

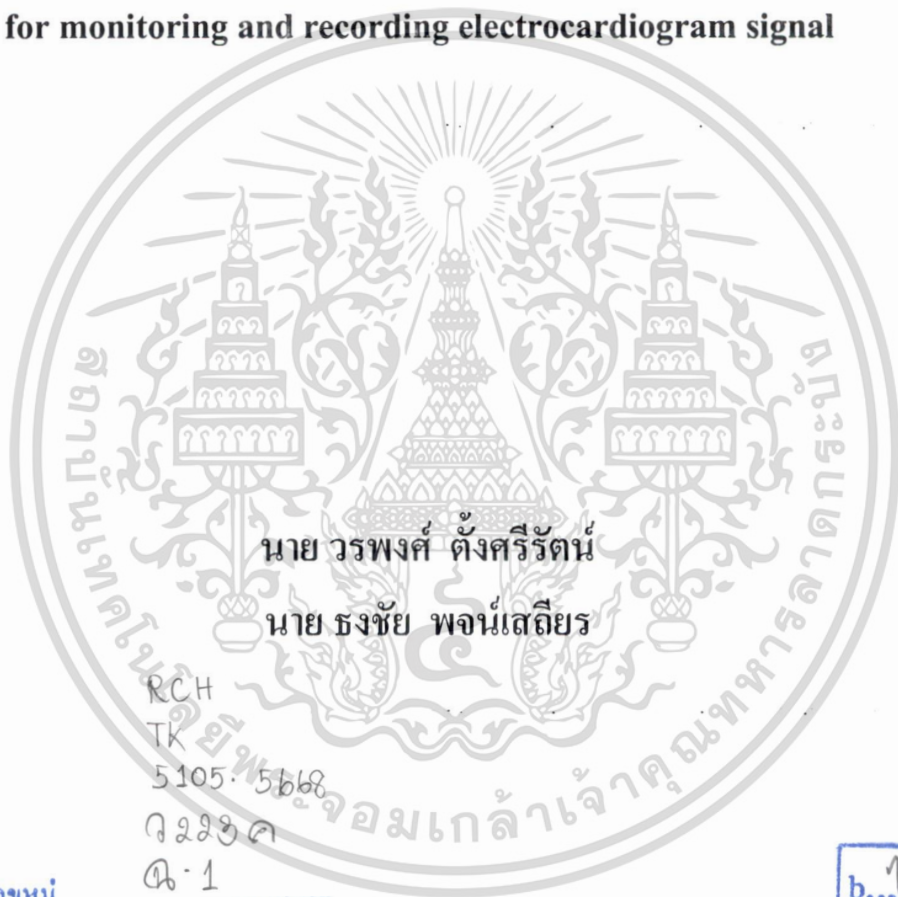
รายงานการวิจัย

เครือข่ายไร้สายมาตรฐาน IEEE 802.15.4

สำหรับแสดงผลและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

Wireless network with IEEE 802.15.4 communication standard

for monitoring and recording electrocardiogram signal



นาย วรพงศ์ ตั้งศรีรัตน์

นาย ธงชัย พจน์เสถียร

RCH

TK

5105-5668

๑๒๒๓๓

๑-1

เลขหมู่.....

เลขทะเบียน 121346

วัน, เดือน, ปี 3.๑.๒๕๕๕

b. 12400105
i.

ได้รับทุนสนับสนุนงานวิจัยจากเงินงบประมาณรายได้ ประจำปีงบประมาณ 2554

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทคัดย่อ

โครงการวิจัยนี้นำเสนอการพัฒนาระบบเครือข่ายสำหรับแสดงผลและบันทึกข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายตามมาตรฐาน IEEE 802.15.4 ระบบที่พัฒนาขึ้นประกอบด้วยสองส่วนหลัก คือ เซนเซอร์อีซีจีและวงจรปรับแต่งสัญญาณทำหน้าที่ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วย แล้วส่งข้อมูลที่วัดได้ผ่านคลื่นความถี่วิทยุโดยใช้โมดูล Zigbee ย่านความถี่ 2.4 GHz ที่ระยะการส่งสูงสุด 100 เมตร และส่วนแสดงผลส่วนกลางทำหน้าที่แสดงผลและบันทึกข้อมูลผ่านหน้าจอคอมพิวเตอร์ เพื่อให้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญทำการวินิจฉัยต่อไป เนื่องจากไม่ต้องเดินสายสัญญาณในการรับส่งข้อมูล จึงทำให้ระบบที่นำเสนอมีขนาดเล็ก ติดตั้ง และ เคลื่อนย้ายได้สะดวก และครอบคลุมพื้นที่การใช้งานไกลขึ้น ผลการต่อระบบทดสอบจริงแสดงให้เห็นว่าระบบที่ได้พัฒนาขึ้นมีการทำงานอย่างถูกต้องเป็นไปตามแนวทางที่นำเสนอ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Abstract

This research 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.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อ	ก
Abstract	ข
สารบัญ	ค
สารบัญตาราง	ง
สารบัญรูป	จ
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1) กล่าวนำ	1
1.2) แผนการดำเนินงานตลอดโครงการ	2
บทที่ 2 ทฤษฎีคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	3
2.1) การกำเนิดกระแสไฟฟ้าในกระบวนการทางชีวภาพ (Bioelectric Generation)	3
2.2) การทำงานของหัวใจ	4
2.3) คุณสมบัติของกล้ามเนื้อหัวใจ	5
2.3.1) คุณสมบัติของหัวใจซึ่งเป็นลักษณะพิเศษ	5
2.3.2) การทำงานของหัวใจในหนึ่งรอบ	7
2.4) สัญญาณไฟจากหัวใจ	7
2.5) อิเล็กโตรคาร์ดิโอแกรม	9
บทที่ 3 ระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายสำหรับตรวจวัดและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	12
3.1) วงจรขยายสัญญาณอินสทรูเมนต์	12
3.2) วงจร RL Drive	15
3.3) วงจรกรองผ่านความถี่ต่ำ	15
3.4) วงจรกรองผ่านความถี่แบบช่องปาก หรือวงจรถอดซับฟิลเตอร์	17
3.5) วงจรปรับออฟเซต	19
3.6) วงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส	19
3.7) วงจร ADC (Analog to Digital converter)	20
3.8) ส่วนการติดต่อสื่อสารไร้สาย	20
บทที่ 4 ผลการทดลองและบทสรุป	22
4.1) ผลการทดลอง	22
4.2) บทสรุป	25

เอกสารอ้างอิง เอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้าน 26 คำ

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 2.1 ช่วงเวลาต่างๆ ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	10
ตารางที่ 4.1 เปอร์เซ็นต์ค่าความผิดพลาดในการวัด	24



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 กล่าวนำ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (electrocardiogram, ECG) เป็นข้อมูลแสดงถึงระบบการทำงานของหัวใจ (cardiology information system, CARIS) ซึ่งนับว่าเป็นข้อมูลที่สำคัญทางการแพทย์ เพื่อใช้ในการประกอบการวินิจฉัยและเฝ้าระวังเพื่อให้การรักษาผู้ป่วยได้ทันท่วงที [1] ในปัจจุบันมีวิธีบันทึกค่าสัญญาณดังกล่าวด้วยวิธีการทางอิเล็กทรอนิกส์หลายวิธี [2] แต่เครื่องมือสำหรับตรวจวัดและจัดเก็บข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ในปัจจุบันส่วนใหญ่จะทำการติดตั้งอยู่ที่เตียงคนไข้พร้อมกับการแสดงผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและมีการแจ้งเตือนหากมีการเต้นของหัวใจที่ผิดปกติ ถึงแม้ว่าในโรงพยาบาลบางแห่งได้มีการพัฒนาเครื่องมือดังกล่าวให้สามารถส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยที่วัดได้ผ่านระบบ LAN [3]-[4] เพื่อไปแสดงผลยังจุดแสดงผลส่วนกลาง (central monitor) ได้ก็ตาม แต่อย่างไรก็ตามระบบดังกล่าวที่ใช้งานอยู่นั้นมีราคาแพงมาก อีกทั้งในการรับส่งข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปยังจุดแสดงผลส่วนกลางยังคงใช้ระบบ LAN ที่มีการเชื่อมต่อของระบบเป็นแบบสายทำให้ไม่เกิดความคล่องตัวหากต้องมีการเคลื่อนย้ายเตียงผู้ป่วย

ดังนั้นในโครงการวิจัยนี้จึงได้นำเสนอเครือข่ายไร้สายสำหรับตรวจวัด แสดงผล และบันทึกข้อมูลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้มาตรฐาน IEEE 802.15.4 [5] ที่มีราคาถูก สามารถส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปแสดงผลยังจุดแสดงผลส่วนกลางพร้อมกับการบันทึกข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยที่วัดได้ในแต่ละรายไว้ในระบบฐานข้อมูล ระบบเครือข่ายที่ได้พัฒนาขึ้นอาศัยโพรโทคอล Zigbee ที่ใช้อยู่บนมาตรฐาน IEEE 802.15.4 [6]-[7] การสื่อสารจึงเป็นแบบไร้สายผ่านทางคลื่นวิทยุ ทำให้ระบบนี้ติดตั้งได้ง่าย เคลื่อนย้ายได้สะดวก เนื่องจากไม่ต้องคำนึงถึงการเดินสายสัญญาณสำหรับติดต่อรับส่งข้อมูลระหว่างเครื่องวัดแต่ละเครื่อง

1.2 แผนการดำเนินงานตลอดโครงการ

ขั้นตอนการดำเนินงาน	ระยะเวลา												
	ต.ค.	พ.ย.	ธ.ค.	ม.ค.	ก.พ.	มี.ค.	เม.ย.	พ.ค.	มิ.ย.	ก.ค.	ส.ค.	ก.ย.	
1. พัฒนาและทดสอบการติดต่อสื่อสารไร้สายตามมาตรฐาน IEEE 802.15.4 โดยใช้โมดูล Zigbee	↔												
2. ออกแบบและพัฒนาโครงสร้างของระบบเครือข่ายที่ได้พัฒนาขึ้น			↔										
3. จัดหาอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ และเครื่องมือทางซอฟต์แวร์ที่จะนำมาใช้			↔										
4. ออกแบบและสร้างวงจรอิเล็กทรอนิกส์สำหรับการประมวลผลสัญญาณที่วัดได้					↔								
5. ออกแบบและพัฒนาโปรแกรมตามวัตถุประสงค์ที่กำหนดไว้							↔						
6. ทดสอบการทำงานโดยต่ออุปกรณ์ทั้งหมดเข้าด้วยกันแล้วบันทึกผลเก็บข้อมูลทุกขั้นตอน เพื่อนำผลลัพท์มาปรับปรุงข้อผิดพลาดของงานวิจัย										↔			
7. สรุปผลและจัดทำรายงานการวิจัย												↔	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งไม่มีเหตุใดแสดงเนื้อหา และต้องยื่นเรื่องแจ้งเจ้าของลิขสิทธิ์ที่มีกรณีนี้นำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในบทนี้เป็นการศึกษาความเป็นมาของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ โดยส่วนของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะกล่าวถึงการทำงานของหัวใจ การนำไฟฟ้าภายในและลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้ ตลอดจนแนวทางในการพิจารณาและวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.1 การกำเนิดกระแสไฟฟ้าในกระบวนการทางชีวภาพ (Bioelectric Generation)

