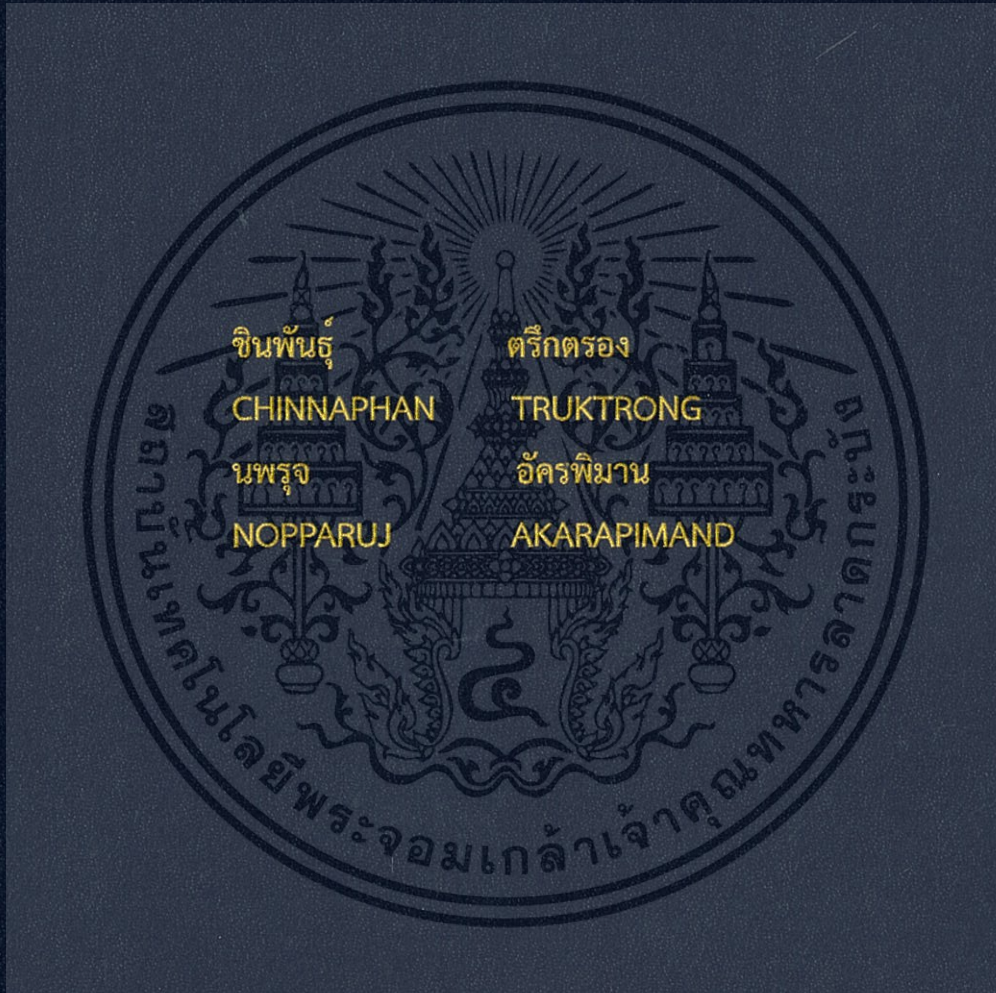


เครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ  
ELECTROCARDIOGRAM MONITOR



ปริญญาานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

ภาควิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2558

เครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ  
ELECTROCARDIOGRAM MONITOR



T143904



เลขหมู่.....  
เลขทะเบียน 143904  
วันเดือนปี 04 ต.ค. 2559

b. 12810629  
l.....

ปฏิญานีพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต  
ภาควิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์  
คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
พ.ศ.2558

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญาานิพนธ์ปีการศึกษา 2558

ภาควิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะ วิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง เครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ELECTROCARDIOGRAM MONITOR

ผู้จัดทำ นาย ชินพันธ์ ตริกตรอง รหัสนักศึกษา 55010287

นาย นพรุจ อัครพิมาน รหัสนักศึกษา 55010611

รายงานนี้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว



(ผศ. ประภากร สุวรรณะ)

อาจารย์ที่ปรึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อโครงการ	เครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
นักศึกษา	นาย ชินพันธุ์ ตรีภตรอง รหัส 55010287 นาย นพรุจ อัครพิมาน รหัส 55010611
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมศาสตรอิเล็กทรอนิกส์
ปีการศึกษา	2558

อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญาานิพนธ์ ผศ. ประภากร สุวรรณะ

### บทคัดย่อ

เครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จะอาศัยหลักการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้าจากการขยับของกล้ามเนื้อหัวใจ โดยโครงการนี้ได้จัดทำเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 3 ลีด ที่จัดทำการวัดสัญญาณไฟฟ้าผ่านแผ่นอิเล็กโทรด โดยจะติดตามจุดมาตรฐานบนร่างกายของมนุษย์ 3 จุด ซึ่งสัญญาณที่ได้จะถูกนำมาขยายผ่านวงจรขยายแล้วจึงส่งต่อไปในส่วนของวงจรแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัลในอุปกรณ์ไมโครคอนโทรลเลอร์ จากนั้นไมโครคอนโทรลเลอร์จะส่งสัญญาณทั้งหมดผ่านบลูทูธเพื่อนำไปแสดงบนแอปพลิเคชันของโทรศัพท์เคลื่อนที่ในระบบแอนดรอยด์ โดยมีวัตถุประสงค์ของโครงการที่ต้องการให้เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าคลื่นหัวใจสามารถเคลื่อนย้ายได้ เพื่อความสะดวก และเช็คสถานะของผู้ป่วยได้ตลอดเวลา ยกตัวอย่างเช่นในกรณีที่มีผู้ป่วยมีเหตุจำเป็นต้องเคลื่อนย้ายไปยังโรงพยาบาลอื่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Project Title	Electrocardiogram Monitor		
Student	Mr. Chinnaphan	Truktrong	ID.55010287
	Mr. Nopparuj	Akarapimand	ID.55010611
Degree	Bachelor of Engineering		
Program	Electronics Engineering		
Year	2015		
Thesis Advisor	Asst. Prof. Prapakorn Suwanna		

## Abstact

Electrocardiogram Monitor (ECG) is used for detecting a variation of electricity from movement of heart's muscle. In this project we decide to build a 3-lead Electrocardiogram monitor which receive signal from electrode. Electrodes are placed on standard points of human body. When electrode generates signal, signal will be amplified by amplified circuit and send to Analog to Digital circuit on microcontroller. Then microcontroller will send signal by Bluetooth to display on an application in Android phone. The purpose of this project is to make a portable instrument for convenient and real-time monitoring. For instance, when the patient has displace to other place.

||

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาโทเล่มนี้สำเร็จลุล่วงโดยสมบูรณ์เพราะได้รับคำแนะนำและคำปรึกษาจาก ผศ. ประภากร สุวรรณะ ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาในการทำโครงการและปริญญาโทในครั้งนี้ รวมถึงอาจารย์ประจำภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ ท่านอื่นๆ ตลอดจนรุ่นพี่ในภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ และเพื่อนๆ ทุกคน จึงทำให้สามารถแก้ปัญหาและทำให้เกิดงานชิ้นนี้ได้ ผู้จัดทำรู้สึกซาบซึ้งในความอนุเคราะห์ของท่าน และขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดา ที่คอยห่วงใยและสนับสนุนในทางการศึกษา รวมไปถึงเพื่อนๆ พี่ๆ น้องๆ ทุกคนที่เป็นกำลังใจ

สุดท้ายนี้ขอขอบพระคุณทุกท่านที่ให้ความช่วยเหลือ ตลอดจนให้คำแนะนำต่าง ๆ คุณค่าและประโยชน์อันพึงมีในโครงการและรายงานฉบับนี้ ผู้จัดทำขอมอบแด่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

นาย ชินพันธุ์ ตรีภักตรอง

นาย นพรุจ อัครพิมาน

# สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ .....	I
กิตติกรรมประกาศ .....	III
สารบัญ .....	IV
สารบัญตาราง .....	VI
สารบัญรูป .....	VII
บทที่ 1 บทนำ .....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญ .....	1
1.2 วัตถุประสงค์ .....	2
1.3 ขอบเขตการศึกษา .....	2
1.4 ขั้นตอนการศึกษา .....	3
1.5 ประโยชน์ของการวิจัย .....	3
1.6 คำโครงรายงาน .....	3
1.7 ระยะเวลาในการทำโครงงาน .....	4
บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการ .....	5
2.1 หลักการทำงานของหัวใจ .....	5
2.2 การไหลเวียนของเลือดออกจากหัวใจ .....	6
2.3 กระบวนการดีโพลาไรเซชันและรีโพลาไรเซชัน .....	7
2.4 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในทางสรีระไฟฟ้า .....	9
2.5 เส้นมาตรฐานและพารามิเตอร์ต่างๆ ที่ใช้ในการวินิจฉัย .....	11
2.6 หลักการทำงานของเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	14
2.7 วิธีการวัดและบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	16

## สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
2.8 การทำงานและหลักการของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	19
บทที่ 3 การคำนวณและการออกแบบ .....	26
3.1 คุณสมบัติวงจร .....	26
3.2 การออกแบบ.....	29
3.3 การคำนวณ .....	36
บทที่ 4 วิธีการทดสอบและผลการทดสอบ.....	42
4.1 ทดสอบรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Wave shaping in EKG Simulation) .....	42
4.2 ทดสอบวงจรขยายสำหรับเครื่องมือวัด (Gain Test for Instrument Amplifier Circuit).....	44
4.3 ทดสอบช่วงการกำจัดสัญญาณแถบความถี่ของวงจรกรองกำจัดแถบความถี่ (Reject Band Test of Reject Band Filter Circuit).....	46
4.4 ทดสอบวงจรควบคุมการประจุแบตเตอรี่ (NiMH Battery Charge Controller Test).....	46
4.5 ทดสอบคุณสมบัติของวงจรภาครับพลังงานแบบไร้สาย(Wireless Receiver Circuit Test).....	49
บทที่ 5 วิเคราะห์และสรุปผลการทดสอบคุณสมบัติของวงจร.....	59
5.1 สรุปผลการทดสอบ.....	59
5.2 อุปสรรคและปัญหา.....	60
5.3 ข้อเสนอแนะ .....	60
บรรณานุกรม.....	61
ภาคผนวก.....	63

## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
4.1 ผลการทดลองการทดสอบการประจุแบตเตอรี่.....	47
4.2 ผลการทดลองภาครับพลังงานในสภาวะไม่มีโหลด และ ไม่มีการเรโซแนนซ์.....	49
4.3 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 1 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะไร้เรโซแนนซ์.....	49
4.4 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 2 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะไร้เรโซแนนซ์.....	50
4.5 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 3 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะไร้เรโซแนนซ์.....	50
4.6 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 4 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะไร้เรโซแนนซ์.....	50
4.7 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 5 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะไร้เรโซแนนซ์.....	51
4.8 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 6 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะไร้เรโซแนนซ์.....	51
4.9 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 7 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะไร้เรโซแนนซ์.....	51
4.10 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 8 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะไร้เรโซแนนซ์.....	52
4.11 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 9 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะไร้เรโซแนนซ์.....	52
4.12 ผลการทดลองภาครับพลังงานในสภาวะไม่มีโหลด ณ สภาวะเรโซแนนซ์.....	53
4.13 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 1 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะเรโซแนนซ์.....	53
4.14 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 2 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะเรโซแนนซ์.....	54
4.15 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 3 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะเรโซแนนซ์.....	54
4.16 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 4 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะเรโซแนนซ์.....	54
4.17 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 5 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะเรโซแนนซ์.....	55
4.18 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 6 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะเรโซแนนซ์.....	55
4.19 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 7 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะเรโซแนนซ์.....	55
4.20 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 8 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะเรโซแนนซ์.....	56
4.21 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 9 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะเรโซแนนซ์.....	56

# สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
1.1 แสดงตัวอย่างเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขายในปัจจุบัน.....	1
2.1 ระบบการเหนี่ยวนำไฟฟ้าหัวใจ.....	7
2.2 กระบวนการตีโพลาไรเซชันและรีโพลาไรเซชัน.....	8
2.3 ความสัมพันธ์ระหว่างทิศทางการกระจายตัวของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	9
2.4 ระยะและช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนกระดาษกราฟ.....	10
2.5 เส้นมาตรฐานที่เกิดระหว่างรอบคลื่น.....	11
2.6 ความกว้างและระยะห่างคลื่นของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	12
2.7 คลื่น QRS Complex ในหลากหลายรูปร่างลักษณะ.....	13
2.8 วงจรจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และ คุณสมบัติของรูปคลื่นต่างๆ.....	16
2.9 การติดสายบันทึกสัญญาณในแต่ละรูปแบบ.....	18
2.10 บล็อกไดอะแกรมของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	19
2.11 การอ้อมตัวของวงจรขยายทำให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจลอยห่างจากระดับปกติ.....	20
2.12 ผังงานอุปกรณ์แสดงผลส่วนรับและส่วนส่ง.....	24
3.1 วงจรจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG simulator).....	29
3.2 วงจรขยายสำหรับเครื่องมือวัดและวงจรกำจัดสัญญาณรบกวนความถี่ 50 เฮิรตซ์ จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ( Instrumentation Amplifier and 50 Hertz Noise Reject from Electrocardiograms, Notch Filter ).....	30
3.3 วงจรลดค่าเวลาคงตัวของวงจรเชื่อมต่อ R-C (Time constant reduction of RC coupling circuit).....	31
3.4 วงจรเรียงกระแสพร้อมรักษาระดับแรงดันไฟฟ้า.....	31
3.5 แหล่งจ่ายพลังงานแบบไร้สาย (Cordless Power Supply).....	32
3.6 วงจรภาครับพลังงาน (Wireless Power Receiver Circuit).....	33
3.7 วงจรควบคุมการประจุแบตเตอรี่ (NiMH Battery Charge Controller circuit).....	34
3.8 วงจรประมวลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (EKG Signal Processing).....	35
3.9 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง ET กับ $I_L$ .....	38

## สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.10 วงจร step-down switching regulator .....	39
3.11 ตัวอย่างวงจรควบคุมการประจุแบตเตอรี่.....	40
3.12 ส่วนกำหนดกระแสชาร์จประจุแบตเตอรี่.....	40
4.1 กราฟแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากวงจรต้นแบบของ วงจรจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	42
4.2 วงจรต้นแบบของ วงจรจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	43
4.3 กราฟแสดงการเปรียบเทียบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ระหว่างวงจรที่ผ่านการปรับปรุงคุณสมบัติของสัญญาณ (สีเหลือง) กับวงจรต้นแบบ (สีเขียว).....	43
4.4 กราฟแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากวงจรขยายผลต่าง.....	44
4.5 กราฟแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากวงจรขยายสัญญาณ แบบ Non-inverting Amplifier.....	45
4.6 กราฟแสดงการเปรียบเทียบระหว่าง สัญญาณจากเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ(เหลือง) กับสัญญาณจากส่วนขยาย(เขียว) .....	45
4.7 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการกำจัดกับความถี่.....	46
4.8 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันแบตเตอรี่กับเวลา.....	48
4.9 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างกระแสชาร์จกับเวลา.....	48
4.10 กราฟแสดงความสัมพันธ์ ระหว่าง แรงดันกับความต้านทาน ที่ทางออก ของขดลวดแต่ละขด ณ สภาวะไม่เกิดเรโซแนนซ์ .....	52
4.11 กราฟแสดงความสัมพันธ์ ระหว่าง แรงดันกับความต้านทาน ที่ทางออก ของขดลวดแต่ละขด ณ สภาวะไม่เกิดเรโซแนนซ์ .....	57
4.12 ลักษณะสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้วัดจากเครื่องขณะที่ใช้แบตเตอรี่.....	57
4.13 ลักษณะสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้วัดจากเครื่องขณะที่ใช้ขดลวดเหนี่ยวนำ.....	58

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ที่มาและความสำคัญ

ตัวอย่างเครื่อง ECG Monitor ที่มีขายในต่างประเทศและมีใช้กันอย่างแพร่หลายสามารถที่จะสั่งซื้อได้ง่ายๆ โดยการสั่งซื้อผ่านอินเทอร์เน็ตแต่ยังคงมีราคาที่สูงและความสามารถที่แตกต่างกันออกไป ซึ่งขึ้นอยู่กับราคา ส่วนอุปกรณ์ชิ้นส่วนประกอบก็แตกต่างกันตามบริษัทผู้ผลิต ดังที่แสดงให้เห็นด้านล่าง



รูปที่ 1.1 แสดงตัวอย่างเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขายในปัจจุบัน

สำหรับประโยชน์ของการใช้งานเครื่อง ECG Monitor นี้ก็เพื่อประโยชน์ทางการตรวจสัญญาณชีพของหัวใจของผู้ใช้เองโดยไม่ต้องใช้อุปกรณ์ต่อพ่วง (Accessories) ของผู้ป่วยทั่วไปในโรงพยาบาล หรือ เมื่อเกิดเหตุการณ์ที่จำเป็นต้องใช้งานนอกสถานที่ ซึ่งเครื่องออกแบบมาให้ทำการแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้โดยสะดวก บนหน้าจอของอุปกรณ์ Android แบบไร้สาย มีขนาดเล็ก สามารถพกพาและเคลื่อนย้ายได้โดยสะดวก

สำหรับโครงการนี้จัดทำขึ้นเพื่อทดลองสร้างเครื่องมือดังกล่าวให้สามารถใช้งานได้จริงตลอดจนสามารถนำไปพัฒนาเพื่อสร้างหรือเพิ่มฟังก์ชันการทำงานแบบใหม่ ซึ่งเครื่องมือเหล่านี้หากเราสามารถสร้างและขายได้เองจะทำให้ลดต้นทุนการนำเข้าเครื่องราคาแพง ซึ่งผู้ใช้หรือหน่วยงานอาจมีกำลังการซื้อที่ต่ำเมื่อเทียบกับรายได้ต่อหัวของประชากรในประเทศไทย

โครงการนี้จะศึกษาเกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram, ECG/EKG) ซึ่งเป็นรูปแบบการวัดค่าของความต่างศักย์ทางไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจในขณะที่หัวใจเต้น เมื่อทำการวัดค่านี้เราสามารถนำผลมาแสดงรูปแบบของสัญญาณว่ามีสัญญาณชีพปกติหรือไม่ ในโครงการนี้ จะใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ ที่หาได้ทั่วไป, มีราคาถูกและประหยัดพลังงานมาก มาประมวลผล พร้อมส่งสัญญาณแบบไร้สาย เพื่อแสดงอัตราการเต้นของหัวใจและ รูปแบบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนหน้าจออุปกรณ์ Android โดยเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้ สามารถพกพาได้ง่ายและใช้แหล่งพลังงานจากแบตเตอรี่ที่สามารถชาร์จพลังงานใหม่ได้ (Rechargeable battery) พร้อมวงจรชาร์จไฟ จึงทำให้สามารถพกพาไปนอกสถานที่ได้อย่างสะดวก

## 1.2 วัตถุประสงค์

- 1.2.1 ศึกษาการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ และสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- 1.2.2 ศึกษาการนำไมโครคอนโทรลเลอร์มาประยุกต์ใช้งานทางด้านการแสดงผลของสัญญาณชีพ (Biomedical signal)
- 1.2.3 ศึกษาการนำสัญญาณต่างๆ มาแสดงผลบนหน้าจออุปกรณ์ Android แบบไร้สาย

## 1.3 ขอบเขตการศึกษา

- 1.3.1 ทำการตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate) และสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (EKG Waveform)
- 1.3.2 นำข้อมูลที่มาแสดงผลบนหน้าจออุปกรณ์ Android แบบไร้สาย
- 1.3.3 สามารถเคลื่อนย้ายและพกพาเครื่องมือนี้ได้อย่างสะดวกและสามารถชาร์จไฟฟ้าเพื่อใช้งานใหม่ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 1.4 ขั้นตอนการศึกษา

- 1.4.1 ศึกษาข้อมูลการเกิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และวิธีการตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบสามจุด โดยการใช้แผ่นอิเล็กโทรดแปะที่จุดวัด
- 1.4.2 ศึกษาการทำงานและการประยุกต์ใช้งานไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อการตรวจวัด
- 1.4.3 สัญญาณทางการแพทย์
- 1.4.4 สร้างเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและแสดงผลบนหน้าจออุปกรณ์ Android แบบไร้สาย
- 1.4.5 ออกแบบ Application Software เพื่อแสดงผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- 1.4.6 นำไปทดสอบใช้งานจริง

## 1.5 ประโยชน์ของการวิจัย

- 1.5.1 ได้รับความรู้ทางด้านการตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และการประยุกต์ใช้กับสัญญาณทางการแพทย์ชนิดอื่นๆ
- 1.5.2 ได้รับความรู้เกี่ยวกับการออกแบบและสร้างวงจรไฟฟ้าของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- 1.5.3 ได้รับความรู้เกี่ยวกับการออกแบบแหล่งจ่ายพลังงานไร้สายโดยใช้ขดลวดสนามแม่เหล็กเพื่อเป็นการแยกกราวด์ ( Isolate Ground )

## 1.6 คำโครงรายงาน

- บทที่1 บทนำ
- บทที่2 หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง
- บทที่3 การคำนวณและการออกแบบ
- บทที่4 ผลการทดลอง
- บทที่5 สรุปผลการทดลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 1.7 ระยะเวลาในการทำโครงการงาน

ตารางที่ 1.1 ระยะเวลาในการทำโครงการงาน

งานที่ปฏิบัติ	เทอม 1				เทอม 2			
	ส.ค.	ก.ย.	ต.ค.	พ.ย.	ม.ค.	กพ.	มี.ค.	เม.ษ.
ศึกษาทฤษฎี ECG								
ศึกษาภาษา Java								
ศึกษา ARM STM32								
แจ้งหัวข้อโครงการงาน								
ปรับแก้ ECG Simulator								
ทดลองเขียนโปรแกรมบน ARM								
ร่างบทคัดย่อ								
ออกแบบลายวงจรของ ECG Simulator								
ทดลองการรับส่งข้อมูลผ่าน Bluetooth								
ศึกษา Instrument amplifier								
ทำการทดลองวงจร Instrument amplifier								
ออกแบบ ECG Detector board								
ทดสอบและแก้ไขวงจร ECG Detector								
วางอุปกรณ์ลงกล่อง ECG Simulator								
ทดลองวงจรลดค่าเวลาคงตัวของวงจรเชื่อมต่อ RC								
ทดสอบการแสดงผลบน Android Application								
แก้ไข Android Application								
ศึกษาทฤษฎีเครื่องจ่ายกระแสตรงแบบไร้สาย								
ทดลองหาความสัมพันธ์ระหว่างคุณสมบัติต่างๆ ของขดลวด กับ พลังงานที่ทางออก								
ทดลองหาค่า C ที่เหมาะสมเพื่อให้เกิดสภาวะ Resonance ในการส่งพลังงานแบบไร้สาย								
แก้ไขวงจรเพื่อเพิ่มค่ากำลังไฟฟ้าที่ทางออก								
ออกแบบลายวงจรรภาคส่งพลังงาน								
ทดลองวงจรชาร์ตประจุแบตเตอรี่								
ออกแบบลายวงจรรภาครับพลังงาน								
รวบรวมชิ้นงานทั้งหมดลงกล่อง								

