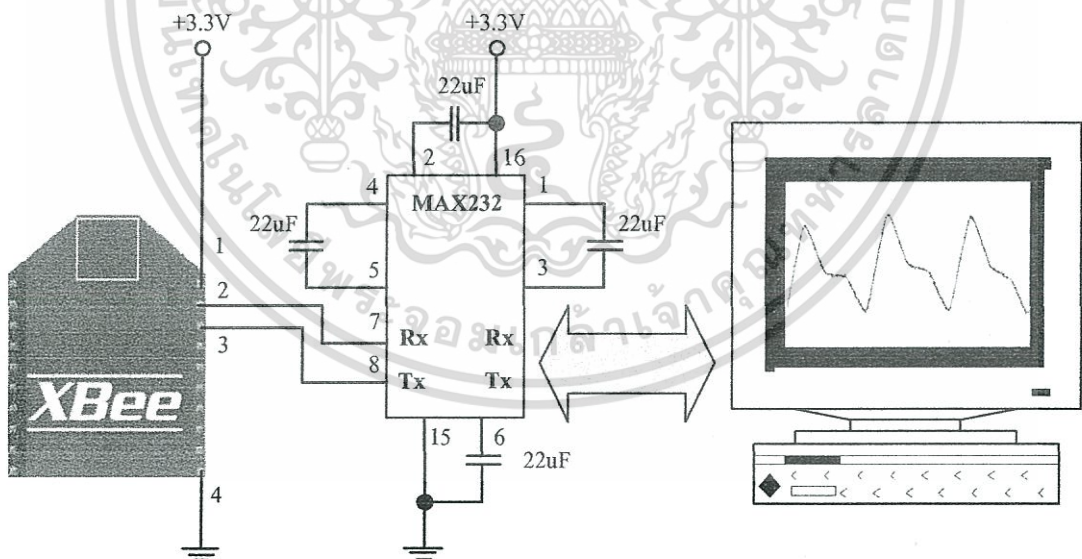


รูปที่ 6.7 วงจรปรับศูนย์และความชัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.8 วงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัล และวงจรติดต่อสื่อสารไร้สาย



รูปที่ 6.9 วงจรติดต่อสื่อสารไร้สาย ที่ห้องแสดงผลส่วนกลาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6.3.2 ส่วนประกอบซอฟต์แวร์

ส่วนตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด

จากรูปที่ 6.4 สามารถอธิบายการทำงานของโปรแกรมวัดค่า SpO₂ ซึ่งแบ่งขั้นตอนการทำงานได้เป็น 4 ขั้นตอนดังนี้ [ภาคผนวก ค.1]

1. ไมโครคอนโทรลเลอร์ทำการสร้างสัญญาณควบคุมจังหวะการติดดับของแอลอีดี ผ่านทางวงจรขับแอลอีดี หลังจากทีคลื่นแสงเดินทางผ่านนิ้ว และไปตกกระทบกับเซนเซอร์แล้ว สัญญาณจะถูกส่งต่อไปยังวงจรปรับแต่งสัญญาณ

2. ไมโครคอนโทรลเลอร์ ทำการซึ่กสัญญาณที่ได้จากเอาต์พุตของวงจรปรับแต่งสัญญาณ

3. ไมโครคอนโทรลเลอร์ ทำการแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิตอลภายในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยมีความละเอียดในการแปลง 10 บิต

4. ประมวลผลสัญญาณตามโปรแกรมที่กำหนดไว้โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์

5. ไมโครคอนโทรลเลอร์จะส่งค่า SpO₂ ที่วัดได้ไปยังห้องแสดงผลส่วนกลางผ่านโปรโตคอลชิกปี

ส่วนการติดต่อสื่อสารไร้สาย

ในส่วนนี้จะเป็นการรับส่งค่า SpO₂ ที่วัดได้ไปยังห้องแสดงผลส่วนกลางผ่านโปรโตคอลชิกปี โดยมีขั้นตอนการส่งข้อมูลดังรูปที่ 6.10 และรายละเอียดดังต่อไปนี้ [ภาคผนวก ค.1]

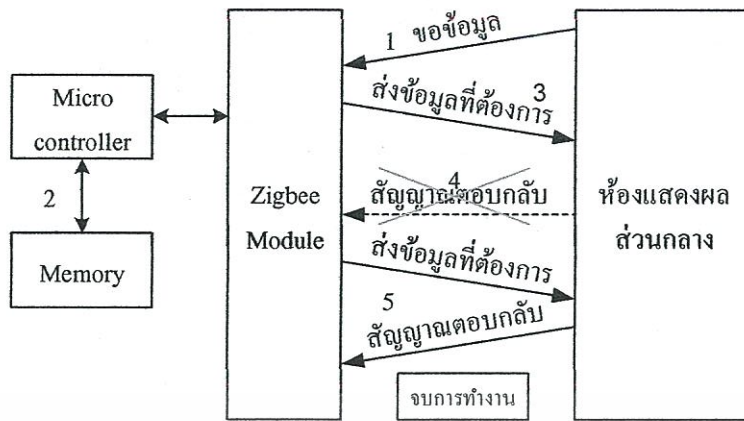
1. ไมโครคอนโทรลเลอร์ รอรับการร้องขอข้อมูลจากห้องแสดงผลส่วนกลางผ่านทางโมดูลชิกปี

2. เมื่อไมโครคอนโทรลเลอร์ ได้รับการร้องขอข้อมูลก็จะทำการอ่านข้อมูลที่เก็บได้ในหน่วยความจำ

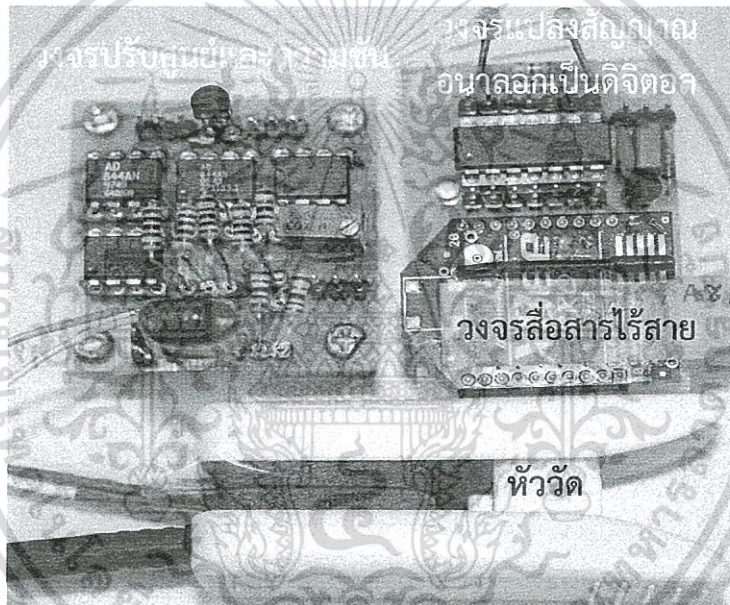
3. ส่งข้อมูลที่อ่านได้ในหน่วยความจำกลับไปห้องแสดงผลส่วนกลาง

4. ไมโครคอนโทรลเลอร์ รอรับสัญญาณตอบกลับจากห้องแสดงผลส่วนกลางเพื่อเป็นการยืนยันว่าที่ห้องแสดงผลส่วนกลางได้รับข้อมูลครบถ้วนแล้ว

5. หากไมโครคอนโทรลเลอร์ ไม่ได้รับสัญญาณตอบกลับจากห้องแสดงผลส่วนกลางภายในเวลาที่กำหนด ไมโครคอนโทรลเลอร์จะส่งข้อมูลเดิมออกไปอีกครั้งจนกว่าจะได้รับสัญญาณตอบกลับจากห้องแสดงผลส่วนกลาง



รูปที่ 6.10 ขั้นตอนการทำงานในส่วนการติดต่อสื่อสารไร้สาย



รูปที่ 6.11 วงจรต้นแบบที่ใช้ในการทดสอบระบบ

6.4 ผลการทดลอง

การทดสอบสมรรถนะการทำงานของระบบที่ได้พัฒนาขึ้นในรูปที่ 6.3 ได้ทำการต่อส่วนประกอบต่างๆ ดังวงจรต้นแบบในรูปที่ 6.11 สำหรับโปรแกรมแสดงผลการวัดและบันทึกค่า SpO_2 บนหน้าจอกอมพิวเตอร์ในห้องแสดงผลส่วนกลาง ในที่นี้ได้ใช้โปรแกรม Visual C# Express ทำการพัฒนาขึ้นดังรูปที่ 6.13 [ภาคผนวก ค.2] และทดสอบการทำงานของระบบโดยใช้ออสซิลโลสโคปทำการวัดสัญญาณค่า SpO_2 ที่จุดเอาต์พุตของวงจรปรับแต่งสัญญาณในรูปที่ 6.7 ซึ่งผลการวัดแสดงได้ดังรูปที่ 6.12 แล้วนำมาเปรียบเทียบกับผลการแสดงผลบนหน้าจอกอมพิวเตอร์ในห้องแสดงผลส่วนกลางดังรูปที่ 6.13 จากการทดลองแสดงให้เห็นว่าระบบที่พัฒนาขึ้นสามารถแสดงผลการเอกสารเป็นเอกสารที่สมบูรณ์ไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 6.1 เปรอ์เซ็นต์ค่าความผิดพลาดในการวัด

สัญญาณ ที่จุด	ระดับสัญญาณที่วัดได้จาก วงจรปรับแต่งสัญญาณ (V_{peak})	ระดับสัญญาณที่วัดได้จาก ห้องแสดงผลส่วนกลาง (V_{peak})	ค่าความผิดพลาด (%)
AC _{RED}	4.1	4.0	2.4
DC _{RED}	2.6	2.5	3.8
AC _{IR}	2.5	2.4	4
DC _{IR}	1.2	1.2	0

6.5 สรุป

วิทยานิพนธ์นี้ได้พัฒนาระบบเครือข่ายไร้สายที่สามารถตรวจวัดแสดงผล และบันทึกค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดตามมาตรฐานการสื่อสาร IEEE 802.15.4 โดยใช้โมดูลชิคบีต่อเป็นเครือข่ายแบบดาว ผลการทดสอบการทำงานแสดงให้เห็นว่าระบบที่ได้พัฒนาขึ้นมีการทำงานอย่างถูกต้องเป็นไปตามที่ได้ออกแบบไว้ โดยมีค่าความผิดพลาดในการวัดสูงสุดไม่เกิน 4% และครอบคลุมระยะทางสูงสุดในการรับส่งข้อมูลประมาณ 60 เมตร ซึ่งเพียงพอต่อการนำไปใช้เป็นระบบเครือข่ายภายในอาคาร

เอกสารอ้างอิงบทที่ 6

- [1] บดินทร์ ขวัญนิมิต “การวัดความอิ่มตัวออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากซีพจรในผู้ใหญ่”, สงขลานครินทร์เวชสาร, ปีที่ 24, ฉบับที่3, หน้า 245-252, 2549.
- [2] IEEE Std 802.15.4-2007, “Wireless medium access control and physical layer specifications for low-rate wireless personal area networks”, August 2007.
- [3] K. K. Tremper, S. J. Barker, “Pulse oximetry”, Anesthesiology, vol.70, pp.98-108, 1989.
- [4] A. Jubran, Pulse oximetry, Crit Care; 3:R11-7, 1999.
- [5] เครื่องวัดเปอร์เซ็นต์ความอิ่มตัวออกซิเจนในเลือด, [online]. available from: http://www.bjmmedical.com/knowledge_detailen.php?knowledgeid=4, 2012.
- [6] ธงชัย พจน์เสถียร, ดนุชา ประเสริฐสม, วรพงศ์ ตั้งศรีรัตน์, “ระบบเครือข่ายไร้สายเครื่องแสดงผลและบันทึกค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดโดยใช้ Zigbee” การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 34 (EECON-34), ปีที่34, ธันวาคม 2554. หน้า 1157-1160.
- [7] T. Photsathian, D. Prasertsom, and W. Tangsrirat, “IEEE 802.15.4 Wireless Sensor Network for Monitoring and Recording ECG and SpO₂”, International Technical Conference on Circuits/Systems, Computers and Communications, July 2012
- [8] วรพงศ์ ตั้งศรีรัตน์, เซนเซอร์และทรานสดิวเซอร์ : ทฤษฎีและการประยุกต์ใช้ในระบบการวัดและระบบควบคุม, พิมพ์ครั้งที่ 7, สำนักพิมพ์ ส.ส.ท., สมาคมส่งเสริมเทคโนโลยี (ไทย-ญี่ปุ่น) : ISBN 974-44-3103-2, กรุงเทพฯ, 2552.

บทที่ 7

บทสรุปและข้อเสนอแนะแนวทางการทำวิจัยต่อ

7.1 บทสรุป

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้ทำการพัฒนาระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สาย (Wireless Sensor Network, WSN) สำหรับประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์ เพื่อทำการตรวจวัด แสดงผลและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) และค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง (SpO₂) โดยวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เลือกใช้โปรโทคอลซิกบี ที่ทำงานอยู่ภายใต้มาตรฐานการติดต่อสื่อสารแบบ IEEE 802.15.4 เนื่องจากเป็นมาตรฐานที่มุ่งเน้นในเรื่องการใช้พลังงานต่ำ มีราคาถูก ง่ายต่อการนำไปใช้งาน และยังสามารถต่อเป็นระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายขนาดใหญ่ได้ ผลจากการทดลองต่อวงจรต้นแบบขึ้นมาเพื่อทำการทดสอบระบบ แสดงให้เห็นว่าระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายที่ได้ทำการพัฒนาขึ้นสามารถทำการรับ ส่งข้อมูลไปแสดงผลและบันทึกข้อมูลยังห้องแสดงผลส่วนกลางได้อย่างถูกต้อง

ผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้องและได้พัฒนาขึ้นมาในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้รับการตีพิมพ์ในวารสารการประชุมทางวิชาการวิศวกรรมไฟฟ้าและอิเล็กทรอนิกส์ในระดับชาติและระดับนานาชาติจำนวนสามบทความดังนี้คือ

1. การประชุมทางวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 33 (EECON-33) ซึ่งจัดขึ้นระหว่างวันที่ 1 - 3 ธันวาคม 2553 ที่จังหวัดเชียงใหม่ [1]
2. การประชุมทางวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 34 (EECON-34) ซึ่งจัดขึ้นระหว่างวันที่ 30 พฤศจิกายน - 2 ธันวาคม 2554 ที่จังหวัดชลบุรี [2]
3. การประชุมทางวิชาการ International Technical Conference on Circuits/ Systems, Computers and Communications 2012 (ITC-CSCC 2012) ซึ่งจัดขึ้นระหว่างวันที่ 15 - 18 กรกฎาคม 2555 ที่ประเทศญี่ปุ่น [3]

โดยรายละเอียดของบทความทั้งสามได้ถูกเรียบเรียงไว้ในภาคผนวก ก ของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

7.2 ข้อเสนอแนะแนวทางในการทำวิจัยต่อ

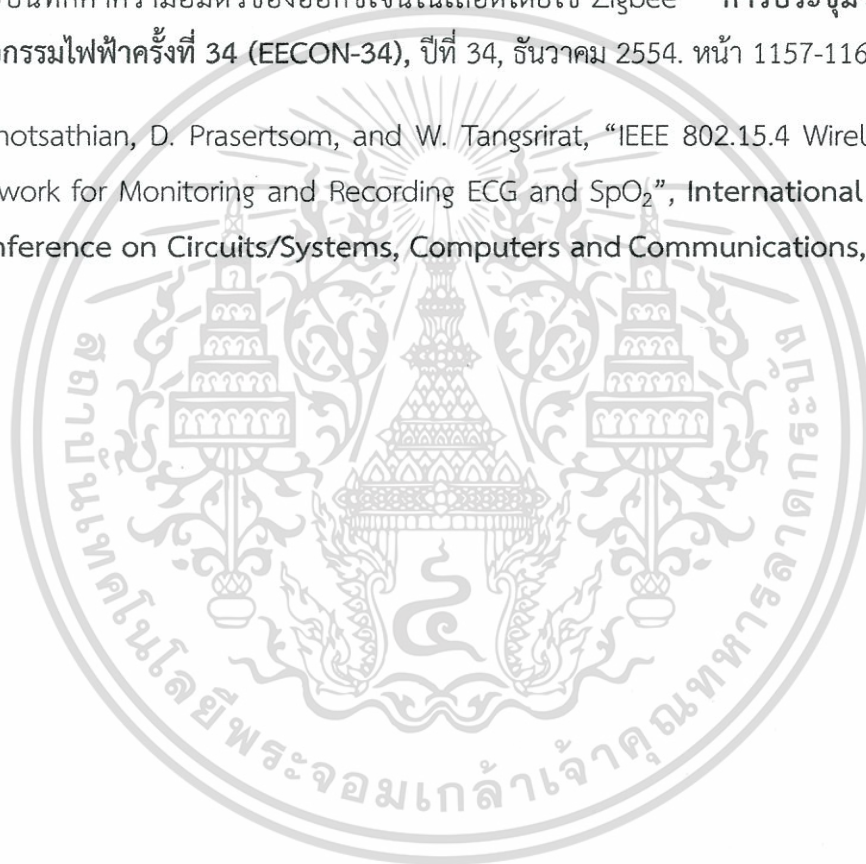
จากระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สาย ที่ได้ทำการออกแบบและพัฒนาขึ้นในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ พบว่ายังมีประเด็นที่น่าสนใจเพื่อเป็นแนวทางในการพัฒนา และออกแบบระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายให้มีสมรรถนะและประสิทธิภาพมากขึ้น ดังต่อไปนี้

1. ระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายนี้สามารถเพิ่มระยะในการรับส่งข้อมูลได้โดยเลือกใช้สายอากาศที่มีอัตราการขยายที่สูงกว่าสายอากาศขนาดมาตรฐานได้โดยมีระยะทางสูงสุดถึง 3.5 กิโลเมตร หรือ ถ้าต้องการให้มีระยะทางในการรับ ส่งข้อมูลที่ไกลกว่านี้ ก็สามารถที่จะเพิ่มตัวทวนสัญญาณได้โดยการต่อระบบให้เป็นเครือข่ายแบบลำดับชั้น (Cluster tree) หรือ เครือข่ายแบบเมช (Mesh) เป็นต้น
2. ระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายนี้สามารถนำไปประยุกต์ใช้งานสำหรับการวัดแบบต่างๆ ได้ เช่น นำไปประยุกต์ใช้ในงานทางด้านเกษตร เช่น อุณหภูมิ ความชื้น ความเข้มแสง ความเร็วลม หรือ ประยุกต์ใช้ในระบบตรวจวัดสภาพแวดล้อม ระบบนิเวศ ระบบเฝ้าระวังไฟฟ้า เป็นต้น



เอกสารอ้างอิงบทที่ 7

- [1] ธงชัย พจน์เสถียร, ดนุชา ประเสริฐสม, วรพงศ์ ตั้งศรีรัตน์, “ระบบเครือข่ายไร้สายมาตรฐาน IEEE 802.15.4 สำหรับแสดงผลและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ” การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 33 (EECON-33), ปีที่ 33, ธันวาคม 2553. หน้า 1549-1552.
- [2] ธงชัย พจน์เสถียร, ดนุชา ประเสริฐสม, วรพงศ์ ตั้งศรีรัตน์, “ระบบเครือข่ายไร้สายเครื่องแสดงผลและบันทึกค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดโดยใช้ Zigbee” การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 34 (EECON-34), ปีที่ 34, ธันวาคม 2554. หน้า 1157-1160.
- [3] T. Photsathian, D. Prasertsom, and W. Tangsrirat, “IEEE 802.15.4 Wireless Sensor Network for Monitoring and Recording ECG and SpO₂”, International Technical Conference on Circuits/Systems, Computers and Communications, 2012.





ภาคผนวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ก

บทความวิจัยที่เกี่ยวข้องที่ได้รับการตีพิมพ์

บทความวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์ในวารสารการประชุมทางวิชาการในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีจำนวน สามบทความดังนี้

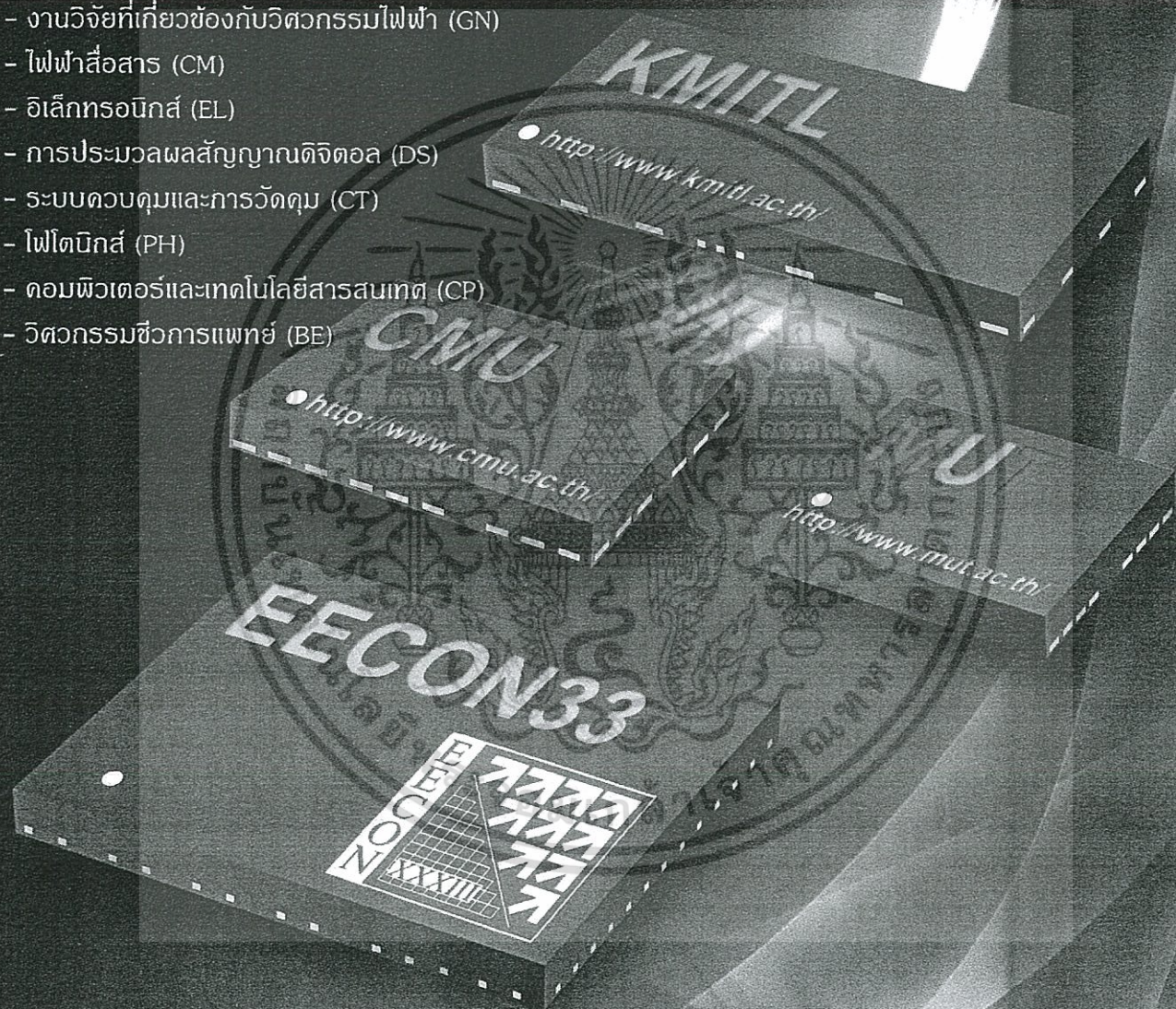
1. ธงชัย พจน์เสถียร, ดนุชา ประเสริฐสม, วรพงศ์ ตั้งศรีรัตน์, “ระบบเครือข่ายไร้สายมาตรฐาน IEEE 802.15.4 สำหรับแสดงผลและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ”การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 33 (EECON-33), ปีที่ 33, ธันวาคม 2553. หน้า 1549-1552.
2. ธงชัย พจน์เสถียร, ดนุชา ประเสริฐสม, วรพงศ์ ตั้งศรีรัตน์, “ระบบเครือข่ายไร้สายเครื่องแสดงผลและบันทึกค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดโดยใช้ Zigbee” การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 34 (EECON-34), ปีที่ 34, ธันวาคม 2554. หน้า 1157-1160.
3. T. Photsathian, D. Prasertsom, and W. Tangsrirat, “IEEE 802.15.4 Wireless Sensor Network for Monitoring and Recording ECG and SpO₂”, International Technical Conference on Circuits/Systems, Computers and Communications (ITC-CSCC 2012), Sapporo Convention Center, Sapporo, Japan, July 2012.



การประชุมวิชาการ ทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ ๓๓

33rd Electrical Engineering Conference (EECON-33)

- ไฟฟ้ากำลัง (PW)
- อิเล็กทรอนิกส์กำลัง (PE)
- งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับวิศวกรรมไฟฟ้า (GN)
- ไฟฟ้าสื่อสาร (CM)
- อิเล็กทรอนิกส์ (EL)
- การประมวลผลสัญญาณดิจิทัล (DS)
- ระบบควบคุมและการวัดคุม (CT)
- ไฟโตนิคส์ (PH)
- คอมพิวเตอร์และเทคโนโลยีสารสนเทศ (CP)
- วิศวกรรมชีวการแพทย์ (BE)



ร่วมจัดโดย
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีมหานคร

ABB CSG
SOLUTION



111 Years Engineering
Innovation

ระบบเครือข่ายไร้สายมาตรฐาน IEEE 802.15.4 สำหรับแสดงผลและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

IEEE 802.15.4 Wireless Sensor Network Zig for Monitoring and Recording Electrocardiogram Signal

รัชชัย พจน์เสถียร¹ ดนุชา ประเสริฐสม² และ วรพงศ์ คังศรีรัตน์¹

¹สาขาวิชาวิศวกรรมการวัดและควบคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ถนนฉลองกรุง เขตลาดกระบัง กรุงเทพฯ 10520 โทรศัพท์ : 0-2326-4205 E-mail: golf12_@hotmail.com

²ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

เขตบางซื่อ กรุงเทพฯ 10800 E-mail: danucha_1@yahoo.com

บทคัดย่อ

บทความนี้นำเสนอการพัฒนาของระบบเครือข่ายสำหรับแสดงผลและบันทึกข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายตามมาตรฐาน IEEE 802.15.4 ระบบที่พัฒนาขึ้นประกอบด้วยสองส่วนหลัก คือ เซนเซอร์อีซีจีและวงจรปรับแต่งสัญญาณทำหน้าที่ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยแล้วส่งข้อมูลที่วัดได้ผ่านคลื่นความถี่วิทยุโดยใช้โมดูล Zigbee ย่านความถี่ 2.4 GHz ที่ระยะการส่งสูงสุด 100 เมตร และส่วนแสดงผลส่วนกลางทำหน้าที่แสดงผลและบันทึกข้อมูลผ่านหน้าจอคอมพิวเตอร์เพื่อให้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญทำการวินิจฉัยต่อไป เนื่องจากไม่ต้องเดินสายสัญญาณในการรับส่งข้อมูล จึงทำให้ระบบที่นำเสนอมีขนาดเล็ก ติดตั้งและเคลื่อนย้ายได้สะดวก และครอบคลุมพื้นที่การใช้งานใกล้เคียงผลการต่อระบบทดสอบจริงแสดงให้เห็นว่าระบบที่ได้พัฒนาขึ้นมีการทำงานอย่างถูกต้องเป็นไปตามแนวทางที่นำเสนอ

คำสำคัญ: คลื่นไฟฟ้าหัวใจ, มาตรฐาน IEEE 802.15.4, เครือข่ายไร้สาย

Abstract

This article describes the development of the wireless sensor network using IEEE 802.15.4 communication standard for monitoring and recording electrocardiogram signal (ECG). The developed network is mainly composed of two important parts. The first part, consisting of ECG sensor and signal conditioning circuits, is used to measure the ECG signal and send the measured signal via 2.4 GHz Zigbee module with 100 meters range. The second part performs as a central monitor for displaying and recording the measured ECG signals for diagnosis by the experts later. Owing to the wireless nature, the proposed system is compact and also provides the simplicity of installation and movement. Experimental results show that the developed system can work correctly as expected.

Keywords: Electrocardiogram (ECG), IEEE 802.15.4 standard, wireless network.

1. คำนำ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (electrocardiogram, ECG) นับว่าเป็นข้อมูลที่สำคัญทางการแพทย์ เนื่องจากระบบการทำงานของหัวใจ (cardiology information system, CARIS) เป็นข้อมูลสำคัญที่ใช้ประกอบการวินิจฉัยโรคหัวใจ หรือพิจารณาถึงผู้ผู้ป่วยเพื่อรับการรักษาค่าที่ต่างที่ [1]-[2] ในปัจจุบันเครื่องมือวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ส่วนใหญ่จะถูกติดตั้งอยู่ที่เตียงผู้ป่วยพร้อมกับการแสดงผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและมีการแจ้งเตือนหากมีการเต้นของหัวใจที่ผิดปกติ ถึงแม้ว่าในโรงพยาบาลบางแห่งอาจมีการพัฒนาระบบการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้ให้สามารถส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยที่วัดได้ผ่านระบบ LAN เพื่อไปแสดงผลยังห้องแสดงผลส่วนกลาง (central monitor) ซึ่งมีแพทย์หรือพยาบาลคอยดูแลอยู่ได้ก็ตาม [3]-[4] แต่ก็มีข้อจำกัดที่ค่าที่พัฒนาขึ้นนั้น มีราคาสูงมาก ใช้ทรัพยากรในระบบเป็นจำนวนมาก อีกทั้งการรับส่งข้อมูลของคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปแสดงผลยังห้องแสดงผลส่วนกลาง ยังต้องผ่านระบบ LAN ที่มีการเชื่อมต่อระบบโดยใช้สายสัญญาณจำนวนมาก ทำให้ไม่สะดวกและขาดความคล่องตัวหากต้องมีการเคลื่อนย้ายเตียงผู้ป่วย

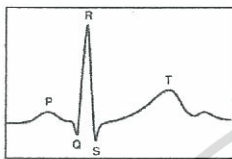
ดังนั้นในบทความนี้จึงได้นำเสนอการพัฒนาของระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายสำหรับตรวจวัด แสดงผล และบันทึกข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจภายใต้มาตรฐานการติดต่อสื่อสารแบบ IEEE 802.15.4 [5] ที่มีราคาถูก และสามารถส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปแสดงผลยังห้องแสดงผลส่วนกลางพร้อมกับการบันทึกข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยแต่ละรายไว้ในระบบฐานข้อมูล ระบบที่ได้พัฒนาขึ้นอาศัยโพรโทคอล Zigbee [6] ที่ใช้อยู่บนมาตรฐาน IEEE 802.15.4 การสื่อสารจึงเป็นแบบไร้สายผ่านทางคลื่นวิทยุ ทำให้ระบบนี้ติดตั้งได้ง่าย เคลื่อนย้ายได้สะดวก เนื่องจากไม่ต้องคำนึงถึงการเดินสายสัญญาณสำหรับคิดต่อรับส่งข้อมูลระหว่างเครื่องวัดแต่ละเครื่อง

2. ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

รูปที่ 1 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของคนปกติซึ่งประกอบด้วยสัญญาณคลื่น PQRST [7] โดยมีรายละเอียดของแต่ละรูปสัญญาณดังนี้

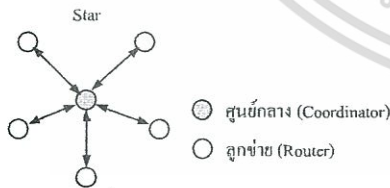
- สัญญาณ P (P wave) เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องบน มีความยาวประมาณ 80-120 ms
- สัญญาณ QRS (QRS complex) เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องล่าง มีความยาวประมาณ 80-100 ms และสัญญาณ R จะมีขนาดสูงที่สุดเนื่องจากหัวใจห้องล่างจะมีมวลเนื้อไปยังทุกส่วนของร่างกาย
- สัญญาณ T (T wave) เกิดจากการคลายตัวของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างมีความยาวประมาณ 200 ms



รูปที่ 1 กราฟสัญญาณหัวใจของคนปกติ

2.2 การสื่อสารมาตรฐาน IEEE 802.15.4

การสื่อสารมาตรฐาน IEEE 802.15.4 เป็นมาตรฐานสำหรับการติดต่อสื่อสารไร้สายที่เน้นเรื่องการใช้พลังงานต่ำ ราคาถูก ใช้งานง่าย ทนต่อสัญญาณรบกวน และสามารถต่อเป็นระบบเครือข่ายได้ โพรโทคอล Zigbee (Zigbee protocol) เป็นโพรโทคอลที่ทำงานอยู่ตามมาตรฐาน IEEE 802.15.4 และสามารถต่อเป็นระบบเครือข่ายได้ ซึ่งในบทความนี้เลือกใช้รูปแบบเครือข่ายแบบ Star ดังรูปที่ 2 [7]-[8] ซึ่งเป็นเครือข่ายที่มีประสิทธิภาพสูงเนื่องจากข้อมูลสามารถส่งไปถึงเป้าหมายได้หลายทางทำให้ระบบนี้สามารถรับส่งข้อมูลไปยังจุดหมายปลายทางได้ แม้จะเกิดความเสียหายของระบบในบางส่วนก็ตาม โดยที่ศูนย์กลางเรียกว่า Coordinator มีหน้าที่สร้างการสื่อสาร เชื่อมโยงเครือข่าย และมีลูกข่ายที่เรียกว่า Router คอยทำหน้าที่รับส่งข้อมูลในเส้นทางต่างๆ ของเครือข่าย ระบบที่พัฒนาขึ้นจะใช้ห้องแสดงผลส่วนกลางทำหน้าที่เป็น Coordinator และวงจรส่วนวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทำหน้าที่เป็น Router

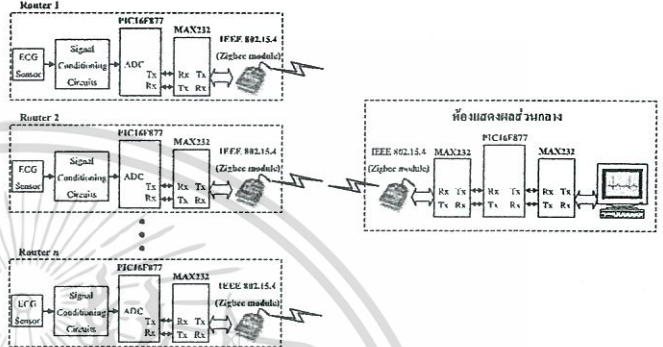


รูปที่ 2 ระบบเครือข่ายแบบ Star

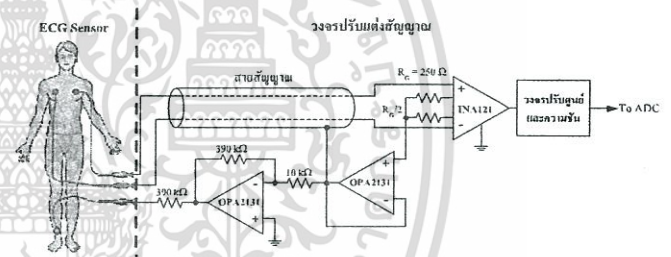
3. ระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายสำหรับตรวจวัดและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) ที่พัฒนาขึ้น

โครงสร้างของระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายสำหรับตรวจวัดแสดงผล และบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) ที่พัฒนาขึ้นในบทความนี้แสดงได้ดังรูปที่ 3 ซึ่งประกอบด้วยสองส่วนสำคัญสองส่วน คือ ส่วนที่ติดกับตัวผู้ป่วยจะใช้อิเล็กทรอนิกส์ทำหน้าทีตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG

sensor) ซึ่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จะถูกปรับแต่งสัญญาณให้เหมาะสม (signal conditioning circuit) แล้วส่งข้อมูลผ่านเครือข่ายไร้สายมาตรฐาน IEEE 802.15.4 โดยใช้โมดูล Zigbee และส่วนที่ติดตั้งอยู่ห้องแสดงผลส่วนกลางซึ่งประกอบด้วยโมดูล Zigbee ที่เชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์โดยสามารถแสดงสัญญาณอัตราการเต้นของผู้ป่วยพร้อมบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยไว้ในระบบฐานข้อมูล โครงสร้างของระบบสามารถแบ่งส่วนประกอบได้เป็นสองส่วนดังนี้



รูปที่ 3 โครงสร้างของระบบที่พัฒนาขึ้น



รูปที่ 4 เซนเซอร์อีซีจีและวงจรปรับแต่งสัญญาณ

3.1 ส่วนประกอบฮาร์ดแวร์

จากรูปที่ 3 โครงสร้างของระบบเครือข่ายที่พัฒนาขึ้นมีส่วนประกอบฮาร์ดแวร์ดังนี้

- เซนเซอร์อีซีจี (ECG sensor) ประกอบด้วยอิเล็กทรอนิกส์สำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ติดไว้ที่ตัวผู้ป่วย 3 จุด คือ หน้าอกซ้าย หน้าอกขวา และที่ข้อเท้าขวา ดังรูปที่ 4 ซึ่งสัญญาณที่วัดได้จะถูกส่งไปยังวงจรปรับแต่งสัญญาณ (signal conditioning circuit) เพื่อประมวลผลต่อไป
- ภาคแรกของวงจรปรับแต่งสัญญาณจะทำหน้าที่ขยายสัญญาณผลต่างที่วัดได้จากเซนเซอร์อีซีจี โดยใช้วงจรขยายอินสตรูเมนต์ (instrumentation amplifier) ไอซี INA121 และไอซี OPA2131 ทั้งสองตัว ทำหน้าที่เป็นวงจรป้อนกลับแบบลบ เพื่อลดสัญญาณรบกวนร่วมที่เกิดขึ้นระหว่างร่างกายผู้ป่วยกับขั้วของวงจร สัญญาณเอาต์พุตจากไอซี INA121 จะถูกปรับแต่งสภาพสัญญาณอีกครั้งด้วยวงจรปรับศูนย์และความชัน (zero and span circuit) [8] เพื่อให้ระดับสัญญาณอยู่ในช่วง 1-5 V ก่อนป้อนเข้าสู่วงจรแปลงสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า



อนาล็อกเป็นดิจิตอล (ADC) ขนาด 10 บิตภายใน ไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877 หลังจากไมโครคอนโทรลเลอร์ ทำการประมวลผลตามโปรแกรมที่ได้กำหนดไว้ ก็จะส่งข้อมูลผ่าน ไอซี MAX-232 เพื่อเข้าสู่กระบวนการสื่อสารแบบ IEEE 802.15.4