ระบบการทำงานต่างๆ ของมนุษย์นั้นเป็นสิ่งที่เกิดขึ้นจากระบบประสาทโดยส่งไปตามเส้นประสาทต่างๆ และไปสู่เซลล์กล้ามเนื้อเหล่านั้น ภายในเซลล์ร่างกายประกอบด้วย Na, K และ Cl⁻ ความเข้มข้นของไอออนภายในเซลล์โดยทฤษฎีของไฮออนิกกล่าวว่า “ภายใต้สภาวะที่เหมาะสมจะเกิดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างบริเวณสองบริเวณที่มีความเข้มข้นไม่เท่ากัน” โดยที่ผนังเซลล์เมมเบรนจะมีคุณสมบัติที่ยอมให้อิออนบางตัวผ่านได้เท่านั้น ในขณะที่บางตัวผ่านไม่ได้เรียกคุณสมบัตินี้ว่า “Semi permeable membrane” โดยปกติ K⁺ และ Cl⁻ ผ่านผนังเซลล์ได้แต่ Na⁺ ผ่านไม่ได้ [8]

กระแสไอออนิกซึ่งเกิดการเคลื่อนที่ของประจุผ่าน Semi permeable membrane ขึ้นกับค่า permeability ของเนื้อเยื่อและกราเดียนท์ เมื่อความเข้มข้นของไอออนบริเวณด้านใดด้านหนึ่งของผนังเซลล์มีมากกว่าอีกด้านหนึ่ง ก็จะมีการแพร่ของไอออนจากด้านที่มีความเข้มข้นมากไปยังด้านที่มีความเข้มข้นน้อยจึงทำให้เกิดความไม่สมดุลของประจุไฟฟ้า เป็นผลเกิดสนามไฟฟ้าด้านการแพร่ของไอออนทำให้เกิดการแพร่ลดลงจนเกิดสมดุล

จากการทดลองของการแพทย์พบว่าความเข้มข้นของ K⁺ ภายในเซลล์มีค่ามากกว่า 30 เท่าของความเข้มข้น K⁺ ภายนอกและความเข้มข้นของ Na⁺ ภายนอกมีค่ามากกว่าประมาณ 10 เท่าของความเข้มข้นภายในเซลล์ จากการแพร่ของ K⁺ ทำให้เกิดการสูญเสียประจุไฟฟ้าบวกขึ้นภายในเซลล์ เป็นผลทำให้ภายในเซลล์มีศักดาไฟฟ้าลบ เมื่อเทียบกับภายนอกในสภาวะสมดุล ความต่างศักย์ระหว่างภายในกับภายนอกเซลล์ประมาณ -50 mV ถึง -100 mV ค่านี้เรียกว่า rest potential เซลล์ที่อยู่ในสภาวะนี้เรียกว่า polarized

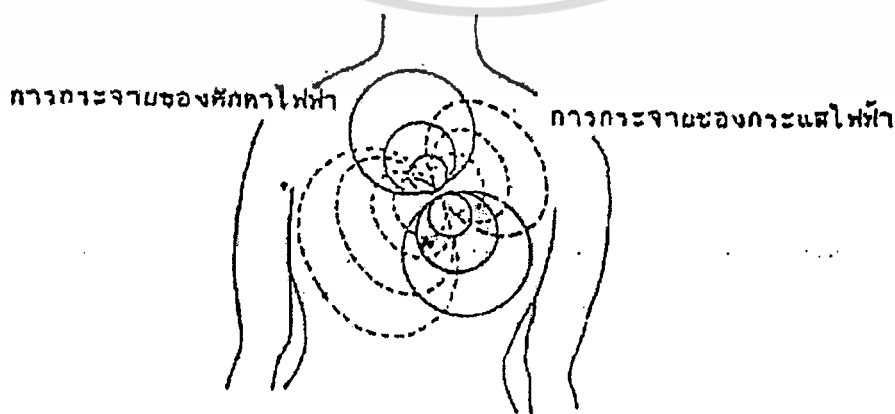
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในสภาวะ polarized สามารถถูกกระตุ้นได้หลายประเภท เช่น ความร้อน, แสง, ความชื้น, อุณหภูมิ และอื่นๆ ขึ้นอยู่กับชนิดของเซลล์ ค่าแรงดันเริ่มต้น (threshold value) คือค่าแรงดันน้อยที่สุดที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงภายในเซลล์ จะเกิดการที่ K^+ เข้าไปภายในเซลล์อย่างรวดเร็วทำให้ความต่างศักย์ของภายในและภายนอกเซลล์เพิ่มขึ้นจนถึงค่าหนึ่งเรียกว่า action potential มีค่าประมาณ $+20$ mV และจะกลับคืนสู่สภาวะปกติ จนกว่าจะได้รับการกระตุ้นใหม่

ขณะที่เกิด action potential เซลล์จะอยู่ในสภาวะ depolarized หลังจากที่เซลล์กลับสู่สภาวะเดิมคือ ยอมให้ K^+ ผ่านผนังเซลล์ไปได้ ส่วน Na^+ จะเกิดกระบวนการ sodium pump นำออกจากเซลล์อย่างช้าๆ กระบวนการนี้จะใช้พลังงานจากการสันดาปภายในเซลล์ เรียกกระบวนการนี้ว่า repolarization action potential ของเซลล์ที่ถูกกระตุ้นทำให้เกิด potential gradient เป็นผลให้เกิดกระแสไหลไปกระตุ้นเซลล์อื่นๆ ลักษณะเป็นการนำไฟฟ้าของ action potential ถ้ามีการนำไฟฟ้าที่เซลล์ประสาท action potential ของระบบประสาทก็คือคำสั่งของระบบประสาทที่มีต่อเซลล์กล้ามเนื้อที่ถูกกระตุ้นจากภายนอกไปยังระบบประสาท

2.2 การทำงานของหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่สำคัญมากที่สุดอย่างหนึ่งของร่างกาย ทำหน้าที่สูบฉีดโลหิตให้หมุนเวียนไปทั่วร่างกาย โดยที่การหดตัวและพองตัวอย่างสม่ำเสมอของหัวใจเพื่อส่งโลหิตไปทั่วๆ ร่างกายนั้นจะถูกควบคุมการทำงานด้วยกล้ามเนื้อพิเศษที่เรียกว่า กล้ามเนื้อหัวใจ (myocardium) ซึ่งในการหดตัวและพองตัวดังกล่าวไปแล้วนี้ทำให้เกิดศักดาไฟฟ้า (electric potential) กระจายไปสู่ส่วนต่างๆ ของร่างกาย ดังแสดงในรูปที่ 2.1



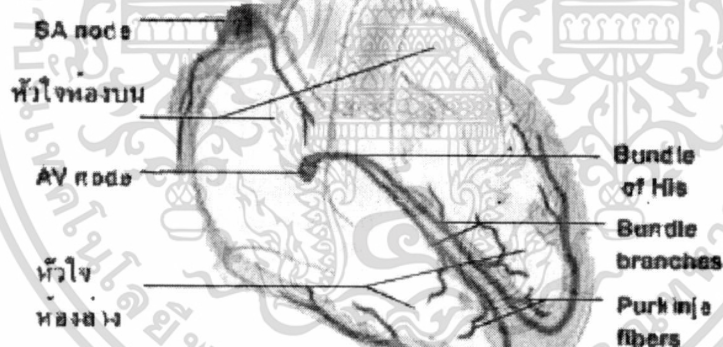
เอกสารรูปที่ 2.1 การกระจายกระแสไฟฟ้าและศักดาไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจ
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3 คุณสมบัติของกล้ามเนื้อหัวใจ

2.3.1 คุณสมบัติของหัวใจซึ่งเป็นลักษณะพิเศษ

- กล้ามเนื้อหัวใจสามารถทำงานได้ด้วยตนเองเนื่องจากมีศักดาไฟฟ้าทำงาน (action potential)

- การทำงานมีความต่อเนื่อง(contractility) คุณสมบัติเช่นนี้เป็นลักษณะธรรมชาติของกล้ามเนื้อหัวใจ การบีบตัวของหัวใจเรียกว่า ซิสโตล (systole) และการคลายตัวเรียกว่า ไดแอสโตล (diastole) แล้วตามด้วยระยะพัก การทำงานครบวงจรเช่นนี้เรียกว่า วงจรการทำงานของหัวใจ (cardiac cycle) มีระบบสื่อนำ(conductivity) ซึ่งเป็นเนื้อเยื่อที่มีคุณสมบัติอยู่ระหว่างคุณสมบัติของกล้ามเนื้อและประสาท ทำหน้าที่นำคำสั่งไปยังส่วนต่างๆ ของหัวใจเพื่อให้การทำงานเป็นจังหวะและพร้อมเพรียงกัน ถึงแม้ว่ากล้ามเนื้อหัวใจจะทำงานได้เองแต่ในร่างกายจะต้องมีระบบสื่อนำเป็นตัวเริ่มทำให้เกิดพลังประสาทดังแสดงในรูปที่ 2.2

