เครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจแบบสองอิเล็กโทรด

Two-Electrode Heart Rate Monitor

คงสัณห์ ศรีประสิทธิ์

Kongsan Sriprasit

ครองขวัญ สุวรรณวงษ์

Krongkwan Suwannawong

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2557

เครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจแบบสองอิเล็กโทรด
Two-Electrode Heart Rate Monitor

คงสัณห์ ศรีประสิทธิ์
Kongsan Sriprasit
ครองขวัญ สุวรรณวงษ์
Krongkwan Suwannawong

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2557

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจแบบสองอิเล็กโทรด
Two-Electrode Heart Rate Monitor

โดย

คงสัณห์ ศรีประสิทธิ์

ครองขวัญ สุวรรณวงษ์

อาจารย์ที่ปรึกษา

ผศ.ดร.กิติพล ชิตสกุล

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2557

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์ปีการศึกษา	2557
สาขาวิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
คณะ	วิศวกรรมศาสตร์
	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
เรื่อง	เครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจแบบสองอิเล็กโทรด
	Two-Electrode Heart Rate Monitor

ผู้จัดทำ 1. นายคงสัณห์ ศรีประสิทธิ์ รหัสนักศึกษา 54010143
2. นางสาวครองขวัญ สุวรรณวงษ์ รหัสนักศึกษา 54010155

ปริญญานิพนธ์นี้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว

ลงชื่อ.....อาจารย์ที่ปรึกษา
(ผศ. ดร. กิติพล ชิตสกุล)
วันที่...../...../.....

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อปริญญานิพนธ์ เครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจแบบสองอิเล็กโทรด
นักศึกษา นายคงสัณห์ ศรีประสิทธิ์ รหัสนักศึกษา 54010143
นางสาวครองขวัญ สุวรรณวงษ์ รหัสนักศึกษา 54010155
ปริญญา วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
ปีการศึกษา 2557
อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์ ผศ.ดร.กิติพล ชิตสกุล อาจารย์ที่ปรึกษา

บทคัดย่อ

หัวใจเป็นอวัยวะที่มีพลังมากที่สุดของร่างกาย ทำหน้าที่คล้ายเครื่องกำเนิดไฟฟ้าขนาดเล็ก ซึ่งมีเซลล์พิเศษที่ทำหน้าที่เป็นจุดเริ่มต้นของกระบวนการทางไฟฟ้า โดยสามารถปล่อยกระแสไฟฟ้าให้แผ่กระจายทั่วหัวใจเกิดเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ ขบวนการไฟฟ้านี้จะกระตุ้นทำให้หัวใจสามารถขยายตัวรับเลือดและหดตัวสูบฉีดเลือดออกไปเลี้ยงส่วนต่างๆทั่วร่างกาย โครงงานชิ้นนี้เป็นการศึกษาและออกแบบเครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจ โดยหลักการทำงานจะแบ่งออกเป็น 7 ส่วน คือ ส่วนที่ 1 เป็นส่วนภาครับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และส่วนที่ 2 ส่วนภาคขยายสัญญาณ จะทำการขยายสัญญาณที่ได้จากการวัดคลื่นหัวใจให้มีขนาดใหญ่ขึ้น ในส่วนที่ 3 เป็นส่วนภาคกรองความถี่ ซึ่งประกอบไปด้วยการกรองความถี่แบบ Notch Filter และ Low Pass Filter ส่วนที่ 4 ส่วนภาคเปรียบเทียบแรงดัน เพื่อทำการเปรียบเทียบแรงดันระหว่างแรงดันอ้างอิงกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เนื่องจากการคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจจะทำได้ง่ายโดยการนำคลื่นR มาใช้ในการคำนวณ (Peak สูงสุด) โดยจะตั้งค่าแรงดันอ้างอิงให้มีค่าเท่ากับ 180mV ซึ่งจะทำให้สัญญาณคลื่น R ผ่านได้เท่านั้น และในส่วนที่ 5 จะเป็นส่วนของการประมวลผลอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งเป็นส่วนที่ทำการเขียนโปรแกรมให้มีการประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้ออกมาเป็นอัตราการเต้นของหัวใจในหน่วย BPM และจะทำการส่งข้อมูลแบบไร้สายโดยใช้ Bluetooth ซึ่งเป็นส่วนที่ 6 คือภาคส่งสัญญาณแบบไร้สาย และในส่วนสุดท้าย ส่วนที่ 7 เป็นส่วนการแสดงผล ใช้ในการแสดงผลค่าอัตราการเต้นของหัวใจในรูปแบบเรียลไทม์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis Title	Two-Electrode Heart Rate Monitor		
Student	Mr. Kongsan	Sriprasit	ID 54010143
	Miss Krogkwan	Suwannawong	ID 54010155
Degree	Bachelor of Engineering		
Program	Electronics Engineering		
Year	2014		
Thesis Advisor	Asst. Prof. Dr. Kitiphol Chitsakul (Advisor)		

Abstract

The heart is the most powerful organ of the body. Similar acts a small electric generator. There are special cells serve as the starting point electrical within. Discharge electricity can radiates over heart, And then caused the ECG. This electric process to stimulate as a result, the heart can expand the blood. And shrink siphon blood to all parts around body. This study was concerned a design of heart rate monitor. The device is consists of 7 parts (Electrodes, Amplifier, Filter, Comparator, Heart rate processing, Bluetooth and data Display). The first one is a detector for ECG. The second, the amplifier with gain of 1000, amplify the signal increasing the signal to noise ratio. The third part, the filters, features a notch and a low pass filter reducing the noise. And Comparator, the next part, is, used to compare the voltage between the reference voltage of 180 mv to the ECG providing a square pulse from the R wave. Then heart rate processing, is the program that calculates the heart rate in BPM and will transmit data wirelessly via the Bluetooth to a PC. The PC displays the heart rates in real time.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณคุณท่านอาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.ดร. กิติพล ชิตสกุล ที่ทำให้โครงงานนี้สำเร็จลุล่วงโดยสมบูรณ์ ขอกราบขอบพระคุณอย่างสูง ที่ท่านให้คำแนะนำและช่วยแก้ไขปัญหาในทุกๆเรื่อง คอยให้ความอนุเคราะห์เอื้อเฟื้ออุปกรณ์และสถานที่ในการทำโครงงานและรายงานในครั้งนี้ และขอขอบพระคุณผู้มีพระคุณทุกท่าน ที่คอยให้ความช่วยเหลือในการทำโครงงานและรายงานนี้มาตลอดจนทำให้สำเร็จเสร็จลุล่วง ขอขอบพระคุณมา ณ ที่นี้

คงสัณห์ ศรีประสิทธิ์

ครองขวัญ สุวรรณวงษ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	II
กิตติกรรมประกาศ	III
สารบัญ	IV
สารบัญตาราง	VI
สารบัญรูป	VII
บทที่ 1 : บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์ของโครงงาน	2
1.3 ขอบเขตของโครงงาน	2
1.4 ขั้นตอนการทำงาน	3
1.5 ผลที่คาดว่าจะได้รับ	4
1.6 รายละเอียดของปริญญานิพนธ์	4
บทที่ 2 : ทฤษฎีและหลักการทำงาน	5
2.1 ความหมายของสัญญาณชีพ	5
2.2 ชีพจร	5
2.3 หัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	7
2.4 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	10
2.5 การตรวจวัดคลื่นหัวใจ	11
2.6 การคำนวณอัตราการเต้นหัวใจจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	14
2.7 คุณสมบัติของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	16
2.8 วงจรวงจรกรองความถี่ (Filters)	17
2.9 การสื่อสารแบบไร้สาย	18

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หน้า

2.10 ทฤษฎีและหลักการทำงานของบอร์ด Arduino® 19

บทที่ 3 : การออกแบบเครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจ 20

3.1 แผนผังการทำงานของระบบ 20

3.2 อุปกรณ์ที่เลือกใช้ 23

3.3 วงจรที่ได้ทำการออกแบบ 28

บทที่ 4 : การทดสอบและผลการทดสอบ 34

4.1 การทดสอบและผลการทดสอบคุณสมบัติต่างๆ

ของเครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจ 34

บทที่ 5 : วิเคราะห์และสรุปผลการทดสอบ 43

5.1 สรุปผลการทดสอบ 43

5.2 ปัญหาและอุปสรรคในการทดสอบ 44

บรรณานุกรม 46

ภาคผนวก 48

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
ตารางที่ 1 แสดงอัตราการเต้นของชีพจรปกติอยู่ในแต่ละช่วงอายุ	5
ตารางที่ 2 แสดงปริมาตรของชีพจร วัดเป็นระดับ 0 ถึง 4	6
ตารางที่ 3 แสดงตำแหน่งต่างๆของ Lead	12
ตารางที่ 4 แสดงอัตราการเต้นของหัวใจตามระยะห่างของช่องใหญ่ระหว่าง 2 คลื่น	13
ตารางที่ 5 แสดงรายละเอียด Arduino® Pro Mini 328	26
ตารางที่ 6 แสดงผลการทดสอบวงจรกำจัดความถี่ 50 Hz (Notch Filter)	42

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่		หน้า
รูปที่ 2.1	โครงสร้างของหัวใจ	8
รูปที่ 2.2	กระบวนการดีโพลาไรเซชันและรีโพลาไรเซชัน	10
รูปที่ 2.3	ระยะและช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนกระดาษกราฟ	10
รูปที่ 2.4	คลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 lead คือ Bipolar Limb Lead, Unipolar Limb Lead และ Unipolar Chest Lead	12
รูปที่ 2.5	การคำนวณอัตราการเต้นหัวใจในวิธีที่ 1	14
รูปที่ 2. 6	ตัวอย่างการหาอัตราการเต้นของหัวใจในวิธีที่ 2	14
รูปที่ 2.7	วิธีการคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจในวิธีที่ 3	15
รูปที่ 2.8	วงจรกรองความถี่และการทำงานของวงจรLPF	17
รูปที่ 2.9	การตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ที่ลำดับต่างๆ	18
รูปที่ 2.10	Arduino® เวอร์ชั่นแรก เรียกชื่อว่า Arduino® Mini	19
รูปที่ 2.11	บอร์ด Arduino® Mega 2560	19
รูปที่ 3.1	Block Diagram แผนผังการทำงานของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	20
รูปที่ 3.2	ส่วนภาครับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	21
รูปที่ 3.3	ส่วนการขยายสัญญาณ (Amplifier)	21
รูปที่ 3.4	ส่วนการกรองความถี่ (Filters)	22
รูปที่ 3.5	แสดงภาคเปรียบเทียบแรงดัน	22
รูปที่ 3.6	ภาคการส่งสัญญาณแบบไร้สาย	22
รูปที่ 3.7	ส่วนการแสดงผล	23
รูปที่ 3.8	Instrumentation amplifier ของ INA114	23
รูปที่ 3.9	Dual operational amplifier	23
รูปที่ 3.10	operational amplifier	24
รูปที่ 3.11	operational amplifier ของ LM741	25

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปภาพ		หน้า
รูปที่ 3.12	LM7805 Voltage Regulators	25
รูปที่ 3.13	บอร์ด Arduino® Promini	26
รูปที่ 3.14	Bluetooth serial module	27
รูปที่ 3.15	แผ่นอิเล็กโทรด ยี่ห้อ BIOPAC	27
รูปที่ 3.16	HE Instrument	28
รูปที่ 3.17	วงจร Instrumentation Amplifier ของ INA114	28
รูปที่ 3.18	วงจรสร้างไฟลบที่ได้ทำการออกแบบ	29
รูปที่ 3.19	วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟสที่ได้ทำการออกแบบ	29
รูปที่ 3.20	วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านและวงจรกำจัดความถี่	30
รูปที่ 3.21	วงจรรักษาระดับแรงดันที่ได้ทำการออกแบบ	30
รูปที่ 3.22	วงจรบัฟเฟอร์ที่ได้ทำการออกแบบ	31
รูปที่ 3.23	วงจรเปรียบเทียบแรงดันที่ได้ทำการออกแบบ	31
รูปที่ 3.24	วงจรเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ทำการออกแบบ	32
รูปที่ 3.25	แผนผังการประมวลอัตราการเต้นของหัวใจ	33
รูปที่ 4.1	สัญญาณเอาท์พุตเมื่อยังไม่มีสัญญาณอินพุท	34
รูปที่ 4.2	เอาท์พุตของวงจรขยายอินสตรูเมนท์เตชั่นมีอัตราการขยาย 10 เท่า	35
รูปที่ 4.3	เอาท์พุตของวงจรขยายไม่กลับเฟสที่มีอัตราขยาย 100 เท่า	35
รูปที่ 4.4	เอาท์พุตจากวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ 100 เฮิร์ต	36
รูปที่ 4.5	เอาท์พุตจากวงจรกำจัดความถี่ที่ 50 เฮิร์ต ที่ RA เข้าขา Vin- และ LA เข้าขา Vin+	36
รูปที่ 4.6	เอาท์พุตของวงจรกำจัดความถี่ที่ 50 เฮิร์ต ที่ RA เข้าขา Vin+ และ LA เข้าขา Vin-	37
รูปที่ 4.7	เอาท์พุตขณะมีสัญญาณรบกวนจากวงจรกรองความถี่ เมื่อมีสัญญาณอินพุท RA เข้าขา Vin- และ LA เข้าขา Vin+	37

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปภาพ		หน้า
รูปที่ 4.8	เอาท์พุตขณะมีสัญญาณรบกวนจากวงจรกรองความถี่ เมื่อมีสัญญาณอินพุท RA เข้าขา Vin+ และ LA เข้าขา Vin-	38
รูปที่ 4.9	เอาท์พุตจากวงจรคอมพาราเตอร์เมื่อมีสัญญาณอินพุท 1 mV 60 BPM	39
รูปที่ 4.10	แสดงผลอัตราการเต้นหัวใจบนโปรแกรม Tera Term ในคอมพิวเตอร์ เมื่อมีสัญญาณอินพุท 1 mV 60 BPM	39
รูปที่ 4.11	เอาท์พุตจากวงจรคอมพาราเตอร์เมื่อมีสัญญาณอินพุท 1 mV 72 BPM	39
รูปที่ 4.12	แสดงผลอัตราการเต้นหัวใจบนโปรแกรม Tera Term ในคอมพิวเตอร์ เมื่อมีสัญญาณอินพุท 1 mV 72 BPM	40
รูปที่ 4.13	เอาท์พุตจากวงจรคอมพาราเตอร์เมื่อมีสัญญาณอินพุท 1 mV 120 BPM	40
รูปที่ 4.14	แสดงผลอัตราการเต้นหัวใจบนโปรแกรม Tera Term ในคอมพิวเตอร์ เมื่อมีสัญญาณอินพุท 1 mV 120 BPM	41
รูปที่ 4.15	กราฟแสดงผลการทดสอบวงจรกำจัดความถี่ 50 เฮิร์ต	42

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

การดำเนินชีวิตในยุคปัจจุบันในสภาวะแวดล้อมที่เร่งรีบและแข่งขันกันอยู่ตลอดเวลานั้น ทำให้ปัญหาด้านสุขภาพเป็นปัญหาหลักๆที่คนในยุคปัจจุบันจำเป็นต้องเผชิญ โดยเฉพาะสถิติการเสียชีวิตเนื่องจากโรคหัวใจและหลอดเลือดในประเทศไทยนั้นมีมากถึงชั่วโมงละ 4 ราย ซึ่งนับเป็นสาเหตุการเสียชีวิตได้เป็นอันดับ 3 รองจากการเสียชีวิตจากอุบัติเหตุและโรคมะเร็ง โดยกระทรวงสาธารณสุขได้ระบุว่า ในยุคปัจจุบันสถิติผู้ป่วยโรคหัวใจนั้น ได้มีอัตราเพิ่มสูงขึ้นเป็น 3 เท่าในรอบ 10 ปี และในขณะที่องค์การอนามัยโลกเปิดเผยถึงสถิติของโรคหัวใจ ซึ่งในแต่ละปีมีผู้เสียชีวิตมากกว่า 17 ล้านคนทั่วโลก นับว่าเป็นสาเหตุการเสียชีวิตอันดับ 1 ในกลุ่มประเทศที่พัฒนาแล้ว ยิ่งไปกว่านั้นมีการคาดการณ์ว่าในอีก 3 ปีข้างหน้า จะมีจำนวนผู้เสียชีวิตด้วยโรคหัวใจเพิ่มสูงขึ้นถึง 20 ล้านคนทั่วโลก

ภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ เป็นภาวะที่หัวใจเต้นไม่เป็นไปตามจังหวะธรรมชาติ อาจเต้นเร็วหรือช้าเกินไป ซึ่งเป็นผลมาจากการส่งสัญญาณของกระแสไฟฟ้าในหัวใจเปลี่ยนไป การส่งสัญญาณอาจเร็วเกินไป มากเกินไป หรือในบางครั้งอาจเกิดไฟฟ้าลัดวงจรในห้องหัวใจ สาเหตุทั้งหมดนี้จะทำให้ประสิทธิภาพการสูบฉีดเลือดไปยังส่วนต่างๆ ของร่างกายไม่ดีเท่าที่ควร และอาจก่อให้เกิดความเสี่ยงต่อภาวะหัวใจล้มเหลวซึ่งเป็นอันตรายได้ โดยปกติจังหวะการเต้นของหัวใจของคนเราจะถูกกำหนดโดยสัญญาณไฟฟ้าที่ส่งมาจากเนื้อเยื่อหัวใจห้องบนขวาและจะส่งต่อไปยังหัวใจห้องที่เหลือ และไปยังหัวใจห้องล่างเพื่อกระตุ้นให้กล้ามเนื้อหัวใจสูบฉีดเลือดไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย โดยกลไกการเต้นของหัวใจนี้จะถูกควบคุมโดยกระแสไฟฟ้าหัวใจที่มีความสม่ำเสมอตามกิจกรรมการทำงานของร่างกายที่มากน้อยแตกต่างกันไป โดยปกติในขณะการพักหัวใจของคนเราจะเต้นอยู่ระหว่าง 50-100 ครั้งต่อนาที ซึ่งในส่วนของการวินิจฉัย เมื่อแพทย์สงสัยว่าผู้ป่วยมีภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ แพทย์จะใช้การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจหรือ ECG (Electrocardiogram) แต่ในบางครั้งวิธีนี้ก็ไม่สามารถตรวจพบภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะในบางประเภทได้ เนื่องจากความผิดปกติจะเกิดขึ้นเพียงช่วงสั้นๆจึงอาจต้องใช้เครื่องมืออื่นๆ เพื่อช่วยในการวินิจฉัย เช่น การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจขณะออกกำลังกาย (exercise stress test) การติด Holter monitor เพื่อบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจตลอดระยะเวลา 24-48 ชั่วโมง