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 2

### ทฤษฎีและหลักการ

#### 2.1 หลักการทำงานของหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะแรกที่เกิดริบเดิบโตทำงานได้ตั้งแต่อยู่ในครรภ์ของมารดาและปรับเปลี่ยนมาจากหลอดเลือด จัดเป็นอวัยวะที่มีขนาดใหญ่ ตั้งอยู่ในช่องอกระหว่างปอดทั้งสองข้าง ตรงบริเวณที่เรียกว่า Mediastinum มีรูปร่างคล้ายกรวย (Cone – shaped) ที่มียอดแหลมยื่นลงมาทางด้านล่าง เรียกว่า APEX ซึ่งอยู่ตรงระดับ intercostals space ที่ 5 และ 6 ในแนวเส้นดิ่งที่ลากจากจุดกึ่งกลางของความยาวกระดูกไหปลาร้า (Mid – clavicular line) หรือห่างจากแนวกึ่งกลางลำตัว (Midline) ไป ทางซ้าย 3 นิ้ว ส่วนฐานของหัวใจจะอยู่ทางด้านบนเรียกว่า Base หัวใจเป็น Cardiac muscle ที่ทำงานนอกอำนาจจิตใจ (Involuntary control) มีเยื่อหุ้มอยู่ภายนอกลักษณะเป็นถุง เรียกว่า Pericardium ซึ่งประกอบด้วยชั้นต่างๆ เยื่อหุ้มหัวใจมีหน้าที่ป้องกันอันตรายที่อาจเกิดขึ้นกับหัวใจ และช่วยให้หัวใจไม่มีการเสียดสี ในขณะที่เคลื่อนไหวโดยอาศัยของเหลวที่อยู่ภายใน Pericardial cavity ซึ่งเป็นช่องว่างระหว่าง Parietal layer และ Visceral layer ของ Serous pericardium ภายในหัวใจแบ่งเป็นห้องต่างๆได้ 4 ห้อง คือ

2.1.1 หัวใจห้องบน (Atrium) 2 ห้อง คือ หัวใจห้องบนขวา (Right atrium) และหัวใจห้องบนซ้าย (left atrium) ซึ่งถูกแยกออกจากกันโดยผนังกันที่เรียกว่า interatrial septum

2.1.2 หัวใจห้องล่าง (Ventricles) 2 ห้อง คือ หัวใจห้องล่างขวา (Right ventricle) และหัวใจห้องล่างซ้าย (left ventricle) ถูกแยกออกจากกันโดยผนังกันที่เรียกว่า Interventricular septum Ventricle มีขนาดค่อนข้างใหญ่กว่า Atrium เพราะมีการทำงานมากกว่าโดยเฉพาะ Left ventricle ที่มี ผนังหนา มาก เพราะต้องบีบตัวให้เลือดไหลไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกายในขณะที่ Atrium มีผนัง ค่อนข้างบาง เพราะทำหน้าที่ที่คอยรับเลือดจากหลอดเลือดดำกลับเข้าสู่หัวใจ

## 2.2 การไหลเวียนของเลือดออกจากหัวใจ

### 2.2.1 Pulmonary circulation

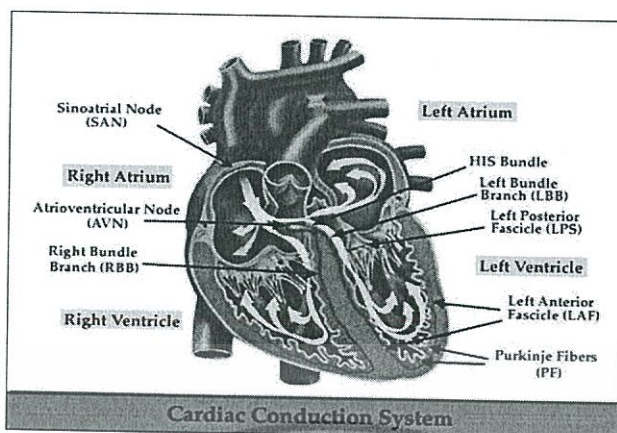
เป็นการไหลเวียนเลือดดำออกจาก Right ventricle ผ่าน Pulmonary artery ไปสู่ปอด เพื่อรับเลือดแดงกลับเข้าสู่ Left atrium ทาง Pulmonary vein

### 2.2.2 Systemic circulation

เป็นการไหลเวียนเลือดแดงออกจาก Left atrium โดยไหลผ่าน Mitral valve เข้าสู่ Left Atrium บริเวณต่างๆ ทั่วร่างกาย จนถึง Arteriole และ Capillary ที่ Capillary ออกซิเจน และสารอาหารสามารถผ่านเข้าเซลล์ได้ ส่วนคาร์บอนไดออกไซด์ และของเสียอื่นๆจาก เซลล์จะเข้าสู่ Capillary ดังนั้นเลือดที่ไหลผ่าน Capillary เข้าสู่ Venule และ Vein จึงเป็นเลือดที่มีสีคล้ำ ซึ่งมีออกซิเจนน้อย แต่มีคาร์บอนไดออกไซด์และของเสียมาก เลือดดำจากลำตัวและขาจะไหล เข้าสู่ Inferior vena cava ส่วนเลือดดำจากศีรษะและแขนจะไหลเข้าสู่ Superior vena cava แล้ว เลือดดำจากหลอดเลือดทั้งสองนี้จะไหลเข้าสู่ Right ventricle ต่อไป

### 2.2.3 Portal circulation

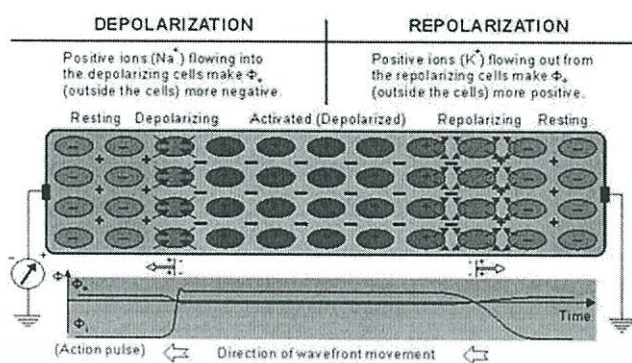
เป็นการไหลเวียนเลือดในเลือดดำ ที่กลับมาจากม้าม กระเพาะอาหาร ตับอ่อน และลำไส้ เข้าสู่ตับทาง Portal vein จากนั้นเลือดก็จะรวมกับ Arterial blood ในตับแล้วออกจากตับทาง Hepatic vein เข้าสู่ Inferior vena cava เพื่อไหลเข้าสู่หัวใจต่อไป



รูปที่ 2.1 ระบบการเหนี่ยวนำไฟฟ้าหัวใจ

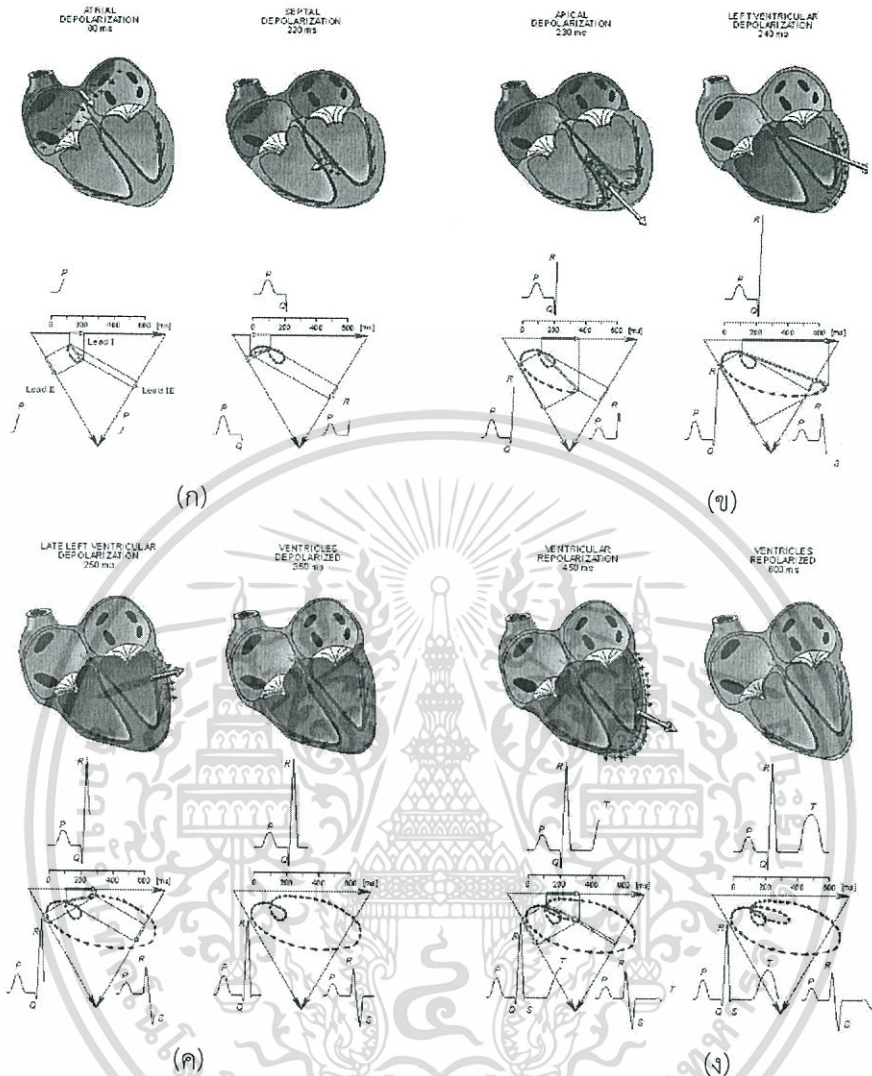
### 2.3 กระบวนการดีโพลาไรเซชันและรีโพลาไรเซชัน

โดยปกติเมื่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจอยู่ในระยะพักตัว (at Rest) ภายในเซลล์จะมีศักย์ไฟฟ้า  $\Phi_i$  น้อยมากประมาณ -60 ถึง -100 มิลลิโวลต์ เรียกว่าศักย์ขณะเซลล์พัก(Resting Potential)และเรียกสภาวะเซลล์ในขณะนี้ว่าสภาวะโพลาไรเซชัน (Polarization) เมื่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจได้รับการกระตุ้นอยู่ในสภาวะดีโพลาไรเซชัน (Depolarization/Activated) ค่าศักย์ไฟฟ้าจะสูงขึ้นประมาณ +20 มิลลิโวลต์เรียกว่าศักย์กระตุ้น (Action Potential) การที่ศักย์ไฟฟ้ามีค่าต่างกันนี้เนื่องจากการแลกเปลี่ยนความเข้มข้นของสารเกลือแร่ เช่น โซเดียมไอออนที่อยู่ภายนอกเซลล์ กับโปแตสเซียมไอออนที่อยู่ภายในเซลล์ ในภาวะปกติภายในเซลล์จะมีสารโปแตสเซียมสูงโซเดียมต่ำ สารเกลือแร่เหล่านี้จะค่อยๆ ซึมผ่านเข้าออกเซลล์เป็นระยะๆ ทำให้ค่าศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงอยู่ตลอดเวลา เมื่อใดที่ศักย์ไฟฟ้าของเซลล์ลดต่ำลงมากๆ เซลล์จะตอบสนองการกระตุ้นโดยสารโซเดียมภายนอก เซลล์จะซึมเข้าสู่ภายในเซลล์อย่างรวดเร็ว ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์ เพิ่มขึ้นต่อมาศักย์ไฟฟ้าก็จะค่อยๆ ลดลงเพราะมีสารโปแตสเซียมซึมผ่านเข้าภายในเซลล์ตามด้วยสารโซเดียมถูก ขับออกนอกเซลล์ เรียกว่าเซลล์อยู่ในสภาวะกลับตัวรีโพลาไรเซชัน (Repolarization) ดังรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 กระบวนการดีโพลาไรเซชันและรีโพลาไรเซชัน

ปรากฏการณ์เหล่านี้ในทางไฟฟ้าพบว่าเมื่อค่าแรงดันมีการเปลี่ยนแปลงในเซลล์ มีความต้านทานทางไฟฟ้า จะทำให้เกิดเส้นทางของกระแสไฟฟ้าไหลผ่านจากเซลล์หนึ่งไปยังอีกเซลล์หนึ่งต่อไปเป็นเรื่อยๆ ทำให้เกิดศักย์กระตุ้นในแต่ละส่วนของหัวใจ เมื่อรวมศักย์กระตุ้นที่เกิดขึ้นผลที่ได้คือคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังแสดงในรูปที่ 2.3

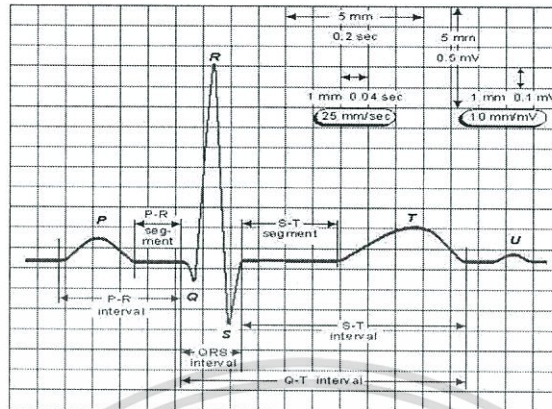


รูปที่ 2.3 ความสัมพันธ์ระหว่างทิศทางของการกระจายตัวของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

## 2.4 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในทางสรีระไฟฟ้า

กระบวนการหดตัว และคลายตัวอย่างสม่ำเสมอของหัวใจ ส่งผลให้เกิดสรีระไฟฟ้าไหลผ่านไปมาในหัวใจเป็นวงรอบหรือที่เรียกว่า คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ประกอบด้วยคลื่น P คลื่น QRS Complex คลื่น T และคลื่น U (พบได้ในบาง Lead) ดังแสดงในรูปที่ 2.4 ซึ่งสามารถอธิบายการเกิด คลื่นไฟฟ้าตามการทำงานของหัวใจได้ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 ระยะและช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนกระดาษกราฟ

#### 2.4.1 การเกิดคลื่น P

แสดงการดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องบนซ้ายและหัวใจห้องบนขวา (Depolarization of the Right and Left Atria) ทำให้หัวใจห้องบนมีการหดตัว โดยปกติคลื่น P จะเป็นคลื่นหัวตั้งเว้นแต่ใน Lead aVR ที่คลื่น P จะเป็นคลื่นหัวกลับ คลื่น P จะมีขนาดใหญ่และเห็นได้ชัดที่สุด เมื่ออยู่ใน Lead II มากกว่า Lead อื่นๆ

#### 2.4.2 การเกิดคลื่น QRS Complex

แสดงการดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องซ้ายล่างและหัวใจห้องขวาล่าง (Right and Left Ventricular Depolarization) ส่งผลให้กล้ามเนื้อหัวใจหดตัว ส่งโลหิตไปเลี้ยง ส่วนต่างๆ ภายในร่างกายและประกอบขึ้นเป็นคลื่น Q คลื่น R และคลื่น S ในคนปกติคลื่น Q จะเป็นคลื่นลบเล็กๆ เกิดจากการกระตุ้นทางไฟฟ้าของผนังกันเวทริเคิลด้านซ้ายและวิ่งจากทางด้านขวา เนื่องจากผนังกันเวทริเคิลด้านซ้ายหนากว่า ด้านขวาทำให้เราได้คลื่นบวก R สูง และชัดเจนเมื่อเราวางขั้วไฟฟ้าไว้ที่บริเวณเวทริเคิลซ้าย ถ้าวางขั้วไฟฟ้าไว้ที่บริเวณเวทริเคิลขวาคลื่น ที่บันทึกได้จะแสดงให้เห็นคลื่น R ที่เล็กและเตี้ย แต่คลื่น S จะมีลักษณะที่แหลมและลึก

### 2.4.3 การเกิดคลื่น T

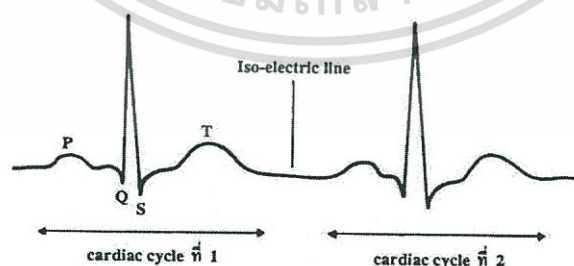
แสดงการรีโพลาร์ไรเซชันหัวใจห้องล่างมีขนาดประมาณร้อยละ 30 ของคลื่น R โดยที่คลื่น T จะมีลักษณะหัวตั้งไม่ค่อยสมมาตรเล็กน้อย ซึ่งทางด้านขาขึ้น (Ascending) ชั้นน้อยกว่าด้านขาลง (Descending) เล็กน้อย ซึ่งจะได้คลื่น T หัวตั้งในกรณีวัดโดยใช้ Lead I, II, V3 -V6 และจะได้คลื่น T หัวกลับในกรณีวัดโดยใช้ Lead aVR

### 2.4.4 การเกิดคลื่น U

จุดกำเนิดไม่แน่ชัดแต่อาจแสดงถึงสภาพหลังการรีโพลาร์ไรเซชันของเส้นใย Purkinje และระยะที่เกิดคลื่น U จะตรงกับระยะพักตัวของเวนทริเคิล

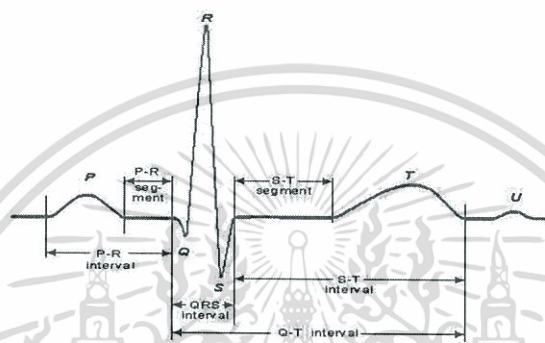
## 2.5 เส้นมาตรฐานและพารามิเตอร์ต่างๆ ที่ใช้ในการวินิจฉัย

ในการทำงานแต่ละครั้งของหัวใจ จะเริ่มตั้งแต่การหดตัวจนไปถึงการคลายตัวซึ่งจะทำงานเป็นวงรอบหรือเรียกว่าหนึ่งรอบคลื่น ดังนั้นการทำงานของหัวใจจึงมีวงรอบทางไฟฟ้าอย่างสมบูรณ์และจะแยกจากกันด้วยเส้นมาตรฐาน (Baseline หรือ ISO-Electric Line) คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ทั้งหลายจะเกิด ขึ้นเหนือหรือ ใต้เส้นมาตรฐานทั้งสิ้น โดยทั่วไปคลื่นที่อยู่เหนือเส้นมาตรฐาน เรียกว่าคลื่นบวกหรือคลื่นหัวตั้ง ซึ่งได้แก่คลื่น P คลื่น QRS Complex และคลื่น T เป็นต้น ส่วน คลื่นที่อยู่ใต้เส้นมาตรฐานเรียกว่าคลื่นลบหรือคลื่นหัวกลับ ซึ่งได้แก่คลื่น Q และคลื่น S ดังแสดง ในรูปที่ 2.5 แต่อย่างไรก็ตามคลื่นสามารถเปลี่ยนรูปคลื่นไปตามอาการหรือระบบการทำงานของ หัวใจที่ผิดปกติส่งผลให้คลื่นเกิดการเปลี่ยนแปลงเช่น การเกิดคลื่น P หรือคลื่น T หัวกลับ เป็นต้น



รูปที่ 2.5 เส้นมาตรฐานที่เกิดระหว่างรอบคลื่น

ในแต่ละรูปคลื่นของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะแยกจากกันด้วยช่องห่างคลื่น (Segment) และเมื่อรวมช่องห่างคลื่นกับความยาวคลื่นจะเรียกว่า ระยะห่างคลื่นยกตัวอย่างเช่น ระยะห่างคลื่น ST เป็นการ รวมกันระหว่างช่องห่างคลื่น ST ( ตั้งแต่ตำแหน่งสิ้นสุดคลื่น S ไปจนถึงตำแหน่งเริ่มต้นคลื่น T ) บวกกับความยาวคลื่น T ( ตำแหน่งเริ่มต้นคลื่น T ไปจนถึงตำแหน่งสิ้นสุดคลื่น T ) ดังแสดงในรูปที่ 2.6 ซึ่งสามารถจำแนกรายละเอียดการแบ่งและพารามิเตอร์ต่างๆ ได้ดังนี้

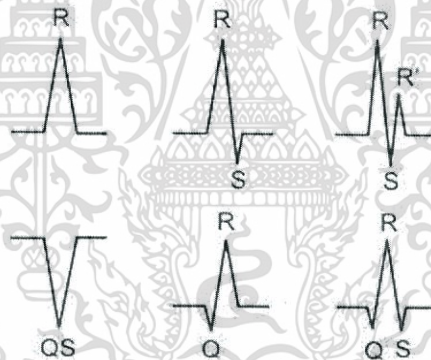


รูปที่ 2.6 ความกว้างและระยะห่างคลื่นของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.5.1 คลื่น P จะพบเห็นมากใน Lead II และต้องเป็นหัวตั้งเสมอจึงจะถือว่าปกติ ส่วนใน V1 และ V2 อาจจะเป็นทั้งหัวตั้งและหัวกลับก็ได้ ซึ่งคลื่นลบต้องมีขนาดไม่น้อยกว่าหรือเท่ากับ ขนาดด้านบวกจึงจะถือว่าปกติ โดยทั่วไปคลื่น P ต้องมีความกว้างไม่เกิน 0.08-0.12 วินาที และ ความสูงไม่เกิน 2.5 มิลลิเมตร

2.5.2 ระยะห่างคลื่น P-R เป็นระยะจากจุด เริ่มต้นของคลื่น P ไปถึงจุด เริ่มต้นของคลื่น QRS Complex ถ้า QRS Complex มีคลื่น Q อยู่ด้วย ระยะคลื่น P-R จะวัดโดยเริ่มจากจุดเริ่มต้น ของ คลื่น P ไปจนถึงจุดเริ่มต้นของคลื่น Q แต่ถ้า QRS Complex ไม่มีคลื่น Q ระยะคลื่น P-R จะเริ่มวัด จากจุดเริ่มต้นของคลื่น P ไปจนถึงจุดเริ่มต้นของคลื่น R ระยะคลื่น P-R จะหมายถึงคลื่น P รวมด้วย เสมอแต่ไม่มีส่วนของ QRS Complex ระยะคลื่น P-R จะมีค่าระหว่าง 0.12 – 0.20 วินาที