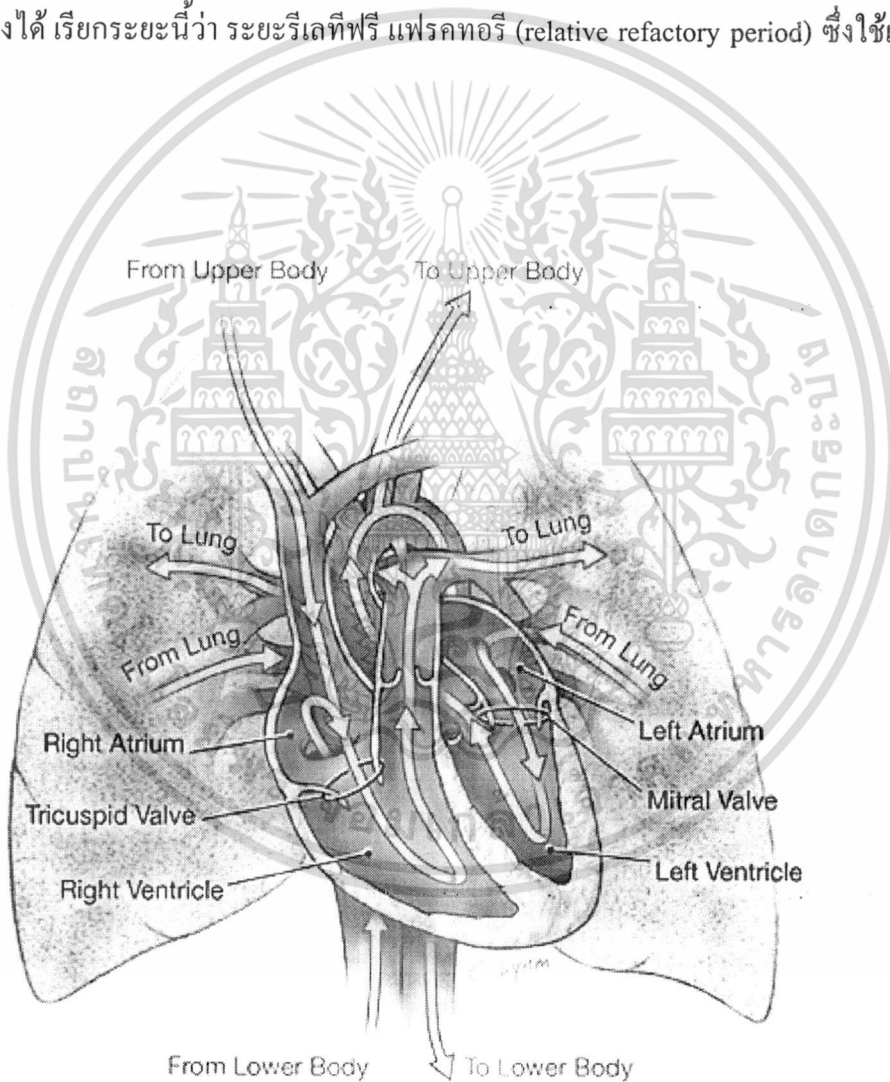


รูปที่ 2.2 ระบบสื่อนำคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ

ระบบสื่อนำดังกล่าวนี้ประกอบด้วยกลุ่มเซลล์ที่อยู่บริเวณหัวใจห้องบนขวา (right atrium) ใกล้กับรูเปิดของหลอดเลือดซูปรีเวนาคาวา (superior vena cava) เรียกว่าไซโน-เอเทรียลโนด (Sino-Atrial node : SA node) ทำหน้าที่สร้างสัญญาณไฟฟ้ากระตุ้นเพื่อให้เกิดการบีบตัวของหัวใจห้องบนและนำคลื่นไฟฟ้าส่งต่อไปยังกลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวา (right ventricle) เรียกว่า เอเทรโอเวนตริคูลาร์โนด (Atrioventricular node :AV node) โดยที่กลุ่มเซลล์นี้มีส่วนของเนื้อเยื่อที่เรียกว่าบันเดิลออฟฮิส (bundle of his) และส่วนของเส้นใยพิเศษเรียกว่าเพอร์คินจี (purkinje fibers) ทำหน้าที่เป็นสื่อนำสัญญาณจากกลุ่มเซลล์ที่ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวาผ่านไปยังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง ระบบที่นำตั้งแต่กลุ่มเซลล์ที่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องล่างขวาลงมาเรียกว่า ระบบเพอร์คินจี้ (purkinje's system)

กล้ามเนื้อหัวใจมีระยะเวลานาน ในระยะบีบตัว กล้ามเนื้อยังอยู่ในภาวะดีโพลาไรซ์ (depolarization) ซึ่งเป็นระยะแรกที่เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจถูกกระตุ้น ระยะนี้เรียกว่า ระยะแอบโซลูทรีแฟคทอรี (absolute refractory period) ซึ่งใช้เวลาประมาณ 0.25 s แต่ต่อมาในระยะต้นของการคลายตัวนั้นกล้ามเนื้อหัวใจมีการสนองต่อการกระตุ้น (excitability) มากขึ้น แต่ก็ยังคงอยู่ต้องทำการกระตุ้นด้วยตัวกระตุ้นที่แรงมากพอจึงสามารถตอบสนองได้ เรียกระยะนี้ว่า ระยะรีเลทีฟรีแฟคทอรี (relative refractory period) ซึ่งใช้เวลาประมาณ 0.05 s



รูปที่ 2.3 ภาพตัดขวางแสดงส่วนต่างๆของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.2 การทำงานของหัวใจในหนึ่งรอบ

หัวใจมีหน้าที่ในการสูบฉีดโลหิตไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย ภายในหัวใจแบ่งออกเป็น 4 ห้อง โดยแบ่งเป็น 2 ซีกด้านซ้ายและด้านขวามีผนังกันระหว่างกันเรียกว่า septum ในแต่ละด้านจะมีการกั้นระหว่างด้านบนกับด้านล่าง

- สองห้องบนเรียกว่า receiving chamber or atrium
- สองห้องล่างเรียกว่า pumping chamber or ventricle

ซึ่งในหนึ่งรอบจะมีการทำงานดังนี้

1. หัวใจห้องบนขวา right atrium นำโลหิตดำจากเส้นโลหิตดำใหญ่สองเส้น คือ superior venacava (เส้นบน) และ inferior venacava (เส้นล่าง) เข้ามาสู่หัวใจแล้วให้โลหิตไหลผ่านตรงสู่หัวใจห้องล่างขวา right ventricle โดยมีลิ้นหัวใจ tricuspid value
2. หัวใจห้องล่างขวาจะทำหน้าที่สูบฉีดโลหิตดำเพื่อนำไปพอกที่ปอดโดยผ่านเส้นโลหิตดำใหญ่ Pulmonary artery
3. โลหิตที่พอกได้แล้วจะไหลจากปอดและไหลกลับเข้ามาที่หัวใจห้องบนซ้าย left atrium ทางหลอดโลหิตแดงบน polmonary veinus แล้วไหลลงสู่หัวใจห้องล่างซ้าย left ventricle โดยผ่านเส้นหัวใจ mitral value
4. จากนั้นหัวใจห้องล่างซ้ายจะเป็นตัวทำหน้าที่สูบฉีดโลหิตแดงไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย โดยผ่านทางหลอดโลหิตแดงใหญ่ Aorta ตามปกติหัวใจจะทำงานประมาณ 1-1.3 Hz หรือประมาณ 60-80 ครั้ง ต่อนาที อัตราการเต้นของหัวใจเกิดจากการบีบตัวของหัวใจห้องล่างทั้งซ้ายและขวาพร้อมกัน

2.4 สัญญาณไฟจากหัวใจ

ตามปกติเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจจะมีแรงดันไฟฟ้าภายในเซลล์มีค่าเป็นลบมากกว่าแรงดันไฟฟ้าภายนอกเซลล์ประมาณ 90 mV แสดงตามรูปที่ 2.4 แรงดันไฟฟ้างกล่าวเรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าขณะอยู่นิ่ง (resting potential) ถ้าศักย์ไฟฟ้าขณะอยู่นิ่งนี้มีค่าสูงกว่าขีดจำกัดค่าหนึ่ง จะมีการแตกตัวของอนุภาคและให้ประจุไฟฟ้าเกิดขึ้นเมื่อมีการแตกตัวให้ประจุไฟฟ้าเกิดขึ้นศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์มีค่าประมาณ 30 mV และเซลล์กล้ามเนื้อจะมีการหด

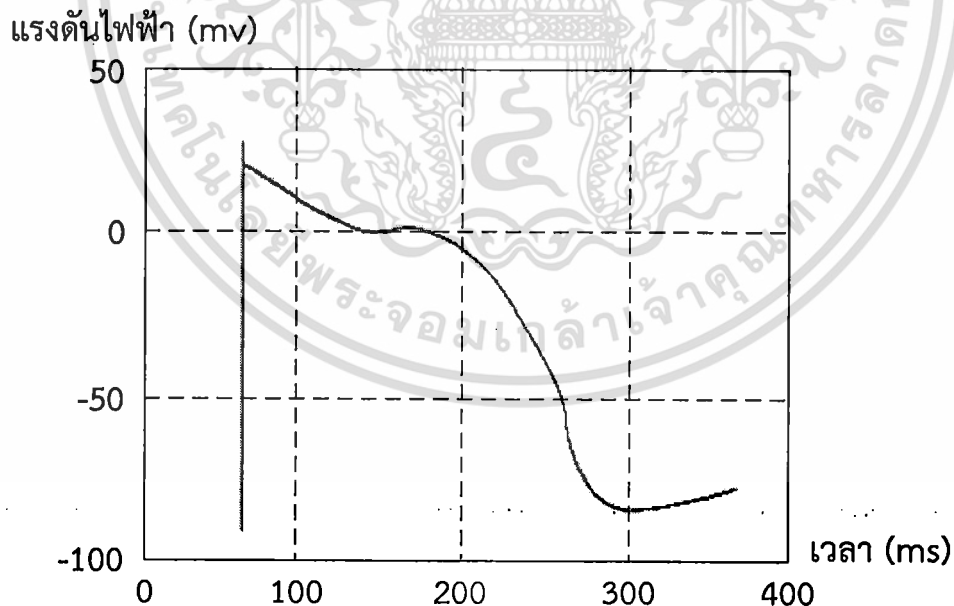
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่ขึ้นต้นการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวทำให้เซลล์มีขนาดเล็กลงหลังจากนั้นประมาณ 200 ms ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะกลับไปมีค่าเท่ากับ ศักย์ไฟฟ้าขณะหยุดนิ่งและเซลล์จะอยู่ลักษณะคล้ายตัว จนกว่าวัฏจักรจะเริ่มซ้ำ (เมื่อศักย์ไฟฟ้าหยุดนิ่งเพิ่มขึ้น อีก)

เซลล์หัวใจส่วนบนมีการเกี่ยวพันทางไฟฟ้ากับเซลล์ข้างเคียง ดังนั้นเมื่อเซลล์หนึ่งเกิดแตกตัวให้ประจุ เซลล์ใกล้เคียงจะได้รับการกระตุ้นให้ปลดปล่อยประจุด้วยคลื่น ของการปลดปล่อย ประจุจะกระจายไปทั่วหัวใจ ส่วนบนในที่สุดเซลล์ทุกเซลล์ในหัวใจส่วนบนจะมีการแตกตัวทำให้ประจุหัวใจส่วนบนจะหดตัวคลื่นของการ ปลดปล่อยประจุเกิดจากเซลล์จำนวนมากทำให้เกิดความต่างศักย์ไฟฟ้ามากพอที่จะวัดได้โดยใช้ขั้วไฟฟ้าวางบน ผิวหนังค่าแรงดันที่วัดได้ด้วยวิธีนี้เรียกว่า อิเล็กโทรคาร์ดิโอแกรม (electrocardiogram ECG)

ในทำนองเดียวกันกับเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นในหัวใจห้องส่วนบน เซลล์ทั้งหมดที่เป็นองค์ประกอบของ กล้ามเนื้อหัวใจห้องส่วนล่างทั้งสองจะมีความสัมพันธ์ทางไฟฟ้ากับเซลล์ข้างเคียงดังนั้นเซลล์ใดเซลล์หนึ่งใน หัวใจส่วนล่างมีการแตกตัวของอนุภาคและให้ประจุออกมา และการหดตัวในทุกๆเซลล์ของหัวใจส่วนล่าง



รูปที่ 2.4 แรงดันไฟฟ้าภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจเมื่อเกิดการปล่อยประจุ ความต่างศักย์ไฟฟ้าจะเปลี่ยนมา

มีค่าเป็นบวก จากนั้นจึงตกลงเป็นศูนย์อยู่ประมาณ 200 ms แล้วจึงมีค่าเป็นลบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อย่างไรก็ตาม หัวใจส่วนบนและหัวใจส่วนล่างไม่ได้เชื่อมต่อกันโดยตรงบริเวณแนวเชื่อมของทางไฟฟ้าของหัวใจส่วนบนและหัวใจส่วนล่างเรียกว่า AV node or Ventricular node การส่งผ่านสัญญาณช้ากว่ากัน 0.04 s การช้านี้ทำให้หัวใจส่วนบนมีเวลาฉีดเลือดให้หัวใจส่วนล่าง การล่าช้าดังกล่าวยังเป็นตัวจำกัดจำนวนครั้งต่อนาทีที่หัวใจบีบตลอดจากหัวใจส่วนบนจนถึงหัวใจส่วนล่าง ในกรณีที่หัวใจส่วนบนมีการบีบรัดตัวเร็วเกินไป การจำกัดอัตราการบีบรัดตัวของหัวใจส่วนล่างเป็นการทำให้ชีวิตปลอดภัย ทั้งนี้เพราะว่าการสูบฉีดเลือดของหัวใจในส่วนล่างนี้เองที่ทำให้เลือดไหลไปสู่สมองและอวัยวะต่างๆ ได้มากที่สุด ถ้าการบีบตัวดังกล่าวเกิดขึ้นเร็วไป การไหลของเลือดจะลดลงไปเนื่องจากไม่มีเวลามากพอที่จะใช้สูบฉีดเลือดเข้าสู่หัวใจส่วนล่างซึ่งเวลาดังกล่าวคือช่วงเวลาการหด

2.5 อิเล็กโตรคาร์ดิโอแกรม

หัวใจจะถูกกระตุ้นโดย action potential แต่การกระตุ้นไม่ได้มาจากระบบส่วนกลางหรือสมอง แต่เป็นการกระตุ้นโดยตัวเอง โดยมีเซลล์กลุ่มหนึ่งผลิตสัญญาณไฟฟ้า ออกมากระตุ้นกล้ามเนื้อหัวใจและหัวใจมีระบบนำไฟฟ้า (conduction system) ทำหน้าที่คล้ายเส้นประสาทโดยจะนำสัญญาณไฟฟ้า ไปกระตุ้นเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ

การเกิด depolarization และ repolarization ทำให้มีแรงคลื่นไฟฟ้าเกิดขึ้นสามารถวัดได้ที่ผิวหนัง ศักย์คาไฟฟ้านี้เรียกว่า ECG [9]

คลื่นไฟฟ้าหัวใจเริ่มจาก polarization ที่ SA Node ทำให้กล้ามเนื้อรอบ atria หดตัวรูปคลื่นตอนนี้เรียกว่า p wave จากนั้นเกิด repolarization ตามมาทันที เกิดรูปคลื่น TA ในทางปฏิบัติมักจะไม่ได้คลื่นนี้ ในขณะที่แรงกระตุ้นส่งจาก SA Node ไป AV Node ต้องใช้เวลาระยะหนึ่งคือประมาณ 120-220 ms และเมื่อส่งแรงกระตุ้นถึง AV Node ทำให้เกิด depolarization ที่ Node นี้และส่งผ่าน Bundle ที่ His ไปยัง

กล้ามเนื้อ myocardium เกิด depolarization ที่ Ventricles ได้คลื่น QRS ต่อจากนั้นเกิด repolarization ได้คลื่น T และจะเวียนมาเริ่มต้น ตามเดิมโดยที่มีรายละเอียดแต่ละรูปสัญญาณนี้

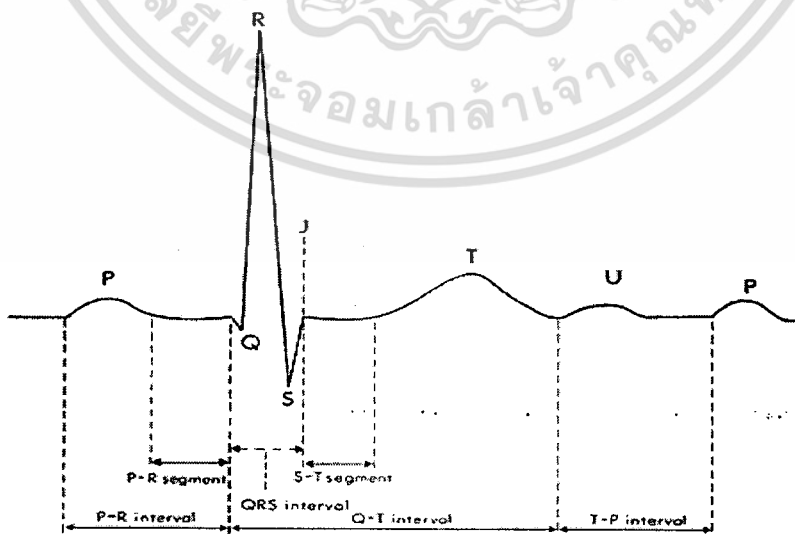
1. P wave : สัญญาณ P เกิดจากการทำงานของหัวใจบน มีคาบเวลาประมาณ 80-120 ms

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. QRS complex : สัญญาณรวม QRS เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องล่าง จะมีคาบเวลาประมาณ 80-100 ms และสัญญาณ R จะมีขนาดสูงที่สุด เนื่องจากหัวใจห้องล่างจะบีบโลหิตส่งไปยังทุกส่วนของร่างกาย ผ่านผนังของหัวใจห้องล่างจึงมีความหนามากกว่าส่วนอื่นๆ ถ้าทำการนำขั้วไฟไปติดที่แขนขวาและแขนซ้าย หรือที่เรียกว่า Lead1 การที่สัญญาณ R มีขนาดสูงที่สุดเป็นเพราะผลรวมของศักดาไฟฟ้าทำงานของเซลล์จำนวนมาก
3. T wave : สัญญาณ T เกิดการคลายตัวของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างมีคาบเวลาประมาณ 200 ms และมีขนาดประมาณ 30% ของสัญญาณ R

ตารางที่ 2.1 ช่วงเวลาต่างๆ ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

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



รูปที่ 2.5 ผลจากการทำอิเล็กโตรคาร์ดิโอแกรมของคนปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 2.5 จะเห็นว่าคลื่นด้านบนประกอบไปด้วย P Wave และ T Wave โดยสามารถอธิบายได้ดังนี้คือ P Wave จะเป็นช่วงจังหวะ Depolarization ของหัวใจห้องบน และ QRS Wave เป็นช่วง Depolarization ของหัวใจห้องล่าง และในขณะเดียวกัน หัวใจห้องบนก็จะทำการ Repolarization พร้อมกันแต่การ Depolarization ของหัวใจห้องล่างจะทับคลื่นของการ Repolarization ของหัวใจห้องบน ส่วน T Wave เกิดจากการที่หัวใจห้องล่างทำการ Repolarization โดยทั้งหมดสามารถอธิบายได้ดังนี้ จากการทำหัวใจจะเริ่มการหดตัวที่สภาวะปกติภายในเซลล์ของหัวใจจะมีประจุเป็นลบมากกว่าภายนอกเซลล์อยู่ประมาณ -90 mV

แต่พอเกิดปรากฏการณ์ที่ Na^+ เกิดการแพร่กระจายเข้ามาภายในเซลล์จะทำให้เกิดการให้ประจุภายในเซลล์บวกดังที่ได้กล่าวมาแล้วโดยมีค่าประมาณ $+30 \text{ mV}$ ต่อจากนั้นก็เกิดการแตกประจุของภายในเซลล์เป็นผลทำให้เกิดการหดตัวของหัวใจเรียกปรากฏการณ์ Depolarization ต่อจากนั้นเยื่อหุ้มเซลล์จะทำการปิดกั้น Na^+ เป็นผลทำให้ประจุกลับเข้าสู่สภาวะปกติ หรือจากการที่หัวใจเกิดการหดตัว จะทำให้เกิดการลดลงของประจุไฟฟ้าในเซลล์กลับมาตามปกติเราเรียกว่าการ Repolarization ซึ่งจะเป็นช่วงที่หัวใจจะเกิดการคลายตัว และก็จะทำให้เกิดการกระทำเป็นรอบๆ ไป และจากสภาวะการถ่ายเทประจุของเซลล์หัวใจจะมีการแพร่ขยายออกไปทั่วห้องหัวใจ ทำให้เกิดความต่างศักย์มากพอที่จะทำให้เกิดการวัดคลื่นไฟฟ้าจากหัวใจได้ สัญญาณที่วัดเป็นไฟฟ้าหัวใจ มีลักษณะที่สำคัญ คือ มีขนาดอยู่ระหว่าง $100 \mu\text{V}$ ถึง $5,000 \mu\text{V}$ ช่วงความถี่ 0.2 Hz ถึง 100 Hz และอิมพีแดนซ์ $0.1 \text{ M}\Omega$ ถึง $0.8 \text{ M}\Omega$

บทที่ 3

ระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายสำหรับตรวจวัดและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หลักการออกแบบระบบเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายสำหรับตรวจวัดและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้พัฒนาขึ้นแสดงได้ดังรูปที่ 3.1 เพื่อให้ได้วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่มีขนาดเล็กอยู่ระหว่าง $100 \mu\text{V}$ ถึง $5000 \mu\text{V}$ ให้กลายเป็นระดับสัญญาณ 0 V ถึง 5V เพื่อการแสดงผลผ่านทางหน้าจอคอมพิวเตอร์โดยที่มีรูปร่างและความสัมพันธ์ของระดับแรงดันกับช่วงเวลาที่ต้องการ จึงอาศัยหลักการทำงานตามบล็อก ไดอะแกรมดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 ส่วนประกอบต่างๆของวงจรเครื่องวัดสัญญาณคลื่นหัวใจ