ดังนั้นด้วยสาเหตุนี้จึงเป็นแนวคิดในการสร้างเครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจซึ่งเป็นที่มาของโครงงานนี้ โดยเครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจถูกออกแบบให้เป็นอุปกรณ์ที่มีขนาดเล็ก ใช้พลังงานต่ำ น้ำหนักเบา และสามารถพกพาได้ โดยที่ไม่ต้องใช้สายนำสัญญาณเชื่อมต่อไปยังส่วนแสดงผล ทำให้สามารถวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากผู้ป่วยที่ต้องการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจขณะออกกำลังกายได้ซึ่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจ ผู้จัดทำโครงงานได้รวบรวมนำความรู้ในเชิงทฤษฎีและปฏิบัติที่เคยได้ศึกษามาประยุกต์ใช้กับโครงงานนี้ด้วย

1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา

1. เพื่อศึกษาการออกแบบ และการสร้างเครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจ ให้สามารถวัดอัตราการเต้นของหัวใจได้ โดยที่มีขนาดเล็ก น้ำหนักเบา ใช้พลังงานต่ำและสามารถพกพาได้
2. เพื่อฝึกการวิเคราะห์วงจร การตรวจสอบวงจร และการทำงานของเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อแก้ปัญหาให้ได้ผลลัพธ์ตามที่ต้องการ
3. เพื่อฝึกการทำงานให้มีขั้นตอน และเป็นระเบียบแบบแผนเพื่อก่อให้เกิดทักษะ

1.3 ขอบเขตของการศึกษา

ออกแบบให้หลักการทำงานแบ่งออกเป็น 7 ส่วน คือ

1.) ส่วนภาครับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrode)

2.) ส่วนการขยายสัญญาณ (Amplifier) จะมีการขยายสัญญาณที่ได้จากการวัดคลื่นหัวใจให้มีขนาดใหญ่ขึ้น

3.) ส่วนการกรองความถี่ (Filter) จะเป็นการกำจัดความถี่ที่ไม่ต้องการออก ซึ่งประกอบด้วยการกรองความถี่แบบ Notch Filter และ Low Pass Filter

4.) ส่วนภาคเปรียบเทียบแรงดัน (Comparator) เพื่อทำการเปรียบเทียบแรงดันระหว่างแรงดันอ้างอิงกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เนื่องจากการคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจจะทำได้ง่ายโดยการนำคลื่นR มาใช้ในการคำนวณ (Peak สูงสุด) โดยจะตั้งค่าแรงดันอ้างอิงให้มีค่าเท่ากับ 180mV ซึ่งจะทำให้สัญญาณคลื่น R ผ่านได้เท่านั้น

5.) ส่วนการประมวลผลอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate processing) ซึ่งเป็นส่วนที่ทำการเขียนโปรแกรมให้มีการประมวลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้ออกมาเป็นอัตราการเต้นของหัวใจในหน่วย BPM

3.) ส่วนการรับส่งข้อมูลแบบไร้สาย (Bluetooth) ใช้การส่งข้อมูลแบบไร้สายโดย ใช้บลูทูธเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์หรือโน๊ตบุ๊คส์

4.) ส่วนการแสดงผล (Display) ใช้ในการแสดงผลอัตราการเต้นของหัวใจในหน่วยBPM บนโปรแกรม Tera Term ซึ่งทำการแสดงผลบนคอมพิวเตอร์หรือโน๊ตบุ๊คส์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.4 ขั้นตอนการทำงาน

1.4.1 ทำการศึกษาหลักการทำงาน ระบบ รูปแบบและชนิดของ IC ที่จะนำมาใช้ในการขยายสัญญาณที่ได้จากการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้มีขนาดใหญ่ขึ้นในส่วนของการขยายสัญญาณ

1.4.2 ทำการออกแบบเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยสร้าง Block Diagram เพื่อให้เป็นระบบระเบียบและรู้หน้าที่การทำงานของส่วนต่างๆ

1.4.3 ทำการออกแบบวงจรขยายสัญญาณ (Amplifier) ให้มีอัตราขยาย 10 เท่า

1.4.4 ทำการทดลองต่อวงจรขยายสัญญาณ (Amplifier) เข้ากับเครื่องจำลองการเต้นของหัวใจลงบนโปรโต้บอร์ดเพื่อทดสอบ Output ที่ได้

1.4.5 ทำการต่อวงจรขยายไม่กลับเฟส (Non-inverting Amplifier) ให้มีอัตราขยาย 100 เท่า

1.4.6 ออกแบบวงจรกรองความถี่ (Filter) ซึ่งมีการใช้การกรองความถี่แบบการกำจัดความถี่ (Notch Filter) เพื่อช่วยกรองความถี่ที่ 50 Hz. ในการช่วยลด Noise ที่มาจากไฟฟ้าอาคารบ้านเรือน และการกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low pass filter, LPF) ที่มีความถี่คัทออฟ 100 Hz

1.4.7 ทดสอบวงจรกรองความถี่โดยจ่ายฟังก์ชันเจนเนอร์เรเตอร์ที่มีความถี่เท่ากับ 50 Hz และ 100 Hz ตามลำดับ

1.4.8 ทำการออกแบบวงจรสร้างไฟลบด้วย ICL 7660 เพื่อทำหน้าที่จ่ายไฟลบให้กับวงจรขยายอินสตรูเมนเตชันและวงจรขยายไม่กลับเฟส

1.4.9 ออกแบบวงจรปรับระดับแรงดันเพื่อทำการปรับระดับแรงดันจ่ายไฟให้กับบอร์ด Arduino®

1.4.10 เขียนโปรแกรมประมวลผลอัตราการเต้นของหัวใจให้อยู่ในรูปของหน่วย BPM

1.4.11 ทดลองการส่งสัญญาณแบบไร้สายโดยใช้ Bluetooth Serial Module (HC-05) ให้มีการแสดงผลบนคอมพิวเตอร์ในรูปแบบเรียลไทม์

1.4.12 ทำการทดลองอีกรอบและแก้ไขข้อผิดพลาดที่เกิดขึ้นเพื่อให้ทราบผลที่ได้ว่าเป็นไปตามคุณสมบัติที่ได้ออกแบบเอาไว้แล้วหรือไม่

1.4.13 เก็บค่าผลการทดลองจากแต่ละวงจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.5 ผลที่คาดว่าจะได้รับ

1.5.1 เครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจที่สามารถใช้งานได้จริง

1.5.2 สามารถเรียนรู้การทำงาน ออกแบบ และนำความรู้ในเชิงทฤษฎีและปฏิบัติที่เคยได้ศึกษามาประยุกต์ใช้กับโครงงาน

1.5.3 ได้ฝึกทักษะการแก้ปัญหา การทำงานเป็นกลุ่ม และการบริหารเวลา

1.6 รายละเอียดของปริญญานิพนธ์

ภายในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ แสดงถึงรายละเอียดของโครงงานที่ได้จัดทำขึ้นมาซึ่งประกอบด้วยหัวข้อต่างๆรวมทั้งหมด 5 บท แต่ละบทกล่าวถึงดังต่อไปนี้

บทที่ 1 กล่าวถึงความเป็นมา วัตถุประสงค์และขั้นตอนการทำงาน

บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการการทำงานของอุปกรณ์เครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจ

บทที่ 3 กล่าวถึงการออกแบบ อุปกรณ์ที่เลือกใช้ และการคำนวณแบบต่างๆที่ใช้ในเครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจ

บทที่ 4 กล่าวถึงการทดสอบการใช้งาน และผลการทดสอบ

บทที่ 5 กล่าวถึงการสรุปผล วิเคราะห์ผลการทดลอง อุปสรรค และปัญหาของโครงงานนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

หลักการและทฤษฎี

2.1 ความหมายของสัญญาณชีพ

สัญญาณชีพ (Vital signs) คือสิ่งที่แสดงให้ทราบถึงการมีชีวิต ซึ่งสามารถสังเกตและตรวจพบได้จากอุณหภูมิ ชีพจร การหายใจ และความดันโลหิต โดยสิ่งต่างๆเหล่านี้เกิดจากการทำงานของอวัยวะในร่างกาย ได้แก่ หัวใจ ปอด สมอง รวมไปถึงการทำงานของระบบไหลเวียนเลือดและระบบหายใจด้วยซึ่งในภาวะปกติสัญญาณชีพอาจมีการเปลี่ยนแปลงได้ เนื่องจากกำลังเกิดความผิดปกติกับร่างกาย เช่น ร่างกายอาจได้ออกซิเจนไม่เพียงพอ การเสียเลือด เสียความสมดุลของน้ำ เกิดการติดเชื้อ หรือปัญหาในการปรับตัวของร่างกายและการเปลี่ยนแปลงทางอารมณ์ เป็นต้น

2.2 ชีพจร

ชีพจร เป็นการหดและขยายตัวของผนังหลอดเลือด ซึ่งเกิดจากการบีบตัวของหัวใจ เป็นผลให้คลื่นความดันโลหิตไปดันผนังเส้นเลือดแดงให้ขยายออกเป็นจังหวะ โดยจังหวะการเต้นของเส้นเลือดจะสัมพันธ์กับการเต้นของหัวใจโดยตรงบริเวณที่สามารถคลำชีพจรได้คือ ส่วนผิวของร่างกายที่มีหลอดเลือดแดงผ่านเหนือหรือข้างๆกระดูก ซึ่งชื่อชีพจรแต่ละชีพจรนั้น จะเรียกตามตำแหน่งของแต่ละหลอดเลือดที่จับได้

2.2.1 ปัจจัยที่มีอิทธิพลต่อชีพจร

- **อายุ** : เมื่ออายุเพิ่มมากขึ้นอัตราการเต้นของชีพจรจะลดลง โดยอัตราความเร็วของชีพจรในแต่ละช่วงวัยจะแตกต่างกัน และอัตราการเต้นของชีพจรในผู้ใหญ่นั้นโดยเฉลี่ยแล้ว 80 b/m(60-100bpm)
- **เพศ** :ในช่วงวัยรุ่นและวัยผู้ใหญ่ ค่าเฉลี่ยอัตราการเต้นของชีพจรในเพศหญิงจะเร็วกว่าเพศชายเล็กน้อย
- **อารมณ์**: เช่น ความโกรธ ความกลัว ความวิตกกังวล การรับรู้ความเจ็บปวด จะไปกระตุ้นระบบประสาทซิมพาทีติคทำให้หัวใจบีบตัวเร็วขึ้นและสำหรับการกระตุ้นระบบประสาทพาราซิมพาทีติคทำให้หัวใจเต้นช้าลงโดยอัตราการเต้นของหัวใจขึ้นอยู่กับระบบประสาทอัตโนมัติ มี 2 ส่วน คือ ระบบประสาทซิมพาทีติค (sympathetic) และพาราซิมพาทีติค (parasympathetic)
- **การออกกำลังกาย** : อัตราการเต้นของชีพจรนั้นจะเพิ่มขึ้นเมื่อมีการออกกำลังกาย
- **ท่าทาง:** เมื่ออยู่ในท่ายืนชีพจรนั้นจะเร็วกว่าเมื่ออยู่ในท่านั่งหรือนอน เนื่องจากหัวใจต้องบีบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวให้เร็วขึ้นเพื่อฉีดเลือดไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย

- **อาการป่วยเป็นไข้** : อัตราการเต้นของชีพจรจะเพิ่มขึ้น เพื่อปรับตัวให้เข้ากับความดันเลือดที่ต่ำลง โดยเป็นผลจากเส้นเลือดของส่วนปลายที่ขยายตัวทำให้อุณหภูมิร่างกายสูงขึ้น
- **ยา :** ยาบางชนิดจะลดอัตราการเต้นของชีพจร เช่น ยาโรคหัวใจและในบางชนิดอาจเพิ่มอัตราความเร็วของชีพจร

2.2.2 สิ่งที่ต้องสังเกตในการจับชีพจร

อัตราความเร็วของชีพจร หมายถึง อัตราการเต้นของหัวใจต่อ 1 นาที มีหน่วยเป็นครั้งต่อวินาที (bpm) ซึ่งอัตราความเร็วของชีพจรอาจมีการเปลี่ยนแปลงได้ตามปัจจัยที่มีผลต่อการบีบตัวของหัวใจ และนอกจากนี้ ถ้าร่างกายมีอุณหภูมิสูงขึ้น อัตราเร็วของชีพจรก็จะมากขึ้นด้วย โดยพบว่าอัตราความเร็วของชีพจรนั้นจะเพิ่มขึ้นประมาณ7-10 ครั้งต่อนาที และเมื่อมีอุณหภูมิร่างกายสูงขึ้น 0.56 องศาเซลเซียส

อัตราการเต้นของชีพจรปกติในแต่ละช่วงอายุ

ตารางที่ 1 แสดงอัตราการเต้นของชีพจรปกติอยู่ในช่วงอายุ

ทารกแรกเกิด ถึง 1 เดือน	ประมาณ	120-160 bpm
1-12 เดือน	ประมาณ	80 – 140 bpm
12-2 ปี	ประมาณ	80 – 130 bpm
2 – 6 ปี	ประมาณ	75 – 120 bpm
6 – 12 ปี	ประมาณ	75 – 110 bpm
วัยรุ่น-วัยผู้ใหญ่	ประมาณ	60 – 100 bpm

2.2.3 ภาวะอัตราการเต้นของชีพจรผิดปกติ

Tachycardia : ภาวะที่อัตราการเต้นของหัวใจในผู้ใหญ่มากกว่า 100 b/m

Bradycardia : ภาวะที่อัตราการเต้นของหัวใจในผู้ใหญ่น้อยกว่า 60 b/m

2.2.4 จังหวะชีพจร

แสดงถึงลักษณะการบีบตัวของหัวใจ โดยจังหวะที่ปกติจะต้องมีความสม่ำเสมอ (regular) และช่วงห่างระหว่างชีพจรในแต่ละครั้งจะต้องเท่ากัน ถ้าจังหวะการเต้นไม่มีความสม่ำเสมอ (irregular) หรือช่วงห่างระหว่างชีพจรไม่เท่ากัน เหมือนมีการหยุดเต้นเป็นช่วงๆ (intermittent) แสดงให้เห็นถึง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การบีบตัวที่ผิดปกติของหัวใจ หรือมีความพิการทางหัวใจโดยจังหวะและช่วงพักของชีพจรนั้นจะเต้นเป็นจังหวะ และมีช่วงพักระหว่างจังหวะ

2.2.4.1 จังหวะของชีพจรปกติ จะมีช่วงพักระหว่างจังหวะที่เท่ากัน เรียกว่า ชีพจรสม่ำเสมอ

2.2.4.2 จังหวะของชีพจรผิดปกติ ชีพจรที่มีจังหวะแต่ละช่วงพักไม่สม่ำเสมอหรืออาจจะมีจังหวะการเต้นสม่ำเสมอสลับกับไม่สม่ำเสมอ

2.2.5 ปริมาตรแรงชีพจร

ขึ้นอยู่กับความแรงของเลือดในการกระทบ โดยชีพจรปกติรู้สึกได้ด้วยการกดนิ้วลงตรงบริเวณที่จะวัดด้วยความแรงพอประมาณแต่ถ้ากดแรงมากเกินไปจะไม่ได้รับความรู้สึก ถ้าแรงดันเลือดดีชีพจรจะแรง และถ้าแรงดันเลือดอ่อนชีพจรจะเบา ซึ่งความแรงหรือความหนักเบาของชีพจรในแต่ละจังหวะควรมีเท่ากัน และความหนักเบาของชีพจรที่คลำได้ จะขึ้นอยู่กับปริมาณเลือดในร่างกาย ถ้าปริมาณเลือดในร่างกายปกติ ชีพจรจะเต้นแรง (full) และถ้าปริมาณเลือดน้อยลง ชีพจรก็จะเต้นเบาตามไปด้วย (weak, soft)

ปริมาตรของชีพจร วัดเป็นระดับ 0 ถึง 4 หรืออาจมี 0 ถึง 3 scale

ตารางที่ 2 แสดงปริมาตรของชีพจร วัดเป็นระดับ 0 ถึง 4

ระดับ 0	ไม่มีชีพจร	คลำชีพจรไม่ได้
ระดับ 1	(Thready)	คลำชีพจรยาก
ระดับ 2	Weak	ชีพจรแรงกว่า threedy pulse คลำชีพจรยาก
ระดับ 3	ปกติ	
ระดับ 4	bounding pulse	ชีพจรเต้นแรง

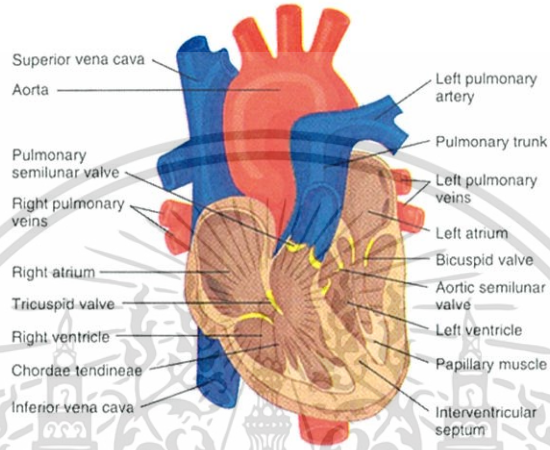
2.3 หัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.3.1 หัวใจ