2.5.3 คลื่น QRS Complex ในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คลื่น Q คือคลื่นลบอันแรกในหนึ่งรอบคลื่น และเป็นส่วนเริ่มต้นของ QRS Complex ดังนั้นถ้าใน Lead ใดมีคลื่น Q อยู่ คลื่น Q นั้นจะอยู่ ระหว่างคลื่น P และคลื่น R และในบางครั้ง QRS Complex จะประกอบด้วยคลื่น R เพียงอย่างเดียว โดยไม่มีคลื่น Q นำหน้าและคลื่น S ตามหลังก็ได้ แต่ถ้าเราต้องการกล่าวถึงจุดเริ่มต้นของคลื่น R เราก็มักใช้เรียกจุดนั้นว่า Q อยู่เช่นเดียวกับจุดสุดท้ายของคลื่น R ที่เรียกว่า S โดยไม่ได้มีคลื่น S อย่างแท้จริงเหมือนใน QRS Complex ทั่วไป ในทางปฏิบัติแล้วเวลาอ่านคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อพูดถึง QRS Complex อาจจะหมายความรวมๆกันไป คืออาจจะมียคลื่น Q หรือคลื่น S ด้วยหรือไม่มีก็ได้ แต่เมื่อต้องการแยกรายละเอียด วิธีปฏิบัติที่ยึดถือตามหลักสากลนิยมคือ การใช้อักษรภาษาอังกฤษตัวเล็กในคลื่นขนาดเล็ก ใช้อักษรตัวใหญ่ในคลื่นขนาดใหญ่ และถ้ามีคลื่นที่เป็นบวกหรือลบมากกว่า 1 คลื่นจะใช้สัญลักษณ์ R R' และ R'' แทนจำนวนคลื่นที่เกิดดังแสดงในรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 คลื่น QRS Complex ในหลากหลายรูปร่างลักษณะ

2.5.4 คลื่น T รูปร่างของคลื่น T ปกติจะไม่ค่อยสมมาตรเล็กน้อย โดยทั่วไปแล้วคลื่น T ใน Limb Lead จะไปทิศทางเดียวกับคลื่น QRS Complex ที่อยู่ใน Lead เดียวกันเสมอ กล่าวคือถ้าคลื่น QRS Complex ส่วนใหญ่หัวตั้งคลื่น T ก็จะหัวตั้งตาม เป็นต้น ดังนั้น คลื่น T จะหัวตั้งเสมอใน Lead I และ II และจะหัวกลับเสมอใน aVR ในการบอกถึงความปกติหรือผิดปกติของคลื่น T รูปร่างลักษณะคลื่นเพียงอย่างเดียวไม่เพียงพอแต่ต้องอาศัยการหาแกนไฟฟ้าประกอบด้วย ความสูงและความกว้างของคลื่น T นั้นไม่มีมาตรฐานที่แน่นอนว่า

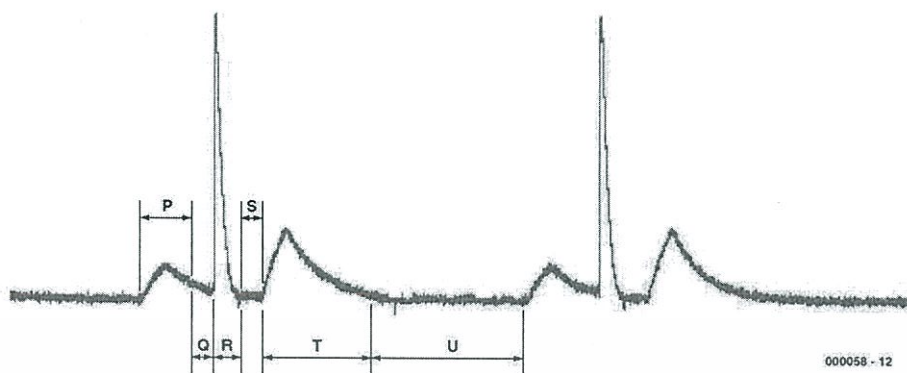
ควรจะเป็นเท่าใดเหมือน คลื่น P ความสูงของคลื่น T จะแตกต่างกัน ได้มากในแต่ละบุคคล และในคนๆ เดียวกันคลื่น T ยัง อาจจะแตกต่างกันไปได้ในเวลาที่แตกต่างกัน

2.5.5 คลื่น U ตามธรรมชาติคลื่น U จะไม่มีในคลื่นไฟฟ้าหัวใจทุก Lead แต่จะเห็นได้ชัดที่สุดใน Chest Lead V4,V5 คลื่น U มักมีขนาดไม่เกิน 0.1 mV มักจะเป็นคลื่นเล็กๆ เกิดขึ้นหลังคลื่น T และอยู่ก่อนคลื่น P ในรอบคลื่นถัดไป อัตราการเต้นของหัวใจ ในคนปกติจะอยู่ในช่วง 60-100 ครั้งต่อนาที ถ้าอัตราการเต้นของ หัวใจน้อยกว่า 60 ครั้งต่อนาที เป็นความผิดปกติที่เรียกว่าภาวะหัวใจเต้นช้า (Brady Arrhythmia) และถ้าหัวใจเต้นเร็วเกินกว่า 100 ครั้งต่อนาที เป็นความผิดปกติที่เรียกว่าภาวะหัวใจ เต้นเร็ว (Tachy Arrhythmia) หน่วยที่ใช้วัดคลื่นไฟฟ้าที่หัวใจได้แก่ มิลลิโวลต์ต่อวินาทีและบันทึกลงในกระดาษ บันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้อัตราความเร็วของแถบบันทึก 25 มิลลิเมตร/วินาที เป็นผลให้ช่วงห่าง ในแนวยาว 1 ช่องเล็กเท่ากับ 0.04 วินาที ช่วงห่าง 5 ช่องเล็กหรือ 1 ช่องใหญ่เท่ากับ 0.20 วินาที ดังในรูปที่ 2.4 วิธีการคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจมีหลายวิธี อาจจะนับช่วง P-P หรือ R-R ที่อยู่ติดกันได้ วิธีที่ง่ายที่สุดคือเอา 300 ตั้งหารด้วยจำนวนช่องใหญ่ที่อยู่ระหว่างบิต ของหัวใจที่ติดกันใน Lead ใดก็ได้ที่ชัดเจน (เหมาะสำหรับกรณีที่อัตราการเต้นค่อนข้างสม่ำเสมอ) ได้อัตราเป็น จำนวนครั้งต่อนาที

## 2.6 หลักการทำงานของเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ระบบไมโครคอนโทรลเลอร์ นั้นเคยถูกใช้ทดสอบสัญญาณของเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในงานทางอุตสาหกรรม แต่ด้วยวงจรรระบบไมโครคอนโทรลเลอร์นั้นมีราคาแพง อย่างไรก็ตาม เราจะสามารถเห็นระบบไมโครคอนโทรลเลอร์ ในวงจรของเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นหัวใจ ได้โดยใช้ IC counter เพียง 2 ตัวเท่านั้น ซึ่งตัวที่ 1 คือ 24 stage binary counter กับ ตัวกำเนิดสัญญาณ และตัวหาร โดยสัญญาณความถี่จะถูกกำเนิดโดยคริสตอล ขนาด 4.194304 เมกะเฮิร์ต ซึ่ง สัญญาณสี่เหลี่ยม ขนาด 16 เฮิร์ต จะปรากฏที่ขาออก Q18 ส่วน สวิตช์ S1b จะเป็นตัวเลือก สัญญาณที่สอง โดย สัญญาณนาฬิกาขนาด 16 เฮิร์ต จะป้อนที่ output Q18 (ขา 10)สัญญาณนาฬิกาความถี่ 16 เฮิร์ต จาก IC2, ซึ่งก็คือ decimal counter with ten outputs. สัญญาณที่สองสามารถสร้างความแตกต่างได้โดย การใช้งานร่วมกันของ C3 และ R3. โดยสัญญาณที่เป็นทรงแหลมสามารถสร้างได้โดยการปรับตั้งที่ขา ของ the decimal counter (IC2), ดังที่แสดงให้เห็นอยู่ในวงจร โดยรูปคลื่นเหล่านั้น





รูปที่ 2.8 วงจรจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และ คุณสมบัติของรูปคลื่นต่างๆ

## 2.7 วิธีการวัดและบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในการติดตั้งสายบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จะต้องทำความสะอาดบริเวณที่จะติดขั้วไฟฟ้า (Electrode) จากนั้นทาเจล ณ จุดที่ติดขั้วไฟฟ้าเพื่อลดความต้านทานอิมพีแดนซ์ลงเพื่อให้สื่อไฟฟ้าได้ดีขึ้น คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สมบูรณ์จะต้องประกอบด้วยที่ 12 Lead ในแต่ละ Lead เกิดจากการวางขั้วไฟฟ้า ซึ่งเป็นขั้วลบไว้ในแต่ละตำแหน่งบนร่างกาย Lead ทั้ง 12 นี้ แบ่งออกได้เป็น 3 ชนิดด้วยกันคือ

### 2.7.1 Bipolar Lead หรือ Limb Lead

เป็นการติดตั้งวัดสัญญาณตามส่วนต่างๆ ของร่างกาย ในรูปสามเหลี่ยมเอนโทเฟน เช่น แขนขวา แขนซ้าย ขาขวาและขาซ้าย แต่มักจะวางไว้บนขาซ้าย เพราะสะดวกกว่าและคลื่นไฟฟ้าที่ได้ก็จะมีรูปร่างเหมือนกัน ไม่ว่าเราจะวางไว้บนเท้าซ้ายหรือขาซ้าย คลื่นไฟฟ้าที่ได้นี้เป็น การวัดความต่างศักย์ระหว่างขั้วทั้งสองของขั้วไฟฟ้าที่วางไว้ตามจุดต่างๆ จากวิธีการวัดเช่นนี้ทำให้เราได้คลื่นไฟฟ้า 3 Lead ด้วยกัน คือ Lead I ได้จากการวัดความต่างศักย์ ระหว่างแขนขวาและแขนซ้าย Lead II ได้จากการวัดความต่างศักย์ระหว่างแขนขวาและขาซ้าย Lead III ได้จากการวัดความต่างศักย์ระหว่างแขนซ้ายและขาซ้าย จะเห็นได้ว่า Bipolar Lead นี้เป็นการวัดความต่างศักย์ระหว่างจุด 2 จุดด้วยกัน และขั้วไฟฟ้าที่อีกจุดหนึ่งเป็นขั้วลบ ดังนั้นจึงอาจเรียกว่า Lead ที่ได้จากการวางขั้วไฟฟ้า เช่นนี้ว่า Bipolar Lead แต่เนื่องจาก Lead ที่ได้ว่าเป็น Limb Lead ดัง แสดงในรูปที่ 2.9 (ก) บางครั้งจึงนิยมเรียกรวมว่าเป็น Bipolar Limb Lead เพื่อให้แตกต่างจาก Unipolar Limb Lead

### 2.7.2 Unipolar Limb Lead หรือแบบ Augmented Limb Lead

เกิดจากรางขั้วไฟฟ้าที่เป็น ขั้วบวกไว้ตามตำแหน่งมาตรฐานต่างๆ ส่วนขั้วไฟฟ้าอีก ขั้วหนึ่งต่อเข้ากับ Galvanometer ทำให้มีค่าขั้วลบเป็นศูนย์คือเป็น Zero Potential หรือ เรียกว่าเป็นการปรับขั้วไฟฟ้าให้เป็นกลาง (Indifferent Electrode) ซึ่งก็อยู่ที่ตัวเครื่องมือ นั้นเองการวางขั้วไฟฟ้า เช่นนี้ทำให้เราสามารถวัดกระแสที่เกิดขึ้นจริง ได้ขั้วไฟฟ้าขั้วบวก ตามตำแหน่งต่างๆ ที่เราต้องการทราบโดยเราสามารถเคลื่อนย้ายขั้วไฟฟ้า ขั้วบวกไปตาม ตำแหน่งที่ต้องการเช่นหัวไหล่ขวา หัวไหล่ซ้าย และขาซ้าย แต่เนื่องจากกราฟหรือ คลื่นที่ได้ จากการทำเช่นนี้มัก จะมีขนาดเล็กไม่สะดวกแก่การอ่านและการแปรผลจึงได้มีการตัด แปลง เพื่อเพิ่มขนาดรูปคลื่นแต่รูปร่างไม่เปลี่ยนแปลงโดยการเพิ่มระดับแรงดัน (Augmented Voltage) แต่ในทางปฏิบัติแล้วจะต้องมีการปรับสมดุลค่าความต้านทานอินพุท โดยการต่อ ตัวต้านทานเข้ากับ ขั้วบวกและขั้วลบของวงจรขยายดัง แสดงในรูปที่ 2.9 (ข) ดังนั้น จึงเรียก Lead ทั้ง สาม ดังต่อไปนี้ 1.Lead aVL หัวไหล่ขวาซึ่งอาศัยขั้วไฟฟ้าที่ติดกับแขนขวาในการ ทำ Standard Lead 2.Lead aVR หัวไหล่ซ้ายอาศัยขั้วไฟฟ้าที่ติดกับแขนซ้าย 3.Lead aVF เท้าซ้ายซึ่งอาศัยขั้วไฟฟ้าที่ติดกับขาซ้าย

### 2.7.3 Unipolar Chest Lead หรือ Precordial Lead

เป็นการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจระหว่าง ตำแหน่งต่างๆ บนหน้าอกรอบหัวใจตามแบบ มาตรฐานสากลซึ่งมีการวางตำแหน่งด้วยกัน 6 ตำแหน่ง หรือ ใช้ตัวย่อว่า V Lead ตาม ตำแหน่งต่างๆ ของขั้วไฟฟ้าที่วางอยู่บนหน้าอก แสดงได้ ในรูปที่ 2.9 (ค) ซึ่งมีรายละเอียด ดังนี้ Lead  $V_1$  วางขั้วไฟฟ้าไว้ที่ตำแหน่งช่องระหว่างกระดูกซี่โครงช่องที่ 4ทาง ด้านขวาติด กับขอบกระดูกหน้าอก

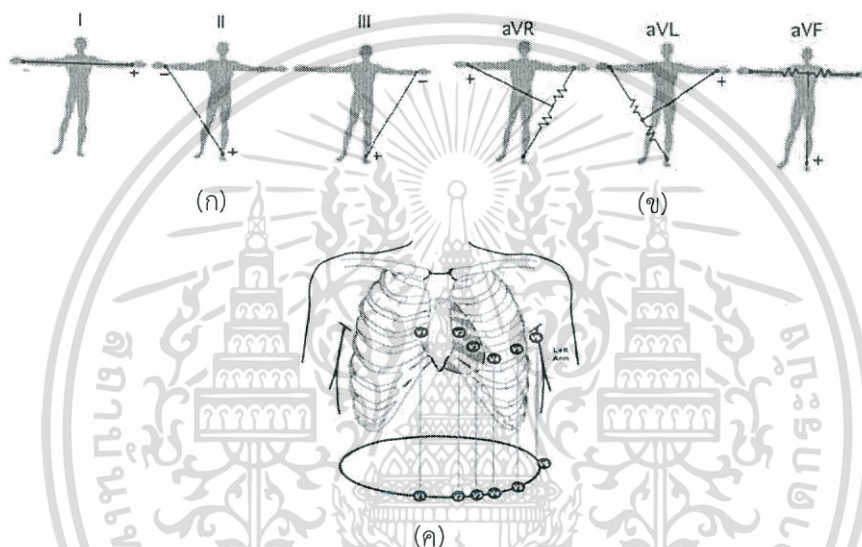
2.7.3.1 Lead  $V_2$  วางขั้วไฟฟ้าไว้ที่ตำแหน่งช่องระหว่างกระดูกซี่โครงช่องที่ 4 ทางด้านซ้ายติดกับขอบกระดูกหน้าอก

2.7.3.2 Lead  $V_3$  วางขั้วไฟฟ้าไว้ที่กึ่งกลางระหว่าง  $V_2$  และ  $V_4$  พอดี

2.7.3.3 Lead  $V_4$  วางขั้วไฟฟ้าไว้บนตำแหน่งเส้นกึ่งกลางของกระดูกไหปลาร้า (Mid - Clavicular Line) ในช่องว่างระหว่างกระดูกซี่โครงช่องที่ 5

2.7.3.4 Lead  $V_5$  วางขั้วไฟฟ้าไว้อยู่บนจุดซึ่งตัดกันระหว่างเส้น Anterior Axillary กับเส้นขนาน (Horizontal Line) ที่ลากจาก  $V_4$

2.7.3.5 Lead V6 วางขั้วไฟฟ้าไว้บนจุดที่ตัดกันระหว่างเส้น Mid – Axiillary line กับเส้นขนานที่ลากจาก V4 ไป โดยทั่วไป Lead V1 –V2 จะถือเป็น Right Precordial Lead และ V5 –V6 จะถือเป็น Left Precordial Lead และ V3 –V4 จะอยู่ตรง Interventrivular Septum ซึ่งแบ่งเป็นเวนทริเคิลขวาและเวนทริเคิลซ้าย ออกจากกันดังนั้น Chest Lead นี้จะให้ข้อมูลเกี่ยวกับกล้ามเนื้อหัวใจในแต่ละตำแหน่งได้ดีกว่า Lead ชนิดอื่น เพราะขั้วไฟฟ้าวางอยู่บนหัวใจส่วนต่างๆดังที่กล่าวมา



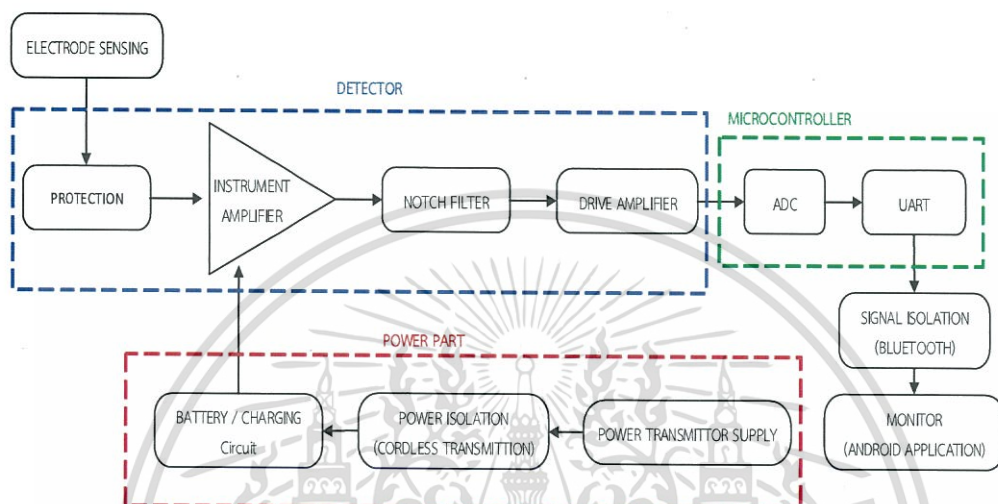
(ก) Bipolar Limb Lead, (ข) Unipolar Limb Lead และ (ค) Unipolar Chest Lead

รูปที่ 2.9 การติดสายบันทึกสัญญาณในแต่ละรูปแบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.8 การทำงานและหลักการของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ระบบการทำงานของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามที่ควรจะเป็น จะประกอบด้วย บล็อกไดอะแกรมดังรูปที่ 2.10 เพื่อให้เข้าใจได้ง่ายดังนี้



รูปที่ 2.10 บล็อกไดอะแกรมของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

### 2.8.1 แหล่งจ่ายพลังงานแบบไร้สาย (Cordless Power Supply)

แหล่งจ่ายพลังงานแบบไร้สายนี้ประกอบด้วยวงจรหลักสองชุด คือ ชุดวงจรภาคส่ง และชุดวงจรภาครับ โดยหลักการทำงานของภาคส่ง จะมีส่วนของวงจรสำหรับกำเนิดสัญญาณความถี่ 68KHz เพื่อใช้ในการขับมอสเฟต 2 ตัว และจ่ายพลังงานไปที่ขดลวดฝั่งส่ง ซึ่งในวงจรภาครับ จะมีขดลวดสำหรับเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กและวงจรเรียงกระแส เพื่อเปลี่ยนให้กลายเป็นไฟฟ้ากระแสตรง จากนั้นจะต่อเข้ากับวงจรรักษาระดับแรงดันแบบสวิตชิ่ง เพื่อนำไปจ่ายให้กับอุปกรณ์ส่วนต่างๆต่อไป

### 2.8.2 การป้องกัน (Protection)

เป็นการป้องกันศักย์ไฟฟ้าสูงเข้าสู่วงจรของเครื่อง ซึ่งอาจทำความเสียหายให้กับเครื่องได้อย่างกรณีที่ต้องใช้เครื่องตีฟิบริลเลเตอร์ (Defibrillator)

### 2.8.3 วงจรขยายสำหรับเครื่องมือวัด (Instrument amplifier)

เป็นส่วนที่ขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เข้ามาในเครื่อง จะต้องมีลักษณะเฉพาะ คือ High input impedance และ High common-mode rejection ratio (CMRR) ลักษณะเช่นนี้ โครงสร้างภายในของ Instrument Amplifier จะประกอบด้วย ออปแอมป์ (Operational amplifier) 3 ตัว ต่อเป็นวงจรขยายผลต่าง (Differential amplifier)

### 2.8.4 วงจรลดค่าเวลาคงตัวของวงจรเชื่อมต่อ RC (Time constant reduction of RC coupling circuit)

เป็นวงจรที่ใช้สำหรับลดค่าเวลาคงตัวของวงจรเชื่อมต่อ RC ที่ต่ออยู่ระหว่างทางออกของวงจรขยายสำหรับเครื่องมือวัดกับทางออกของขยายแบบไม่กลับเฟส โดยเมื่อมีสัญญาณขนาดใหญ่กว่าปกติ เข้ามาที่ทางเข้า ซึ่งเกิดจากการขยับตัวของร่างกายหรือหากความต้านทานตรงรอยสัมผัสของอิเล็กโทรดกับผิวหนังเปลี่ยนแปลง ศักย์ไฟฟ้าออฟเซต กระแสตรงจะถูกขยายมาด้วย ทำให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจลอยห่างจากระดับศูนย์ ซึ่งถ้าหาก ศักย์ไฟฟ้าออฟเซตมีค่ามากจะทำให้วงจรขยายอิ่มตัว เกิดเป็นแรงดันไฟ ตกค้างอยู่ที่เกือบเท่ากับศักย์ไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟด้านใดด้านหนึ่ง (บวกหรือลบ) เป็นสาเหตุให้วงจรไม่สามารถทำงานได้



รูปที่ 2.11 การอิ่มตัวของวงจรขยายทำให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจลอยห่างจากระดับปกติ