3.1 วงจรขยายสัญญาณอินสทรูเมนต์

วงจรขยายสัญญาณอินสทรูเมนต์ (Instrumentation Amplifier) เป็นวงจรทำหน้าที่ขยายสัญญาณผลต่างของสัญญาณอินพุตทั้งสองของวงจร ซึ่งพัฒนามาจากวงจรขยายผลต่าง (Difference Amplifier) โดยแรงดันเอาต์พุตของวงจรจะมีความสัมพันธ์ดังนี้ [10]

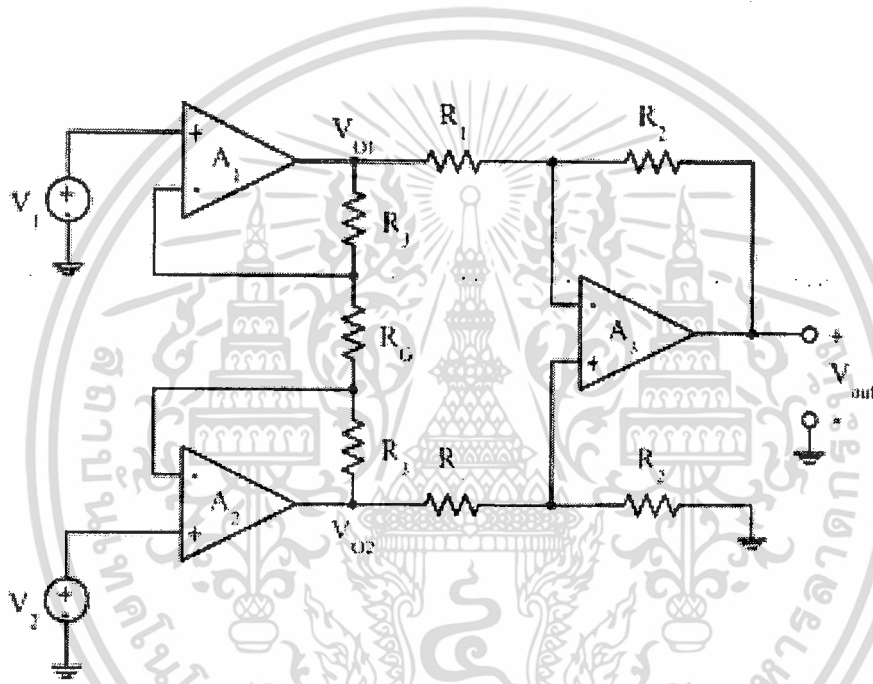
$$V_{out} = A(V_2 - V_1) \quad (1)$$

โดยที่ A คือ อัตราขยายสัญญาณ (Gain) ของวงจร วงจรขยายสัญญาณอินสทรูเมนต์ซึ่งถูกปรับปรุงขึ้นนี้มีข้อดีเมื่อเทียบกับวงจรขยายผลต่าง คือ มีค่าอินพุตอิมพีแดนซ์ อัตราขยายสัญญาณของวงจร และความสามารถในการจับสัญญาณรบกวน (Common Mode Rejection Ratio, CMRR) สูงมาก วงจรขยายสัญญาณอินสทรูเมนต์ที่ใช้ในการวัดสัญญาณที่เราต้องการทำการวัด Positive เทียบกับ Negative และคลื่นในที่นี้คือ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยวงจรนี้จะทำการขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ วงจรขยายสัญญาณอินสทรูเมนต์แบบใช้ออปแอมป์สามตัวแสดงดังรูปที่ 3.2 โดยที่ออปแอมป์ A1 และ A2 ทำหน้าที่เป็นวงจรภาคอินพุตส่วนหน้า (First Stage หรือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษานี้เท่านั้น เมื่อผู้ดูแลเห็นใบแจ้งประโยชน์การใช้งาน
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Input Stage) ขณะที่ออปแอมป์ A3 จะเป็นวงจรเอาต์พุตส่วนที่สอง (Second Stage หรือ Output Stage) ของวงจร ถ้ากำหนดให้ V_{o1} และ V_{o2} คือ แรงดันเอาต์พุตของ A1 และ A2 ตามลำดับ ดังนั้นจะได้แรงดันเอาต์พุตของวงจร V_{out} มีค่าเท่ากับ

$$V_{out} = \frac{R_2}{R_1} (V_{o2} - V_{o1}) \quad (2)$$



รูปที่ 3.2 วงจรขยายสัญญาณอินสตรูเมนต์แบบใช้ออปแอมป์สามตัว

และเนื่องจากคุณสมบัติของออปแอมป์ทำให้กระแสที่ไหลผ่าน R_3 และ R_G มีค่าเท่ากัน ($I_{R_3} \cong I_{R_G}$) ทำให้

$$V_{o1} - V_{o2} = \frac{(2R_3 - R_G)}{R_G} \quad (3)$$

เมื่อ $V_1 = 0$ แล้ว กระแสที่ไหลผ่าน R_G มีค่าเท่ากับ

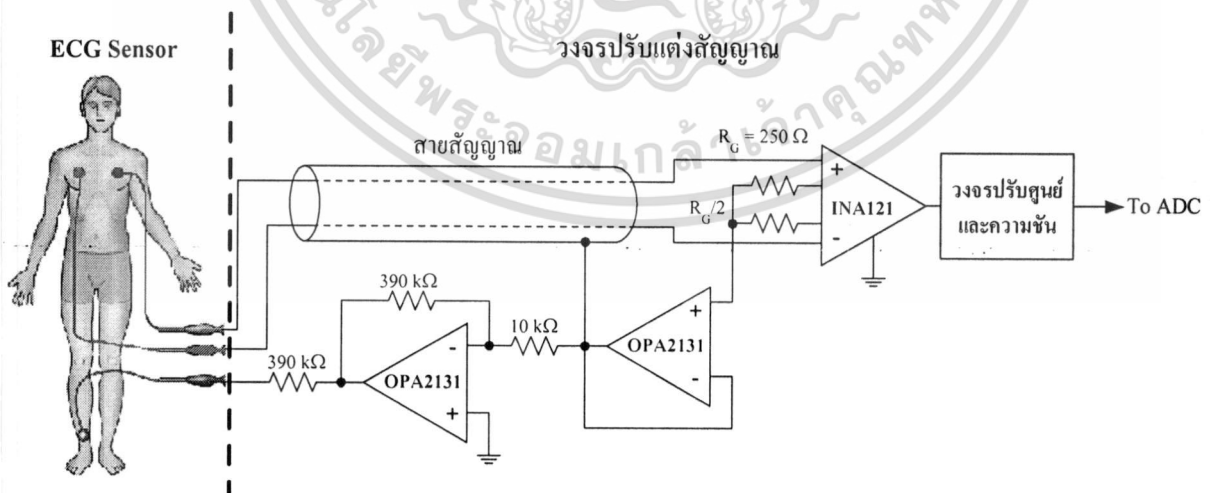
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$I_{RG} = \frac{(V_1 - V_2)}{R_G} \tag{4}$$

และ
$$V_{out} = (V_1 - V_2) \tag{5}$$

โดยที่
$$A = \left(1 + \frac{2R_3}{R_G}\right) \left(\frac{R_2}{R_1}\right) \tag{6}$$

เนื่องจากแรงดันอินพุต V_1 และ V_2 ของวงจรถูกป้อนโดยตรงเข้าที่ขาอินพุตไม่กลับเฟสของออปแอมป์จึงทำให้วงจรขยายสัญญาณอินสทรูเมนต์นี้มีค่าอินพุตอิมพีแดนซ์ของวงจรสูงมาก (ประมาณเท่ากับอินพุตอิมพีแดนซ์ของออปแอมป์) นอกจากนี้อัตราขยายสัญญาณ A ของวงจรสามารถปรับค่าได้อย่างสะดวกและอิสระด้วยการปรับค่าของ R_G สำหรับโครงการวิจัยชิ้นนี้เลือกใช้ ไอซี Instrumentation Amplifier INA114 ของบริษัท BURR-BROWN® โดยภายในวงจรประกอบด้วย Over Voltage Protection เพื่อทำการตัดสัญญาณไฟฟ้าที่มีแรงดันมากเกินไปโดยจะตัดที่ $\pm 40V$ จากนั้นจึงจะเข้ามาสู่ช่วงของออปแอมป์ A1, A2 และ A3 ที่ต่อกันเป็นวงจรขยายสัญญาณอินสทรูเมนต์ โดยมีค่าความต้านทาน $25\text{ k}\Omega$ ต่อในวงจรดังรูปที่ 3.3 เราสามารถจะเลือกค่าอัตราขยายสัญญาณของวงจรได้ตามที่ต้องการโดยต่อความต้านทาน R_G ระหว่างขา 1 และ 8

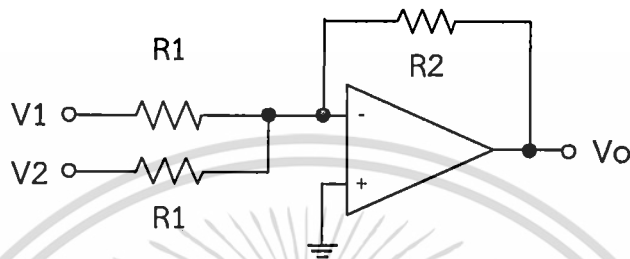


รูปที่ 3.3 การนำ INA 114 มาประยุกต์ใช้งานในวงจรอีซีจี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 วงจร RL Drive

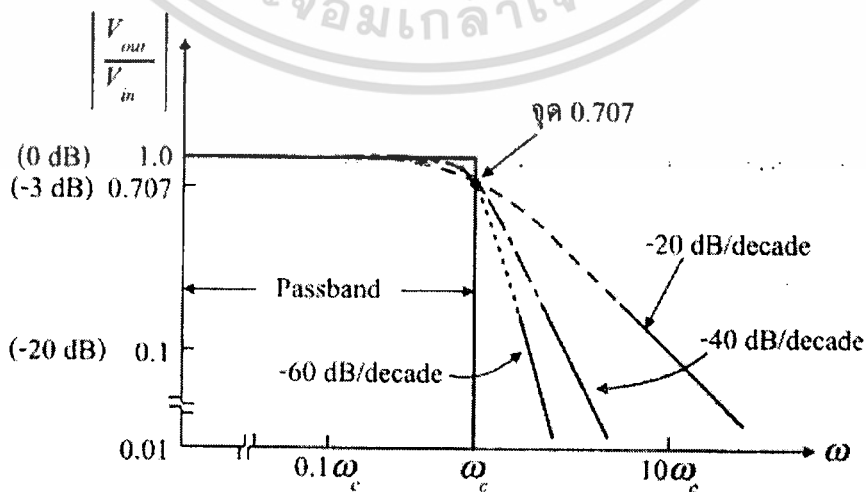
จะเป็นการนำเอาสัญญาณก่อนเข้าสู่ภาคที่สองของวงจรขยายผลต่าง คือ V_{o1} และ V_{o2} เข้าสู่ R_L เพื่อเปรียบเทียบกับสัญญาณ V_o ของในส่วนของวงจรขยายสัญญาณอินสทรูเมนต์โดยวงจรนี้เป็นวงจรในส่วนของวงจรรวมสัญญาณ โดยวงจรเป็นดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.4 วงจร RL Drive (Summing Amplifier)