หัวใจประกอบไปด้วยเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจเป็นส่วนใหญ่ ซึ่งจัดตัวกันเป็น 4ห้องได้แก่หัวใจสองห้องบน (Atrium) และหัวใจสองห้องล่าง (Ventricle) ผนังของหัวใจห้องบนนั้นจะบาง และยืดขยายได้ง่ายทำให้รับเลือดที่กลับสู่หัวใจได้แม้เพียงความดันเลือดต่ำๆ ซึ่งเลือดจากร่างกายจะไหลกลับสู่หัวใจทางหลอดเลือดดำใหญ่ด้านบน (Superior Vena Cava) และด้านล่าง (Inferior Vena Cava) เข้าสู่หัวใจห้องบนขวาโดยผ่านลิ้นกั้นหัวใจไตรคัสพิด (Tricuspid Valve) และเข้าสู่หัวใจห้องล่างขวา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยผ่านลิ้นหัวใจ พัลโมนารี่ (Pulmonary Valve) เข้าสู่ปอดทางหลอดเลือดแดง(Pulmonary Arteries)เพื่อแลกเปลี่ยนออกซิเจนและขจัดคาร์บอนไดออกไซด์ที่ปอด ซึ่งเลือดจากปอดเป็นเลือดดีที่จะไหลกลับเข้าสู่หัวใจห้องบนซ้ายผ่านทางเส้นเลือดดำ (Pulmonary Veins) โดยจะผ่านลิ้นหัวใจไมตรัล (Mitral) เข้าสู่หัวใจห้องล่างซ้ายซึ่งผนังกล้ามเนื้อที่หัวใจห้องนี้จะมีความหนามากกว่าหัวใจห้องอื่นๆ เพราะต้องบีบตัวเพื่อที่จะสูบฉีดเลือดเข้าสู่หลอดเลือดแดงใหญ่ให้กระจายไปสู่อวัยวะต่างๆ ในร่างกาย



รูปที่ 2.1 โครงสร้างของหัวใจ

ที่มา : http://www.sci.nu.ac.th/biology/elearning/animal_biology/animalbiology

2.3.2 กล้ามเนื้อหัวใจ

เป็นกล้ามเนื้อที่มีลายคล้ายกับกล้ามเนื้อลาย แต่การทำงานนั้นอยู่นอกเหนืออำนาจของจิตใจ คล้ายกับกล้ามเนื้อเรียบ โดยที่กล้ามเนื้อหัวใจมีคุณสมบัติพิเศษที่สามารถทำงานได้เอง (automaticity) และทำงานเป็นจังหวะสม่ำเสมอได้ (rhythmicity)สามารถแบ่งออกเป็น 2 ชนิด คือ

- **Electrical cells**

  - ทำหน้าที่ให้กำเนิดไฟฟ้าหัวใจที่สำคัญ ได้แก่ SA node, AV node

  - นำคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สำคัญ ได้แก่ His bundle และ Purkinje fiber

- **Mechanical cells**

  ทำหน้าที่หดตัวตอบสนองต่อแรงกระตุ้นจากกระแสไฟฟ้า ซึ่งเป็นผลทำให้หัวใจมีการบีบตัว ได้แก่ cells กล้ามเนื้อหัวใจทั่วไปทั้งที่ atrium และ ventricle

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

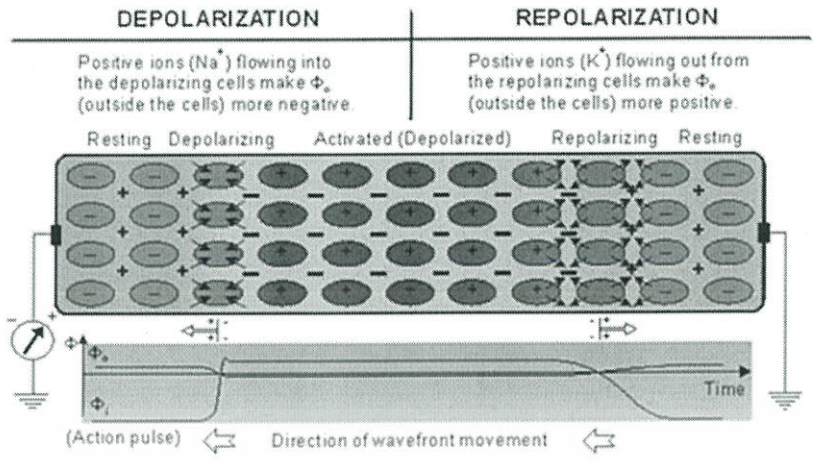
2.3.3 การเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจเกิดจากการไหลของกระแสไฟฟ้าในหัวใจ โดยเริ่มต้นจาก Sinus Node, AVnode, His bundle, Bundle Branch, Purkinje Fibers, Ventricular Myocardium ตามลำดับ โดยที่คลื่นไฟฟ้าหัวใจเกิดจากการที่เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจนั้นเริ่มต้นกระบวนการนำไฟฟ้าภายในเซลล์ เนื่องจากการกระตุ้นในกล้ามเนื้อหัวใจจะทำให้เกิดการหดตัวและคลายตัวเป็นจังหวะตามที่ถูกกระตุ้น เป็นผลให้หัวใจสามารถขยายตัวรับเลือดและหดตัวสูบฉีดเลือดออกไปเลี้ยงส่วนต่างๆในร่างกายได้ การหดและขยายตัวของกล้ามเนื้อหัวใจทำให้เกิดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างภายนอกและภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจขึ้น อันเนื่องมาจากมีการแลกเปลี่ยน Na+ และ K+ ระหว่างภายในและภายนอกเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ ซึ่งประกอบไปด้วย กระบวนการโพลาไรซ์ ดีโพลาไรซ์ และรีโพลาไรซ์

2.3.4 กระบวนการดีโพลาไรเซชันและรีโพลาไรเซชัน

โดยทั่วไปปกติในช่วงเวลาที่เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจอยู่ในระยะพักตัว ภายในเซลล์จะมีศักย์ไฟฟ้าประมาณ -60 ถึง -100 มิลลิโวลต์ ซึ่งเรียกว่าศักย์ไฟฟ้าขณะเซลล์พัก (Resting Potential) หรือสภาวะโพลาไรซ์เซชั่น (Polarization) และเมื่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจได้รับการกระตุ้นให้อยู่ในสภาวะดีโพลาไรเซชัน (Depolarization/Activated)หรือศักย์กระตุ้นนั้น (Action Potential)ค่าศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์จะมีค่าสูงขึ้นประมาณ+20 และการที่ศักย์ไฟฟ้ามีค่าต่างกันนี้ เป็นผลเนื่องมาจากการแลกเปลี่ยนความเข้มข้นของสารเกลือแร่ เช่น โซเดียมไอออนที่อยู่ภายนอกเซลล์กับโปรแตสเซียมไอออนที่อยู่ภายในเซลล์ โดยในภาวะปกติภายในเซลล์จะมีสารโปรแตสเซียมสูงและมีสารโซเดียมต่ำ ซึ่งสารเกลือแร่เหล่านี้จะค่อยๆซึมผ่านเข้าออกเซลล์เป็นระยะๆ เป็นผลทำให้ค่าศักย์ไฟฟ้ามีการเปลี่ยนแปลงอยู่ตลอดเวลา และเมื่อใดที่ศักย์ไฟฟ้าของเซลล์ลดต่ำลงมากๆ เซลล์จะมีการตอบสนองการกระตุ้นโดยที่สารโซเดียมภายนอกเซลล์จะซึมเข้าสู่ภายในเซลล์อย่างรวดเร็ว เพื่อทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์เพิ่มขึ้น และต่อมาศักย์ไฟฟ้าก็จะค่อยๆลดลงเนื่องจากมีสารโปรแตสเซียมซึมผ่านเข้ามาภายในเซลล์ ส่วนสารโซเดียมก็จะถูกขับออกนอกเซลล์ โดยกระบวนการเช่นนี้จะถูกเรียกว่าเซลล์อยู่ในสภาวะกลับตัวรีโพลาไรซ์เซชัน (Repolarization)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

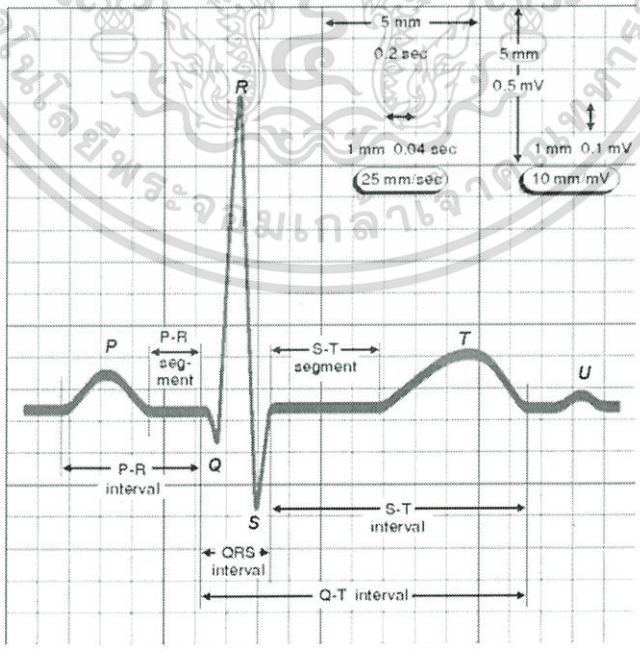


รูปที่ 2.2 กระบวนการดีโพลาไรเซชันและรีโพลาไรเซชัน

ที่มา : http://www.gits.kmutnb.ac.th/ethesis/data/4740381076.pdf

2.4 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

โดยปกติในกระบวนการหดตัวและคลายตัวอย่างสม่ำเสมอของหัวใจนั้นจะส่งผลให้เกิดสรีระไฟฟ้าที่ไหลผ่านไปมาในหัวใจเป็นวงรอบหรือที่เรียกว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะประกอบไปด้วยคลื่น P คลื่น QRS Complex 10คลื่น T และคลื่น U (พบได้ในบาง Lead) ดังแสดงในภาพที่ 2.3 โดยสามารถอธิบายการเกิดคลื่นไฟฟ้าตามการทำงานของหัวใจได้ดังนี้



รูปที่ 2.3 ระยะและช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนกระดาษกราฟ

ที่มา : http://mis.en.kku.ac.th/administrator/doc_upload/20110318133033.pdf

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.1 การเกิดคลื่น P เป็นคลื่นที่แสดงการดีโพลาไรซ์เซชันของหัวใจห้องบนซ้ายและหัวใจห้องบนขวา โดยปกติคลื่น P จะเป็นคลื่นหัวตั้งเว้นแต่ใน Lead aVRที่คลื่น P เป็นคลื่นหัวกลับ คลื่น P จะมีขนาดใหญ่และ เห็นได้ชัดที่สุดเมื่ออยู่ใน Lead II มากกว่า Lead อื่นๆ

2.4.2 การเกิดคลื่น QRS Complex แสดงการดีโพลาไรซ์เซชันของหัวใจห้องล่างขวาและหัวใจห้องล่างซ้าย โดยในคนปกติคลื่น Q จะเป็นคลื่นลบเล็กๆ ซึ่งเกิดจากการกระตุ้นทางไฟฟ้าของผนังกั้นเวนทริเคิลด้านซ้ายเมื่อทำการวางขั้วไฟฟ้าไว้ที่บริเวณเวนทริเคิลซ้ายและเนื่องจากผนังกั้นเวนทริเคิลทางด้านซ้ายหนากว่าทางด้านขวาทำให้เราได้คลื่นบวก R ที่สูงและชัดเจน แต่ถ้าวางขั้วไฟฟ้าไว้ที่บริเวณเวนทริเคิลขวาคลื่นที่บันทึกได้จะแสดงให้เห็นคลื่น R ที่เล็ก ซึ่งต่างจากคลื่น S ที่จะมีลักษณะที่แหลมและลึก

คลื่น Q หมายถึง Negative Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่น P
คลื่น R หมายถึง Positive Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่น P
คลื่น S หมายถึง Negative Deflection ที่พบครั้งแรกหลังคลื่น R

2.4.3 การเกิดคลื่น T แสดงการเกิดรีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างมีขนาดประมาณร้อยละ 30 ของคลื่น R โดยที่คลื่น T จะมีลักษณะหัวตั้งไม่ค่อยสมมาตรเล็กน้อยในเกือบทุกลีด ยกเว้น AVR, AVL, V1

2.4.4 การเกิดคลื่น U เป็นคลื่นบวกที่เกิดตามหลังคลื่น T ซึ่งแสดงถึงการเกิดรีโพลาไรเซชันของกล้ามเนื้อ Papillar และมักจะพบในสภาวะที่มีโพแทสเซียมไอออนในน้ำนอกเซลล์ต่ำ

2.5 การตรวจวัดคลื่นหัวใจ

การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นการตรวจทางการแพทย์ที่ใช้ตรวจกระแสไฟฟ้าที่กล้ามเนื้อหัวใจที่ผลิตออกมาขณะที่หัวใจบีบตัว เพื่อตรวจดูกิจกรรมทางไฟฟ้าของหัวใจช่วงระยะเวลาหนึ่งด้วยการรับสัญญาณไฟฟ้าผ่านขั้วไฟฟ้าที่ติดบนผิวหนังบริเวณหน้าอกและบันทึกหรือแสดงผลการตรวจบนจอภาพด้วยอุปกรณ์ที่อยู่ภายนอกร่างกายโดยการตรวจนี้เป็นการตรวจแบบภายนอกที่ไม่ต้องเจาะทะลุผิวหนังเข้าไปในร่างกายคลื่นไฟฟ้าหัวใจถูกใช้ในการวัดระบบการนำไฟฟ้าของหัวใจโดยจะรับแรงกระตุ้นไฟฟ้าที่เกิดจากการโพลาไรเซชันและดีโพลาไรเซชัน(การสลับขั้ว)ของเนื้อเยื่อหัวใจจากนั้นจะถูกแปลให้เป็นรูปคลื่นเพื่อใช้ในการวัดอัตราความสม่ำเสมอของการเต้นของหัวใจและวัดขนาดกับตำแหน่งของห้องหัวใจ เพื่อที่จะแสดงความเสียหายที่เกิดกับหัวใจและผลกระทบของยาหรืออุปกรณ์ที่ใช้ในการควบคุมหัวใจเช่นเครื่องกระตุ้นหัวใจ

ในทางการแพทย์ผู้ป่วยจะต้องนอนหงายและติด Electrodes ที่แขนขาทั้งสองข้างหรือตามจุดต่างๆบริเวณหน้าอก จากนั้นก็ทำการเปิดเครื่องบันทึกสัญญาณจากleads ต่างๆ ซึ่งการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบมาตรฐานจะมีทั้งหมด12 Leads โดยจะแบ่ง leads ต่างๆออกเป็น 3ชนิดคือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

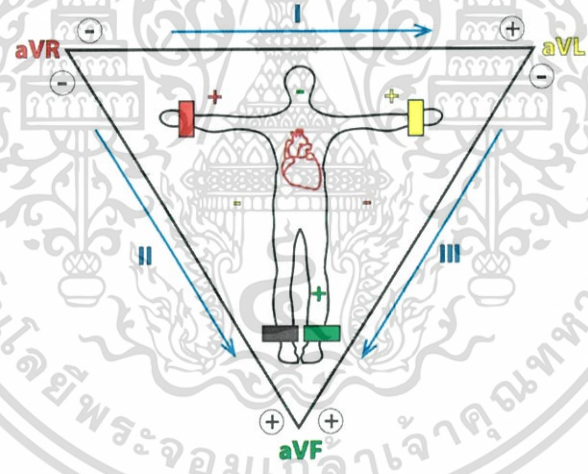
2.5.1 Bipolar Lead หรือ Limb Lead เป็นการติดสายวัดสัญญาณตามส่วนต่างๆของร่างกายในรูปของสามเหลี่ยมเอนโทเฟี่ยน เช่น แขนขวา แขนซ้าย ขาขวาและขาซ้าย ซึ่งโดยปกติมักจะวางไว้บนขาซ้ายเนื่องจากความสะดวกและคลื่นไฟฟ้าที่ได้จะเป็นการวัดค่าความต่างศักย์ระหว่างขั้วทั้งสองของขั้วไฟฟ้า จากที่วางไว้ตามจุดต่างๆ โดยวิธีการวัดเช่นนี้จะทำให้ได้คลื่นไฟฟ้า 3 Leadด้วยกันคือ

Lead I : ได้จากการวัดความต่างศักย์ระหว่างแขนขวาและแขนซ้าย

Lead II : ได้จาการวัดความต่างศักย์ระหว่างแขนขวาและขาซ้าย

Lead III : ได้จาการวัดความต่างศักย์ระหว่างแขนซ้ายและขาซ้าย

Bipolar Lead จะเป็นการวัดค่าความต่างศักย์ระหว่างจุด 2 จุด และขั้วไฟฟ้าที่จุดหนึ่งจะเป็นขั้วลบอาจเรียกว่า Lead ที่ได้จากการวางขั้วไฟฟ้าเช่นนี้ว่า Bipolar Lead แต่เนื่องจาก Lead ที่ได้เป็น Limb Lead ดังแสดงในภาพที่ 2.4 บางครั้งอาจเรียกรวมกันว่าBipolar Limb Lead เพื่อให้แตกต่างจากUnipolar Limb Lead



รูปที่ 2.4 แสดงถึงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3lead คือ Bipolar Limb Lead, Unipolar Limb Lead และ Unipolar Chest Lead