### 2.8.5 วงจรแยก (Isolation circuit)

เพื่อความปลอดภัยของผู้ป่วย วงจรจะขัดขวางกระแสไฟฟ้าจากอุปกรณ์ที่เชื่อมต่อกับแหล่งจ่ายไฟฟ้า โดยวงจรนี้จะป้องกันไม่ให้เกิดกระแสไฟฟ้า ไหลผ่านตัวผู้ป่วยไปสู่กราวด์ของเครื่อง ในส่วนของ Power Supply จะใช้ขดลวดในการส่งผ่านพลังงานจากไฟ 220VAC

ในรูปแบบของการเหนี่ยวนำของสนามแม่เหล็ก พร้อมด้วยแบตเตอรี่กับวงจรควบคุมการชาร์จประจุ และในส่วนของ Signal จะใช้การส่งข้อมูลไร้สายผ่าน Bluetooth module

2.8.6 วงจรกำจัดสัญญาณรบกวนความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ( 50 Hertz Noise Reject from Electrocardiograms, Notch Filter )

สัญญาณรบกวนที่เกิดจากแหล่งสัญญาณไฟฟ้าที่มีความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ ยังเป็นปัญหาหลักที่ทำให้การแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความเพี้ยนสูง และได้มีผลงานวิจัย สรุปการเกิดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากระบบไฟฟ้าความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ หรือ 60 เฮิร์ตซ์ เป็นสาเหตุหลักของการเกิด สัญญาณรบกวนที่เข้าไปในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ทำให้มีความจำเป็นต้องมีวงจรสำหรับกำจัดความถี่ที่ 50 เฮิร์ตซ์ ซึ่งในเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้ จะใช้เป็น Tunable notch filter เนื่องจากสามารถปรับเปลี่ยนค่าของความถี่ที่ต้องการกำจัดได้ภายหลัง ตามสภาวะการรบกวนของสัญญาณในแต่ละพื้นที่

2.8.7 วงจรขยายสัญญาณ (Driver amplifier)

วงจรขยายสัญญาณที่ได้จาก Differential amplifier ให้มีขนาดเหมาะสมกับอินพุท Analog to Digital Converter โดย ADC จะทำหน้าที่เปลี่ยนแปลงสัญญาณ Analog ที่ได้จาก Driver amplifier ไปเป็นสัญญาณ Digital

2.8.8 ไมโครคอมพิวเตอร์ (Microcomputer)

การควบคุมการทำงานในส่วนของการแปลงและส่งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะใช้ ไมโครคอมพิวเตอร์ โดยไมโครคอมพิวเตอร์ที่เลือกใช้คือ Arm STM32F411E Discovery Board ทำหน้าที่ในการส่งข้อมูล Digital ที่ได้จาก ADC แบบ Serial Data ผ่าน HC-05 Bluetooth Module เพื่อนำไปแสดงผลทางหน้าจออุปกรณ์ระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ที่ได้ทำการเขียนโปรแกรมไว้

2.8.9 วงจรชาร์จแบตเตอรี่

วงจรชาร์จแบตเตอรี่จะทำหน้าที่ชาร์จประจุไฟฟ้ากลับเข้าไปในแบตเตอรี่ โดยแบตเตอรี่ที่เลือกใช้คือแบตเตอรี่แบบ Ni-MH ส่วนสำคัญคือ การชาร์จแบตเตอรี่แบบ

Ni-MH จะต้องทำการคายประจุที่เหลืออยู่ภายในออกมาทั้งหมดก่อนแล้วจึงจะประจุกลับเข้าไปได้ และจะต้องประจุให้เต็มเพื่อยืดอายุการใช้งาน จึงจำเป็นต้องมีไฟแสดงสถานะ เพื่อให้ผู้ใช้งานรู้ถึงสถานะของแบตเตอรี่ได้

#### 2.8.10 ภาคตรวจจับสัญญาณ (Sensing Electrode)

หมายถึง ส่วนอิเล็กโทรด (Electrode) ที่ติดผิวหนังของผู้ถูกวัด ตลอดจนสายลีดที่ต่อเข้ากับเครื่อง อิเล็กโทรดที่ใช้นั้นแบ่ง ออกเป็นหลายชนิด ซึ่งได้มีการพัฒนาการเพื่อแก้ไขให้สัญญาณที่วัดได้มีความคงที่ตักสัญญาณ รบกวนอื่นๆ รวมถึงขนาดต้องเหมาะสมใช้สะดวก เช่น

##### 2.8.10.1 อิเล็กโทรดชนิดจุ่ม (Immersion electrode)

เป็นแบบแรกที่ Einthoven ใช้ ลักษณะเป็นอ่างบรรจุน้ำเกลือ เมื่อจะวัดให้แช่มือ และเท้าลงอ่าง

##### 2.8.10.2 อิเล็กโทรดชนิดแผ่น (Plate electrode)

เริ่มใช้เมื่อ ค.ศ.1917 เป็นแผ่นอิเล็กโทรดที่ก่อนใช้ต้องใส่สาลีชุบน้ำเกลือวางที่ผิวหนังผู้ถูกวัดก่อน ถึงติดแผ่นอิเล็กโทรดลง ต่อมาได้เปลี่ยน มาใช้ครีม (Electrode jelly หรือ Paste) ทาที่แผ่นอิเล็กโทรดแทน ซึ่งวิธีการนี้ยังคงมีใช้จนกระทั่งทุกวันนี้

##### 2.8.10.3 อิเล็กโทรดชนิดถ้วยดูด (Suction cup electrode)

เป็นอิเล็กโทรดที่ทำเป็นรูปถ้วยด้านบนติดลูกยางเพื่อบีบให้เกิดแรงดูด เมื่อติดที่ผิวหนังผู้ถูกวัด จะมีเฉพาะส่วนของอิเล็กโทรด เท่านั้นที่ติดผิวหนัง และก่อนใช้ต้องใส่ครีมเพื่อนำสัญญาณได้ยิ่งขึ้น ยังคงใช้อยู่ในปัจจุบันในการ บันทึก Chest lead

##### 2.8.10.4 อิเล็กโทรดลอย (Floating electrode)

เป็นอิเล็กโทรดที่ได้รับการพัฒนาเพื่อ แก้ไขข้อบกพร่องต่างๆและเสริมไม่ให้มีสัญญาณรบกวนเข้ามา เมื่ออิเล็กโทรดไม่แนบสนิทกับผิวหนัง ก่อนใช้ต้องใส่ครีม อิเล็กโทรดจะลอยอยู่ไม่สัมผัสกับผิวหนัง แต่ครีมจะเป็นสะพานเชื่อมให้สัญญาณเข้าสู่เครื่องได้ดีรอบๆ อิเล็กโทรดเป็นแผ่นผ้าเหนียวคล้ายพลาสติกปิดแผล ปัจจุบัน

นิยมใช้กันมากบางบริษัททำชนิดใช้ครั้งเดียวแล้วทิ้ง (Disposable gloating electrode)

#### 2.8.10.5 อิเล็กโทรดที่โค้งงอเข้ารูปได้ (Flexible electrode)

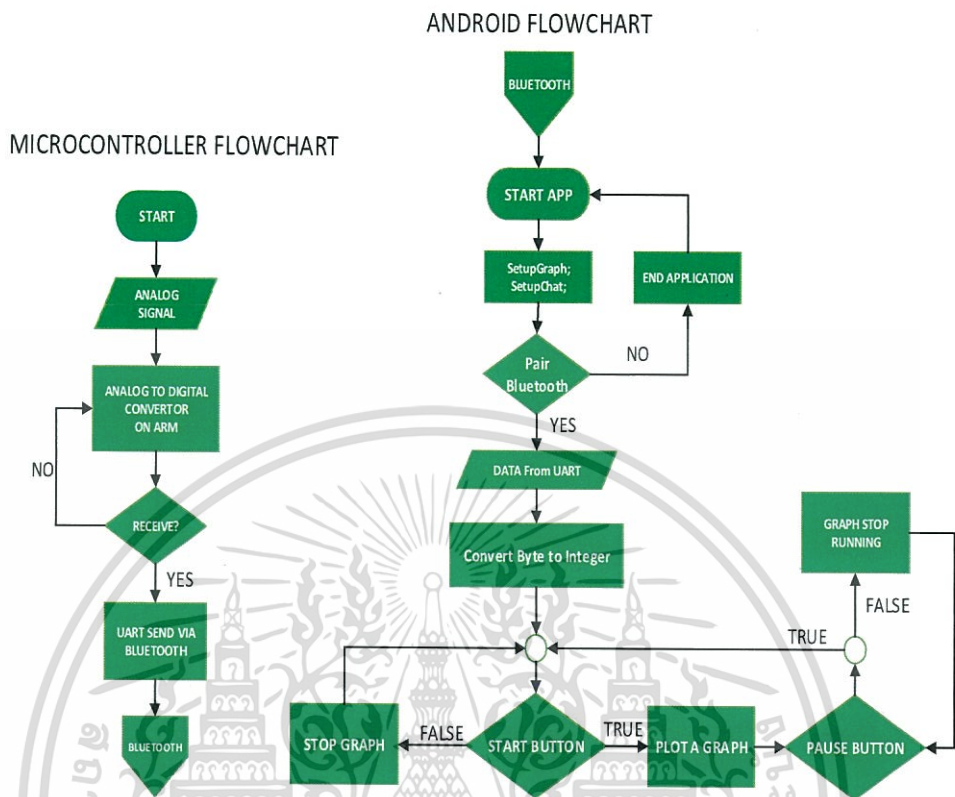
เป็นอิเล็กโทรดที่ทำขึ้นเพื่อให้แนบสนิทกับผิวหนังของร่างกายที่โค้งงอและขรุขระโดยเฉพาะในขณะที่มีการเคลื่อนไหว เช่นทารกที่คลอดก่อนกำหนดและจำเป็นจะต้องมีการบันทึกอีเคจีด้วย ชนิดที่ใช้น้ำมันคืออิเล็กโทรดที่ทำด้วยลวดเงินชุบเกลือซิลเวอร์คลอไรด์นำมาสานกันเป็นแผ่นบางๆ สามารถโค้งงอให้เข้าแนบสนิทกับผิวหนังทารกได้ดี ก่อนใช้ต้องใส่ครีมเช่นเดียวกับอิเล็กโทรดชนิดแผ่น

#### 2.8.10.6 อิเล็กโทรดแห้ง (Dry electrode)

เป็นอิเล็กโทรดที่สามารถปิดบนผิวหนังของร่างกายโดยตรงไม่ต้องใช้ครีมมาเป็นตัวกลาง ลักษณะที่สำคัญของอิเล็กโทรดชนิดนี้คือจะมี แอมพลีไฟเออร์ ซึ่งมีอินพุทอิมพีแดนซ์สูงมากติดอยู่กับอิเล็กโทรด และเพื่อลดการรบกวนอิเล็กโทรดจะต่อเข้าเครื่องโดยใช้สายลีดที่พยายามให้สั้นที่สุด อิเล็กโทรดชนิดนี้มีการนำมาใช้สำหรับเครื่องวัดอีซีจีชนิดที่มีขนาดเล็กและมีจอ LCD (Liquid Crystal Display) เพียงแต่นำเครื่องที่ด้านหลังเป็นอิเล็กโทรดแห้งมาแตะที่ผนังทรวงอกก็จะมีสัญญาณอีเคจี แสดงบนจอได้เลย สำหรับเครื่องเหล่านี้จะมีขนาดเล็กมากขนาดฝ่ามือเท่านั้น

#### 2.8.11 ภาควัดแสดงผล (Monitor)

ภาควัดแสดงผลจะแสดงผลทางหน้าจออุปกรณ์ระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ที่ได้ทำการเขียนโปรแกรมไว้ โดยภาควัดแสดงผลได้ออกแบบไว้ให้สามารถแสดงรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ พร้อมอัตราการเต้นของหัวใจได้อย่างถูกต้องและสามารถปรับ Time scale ได้ตามขนาดหน้าจ่อุปกรณ์แอนดรอยด์ที่ทำการเชื่อมต่อ โดยจะมีผังงานตามรูปที่ 2.12



รูปที่ 2.12 ผังงานอุปกรณ์แสดงผลส่วนรับและส่วนส่งข้อมูล

## บทที่ 3

### การคำนวณและการออกแบบ

#### 3.1 คุณสมบัติวงจร

##### 3.1.1 วงจรจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG simulator)

เป็นวงจรที่ใช้สำหรับจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ให้มีรูปคลื่นและคุณสมบัติต่างๆ ใกล้เคียงกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากร่างกายมากที่สุด ซึ่งในวงจรจะมีการใช้วงจรขยายเพื่อช่วยให้สามารถนำสัญญาณมาทดลองได้ง่ายขึ้น โดยที่ทางออกวงจรจะมีทั้งหมด 5 ทางออก ประกอบด้วย ECG Reference จะมีรูปคลื่น ECG ขนาดประมาณ 1 Vrms ที่ความถี่ 1 Hz , - ECG และ +ECG จะมีรูปคลื่น ECG ที่มีความแตกต่างของขนาดสัญญาณของทั้งสองทางออกอยู่ประมาณ 1 mVrms ที่ความถี่ 1 Hz , Reference เป็นทางออกที่ใช้จำลองจุด Reference บนร่างกายมนุษย์ และ GND ซึ่งคือทางออกที่เป็นกราวด์ของวงจรจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้

##### 3.1.2 วงจรขยายสำหรับเครื่องมือวัด (Instrumentation Amplifier)

Instrumentation Amplifier (In Amp) เป็นวงจรออปแอมป์สำหรับการวัดที่มีความถูกต้องสูง โดยวงจร Instrumentation Amplifier จะทำหน้าที่ขยายความแตกต่างของสัญญาณขาเข้า ในโครงงานนี้เราจะใช้ Instrumentation Amplifier ในส่วนของวงจรที่ไว้สำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากจุดต่างๆบนร่างกาย โดยวงจรขยายสำหรับเครื่องมือวัดนี้มีอัตราส่วนการขจัดสัญญาณโหมคร่วม (CMRR) อยู่ที่ประมาณ 105dB และมีอัตราการขยายความต่างของสัญญาณเท่ากับ 10

##### 3.1.3 วงจรลดค่าเวลาคงตัวของวงจรเชื่อมต่อ RC ( Time constant reduction of RC coupling circuit)

เป็นวงจร Transistor ที่ใช้สำหรับลดค่าเวลาคงตัวของวงจรเชื่อมต่อ RC ที่ขาคอลเล็กเตอร์ ต่ออยู่กับ C coupling ของทางออกวงจรขยายสำหรับเครื่องมือวัด และขาอีมีตเตอร์ ต่ออยู่กับ ทางออกของวงจรขยายแบบไม่กลับเฟส โดยเมื่อมีศักย์ไฟฟ้าออฟเซ็ทกระแสตรงขนาดมากกว่า  $\pm 1$  mV เข้ามาที่วงจรขยายสำหรับเครื่องมือวัด ศักย์ไฟฟ้าออฟเซ็ท

กระแสตรงจะถูกขยายหลังผ่านวงจรขยายแบบไม่กลับเฟสจนมีขนาดประมาณ 100mV ส่งผลให้ Transistor ทั้งสองตัว ( 1 NPN กับ 1 PNP ) ที่ถูกไบอัสด้วยไฟฟ้ากระแสตรงไว้แล้ว ที่ระหว่างขาเบส - อิมิตเตอร์ ประมาณ  $\pm 0.4$  ถึง  $\pm 0.5$  V ( NPN – PNP ) เกิดการนำกระแส และคายประจุที่อยู่ภายใน C coupling ที่ต่ออยู่ที่ขา คอลเล็กเตอร์ ออกทั้งหมด

### 3.1.4 วงจรประมวลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Signal Processing)

เป็นวงจรที่ใช้รับสัญญาณต่อจากวงจร Instrumentation Amplifier หรือ ECG simulator จากนั้นจะทำการเปลี่ยนแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจาก สัญญาณอนาล็อก ไปเป็น สัญญาณดิจิทัล (ADC) เพื่อลดความยุ่งยากในการออกแบบในส่วนของการส่งสัญญาณแบบอนาล็อก โดยค่าความละเอียดของการแปลงระดับอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล มีค่าเท่ากับ 8 บิต (256 ระดับ)

### 3.1.5 วงจรกำจัดสัญญาณรบกวนความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ( 50 Hertz Noise Reject from Electrocardiograms, Notch Filter )

เป็นวงจรสำหรับกำจัดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากแหล่งสัญญาณไฟฟ้าที่มีความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ เพื่อไม่ให้เกิดการรบกวนกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ เป็นสัญญาณขนาดเล็ก มีความอ่อนไหวต่อสภาพแวดล้อมสูง โดยวงจรจะสามารถกำจัดสัญญาณที่ความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ ได้ประมาณ 30dB

### 3.1.6 แหล่งจ่ายพลังงานแบบไร้สาย (Cordless Power Supply)

เป็นแหล่งจ่ายพลังงานที่ใช้หลักการเหนี่ยวนำทางแม่เหล็กไฟฟ้า แบ่งเป็นขดลวดภาคส่ง และขดลวดภาครับ ในส่วนของขดลวดภาคส่งจะมีวงจรสำหรับกำเนิดสัญญาณความถี่ 68KHz เพื่อใช้ในการขับมอสเฟต 2 ตัว ซึ่งต่ออยู่กับขดลวดเบอร์ 18 AWG ขนาด 10x10 เซนติเมตร ในส่วนของภาครับ ใช้ขดลวดเบอร์ 18 AWG ขนาด 8x8 เซนติเมตร โดยเมื่อวงจรอยู่ในภาวะ Resonance จะมีความสามารถในการจ่ายแรงดันไฟฟ้ากระแสตรงได้ 16 โวลต์ 7.52 วัตต์ ที่โหลด 50 โอห์ม

### 3.1.7 วงจรควบคุมการประจุแบตเตอรี่ (Battery Charging Control)

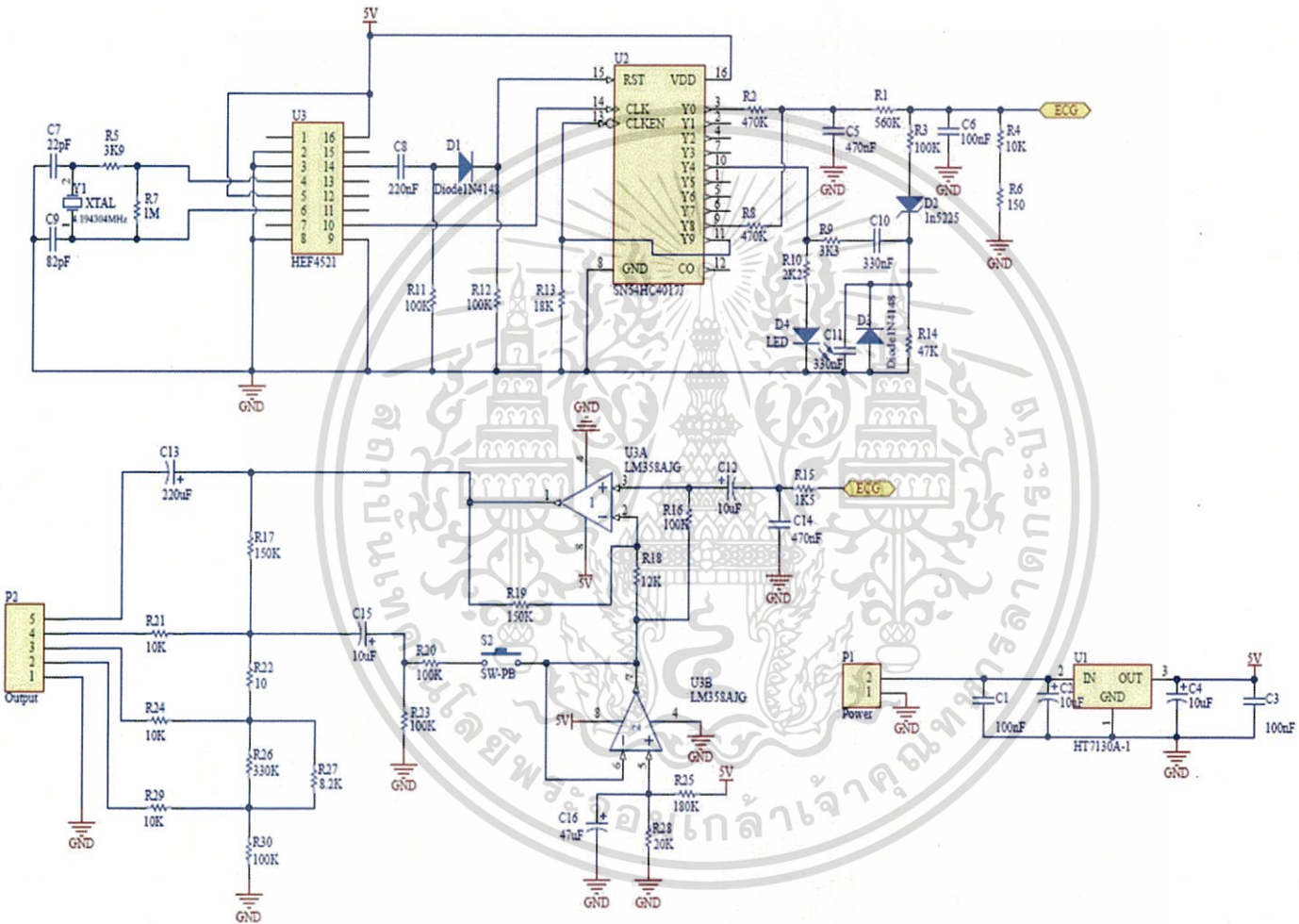
วงจรควบคุมการประจุแบตเตอรี่จะทำหน้าที่ควบคุมการชาร์จประจุไฟฟ้ากลับเข้าไปในแบตเตอรี่ และเมื่อแบตเตอรี่เต็ม ก็จะตัดการจ่ายกระแสชาร์จโดยอัตโนมัติ ซึ่งวงจรควบคุมการประจุแบตเตอรี่จะทำงานโดยใช้ไฟฟ้ากระแสตรง ระหว่าง 9-18 โวลต์ และสามารถจ่ายกระแสชาร์จได้ที่ 0.32 แอมแปร์ ทั้งยังสามารถปรับตั้งเวลาในการชาร์จได้อีกด้วย