- สำหรับการติดต่อสื่อสารไร้สาย ในที่นี้จะใช้โมดูล Zigbee ที่ทำงาน อยู่บนมาตรฐาน IEEE 802.15.4 ย่านความถี่ 2.4 GHz (250Kbps) และเลือกต่อระบบเครือข่ายแบบ Star ดังรูปที่ 2
- ห้องแสดงผลส่วนกลาง จะมีคอมพิวเตอร์ ทำหน้าที่คอยรับข้อมูล สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้รับจากโมดูล Zigbee นำมาแสดงผล เป็นกราฟ หาดัชนีการเต้นของหัวใจ และจัดเก็บข้อมูลเพื่อนำ กลับมาวิเคราะห์ห่อได้ในภายหลัง

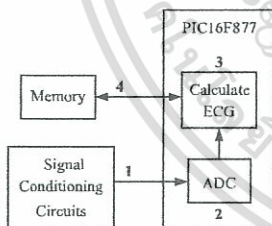
3.2 ส่วนประกอบซอฟต์แวร์

การออกแบบและพัฒนาซอฟต์แวร์ในบทความนี้ ประกอบด้วย โปรแกรมควบคุมการทำงานสองส่วนหลัก ดังนี้

3.2.1 ส่วนตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

การทำงานของโปรแกรมวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สามารถแบ่งขั้นตอน การทำงานได้เป็น 4 ขั้นตอนดังแสดงในรูปที่ 5 ได้แก่

- 1) ชักสัญญาณที่ได้จากวงจรปรับแต่งสัญญาณ
- 2) ทำการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิตอล โดยมีความ ละเอียด 10 บิต
- 3) ประมวลผลสัญญาณโดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877
- 4) เก็บข้อมูลที่คำนวณได้ลงในหน่วยความจำ



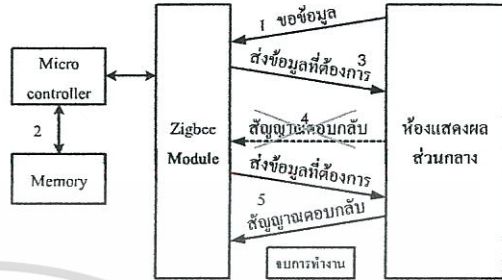
รูปที่ 5 ขั้นตอนการทำงานในส่วนตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

3.2.2 ส่วนการติดต่อสื่อสารไร้สาย

ในส่วนนี้จะเป็นการส่งข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ไปยังห้อง แสดงผลส่วนกลางผ่านโปรโตคอล Zigbee ของบริษัท Digi International Inc. โดยมีขั้นตอนการส่งข้อมูลดังรูปที่ 6 ซึ่งมีรายละเอียดต่อไปนี้

- 1) รอรับการร้องขอข้อมูลจากห้องแสดงผลส่วนกลางผ่านทาง โมดูล Zigbee
- 2) ไมโครคอนโทรลเลอร์ อ่านข้อมูลที่เก็บได้ในหน่วยความจำ
- 3) ส่งข้อมูลกลับไปห้องแสดงผลส่วนกลาง
- 4) ไมโครคอนโทรลเลอร์ รอรับสัญญาณตอบกลับจากห้อง แสดงผลส่วนกลาง

- 5) หากไมโครคอนโทรลเลอร์ไม่ได้รับสัญญาณตอบกลับจากห้อง แสดงผลส่วนกลางภายในเวลาที่กำหนด ไมโครคอนโทรลเลอร์ จะส่ง ข้อมูลออกไปอีกครั้งจนกว่าจะได้รับสัญญาณตอบกลับจากห้องแสดงผล



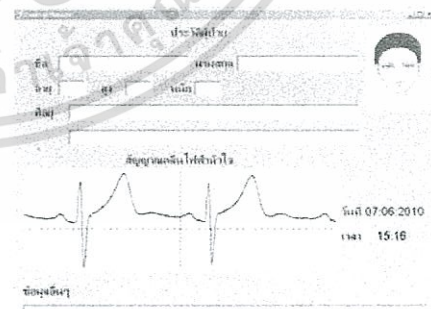
รูปที่ 6 ขั้นตอนการทำงานในส่วนการติดต่อสื่อสารไร้สาย

4. ผลการทดลอง

การทดสอบสมรรถนะการทำงานของระบบที่ได้พัฒนาขึ้นได้ทำ การต่อต้านประกอบต่างๆ ตามโครงสร้างของระบบในรูปที่ 3 ซึ่งจะได้ วงจรคั่นแบบดังรูปที่ 7 สำหรับโปรแกรมแสดงผลการวัดและบันทึก คลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ในห้องแสดงผลส่วนกลางนั้น ในที่นี้ได้ใช้โปรแกรม Visual C# Express Edition พัฒนาขึ้นดังรูปที่ 8



รูปที่ 7 การต่อเชื่อมอุปกรณ์และวงจรคั่นแบบ

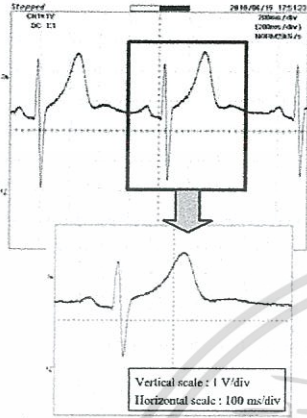


รูปที่ 8 โปรแกรมแสดงผลการวัดบนหน้าจอคอมพิวเตอร์

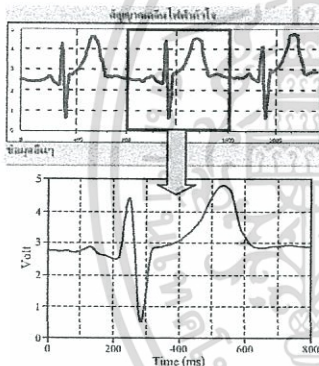
ในการทดสอบการทำงานของระบบได้ใช้ออสซิลโลสโคปทำการ วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริงที่จุดเอาต์พุตของวงจรปรับแต่งสัญญาณ ในรูปที่ 4 ซึ่งได้ผลการวัดดังแสดงในรูปที่ 9 แล้วนำมาเปรียบเทียบกับ การแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ที่ห้องแสดงผลส่วนกลางซึ่งจะได้ดัง



รูปที่ 10 จากรูปที่ 9 และ 10 แสดงให้เห็นว่าระบบที่พัฒนาขึ้นสามารถแสดงผลได้เหมือนกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จริงซึ่งประกอบด้วยคุณลักษณะของสัญญาณ PQRS ทบถ้วน โดยมีเปอร์เซ็นต์ค่าความผิดพลาดในการวัดสรุปได้ดังตารางที่ 1



รูปที่ 9 รูปคลื่นสัญญาณที่วัดได้จากวงจรปรับแต่งสัญญาณ



รูปที่ 10 รูปคลื่นสัญญาณจากโปรแกรมแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ที่ห้องแสดงผลส่วนกลาง

ตารางที่ 1 เปรียบเทียบค่าความผิดพลาดในการวัด

สัญญาณที่จุด	ระดับสัญญาณที่วัดได้จากวงจรปรับแต่งสัญญาณ (V)	ระดับสัญญาณที่วัดได้จากห้องแสดงผล (V)	ค่าความผิดพลาด (%)
P	2.90	2.75	5.17
Q	2.59	2.39	7.72
R	4.50	4.47	0.66
S	0.48	0.50	4.16
T	4.89	4.70	3.88

5. สรุป

บทความนี้ได้พัฒนาระบบเครือข่ายไร้สายที่สามารถตรวจวัดแสดงผล และบันทึกค่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ตามมาตรฐานการ

สื่อสาร IEEE IEEE 802.15.4 โดยใช้โมดูล Zigbee ต่อเป็นเครือข่ายแบบ Star ผลการทดสอบการทำงานแสดงให้เห็นว่าระบบที่ได้พัฒนาขึ้นมีการทำงานอย่างถูกต้องเป็นไปตามที่ได้ออกแบบไว้ โดยมีค่าความผิดพลาดในการวัดสูงสุดน้อยกว่า 8% และครอบคลุมระยะทางสูงสุดในการรับส่งข้อมูลประมาณ 60 เมตร ซึ่งเพียงพอต่อการนำไปใช้เป็นระบบเครือข่ายภายในอาคาร

เอกสารอ้างอิง

- [1] สมศรี คาวฉาย, อธิษฐ์ในหอผู้ป่วยหนัก, มหาวิทยาลัยมหิดล, หน้า 105-151, กรุงเทพฯ, 2544.
- [2] S. Ombrato, G. Cecchetti, D. Pierotti, M.G. Bartalini, A. Maccrera, A.Taddei, M. Bertinelli, and M. Emdin, "An Open System for Managing Long-Term ECG Recording", *Proceedings of the Computers in Cardiology*, pp. 653-656, 2000.
- [3] T. Polk, W. Walker, A. Hande, and D. Bhatia, "Wireless Telemetry for Oxygen Saturation Measurement", *Proceedings of the Biomedical Circuit and Systems*, pp. 174-177, 2006.
- [4] อนันต์ ราชจันทร์ และ ประสิทธิ์ จุลเสวีวงศ์, "การแสดงผลและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบ LAN", *การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 31 (EECON-31)*, หน้า 1305-1308, 2551.
- [5] IEEE Std 802.15.4-2007, "Wireless medium access control and physical layer specifications for low-rate wireless personal area networks", August, 2007.
- [6] XBee Basic Configuration in Network Application, [online]. Available from: <http://www.thaicasyelec.com>, [20/5/2010].
- [7] อังอร่า เชนฤทธิพิทักษ์, คู่มือแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ, คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล, หน้า 42-46, กรุงเทพฯ, 2531.
- [8] วรพงศ์ ตั้งศรีรัตน์, เซนเซอร์และทรานสดิวเซอร์ : ทฤษฎีและ: ทฤษฎีและการประยุกต์ใช้ในระบบการวัดและระบบควบคุม, พิมพ์ครั้งที่ 6, สำนักพิมพ์ ส.ส.ท., สมาคมส่งเสริมเทคโนโลยี (ไทย-ญี่ปุ่น) : ISBN 974-44-3103-2, กรุงเทพฯ, 2552.



ธงชัย พงษ์เสถียร

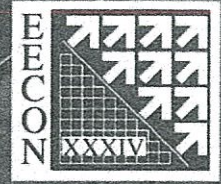
จบการศึกษาระดับปริญญาตรี สาขาวิศวกรรมระบบเครื่องมือวัด จากคณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าพระนาครเหนือเมื่อปี พ.ศ. 2553

ปัจจุบันกำลังศึกษาใน ระดับปริญญาโท สาขาวิชาวิศวกรรมระบบควบคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง สนใจงานทางด้าน การสังเคราะห์และออกแบบระบบฝังตัว (embedded system) และเทคโนโลยีหุ่นยนต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า



การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 33 (EECON-33) 1-3 ธันวาคม 2553 จังหวัดเชียงใหม่ จัดโดย สจล. มห. มทผ. การนำไปใช้ The 33rd Electrical Engineering Conference, 1-3 December 2010, Organized by KMITL, CMU, MUT



The 34th Electrical Engineering Conference (EECON-34) การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 34

คำนำ

บทความรับเชิญ

บทความดีเด่น

ดัชนีผู้เขียนบทความ Vol.1 (Author Index Vol.1)

ดัชนีผู้เขียนบทความ Vol.2 (Author Index Vol.2)

ดัชนีคำสำคัญ Vol.1 (Keyword Index Vol.1)

ดัชนีคำสำคัญ Vol.2 (Keyword Index Vol.2)

กำหนดการ

Sponsor

หน้าปก Proceedings

Proceedings Vol.1

Proceedings Vol.2

Abstract Program

บทความทางวิศวกรรมไฟฟ้า

ไฟฟ้ากำลัง (PW)

อิเล็กทรอนิกส์กำลัง (PE)

งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับวิศวกรรมไฟฟ้า (GN)

ไฟฟ้าสื่อสาร (CM)

อิเล็กทรอนิกส์ (EL)

การประมวลผลสัญญาณดิจิทัล (DS)

ระบบควบคุมและการวัดคุม (CT)

โฟโตนิกส์ (PH)

คอมพิวเตอร์และเทคโนโลยีสารสนเทศ (CP)

วิศวกรรมชีวการแพทย์ (BE)

30 พฤศจิกายน - 2 ธันวาคม 2544

ณ โรงแรมแอมบาสเดอร์ ซิตี้ จอมเทียน พัทยา จังหวัดชลบุรี

ดำเนินการโดย กาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสยาม



ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระบบเครือข่ายไร้สายเครื่องแสดงผลและบันทึกค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดโดยใช้ Zigbee

Wireless Pulse Oximeter Network Using Zigbee

ธงชัย พงษ์เสถียร¹ อนุชา ประเสริฐสม² และ วรพงศ์ ตั้งศรีรัตน¹

¹สาขาวิชาวิศวกรรมการวัดและควบคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ถนนฉลองกรุง เขตลาดกระบัง กรุงเทพฯ 10520 โทรศัพท์: 0-2326-4205 E-mail: thongchai.golf@gmail.com

²ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

เขตบางซื่อ กรุงเทพฯ 10800 E-mail: danucha_1@yahoo.com

บทคัดย่อ

บทความนี้นำเสนอระบบเครือข่ายไร้สายสำหรับแสดงผลและบันทึกข้อมูลค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงตามมาตรฐาน IEEE 802.15.4 แบบหลายโหนด ระบบที่พัฒนาขึ้นประกอบด้วยสองส่วนหลัก คือ เซนเซอร์ตรวจวัด และวงจรปรับแต่งสัญญาณแล้วส่งข้อมูลการวัดผ่านคลื่นความถี่วิทยุโดยใช้โมดูล Zigbee ย่านความถี่ 2.4 GHz ระยะการส่งสูงสุด 100 เมตร และส่วนแสดงผลส่วนกลางทำหน้าที่แสดงผลและบันทึกข้อมูลผ่านหน้าจอบทคอมพิวเตอร์เพื่อให้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญทำการวินิจฉัยต่อไป เนื่องจากไม่ต้องการเดินสายสัญญาณในการรับส่งข้อมูล จึงทำให้ระบบที่นำเสนอมีขนาดเล็ก ใช้พลังงานต่ำ มีราคาถูก ติดตั้งและเคลื่อนย้ายได้สะดวก และครอบคลุมพื้นที่ใช้งานไกลขึ้น ผลการต่อระบบทดสอบจริงแสดงให้เห็นว่าระบบที่พัฒนาขึ้นมีการทำงานอย่างถูกต้องเป็นไปตามแนวทางที่นำเสนอ

คำสำคัญ: ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด, มาตรฐาน IEEE 802.15.4, เครือข่ายไร้สาย

Abstract

This article describes the development of the wireless sensor network using IEEE 802.15.4 communication standard for monitoring and recording pulse oximetry signal (SpO₂). The developed network is mainly composed of two important parts. The first part, consisting of SpO₂ sensor and signal conditioning circuits, is used to measure the SpO₂ signal and send the measured signal via 2.4 GHz Zigbee module with 100 meters range. The second part performs as a central monitor for displaying and recording the measured SpO₂ signals for diagnosis by the experts later. Owing to the wireless communication, the proposed system is compact and also provides the simplicity of installation and movement. Experimental results show that the developed system can work correctly

Keywords: pulse oximetry (SpO₂), IEEE 802.15.4 standard, wireless network.

1. บทนำ

การวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง (pulse oximetry) หรือค่า SpO₂ เป็นการวัดแบบต่อเนื่องโดยไม่มีการรบกวนร่างกายของผู้ป่วย โดยข้อมูลที่ได้จะใช้ประกอบการวินิจฉัยหรือเฝ้าระวังภาวะการขาดออกซิเจนในเลือด หรือผู้ป่วยที่อาจขาดอากาศ [1] ปัจจุบันเครื่องมือวัดค่า SpO₂ ที่ใช้ส่วนใหญ่จะถูกติดตั้งอยู่ที่เตียงผู้ป่วย พร้อมกับแสดงผลการวัด และมีการแจ้งเตือนหากมีภาวะการขาดออกซิเจนในเลือด ถึงแม้ว่าในโรงพยาบาลบางแห่งอาจมีการพัฒนาระบบการวัดค่า SpO₂ ให้สามารถส่งผลการวัดที่ได้ผ่านระบบ LAN ไปยังห้องแสดงผลส่วนกลาง (central monitor) ซึ่งมีแพทย์หรือพยาบาลคอยดูแลอยู่ก็ตาม แต่ก็พบว่าระบบดังกล่าว มีราคาสูงมาก และใช้ทรัพยากรในระบบเป็นจำนวนมาก อีกทั้งการรับส่งข้อมูลยังต้องผ่านระบบ LAN ซึ่งเชื่อมต่อระบบโดยใช้สายสัญญาณจำนวนมาก ทำให้ไม่สะดวกและขาดความคล่องตัวหากต้องมีการเคลื่อนย้ายเตียงผู้ป่วย ทั้งยังต้องเดินสายสัญญาณสำหรับรับส่งข้อมูลระหว่างเครื่องวัดแต่ละเครื่องอีกด้วย

ดังนั้น ในบทความนี้จึงนำเสนอการพัฒนาเครือข่ายไร้สาย เซนเซอร์ไร้สายสำหรับตรวจวัด แสดงผล และบันทึกข้อมูลค่า SpO₂ โดยอาศัยโปรโตคอล Zigbee ภายใต้มาตรฐานการติดต่อสื่อสารแบบ IEEE 802.15.4 [2] ที่มีราคาถูก ใช้พลังงานต่ำ และสามารถส่งผลการวัดไปยังห้องแสดงผลส่วนกลางพร้อมกับการบันทึกข้อมูลของผู้ป่วยแต่ละรายไว้ในระบบฐานข้อมูล เนื่องจากการติดต่อสื่อสารเป็นแบบไร้สายผ่านทางคลื่นวิทยุ ทำให้ระบบนี้ติดตั้งได้ง่าย เคลื่อนย้ายได้สะดวก เนื่องจากไม่ต้องคำนึงถึงการเดินสายสัญญาณสำหรับติดต่อรับส่งข้อมูลระหว่างเครื่องวัดแต่ละเครื่อง

2. ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

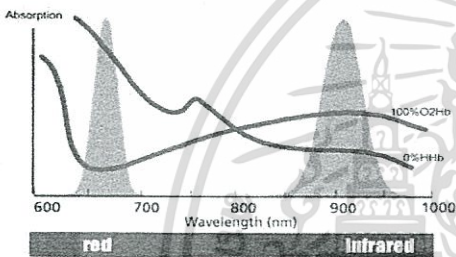
2.1 การหาค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (SpO₂)

การวัดค่า SpO₂ อาศัยหลักการดูดซับคลื่นแสงของฮีโมโกลบินในหลอดเลือดแดงที่แตกต่างกัน โดยที่ฮีโมโกลบินที่จับตัวกับออกซิเจน (oxyhemoglobin, HbO₂) จะดูดซับคลื่นแสงสีแดงในช่วงความยาวคลื่น 600 – 750 นาโนเมตร ในขณะที่ฮีโมโกลบินที่ไม่จับตัวกับ

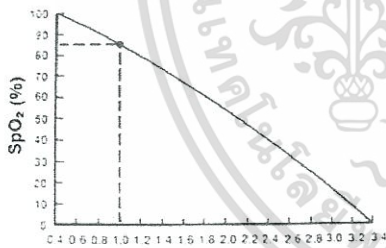
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 34 (EECON-34) 30 พฤศจิกายน - 2 ธันวาคม 2554 มหาวิทยาลัยสยาม