ที่มา : http://fblt.cz/en/skripta/x-srdce-a-obeh-krve/1-srdce/

2.5.2 Unipolar Limb Lead หรือแบบ Augmented Limb Lead เกิดจากการวางขั้วไฟฟ้าที่เป็นขั้วบวกไว้ตามตำแหน่งมาตรฐานต่างๆ ส่วนขั้วไฟฟ้าอีกขั้วหนึ่งได้ต่อเข้ากับ Galvanometer ทำให้มีค่าขั้วลบเป็นศูนย์ ซึ่งอาจเรียกว่าเป็นการปรับให้ขั้วไฟฟ้าเป็นกลาง (Indifferent Electrode) ทำให้เราสามารถวัดกระแสที่เกิดขึ้นจริงใต้ขั้วไฟฟ้าขั้วบวกตามตำแหน่งต่างๆที่เราต้องการได้ โดยที่สามารถเคลื่อนย้ายขั้วไฟฟ้าขั้วบวกไปตามตำแหน่งที่องการเช่น หัวไหล่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขวา-ซ้าย และขาซ้ายแต่เนื่องจากกราฟหรือคลื่นที่ได้จากการทำเช่นนี้มักจะมีขนาดเล็กจึงไม่สะดวกแก่การอ่านและการแปรผล จึงได้มีการดัดแปลงเพื่อเพิ่มขนาดรูปคลื่นแต่รูปร่างไม่เปลี่ยนแปลงโดยการเพิ่มระดับแรงดัน (Augmented Voltage) ในทางปฏิบัติแล้ว ต้องมีการปรับสมดุลของค่าความต้านทานอินพุท โดยการต่อตัวต้านทานเข้ากับขั้วบวกและขั้วลบของวงจรขยายดังแสดงในภาพที่ 2.4 ดังนั้นจึงเรียก Lead ทั้งสามดังนี้

Lead aVL : หัวไหล่ขวาซึ่งอาศัยขั้วไฟฟ้าที่ติดกับแขนขวาในการทำ Standard Lead

Lead aVR : หัวไหล่ซ้ายอาศัยขั้วไฟฟ้าที่ติดกับแขนซ้าย

Lead aVF : เท้าซ้ายซึ่งอาศัยขั้วไฟฟ้าที่ติดกับขาซ้าย

2.5.3 Unipolar Chest Lead หรือ Precordial Lead เป็นการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจในระหว่างตำแหน่งต่างๆบนหน้าอกรอบหัวใจตามแบบมาตรฐานสากลซึ่งจะมีการวางตำแหน่งทั้งหมด 6 ตำแหน่งด้วยกัน หรือใช้เป็นตัวย่อV Lead ตามตำแหน่งต่างๆของขั้วไฟฟ้าที่วางอยู่บนหน้าอก ดังภาพที่ 2.4 โดยจะแสดงตำแหน่งของ Lead ดังนี้

ตารางที่ 3 แสดงตำแหน่งต่างๆ ของ Lead

Lead	ตำแหน่งของการวางขั้วไฟฟ้า
Lead V_1	ช่องระหว่างกระดูกซี่โครงช่องที่ 4 ทางด้านขวาซึ่งจะติดกับขอบกระดูกหน้าอก
Lead V_2	ช่องระหว่างกระดูกซี่โครงอ่อนช่องที่ 4ทางด้านซ้ายติดกับขอบกระดูกหน้าอก
Lead V_3	กึ่งกลางระหว่าง V_2และ V_4พอดี
Lead V_4	วางไว้บนตำแหน่งเส้นกึ่งกลางของกระดูกไหปลาร้า ในช่องว่างระหว่างกระดูกซี่โครงช่องที่ 5
Lead V_5	วางไว้บนจุดซึ่งตัดกันระหว่างเส้น Anterior Axillaty กับเส้นขนาน (Horizontal Line) ที่ลากจาก V_4
Lead V_6	วางไว้บนจุดที่ตัดกันระหว่างเส้น Mid-Aixillaty line กับเส้นขนานที่ลากไปจาก V_4 ไป

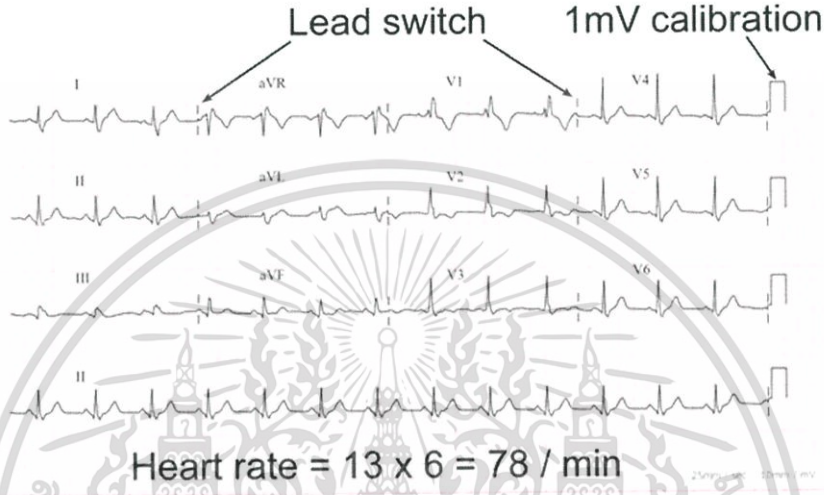
โดยปกติทั่วไป Lead V_1 –V_2 จะถือว่าเป็น Right Precordial Lead และ Lead V_5 –V_6 จะถือว่าเป็นLeft Precordial Lead ส่วน Lead V_3 –V_4 จะอยู่ตรง Interventrivular Septum โดยจะแบ่งเป็นเวนทริเคิลขวาและซ้ายออกจากกันดังนั้น Chest Lead จะเป็นการให้ข้อมูลเกี่ยวกับกล้ามเนื้อหัวใจในแต่ละตำแหน่งได้ดีกว่า Lead ชนิดอื่นๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6 การคำนวณอัตราการเต้นหัวใจจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

วิธีการคำนวณอัตราการเต้นหัวใจ สามารถจำแนกได้เป็น 3 วิธี ดังนี้

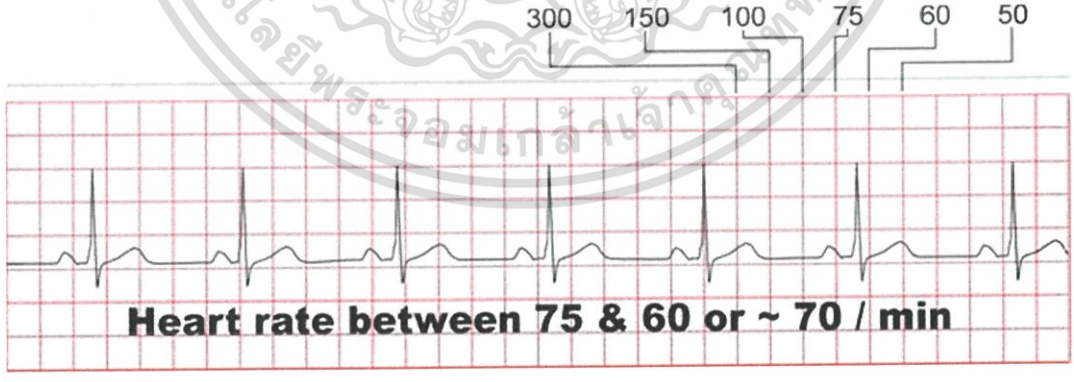
วิธีแรกเป็นวิธีที่นิยมใช้ในการคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจที่ปกติทั่วไป ซึ่งอัตราการเต้นหัวใจของวิธีนี้สามารถหาได้จากการนับจำนวนของจังหวะการเต้นของหัวใจในช่วงระยะเวลา 10 วินาที คูณด้วย 6 ดังภาพที่ 2.5



รูปที่ 2.5 แสดงการคำนวณอัตราการเต้นหัวใจในวิธีที่ 1

ที่มา : http://www.medicine-on-line.com/html/ecg/e0001en_files/07.htm

วิธีที่ 2 เป็นวิธีที่ใช้สำหรับการหาอัตราการเต้นของหัวใจที่ผิดปกติ ซึ่งวิธีการหาอัตราการเต้นของหัวใจในวิธีนี้หาได้จากระยะห่างระหว่างคลื่น QRS 2 คลื่น



รูปที่ 2.6 แสดงตัวอย่างการหาอัตราการเต้นของหัวใจในวิธีที่ 2

ที่มา : http://www.medicine-on-line.com/html/ecg/e0001en_files/07.htm

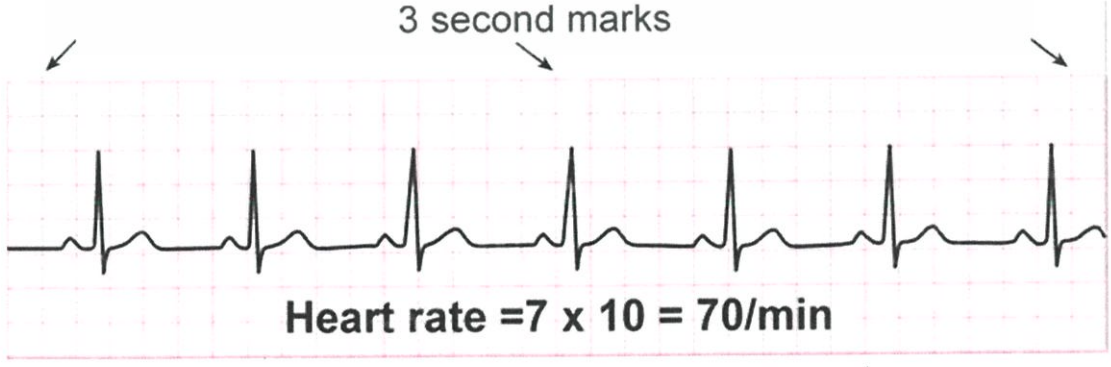
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยระยะห่างของแต่ละช่องจะมีอัตราการเต้นหัวใจดังนี้

ตารางที่ 4 แสดงอัตราการเต้นของหัวใจตามระยะห่างของช่องใหญ่ระหว่าง 2 คลื่น

จำนวนช่องใหญ่ของระยะห่างระหว่างคลื่น QRS	อัตราการเต้นของหัวใจ
1	300
2	150
3	100
4	75
5	60
6	50
7	43
8	37
9	33
10	30

ในวิธีสุดท้ายนี้ มักจะนิยมประยุกต์ใช้ในการหาอัตราการเต้นของหัวใจแบบซิงเกิ้ลลีด โดยวิธีนี้จะเหมาะสำหรับอัตราการเต้นหัวใจที่ช้ามากๆ ซึ่งจะใช้วิธีการนับคลื่นจังหวะการเต้นของหัวใจ (คลื่น QRS) ภายใน 6 วินาที คูณด้วย 10 ซึ่งสามารถเพิ่มความแม่นยำในการหาอัตราการเต้นของหัวใจในวิธีนี้ได้โดยการนับคลื่นจังหวะการเต้นของหัวใจ (คลื่น QRS) เพิ่มขึ้นเป็นภายใน 12 วินาที แล้วนำจำนวนคลื่นที่นับได้มาคูณกับ 5 ซึ่งแสดงให้เห็นดังภาพที่ 2.7



รูปที่ 2.7 แสดงวิธีการคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจในวิธีที่ 3

ที่มา : http://www.medicine-on-line.com/html/ecg/e0001en_files/07.htm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7 คุณสมบัติของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.7.1 ภาคตรวจรับสัญญาณ (Detector) ภาคตรวจรับสัญญาณ คือ ส่วนของอิเล็กโตรด (Electrode) ที่ติดกับผิวหนังของผู้ป่วยหรือผู้ที่ถูกทำการตรวจ ตลอดจนสายลีดที่ต่อมาเข้ากับเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อิเล็กโตรดที่ใช้นั้นจะแบ่งออกเป็นหลายๆชนิดด้วยกัน ซึ่งได้มีวิวัฒนาการเพื่อแก้ไขให้สัญญาณที่วัดได้มีความคงที่ ตัดสัญญาณรบกวนอื่นๆออก รวมถึงขนาดต้องเหมาะสมในการใช้งาน

2.7.2 ภาคขยายสัญญาณ (Amplifier) โดยปกติทั่วไปนั้นคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีขนาดเล็กประมาณ 1 มิลลิโวลต์จึงต้องใช้วงจรขยายที่มีอัตราขยายสูง เพื่อที่จะทำการขยายสัญญาณให้ได้สัญญาณที่มากพอและต้องจำกัดวงจรให้ขยายสัญญาณเฉพาะช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (0.05-100 Hz สำหรับการวินิจฉัย) โดยวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ดีควรมีคุณสมบัติดังนี้

2.7.2.1 อิมพีแดนซ์ขาเข้า (Input Impedance) จะต้องมีอิมพีแดนซ์ขาเข้าที่สูง เนื่องจากที่บริเวณรอยสัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนังจะเกิดความต้านทานที่สูงมาก วงจรขยายจึงต้องมีค่าอิมพีแดนซ์ขาเข้าที่สูงกว่าค่าความต้านทานตรงรอยสัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนังเพื่อต้องการให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจมีการสูญเสียที่รอยสัมผัสน้อยที่สุด

2.7.2.2 อิมพีแดนซ์ขาออกต่ำ (Low output impedance) โดยความต้านทานของวงจรนำออก ควรจะต้องมีค่าต่ำเพื่อให้สัมพันธ์กับวงจรของระบบการบันทึกหรือแสดงผลประมาณต่ำกว่า20 โอห์ม

2.7.2.3 มีค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio) สูง หมายถึงค่าอัตราการกำจัดสัญญาณคอมมอนโหมดที่สูง เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นมีขนาดที่เล็กมาก สัญญาณอื่นๆสามารถเข้ามารบกวนได้ง่าย โดยเฉพาะสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับความความถี่ 50 Hzจากแหล่งจ่ายไฟทั่วไป สัญญาณรบกวนที่ว่าจะอยู่ในช่วงความถี่ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยสามารถมีวิธีแก้ไขปัญหาดังกล่าวด้วยการเลือกใช้วงจรขยายที่มีอัตราการกำจัดสัญญาณคอมมอนโหมด(CMRR)สูง หรือการที่มีอัตราขยายดิฟเฟอร์เรนโหมด(Differential Mode) สูงและอัตราขยายคอมมอนโหมด (Common Mode) ต่ำ เพื่อทำให้วงจรขยายเฉพาะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เข้ามาในลักษณะดิฟเฟอเรนโหมดอีกทั้งยังสามารถกำจัดสัญญาณรบกวน 50 Hz ที่เข้ามาในลักษณะคอมมอนโหมดออกไปได้

2.7.2.4 ตอบสนองค่าความถี่ต่ำได้ดี คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะประกอบด้วยสัญญาณที่มีความถี่ต่ำมากๆ(0.05Hz) จะเห็นว่ามีค่าใกล้เคียงกับศักย์ไฟฟ้ากระแสตรง เพราะฉะนั้นวงจรขยายจะต้องตอบสนองต่อความถี่ต่ำได้ดีแต่เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถีที่ต่ำมากๆ เมื่อเกิดศักย์ไฟฟ้าออฟเซ็ตกระแสตรง (DC Offset) จากการขยับตัวของร่างกายหรือหากความต้านทานตรงรอยสัมผัสของอิเล็กโทรดกับผิวหนังเปลี่ยนแปลงไป ศักย์ไฟฟ้าออฟเซตกระแสตรงจะถูกขยายมาด้วย จึงทำให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจลอยห่างจากระดับศูนย์ ซึ่งถ้าหากศักย์ไฟฟ้าออฟเซตมีค่ามากจะทำให้วงจรขยาย

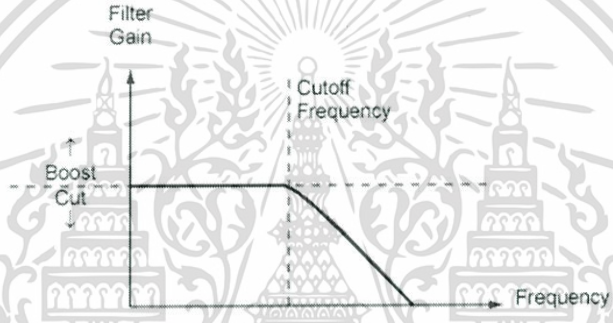
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อิ่มตัว เกิดเป็นแรงดันไฟตกค้างอยู่ที่เกือบเท่ากับศักย์ไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟในด้านใดด้านหนึ่ง(บวกหรือลบ)ซึ่งเป็นสาเหตุให้วงจรไม่สามารถทำงานได้

2.7.2.5 มีความปลอดภัยในการใช้ เครื่องตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะยอมให้กระแสไฟฟ้ารั่วได้ไม่เกิน 10 ไมโครแอมแปร์ หากเกิดกระแสไฟฟ้ารั่วในวงจรควรจะอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้ว่าไม่ก่อให้เกิดอันตรายกับผู้ใช้และผู้ป่วย

2.8 วงจรวงจรกรองความถี่ (Filters)

วงจรกรองความถี่ (Filters) เป็นวงจรที่สามารถทำหน้าที่เลือกความถี่ที่ต้องการหรือตัดความถี่ที่ไม่ต้องการออกได้ โดยการใช้งานวงจรกรองความถี่นั้น สามารถใช้กรองสัญญาณรบกวน หรือกรองเอาสัญญาณที่ต้องการออกมาจากคลื่นพาห์ได้

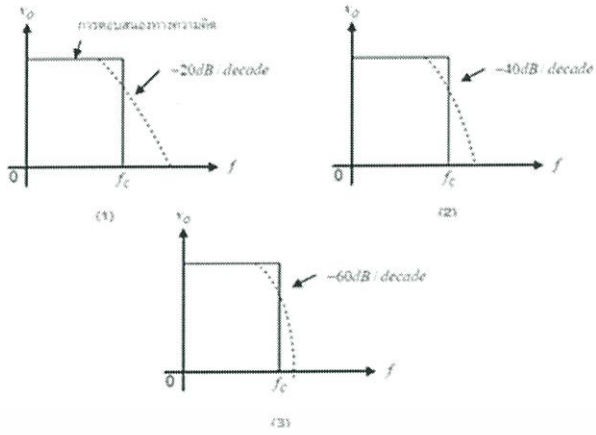


รูปที่ 2.8 วงจรกรองความถี่และการทำงานของวงจรLPF

ที่มา : http://www.audiomulch.com/blog/southpole-expedition-part-1-low-pass-filter-basics