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

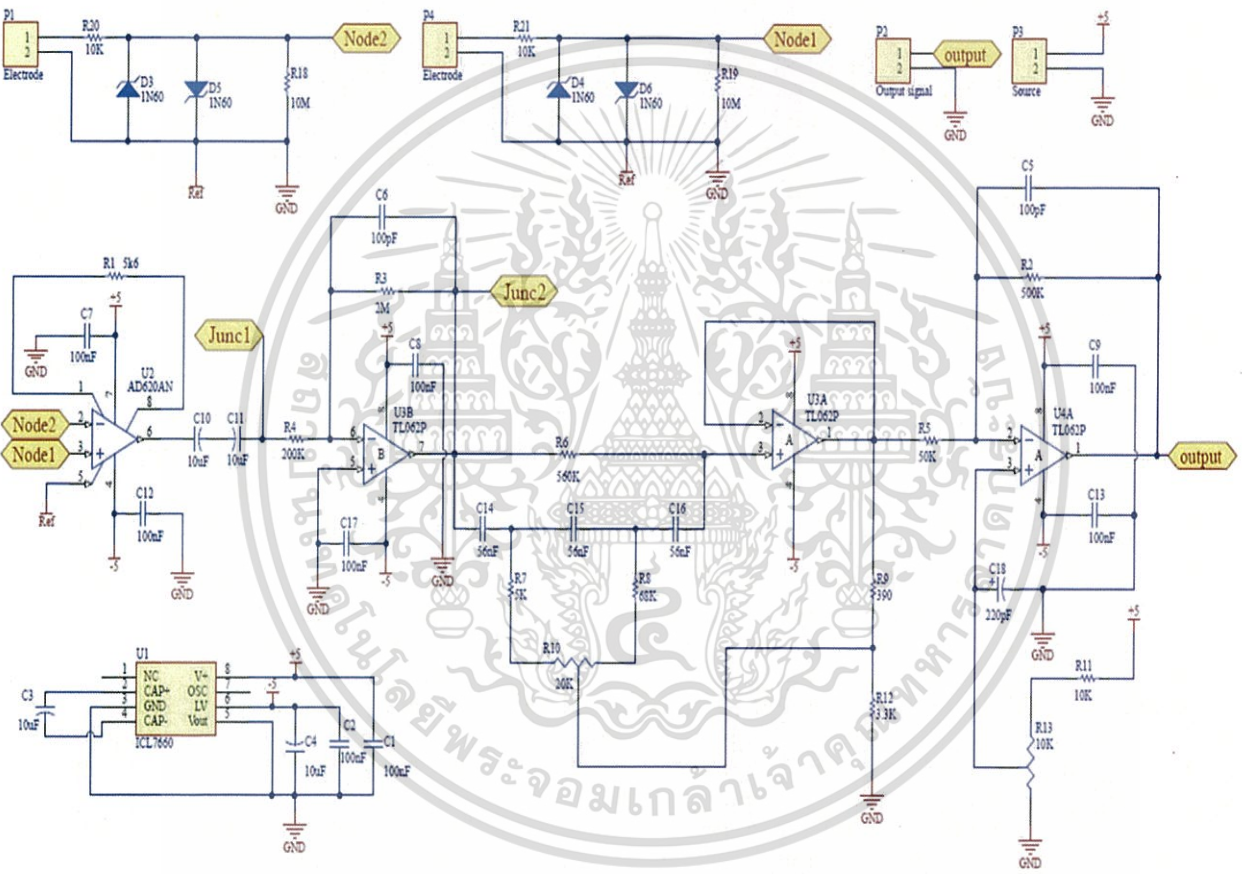
### 3.2 การออกแบบ

#### 3.2.1 วงจรจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG simulator)

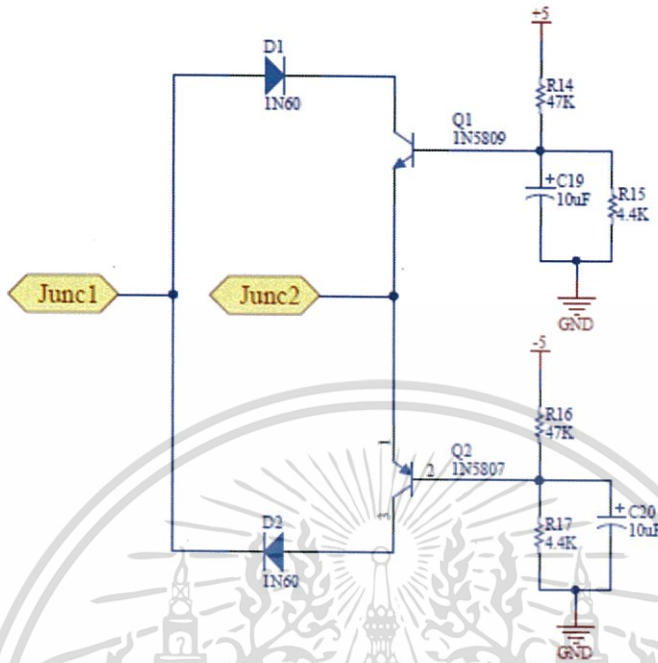


รูปที่ 3.1 วงจรจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG simulator)

3.2.2 วงจรขยายสัญญาณรับเครื่องมือนิวตและวงจรกำจัดสัญญาณรบกวนความถี่ 50 เฮิรตซ์ จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ( Instrumentation Amplifier and 50 Hertz Noise Reject from Electrocardiograms, Notch Filter )

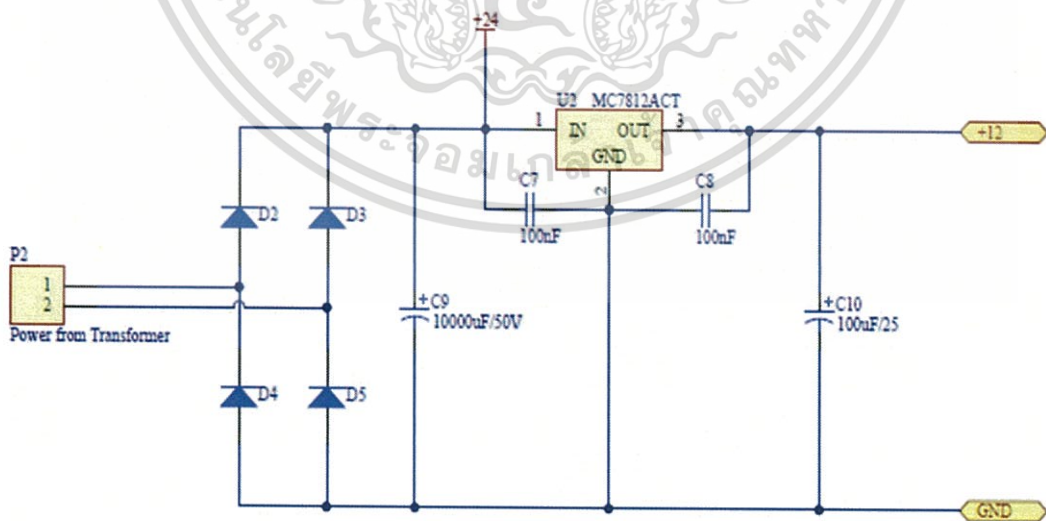


รูปที่ 3.2 วงจรขยายสัญญาณรับเครื่องมือนิวตและวงจรกำจัดสัญญาณรบกวนความถี่ 50 เฮิรตซ์ จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ( Instrumentation Amplifier and 50 Hertz Noise Reject from Electrocardiograms, Notch Filter )



รูปที่ 3.3 วงจรลดค่าเวลาคงตัวของวงจรเชื่อมต่อ R-C (Time constant reduction of RC coupling circuit)

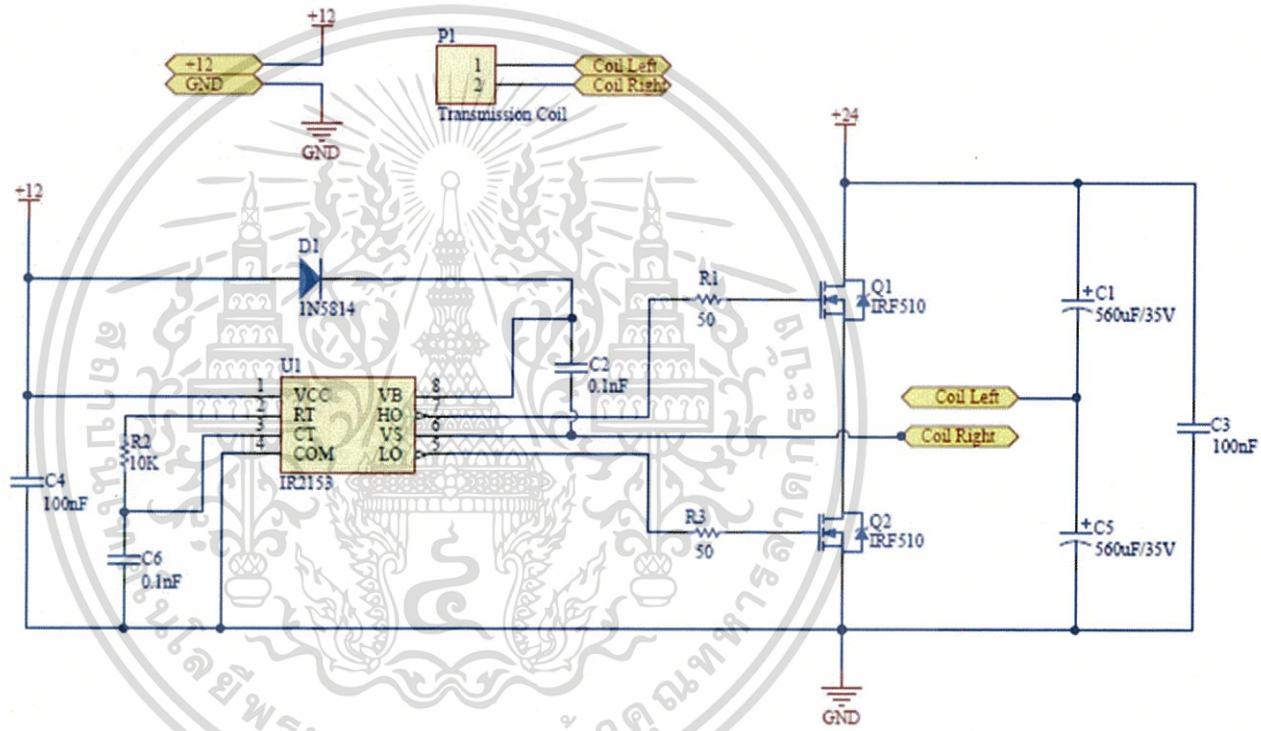
3.2.3 วงจรภาคส่งพลังงาน (Wireless Power Transmittor Circuit)



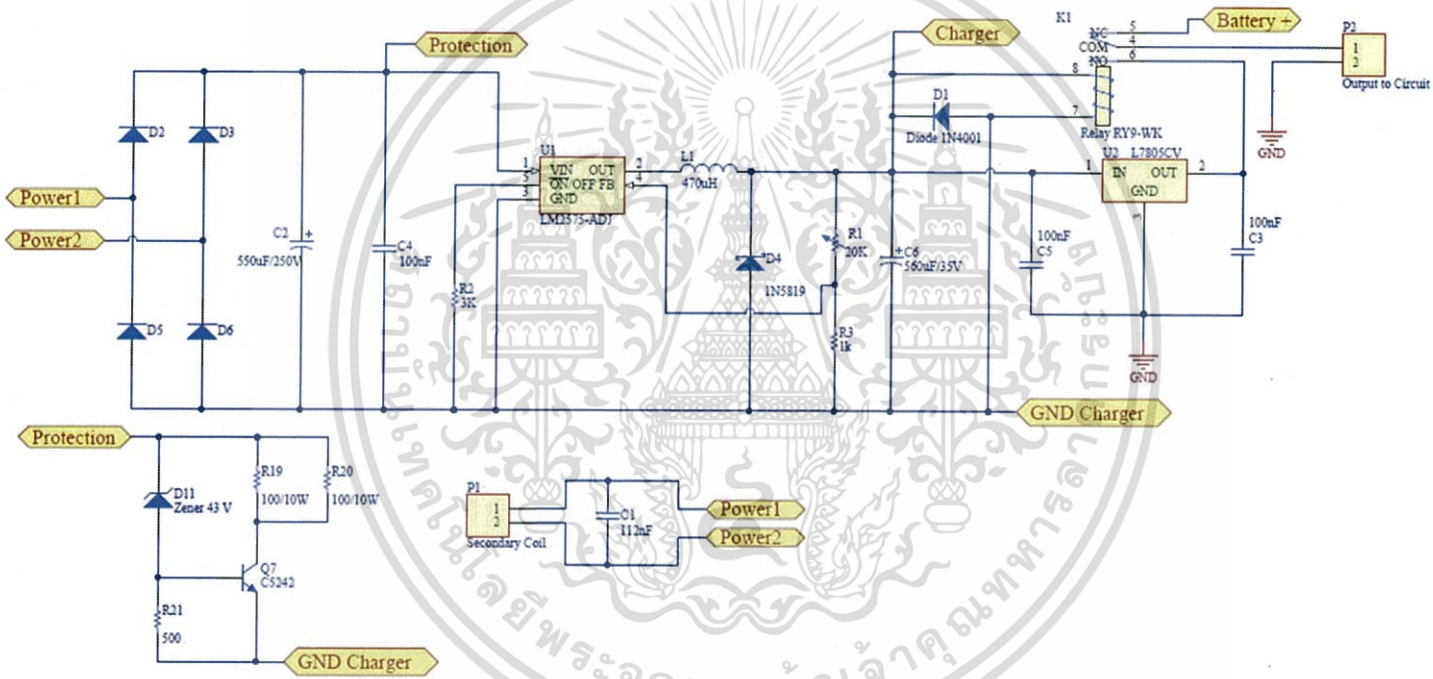
รูปที่ 3.4 วงจรเรียงกระแสพร้อมรักษาระดับแรงดันไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 3.5 แหล่งจ่ายพลังงานแบบไร้สาย (Cordless Power Supply)

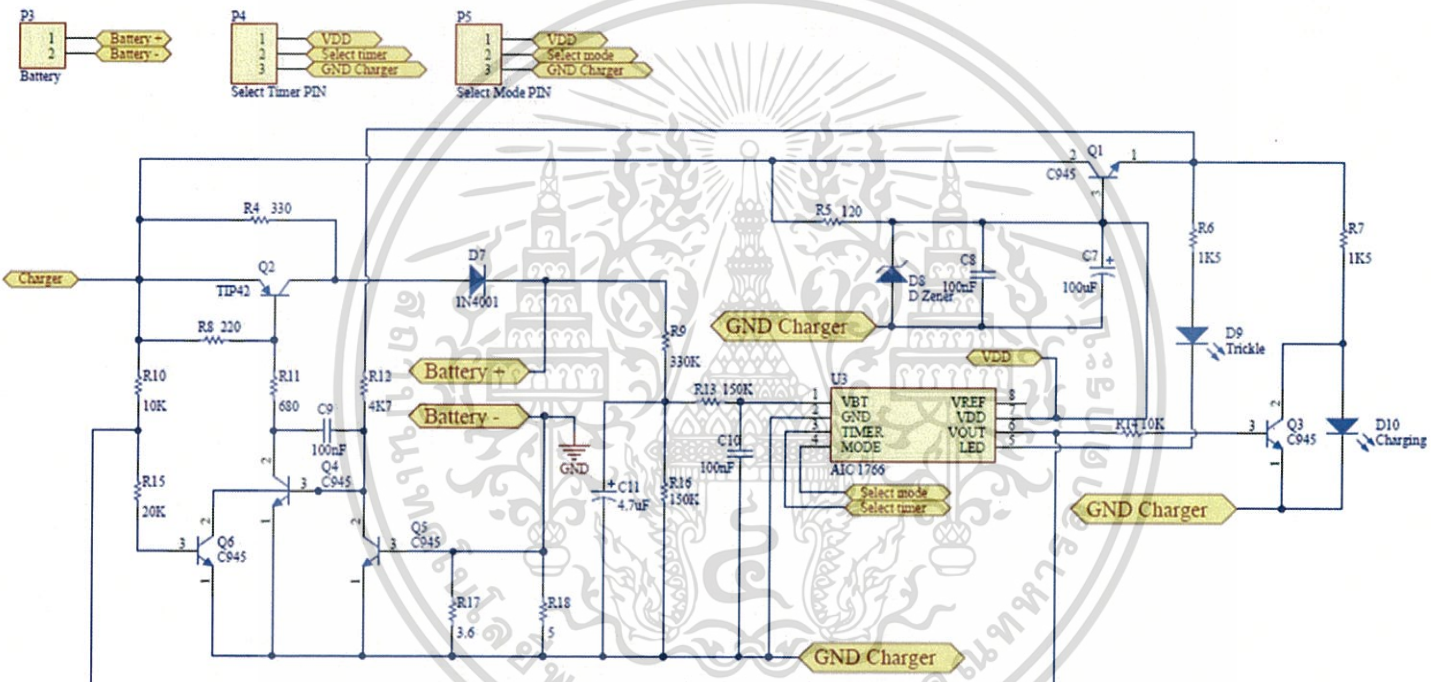


3.2.4 วงจรภาคตัวรับพลังงาน (Wireless Power Receiver Circuit)



รูปที่ 3.6 วงจรภาคตัวรับพลังงาน (Wireless Power Receiver Circuit)

3.2.5 วงจรควบคุมการประจุแบตเตอรี่นิกเกิล (NiMH Battery Charge Controller Circuit)



รูปที่ 3.7 วงจรควบคุมการประจุแบตเตอรี่นิกเกิล (NiMH Battery Charge Controller circuit)



### 3.3 การคำนวณ

#### 3.3.1 การคำนวณอัตราขยายของวงจรขยายในส่วนของวงจรจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

##### 3.3.1.1 วงจรขยายสัญญาณแบบ NON-Inverting Amplifier

เนื่องจากระดับสัญญาณที่ได้จากวงจรจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มีขนาดอยู่ที่ประมาณ 90 mVpp แต่เราต้อง ขนาดสัญญาณที่ขาออก ที่มีค่าแรงดันประมาณ 1.2 Vpp จึงทำการตั้งอัตราขยาย  $A_v$  ไว้เท่ากับ 13.5 เท่า จากสูตรอัตราขยายวงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส

$$A_v = 1 + \frac{R_F}{R_{in}} \quad (3.1)$$

ดังนั้น  $R_F / R_{in} = 13.5 - 1 = 12.5 : R_F = 12.5R_{in}$  จะได้  $R_{in} = 12 \text{ K}\Omega$   $R_F = 150 \text{ K}\Omega$

และเนื่องจากสัญญาณที่ได้จากวงจรจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จะมีแรงดันไฟฟ้าที่ติดลบอยู่ด้วย จึงต้องปรับตั้ง offset ของวงจรขยายสัญญาณไว้ด้วย ในที่นี่ได้ทำการปรับตั้ง offset ไว้ประมาณ 0.5 โวลต์ โดยทำการแบ่งแรงดัน 5 โวลต์ จากไฟเลี้ยงด้วยตัวต้านทาน และนำมาเข้า วงจรขยายสัญญาณแบบ NON-Inverting ที่มีอัตราขยายเท่ากับ 1 ก่อนจะนำ output ขนาด 0.5 โวลต์ที่ได้มา offset ที่ขาอินพุตลบ ของวงจรขยายข้างต้น

#### 3.3.2 คำนวณวงจรขยายสำหรับเครื่องมือวัด

##### 3.3.2.1 อัตราขยายวงจรขยายผลต่าง

$$R_G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{G - 1} \quad (3.2)$$

เลือกอัตราขยาย (G) เท่ากับ 10

ดังนั้น  $R_G = 49.4 \text{ K} / 10 - 1 = 5488.8 \Omega$

จึงทำการเลือกค่าตัวต้านทานที่ใกล้เคียงที่สุด เท่ากับ  $R_G = 5600 \Omega$

### 3.3.2.2 วงจรขยายสัญญาณ แบบ Inverting Amplifier

จากสูตรอัตราขยายวงจรวจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส

$$A_V = \frac{R_F}{R_{in}} \quad (3.3)$$

เลือกอัตราขยายเท่ากับ 10

ดังนั้น  $R_F / R_{in} = 10$  ;  $R_F = 10 * R_{in}$

เราจึงเลือก  $R_F = 2 \text{ M}\Omega$  และ  $R_{in} = 200\text{K}\Omega$  ในส่วนหน้า (Notch filter)

เลือก  $R_F = 50 \text{ K}\Omega$  และ  $R_{in} = 500\text{K}\Omega$  ในส่วนหลัง (Output)

### 3.3.3 วงจรลดค่าเวลาคงตัวของวงจรเชื่อมต่อ RC

ใช้หลักการแบ่งแรงดันจากไฟเลี้ยงที่มีอยู่  $\pm 5$  โวลต์ โดยต้องไปอัสต์กัยไฟฟ้า กระแสตรงไว้ที่ระหว่างขาเบส - อิมิตเตอร์ของ ทรานซิสเตอร์ ไว้ประมาณ  $\pm 0.4$  ถึง  $\pm 0.5$  โวลต์ ( NPN - PNP )

จากสูตร

$$V_2 = \frac{V_1 R_2}{R_2 + R_1} \quad (3.4)$$

โดย  $V_1 = +5$  โวลต์ เมื่อคิดในส่วนของ NPN Transistor และ  $-5$  โวลต์ เมื่อคิดใน ส่วนของ PNP Transistor

$R_2 = 4.4 \text{ K}\Omega$ ,  $R_1 = 47 \text{ K}\Omega$  จะได้  $V_2 = 0.43$  โวลต์ ซึ่งจะต้องทำการปรับค่า  $R_2$  ไป เรื่อยๆ จนกว่าสัญญาณที่ทางออกจะไม่เกิดความเพี้ยน

### 3.3.4 วงจรภาคส่งพลังงาน

คำนวณในส่วนของตัวเก็บประจุ วงจรเรียงกระแสและลดแรงดันกระแสเพื่อม จากสูตร

$$C = \frac{I_o}{F_R \Delta V} \quad (3.5)$$

โดย  $I_o = 1$  แอมป์ ,  $F_R = 100$  ,  $\Delta V = 1$  โวลต์ จะได้ค่า C เท่ากับ 10000 ไมโครฟารัด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.3.5 วงจรภาครับพลังงาน

#### 3.3.5.1 ออกแบบค่าความเหนี่ยวนำที่เหมาะสม

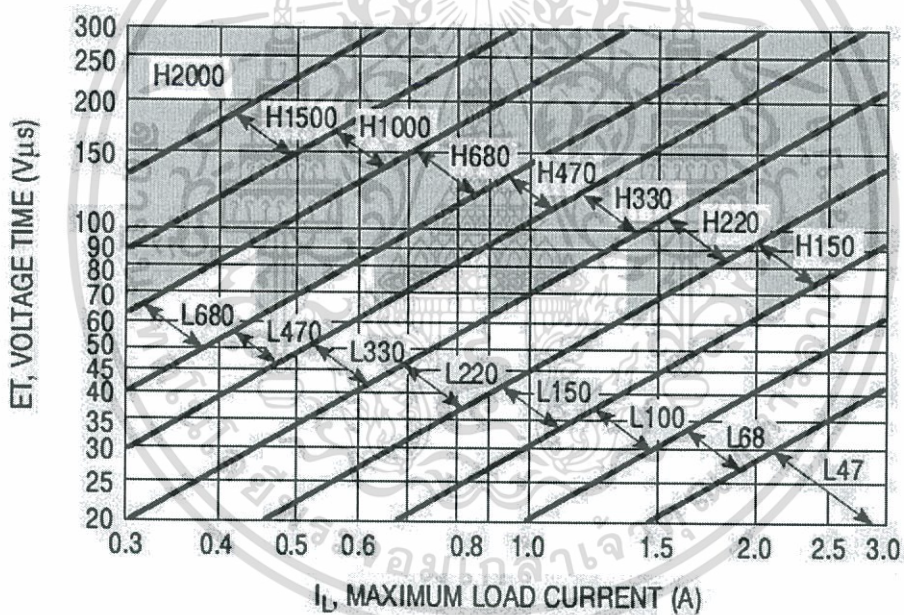
ความเหนี่ยวนำ:

จากสูตร

$$E \times T = (V_{in} - V_{out}) \frac{V_{out}}{V_{in}} \times \frac{10^6}{F(\text{Hz})} \quad (3.6)$$

$$E \times T = (36 - 25) \frac{25}{36} \times \frac{10^6}{52 \times 10^3} \quad (3.7)$$

$$E \times T = 146.90 \quad (3.8)$$

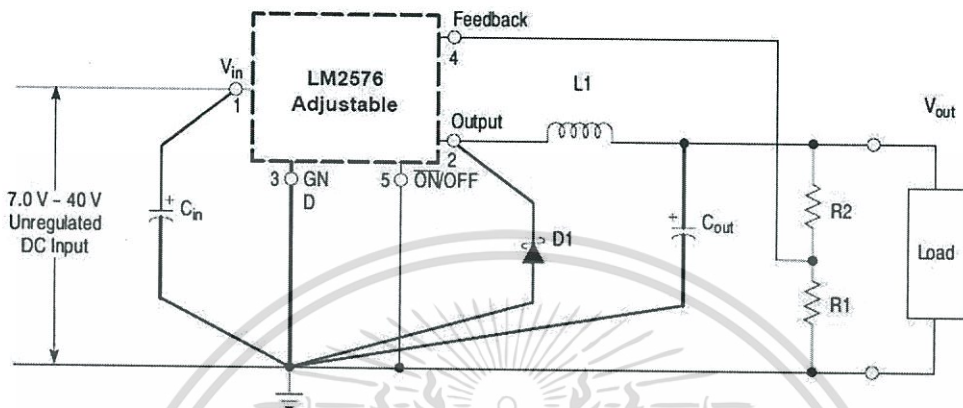


รูปที่ 3.9 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง ET กับ  $I_L$

จากกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง ET กับ  $I_L$  พิจารณาที่  $I_L = 0.5 \text{ A}$  จะได้  $L = 470$  นั่นคือ  
ใช้ค่าตัวเหนี่ยวนำขนาด  $\leq 470 \mu\text{H}$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.3.5.2 ออกแบบส่วนควบคุมการปรับค่าแรงดันที่ทางออก



รูปที่ 3.10 วงจร step-down switching regulator

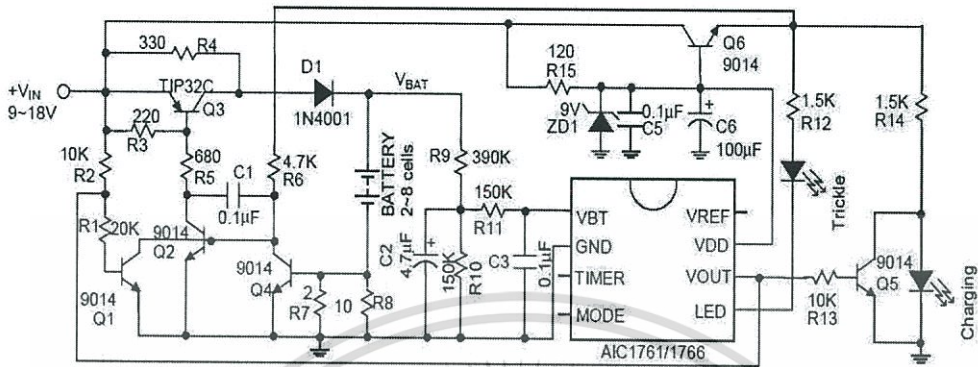
จากสมการ

$$V_{out} = V_{ref} \left(1 + \frac{R_1}{R_3}\right) \quad (3.9)$$

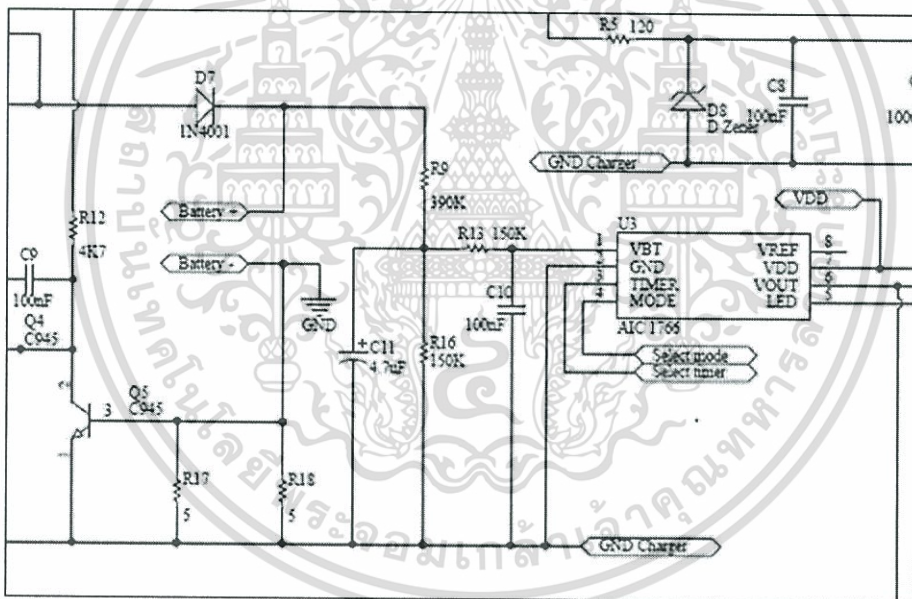
ขณะที่  $V_{ref} = 1.23$  โวลต์ โดยที่จากรูปที่  $V_{out} = 10.5$  โวลต์

จึงเลือกใช้  $R_3 = 1K\Omega$  และ  $R_1 = 20K\Omega$  เป็นตัวต้านทานชนิดปรับค่าได้แบบทริมพ็อต เพื่อให้สามารถปรับค่าแรงดันที่ทางออกได้โดยละเอียดมากขึ้น

3.3.6 วงจรควบคุมการประจุแบตเตอรี่



รูปที่ 3.11 ตัวอย่างวงจรควบคุมการประจุแบตเตอรี่



รูปที่ 3.12 ส่วนกำหนดกระแสชาร์จประจุแบตเตอรี่

ซึ่งสามารถกำหนดกระแสชาร์จได้จากสูตร

$$I_{charge} = \left( \frac{V_{BE}}{R_{17} // R_{18}} \right) \tag{3.10}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยกำหนดกระแสซาร์จ ( I ) เท่ากับ 0.32 แอมป์  $V_{BE} = 0.65$  โวลต์ ดังนั้น จึงคำนวณได้ว่า  $R_{17} // R_{18}$  ได้ประมาณเท่ากับ 2.1 โอห์ม

### 3.3.7 วงจรประมวลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Signal Processing)

ในส่วนของวงจรประมวลผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในวงจรนี้ใช้ Microcontroller STM32F411E-disco เป็นบอร์ด microcontroller สำเร็จรูปที่มี Analog to Digital convertor เป็นส่วนประกอบด้วย จึงนำมาใช้เป็นตัวแปลงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จาก สัญญาณอนาล็อก ไปเป็นดิจิตอล ส่วนหนึ่งเพื่อเป็นการ Isolate สัญญาณ และ เพื่อให้สามารถนำไปส่งต่อได้ง่ายขึ้น เพราะไม่ต้องกังวลในส่วนของการออกแบบวงจร Modulation สัญญาณอนาล็อก ซึ่งมีความยุ่งยากมากกว่า



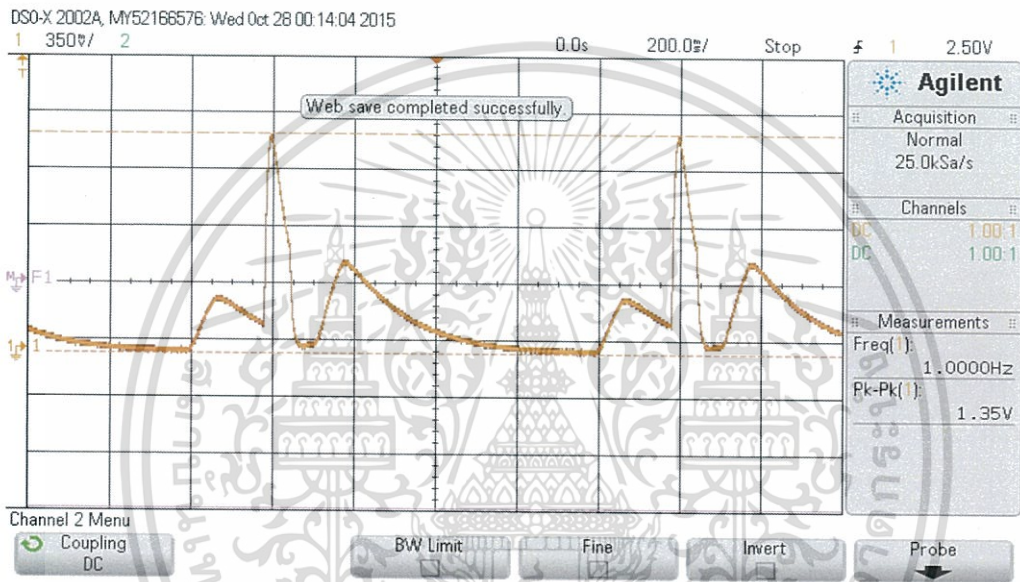
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 4

### วิธีการทดสอบและผลการทดสอบ

#### 4.1 ทดสอบรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Wave shaping in EKG Simulation)

##### 4.1.1 ทดสอบสร้างรูปคลื่นหัวใจจากวงจรต้นแบบ

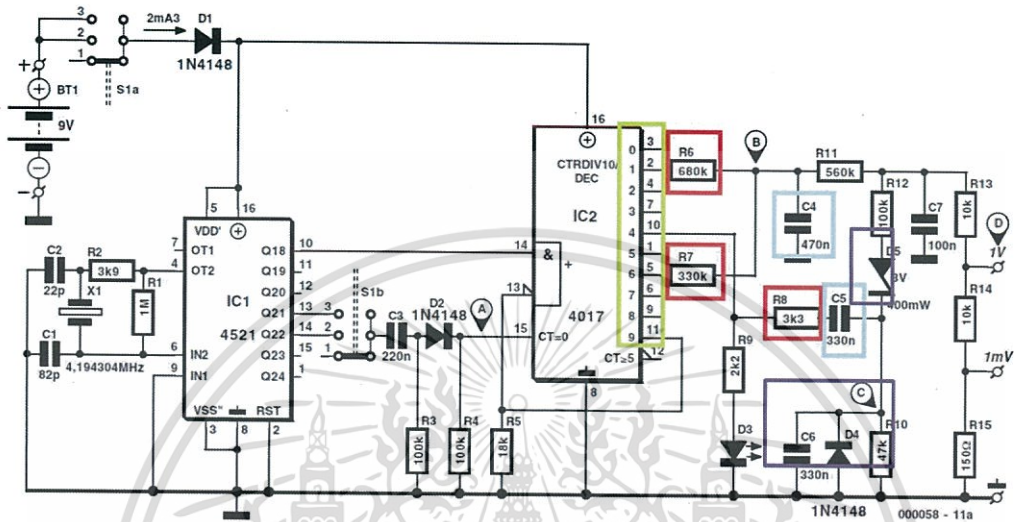


รูปที่ 4.1 กราฟแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากวงจรต้นแบบของ วงจรจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

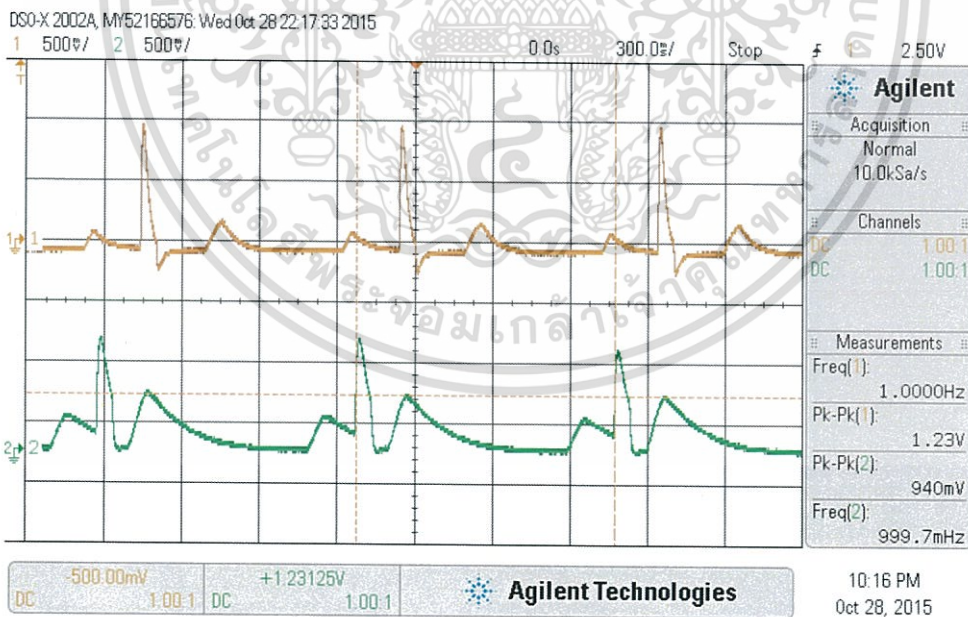
##### 4.1.2 ปรับปรุงรูปแบบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากวงจรต้นแบบ

โดยจะทำการทดลองเปลี่ยนค่า ตัวต้านทาน R6 และตัวเก็บประจุ C4 สำหรับการปรับปรุงสัญญาณลูกคลื่น P ตัวต้านทาน R8,R10,R12 (กรอบสีแดง) ตัวเก็บประจุ C5,C6 (กรอบสีฟ้า) ไดโอด D4 ซีเนอร์ไดโอด D5 (กรอบสีน้ำตาล) สำหรับการปรับปรุงสัญญาณลูกคลื่น QRS หรือตัวต้านทาน R7 ตัวเก็บประจุ C4 สำหรับการปรับปรุงสัญญาณลูกคลื่น T ซึ่ง หากเราเปลี่ยน ตัวเก็บประจุ จะทำให้ ความกว้างของคลื่นไฟฟ้าเปลี่ยน ส่วนถ้าเปลี่ยนค่าของตัวต้านทาน จะส่งผลให้แอมพลิจูดของคลื่นเพิ่มหรือลด การเปลี่ยนซีเนอร์ไดโอดจะส่งผลต่อสัญญาณที่อยู่ในด้านลบ ตามระดับแรงดันไฟฟ้าอ้างอิงของตัวอุปกรณ์และ หากต้องการเปลี่ยนระยะห่างของลูกคลื่นให้มีความห่างมาก

หรือน้อยลง สามารถทำได้โดยย้ายตำแหน่งลำดับการนับของ CMOS Counter/Dividers “cd4017”(กรอบสี่เหลี่ยม) ได้ดังภาพข้างล่าง



รูปที่ 4.2 วงจรต้นแบบของ วงจรจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



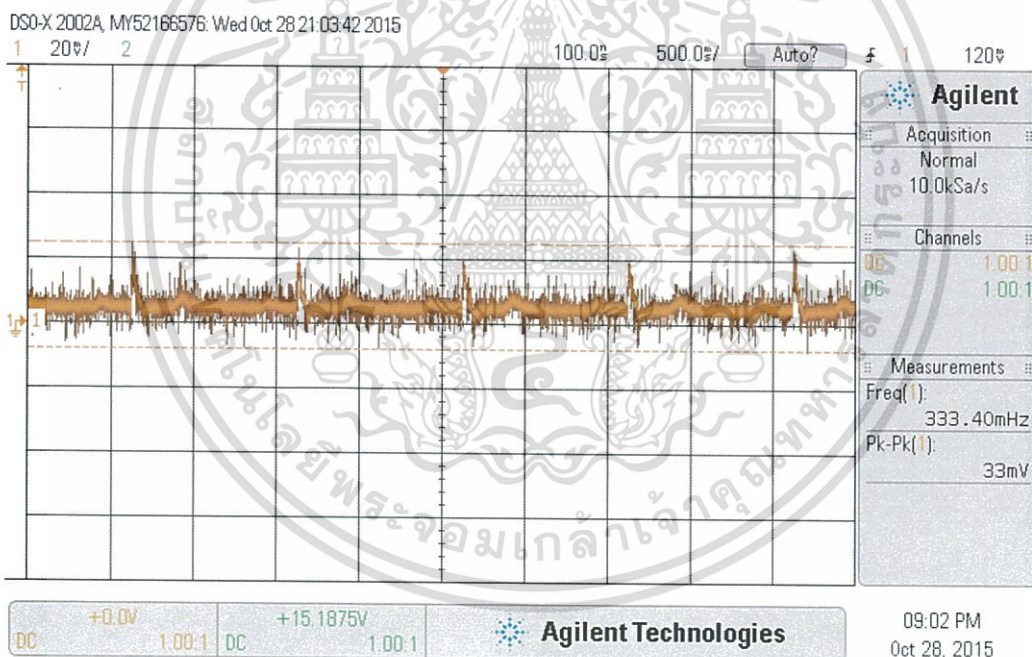
รูปที่ 4.3 กราฟแสดงการเปรียบเทียบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ระหว่างวงจรที่ผ่านการปรับปรุง คุณสมบัตินของสัญญาณ (สีเหลือง) กับวงจรต้นแบบ (สีเขียว)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 4.2 ทดสอบวงจรขยายสำหรับเครื่องมือวัด (Gain Test for Instrument Amplifier Circuit)

เมื่อทดลองนำสัญญาณความแตกต่างขนาด 1mV ที่สร้างขึ้นจากวงจรจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มาเข้าที่อินพุททั้งสองของวงจรขยายผลต่าง ที่มีอัตราขยาย เท่ากับ 10 แล้ว จะ ได้สัญญาณที่มีการรบกวนจากสัญญาณภายนอก เนื่องจาก ขนาดสัญญาณมีขนาดเล็กมากจึงต้อง นำไปขยายต่อ ด้วยวงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟสให้ได้ขนาดสัญญาณที่ปราศจากสัญญาณรบกวน

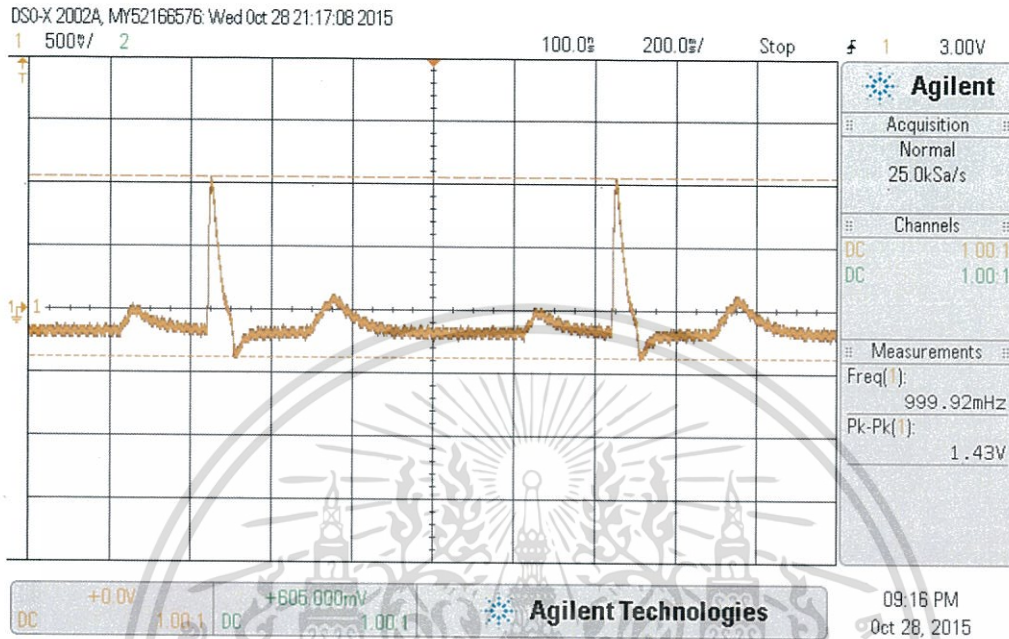
### 4.2.1 ทดสอบอัตราขยายของวงจรขยายผลต่าง (Gain test of Differential Amplifier Circuit)



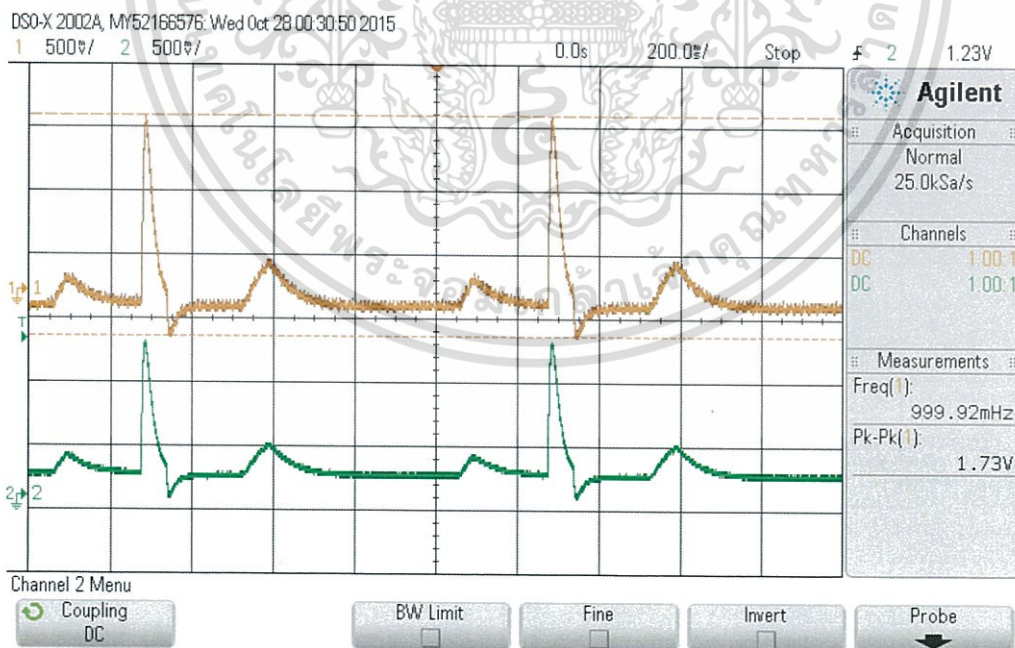
รูปที่ 4.4 กราฟแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากวงจรขยายผลต่าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.2.2 ทดสอบอัตราขยายของวงจรขยายสัญญาณ (Gain test of Amplifier Circuit)