ออกซิเจน (deoxyhemoglobin หรือ reduced hemoglobin, HbR) จะดูดซับคลื่นแสงอินฟราเรดในช่วงความยาวคลื่น 850 – 1000 นาโนเมตร ดังรูปที่ 1 [3]-[4] โดยอาศัยการที่คลื่นแสงเดินทางผ่านนิ้วโดยที่ AC คือสัญญาณคลื่นแสงช่วงที่มีเลือดไหลผ่านตามการบีบตัวของหัวใจ และ DC คือสัญญาณคลื่นแสงช่วงที่ไม่มีเลือดไหลผ่านจึงนำค่าการดูดซับคลื่นแสงสีแดงและแสงอินฟราเรด มาคำนวณอัตราส่วน (R) ของการดูดซับคลื่นแสงคังสมการที่ 1 แล้วนำค่า R ที่คำนวณได้มาเปรียบเทียบกับเปอร์เซ็นต์ SpO₂ ดังรูปที่ 2 [5] โดยที่ AC_{RED} และ DC_{RED} คือสัญญาณคลื่นแสงสีแดงช่วง AC และ DC ส่วน AC_{IR} และ DC_{IR} คือสัญญาณคลื่นแสงอินฟราเรดในช่วง AC และ DC ตามลำดับ

$$R = \left(\frac{AC_{RED}/DC_{RED}}{AC_{IR}/DC_{IR}} \right) \quad (1)$$

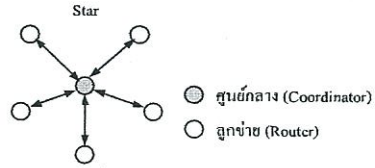


รูปที่ 1 กราฟแสดงการดูดซับคลื่นแสงของ HbO₂ และ HbR



รูปที่ 2 กราฟเปรียบเทียบการหาค่า SpO₂

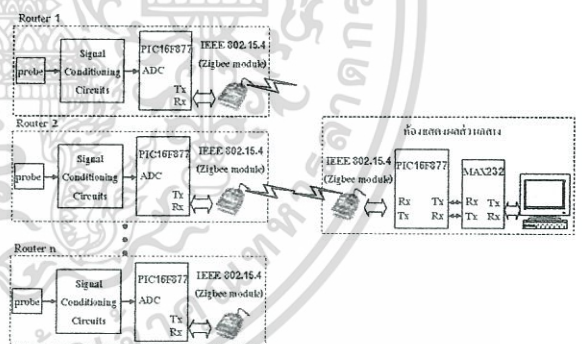
แสดงผลส่วนกลางทำหน้าที่เป็นศูนย์กลาง และวงจรส่วนวัดค่า SpO₂ ทำหน้าที่เป็นลูกข่าย



รูปที่ 3 ระบบเครือข่ายแบบ Star

3. ระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายสำหรับตรวจวัดและบันทึกค่า SpO₂ ที่พัฒนาขึ้น

โครงสร้างของระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายสำหรับตรวจวัดแสดงผล และบันทึกค่า SpO₂ ที่พัฒนาขึ้นแสดงได้ดังรูปที่ 4 ซึ่งประกอบด้วยส่วนสำคัญสองส่วนคือ ส่วนที่ติดกับนิ้วของผู้ป่วยใช้เซนเซอร์ตรวจวัด (probe) ที่พัฒนาขึ้นทำหน้าที่รับคลื่นแสงสีแดงและคลื่นแสงอินฟราเรดแล้วส่งข้อมูล ไปปรับแต่งสัญญาณให้เหมาะสมก่อนส่งข้อมูลผ่านเครือข่ายไร้สายมาตรฐาน IEEE 802.15.4 โดยใช้โมดูล Zigbee และส่วนที่ติดตั้งอยู่ห้องแสดงผลส่วนกลางซึ่งประกอบด้วยโมดูล Zigbee เชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์โดยสามารถแสดงค่า SpO₂ ของผู้ป่วยพร้อมกับบันทึกผลไว้ในระบบฐานข้อมูล รายละเอียดขององค์ประกอบทั้งสองอธิบายได้ดังนี้



รูปที่ 4 โครงสร้างของระบบที่พัฒนาขึ้น

2.2 การสื่อสารมาตรฐาน IEEE 802.15.4

มาตรฐาน IEEE 802.15.4 เป็นการติดต่อสื่อสารไร้สายที่เน้นเรื่องการใช้พลังงานต่ำ ราคาถูก ใช้งานง่าย ทนต่อสัญญาณรบกวน และสามารถต่อเป็นระบบเครือข่ายได้ โพรโทคอล Zigbee เป็นโพรโทคอล (protocol) ที่ทำงานอยู่บนมาตรฐาน IEEE 802.15.4 และสามารถต่อเป็นระบบเครือข่ายได้ ซึ่งในบทความนี้เลือกใช้เครือข่ายแบบ star ดังรูปที่ 3 ซึ่งเป็นเครือข่ายที่มีประสิทธิภาพสูง เนื่องจากสามารถรับส่งข้อมูลไปยังจุดหมายปลายทางได้ แม้จะเกิดความเสียหายของระบบในบางส่วนก็ตาม โดยมีศูนย์กลาง (Coordinator) ทำหน้าที่สร้างการสื่อสารเชื่อมโยงเครือข่าย และลูกข่าย (Router) คอยทำหน้าที่รับส่งข้อมูลในเส้นทางต่างๆของเครือข่าย ซึ่งระบบที่พัฒนาขึ้นจะใช้ห้อง

3.1 ส่วนประกอบฮาร์ดแวร์

วงจรตรวจวัดที่ติดตั้งอยู่ที่เตียงผู้ป่วย

- เซนเซอร์ตรวจวัด ดังรูปที่ 5 (ก) ประกอบด้วย แอลอีดี สีแดง (Red LED) กับแอลอีดี อินฟราเรด (IR LED) ทำหน้าที่ปล่อยคลื่นแสงเดินทางผ่านนิ้ว และไปตกกระทบกับโฟโตไดโอดเออร์ TSL257 ดังรูปที่ 5 (ข) ซึ่งสัญญาณที่วัดได้จะถูกส่งไปยังวงจรปรับแต่งสัญญาณ
- วงจรปรับแต่งสัญญาณ จะทำหน้าที่ปรับแต่งสัญญาณเอาต์พุตที่วัดได้จากเซนเซอร์โดยใช้วงจรขยายแบบกลับเฟส (inverting amplifier) และวงจรปรับศูนย์และความชัน (zero and span

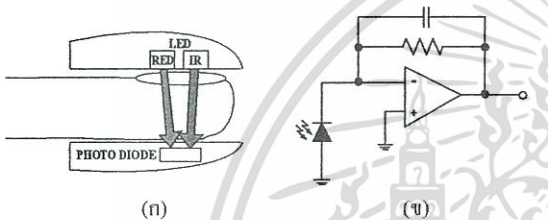
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้ การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 34 (EECON-34) 30 พฤศจิกายน - 2 ธันวาคม 2554 มหาวิทยาลัยสยาม

circuit) [6] เพื่อให้ระดับสัญญาณอยู่ในช่วง 1-5 V ก่อนป้อนเข้าสู่ วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล (ADC) ขนาด 10 บิต ภายในไมโครคอนโทรลเลอร์ ให้ทำการประมวลผลตาม โปรแกรมที่ได้กำหนดไว้ก่อนส่งข้อมูลเพื่อเข้าสู่กระบวนการ สื่อสารไร้สายต่อไป

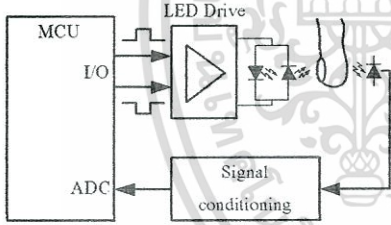
- สำหรับการติดต่อสื่อสารไร้สาย ในที่นี่จะใช้โมดูล Zigbee ที่ ทำงานอยู่บนมาตรฐาน IEEE 802.15.4 ย่านความถี่ 2.4 GHz (250Kbps) โดยเลือกต่อระบบเครือข่ายแบบ Star ดังรูปที่ 3

ส่วนแสดงผลที่ห้องแสดงผลส่วนกลาง

- ห้องแสดงผลส่วนกลางจะมีคอมพิวเตอร์ ทำหน้าที่คอยรับข้อมูล จากเตียงผู้ป่วยนำมาแสดงผล และจัดเก็บข้อมูลเพื่อนำข้อมูล กลับมาวิเคราะห์ต่อไปในภายหลัง



รูปที่ 5 โครงสร้างของเซนเซอร์ตรวจวัด



รูปที่ 6 ขั้นตอนการทำงานในส่วนตรวจวัด ความเข้มตัวของออกซิเจนในเลือด

3.2 ส่วนประกอบซอฟต์แวร์

3.2.1 ส่วนตรวจวัดความเข้มตัวของออกซิเจนในเลือด

รูปที่ 6 แสดงการทำงานของโปรแกรมวัดค่า SpO₂ ซึ่งแบ่ง ขั้นตอนการทำงานได้เป็น 4 ขั้นตอน ดังนี้

- 1) ไมโครคอนโทรลเลอร์สร้างสัญญาณควบคุมจังหวะการติด ดับของแอลอีดี ผ่านทางวงจรขับแอลอีดี หลังจากทีคลื่นแสงเดิน ทางผ่านนี้ว และไปตกกระทบกับเซนเซอร์แล้ว สัญญาณจะถูกส่ง ต่อไปยังวงจรปรับแต่งสัญญาณ
- 2) ไมโครคอนโทรลเลอร์ ทำการชักสัญญาณที่ได้จากเอาต์พุต ของวงจรปรับแต่งสัญญาณ
- 3) ทำการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลโดยมี ความละเอียด 10 บิต

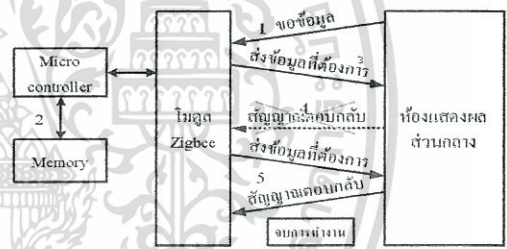
4) ประมวลผลสัญญาณตามโปรแกรมที่กำหนดไว้โดยใช้ ไมโครคอนโทรลเลอร์

5) ไมโครคอนโทรลเลอร์จะส่งค่า SpO₂ ที่วัดได้ไปยังห้อง แสดงผลส่วนกลางผ่านโปรโตคอล Zigbee

3.2.2 ส่วนการติดต่อสื่อสารไร้สาย

ในส่วนนี้จะเป็นการรับส่งค่า SpO₂ ที่วัดได้ไปยังห้องแสดงผล ส่วนกลางผ่านโปรโตคอล Zigbee โดยมีขั้นตอนการส่งข้อมูลดังรูปที่ 7 และรายละเอียดดังต่อไปนี้

- 1) รอรับการร้องขอข้อมูลจากห้องแสดงผลส่วนกลางผ่านทาง โมดูล Zigbee
- 2) ไมโครคอนโทรลเลอร์ อ่านข้อมูลที่เก็บได้ในหน่วยความจำ
- 3) ส่งข้อมูลกลับไปห้องแสดงผลส่วนกลาง
- 4) ไมโครคอนโทรลเลอร์ รอรับสัญญาณตอบกลับจากห้อง แสดงผลส่วนกลาง
- 5) หากไมโครคอนโทรลเลอร์ไม่ได้รับสัญญาณตอบกลับจาก ห้องแสดงผลส่วนกลางภายในเวลาที่กำหนด ไมโครคอนโทรลเลอร์ จะส่งข้อมูลออกไปอีกครั้ง

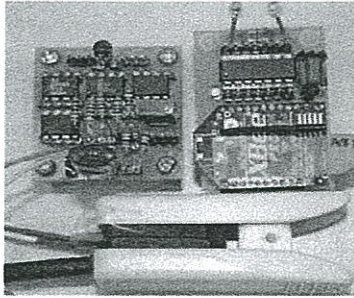


รูปที่ 7 ขั้นตอนการทำงานในส่วนการติดต่อสื่อสารไร้สาย

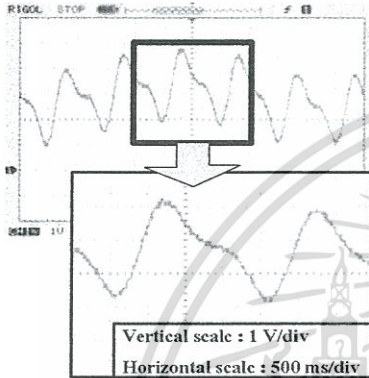
4. ผลการทดลอง

การทดสอบสมรรถนะการทำงานของระบบที่ได้พัฒนาขึ้นในรูป ที่ 4 ได้ทำการทดสอบประกอบต่างๆ ดังวงจรต้นแบบในรูปที่ 8 สำหรับโปรแกรมแสดงผลการวัดและบันทึกค่า SpO₂ บนหน้าจอ คอมพิวเตอร์ในห้องแสดงผลส่วนกลาง ในที่นี่ได้ใช้โปรแกรม Visual C# Express ทำการพัฒนาขึ้นและทดสอบการทำงานของระบบโดยใช้ ออสซิลโลสโคปทำการวัดสัญญาณค่า SpO₂ ที่จุดเอาต์พุตของวงจร ปรับแต่งสัญญาณในรูปที่ 4 ซึ่งผลการวัดแสดงได้ดังรูปที่ 9 แล้วนำมา เปรียบเทียบกับการแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ที่ห้องแสดงผล ส่วนกลางดังรูปที่ 10 จากการทดลองแสดงให้เห็นว่าระบบที่พัฒนาขึ้น สามารถแสดงผลการวัดได้เหมือนกับสัญญาณที่วัด ได้จริงซึ่ง ประกอบด้วยคุณลักษณะของสัญญาณ AC และ DC ครบถ้วนโดยมีความ คิดพลาดในการวัดต่ำกว่า 4% ดังสรุปไว้ในตารางที่ 1

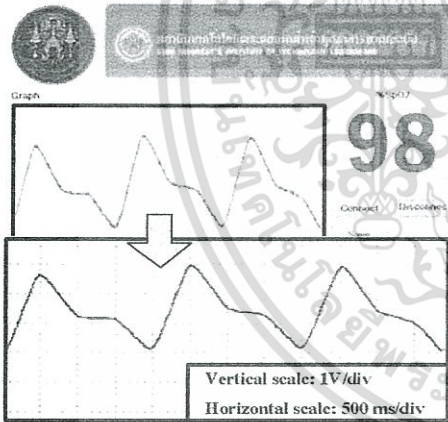
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้ การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 34 (ECON-34) 30 พฤศจิกายน - 2 ธันวาคม 2554 มหาวิทยาลัยสยาม



รูปที่ 8 วงจรต้นแบบที่ใช้ในการทดสอบระบบ



รูปที่ 9 รูปคลื่นสัญญาณที่วัดได้จากวงจรปรับแต่งสัญญาณ



รูปที่ 10 โปรแกรมแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์

สัญญาณที่วัด	ระดับสัญญาณที่วัดได้จากวงจรปรับแต่งสัญญาณ (V _{peak})	ระดับสัญญาณที่วัดได้จากห้องแสดงผล (V _{peak})	ค่าความผิดพลาด (%)
AC _{RFID}	4.1	4.0	2.4
DC _{RFID}	2.6	2.5	3.8
AC _{IR}	2.5	2.4	4
DC _{IR}	1.2	1.2	0

ตารางที่ 1 เปอร์เซ็นต์ค่าความผิดพลาดในการวัด

5. สรุป

บทความนี้ได้พัฒนาระบบเครือข่ายไร้สายที่สามารถตรวจวัดแสดงผล และบันทึกค่าความถี่ของออกซิเจนในเลือดตามมาตรฐานการสื่อสาร IEEE IEEE 802.15.4 โดยใช้โมดูล Zigbee ต่อเป็นเครือข่ายแบบ Star ผลการทดสอบการทำงานแสดงให้เห็นว่าระบบที่ได้พัฒนาขึ้นมีการทำงานอย่างถูกต้องเป็นไปตามที่ได้ออกแบบไว้ โดยมีค่าความผิดพลาดในการวัดสูงสุดไม่เกิน 4% และครอบคลุมระยะทางสูงสุดในการรับส่งข้อมูลประมาณ 60 เมตร ซึ่งเพียงพอต่อการนำไปใช้ในระบบเครือข่ายภายในอาคาร

เอกสารอ้างอิง

- [1] บดินทร์ ขวัญนิมิต “การวัดความถี่ของออกซิเจนของฮีโมโกลบินจากชีพจรในผู้ใหญ่”, สงขลานครินทร์เวชสาร, ปีที่ 24, ฉบับที่ 3, หน้า 245-252, 2549.
- [2] IEEE Std 802.15.4-2007, “Wireless medium access control and physical layer specifications for low-rate wireless personal area networks”, August 2007.
- [3] K. K. Tremper, S. J. Barker, “Pulse oximetry”, Anesthesiology, vol.70, pp.98-108, 1989.
- [4] A. Jubran, Pulse oximetry, Crit Care; 3:R11-7, 1999.
- [5] เครื่องวัดเปอร์เซ็นต์ความถี่ของออกซิเจนในเลือด, [online]. available from: http://www.bjmmedical.com/knowledge_detailen.php?knowledgeid=4, [20/02/2011].
- [6] วรพงศ์ ตั้งศรีรัตน์, เซนเซอร์และทรานสดิวเซอร์ : ทฤษฎีและการประยุกต์ใช้ในระบบการวัดและระบบควบคุม, พิมพ์ครั้งที่ 7, สำนักพิมพ์ ส.ส.ท., สมาคมส่งเสริมเทคโนโลยี (ไทย-ญี่ปุ่น) : ISBN 974-44-3103-2, กรุงเทพฯ, 2552.



ธงชัย พจน์เสถียร

ปัจจุบันกำลังศึกษาในระดับปริญญาโท สาขาวิชาวิศวกรรมระบบควบคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง สนใจงานทางด้าน การสังเคราะห์ และออกแบบระบบฝังตัว (embedded system) และเทคโนโลยีหุ่นยนต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้ การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 34 (EECON-34) 30 พฤศจิกายน - 2 ธันวาคม 2554 มหาวิทยาลัยสยาม



ITC-CSCC2012

The 27th International Technical Conference on
Circuits/Systems, Computers and Communications

July 15 - 18, 2012 Sapporo Convention Center, Sapporo, Japan

[Top](#) [Messages](#) [Organizing Committee](#) [Program](#) [Author Index](#)

ITC-CSCC 2012

International Technical Conference on Circuits/Systems, Computers and Communications

Date

July 15 (Sunday) - 18 (Wednesday), 2012

Venue

[Sapporo Convention Center](#)

General Secretary

Shingo YOSHIZAWA
Faculty of Engineering,
Kitami Institute of Technology

Conference Secretariat

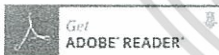
c/o Kinki Nippon Tourist Hokkaido Co., Ltd.
Sapporo Corporate Travel Branch

Copyright and Reprint Permission:

Abstracting is permitted with credit to the source.
All copyrights of the manuscripts in ITC-CSCC 2012,
including rights for publishing in any media, are
transferred to ITC-CSCC.

The authors retain the following rights for their
paper.