จากรูปที่ 2.8 เป็นผลการตอบสนองความถี่ของวงจร LPF จะเห็นได้ว่าในทางอุดมคติ ถ้าความถี่ของอินพุตมีค่ามากกว่าค่าความถี่ตัดที่ต้องการ (Cut off frequency, f_c) วงจรกรองความถี่แบบ LPF จะทำการตัดสัญญาณที่ความถี่นั้นไม่ให้ออกไปที่เอาต์พุตเลย แต่ในทางปฏิบัติจะไม่สามารถตอบสนองความถี่อย่างที่ว่านี้ได้ ในทางปฏิบัตินั้นวงจรจะค่อยๆลดการตอบสนองความถี่ของช่วงที่ไม่ต้องการลงสังเกตเห็นได้ว่าเมื่อความถี่อินพุตเปลี่ยนแปลงถึงจุดตัดความถี่ (f_c) ของวงจร วงจรจะค่อยๆลดการตอบสนองความถี่ลง โดยอัตราการเปลี่ยนแปลงนี้จะขึ้นอยู่กับลำดับ (Order) ของวงจรกรองความถี่ซึ่งโดยทั่วไปวงจรกรองความถี่มีตั้งแต่ลำดับที่ 1 , 2 , 3 , 4 ไปเรื่อยๆจนถึงลำดับที่ n

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.9 การตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ที่ลำดับต่างๆ
(1) ลำดับที่ 1 (First order), (2) ลำดับที่ 2 (Second order), (3) ลำดับที่ 3 (Third order)
ที่มา : Fundamentals of Active Filters.มนตรี ศิริปรัชญานันท์. 2014

จากรูปที่ 2.9 ลำดับของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ตอบสนองความถี่ได้ใกล้เคียงกับอุดมคติมากที่สุดคือ ลำดับที่ 3 ซึ่งถ้าลำดับยิ่งสูงการตอบสนองความถี่ก็จะยิ่งใกล้เคียงกับอุดมคติมากขึ้นไปอีก แต่ก็เป็นผลให้วงจรกรองความถี่ที่มีลำดับสูงขึ้นนั้น มีความซับซ้อนเพิ่มขึ้นตามไปด้วย โดยในทางใช้งานจริงมักจะนิยมใช้วงจรกรองความถี่ลำดับที่ 2 (2nd order filter) มากกว่าจากรูปที่ 2.6 (2) พบว่ามีอัตราการตกของความถี่เมื่อเทียบกับอัตราขยายเท่ากับ –40 dB /decade โดยเครื่องหมายลบแสดงถึงอัตราให้เห็นว่าเป็นการตกและตัวเลขนี้หมายความถึง วงจรกรองความถี่ต่ำอยู่ลำดับที่ 2 ซึ่งจะมีอัตราการตกของอัตราขยาย 40 dB ต่อช่วง 10 เท่าของความถี่ ยกตัวอย่างเช่น ที่ความถี่ 1kHz วงจรกรองความถี่มีอัตราขยาย 40 dB (100 เท่า) เมื่อความถี่เพิ่มขึ้นไปถึง 10 kHz วงจรกรองความถี่มีอัตราขยายลดลงเหลือ 0 dB (1 เท่า) เนื่องจากความถี่ 1 kHz ไปยังความถี่ 10 kHz เราเรียกที่ 1 decade

2.9 การสื่อสารแบบไร้สาย

ข้อมูลต่างสามารถถูกส่งแบบไร้สายโดยเปลี่ยนจากสัญญาณวิทยุและสัญญาณโทรทัศน์เป็นเสียงและภาพ หรือเป็นข้อมูลด้านคอมพิวเตอร์ข่าวสารต่างๆ จะถูกส่งโดยผสมไปกับคลื่นวิทยุ ซึ่งคลื่นวิทยุเป็นแค่ส่วนหนึ่งในสเปกตรัมคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในช่วงที่เรียกว่า ความถี่วิทยุ (Radio frequency) ข้อมูลทุกชนิดสามารถถูกส่งโดยการใช้ความถี่วิทยุ ความถี่วิทยุมีมากมายไม่ใช่มีแค่คลื่นวิทยุเอเอ็มหรือเอฟเอ็มที่เรารู้จักเท่านั้น

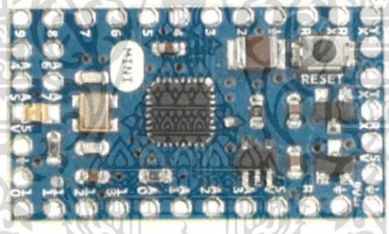
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โมดูเลชั่น (Modulation) ข้อมูลจะถูกส่งผสมไปคลื่นความถี่วิทยุโดยกระบวนที่เรียกว่า โมดูเลชั่นเมื่อได้รับคลื่นสัญญาณจะผ่านกระบวนการ ดีโมดูเลชั่น (Demodulation) เพื่อแยกเอาข้อมูลออกมา

อุปกรณ์ส่งสัญญาณและอุปกรณ์รับสัญญาณคลื่นความถี่วิทยุพร้อมด้วยข้อมูลข่าวสารจะถูกส่งโดยอุปกรณ์ส่งสัญญาณ (Transmitters) และรับโดยอุปกรณ์ที่เรียกว่าอุปกรณ์รับสัญญาณ (Receivers)

2.10 ทฤษฎีและหลักการทำงานของบอร์ด Arduino®

Arduino® เป็นระบบที่ใช้ในการพัฒนาอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ต้นแบบ ซึ่งออกแบบให้ใช้งานง่ายทั้งฮาร์ดแวร์ และซอฟแวร์ เป็นเครื่องมือที่จะทำให้คอมพิวเตอร์สามารถที่จะรับสัญญาณจากภายนอกและส่งสัญญาณออกไปควบคุมอุปกรณ์ภายนอกได้อย่างมีประสิทธิภาพมากกว่าใช้เครื่องพีซี โดยตัวบอร์ดออกแบบจากไมโครคอมพิวเตอร์ชิพเดี่ยว, และมีโปรแกรมพัฒนาสำหรับการเขียนโปรแกรมให้บอร์ดทำงาน



รูปที่ 2.10 Arduino® เวอร์ชั่นแรก เรียกชื่อว่า Arduino® Mini
ที่มา : http://www.arduitronics.com/

ในปัจจุบัน มีบอร์ดหลายแบบให้เลือกใช้งานตามความถนัดและความเหมาะสมมากกว่า 20 รุ่น แต่ละรุ่นก็มีขนาด ความจุ ความเร็ว จำนวนขาพอร์ตอินพุต เอาท์พุต แตกต่างกันจึงทำให้เป็นที่นิยมมากขึ้นเรื่อยๆ

รูปที่ 2.11 บอร์ด Arduino®® Mega 2560
ที่มา : microtech.lnwshop.com

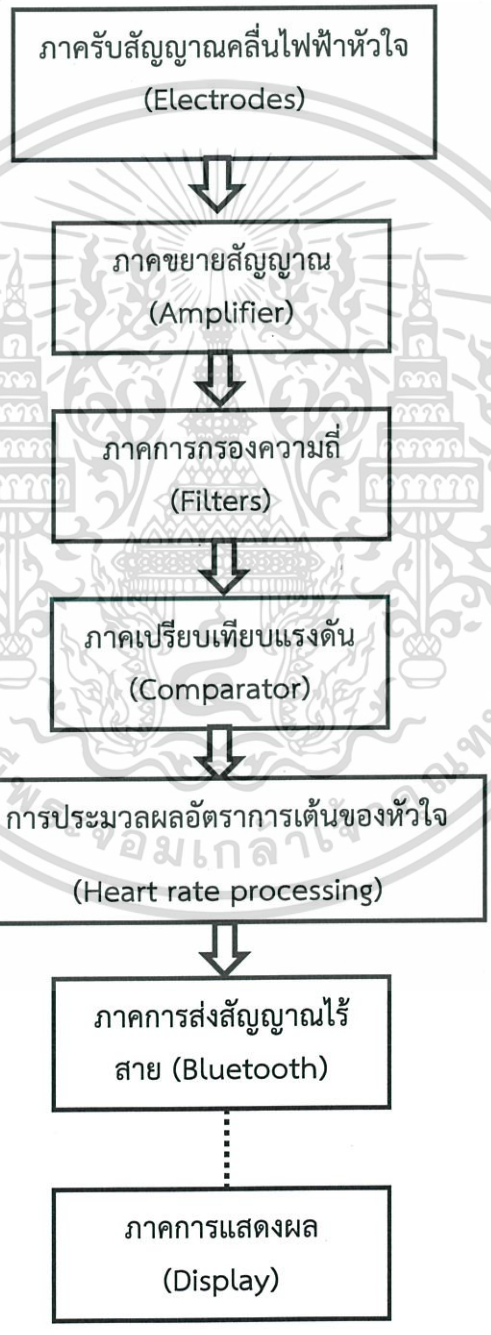
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การออกแบบ

อุปกรณ์การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบพกพาทางผู้จัดทำโครงงานได้ทำการออกแบบโดยแบ่งออกเป็นส่วนๆ ดังแผนผังการทำงานของระบบดังนี้

3.1 แผนผังการทำงานของระบบ



รูปที่ 3.1 แสดง Block Diagram แผนผังการทำงานของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ได้แบ่งหลักการทำงานออกเป็น 7 ส่วน คือ

ส่วนที่ 1 : ส่วนภาครับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrodes)

ส่วนที่ 2 : ส่วนภาคขยายสัญญาณ (Amplifier)

ส่วนที่ 3 : ส่วนภาคกรองความถี่ (Digital Filters)

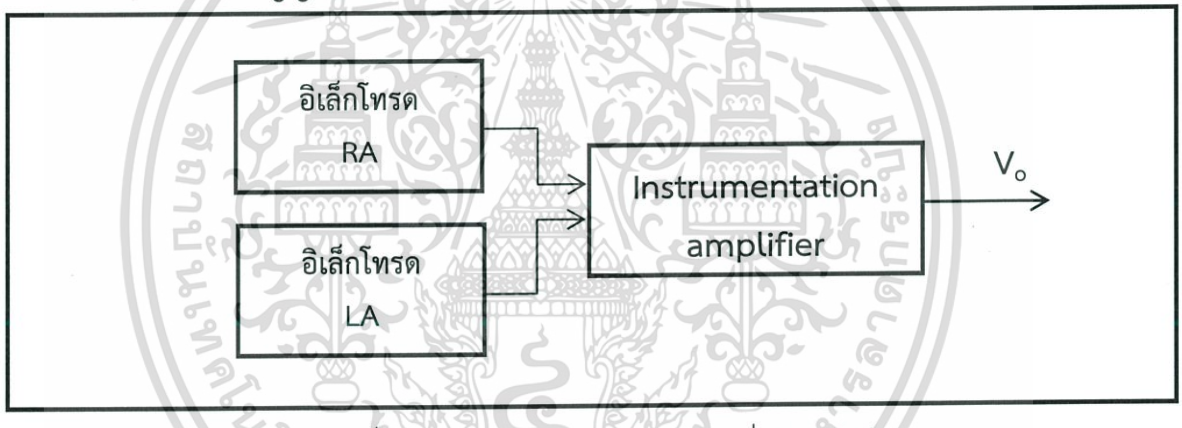
ส่วนที่ 4 : ส่วนภาคเปรียบเทียบแรงดัน (Comparator)

ส่วนที่ 5 : การประมวลผลอัตราการเต้นของหัวใจ (heart rate processing)

ส่วนที่ 6 : ภาคส่งสัญญาณแบบไร้สาย (Bluetooth)

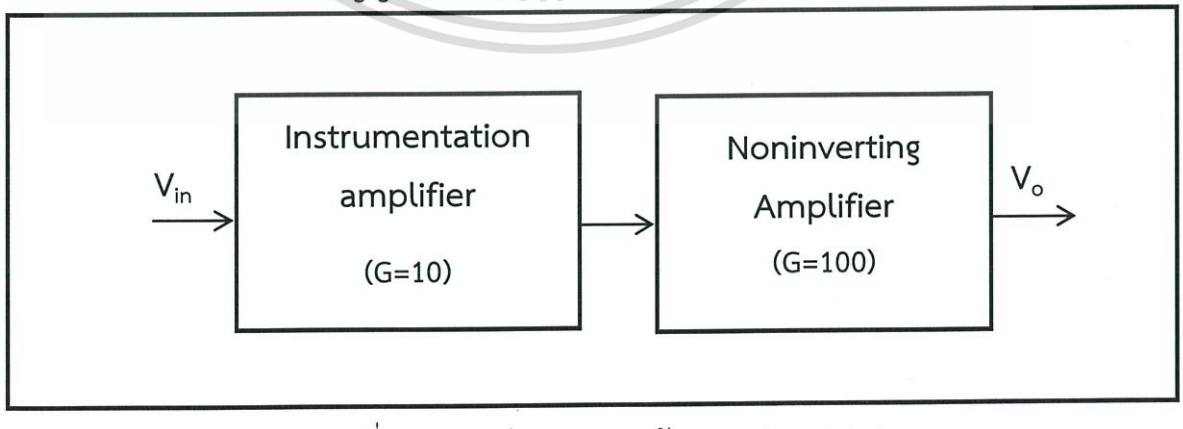
ส่วนที่ 7 : ส่วนการแสดงผล (Display)

ส่วนที่ 1 : ส่วนภาครับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrodes)



รูปที่ 3.2 แสดงส่วนภาครับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

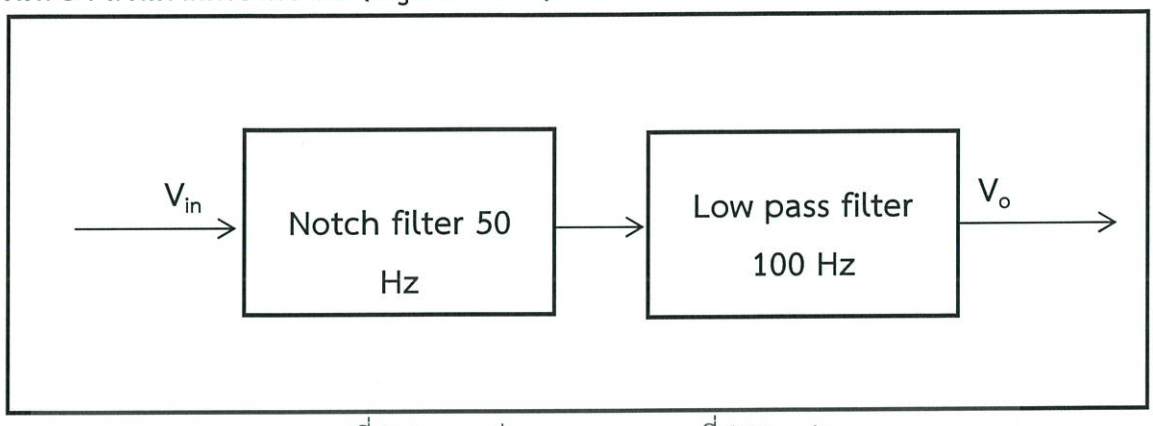
ส่วนที่ 2 : ส่วนของภาคขยายสัญญาณ (Amplifier)



รูปที่ 3.3 แสดงส่วนการขยายสัญญาณ (Amplifier)

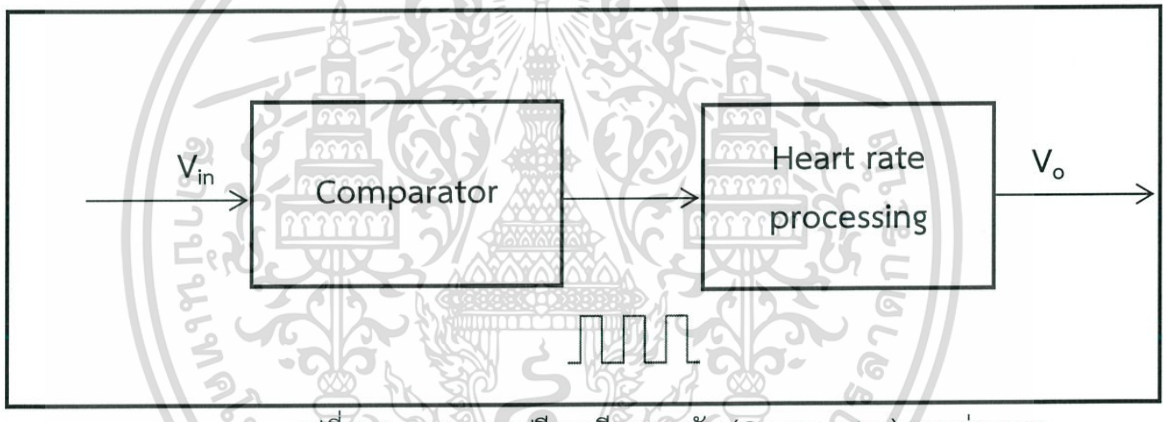
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนที่ 3 : ส่วนภาคกรองความถี่ (Digital Filters)