รูปที่ 4.5 กราฟแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากวงจรขยายสัญญาณ แบบ Non-inverting Amplifier

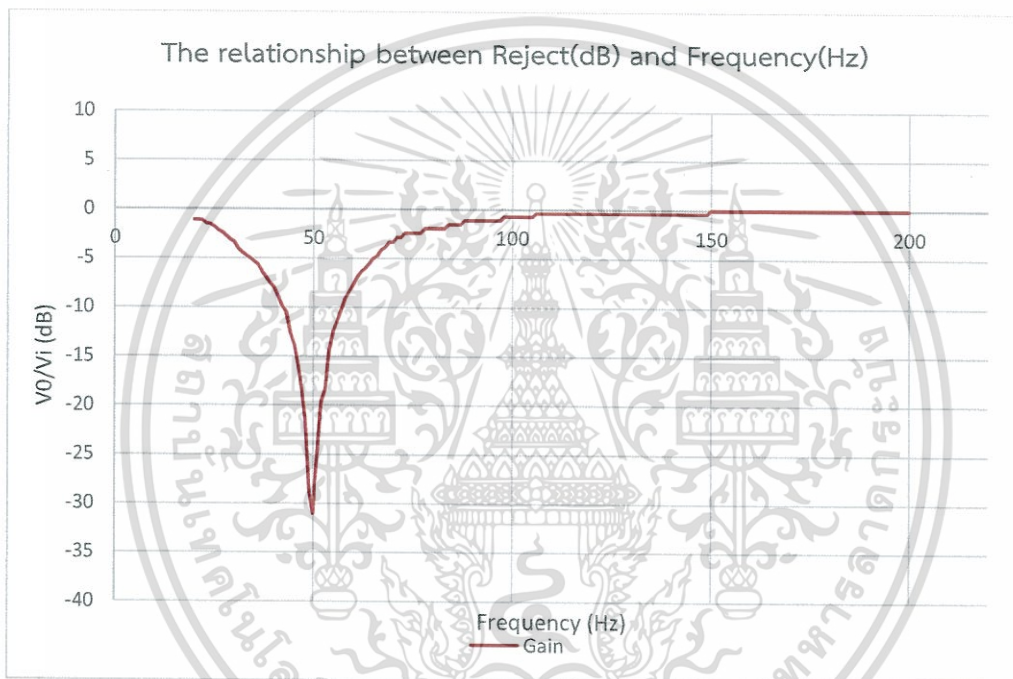


รูปที่ 4.6 กราฟแสดงการเปรียบเทียบระหว่าง สัญญาณจากเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ(เหลือ่ง) กับ สัญญาณจากส่วนขยาย(เขียว)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.3 ทดสอบช่วงการกำจัดสัญญาณแถบความถี่ของวงจรกรองกำจัดแถบความถี่ (Reject Band Test of Reject Band Filter Circuit)

เมื่อทดลองนำสัญญาณความถี่ที่แตกต่างกัน ระหว่าง 20 Hz – 200Hz ขนาดแรงดัน 5Vpp มาป้อนเข้าที่อินพุทวงจรกำจัดแถบความถี่ 50Hz แล้ววัดค่าแรงดันที่ทางออกของวงจร สามารถนำมาวาดกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการจัดกับความถี่ได้ดังนี้



รูปที่ 4.7 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการจัดกับความถี่

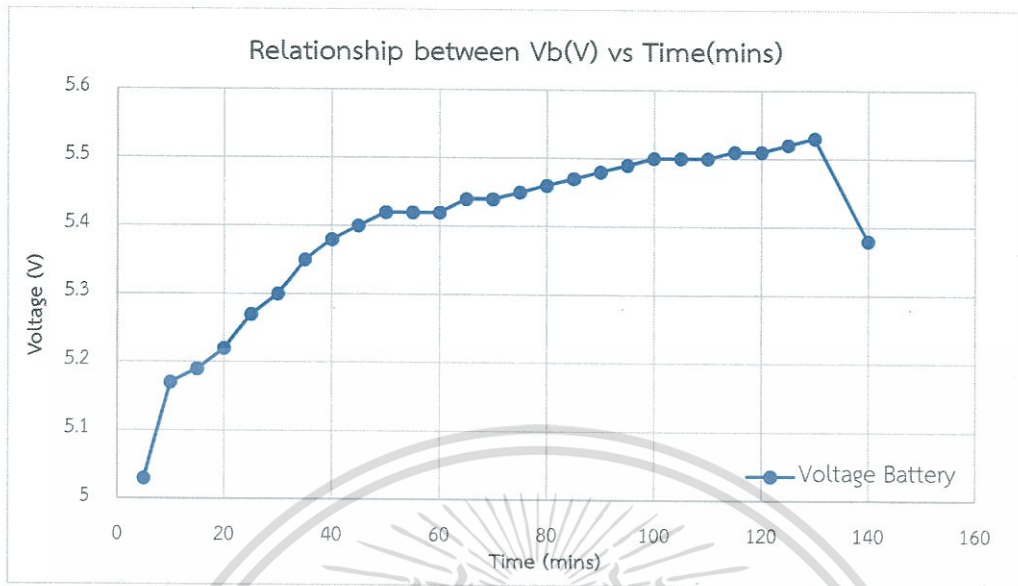
#### 4.4 ทดสอบวงจรควบคุมการประจุแบตเตอรี่ (NiMH Battery Charge Controller Test)

ทดลองโดยการคายประจุแบตเตอรี่ โดยใช้ความต้านทานขนาด 10 วัตต์ มาต่ออนุกรมกับแบตเตอรี่ และนำแบตเตอรี่ที่ได้รับการคายประจุ นำมาเข้าวงจรประจุแบตเตอรี่ ซึ่งทำการวัดกระแสและแรงดันของแบตเตอรี่ ทุกๆ 5 นาที ซึ่งจะได้ผลตามกราฟด้านล่างนี้

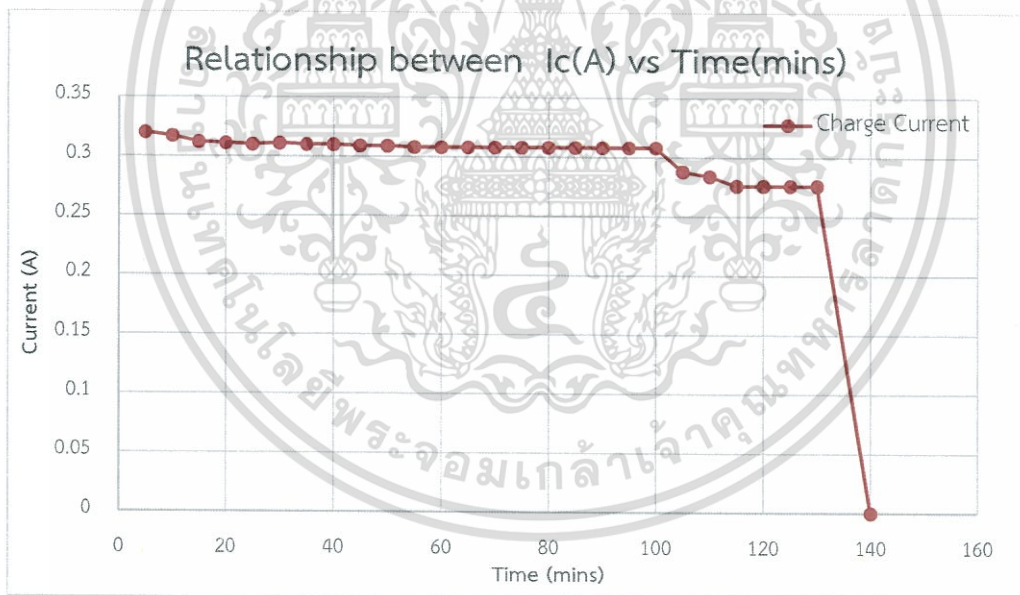
ตารางที่ 4.1 ผลการทดลองการทดสอบการประจุแบตเตอรี่

Time (minutes)	Battery Voltage (V)	Battery Charge Current (A)
5	5.03	0.32
10	5.17	0.317
15	5.19	0.312
20	5.22	0.311
25	5.27	0.31
30	5.3	0.311
35	5.35	0.31
40	5.38	0.31
45	5.4	0.309
50	5.42	0.309
55	5.42	0.308
60	5.42	0.308
65	5.44	0.308
70	5.44	0.308
75	5.45	0.308
80	5.46	0.308
85	5.47	0.308
90	5.48	0.308
95	5.49	0.308
100	5.5	0.308
105	5.5	0.288
110	5.5	0.284
115	5.51	0.276
120	5.51	0.276
125	5.52	0.276
130	5.53	0.276
140	5.38	0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.8 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันแบตเตอรี่กับเวลา



รูปที่ 4.9 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างกระแสชาร์จกับเวลา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.5 ทดสอบคุณสมบัติของวงจรภาครับพลังงานแบบไร้สาย(Wireless Receiver Circuit Test)

4.5.1 ทดสอบเมื่อไม่ได้อยู่ในสถานะเรโซแนนซ์ ( $V_{in} = 12\text{Volts}$ )

ตารางที่ 4.2 ผลการทดลองภาครับพลังงานในสถานะไม่มีโหลด และ ไม่มีการเรโซแนนซ์

Test Coil	Dimension (cm)	Size (AWG)	Turn	L (uH)	
Transmission Coil Specification	10x10	20	14	47.5	
Receiving Coil Specification	Dimension (cm)	Size (AWG)	Turn	L (uH)	NoLoad Voltage (V)
Test Coil 1	8x8	18	21	79	15.6
Test Coil 2	8x8	20	15	41.87	10.35
Test Coil 3	8x8	20	25	109.4	17.3
Test Coil 4	8x8	22	21	85.4	14.34
Test Coil 5	9x9	20	15	45.7	11.78
Test Coil 6	9x9	20	25	118.02	18.7
Test Coil 7	9x9	20	30	168	23.3
Test Coil 8	9x9	22	25	143.34	22
Test Coil 9	10x10	22	16	70.49	13.05

ตารางที่ 4.3 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 1 ที่โหลดต่างๆ ณ สถานะไร้เรโซแนนซ์

Test Coil 1		
Impedance ( $\Omega$ )	Voltage (V)	Current (mA)
1000	4.33	4
500	4.02	8
300	3.83	13
200	3.68	19
100	3.326	26
50	2.76	56
10	1.12	113

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.4 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 2 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะไร้เรโซแนนซ์

Test Coil 2		
Impedance ( $\Omega$ )	Voltage (V)	Current (mA)
1000	3.11	3
500	2.688	5.5
300	2.537	9
200	2.427	12
100	2.245	23
50	1.976	40
10	0.998	100

ตารางที่ 4.5 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 3 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะไร้เรโซแนนซ์

Test Coil 3		
Impedance ( $\Omega$ )	Voltage (V)	Current (mA)
1000	4.95	5
500	4.57	10
300	4.15	14
200	4.1	21
100	3.6	37
50	2.76	55
10	0.994	100

ตารางที่ 4.6 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 4 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะไร้เรโซแนนซ์

Test Coil 4		
Impedance ( $\Omega$ )	Voltage (V)	Current (mA)
1000	3.95	4
500	3.65	7.5
300	3.36	11
200	3.14	16
100	2.967	30
50	2.37	47
10	0.932	94

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.7 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 5 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะไร้เรโซแนนซ์

Test Coil 5		
Impedance ( $\Omega$ )	Voltage (V)	Current (mA)
1000	3.397	3
500	3.139	6
300	2.973	10
200	2.85	15
100	2.65	27
50	2.357	48
10	1.23	124

ตารางที่ 4.8 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 6 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะไร้เรโซแนนซ์

Test Coil 6		
Impedance ( $\Omega$ )	Voltage (V)	Current (mA)
1000	5.45	6
500	5.07	10
300	4.83	16
200	4.61	23
100	4.02	41
50	3.176	65
10	1.116	112

ตารางที่ 4.9 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 7 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะไร้เรโซแนนซ์

Test Coil 7		
Impedance ( $\Omega$ )	Voltage (V)	Current (mA)
1000	7.3	7
500	6.76	14
300	6.42	22
200	6.05	31
100	5.11	52
50	3.82	77
10	1.211	122

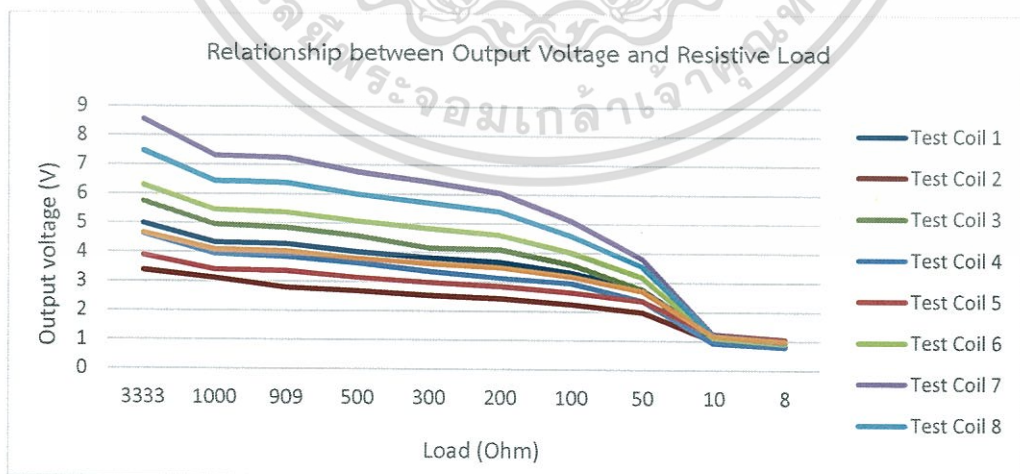
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.10 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 8 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะไร้เรโซแนนซ์

Test Coil 8		
Impedance ( $\Omega$ )	Voltage (V)	Current (mA)
1000	6.44	6
500	6	12
300	5.7	20
200	5.41	28
100	4.6	47
50	3.55	72
10	1.179	118

ตารางที่ 4.11 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 9 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะไร้เรโซแนนซ์

Test Coil 9		
Impedance ( $\Omega$ )	Voltage (V)	Current (mA)
1000	4.08	4
500	3.8	8
300	3.62	12
200	3.502	18
100	3.197	33
50	2.701	55
10	1.175	118



รูปที่ 4.10 กราฟแสดงความสัมพันธ์ ระหว่าง แรงดันกับความต้านทาน ที่ทางออก ของขดลวดแต่ละขด ณ สภาวะไม่เกิดเรโซแนนซ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.5.2 ทดสอบเมื่ออยู่ในสถานะเรโซแนนซ์ ( $V_{in} = 25$ Volts)

ตารางที่ 4.12 ผลการทดลองภาครับพลังงานในสภาวะไม่มีโหลด ณ สภาวะเรโซแนนซ์

Test Coil	Dimension (cm)	Size (AWG)	Turn	L (uH)			
Transmission Coil Specification	10x10	20	14	47.5			
Receiving Coil Specification	Dimension (cm)	Size (AWG)	Turn	L (uH)	Resonance Capacitor (nF)	Voltage (V)	Current(A)
Test Coil 1	8x8	18	21	79	81	184	2.3
Test Coil 2	8x8	20	15	41.87	159	120	1.8
Test Coil 3	8x8	20	25	109.4	59	208	1.74
Test Coil 4	8x8	22	21	85.4	81	165	1.9
Test Coil 5	9x9	20	15	45.7	156	130	2
Test Coil 6	9x9	20	25	118.02	66	173	2.07
Test Coil 7	9x9	20	30	168	44	245.3	2.07
Test Coil 8	9x9	22	25	143.34	52	240	2.43
Test Coil 9	10x10	22	16	70.49	112	125	2.08

ตารางที่ 4.13 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 1 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะเรโซแนนซ์

Test Coil 1		
Impedance ( $\Omega$ )	Voltage (V)	Current (A)
1000	113	1.54
500	85	1.29
300	64	1.28
200	50	0.95
100	30	0.69
50	16	0.47
10	3.8	0.28

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.14 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 2 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะเรโซแนนซ์

Test Coil 2		
Impedance ( $\Omega$ )	Voltage (V)	Current (A)
1000	91.4	1.46
500	58.2	1.09
300	45.9	0.89
200	28.26	0.89
100	16.25	0.64
50	16.25	0.45
10	4	0.25

ตารางที่ 4.15 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 3 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะเรโซแนนซ์

Test Coil 3		
Impedance ( $\Omega$ )	Voltage (V)	Current (A)
1000	105.4	1
500	79.5	0.94
300	57	0.77
200	42.3	0.64
100	23.7	0.45
50	12.74	0.33
10	2.85	0.21

ตารางที่ 4.16 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 4 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะเรโซแนนซ์

Test Coil 4		
Impedance ( $\Omega$ )	Voltage (V)	Current (A)
1000	103.5	1.27
500	71	0.91
300	50.8	0.71
200	38	0.58
100	21.73	0.41
50	11.93	0.3
10	2.75	0.19

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.17 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 5 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะเรโซแนนซ์

Test Coil 5		
Impedance ( $\Omega$ )	Voltage (V)	Current (A)
1000	95.7	1.55
500	77	1.55
300	62.3	1.2
200	50.2	1.04
100	31.06	0.74
50	19	0.57
10	4.56	0.3

ตารางที่ 4.18 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 6 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะเรโซแนนซ์

Test Coil 6		
Impedance ( $\Omega$ )	Voltage (V)	Current (A)
1000	108.3	1.44
500	81.5	1.22
300	59.5	0.98
200	45	0.81
100	26.05	0.57
50	14.34	0.42
10	3.317	0.27

ตารางที่ 4.19 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 7 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะเรโซแนนซ์

Test Coil 7		
Impedance ( $\Omega$ )	Voltage (V)	Current (A)
1000	122	1.211
500	77	3.82
300	52	5.11
200	31	6.05
100	22	6.42
50	14	6.76
10	7	7.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

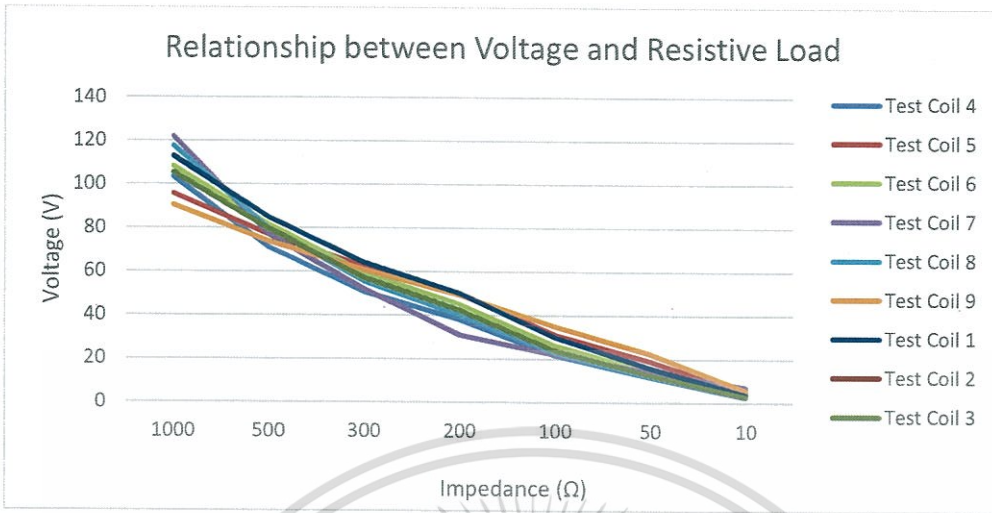
ตารางที่ 4.20 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 8 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะเรโซแนนซ์

Test Coil 8		
Impedance ( $\Omega$ )	Voltage (V)	Current (A)
1000	117.7	1.38
500	79.8	1.04
300	55.5	0.8
200	40	0.65
100	22.75	0.45
50	12.3	0.34
10	3.18	0.26

ตารางที่ 4.21 ผลการทดลองภาครับของขดลวดทดสอบที่ 9 ที่โหลดต่างๆ ณ สภาวะเรโซแนนซ์

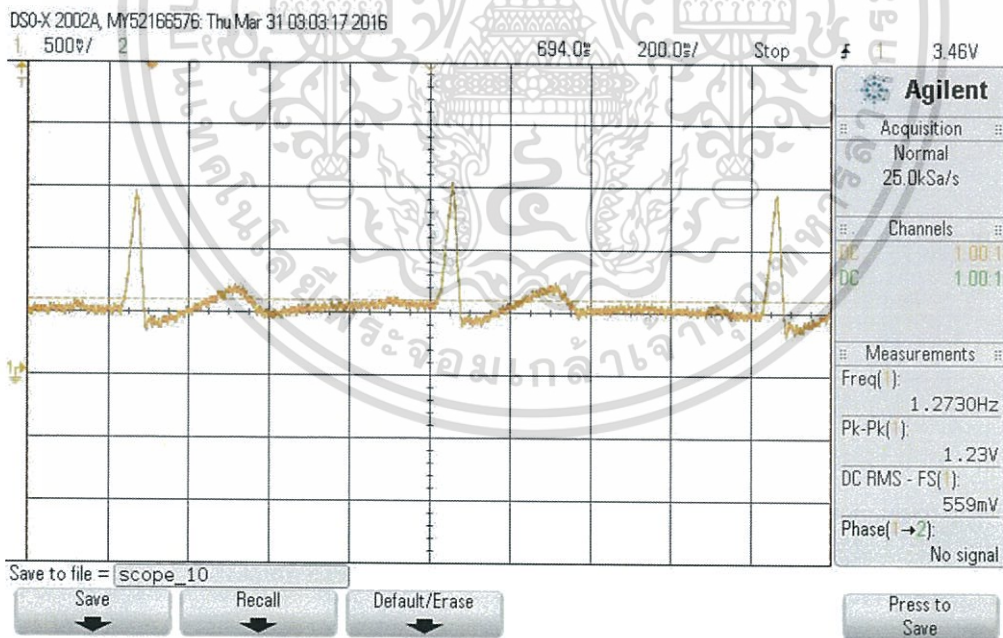
Test Coil 9		
Impedance ( $\Omega$ )	Voltage (V)	Current (A)
1000	90.5	1.6
500	73.8	1.4
300	60.8	1.27
200	49.2	1.1
100	35	0.91
50	22.35	0.81
10	5.63	0.46

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.11 กราฟแสดงความสัมพันธ์ ระหว่าง แรงดันกับความต้านทาน ที่ทางออก ของขดลวดแต่ละขด ณ สถานะไม่เกิดเรโซแนนซ์