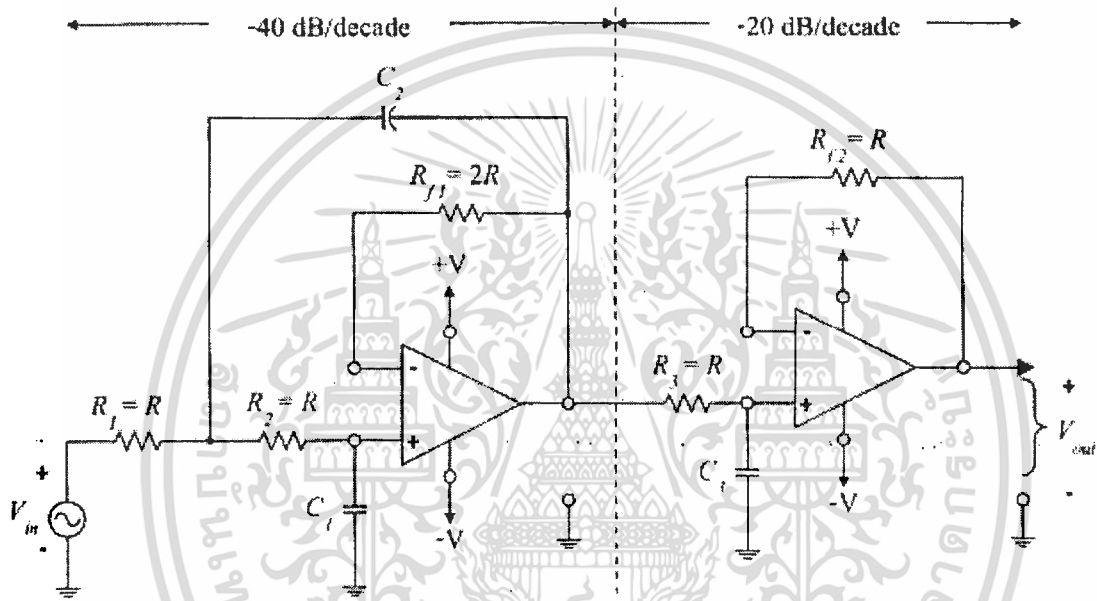
3.3 วงจรกรองผ่านความถี่ต่ำ

วงจรกรองผ่านความถี่ต่ำ (Low-pass Filter) ที่ใช้ในโครงการวิจัยนี้เป็นแบบบัทเทอร์เวิร์ท (Butterworth Filter) ซึ่งเป็นวงจรกรองผ่านความถี่ชนิดหนึ่งซึ่งมีอัตราขยายสัญญาณในช่วงแถบผ่านมีค่าใกล้เคียงกับหนึ่งมากที่สุด วงจรผ่านความถี่บัทเทอร์เวิร์ทนี้บางครั้งเรียกว่า “วงจรผ่านความถี่แบบราบเรียบสูงสุด (maximally flat)” ทั้งนี้เนื่องจากวงจรกรองผ่านประเภทนี้จะให้ผลตอบสนองทางความถี่ใกล้เคียงกับอุดมคติมากที่สุด เมื่ออัตราการเปลี่ยนแปลงช่วงความถี่สูง (ความชัน) มีค่าสูงขึ้นดังรูปที่ 3.4 ซึ่งแสดงผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองผ่านความถี่ต่ำทั้งสามแบบ โดยที่กราฟเส้นทึบ แทนถึง ผลตอบสนองในทางทฤษฎี ในขณะที่กราฟเส้นประแทนถึงผลตอบสนองที่ได้จากวงจรในทางปฏิบัติ



เอกสารนี้เป็นรูปที่ 3.5 ผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรกรองผ่านความถี่ต่ำแบบบัทเทอร์เวิร์ท (ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรกรองผ่านความถี่ต่ำแบบบัตเทอร์เวิร์ท -60 dB/decade (-60 dB/decade Low-pass Butterworth Filter) วงจรกรองผ่านความถี่ต่ำแบบบัตเทอร์เวิร์ท ดังรูปที่ 3.5 จะมีอัตราการเปลี่ยนแปลงเป็น -60 dB/decade หลังจากค่าความถี่ตัด ซึ่งจะเห็นว่าสามารถทำได้โดยนำวงจรกรองผ่านความถี่ต่ำ -40 dB/decade มาต่อкасเคด (cascade) กับวงจรผ่านความถี่ต่ำ -20dB/decade อัตราขยายแรงดันรูปปิดทั้งหมดของวงจร A CL (Overall closed-loop voltage gain) จึงมีค่าเท่ากับ



รูปที่ 3.6 วงจรกรองผ่านความถี่ต่ำแบบบัตเทอร์เวิร์ท -60 dB/decade

ในการออกแบบในที่นี้เราจะใช้อัตราการขยายเท่ากับหนึ่งเท่า โดยใช้ไอซีเบอร์ TL 072 เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่อยู่ในช่วง 0-100 Hz ดังนั้นจึงออกแบบให้ความถี่ตัดเท่ากับ 200 Hz ขั้นตอนการออกแบบวงจรสามารถสรุปได้ดังนี้คือ

- 1) เลือกค่าความถี่ตัด f_c ของวงจร
- 2) ทำการเลือกค่า C_3 ที่ใช้ในวงจร โดยทั่วไปควรมีค่าระหว่าง $0.001\mu\text{F}$ ถึง $0.1\mu\text{F}$
- 3) เลือกค่า

$$C_1 = \frac{C_3}{2} \quad \text{และ} \quad C_2 = 2C_3 \quad (7)$$

- 4) คำนวณค่า R จากสมการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

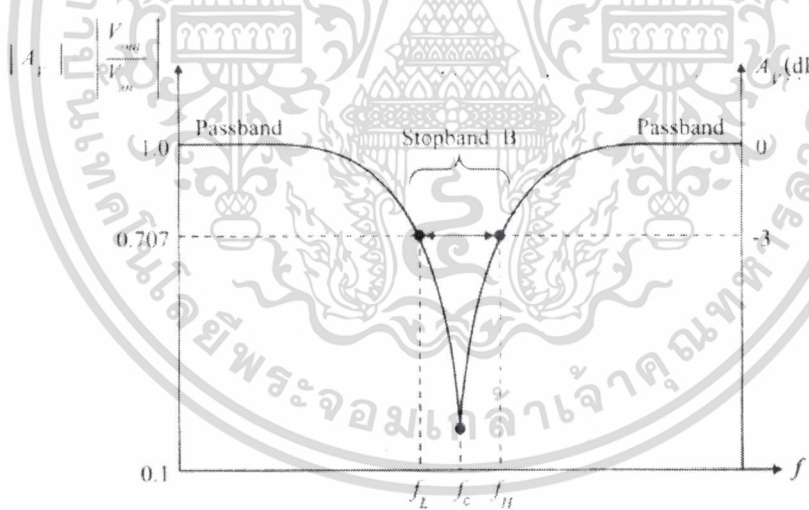
$$C_1 = \frac{1}{2\pi f_c C_3} \quad (8)$$

5) เลือกค่า $R_1 = R_2 = R_3 = R$ ซึ่งโดยทั่วไปควรมีค่าระหว่าง 10 kΩ ถึง 100 kΩ

6) ทำการเลือกค่า $R_1 = 2R$ และ $R_2 = R$

3.4 วงจรกรองผ่านความถี่แบบช่องบาก หรือวงจรถนอตรหัสฟิลเตอร์

เนื่องจากปัญหาจากสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับ 50Hz ที่จะเข้ามารบกวนอุปกรณ์ ทำให้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผิดเพี้ยนไป วงจรกรองผ่านความถี่บาก (Band-stop filter) หรือวงจรถนอตรหัสฟิลเตอร์ (Notch filter) จะทำหน้าที่ตัดความถี่ที่ไม่ต้องการนี้ออกไป โดยวงจรกรองสัญญาณประเภทนี้จะมีคุณลักษณะของผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรดังรูปที่ 3.6 สังเกตได้ว่าสัญญาณความถี่ที่ไม่ต้องการจะถูกลดทอนในช่วงความถี่หยุด (Stopband, B) และสัญญาณความถี่ที่ต้องการจะถูกส่งผ่านไปในช่วงแถบผ่าน (Passband) ซึ่งอยู่ด้านข้างของแถบหยุดนั่นเอง



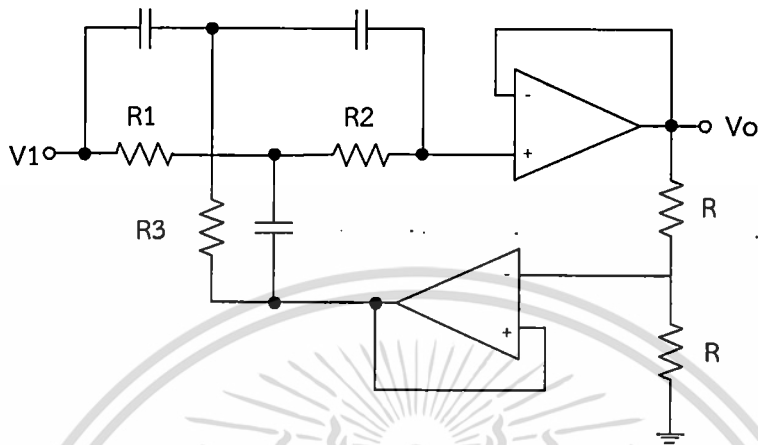
รูปที่ 3.7 ผลตอบสนองทางความถี่ของวงจรถนอตรหัสฟิลเตอร์

ในโครงการวิจัยนี้เลือกใช้วงจรถนอตรหัสฟิลเตอร์แบบตัวที่แฝด (Twin-T Notch filter) ดังรูปที่ 3.7 ซึ่งสามารถขจัดสัญญาณความถี่ที่ไม่ต้องการได้อย่างมีประสิทธิภาพ ให้ค่าตัวประกอบคุณภาพ (Quality factor) ที่ดี ซึ่งเราสามารถคำนวณหาตัวประกอบคุณภาพได้จากสมการ

$$Q = \frac{F_c}{B} \quad (9)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากค่าตัวประกอบคุณภาพ แสดงถึง วงจรกรองผ่านแถบความถี่แบบแถบแคบ มีกราฟตอบสนองทางความถี่ของวงจรที่รูปร่างแหลมและคม และ แบนด์วิธของวงจรมีค่าความถี่ตัดทั้ง f_c เป็นตำแหน่งกึ่งกลาง