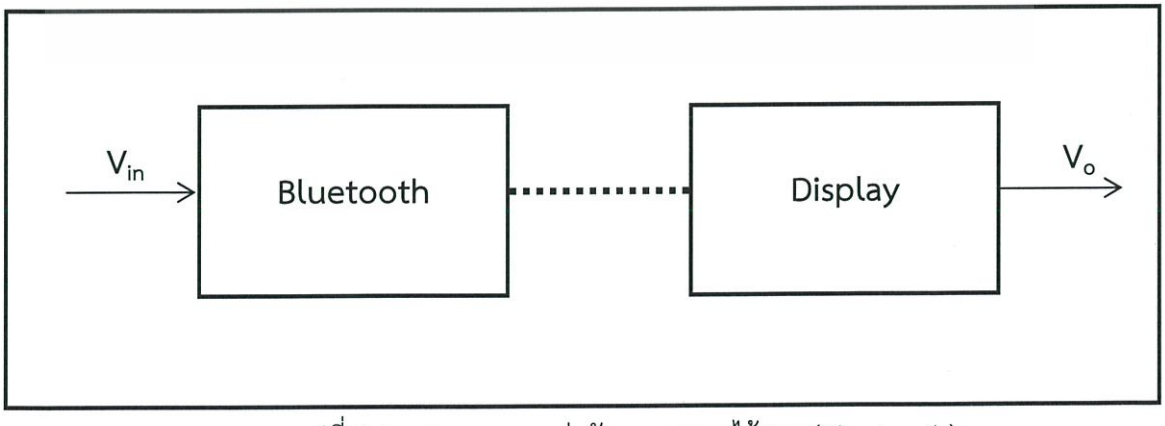
รูปที่ 3.4 แสดงส่วนการกรองความถี่ (Filters)

ส่วนที่ 4 : ส่วนภาคเปรียบเทียบแรงดัน (Comparator) และส่วนที่ 5 : การประมวลผลอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate processing)



รูปที่ 3.5 แสดงภาคเปรียบเทียบแรงดัน (Comparator) และส่วนการประมวลผลอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate processing)

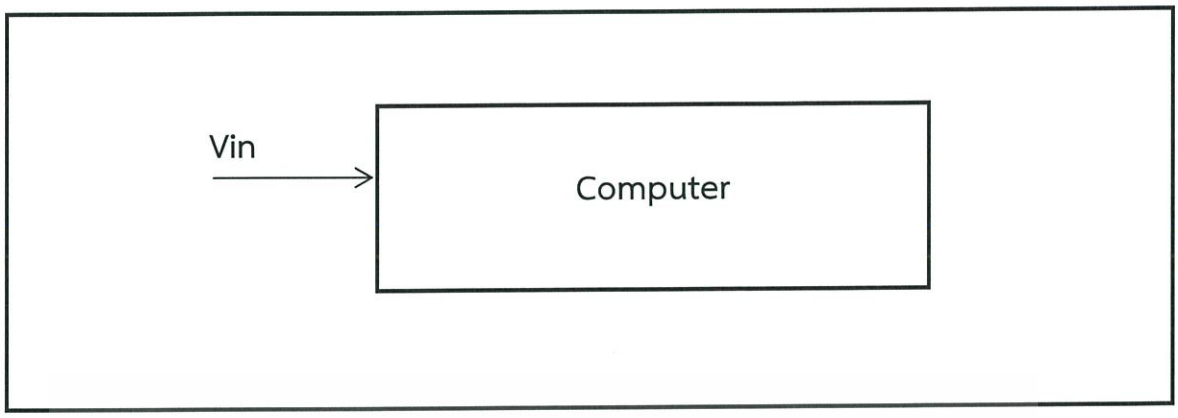
ส่วนที่ 6 : ส่วนภาคการส่งสัญญาณแบบไร้สาย (Bluetooth)



รูปที่ 3.6 แสดงภาคการส่งสัญญาณแบบไร้สาย (Bluetooth)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนที่ 7 : ส่วนการแสดงผล (Display)

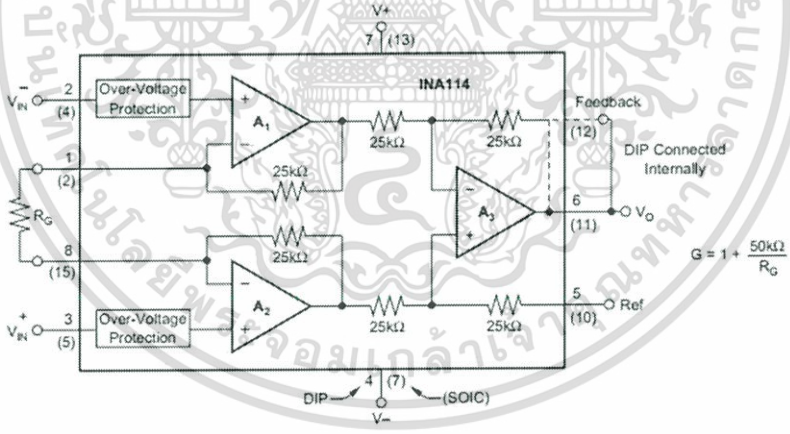


รูปที่ 3.7 แสดงส่วนการแสดงผล (Display)

3.2 อุปกรณ์ที่เลือกใช้

3.2.1 INA114 (Instrumentation amplifier)

INA114 คือ วงจรขยายอินสตูเมชั่นที่เป็นวงจรรวม (Integrated Circuit)แบบสำเร็จรูปของบริษัทเบอร์บราวน์คอร์เปอร์เรชั่นซึ่งมีออปแอมป์ที่ต่อกันอยู่ภายในถึง 3 ตัว โดยมีแผนผังวงจรดังรูป



รูปที่ 3.8 Instrumentation amplifier ของ INA114

ที่มา : http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/56674/BURR-BROWN/INA114.html

INA114 ทำหน้าเป็นอุปกรณ์ขยายสัญญาณ ซึ่งมีอัตราการขยายสัญญาณและความแม่นยำสูง สามารถตั้งค่ากำลังขยายได้ตั้งแต่ 1 ไปจนถึง 10,000 ได้โดยการต่อตัวต้านทานภายนอก โดยมีสูตรการคำนวณค่ากำลังขยายดังสมการที่ (3.1)ต่อไปนี้

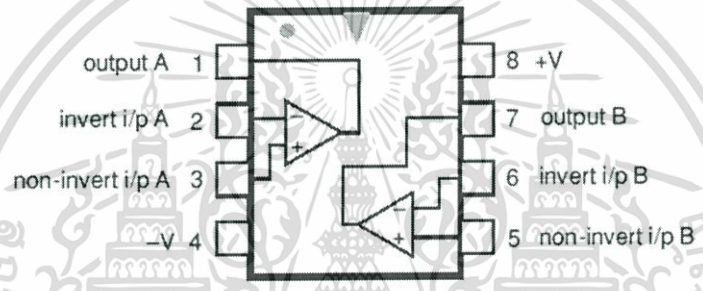
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$G = 1 + \frac{50k}{RG} \quad (3.1)$$

ในการออกแบบวงจรเราได้ตั้งค่ากำลังขยายไว้ที่ 10 เท่า ซึ่งต้องใช้ตัวต้านทานที่มีค่าเท่ากับ 5.6kΩนอกจากนี้ INA114 ยังมีการป้องกันที่อินพุต ซึ่งเมื่อมีการจ่ายแรงดันที่อินพุตมากกว่า 40 V ทั้งบวกและลบ วงจรจะไม่ได้รับความเสียหายใดๆเลย

3.2.3 TL072 (DUAL OPERATIONAL AMPLIFIERS)

TL072 เป็นIC ที่ภายในมี OPAMP2 ตัวโดย TL072 มีความผันแปรและสัญญาณรบกวนต่ำมีอัตราในการเปลี่ยนแปลงสัญญาณในขณะขยายสัญญาณขาออกในแต่ละช่วงเวลาเร็วมาก และมีคุณสมบัติในการที่ใช้พลังงานต่ำ

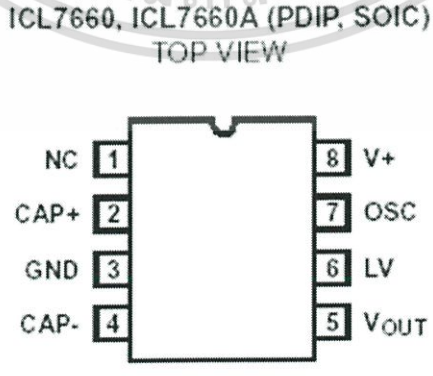


รูปที่ 3.9 DUAL OPERATIONAL AMPLIFIERS ของ TL072

ที่มา https://dmohankumar.wordpress.com

3.2.5 ICL 7660 (CMOS Voltage Converters)

เป็น IC Voltage Converters ที่มีคุณสมบัติแปลงไฟบวกเป็นไฟลบ



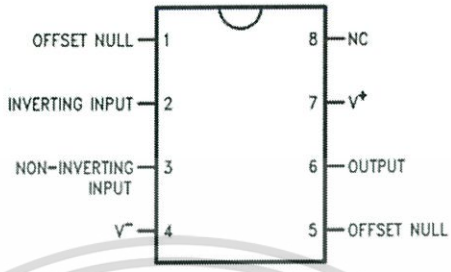
รูปที่ 3.10 OPERATIONAL AMPLIFIERS ของ ICL 7660

ที่มา : http://www.futurlec.com

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.6 LM741 (Operational Amplifier)

เป็นอุปกรณ์ขยายสัญญาณที่มีรูปแบบทำงานที่หลากหลาย มีการป้องกันตัวอุปกรณ์ที่อินพุทและเอาท์พุทเมื่อมีการรับหรือจ่ายแรงดันหรือกระแสเกินพิกัด และไม่มีสภาวะที่มีกระแสไหลจำนวนมากเมื่อช่วงที่วงจรสามารถทำงานได้ตามปกติ

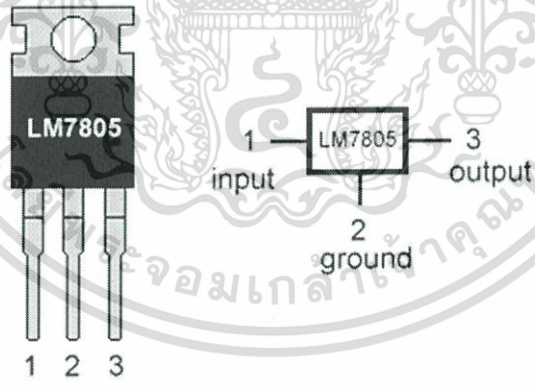


รูปที่ 3.11 Operational Amplifier ของ LM741

ที่มา : http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/9027/NSC/LM741.html

3.2.7 LM7805

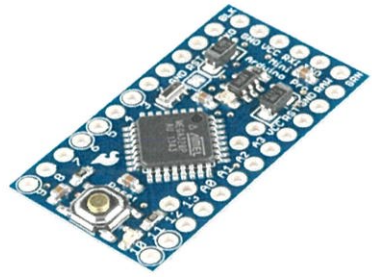
LM7805 เป็น IC เรียงกระแสแบบคงที่ +5V



รูปที่ 3.12 LM7805 Voltage Regulators

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.8 Arduino® Pro Mini 328



รูปที่ 3.13 บอร์ด Arduino® Pro Mini 328
ที่มา : https://learn.sparkfun.com

รายละเอียด Arduino® Pro Mini 328

ตารางที่ 5 แสดงรายละเอียด Arduino® Pro Mini 328

ไมโครคอนโทรนเลอร์	ATmega328
แหล่งจ่ายไฟ	5V
ไฟเข้า	5-12V
ขาดิจิตอล I/O	14 ขา
ขาอนาล็อกอินพุต	8 ขา
กระแสไฟฟ้า DC ต่อขา I/O	40 mA
Flash Memory	32 KB
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Clock Speed	16 MHz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.9 Bluetooth Serial Module (HC-05)

อุปกรณ์ส่งสัญญาณแบบไร้สายที่จะส่งข้อมูลไปแสดงผลบนคอมพิวเตอร์

รูปที่ 3.14 Bluetooth Serial Module (HC-05)

3.2.10 อิเล็กโทรด (Electrodes)

แผ่นอิเล็กโทรดที่ใช้สำหรับติดผิวหนังเพื่อใช้เป็นภาครับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

รูปที่ 3.15 แผ่นอิเล็กโทรดยี่ห้อ BIOPAC

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.11 TechPatient CARDIO ECG Simulator

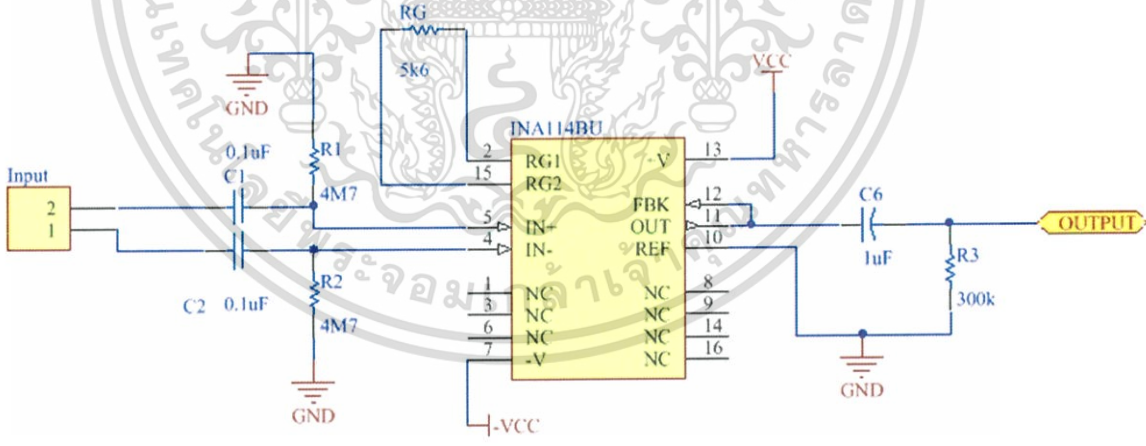
เครื่องจำลองการเต้นของของหัวใจ ที่ได้นำมาใช้ในการทดสอบวงจร

รูปที่ 3.16 HE Instruments

ที่มา : www.heinstruments.com

3.3 วงจรที่ได้ทำการออกแบบ

3.3.1 วงจร Instrumentation Amplifier



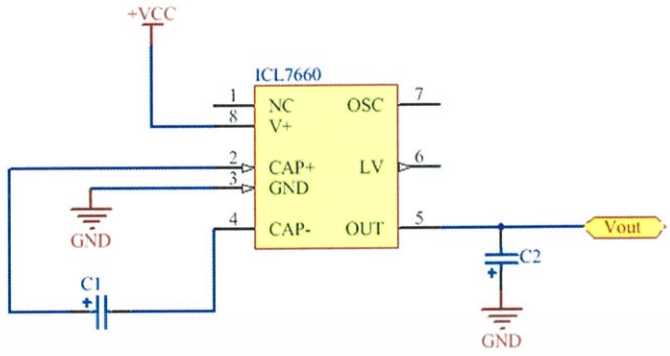
รูปที่ 3.17 วงจร Instrumentation amplifier ของ INA114 ที่ได้ทำการออกแบบ

จาก $$Gain = 1 + \frac{50k}{RG}$$

R1 = R2 = 4M7Ω, RG = 5k6Ω; G = 10, C1 = C2 = 0.1uF

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.2 วงจรสร้างไฟลบ (ICL7660)

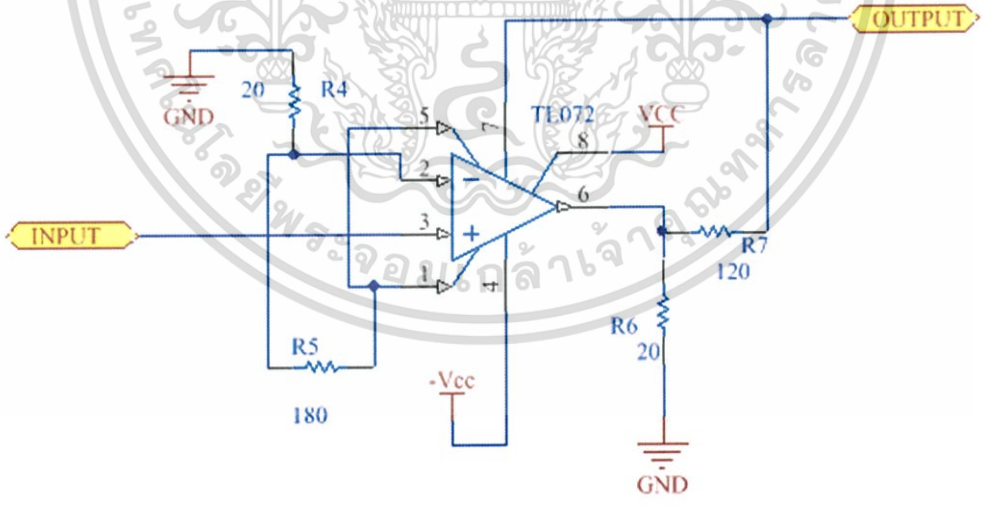


รูปที่ 3.18 วงจรสร้างไฟลบที่ได้ทำการออกแบบ

C1 = C2 = 10uF

3.3.3 วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-inverting Amplifier)

วงจรขยายแบบไม่กลับเฟสเป็นการใช้ออปแอมป์ที่เราให้สัญญาณผ่านวงจรขยายสัญญาณนี้ เนื่องจากสัญญาณ ECG นั้นมีขนาดเล็กมาก เราจึงออกแบบให้วงจรขยายมีอัตราขยาย 100 เท่า เพื่อให้มองได้ชัดเจน