1. All proprietary rights other than copyrights.
2. Re-use of all or part of the authors' manuscript in their work.
3. Reproduction of the authors' paper for their personal use or for company/institution use if the source and ITC-CSCC 2012 copyright notice are indicated and if the reproduction is not made for the purpose of sale.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

IEEE 802.15.4 Wireless Sensor Network for Monitoring and Recording ECG and SpO₂

Thongchai Photsathian^{*}, Danucha Prasertsom[†] and Worapong Tangsrirat^{*}

^{*} Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang (KMITL),
Ladkrabang, Bangkok 10520, Thailand
Tel: +66-2-326-4205, Fax: +66-2-326-4205
E-mail: thongchai.golf@gmail.com, drworapong@gmail.com

[†] Department of Electrical and Computer Engineering, Faculty of Engineering,
King Mongkut's University of Technology North-Bangkok (KMUTNB),
Bangsue, Bangkok 10800, Thailand
Tel: +668-5-834-6002, E-mail: danuchap@gmail.com

Abstract— In this work, we propose a new application of wireless sensor networks for continuous time monitoring of an electrocardiogram (ECG) and pulse oximetry (SpO₂) in human subject. The functionality of the sensor nodes is to obtain ECG and SpO₂ signals from patients, process the signals and communicate with the base station and other nodes. Sensor nodes communication is based on the IEEE 802.15.4 standard by the help of Zigbee modules. The base station receives data from sensor nodes via wireless channel and sends data to a central server PC. At the base station, resulting signals can be monitored continuously and saved in a database allowing the review of monitored data furthermore, with these data, future diagnosis can be started. The proposed system has the characteristics of low power consumption, low-cost, flexible structure and accurate measurement, and it can achieve the long-distance non-invasive vital sign monitoring of the patients in real time. A prototype was successfully developed and tested to establish the proof of concept. The algorithms have been tested experimentally and found to be accurate and reliable at this development stage.

Index Terms— Electrocardiogram signal (ECG), Pulse Oximeter (SpO₂), IEEE 802.15.4, Wireless Sensor Network.

I. INTRODUCTION

Presently, a growing amount of data from diagnostic procedures has become a major problem for the clinician; particularly, to transfer diagnostic examination from commercial instrumentation, to archive these data into an integrated hospital information system, to use them in the daily clinical routine merged in an overall patient electronic record, or for administrative and research purposes. In recent years, the electronic and wireless network technologies have been improved and their use has progressively benefited in health care for its potential advantages [1]-[2]. Recent developments of technology are anticipated to support healthcare professionals effectively and economically in long-term care conveniences. This may reduce the cost of healthcare and enlarge the worth of life of the patient while decreasing the trouble of the professional's healthcare. The electrocardiograph (ECG) and pulse oximeter are significant technologies that would benefit from a wireless network implementation.

Wireless connectivity has been one of the prominent technological innovations of recent years, allowing freedom and ease of access to information. In particular in telemedicine, which puts emphasis on the absence of direct contact between the patient and the clinician, wireless devices are the basis for the development of efficient remote monitoring systems, able to provide continuous, real-time and accurate information on the health condition of the patient. Due to the actual size of electronic components, it is possible to integrate in a single board for signal acquisition, processing, and wireless transmission.

In this work, we present a framework for a wireless health monitoring system using ZigBee technology. The aim of this research is to develop a real-time, low-cost, low power consumption and better reliable wireless network system for monitoring and recording patient's electrocardiogram (ECG) signal and blood-oxygen saturation (SpO₂) level. The hardware and software implementation is based on 2.4 GHz IEEE 802.15.4 wireless communication [3]. The ZigBee protocol is adopted in the proposed system to form reliable wireless communication. The results of experiment demonstrate that the sensor nodes can connect each other and function net automatically and the system works effectively and stably in wireless health monitoring.

II. BASIC MEASUREMENT PRINCIPLES

A. ECG Signal

ECG signal is a type of electrical signal generated as myocardial tissues making up the heart constrict and relax under the regulation of the heart's impulse conduction system. Specially, the wave derived from measuring this types of electrical and biological electric generation using external leads is ECG. Fig.1 shows ECG wave and the various parameters, which can be derived from ECG for using in diagnosis and health monitoring [4]. Generally, ECG signal consists of a P wave, a QRS complex and a T wave. P wave is formed as the atria constrict, QRS complex forms as the ventricles constrict, and T wave is formed as the ventricles relax. The wave that forms as the atria relax virtually

overlaps entirely with the wave generated with the constriction of the ventricles and is therefore ignored.

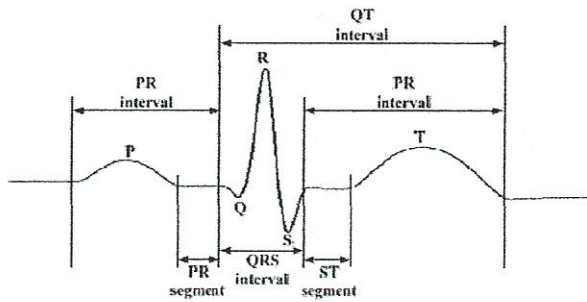


Fig.1 Composition of the ECG signal.

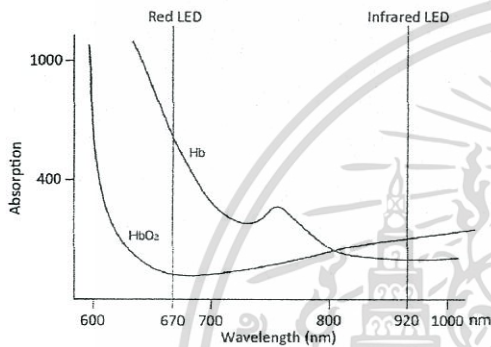


Fig.2 Absorptivity spectrum of HbO₂ and Hb in the visible and near-infrared wavelength region.

B. SpO₂

SpO₂ operation is based on measuring the absorption of red and infrared light that passes through a patient's finger by using light sensors. Hemoglobin (Hb) that transports oxygen (oxy-hemoglobin, HbO₂) absorbs infrared wavelength (800-940 nm) of light and hemoglobin that does not transport oxygen (deoxy-hemoglobin) absorbs visible red wavelength (600-700 nm) of light, as shown in Fig.2 [5]. Consequently, today's pulse oximeters are designed with a 940 nm infrared and 660 nm red light emitting diodes [6]. During the heartbeat, blood volume increases and the AC component of the photodetector's current is used to calculate the absorption of oxy and deoxy-hemoglobin. This AC part of the signal comprises only a small component of the signal and can be isolated by removing the DC component. In the signal processing elements of the pulse oximeter, the AC component of the signal is divided by the DC component for each wavelength, as in Eq.(1). As a result this ratio of AC to DC intensities for a given wavelength, multiplied by a constant proportionality constant (K) yields SpO₂.

$$SpO_2 = K \times \frac{(AC/DC)_{660nm}}{(AC/DC)_{940nm}} \quad (1)$$

A ratio of red to infrared light intensities that roughly equals 0.5 will yield a 100% SpO₂ level, while a ratio of about 1 corresponds to 81% SpO₂, and a ratio of approximately 2 produces nearly 0% SpO₂.

C. ZigBee

IEEE 802.15.4 wireless standard was developed specially for remote monitoring and control [7]. The standard defines transmission and reception on physical radio channel, and channel access personal area network (PAN) maintenance, and reliable data transport. ZigBee defines topology management, routing, discovery protocol, security management and includes IEEE 802.15.4 portion. ZigBee is battery operated and designed for the applications that need to transmit small amount of data. As a result, the architecture of protocols and hardware for end devices should be lightweight in order to achieve lower power consumption.

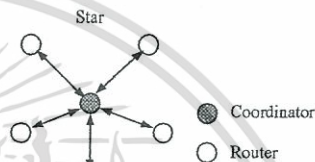


Fig.3 Star-like network.

ZigBee technology supports three kinds of network topologies, i.e., star (star-like network), cluster tree (cluster-like network), and mesh (mesh-like network). In this work, the star-like network shown in Fig.3 is chosen for connecting ZigBee wireless network. This is due to the fact that all the terminals equipments in the network can only be connected with the coordinator. Coordinator's main function is to establish networks, transmit network beacons, and manage network nodes and storage information of network nodes and router. The largest number of terminal equipment can be connected up to 65535.

III. SYSTEM STRUCTURE

The proposed architecture of the wireless network ECG and SpO₂ monitoring system is shown in Fig.4. The system has been designed to measure physiological parameters of human, which are ECG and SpO₂ signals. The input signals from the ECG sensors and SpO₂ probes are integrated and processed. The measured results are transmitted over the air using the ZigBee module to the base station, which performs a central monitoring unit. On the base station, the data is received through another ZigBee module and is transmitted serially through COM1 port to the personal computer. The hardware blocks are explained in full detail in a following sub-section.

A. Hardware Development

Referring to the system structure of Fig.4, the ECG sensors and SpO₂ probes are shown Figs.5 and 6, respectively. ECG sensors generally employ the use of disposable Ag-AgCl leads that are coated with hydrogel to maintain close adhesion

between the leads and the subject's skin. The central element of the pulse-oximetry system is the SpO₂ probe shown in Fig.6(a). It is provided two LEDs, a red one and an infrared one and a photodiode. Its purpose is to emit two different wave lengths through the tissue. The red LED emits 660 nm and the infrared one emits 940 nm. Depending on the level of blood oxygen a certain part of the light beam will be absorbed by the tissue, the signal detection will be made with the photodiode reverse polarized, in photovoltaic mode as shown in Fig.6(b). A signal conditioning circuit consisting of an instrumentation amplifier (INA 121) and a zero & span circuit is used to detect the ECG and SpO₂ signals from the sensors. The data coming out from the analog circuit is sampled by the internal ADC of the PIC16F877 with a maximum sampling rate of 30 ksp/s and a resolution of 10 bit. The microcontroller sends the samples through an UART link to the ZigBee module, which takes care of sending data over the air to the central monitoring unit (base station).

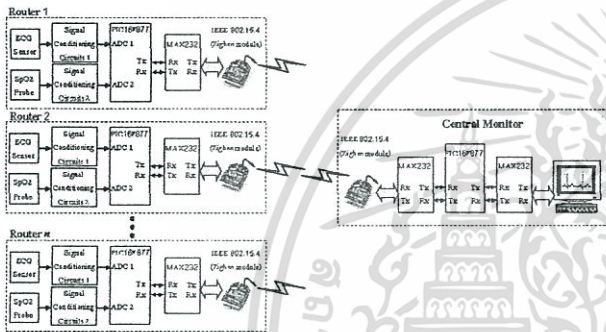


Fig.4 Overall architecture of ECG and SpO₂ monitoring system.

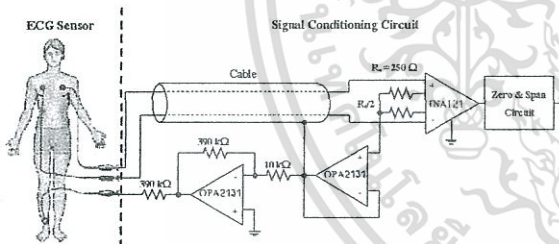


Fig.5 ECG sensor and signal conditioning circuit.

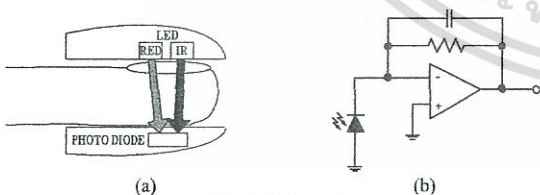


Fig.6 SpO₂ probe

(a) sensor with LEDs and photodiode (b) operating mode of photodiode.

At the central monitoring unit, the receiving data can then be displayed on the graphical user interface (GUI) running on the computer. The program is a user interface, allowing a report on the current status of the individual. Once the user has connected to the central monitoring unit, the data are

automatically updated on the screen, and also plotted on a time graph which can be customized to show data received from any of the sensors.

B. Software Development

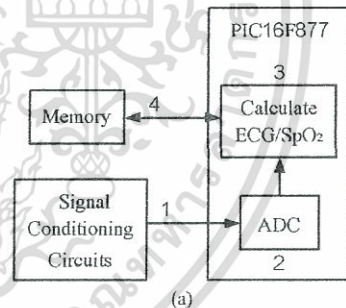
Firmware for the controllers has been developed with the help of HI-TECH C compiler. The graphical user interface (GUI) was programmed in Visual C# Express Edition. Software development may be divided into two parts.

(1) *Sensor Node Design* : The basic steps of software development at the sensor nodes are shown in Fig.7(a), and described below.

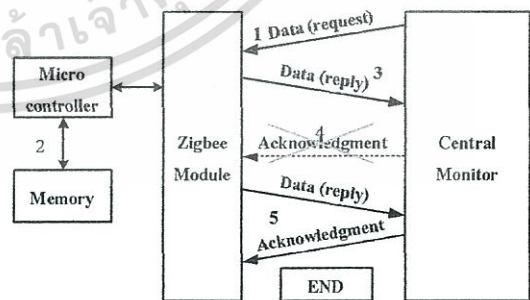
- Original input signal is amplified and manipulated by a signal conditioning circuit before being calculated.
- ADC is used to perform the conversion in order to output data over a digital bus to microcontroller.
- The receiving data is calculated by microcontroller and also fed to ZigBee module.
- FLASH memory is needed as well to store data for future processing.

(2) *Central Monitor Design* : The following describes the detail procedure of software development at the central monitor unit as shown in Fig.7(b).

- The central monitor requests the sensing data to ZigBee module.
- Microcontroller translates the data request packet into ZigBee frame, and replies the sensing data to central monitor.
- The central monitor acknowledges the receiving information to ZigBee module.



(a)



(b)

Fig.7 Software development steps. (a) sensor node (b) central monitor

IV. EXPERIMENTATION AND RESULTS

Fig.8 shows the implementation environment for our proposed wireless networking mechanism. The measured data displayed on the computer screen are shown in Fig.9. In Fig.9(a), the measured results of our ECG test are shown, in which the maximum error compared with the standard ECG waveform of about 8% is obtained. Fig.9(b) shows the screen capture of the SpO₂ monitoring program, which corresponds to roughly a 98% SpO₂ level and a 60 bpm heart rate. From the results, the maximum error from the measurement is about 4%. In the prototype experiment, RF transmission using ZigBee has been tested to operate successfully at 60 meters range approximately through obstacles such as concrete walls.

V. CONCLUSIONS

In this paper, we have demonstrated the feasibility of using a wireless sensor network to monitor non-invasive wearable physiological parameters, such as ECG and SpO₂, of human subject. The proposed prototype system is able to acquire, sample and transmit measured signals from sensors using a ZigBee protocol for its low-power functionalities. This design will provide wirelessly giving flexibility to the patient and possibility to access the data at different locations. The experiment testing results are also given to demonstrate the accuracy and reliability of the proposed prototype system.

REFERENCES

- [1] J. P. Lynch, "Overview of wireless sensors for the real-time health monitoring of civil structure", *Proc. of the 4th Int. Workshop of Civil Structure Control and Monitoring*, New York, USA, June 10-11, 2004.
- [2] U. Anliker, et al., "AMON : a wearable multiparameter medical monitoring and alert system", *IEEE Trans. Information. Tech. in Biomedicine*, vol.8, no.4, pp. 415-427, 2004.
- [3] 2.4 GHz IEEE 802.15.4/ZigBee-ready RF Transceiver, CC2424 data sheet, USA : Chipcon Product from Texas Instruments, 2005.
- [4] D. U. Jeong and S. J. Kim, "Development of a technique for canceling motion artifact in ambulatory ECG monitoring system", *Proceedings of the Convergence and Hybrid Information Technology*, pp.954 - 961, Nov. 13-15, 2008.
- [5] H. Deni, D. M. Muratore, and R. A. Malkin, "Development of a pulse oximeter analyzer for the developing world", *Proceedings of the Bioengineering Conference*, pp.782-786, 2007.
- [6] S. Lopez, M. Sonnina, J. P. Silveria and M. L. Dotor, "Test of a processing algorithm for NIF laser diodes based pulse oximeter", *Int. Society for Optical Eng.*, vol.5119, pp.178-188, 2003.
- [7] T. Liu, J. Liu, B. Liu, "Design of intelligent warehouse measure and control system based on ZigBee WSN", *Proc. The 2010 IEEE Int. Conf. Mechatronics and Automation*, August 4-7, Xi'an, China, pp.888-893, 2010.

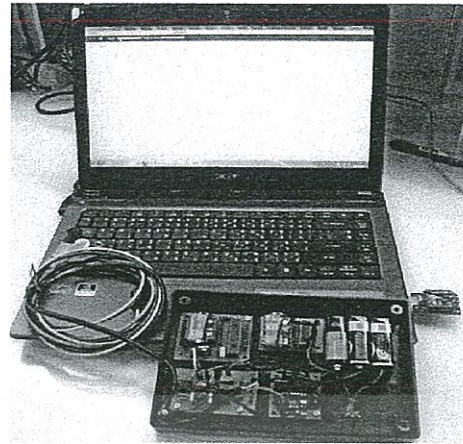


Fig.8 Details of the prototype system.

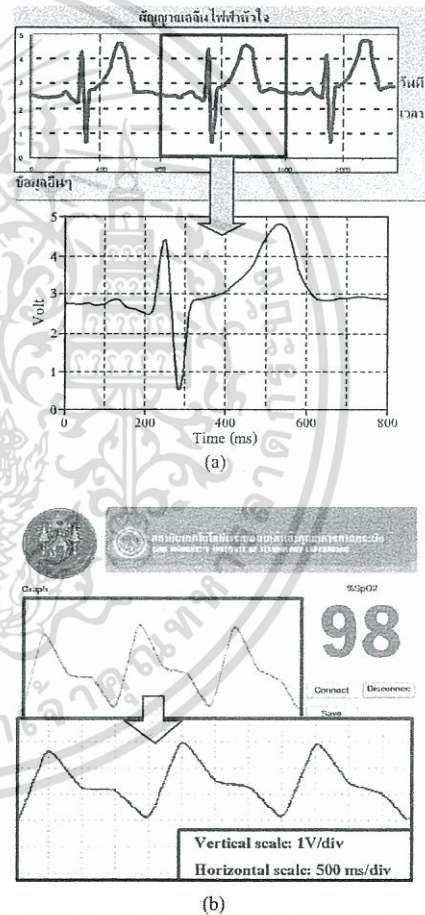


Fig.9 Signals displayed at the central monitoring unit and visualized.
(a) measured ECG signal (b) measured SpO₂ signal

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ข

รหัสต้นฉบับของโปรแกรมตรวจวัดแสดงผลและ บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ข.1 รหัสต้นฉบับของโปรแกรมส่วนตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและการติดต่อสื่อสารไร้สาย

```
#include <16F877.h>
#include <math.h>
#include <stdlib.h>

#define ADC = 10
#define CLOCK_SPEED 20000000
#define HS
#define NOLVP, NOWDT
#define NOPROTECT
#define delay (clock=CLOCK_SPEED)
#define rs232(baud=9600,xmit=pin_c6,rcv=pin_c7)
#define fast_io(A)

#define vbe 0.0048875855327468230694037145650049 // Vref/1023 ;Vref = 5 volt
int ch[3] = {0,1,3};

int timer1
void timer1_isr()
{
    ADLESEN = 1;
    set_timer1(15536); // (100ms)
    ++iLEDZAEHLER;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

if ((input(TSCHARF)) && (izeit2s <= 9) )
{
++izeit2s;
}

if (izeit2s == 10)
{
output_HIGH(LEDSCHARF);
ledscharfspeicher = 1;
}
else
{
output_LOW(LEDSCHARF);
ledscharfspeicher = 0;
}

if (!input(TSCHARF) )
{
izeit2s = 0;
}

}

#INT_EXT
void ext_isr()
{
set_timer1(15536);
izeit2s = 0;
}

void main(void)

```

{
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

int i;
int16 value;
float volt;
setup_adc_ports(AN0_AN1_AN3);
setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL);
printf("\nReady to Send data\n\r");
while (true)
{
    for(i=0;i<3;i++)
    {
        set_adc_channel(ch[i]);
        delay_us(10);
        value = read_adc();
        volt = vbe * (float)value;
        printf("Channel[%d]= %f volt ",ch[i],volt);
    }
    delay_ms(1000);
}
}

```

ข.2 รหัสต้นฉบับของโปรแกรมส่วนแสดงผลการตรวจวัดและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่
ห้องแสดงผลส่วนกลาง

#region Using directives