รูปที่ 3.8 วงจรนอซซ์ฟิลเตอร์

ขั้นตอนการออกแบบวงจรสามารถสรุปได้ดังนี้คือ

- 1) เลือกค่าความถี่ตัดทั้ง $f_c = 50\text{Hz}$
- 2) เลือกค่า C ที่ใช้ในวงจร โดยทั่วไปควรมีค่าระหว่าง $0.001\mu\text{F}$ ถึง $0.1\mu\text{F}$
- 3) คำนวณค่า R จากสมการ

$$R_1 = R_2 = \frac{1}{2\pi f_c C} \quad (10)$$

- 4) เลือกค่า

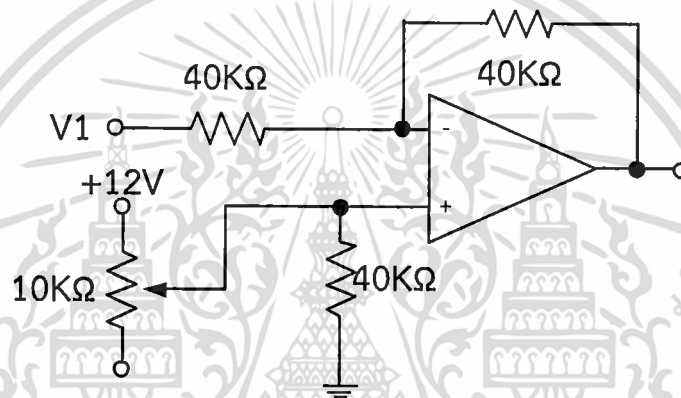
$$R_3 = \frac{R_1}{2} \quad (11)$$

- 5) คำนวณค่า Feedback factor, $k = 1 - \frac{1}{4Q}$ จาก Q-factor ที่ต้องการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.5 วงจรปรับออฟเซต

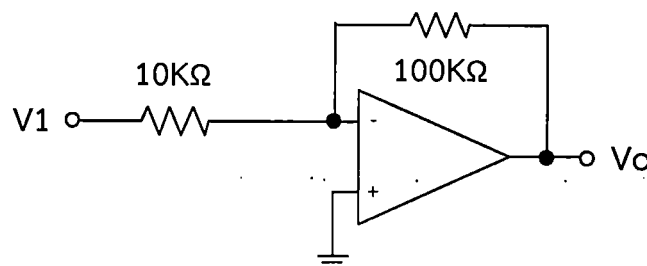
วงจรปรับออฟเซตนี้ เราต้องการปรับระดับของสัญญาณที่ออกมานั้นอยู่ในช่วง 0-5V เพื่อนำไปแสดงผลทางคอมพิวเตอร์ จากวงจรเราจะพบว่าเป็นการนำเอาวงจรขยายผลต่างเข้ามาในการทำวงจรปรับออฟเซตนั่นเอง โดยลักษณะการทำงานของวงจร คือ การที่เรานำเอาค่าของกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เราได้นั้นมาทำการเข้าที่ V_{in} ของวงจรซึ่งจะอยู่ทางด้านขาอินพุตบวกของออปแอมป์ และทางด้านขาอินพุตลบของออปแอมป์ จะมีตัวต้านทานที่ปรับค่าได้ เพื่อคอยควบคุมค่าของแรงดันลบที่เราต้องการนำเข้ามาทำการปรับออฟเซตโดยในโครงการนี้เราใช้ IC Op Amp INA 132 ซึ่งเป็นวงจรขยายผลต่าง และโดยต่อความต้านทานที่ปรับค่าได้ขนาด $10\text{ k}\Omega$



รูปที่ 3.9 วงจรปรับออฟเซต

3.6 วงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส

วงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier) ทำหน้าที่เป็นวงจรขยายสัญญาณหลัก โดยมีอัตราขยายเท่ากับ $A_v = (R_f/R)$ เนื่องจากสัญญาณที่ได้ก่อนหน้านี้มีขนาดสัญญาณที่ต่ำมาก เราจึงต้องปรับค่าสัญญาณให้อยู่ในช่วง 0-5V ตามที่ต้องการ โดยในโครงการวิจัยนี้เลือกใช้ IC Op Amp เบอร์ TL 072 และเลือกใช้ตัวต้านทาน $R = 10\text{ k}\Omega$ และ $R_f = 100\text{ k}\Omega$ ซึ่งเป็นตัวต้านทานแบบปรับค่าได้ เพื่อให้สามารถปรับค่าอัตราขยายสัญญาณให้อยู่ในช่วงที่เหมาะสม

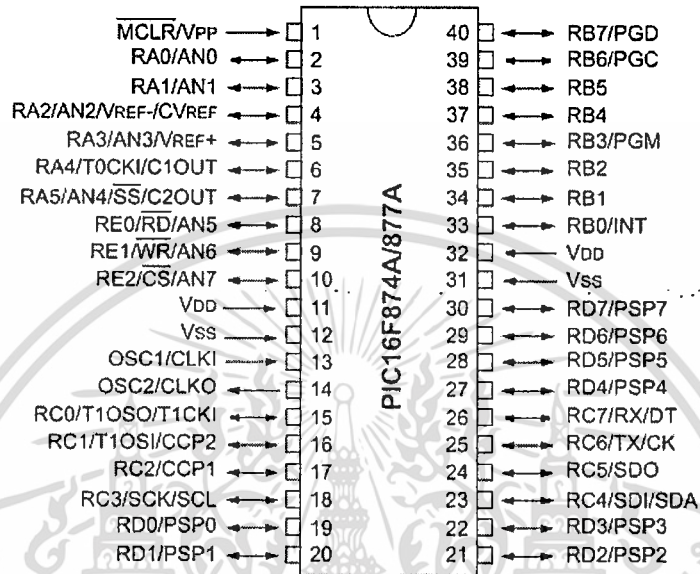


รูปที่ 3.10 วงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้เฉพาะในโครงการวิจัยนี้เท่านั้น และผู้จัดทำให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.7 วงจร ADC (Analog to Digital converter)

โครงการวิจัยนี้เลือกใช้ Microcontroller PIC16F877A ซึ่งเป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีวงจรแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลขนาด 10 บิต 8 ช่องสัญญาณอยู่ในตัวมันเอง



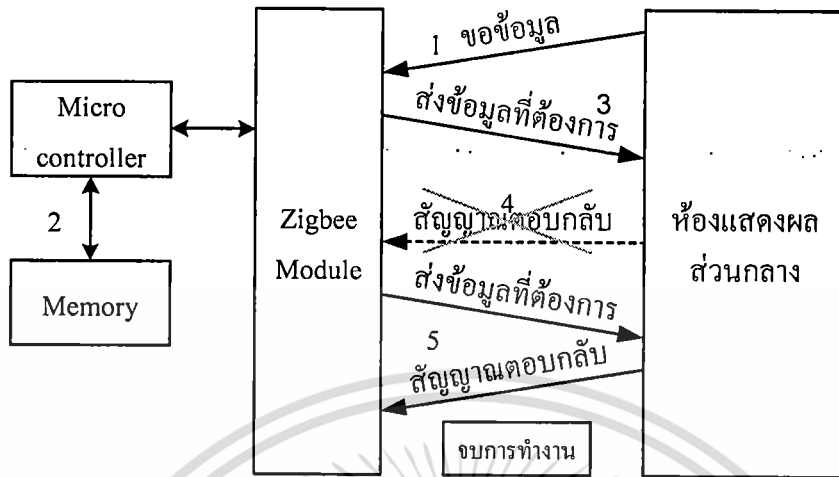
รูปที่ 3.11 ไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ PIC16F877A

3.8 ส่วนการติดต่อสื่อสารไร้สาย

ในส่วนนี้จะเป็นการส่งข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ไปยังห้องแสดงผลส่วนกลางผ่านโปรโตคอล Zigbee ของบริษัท Digi International Inc. โดยมีขั้นตอนการส่งข้อมูลดังรูปที่ 6 ซึ่งมีรายละเอียดต่อไปนี้

- 1) รอรับการร้องขอข้อมูลจากห้องแสดงผลส่วนกลางทางโมดูล Zigbee
- 2) ไมโครคอนโทรลเลอร์ อ่านข้อมูลที่เก็บได้ในหน่วยความจำ
- 3) ส่งข้อมูลกลับไปห้องแสดงผลส่วนกลาง
- 4) ไมโครคอนโทรลเลอร์ รอรับสัญญาณตอบกลับจากห้องแสดงผลส่วนกลาง
- 5) หากไมโครคอนโทรลเลอร์ไม่ได้รับสัญญาณตอบกลับจากห้องแสดงผลส่วนกลางภายในเวลาที่กำหนด ไมโครคอนโทรลเลอร์ จะส่งข้อมูลออกไปอีกครั้งจนกว่าจะได้รับสัญญาณตอบกลับจากห้องแสดงผล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.12 ขั้นตอนการทำงานในส่วนการติดต่อสื่อสารไร้สาย



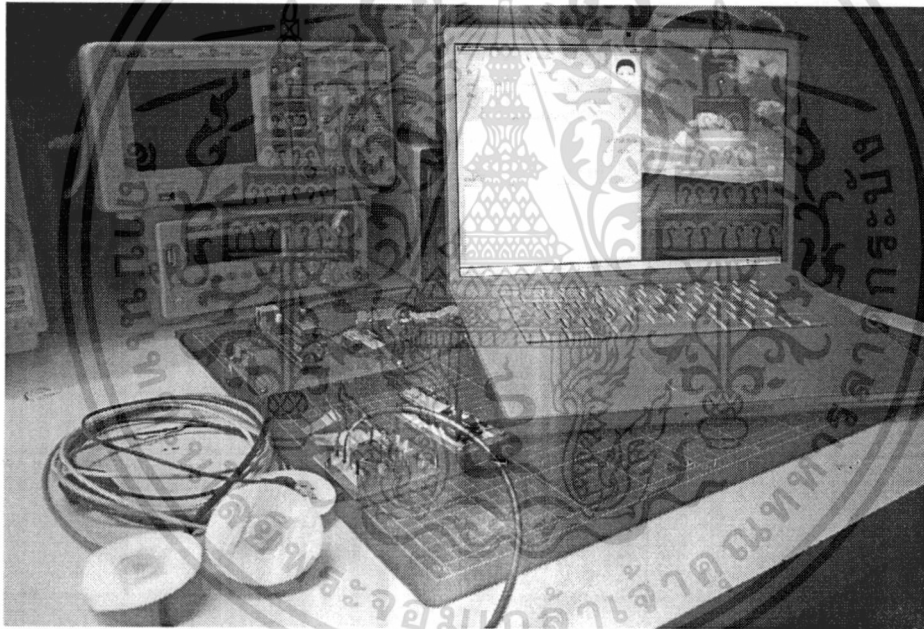
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