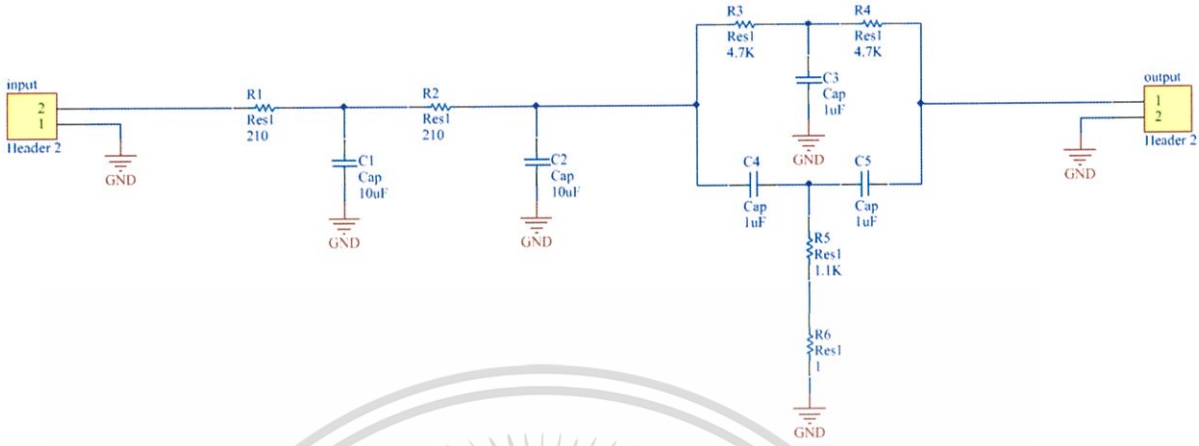
รูปที่ 3.19 วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-inverting Amplifier)

จากสูตร $\left[\frac{RNFB}{RIN} + 1 \right]$ = Gain ; R4 = R2 = R_{NFB} , R1 = R3 = R_{IN}

R1 = R3 = 20 Ω, R2 = R4 = 180 Ω

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.4 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านและวงจรกำจัดความถี่(Low pass filter & Notch filter)

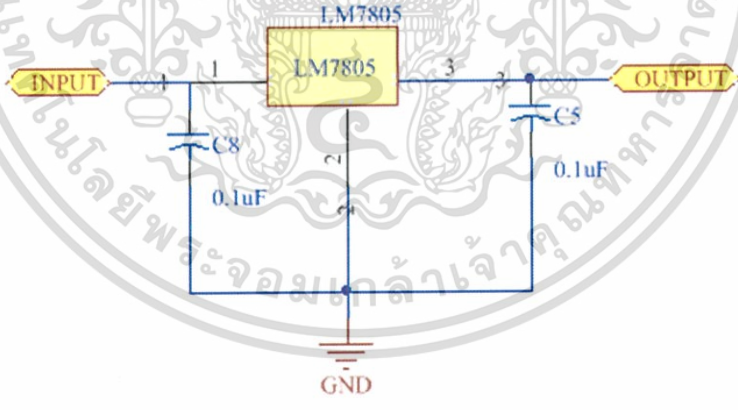


รูปที่ 3.20 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านและวงจรกำจัดความถี่

R1 = R2 = 210Ω, R3 = R4 = 4k7Ω, R5 = 1k1Ω, R6 = 1Ω

C1 = C2 = 10uF, C3 = C4 = C5 = 1uF

3.3.5 วงจรรักษาระดับแรงดัน (voltage regulator)

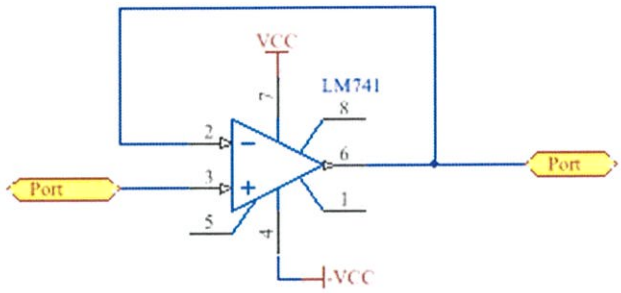


รูปที่ 3.21 วงจรรักษาระดับแรงดัน

C5 = C8 = 0.1uF

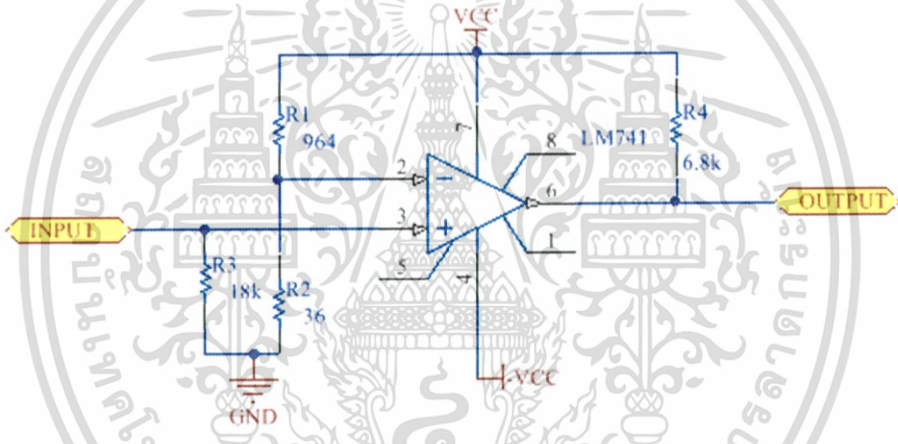
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.6 วงจรบัฟเฟอร์ (Buffer Circuit)



รูปที่ 3.22 วงจรบัฟเฟอร์ (Buffer Circuit)

3.3.7 วงจรเปรียบเทียบแรงดัน (Comparator Circuit)

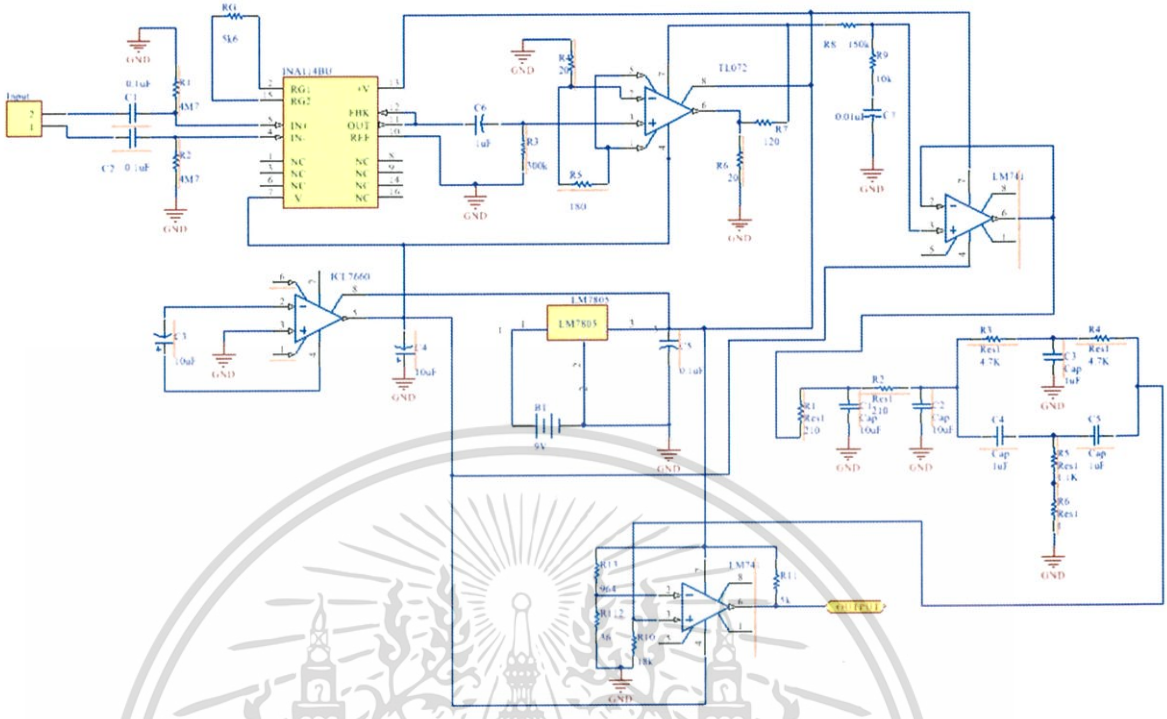


รูปที่ 3.23 วงจรเรียบเทียบแรงดัน

R1 = 964Ω, R2 = 36Ω, R3 = 18kΩ, R4 = 6k8Ω

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.8 วงจรเครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจ

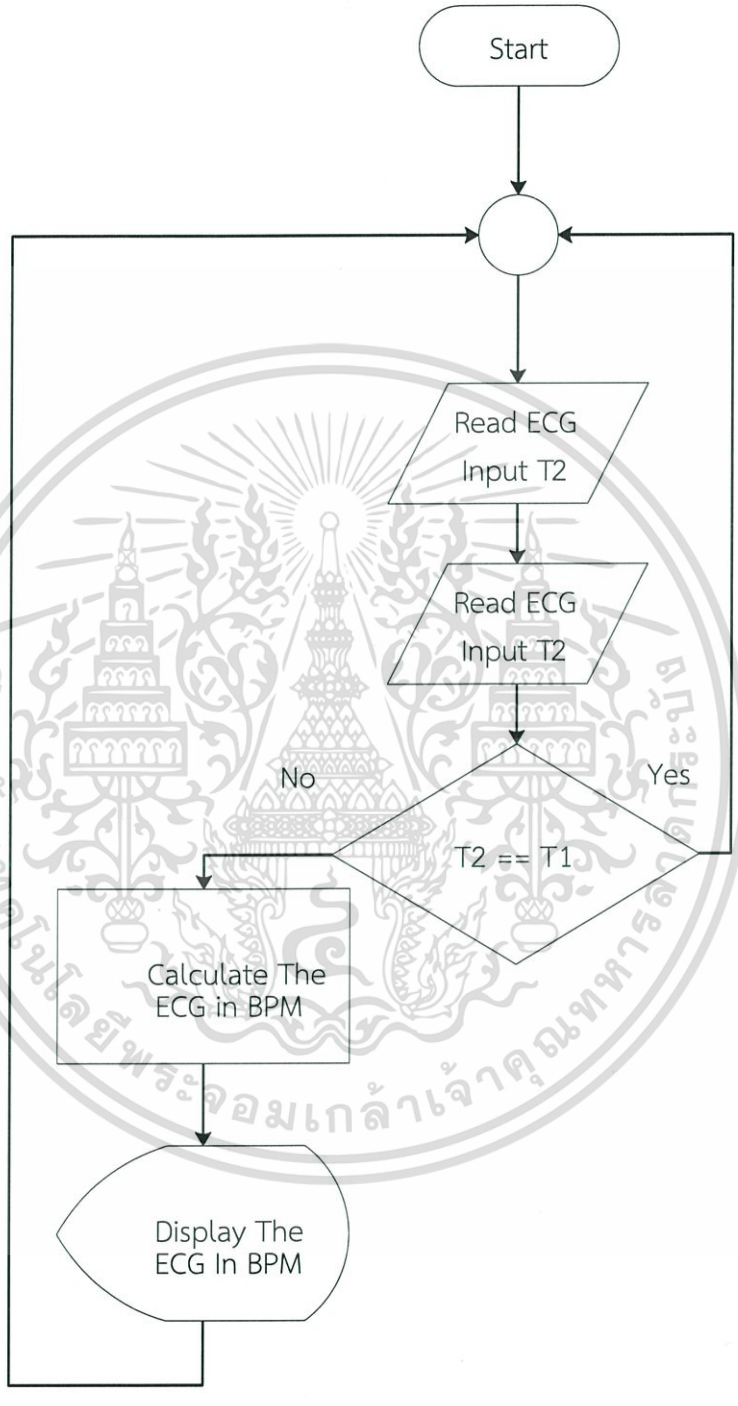


รูปที่ 3.24 แสดงวงจรเครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจที่ได้ทำการออกแบบ

ในวงจรส่วนแรกเป็นวงจรขยายความแตกต่างของ INA114 (Instrumentation amplifier) ซึ่งมีอัตราขยาย 10 เท่า และส่วนของวงจรขยายไม่กลับเฟส (Non-inverting Amplifier) ที่มีอัตราการขยาย 100 เท่า เป็นผลทำให้วงจรขยายมีอัตราขยายทั้งหมด 1000 เท่า ทำให้มีสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจถูกขยายจาก 1 มิลลิโวลต์ เป็น 1 โวลต์ จากนั้นจะผ่านส่วนต่อไปซึ่งเป็นส่วนของวงจรกรองความถี่ ที่ทำหน้าที่ในการกรองความถี่ โดยประกอบไปด้วยการกรองความถี่แบบ Notch Filter และ Low Pass Filter ซึ่งจะมีหน้าที่ในการกำจัดคลื่นความถี่ 50 Hz ที่เป็นสัญญาณรบกวนจากไฟฟ้าอาคารบ้านเรือน และทำการลดทอนสัญญาณที่มีความถี่สูงกว่า 100 Hz ตามลำดับ จากนั้นจะนำสัญญาณที่ได้ไปเข้าวงจรเปรียบเทียบแรงดันหรือวงจรComparator เพื่อทำการเปรียบเทียบแรงดันระหว่างแรงดันอ้างอิงกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เนื่องจากการคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจจะทำได้ง่ายโดยการนำคลื่น R มาใช้ในการคำนวณ (Peak สูงสุด) โดยจะตั้งค่าแรงดันอ้างอิงให้มีค่าเท่ากับ 180mV ซึ่งจะทำให้สัญญาณคลื่น R ผ่านได้เท่านั้น ส่วนคลื่นอื่นๆที่เป็นองค์ประกอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจก็จะไม่สามารถผ่านไปได้ ทำให้สัญญาณที่ได้จะเป็นสัญญาณ Pulse ออกมาและจะเป็นอินพุตให้กับการประมวลผลอัตราการเต้นของหัวใจในลำดับถัดไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.9 การประมวลผลอัตราการเต้นของหัวใจ



รูปที่ 3.25 แผนผังการประมวลผลอัตราการเต้นของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

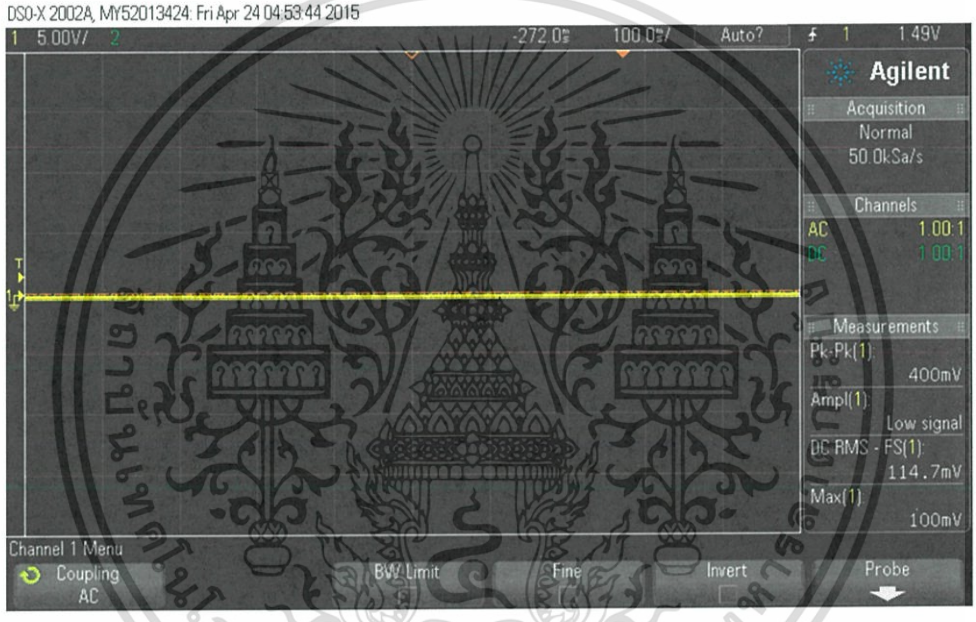
บทที่ 4

การทดลองและผลการทดลอง

4.1 การทดสอบและผลการทดสอบคุณสมบัติต่างๆของเครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจ

คุณสมบัติต่างๆของเครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจที่ได้ทำการทดสอบมีดังนี้

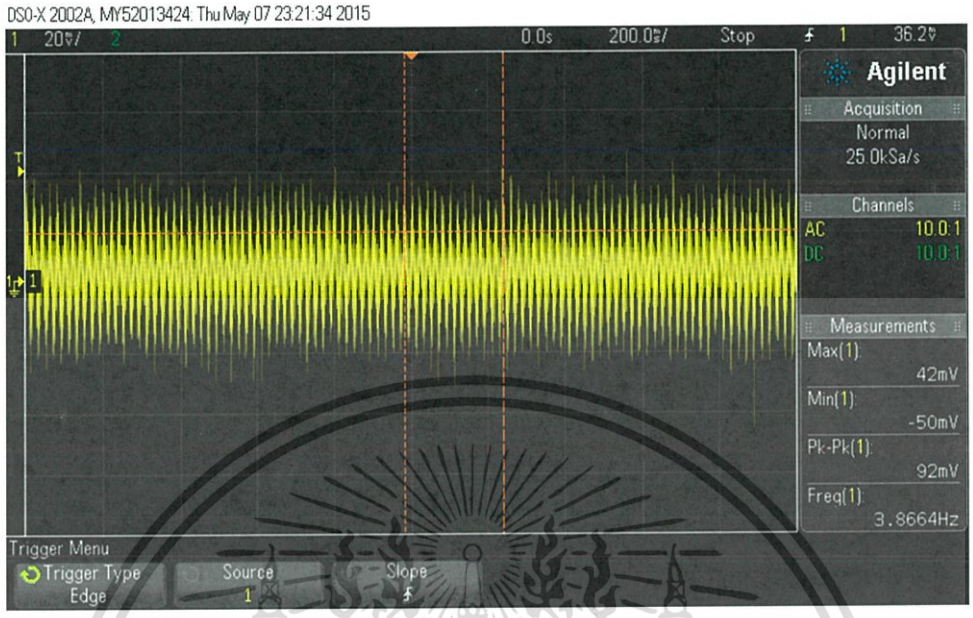
1.) เมื่อยังไม่มีสัญญาณอินพุทให้กับวงจร และใช้ออสซิลโลสโคปวัดเอาท์พุทที่วงจรภาคขยายภาคสุดท้าย สัญญาณเอาท์พุทที่ได้