```

using System;
using System.Collections.Generic;
using System.ComponentModel;
using System.Data;
using System.Drawing;
using System.Text;
using System.Windows.Forms;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
#endregion
```

```
namespace Serialexample
```

```
{
```

```
    partial class PropertyPage : Form
```

```
    {
```

```
        //variables for storing values of baud rate and stop bits
```

```
        private string baudR="";
```

```
        private string stopB="";
```

```
        //property for setting and getting baud rate and stop bits
```

```
        public string bRate
```

```
        {
```

```
            get
```

```
            {
```

```
                return baudR;
```

```
            }
```

```
            set
```

```
            {
```

```
                baudR = value;
```

```
            }
```

```
        }
```

```
        public string sBits
```

```
        {
```

```
            get
```

```
            {
```

```
                return stopB;
```

```
            }
```

```
            set
```

```
            {
```

```
                stopB = value;
```

```
            }
```

```
        }
```

```
        public PropertyPage()
```

```
        {
```

```
            InitializeComponent();
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้ในงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    }

    private void cancelButton_Click(object sender, EventArgs e)
    {
        this.bRate = "";
        this.sBits = "";
        //close form
        this.Close();
    }

    private void okButton_Click_1(object sender, EventArgs e)
    {
        //here we set the value for stop bits and baud rate.
        this.bRate = BaudRateComboBox.Text;
        this.sBits = stopBitComboBox.Text;
        //
        this.Close();
    }
}
}

#region Using directives

using System;
using System.Collections.Generic;
using System.ComponentModel;
using System.Data;
using System.Drawing;
using System.Windows.Forms;
using System.IO.Ports;

#endregion

namespace Serialexample
{

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

{
    //create instance of property page
    //property page is used to set values for stop bits and
    //baud rate

    PropertyPage pp = new PropertyPage();

    //create an Serial Port object
    SerialPort sp = new SerialPort();

    public Form1()
    {
        InitializeComponent();
    }

    private void propertyButton_Click(object sender, EventArgs e)
    {
        //show property dialog
        pp.ShowDialog();

        propertyButton.Hide();
    }

    private void sendButton_Click(object sender, EventArgs e)
    {
        try
        {
            //write line to serial port
            sp.WriteLine(textBox.Text);
            //clear the text box
            textBox.Text = "";
        }
        catch (System.Exception ex)
        {
            baudRateLabel.Text = ex.Message;
        }
    }
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

private void ReadButton_Click(object sender, EventArgs e)
{
    try
    {
        //clear the text box
        textBox.Text = "";
        //read serial port and displayed the data in text box
        textBox.Text = sp.ReadLine();
    }
    catch(System.Exception ex)
    {
        baudRateLabel.Text = ex.Message;
    }
}

private void Form1_Load(object sender, EventArgs e)
{
}

private void Form1_FormClosing(object sender, FormClosingEventArgs e)
{
    MessageBox.Show("Do u want to Close the App");
    sp.Close();
}

private void startCommButton_Click(object sender, EventArgs e)
{
    startCommButton.Hide();
    sendButton.Show();
    readButton.Show();
    textBox.Show();
}

//when we want to save the status(value)
private void saveStatusButton_Click_1(object sender, EventArgs e)

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

//display values
//if no property is set the default values
if (pp.bRate == "" && pp.sBits == "")
{
    dataBitLabel.Text = "BaudRate = " + sp.BaudRate.ToString();
    readTimeOutLabel.Text = "StopBits = " + sp.StopBits.ToString();
}
else
{
    dataBitLabel.Text = "BaudRate = " + pp.bRate;
    readTimeOutLabel.Text = "StopBits = " + pp.sBits;
}

parityLabel.Text = "DataBits = " + sp.DataBits.ToString();
stopBitLabel.Text = "Parity = " + sp.Parity.ToString();
readTimeOutLabel.Text = "ReadTimeout = " +
    sp.ReadTimeout.ToString();

if (propertyButton.Visible == true)
    propertyButton.Hide();
saveStatusButton.Hide();
startCommButton.Show();

try
{
    //open serial port
    sp.Open();
    //set read time out to 500 ms
    sp.ReadTimeout = 500;
}
catch (System.Exception ex)
{
    baudRateLabel.Text = ex.Message;
}
}

```

protected void CalcDataGraphs()

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

this.SuspendLayout();

display.DataSources.Clear();
display.SetDisplayRangeX(0, 400);

for (int j = 0; j < NumGraphs; j++)
{
    display.DataSources.Add(new DataSource());
    display.DataSources[j].Name = "Graph " + (j + 1);
    display.DataSources[j].OnRenderXAxisLabel += RenderXLabel;

    switch (CurExample)
    {
        case "NORMAL":
            this.Text = "Normal Graph";
            display.DataSources[j].Length = 5800;
            display.PanelLayout = PlotterGraphPaneEx.LayoutMode.NORMAL;
            display.DataSources[j].AutoScaleY = false;
            display.DataSources[j].SetDisplayRangeY(-300, 300);
            display.DataSources[j].SetGridDistanceY(100);
            display.DataSources[j].OnRenderYAxisLabel = RenderYLabel;
            CalcSinusFunction_0(display.DataSources[j], j);
            break;

        case "NORMAL_AUTO":
            this.Text = "Normal Graph Autoscaled";
            display.DataSources[j].Length = 5800;
            display.PanelLayout = PlotterGraphPaneEx.LayoutMode.NORMAL;
            display.DataSources[j].AutoScaleY = true;
            display.DataSources[j].SetDisplayRangeY(-300, 300);
            display.DataSources[j].SetGridDistanceY(100);
            display.DataSources[j].OnRenderYAxisLabel = RenderYLabel;
            CalcSinusFunction_0(display.DataSources[j], j);
            break;

        case "STACKED":
            this.Text = "Stacked Graph";

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

display.PanelLayout = PlotterGraphPaneEx.LayoutMode.STACKED;
display.DataSources[j].Length = 5800;
display.DataSources[j].AutoScaleY = false;
display.DataSources[j].SetDisplayRangeY(-250, 250);
display.DataSources[j].SetGridDistanceY(100);
CalcSinusFunction_1(display.DataSources[j], j);
break;

```

```

case "VERTICAL_ALIGNED":

```

```

    this.Text = "Vertical aligned Graph";
    display.PanelLayout =
        PlotterGraphPaneEx.LayoutMode.VERTICAL_ARRANGED;
    display.DataSources[j].Length = 5800;
    display.DataSources[j].AutoScaleY = false;
    display.DataSources[j].SetDisplayRangeY(-300, 300);
    display.DataSources[j].SetGridDistanceY(100);
    CalcSinusFunction_2(display.DataSources[j], j);
    break;

```

```

case "VERTICAL_ALIGNED_AUTO":

```

```

    this.Text = "Vertical aligned Graph autoscaled";
    display.PanelLayout =
        PlotterGraphPaneEx.LayoutMode.VERTICAL_ARRANGED;
    display.DataSources[j].Length = 5800;
    display.DataSources[j].AutoScaleY = true;
    display.DataSources[j].SetDisplayRangeY(-300, 300);
    display.DataSources[j].SetGridDistanceY(100);
    CalcSinusFunction_2(display.DataSources[j], j);
    break;

```

```

case "TILED_VERTICAL":

```

```

    this.Text = "Tiled Graphs (vertical preferred)";
    display.PanelLayout = PlotterGraphPaneEx.LayoutMode.TILES_VER;
    display.DataSources[j].Length = 5800;
    display.DataSources[j].AutoScaleY = false;
    display.DataSources[j].SetDisplayRangeY(-300, 600);
    display.DataSources[j].SetGridDistanceY(100);
    CalcSinusFunction_2(display.DataSources[j], j);

```

```
break;
```

```
case "TILED_VERTICAL_AUTO":
```

```
    this.Text = "Tiled Graphs (vertical preferred) autoscaled";
    display.PanelLayout = PlotterGraphPaneEx.LayoutMode.TILES_VER;
    display.DataSources[j].Length = 5800;
    display.DataSources[j].AutoScaleY = true;
    display.DataSources[j].SetDisplayRangeY(-300, 600);
    display.DataSources[j].SetGridDistanceY(100);
    CalcSinusFunction_2(display.DataSources[j], j);
    break;
```

```
case "TILED_HORIZONTAL":
```

```
    this.Text = "Tiled Graphs (horizontal preferred)";
    display.PanelLayout = PlotterGraphPaneEx.LayoutMode.TILES_HOR;
    display.DataSources[j].Length = 5800;
    display.DataSources[j].AutoScaleY = false;
    display.DataSources[j].SetDisplayRangeY(-300, 600);
    display.DataSources[j].SetGridDistanceY(100);
    CalcSinusFunction_2(display.DataSources[j], j);
    break;
```

```
case "TILED_HORIZONTAL_AUTO":
```

```
    this.Text = "Tiled Graphs (horizontal preferred) autoscaled";
    display.PanelLayout = PlotterGraphPaneEx.LayoutMode.TILES_HOR;
    display.DataSources[j].Length = 5800;
    display.DataSources[j].AutoScaleY = true;
    display.DataSources[j].SetDisplayRangeY(-300, 600);
    display.DataSources[j].SetGridDistanceY(100);
    CalcSinusFunction_2(display.DataSources[j], j);
    break;
```

```
case "ANIMATED_AUTO":
```

```
    this.Text = "Animated graphs fixed x range";
    display.PanelLayout = PlotterGraphPaneEx.LayoutMode.TILES_HOR;
    display.DataSources[j].Length = 402;
    display.DataSources[j].AutoScaleY = false;
```

```

        display.DataSources[j].AutoScaleX = true;
        display.DataSources[j].SetDisplayRangeY(-300, 500);
        display.DataSources[j].SetGridDistanceY(100);
        display.DataSources[j].XAutoScaleOffset = 50;
        CalcSinusFunction_3(display.DataSources[j], j, 0);
        display.DataSources[j].OnRenderYAxisLabel = RenderYLabel;
        break;
    }
}

ApplyColorSchema();

this.ResumeLayout();
display.Refresh();
}

private String RenderXLabel(DataSource s, int idx)
{
    if (s.AutoScaleX)
    {
        int Value = (int)(s.Samples[idx].x);
        return "" + Value;
    }
    else
    {
        int Value = (int)(s.Samples[idx].x / 200);
        String Label = "" + Value + "\\";
        return Label;
    }
}

private String RenderYLabel(DataSource s, float value)
{
    return String.Format("{0:0.0}", value);
}

```

```
{  
  for (int i = 0; i < src.Length; i++)  
  {  
    src.Samples[i].x = i;  
    src.Samples[i].y = (float)((float)200 * Math.Sin((idx + 1) * (  
      i + 1.0) * 48 / src.Length));  
  }  
}  
}  
}
```



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ค

รหัสต้นฉบับของโปรแกรมตรวจวัดแสดงผลและบันทึก

ค่าความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือด

ค.1 รหัสต้นฉบับของโปรแกรมตรวจวัดแสดงผลและบันทึกค่าความอิมพัลส์ของออกซิเจนในเลือด และการติดต่อสื่อสารไร้สาย

```
#include <16F877.h>
#include <math.h>
#include <stdlib.h>

#define ADC = 10
#define CLOCK_SPEED 10000000
#define HS
#define NOLVP, NOWDT
#define NOPROTECT
#define delay (clock=CLOCK_SPEED)
#define rs232(baud=9600,xmit=pin_c6,rcv=pin_c7)
#define fast_io(A)

#define vbe 0.0048875855327468230694037145650049 // Vref/1023 ;Vref = 5 volt
int ch[3] = {0,1,3};

int_timer1
void timer1_isr()
{
    ADLESEN = 1;
    set_timer1(15536); // (100ms)
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

++iLEDZAEHLER;

if ((input(TSCHARF)) && (izeit2s <= 9) )
{
++izeit2s;
}

if (izeit2s == 10)
{
output_HIGH(LEDCHARF);
ledscharfspeicher = 1;
}
else
{
output_LOW(LEDCHARF);
ledscharfspeicher = 0;
}

if (linput(TSCHARF) )
{
izeit2s = 0;
}

}

```

```
#INT_EXT
```

```
void ext_isr()
```

```
{
```

```
set_timer1(15536);
```

```
izeit2s = 0;
```

```
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

void main(void)
{
    int i;
    int16 value;
    float volt;
    setup_adc_ports(AN0_AN1_AN3);
    setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL);
    printf("\nReady to Send data\n\r");
    while (true)
    {
        for(i=0;i<3;i++)
        {
            set_adc_channel(ch[i]);
            delay_us(10);
            value = read_adc();
            volt = vbe * (float)value;
            printf("Channel[%d]= %f volt ",ch[i],volt);
        }
        delay_ms(1000);
    }
}

```

ค.2 รหัสต้นฉบับของโปรแกรมตรวจวัดแสดงผลและบันทึกค่าความอิมิตัวของออกซิเจนในเลือดที่ห้องแสดงผลส่วนกลาง

```
#region Using directives
```

```

using System;
using System.Collections.Generic;
using System.ComponentModel;
using System.Data;
using System.Drawing;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

using System.Text;
using System.Windows.Forms;

#endregion

namespace Serialexample
{
    partial class PropertyPage : Form
    {
        //variables for storing values of baud rate and stop bits
        private string baudR="";
        private string stopB="";

        //property for setting and getting baud rate and stop bits
        public string bRate
        {
            get
            {
                return baudR;
            }
            set
            {
                baudR = value;
            }
        }

        public string sBits
        {
            get
            {
                return stopB;
            }
            set
            {
                stopB = value;
            }
        }
    }
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

public PropertyPage()
{
    InitializeComponent();
}

private void cancelButton_Click(object sender, EventArgs e)
{
    this.bRate = "";
    this.sBits = "";
    //close form
    this.Close();
}

private void okButton_Click_1(object sender, EventArgs e)
{
    //here we set the value for stop bits and baud rate.
    this.bRate = BaudRateComboBox.Text;
    this.sBits = stopBitComboBox.Text;
    //
    this.Close();
}
}
}
}

```

#region Using directives

```

using System;
using System.Collections.Generic;
using System.ComponentModel;
using System.Data;
using System.Drawing;
using System.Windows.Forms;
using System.IO.Ports;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

#endregion

namespace Serialexample
{
    partial class Form1 : Form
    {
        //create instance of property page
        //property page is used to set values for stop bits and
        //baud rate

        PropertyPage pp = new PropertyPage();

        //create an Serial Port object
        SerialPort sp = new SerialPort();

        public Form1()
        {
            InitializeComponent();
        }

        private void propertyButton_Click(object sender, EventArgs e)
        {
            //show property dialog
            pp.ShowDialog();

            propertyButton.Hide();
        }

        private void sendButton_Click(object sender, EventArgs e)
        {
            try
            {
                //write line to serial port
                sp.WriteLine(textBox.Text);
                //clear the text box
                textBox.Text = "";
            }

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

catch (System.Exception ex)
{
    baudRateLabel.Text = ex.Message;
}

}

private void ReadButton_Click(object sender, EventArgs e)
{
    try
    {
        //clear the text box
        textBox.Text = "";
        //read serial port and displayed the data in text box
        textBox.Text = sp.ReadLine();
    }
    catch(System.Exception ex)
    {
        baudRateLabel.Text = ex.Message;
    }
}

private void Form1_Load(object sender, EventArgs e)
{
}

private void Form1_FormClosing(object sender, FormClosingEventArgs e)
{
    MessageBox.Show("Do u want to Close the App");
    sp.Close();
}

private void startCommButton_Click(object sender, EventArgs e)
{
    startCommButton.Hide();
    sendButton.Show();
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

readButton.Show();
textBox.Show();
}

//when we want to save the status(value)
private void saveStatusButton_Click_1(object sender, EventArgs e)
{
    //display values
    //if no property is set the default values
    if (pp.bRate == "" && pp.sBits == "")
    {
        dataBitLabel.Text = "BaudRate = " + sp.BaudRate.ToString();
        readTimeOutLabel.Text = "StopBits = " + sp.StopBits.ToString();
    }
    else
    {
        dataBitLabel.Text = "BaudRate = " + pp.bRate;
        readTimeOutLabel.Text = "StopBits = " + pp.sBits;
    }

    parityLabel.Text = "DataBits = " + sp.DataBits.ToString();
    stopBitLabel.Text = "Parity = " + sp.Parity.ToString();
    readTimeOutLabel.Text = "ReadTimeout = " +
        sp.ReadTimeout.ToString();

    if (propertyButton.Visible == true)
        propertyButton.Hide();
    saveStatusButton.Hide();
    startCommButton.Show();

    try
    {
        //open serial port
        sp.Open();
        //set read time out to 500 ms
        sp.ReadTimeout = 500;
    }
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

catch (System.Exception ex)
{
    baudRateLabel.Text = ex.Message;
}
}

protected void CalcDataGraphs()
{

    this.SuspendLayout();

    display.DataSources.Clear();
    display.SetDisplayRangeX(0, 400);

    for (int j = 0; j < NumGraphs; j++)
    {
        display.DataSources.Add(new DataSource());
        display.DataSources[j].Name = "Graph " + (j + 1);
        display.DataSources[j].OnRenderXAxisLabel += RenderXLabel;

        switch (CurExample)
        {
            case "NORMAL":
                this.Text = "Normal Graph";
                display.DataSources[j].Length = 5800;
                display.PanelLayout = PlotterGraphPaneEx.LayoutMode.NORMAL;
                display.DataSources[j].AutoScaleY = false;
                display.DataSources[j].SetDisplayRangeY(-300, 300);
                display.DataSources[j].SetGridDistanceY(100);
                display.DataSources[j].OnRenderYAxisLabel = RenderYLabel;
                CalcSinusFunction_0(display.DataSources[j], j);
                break;

            case "NORMAL_AUTO":
                this.Text = "Normal Graph Autoscaled";
                display.DataSources[j].Length = 5800;
                display.PanelLayout = PlotterGraphPaneEx.LayoutMode.NORMAL;

```

```

display.DataSources[j].AutoScaleY = true;
display.DataSources[j].SetDisplayRangeY(-300, 300);
display.DataSources[j].SetGridDistanceY(100);
display.DataSources[j].OnRenderYAxisLabel = RenderYLabel;
CalcSinusFunction_0(display.DataSources[j], j);
break;

```

```

case "STACKED":

```

```

    this.Text = "Stacked Graph";
    display.PanelLayout = PlotterGraphPaneEx.LayoutMode.STACKED;
    display.DataSources[j].Length = 5800;
    display.DataSources[j].AutoScaleY = false;
    display.DataSources[j].SetDisplayRangeY(-250, 250);
    display.DataSources[j].SetGridDistanceY(100);
    CalcSinusFunction_1(display.DataSources[j], j);
    break;

```

```

case "VERTICAL_ALIGNED":

```

```

    this.Text = "Vertical aligned Graph";
    display.PanelLayout =
        PlotterGraphPaneEx.LayoutMode.VERTICAL_ARRANGED;
    display.DataSources[j].Length = 5800;
    display.DataSources[j].AutoScaleY = false;
    display.DataSources[j].SetDisplayRangeY(-300, 300);
    display.DataSources[j].SetGridDistanceY(100);
    CalcSinusFunction_2(display.DataSources[j], j);
    break;

```

```

case "VERTICAL_ALIGNED_AUTO":

```

```

    this.Text = "Vertical aligned Graph autoscaled";
    display.PanelLayout =
        PlotterGraphPaneEx.LayoutMode.VERTICAL_ARRANGED;
    display.DataSources[j].Length = 5800;
    display.DataSources[j].AutoScaleY = true;
    display.DataSources[j].SetDisplayRangeY(-300, 300);
    display.DataSources[j].SetGridDistanceY(100);
    CalcSinusFunction_2(display.DataSources[j], j);