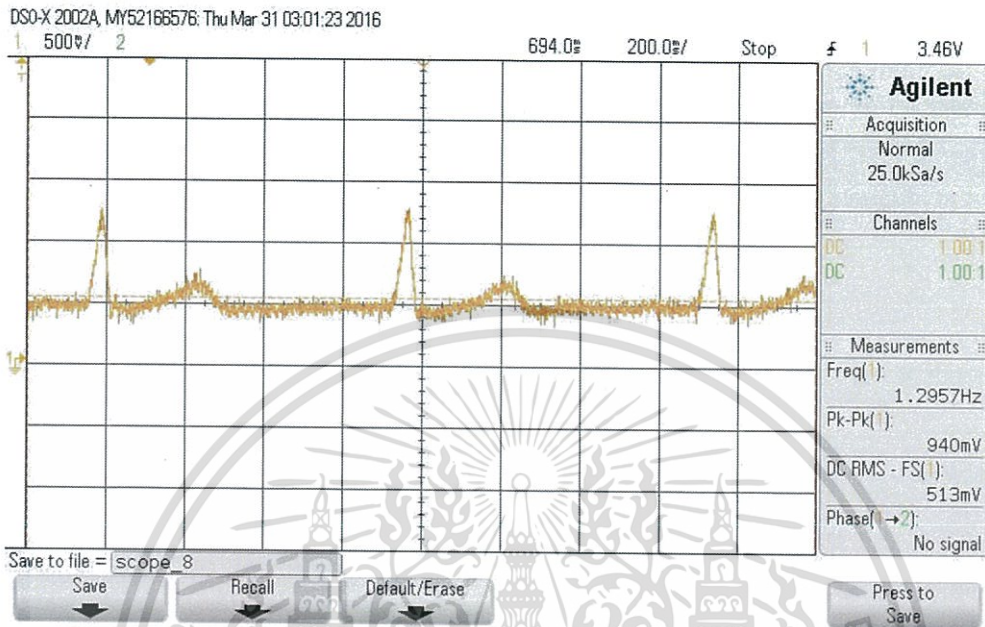
4.5.3 เมื่อใช้แหล่งพลังงานจากแบตเตอรี่จะทำให้ได้ลักษณะของรูปคลื่นดังนี้



รูปที่ 4.12 ลักษณะสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้วัดจากเครื่องขณะที่ใช้แบตเตอรี่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.5.4 เมื่อใช้แหล่งพลังงานจากขดลวดเหนี่ยวนำจะทำให้ได้ลักษณะของรูปคลื่นดังนี้



รูปที่ 4.13 ลักษณะสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้วัดจากเครื่องขณะที่ใช้ขดลวดเหนี่ยวนำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 5

### วิเคราะห์และสรุปผลการทดสอบคุณสมบัติของวงจร

#### 5.1 สรุปผลการทดสอบ

จากการทดลองเพื่อทดสอบคุณสมบัติของวงจรจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สามารถสรุปผลการทดลองได้พบว่า สัญญาณเข้าพุทของอุปกรณ์ จะประกอบด้วย สัญญาณขนาด 1.2 Vpp, 51 mVpp, และ 50 mVpp โดยสัญญาณขนาด 1.2 Vpp จะถูกใช้เป็น สัญญาณอ้างอิงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ส่วน 51 mVpp และ 50 mVpp จะใช้เพื่อเป็นอินพุทของวงจรขยายสัญญาณ

ในส่วนของ วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เราจะใช้ วงจรขยายผลต่าง โดย ทำการขยาย 10 เท่า จะได้สัญญาณ ขนาด 10 mVpp และสัญญาณนั้นจะเข้า วงจรขยายแบบไม่กลับเฟส และ ผ่าน วงจรกรองกำจัดแถบความถี่ ซึ่งจะกรองความถี่ขนาด 50 เฮิร์ต และจึงผ่าน วงจรขยายแบบไม่กลับเฟสอีกครั้ง โดยสัญญาณสุดท้ายจะได้ สัญญาณขนาดประมาณ 1 Vpp ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับ สัญญาณที่ออกมาจากเครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ พบว่ามีขนาดใกล้เคียงกัน

ในภาคเรียนที่สอง ได้ทำการวัดอัตราส่วนการขจัดโหมตร่วมของวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ พบว่ามีอัตราส่วนการขจัดสัญญาณโหมตร่วม (CMRR) อยู่ที่ประมาณ 105dB พร้อมเพิ่มเติมในส่วนของวงจรลดค่าเวลาคงตัวของวงจรเชื่อมต่อ RC โดยสามารถลดเวลาการอิมตัวของวงจรขยาย ที่ทำให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจลอยห่างจากระดับปกติได้จริง และได้ทำการออกแบบ – ทดลอง แหล่งจ่ายพลังงานแบบไร้สาย และวงจรรควบคุมการประจุแบตเตอรี่เพิ่มเติม พบว่าแหล่งจ่ายพลังงานแบบไร้สาย มีความสามารถในการจ่ายแรงดันไฟฟ้ากระแสตรงได้ 16 โวลต์ 7.52 วัตต์ ที่โหลด 50 โอห์ม ในส่วนของวงจรรควบคุมการประจุแบตเตอรี่สามารถจ่ายกระแสชาร์จได้ที่ 0.32 แอมแปร์ ทั้งยังสามารถปรับตั้งเวลาในการชาร์จได้ตามที่กำหนด

ในส่วนของภาคแสดงผล แอปพลิเคชันสามารถแสดงกราฟออกมาได้แต่เนื่องจากเกิดปัญหาจากภาคส่งของไมโครคอนโทรลเลอร์ ทำให้กราฟที่ได้นั้นไม่สมบูรณ์

## 5.2 อุปสรรคและปัญหา

1. เนื่องจากไม่มีความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับ ภาษาจาวาทำให้พบว่าการเขียนโปรแกรมในระบบแอนดรอยเป็นไปได้อย่าง
2. อุปกรณ์ไม่เพียงพอต่อการทดลองเนื่องจาก อุปกรณ์บางชนิดมีราคาแพง และต้องสั่งซื้อจากต่างประเทศ และใช้ระยะเวลาในการจัดส่ง
3. เนื่องจากสัญญาณที่เกี่ยวข้องนั้นเป็นสัญญาณความถี่ต่ำ ทำให้ใช้เวลาในการอ่านมากกว่าปกติ และสัญญาณนั้นมีขนาดเล็ก ทำให้มีสัญญาณรบกวนแทรกเข้ามาได้
4. เกิดปัญหาในการรับส่งข้อมูลระหว่างอุปกรณ์ ทำให้ข้อมูลที่ได้เกิดข้อผิดพลาด

## 5.3 ข้อเสนอแนะ

1. ควรมีพื้นฐานภาษาจาวาก่อนทำการเขียน โปรแกรมแอนดรอย
2. ควรตรวจสอบอุปกรณ์ก่อนการทดลอง
3. ในการทดลองผู้ทดลองควรทดลองด้วยความระมัดระวังเพื่อไม่ให้เกิดอันตรายกับผู้ทดลองเอง
4. ควรจะรู้จักอุปกรณ์ที่มีคุณสมบัติที่สามารถทดแทนกันได้มากกว่านี้ เพื่อความสะดวกในการใช้งาน
5. ควรจะแบ่งเวลาให้เหมาะสมกับงานที่ทำ

## บรรณานุกรม

- [1] SleepingForLess, "BluetoothSPP Library," [Online]. Available:  
<http://www.akexorcist.com/2014/02/android-code-bluetoothspp-library.html>.  
 [Accessed August 2015].
- [2] "STM32F411V," [Online]. Available:  
[http://www.st.com/web/en/resource/technical/document/data\\_brief/DM00140862.pdf](http://www.st.com/web/en/resource/technical/document/data_brief/DM00140862.pdf). [Accessed November 2015].
- [3] "IR2153 SELF-OSCILLATING HALF-BRIDGE DRIVER," [Online]. Available:  
<http://www.irf.com/product-info/datasheets/data/ir2153.pdf>. [Accessed February 2016].
- [4] "HEF4521B," [Online]. Available:  
[http://www.nxp.com/documents/data\\_sheet/HEF4521B.pdf](http://www.nxp.com/documents/data_sheet/HEF4521B.pdf). [Accessed September 2015].
- [5] "AIC1766 BATTERY CHARGE CONTROLLER," [Online]. Available:  
[http://www.datasheetlib.com/datasheet/209857/aic1766-cn08\\_aic-analog-integrations-corporation/download.html](http://www.datasheetlib.com/datasheet/209857/aic1766-cn08_aic-analog-integrations-corporation/download.html). [Accessed February 2016].
- [6] "AD620," [Online]. Available: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>. [Accessed November 2015].
- [7] "Bluetooth to Serial Port Module," [Online]. Available:  
[http://www.robotshop.com/media/files/pdf/rb-ite-12-bluetooth\\_hc05.pdf](http://www.robotshop.com/media/files/pdf/rb-ite-12-bluetooth_hc05.pdf).
- [8] "EKG Simulator," in *Electror Magazine* , 2005, p. 05.
- [9] J. Gehring, "Graphview," [Online]. Available: <http://www.android-graphview.org/>.
- [10] Google, "Developers," [Online]. Available:  
<http://developer.android.com/index.html>.

[11]V. Siliconix, "AN710 High-Efficiency Buck Converter," [Online]. Available:  
<http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet/vishay/70583.pdf>.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
<?xml version="1.0" encoding="utf-8"?>
<manifest xmlns:android="http://schemas.android.com/apk/res/android"
    package="app.spongekung.ecgmonitor"
    android:versionCode="1"
    android:versionName="1.0" >

    <uses-sdk
        android:minSdkVersion="8"
        android:targetSdkVersion="17" />

    <uses-permission android:name="android.permission.BLUETOOTH_ADMIN" />
    <uses-permission android:name="android.permission.BLUETOOTH" />

    <application
        android:allowBackup="true"
        android:icon="@drawable/launcher2"
        android:label="@string/app_name"
        android:theme="@style/AppTheme" >
        <activity
            android:name="Main"
            android:label="@string/app_name" >
            <intent-filter>
                <action android:name="android.intent.action.MAIN" />
                <category android:name="android.intent.category.LAUNCHER" />
            </intent-filter>
        </activity>
        <activity android:name="SelectDevice"></activity>
    </application>
</manifest>
```

```

<RelativeLayout xmlns:android="http://schemas.android.com/apk/res/android"
    xmlns:tools="http://schemas.android.com/tools"
    xmlns:app="http://schemas.android.com/apk/res-auto"
    android:layout_width="match_parent"
    android:layout_height="match_parent"
    android:focusable="true"
    android:focusableInTouchMode="true"
    tools:context=".Main">
    <requestFocus />

    <com.jjoe64.graphview.GraphView
        android:layout_width="match_parent"
        android:layout_height="200dip"
        android:id="@+id/graph"
        android:layout_alignParentBottom="true"
        android:layout_alignParentLeft="true"
        android:layout_alignParentStart="true"
        android:layout_below="@+id/linearLayout1"
        android:background="@drawable/background" />

    <LinearLayout
        android:id="@+id/linearLayout1"
        android:layout_width="match_parent"
        android:layout_height="40dp"
        android:layout_alignParentTop="true"
        android:background="#44000000"
        android:gravity="center_vertical"
        android:weightSum="1">

        <TextView
            android:id="@+id/tvStatus"
            android:layout_width="wrap_content"
            android:layout_height="wrap_content"
            android:layout_margin="10dp"
            android:text="@string/status_not_connect"
            android:textColor="#FFFFFF"
            android:textSize="18sp"
            android:textStyle="bold"
            android:layout_weight="1.02" />

        <LinearLayout
            android:orientation="horizontal"
            android:layout_width="wrap_content"
            android:layout_height="match_parent"
            android:weightSum="1">

            <Button
                android:id="@+id/btnStart"
                android:layout_width="100dp"
                android:layout_height="match_parent"
                android:text="@string/start" />

            <Button
                android:id="@+id/btnToggle"
                android:layout_width="100dp"
                android:layout_height="match_parent"
                android:text="@string/pause"
    
```

```
        android:layout_marginRight="20dp"  
        android:layout_marginEnd="117dp"  
        android:layout_alignBottom="@+id/linearLayout1"  
        android:layout_alignParentRight="true"  
        android:layout_alignParentEnd="true" />  
  
    <Button  
        android:id="@+id/btnPair"  
        android:layout_width="100dp"  
        android:layout_height="match_parent"  
        android:text="@string/pair"  
        android:layout_alignParentTop="true"  
        android:layout_alignParentRight="true"  
        android:layout_alignParentEnd="true" />  
</LinearLayout>  
  
</LinearLayout>  
</RelativeLayout>
```



```
package app.spongekung.ecgmonitor;

import android.content.pm.ActivityInfo;
import android.graphics.Color;
import android.os.Bundle;
import android.os.Handler;
import android.os.Message;
import android.app.Activity;
import android.bluetooth.BluetoothAdapter;
import android.bluetooth.BluetoothDevice;
import android.content.Intent;
import android.util.Log;
import android.view.View;
import android.view.View.OnClickListener;
import android.widget.Button;
import android.widget.TextView;
import android.widget.Toast;

import com.jjoe64.graphview.GraphView;
import com.jjoe64.graphview.helper.StaticLabelsFormatter;
import com.jjoe64.graphview.series.DataPoint;
import com.jjoe64.graphview.series.LineGraphSeries;

public class Main extends Activity {
    private static final String TAG = "BluetoothSimple";

    public static final int MESSAGE_STATE_CHANGE = 1;
    public static final int MESSAGE_READ = 2;
    public static final int MESSAGE_WRITE = 3;
    public static final int MESSAGE_DEVICE_NAME = 4;
    public static final int MESSAGE_TOAST = 5;

    public static final String DEVICE_NAME = "device_name";
    public static final String TOAST = "toast";

    private static final int REQUEST_CONNECT_DEVICE_SECURE = 1;
    private static final int REQUEST_CONNECT_DEVICE_INSECURE = 2;
    private static final int REQUEST_ENABLE_BT = 3;
    private int LastX = 0;
    private int blueData;
    private Button btnPair, btnStart, btnToggle;
    private boolean Toggle, start;
    private GraphView graph;

    LineGraphSeries<DataPoint> signal = new LineGraphSeries<DataPoint>();
    TextView tvStatus;

    String mConnectedDeviceName = null;
    BluetoothAdapter mBluetoothAdapter = null;
    BluetoothService mChatService = null;
    Handler mHandler3 = new Handler();
```

```
boolean isConnected = false;

public void onCreate(Bundle savedInstanceState) {
    super.onCreate(savedInstanceState);
    setContentView(R.layout.main);
    this.setRequestedOrientation(ActivityInfo.
SCREEN_ORIENTATION_LANDSCAPE);
    Log.e(TAG, "+++ ON CREATE +++");

    mBluetoothAdapter = BluetoothAdapter.getDefaultAdapter();

    if (mBluetoothAdapter == null) {
        Toast.makeText(Main.this, "Bluetooth is not available", Toast.
LENGTH_SHORT).show();
        finish();
    }
}

public void onStart() {
    super.onStart();
    if (!mBluetoothAdapter.isEnabled()) {
        Intent enableIntent = new Intent(BluetoothAdapter.
ACTION_REQUEST_ENABLE);
        startActivityForResult(enableIntent, REQUEST_ENABLE_BT);
    } else {
        if (mChatService == null)
            setupChat();
        setupGraph();
    }
}

public synchronized void onResume() {
    super.onResume();
    if (mChatService != null) {
        if (mChatService.getState() == BluetoothService.STATE_NONE) {
            mChatService.start();
        }
    }
}

public void setupChat() {
    Log.e(TAG, "setupChat");
    Toggle = true;
    start = false;
    tvStatus = (TextView)findViewById(R.id.tvStatus);
    btnStart = (Button) findViewById(R.id.btnStart);
    btnStart.setOnClickListener(new OnClickListener() {
        @Override
        public void onClick(View v) {
            if(start){

```

```

        pressStop();
    }else{
        pressStart();
    }
}
});

btnToggle = (Button) findViewById(R.id.btnToggle);
btnToggle.setEnabled(false);
btnToggle.setOnClickListener(new OnClickListener() {
    @Override
    public void onClick(View v) {
        if(Toggle){
            pressPause();
        }else{
            pressResume();
        }
    }
});

btnPair = (Button) findViewById(R.id.btnPair);
btnPair.setOnClickListener(new OnClickListener() {
    public void onClick(View v) {
        if (!isConnected) {
            Intent serverIntent = new Intent(Main.this, SelectDevice.
class);
            startActivityForResult(serverIntent,
REQUEST_CONNECT_DEVICE_SECURE);
        } else {
            mChatService.stop();
            mChatService = new BluetoothService(Main.this, mHandler1);
            isConnected = false;
        }
    }
});

mChatService = new BluetoothService(Main.this, mHandler1);
}

public void setupGraph() {
    Log.e(TAG, "SetupGraph");
    graph = (GraphView) findViewById(R.id.graph);
    signal.setThickness(8);
    signal.setColor(Color.GREEN);

    graph.getGridLabelRenderer().setHorizontalLabelsColor(Color.WHITE);
    graph.getGridLabelRenderer().setVerticalLabelsColor(Color.WHITE);
    graph.getGridLabelRenderer().setGridColor(Color.WHITE);
    graph.getGridLabelRenderer().reloadStyles();

    // set manual X bounds
    graph.getViewPort().setXAxisBoundsManual(true);

```

```
graph.getViewport().setMinX(-100);    // set the min value of the
viewport of x-axis
graph.getViewport().setMaxX(100);    // set the max value of the
viewport of x-axis
graph.getViewport().setScrollable(true);

// set manual Y bounds
graph.getViewport().setYAxisBoundsManual(true);
graph.getViewport().setMinY(0);    // set the min value of the
viewport of y-axis
graph.getViewport().setMaxY(200);    // set the max value of the
viewport of y-axis

StaticLabelsFormatter staticLabelsFormatter = new
StaticLabelsFormatter(graph);
staticLabelsFormatter.setHorizontalLabels(new String[]{"0", "30", "60",
"90", "120"}); //set label X-axis
staticLabelsFormatter.setVerticalLabels(new String[]{"-1", "0", "1"
}); //set label Y-axis
graph.getGridLabelRenderer().setLabelFormatter(staticLabelsFormatter);
}

public void pressStart(){
    Log.e(TAG, "ClickStart");
    start = true;
    btnStart.setText(R.string.Text_stop);
    pressResume();
    graph.addSeries(signal);
    btnToggle.setEnabled(true);
}

public void pressStop(){
    Log.e(TAG, "ClickStop");
    start = false;
    btnStart.setText(R.string.Text_start);
    graph.removeSeries(signal);
    btnToggle.setEnabled(false);
}

public void pressPause(){
    Log.e(TAG, "ClickResume");
    btnToggle.setText(R.string.Text_Resume);
    Toggle = false;
}

public void pressResume(){
    Log.e(TAG, "ClickPause");
    btnToggle.setText(R.string.Text_Pause);
    Toggle = true;
}
```

```

public void onDestroy() {
    super.onDestroy();
    Log.e(TAG, "close");
    if (mChatService != null)
        mChatService.stop();
}

public final void setStatus(String subTitle) {
    tvStatus.setText(subTitle);
}

public final Handler mHandler1 = new Handler() {
    public void handleMessage(Message msg) {
        switch (msg.what) {
            case MESSAGE_STATE_CHANGE:
                Log.i(TAG, "MESSAGE_STATE_CHANGE: " + msg.arg1);
                switch (msg.arg1) {
                    case BluetoothService.STATE_CONNECTED:
                        setStatus("Status : Connected to " +
mConnectedDeviceName);
                        isConnected = true;
                        btnStart.setEnabled(true);
                        btnToggle.setEnabled(true);
                        btnPair.setText(R.string.Unpaired);
                        drawGraph();
                        break;
                    case BluetoothService.STATE_CONNECTING:
                        setStatus("Status : Connecting..");
                        isConnected = false;
                        break;
                    case BluetoothService.STATE_LISTEN:
                    case BluetoothService.STATE_NONE:
                        setStatus("Status : Not Connected");
                        btnStart.setEnabled(false);
                        btnToggle.setEnabled(false);
                        btnPair.setText(R.string.pair);
                        break;
                }
                break;
            case MESSAGE_READ:
                byte[] readBuf = (byte[]) msg.obj;
                blueData = readBuf[0]; //translate byte to int
                break;
            case MESSAGE_DEVICE_NAME:
                mConnectedDeviceName = msg.getData().getString(
DEVICE_NAME);

                Toast.makeText(getApplicationContext(), "Connected to "
                    + mConnectedDeviceName, Toast.LENGTH_SHORT).show
                ();

                break;
            case MESSAGE_TOAST:
                Toast.makeText(getApplicationContext(), msg.getData().

```

```

getString(TOAST),
                                Toast.LENGTH_SHORT).show();
        break;
    }
};

public void onActivityResult(int requestCode, int resultCode, Intent data
) {
    switch (requestCode) {
        case REQUEST_CONNECT_DEVICE_SECURE:
            if (resultCode == Activity.RESULT_OK)
                connectDevice(data, true);
            break;
        case REQUEST_CONNECT_DEVICE_INSECURE:
            if (resultCode == Activity.RESULT_OK)
                connectDevice(data, false);
            break;
        case REQUEST_ENABLE_BT:
            if (resultCode == Activity.RESULT_OK) {
                setupChat();
            } else {
                Toast.makeText(Main.this, "Bluetooth was not enabled.
Leaving Bluetooth Chat", Toast.LENGTH_SHORT).show();
                finish();
            }
        }
    }

    public void connectDevice(Intent data, boolean secure) {
        String address = data.getExtras()
            .getString(SelectDevice.EXTRA_DEVICE_ADDRESS);
        BluetoothDevice device = mBluetoothAdapter.getRemoteDevice(address);
        mChatService.connect(device, secure);
    }

    private void drawGraph() {
        mHandler3.postDelayed(mRunnable, 32);
    }

    Runnable mRunnable = new Runnable() {
        private int i = 0;
        @Override
        public void run() {
            signal.appendData(new DataPoint>LastX, blueData), true,101); //
DATA Send to Graph
            LastX++;
            if(i < 300){
                mHandler3.postDelayed(this, 32);
            }
        }
    };
};

```

```

private void runThread() {
    new Thread() {
        public void run() {
            while (true) {

                runOnUiThread(new Runnable() {
                    @Override
                    public void run() {
                        if(start) {
                            Log.d(TAG, "starting...");
                            if (Toggle) {
                                Log.d(TAG, "pause...");
                                if (signal != null) {
                                    Log.d(TAG, "running...");
                                    signal.appendData(new DataPoint(
LastX, blueData), true, 101); // DATA Send to Graph
                                    LastX++;
                                }
                            }
                        }
                    }
                });
                try {Thread.sleep(55); //set sampling
            } catch (InterruptedException e) {
                e.printStackTrace();
            }
        }
    }.start();
}
}

```