ผลการทดลองและบทสรุป

4.1 ผลการทดลอง

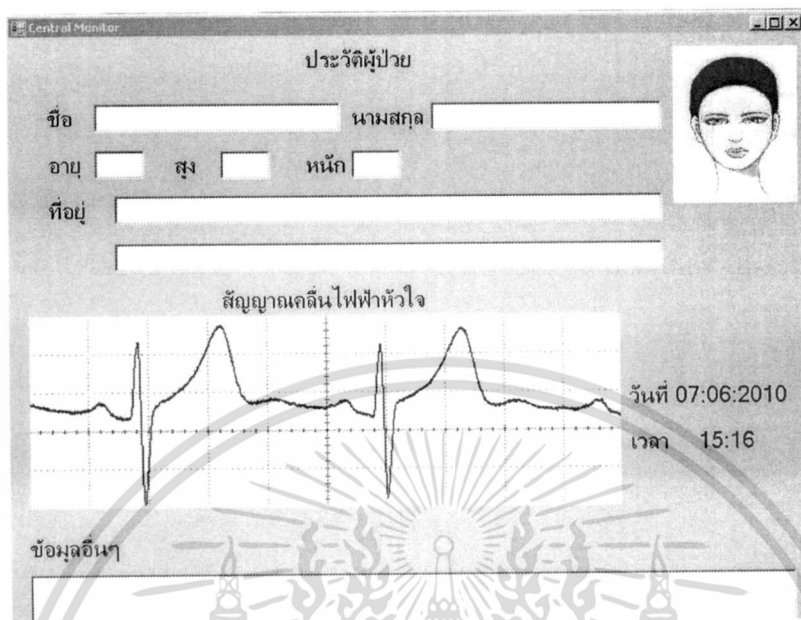
การทดสอบสมรรถนะการทำงานของระบบที่ได้พัฒนาขึ้นได้ทำการต่อส่วนประกอบต่างๆ ตามโครงสร้างของระบบ ซึ่งจะได้วงจรต้นแบบ ดังแสดงในรูปที่ 4.1 สำหรับโปรแกรมแสดงผลการวัดและบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจอกอมพิวเตอร์ในห้องแสดงผลส่วนกลางนั้น ในที่นี้ได้ใช้โปรแกรม Visual C# Express Edition พัฒนาขึ้นดังรูปที่ 4.2



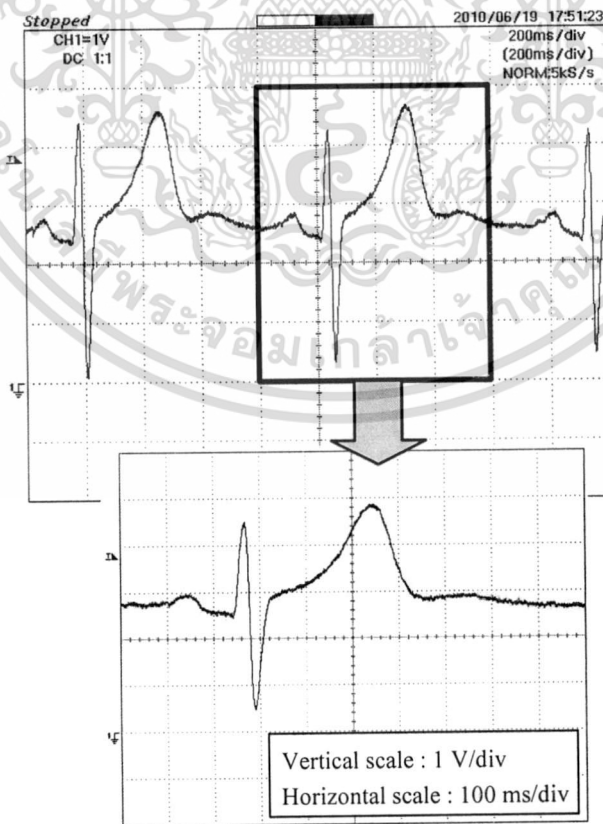
รูปที่ 4.1 การต่อเชื่อมอุปกรณ์และวงจรต้นแบบ

ในการทดสอบการทำงานของระบบได้ใช้ออสซิลโลสโคปทำการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจริงที่จุดเอาต์พุตของวงจรปรับแต่งสัญญาณ ซึ่งได้ผลการวัดดังแสดงในรูปที่ 4.3 แล้วนำมาเปรียบเทียบกับ การแสดงผลบนหน้าจอกอมพิวเตอร์ที่ห้องแสดงผลส่วนกลางซึ่งจะได้ดังรูปที่ 4.4 จากรูปที่ 4.3 และ 4.4 แสดงให้เห็นว่าระบบที่พัฒนาขึ้นสามารถแสดงผลได้เหมือนกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จริงซึ่งประกอบด้วยคุณลักษณะของสัญญาณ PQRSST ครบถ้วน โดยมีเปอร์เซ็นต์ค่าความผิดพลาดในการวัดสรุปได้ดังตารางที่ 4.1

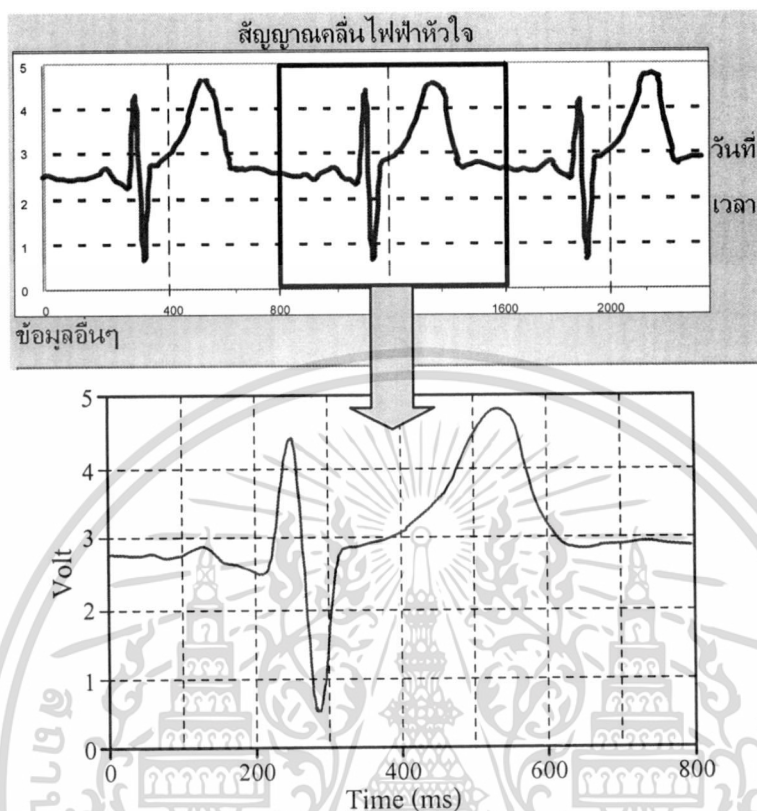
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.2 โปรแกรมแสดงผลการวัดบนหน้าจอกอมพิวเตอร์



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์
รูปที่ 4.3 รูปคลื่นสัญญาณที่วัดได้จากวงจรปรับแต่งสัญญาณไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.4 รูปคลื่นสัญญาณจาก โปรแกรมแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ที่ห้องแสดงผลส่วนกลาง

ตารางที่ 4.1 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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 บทสรุป

โครงการวิจัยนี้ได้พัฒนาระบบเครือข่ายไร้สายที่สามารถตรวจวัด แสดงผล และบันทึกค่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ตามมาตรฐานการสื่อสาร IEEE IEEE 802.15.4 โดยใช้โมดูล Zigbee ต่อเป็นเครือข่ายแบบ Star ผลการทดสอบการทำงานแสดงให้เห็นว่าระบบที่ได้พัฒนาขึ้นมีการทำงานอย่างถูกต้องเป็นไปตามที่ได้ออกแบบไว้ โดยมีค่าความผิดพลาดในการวัดสูงที่สุดน้อยกว่า 8% และครอบคลุมระยะทางสูงสุดในการรับส่งข้อมูลประมาณ 60 เมตร ซึ่งเพียงพอต่อการนำไปใช้เป็นระบบเครือข่ายภายในอาคาร



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

- [1] S. Ombrato, G. Cecchetti, D. Pierotti, MG Bartalini, A. Macerata, A.Taddei, M. Bertinelli, and M. Emdin, “An Open System for Managing Long-Term ECG Recording”, Proceedings of the Computers in Cardiology, 2000. pp. 653–656.
- [2] A. Moein and M. Pouladian, “WIH-Based IEEE 802.11 ECG Monitoring Implementation”, Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2007. pp. 3677-3680.
- [3] T. Polk, W. Walker, A. Hande, and D. Bhatia, “Wireless Telemetry for Oxygen Saturation Measurement”, Proceeding of the Biomedical Circuit and Systems, 2006. pp. 174-177.
- [4] อนันต์ วงษ์จันทร์ และ ประสิทธิ์ จุลเสรีวงศ์, “การแสดงผลและบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านระบบ LAN”, การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 31, 2008. pp. 1305-1308.
- [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 ZNet 2.5/XBee PRO ZNet OEM RF Modules, [online]. Available from: <http://www.digi.com>, [2/11/2008].
- [7] XBee Basic Configuration in Network Application, [online]. Available from: <http://www.thaieasyelec.com>, [20/5/2010].
- [8] อัจฉรา เตชฤทธิพิทักษ์, “คู่มือแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ”, คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล, หน้า 42-46, กรุงเทพฯ, 2531.
- [9] Join R. Hampton, “THE ECG IN PRACTICE”, Churchill Livingstone, pp.1-3, 2003.
- [10] วรพงศ์ ตั้งศรีรัตน์, เซนเซอร์และทรานสดิวเซอร์ : ทฤษฎีและ: ทฤษฎีและการประยุกต์ใช้ในระบบการวัดและระบบควบคุม, พิมพ์ครั้งที่ 6, สำนักพิมพ์ ส.ส.ท., สมาคมส่งเสริมเทคโนโลยี (ไทย-ญี่ปุ่น) : ISBN 974-44-3103-2, กรุงเทพฯ, 2552.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้