```

```

break;

case "TILED_VERTICAL":
    this.Text = "Tiled Graphs (vertical preferred)";
    display.PanelLayout = PlotterGraphPaneEx.LayoutMode.TILES_VER;
    display.DataSources[j].Length = 5800;
    display.DataSources[j].AutoScaleY = false;
    display.DataSources[j].SetDisplayRangeY(-300, 600);
    display.DataSources[j].SetGridDistanceY(100);
    CalcSinusFunction_2(display.DataSources[j], j);
    break;

case "TILED_VERTICAL_AUTO":
    this.Text = "Tiled Graphs (vertical preferred) autoscaled";
    display.PanelLayout = PlotterGraphPaneEx.LayoutMode.TILES_VER;
    display.DataSources[j].Length = 5800;
    display.DataSources[j].AutoScaleY = true;
    display.DataSources[j].SetDisplayRangeY(-300, 600);
    display.DataSources[j].SetGridDistanceY(100);
    CalcSinusFunction_2(display.DataSources[j], j);
    break;

case "TILED_HORIZONTAL":
    this.Text = "Tiled Graphs (horizontal preferred)";
    display.PanelLayout = PlotterGraphPaneEx.LayoutMode.TILES_HOR;
    display.DataSources[j].Length = 5800;
    display.DataSources[j].AutoScaleY = false;
    display.DataSources[j].SetDisplayRangeY(-300, 600);
    display.DataSources[j].SetGridDistanceY(100);
    CalcSinusFunction_2(display.DataSources[j], j);
    break;

case "TILED_HORIZONTAL_AUTO":
    this.Text = "Tiled Graphs (horizontal preferred) autoscaled";
    display.PanelLayout = PlotterGraphPaneEx.LayoutMode.TILES_HOR;
    display.DataSources[j].Length = 5800;
    display.DataSources[j].AutoScaleY = true;

```

```

display.DataSources[j].SetDisplayRangeY(-300, 600);
display.DataSources[j].SetGridDistanceY(100);
CalcSinusFunction_2(display.DataSources[j], j);
break;

```

```

case "ANIMATED_AUTO":

```

```

    this.Text = "Animated graphs fixed x range";
    display.PanelLayout = PlotterGraphPaneEx.LayoutMode.TILES_HOR;
    display.DataSources[j].Length = 402;
    display.DataSources[j].AutoScaleY = false;
    display.DataSources[j].AutoScaleX = true;
    display.DataSources[j].SetDisplayRangeY(-300, 500);
    display.DataSources[j].SetGridDistanceY(100);
    display.DataSources[j].XAutoScaleOffset = 50;
    CalcSinusFunction_3(display.DataSources[j], j, 0);
    display.DataSources[j].OnRenderYAxisLabel = RenderYLabel;
    break;

```

```

}
}
ApplyColorSchema();

```

```

this.ResumeLayout();
display.Refresh();

```

```

}

```

```

private String RenderXLabel(DataSource s, int idx)

```

```

{
    if (s.AutoScaleX)
    {
        int Value = (int)(s.Samples[idx].x);
        return "" + Value;
    }
    else

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    int Value = (int)(s.Samples[idx].x / 200);
    String Label = "" + Value + "\n";
    return Label;
}
}

private String RenderYLabel(DataSource s, float value)
{
    return String.Format("{0:0.0}", value);
}

protected void CalcSinusFunction_0(DataSource src, int idx)
{
    for (int i = 0; i < src.Length; i++)
    {
        src.Samples[i].x = i;
        src.Samples[i].y = (float)((float)200 * Math.Sin((idx + 1) * (
            i + 1.0) * 48 / src.Length));
    }
}
}
}
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ง

คุณสมบัติประจำตัวไอซีที่สำคัญที่ใช้ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. XBee®/XBee-PRO® RF Modules

The XBee and XBee-PRO RF Modules were engineered to meet IEEE 802.15.4 standards and support the unique needs of low-cost, low-power wireless sensor networks. The modules require minimal power and provide reliable delivery of data between devices.

The modules operate within the ISM 2.4 GHz frequency band and are pin-for-pin compatible with each other.



Key Features

Long Range Data Integrity

XBee

- Indoor/Urban: up to 100' (30 m)
- Outdoor line-of-sight: up to 300' (90 m)
- Transmit Power: 1 mW (0 dBm)
- Receiver Sensitivity: -92 dBm

XBee-PRO

- Indoor/Urban: up to 300' (90 m), 200' (60 m) for International variant
- Outdoor line-of-sight: up to 1 mile (1600 m), 2500' (750 m) for International variant
- Transmit Power: 63mW (18dBm), 10mW (10dBm) for International variant
- Receiver Sensitivity: -100 dBm

RF Data Rate: 250,000 bps

Advanced Networking & Security

Retries and Acknowledgements
 DSSS (Direct Sequence Spread Spectrum)
 Each direct sequence channels has over 65,000 unique network addresses available
 Source/Destination Addressing
 Unicast & Broadcast Communications
 Point-to-point, point-to-multipoint and peer-to-peer topologies supported

Low Power

XBee

- TX Peak Current: 45 mA (@3.3 V)
- RX Current: 50 mA (@3.3 V)
- Power-down Current: < 10 μ A

XBee-PRO

- TX Peak Current: 250mA (150mA for international variant)
- TX Peak Current (RPSMA module only): 340mA (180mA for international variant)
- RX Current: 55 mA (@3.3 V)
- Power-down Current: < 10 μ A

ADC and I/O line support

Analog-to-digital conversion, Digital I/O
 I/O Line Passing

Easy-to-Use

No configuration necessary for out-of box RF communications
 Free X-CTU Software (Testing and configuration software)
 AT and API Command Modes for configuring module parameters
 Extensive command set
 Small form factor

Worldwide Acceptance

FCC Approval (USA) Refer to Appendix A [p64] for FCC Requirements. Systems that contain XBee®/XBee-PRO® RF Modules inherit Digi Certifications.

ISM (Industrial, Scientific & Medical) **2.4 GHz frequency band**

Manufactured under **ISO 9001:2000** registered standards

XBee®/XBee-PRO® RF Modules are optimized for use in the United States, Canada, Australia, Japan, and Europe. Contact Digi for complete list of government agency approvals.



© 2009 Digi International Inc.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Specifications

Table 1-01. Specifications of the XBee®/XBee-PRO® RF Modules

Specification	XBee	XBee-PRO
Performance		
Indoor/Urban Range	Up to 100 ft (30 m)	Up to 300 ft. (90 m), up to 200 ft (60 m) International variant
Outdoor RF line-of-sight Range	Up to 300 ft (90 m)	Up to 1 mile (1600 m), up to 2500 ft (750 m) international variant
Transmit Power Output (software selectable)	1mW (0 dBm)	63mW (18dBm)* 10mW (10 dBm) for International variant
RF Data Rate	250,000 bps	250,000 bps
Serial Interface Data Rate (software selectable)	1200 bps - 250 kbps (non-standard baud rates also supported)	1200 bps - 250 kbps (non-standard baud rates also supported)
Receiver Sensitivity	-92 dBm (1% packet error rate)	-100 dBm (1% packet error rate)
Power Requirements		
Supply Voltage	2.8 – 3.4 V	2.8 – 3.4 V
Transmit Current (typical)	45mA (@ 3.3 V)	250mA (@3.3 V) (150mA for international variant) RPSMA module only: 340mA (@3.3 V) (180mA for international variant)
Idle / Receive Current (typical)	50mA (@ 3.3 V)	55mA (@ 3.3 V)
Power-down Current	< 10 μ A	< 10 μ A
General		
Operating Frequency	ISM 2.4 GHz	ISM 2.4 GHz
Dimensions	0.960" x 1.087" (2.438cm x 2.761cm)	0.960" x 1.297" (2.438cm x 3.294cm)
Operating Temperature	-40 to 85° C (industrial)	-40 to 85° C (industrial)
Antenna Options	Integrated Whip, Chip or U.FL Connector, RPSMA Connector	Integrated Whip, Chip or U.FL Connector, RPSMA Connector
Networking & Security		
Supported Network Topologies	Point-to-point, Point-to-multipoint & Peer-to-peer	
Number of Channels (software selectable)	16 Direct Sequence Channels	12 Direct Sequence Channels
Addressing Options	PAN ID, Channel and Addresses	PAN ID, Channel and Addresses
Agency Approvals		
United States (FCC Part 15.247)	OUR-XBEE	OUR-XBEEPRO
Industry Canada (IC)	4214A XBEE	4214A XBEEPRO
Europe (CE)	ETSI	ETSI (Max. 10 dBm transmit power output)*
Japan	R201WW07215214	R201WW08215111 (Max. 10 dBm transmit power output)*
Australia	C-Tick	C-Tick

* See Appendix A for region-specific certification requirements.

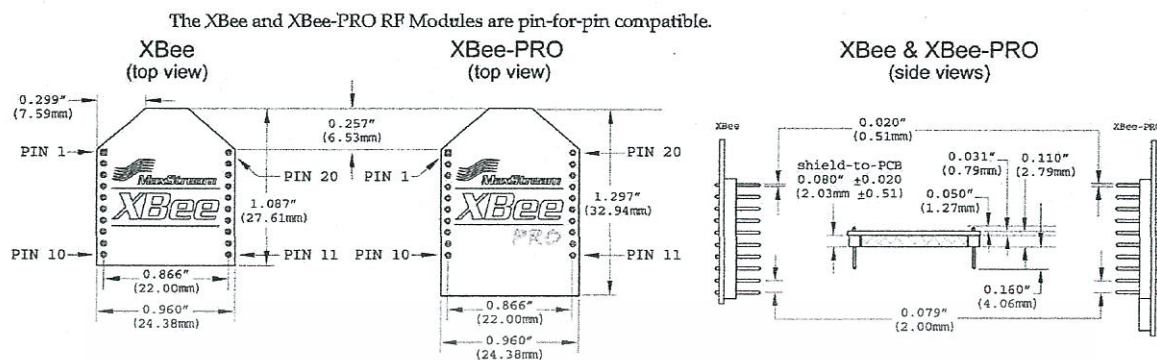
Antenna Options: The ranges specified are typical when using the integrated Whip (1.5 dBi) and Dipole (2.1 dBi) antennas. The Chip antenna option provides advantages in its form factor; however, it typically yields shorter range than the Whip and Dipole antenna options when transmitting outdoors. For more information, refer to the "XBee Antennas" Knowledgebase Article located on Digi's Support Web site

Mechanical Drawings

Figure 1-01. Mechanical drawings of the XBee®/XBee-PRO® RF Modules (antenna options not shown)

© 2009 Digi International, Inc.

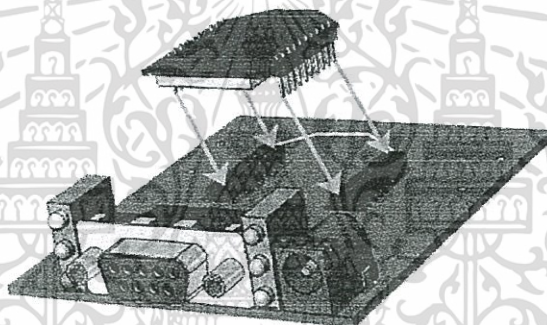
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



Mounting Considerations

The XBee®/XBee-PRO® RF Module was designed to mount into a receptacle (socket) and therefore does not require any soldering when mounting it to a board. The XBee Development Kits contain RS-232 and USB interface boards which use two 20-pin receptacles to receive modules.

Figure 1-02. XBee Module Mounting to an RS-232 Interface Board.



The receptacles used on Digi development boards are manufactured by Century Interconnect. Several other manufacturers provide comparable mounting solutions; however, Digi currently uses the following receptacles:

- Through-hole single-row receptacles - Samtec P/N: MMS-110-01-L-SV (or equivalent)
- Surface-mount double-row receptacles - Century Interconnect P/N: CPRMSL20-D-0-1 (or equivalent)
- Surface-mount single-row receptacles - Samtec P/N: SMM-110-02-SM-S

Digi also recommends printing an outline of the module on the board to indicate the orientation the module should be mounted.

Pin Signals

Figure 1-03. XBee®/XBee-PRO® RF Module Pin Numbers

(top sides shown - shields on bottom)

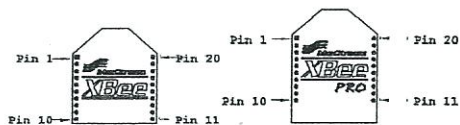


Table 1-02. Pin Assignments for the XBee and XBee-PRO Modules

(Low-asserted signals are distinguished with a horizontal line above signal name.)

1	VCC	-	Power supply
2	DOUT	Output	UART Data Out
3	DIN / CONFIG	Input	UART Data In
4	DO8*	Output	Digital Output 8
5	RESET	Input	Module Reset (reset pulse must be at least 200 ns)
6	PWM0 / RSSI	Output	PWM Output 0 / RX Signal Strength Indicator
7	PWM1	Output	PWM Output 1
8	[reserved]	-	Do not connect
9	DTR / SLEEP_RQ / DI8	Input	Pin Sleep Control Line or Digital Input 8
10	GND	-	Ground
11	AD4 / DIO4	Either	Analog Input 4 or Digital I/O 4
12	CTS / DIO7	Either	Clear-to-Send Flow Control or Digital I/O 7
13	ON / SLEEP	Output	Module Status Indicator
14	VREF	Input	Voltage Reference for A/D Inputs
15	Associate / AD5 / DIO5	Either	Associated Indicator, Analog Input 5 or Digital I/O 5
16	RTS / AD6 / DIO6	Either	Request-to-Send Flow Control, Analog Input 6 or Digital I/O 6
17	AD3 / DIO3	Either	Analog Input 3 or Digital I/O 3
18	AD2 / DIO2	Either	Analog Input 2 or Digital I/O 2
19	AD1 / DIO1	Either	Analog Input 1 or Digital I/O 1
20	AD0 / DIO0	Either	Analog Input 0 or Digital I/O 0

* Function is not supported at the time of this release

Design Notes:

- Minimum connections: VCC, GND, DOUT & DIN
- Minimum connections for updating firmware: VCC, GND, DIN, DOUT, RTS & DTR
- Signal Direction is specified with respect to the module
- Module includes a 50k Ω pull-up resistor attached to **RESET**
- Several of the input pull-ups can be configured using the PR command
- Unused pins should be left disconnected

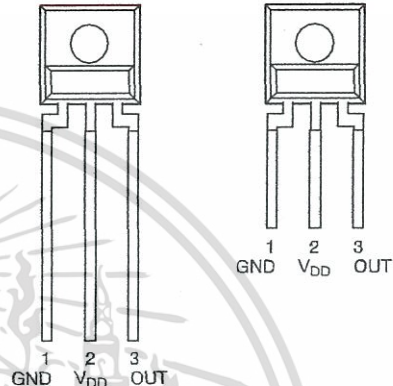


TSL257
HIGH-SENSITIVITY
LIGHT-TO-VOLTAGE CONVERTER
 TAOS023E – SEPTEMBER, 2007

- Converts Light Intensity to Output Voltage
- Monolithic Silicon IC Containing Photodiode, Operational Amplifier, and Feedback Components
- High Sensitivity
- Single Voltage Supply Operation (2.7 V to 5.5 V)
- Low Noise (200 μ Vrms Typ to 1 kHz)
- Rail-to-Rail Output
- High Power-Supply Rejection (35 dB at 1 kHz)
- Compact 3-Leaded Plastic Package
- RoHS Compliant (–LF Package Only)

PACKAGE S
SIDELOOKER
(FRONT VIEW)

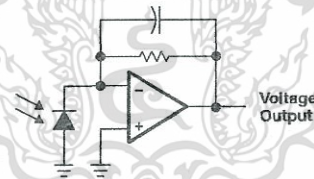
PACKAGE SM
SURFACE MOUNT
SIDELOOKER
(FRONT VIEW)



Description

The TSL257 is a high-sensitivity low-noise light-to-voltage optical converter that combines a photodiode and a transimpedance amplifier on a single monolithic CMOS integrated circuit. Output voltage is directly proportional to light intensity (irradiance) on the photodiode. The TSL257 has a transimpedance gain of 320 M Ω . The device has improved offset voltage stability and low power consumption and is supplied in a 3-lead clear plastic side looker package with an integral lens. When supplied in the lead (Pb) free package, the device is RoHS compliant.

Functional Block Diagram



Available Options

DEVICE	T _A	PACKAGE - LEADS	PACKAGE DESIGNATOR	ORDERING NUMBER
TSL257	0°C to 70°C	3-lead Side looker	S	TSL257
TSL257	0°C to 70°C	3-lead Side looker — Lead (Pb) Free	S	TSL257-LF
TSL257	0°C to 70°C	3-lead Surface-Mount Side looker — Lead (Pb) Free	SM	TSL257SM-LF

Terminal Functions

TERMINAL NAME	NO.	DESCRIPTION
GND	1	Ground (substrate). All voltages are referenced to GND.
OUT	3	Output voltage
V _{DD}	2	Supply voltage

The LUMENOLOGY[®] Company

Copyright © 2007, TAOS Inc.

Texas Advanced Optoelectronic Solutions Inc.

1001 Klein Road • Suite 300 • Plano, TX 75074 • (972) 673-0759

www.taosinc.com

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

TSL257
HIGH-SENSITIVITY
LIGHT-TO-VOLTAGE CONVERTER
 TAOS029E - SEPTEMBER 2007

Absolute Maximum Ratings over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)†

Supply voltage, V_{DD} (see Note 1)	6 V
Output current, I_O	± 10 mA
Duration of short-circuit current at (or below) 25°C	5 s
Operating free-air temperature range, T_A	-25°C to 85°C
Storage temperature range, T_{stg}	-25°C to 85°C
Lead temperature 1,6 mm (1/16 inch) from case for 10 seconds (S Package)	260°C
Reflow solder, in accordance with J-STD-020C or J-STD-020D (SM Package)	260°C

† Stresses beyond those listed under "absolute maximum ratings" may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under "recommended operating conditions" is not implied. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

NOTE 1: All voltages are with respect to GND.

Recommended Operating Conditions

	MIN	MAX	UNIT
Supply voltage, V_{DD}	2.7	5.5	V
Operating free-air temperature, T_A	0	70	°C

Electrical Characteristics at $V_{DD} = 5$ V, $T_A = 25^\circ\text{C}$, $\lambda_p = 470$ nm, $R_L = 10$ k Ω (unless otherwise noted) (see Notes 2 and 3)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
V_D Dark voltage	$E_e = 0$	0		15	mV
V_{OM} Maximum output voltage swing	$V_{DD} = 4.5$ V, No Load		4.49		V
	$V_{DD} = 4.5$ V, $R_L = 10$ k Ω	4	4.2		
V_O Output voltage	$E_e = 1.54$ $\mu\text{W}/\text{cm}^2$, $\lambda_p = 470$ nm, Note 5	1.6	2	2.4	V
α_{VD} Temperature coefficient of dark voltage (V_D)	$T_A = 0^\circ\text{C}$ to 70°C		-15		$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
N_e Irradiance responsivity	$\lambda_p = 428$ nm, see Notes 4 and 8		1.18		V/($\mu\text{W}/\text{cm}^2$)
	$\lambda_p = 470$ nm, see Notes 5 and 8		1.30		
	$\lambda_p = 565$ nm, see Notes 6 and 8		1.58		
	$\lambda_p = 645$ nm, see Notes 7 and 8		1.68		
PSRR Power supply rejection ratio	$f_{ac} = 100$ Hz, see Note 9		55		dB
	$f_{ac} = 1$ kHz, see Note 9		35		
I_{DD} Supply current	$E_e = 1.54$ $\mu\text{W}/\text{cm}^2$, $\lambda_p = 470$ nm, Note 5		1.9	3.5	mA

- NOTES: 2. Measured with $R_L = 10$ k Ω between output and ground.
 3. Optical measurements are made using small-angle incident radiation from a light-emitting diode (LED) optical source.
 4. The input irradiance is supplied by a GaN/SiC light-emitting diode with the following characteristics: peak wavelength $\lambda_p = 428$ nm, spectral halfwidth $\Delta\lambda_{1/2} = 65$ nm.
 5. The input irradiance is supplied by an InGaN light-emitting diode with the following characteristics: peak wavelength $\lambda_p = 470$ nm, spectral halfwidth $\Delta\lambda_{1/2} = 35$ nm.
 6. The input irradiance is supplied by a GaP light-emitting diode with the following characteristics: peak wavelength $\lambda_p = 565$ nm, spectral halfwidth $\Delta\lambda_{1/2} = 28$ nm.
 7. The input irradiance is supplied by an AlGaAs light-emitting diode with the following characteristics: peak wavelength $\lambda_p = 645$ nm, spectral halfwidth $\Delta\lambda_{1/2} = 25$ nm.
 8. Irradiance responsivity is characterized over the range $V_O = 0.1$ V to 4.5 V. The best-fit straight line of Output Voltage V_O versus Irradiance E_e over this range will typically have a positive extrapolated V_O value for $E_e = 0$.
 9. Power supply rejection ratio PSRR is defined as $20 \log (\Delta V_{DD}(f)/\Delta V_O(f))$ with $V_{DD}(f = 0) = 5$ V and $V_O(f = 0) = 2$ V.

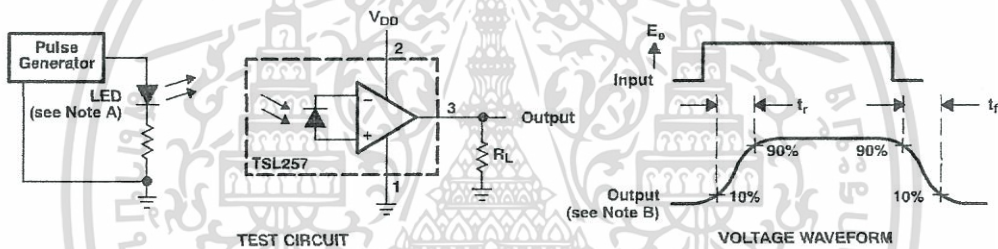
TSL257
HIGH-SENSITIVITY
LIGHT-TO-VOLTAGE CONVERTER
TAOSQ29E – SEPTEMBER 2007

Switching Characteristics at $V_{DD} = 5\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$, $\lambda_p = 470\text{ nm}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$ (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
t_r	Output pulse rise time, 10% to 90% of final value	See Note 10 and Figure 1	160	250	μs
t_f	Output pulse fall time, 10% to 90% of final value	See Note 10 and Figure 1	150	250	μs
t_s	Output settling time to 1% of final value	See Note 10 and Figure 1	330		μs
V_{ni}	Integrated noise voltage	$f = \text{dc to } 1\text{ kHz}$, $E_o = 0$	200		μVrms
	Output noise voltage, rms	$f = 10\text{ Hz}$, $E_o = 0$	6		$\mu\text{V}/\sqrt{\text{Hz}}$ rms
		$f = 100\text{ Hz}$, $E_o = 0$	6		
		$f = 1\text{ kHz}$, $E_o = 0$	7		

NOTE 10: Switching characteristics apply over the range $V_O = 0.1\text{ V}$ to 4.5 V .

PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION



NOTES: A. The input irradiance is supplied by a pulsed InGaN light-emitting diode with the following characteristics: $\lambda_p = 470\text{ nm}$, $t_r < 1\ \mu\text{s}$, $t_f < 1\ \mu\text{s}$.
 B. The output waveform is monitored on an oscilloscope with the following characteristics: $t_r < 100\text{ ns}$, $Z_i \approx 1\text{ M}\Omega$, $C_i \approx 20\text{ pF}$.

Figure 1. Switching Times

TSL257
HIGH-SENSITIVITY
LIGHT-TO-VOLTAGE CONVERTER
 TAOS029E - SEPTEMBER, 2007

TYPICAL CHARACTERISTICS

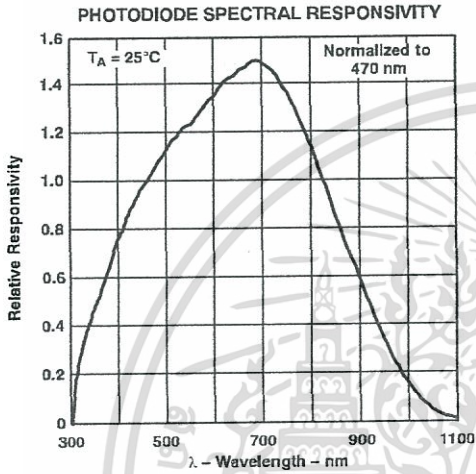


Figure 2

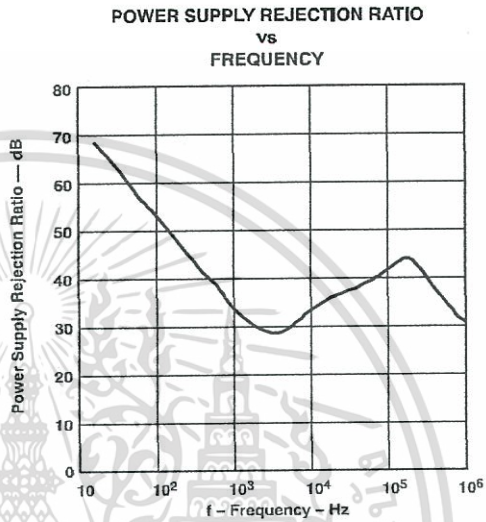


Figure 3

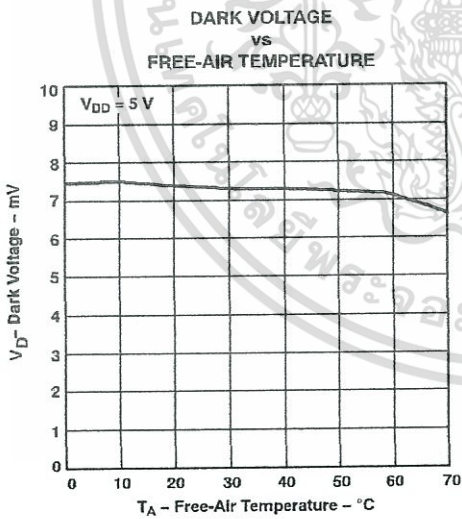


Figure 4

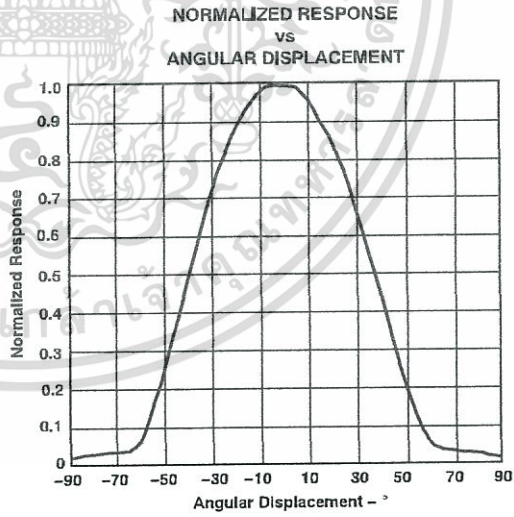


Figure 5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

MAX220-MAX249

+5V-Powered, Multichannel RS-232 Drivers/Receivers

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS—MAX220/222/232A/233A/242/243

(Voltages referenced to GND.)

V _{CC}	-0.3V to +6V
V ₊ (Note 1)	(V _{CC} - 0.3V) to +14V
V ₋ (Note 1)	+0.3V to -14V
Input Voltages	
T _{IN}	-0.3V to (V _{CC} - 0.3V)
R _{IN} (Except MAX220)	±30V
R _{IN} (MAX220)	±25V
T _{OUT} (Except MAX220) (Note 2)	±15V
T _{OUT} (MAX220)	±13.2V
Output Voltages	
T _{OUT}	±15V
R _{OUT}	-0.3V to (V _{CC} + 0.3V)
Driver/Receiver Output Short Circuited to GND	Continuous
Continuous Power Dissipation (T _A = +70°C)	
16-Pin Plastic DIP (derate 10.53mW/°C above +70°C)	.842mW
18-Pin Plastic DIP (derate 11.11mW/°C above +70°C)	.889mW
20-Pin Plastic DIP (derate 8.00mW/°C above +70°C)	.440mW

16-Pin Narrow SO (derate 8.70mW/°C above +70°C)	...696mW
16-Pin Wide SO (derate 9.52mW/°C above +70°C)	...762mW
18-Pin Wide SO (derate 9.52mW/°C above +70°C)	...762mW
20-Pin Wide SO (derate 10.00mW/°C above +70°C)	...800mW
20-Pin SSOP (derate 8.00mW/°C above +70°C)	...640mW
16-Pin CERDIP (derate 10.00mW/°C above +70°C)	...800mW
18-Pin CERDIP (derate 10.53mW/°C above +70°C)	...842mW
Operating Temperature Ranges	
MAX2_AC_, MAX2_C_0°C to +70°C
MAX2_AE_, MAX2_E_-40°C to +85°C
MAX2_AM_, MAX2_M_-55°C to +125°C
Storage Temperature Range-65°C to +160°C
Lead Temperature (soldering, 10s)+300°C
Soldering Temperature (reflow)	
20 PDIP (P20M+1)+225°C
All other lead(Pb)-free packages+260°C
All other packages containing lead(Pb)+240°C

Note 1: For the MAX220, V₊ and V₋ can have a maximum magnitude of 7V, but their absolute difference cannot exceed 13V.

Note 2: Input voltage measured with T_{OUT} in high-impedance state, V_{SHDN} or V_{CC} = 0V.

Stresses beyond those listed under "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated in the operational sections of the specifications is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

ELECTRICAL CHARACTERISTICS—MAX220/222/232A/233A/242/243

(V_{CC} = +5V ±10%, C₁-C₄ = 0.1μF, MAX220, C₁ = 0.047μF, C₂-C₄ = 0.33μF, T_A = T_{MIN} to T_{MAX}, unless otherwise noted.) (Note 3)

PARAMETER	CONDITIONS		MIN	TYP	MAX	UNITS
RS-232 TRANSMITTERS						
Output Voltage Swing	All transmitter outputs loaded with 3kΩ to GND		±5	±8		V
Input Logic-Low Voltage				1.4	0.8	V
Input Logic-High Voltage	All devices except MAX220		2	1.4		V
	MAX220: V _{CC} = +5.0V		2.4			
Logic Pullup/Input Current	All except MAX220, normal operation			5	40	μA
	V _{SHDN} = 0V, MAX222/MAX242, shutdown, MAX220			±0.01	±1	
Output Leakage Current	V _{CC} = +5.5V, V _{SHDN} = 0V, V _{OUT} = ±15V, MAX222/MAX242			±0.01	±10	μA
	V _{CC} = V _{SHDN} = 0V	V _{OUT} = ±15V		±0.01	±10	
		MAX220, V _{OUT} = ±12V				
Data Rate				200	116	kbps
Transmitter Output Resistance	V _{CC} = V ₊ = V ₋ = 0V, V _{OUT} = ±2V		300	10V		Ω
Output Short-Circuit Current	V _{OUT} = 0V	V _{OUT} = 0V	±7	±22		mA
		MAX220			±60	
RS-232 RECEIVERS						
RS-232 Input Voltage Operating Range					±30	V
	MAX220				±25	
RS-232 Input Threshold Low	V _{CC} = +5V	All except MAX243 R _{2IN}	0.8	1.3		V
		MAX243 R _{2IN} (Note 4)	-3			
RS-232 Input Threshold High	V _{CC} = +5V	All except MAX243 R _{2IN}		1.8	2.4	V
		MAX243 R _{2IN} (Note 4)		-0.5	-0.1	

Maxim Integrated

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

MAX220-MAX249

+5V-Powered, Multichannel RS-232 Drivers/Receivers

ELECTRICAL CHARACTERISTICS—MAX220/222/232A/233A/242/243 (continued)

(V_{CC} = +5V ±10%, C₁–C₄ = 0.1μF, MAX220, C₁ = 0.047μF, C₂–C₄ = 0.33μF, T_A = T_{MIN} to T_{MAX}, unless otherwise noted.) (Note 3)

PARAMETER	CONDITIONS		MIN	TYP	MAX	UNITS
RS-232 Input Hysteresis	All except MAX220/MAX243, V _{CC} = +5V, no hysteresis in shutdown		0.2	0.5	1.0	V
	MAX220		0.3			
	MAX243		1			
RS-232 Input Resistance	T _A = +25°C (MAX220)		3	5	7	kΩ
			3	5	7	
TTL/CMOS Output Voltage Low	I _{OUT} = 3.2mA		0.2		0.4	V
	I _{OUT} = 1.6mA (MAX220)		0.4			
TTL/CMOS Output Voltage High	I _{OUT} = -1.0mA		3.5	V _{CC} - 0.2		V
TTL/CMOS Output Short-Circuit Current	Sourcing V _{OUT} = V _{GND}		-2	-10		mA
	Sinking V _{OUT} = V _{CC}		10	30		
TTL/CMOS Output Leakage Current	V _{SHDN} = V _{CC} or V _{EN} = V _{CC} (V _{SHDN} = 0V for MAX222), 0V ≤ V _{OUT} ≤ V _{CC}		±0.05		±10	μA
EN Input Threshold Low	MAX242		1.4		0.8	V
EN Input Threshold High	MAX242		2.0		1.4	V
Supply Voltage Range			4.5		5.5	V
V _{CC} Supply Current (V _{SHDN} = V _{CC}), Figures 5, 6, 11, 19	No load	MAX220	0.5		2	mA
		MAX222/MAX232A/MAX233A/ MAX242/MAX243	4		10	
	3kΩ load both inputs	MAX220	12			
		MAX222/MAX232A/MAX233A/ MAX242/MAX243	15			
Shutdown Supply Current	MAX222/ MAX242	T _A = +25°C	0.1		10	μA
		T _A = 0°C to +70°C	2		50	
		T _A = -40°C to +85°C	2		50	
		T _A = -55°C to +125°C	35		100	
SHDN Input Leakage Current	MAX222/MAX242				±1	μA
SHDN Threshold Low	MAX222/MAX242		1.4		0.8	V
SHDN Threshold High	MAX222/MAX242		2.0		1.4	V
Transition Slew Rate	C _L = 50pF to 2500pF, R _L = 3kΩ to 7kΩ, V _{CC} = +5V, T _A = +25°C, measured from +3V to -3V or -3V to +3V	MAX222/MAX232A/ MAX233/MAX242/MAX243	6	12	30	V/μs
		MAX220	1.5	3	30.0	
Transmitter Propagation Delay TLL to RS-232 (Normal Operation)	t _{PHLT} , Figure 1	MAX222/MAX232A/ MAX233/MAX242/MAX243	1.3		3.5	μs
		MAX220	4		10	
	t _{PLHT} , Figure 1	MAX222/MAX232A/ MAX233/MAX242/MAX243	1.5		3.5	
		MAX220	5		10	

Maxim Integrated

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

MAX220-MAX249

+5V-Powered, Multichannel RS-232 Drivers/Receivers

ELECTRICAL CHARACTERISTICS—MAX220/222/232A/233A/242/243 (continued)

($V_{CC} = +5V \pm 10\%$, $C1-C4 = 0.1\mu F$, MAX220, $C1 = 0.047\mu F$, $C2-C4 = 0.33\mu F$, $T_A = T_{MIN}$ to T_{MAX} , unless otherwise noted.) (Note 3)

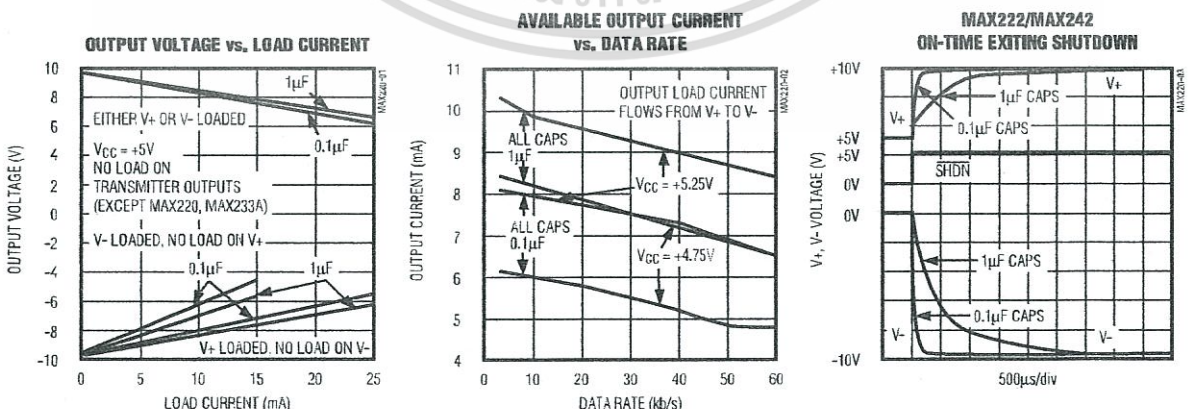
PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
Receiver Propagation Delay RS-232 to TLL (Normal Operation)	t _{PHLR} , Figure 2	MAX222/MAX232A/MAX233/ MAX242/MAX243	0.5	1	μs
		MAX220	0.6	3	
	t _{PLHR} , Figure 2	MAX222/MAX232A/MAX233/ MAX242/MAX243	0.6	1	
Receiver Propagation Delay RS-232 to TLL (Shutdown)	t _{PHLS} , Figure 2	MAX242	0.5	10	μs
	t _{PHLS} , Figure 2	MAX242	2.5	10	
Receiver-Output Enable Time	t _{ER}	MAX242, Figure 3	125	500	ns
Receiver-Output Disable Time	t _{DR}	MAX242, Figure 3	160	500	ns
Transmitter-Output Enable Time (SHDN Goes High)	t _{ET}	MAX222/MAX242, 0.1μF caps (includes charge-pump start-up), Figure 4	250		μs
Transmitter-Output Disable Time (SHDN Goes Low)	t _{DT}	MAX222/MAX242, 0.1μF caps, Figure 4	600		ns
Transmitter + to - Propagation Delay Difference (Normal Operation)	t _{PHLT} - t _{PLHT}	MAX222/MAX232A/MAX233/ MAX242/MAX243	300		ns
		MAX220	2000		
Receiver + to - Propagation Delay Difference (Normal Operation)	t _{PHLR} - t _{PLHR}	MAX222/MAX232A/MAX233/ MAX242/MAX243	100		ns
		MAX220	225		

Note 3: All units are production tested at hot. Specifications over temperature are guaranteed by design.

Note 4: MAX243 R2OUT is guaranteed to be low when R2IN ≥ 0V or is unconnected.

Typical Operating Characteristics

MAX220/MAX222/MAX232A/MAX233A/MAX242/MAX243



Maxim Integrated

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล	นาย ธงชัย พจน์เสถียร
วัน-เดือน-ปีเกิด	วันที่ 16 กุมภาพันธ์ 2523
ประวัติการศึกษา	สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรีหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขา วิศวกรรมระบบเครื่องมือวัด จากคณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าพระนครเหนือ ปีการศึกษา 2552 และในปี การศึกษา 2553 ได้เข้าศึกษาต่อระดับปริญญาโทหลักสูตรวิศวกรรมศาสตร มหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมระบบควบคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบัน เทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้