รูปที่ 4.1 แสดงสัญญาณเอาท์พุตเมื่อยังไม่มีสัญญาณอินพุท

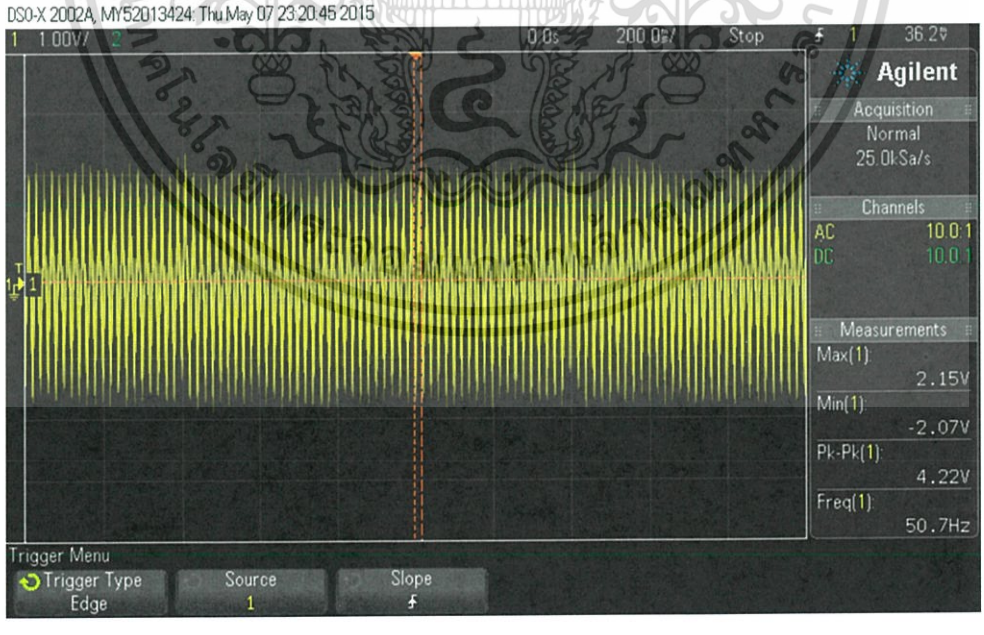
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.) เมื่อมีสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้กับวงจรขนาด 1mV แสดงผลการทดลองเอาท์พุตจากวงจรขยายอินสตรูเมนแอมพลิไฟเออร์ ซึ่งมีอัตราขยาย 10 เท่า



รูปที่ 4.2 เอาท์พุตของวงจรขยายอินสตรูเมน มีอัตราขยาย 10 เท่า

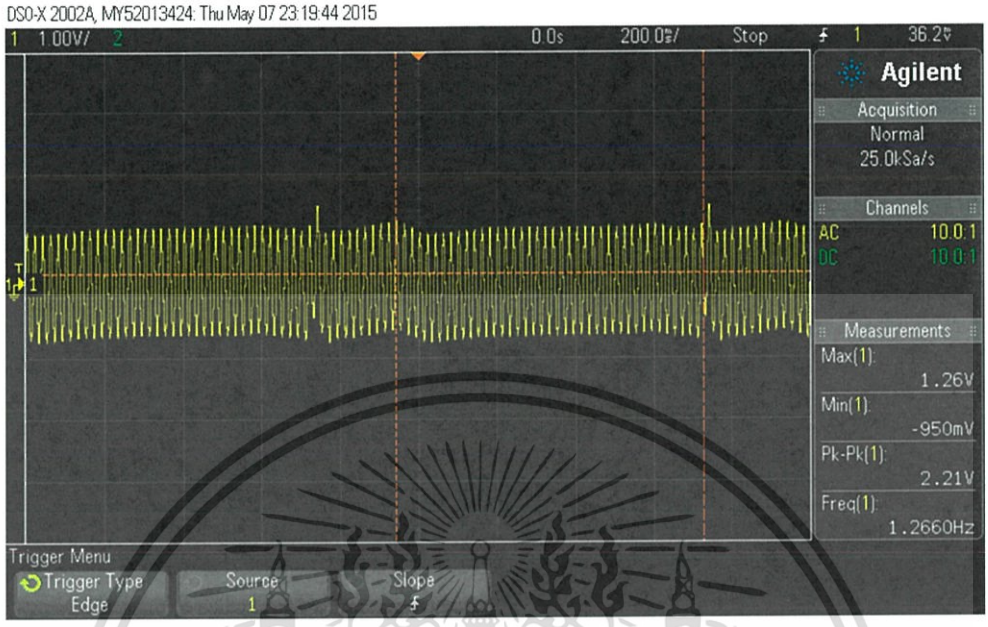
3.) เมื่อมีสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้กับวงจรขนาด 1mV แสดงผลการทดลองเอาท์พุตจากวงจรขยายไม่กลับเฟสที่มีอัตราขยาย 100 เท่า



รูปที่ 4.3 เอาท์พุตของวงจรขยายวงจรขยายไม่กลับเฟสที่มีอัตราขยาย 100 เท่า

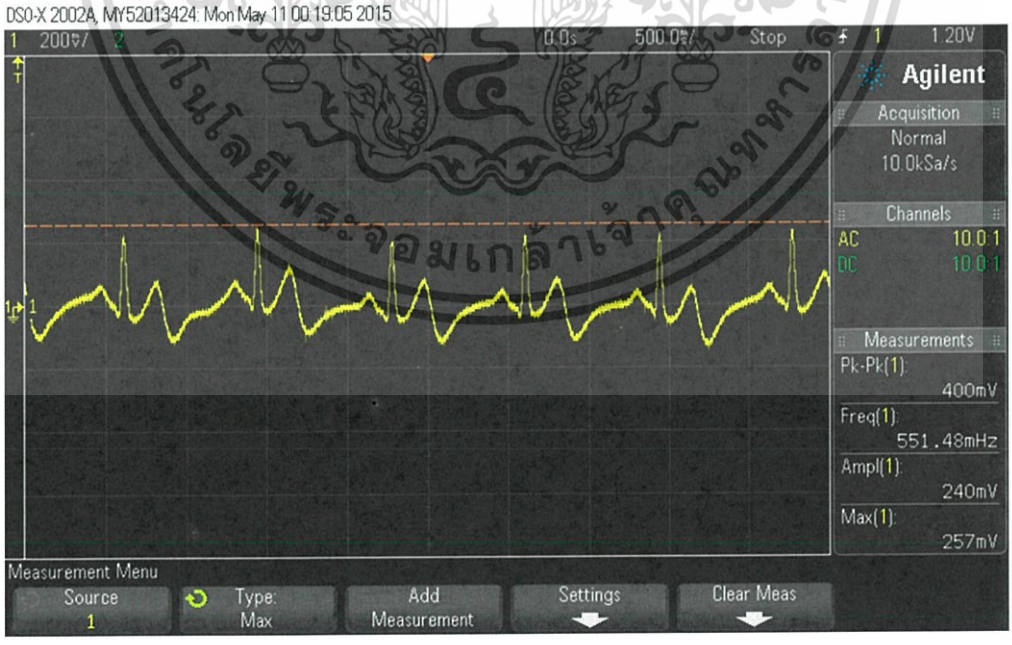
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.) เมื่อมีสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้กับวงจรขนาด 1mV แสดงผลการทดลองจากเอาท์พุตของกรองความถี่ต่ำผ่านที่ 100 เฮิร์ต



รูปที่ 4.4 เอาท์พุตของกรองความถี่ต่ำผ่านที่ 100 เฮิร์ต

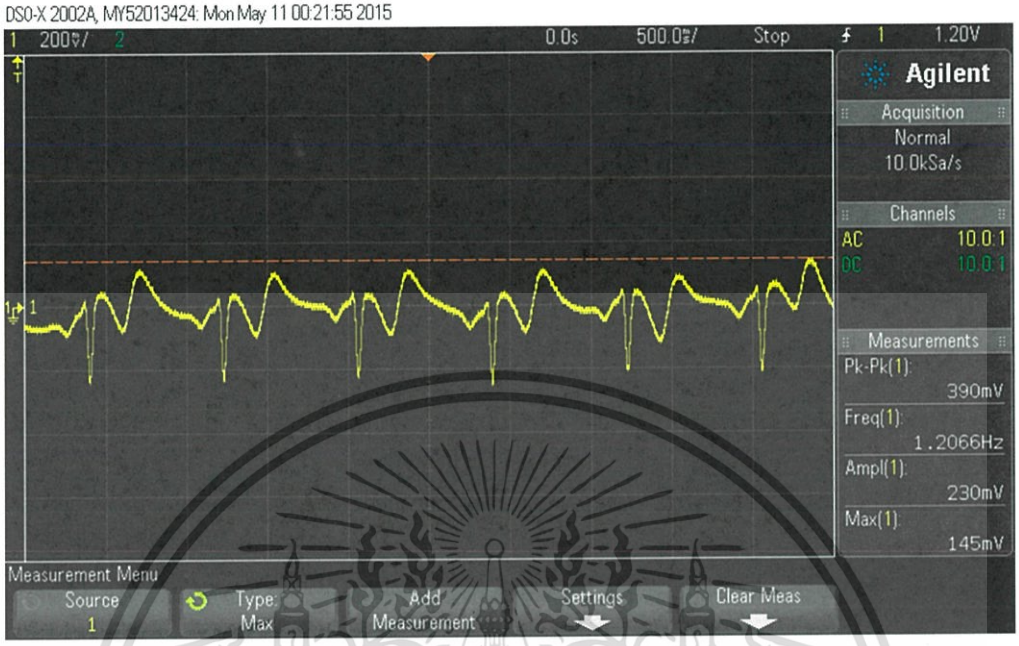
5.) เมื่อมีสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้กับวงจรขนาด 1mV โดย RA เข้าขา Vin- และ LA เข้าขา Vin+ แสดงผลการทดลองจากเอาท์พุตของกำจัดความถี่ที่ 50 เฮิร์ต ได้ดังภาพ



รูปที่ 4.5 เอาท์พุตของกำจัดความถี่ที่ 50 เฮิร์ต ที่ RA เข้าขา Vin- และ LA เข้าขา Vin+

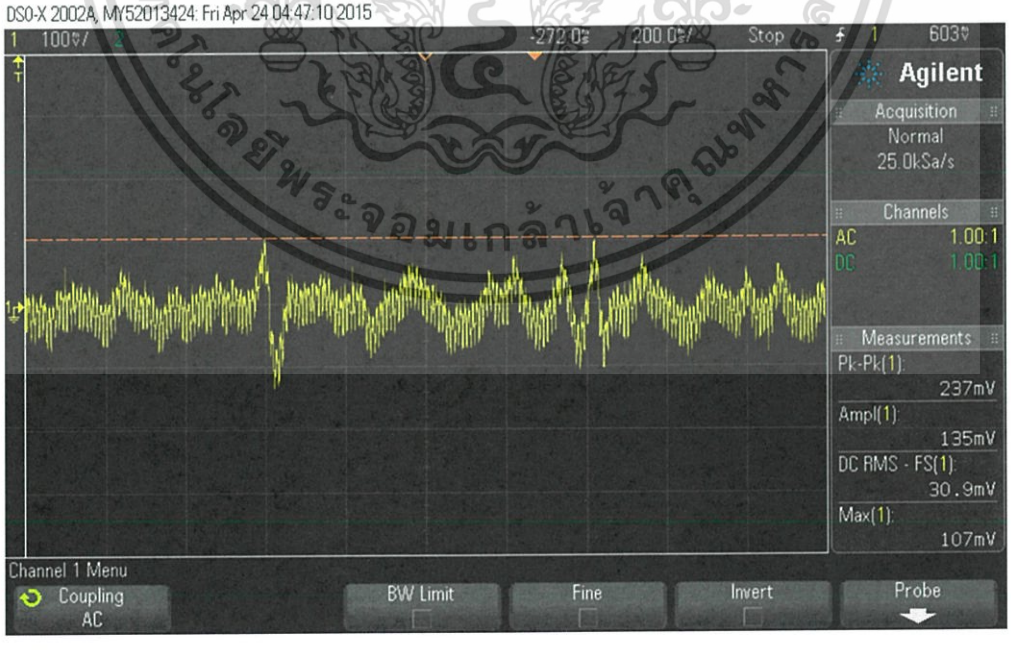
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6.) เมื่อมีสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้กับวงจรขนาด 1mV โดย RA เข้าขา Vin+ และ LA เข้าขา Vin- แสดงผลการทดลองจากเอาท์พุตของกำจัดความถี่ที่ 50 เฮิร์ต ได้ดังภาพ



รูปที่ 4.6 เอาท์พุตของวงจรกำจัดความถี่ที่ 50 เฮิร์ต ที่ RA เข้าขา Vin+ และ LA เข้าขา Vin-

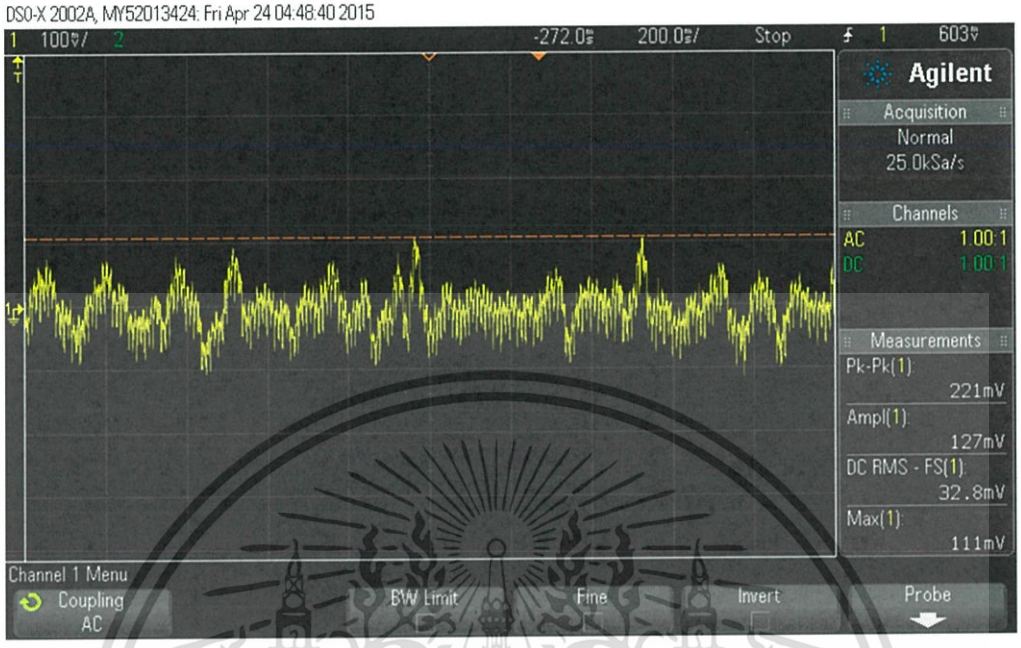
7.) แสดงผลการทดลองเอาท์พุตจากวงจรกรองความถี่เมื่อมีสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้กับวงจรขนาด 1mV โดย RA เข้าขา Vin- และ LA เข้าขา Vin+



รูปที่ 4.7 เอาท์พุตขณะมีสัญญาณรบกวนจากวงจรกรองความถี่เมื่อมีสัญญาณอินพุท RA เข้าขา Vin- และ LA เข้าขา Vin+

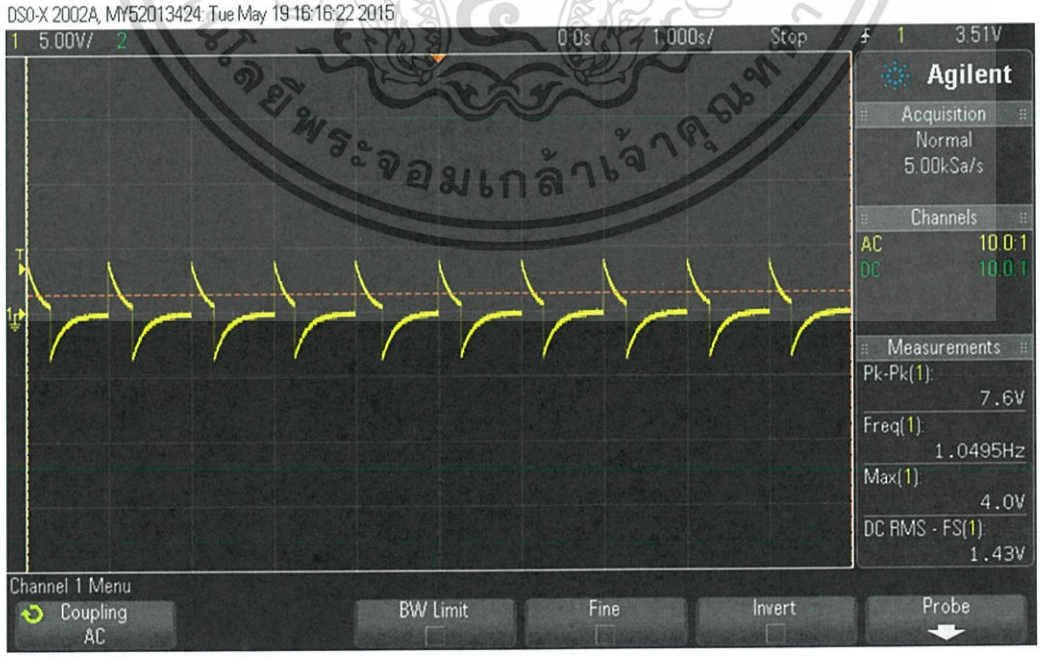
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

8.) แสดงผลการทดลองเอาท์พุตจากวงจรกรองความถี่เมื่อมีสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้กับวงจรขนาด 1mV โดย RA เข้าขา Vin+ และ LA เข้าขา Vin-



รูปที่ 4.8 เอาท์พุตขณะมีสัญญาณรบกวนจากวงจรกรองความถี่เมื่อมีสัญญาณอินพุท RA เข้าขา Vin+ และ LA เข้าขา Vin-

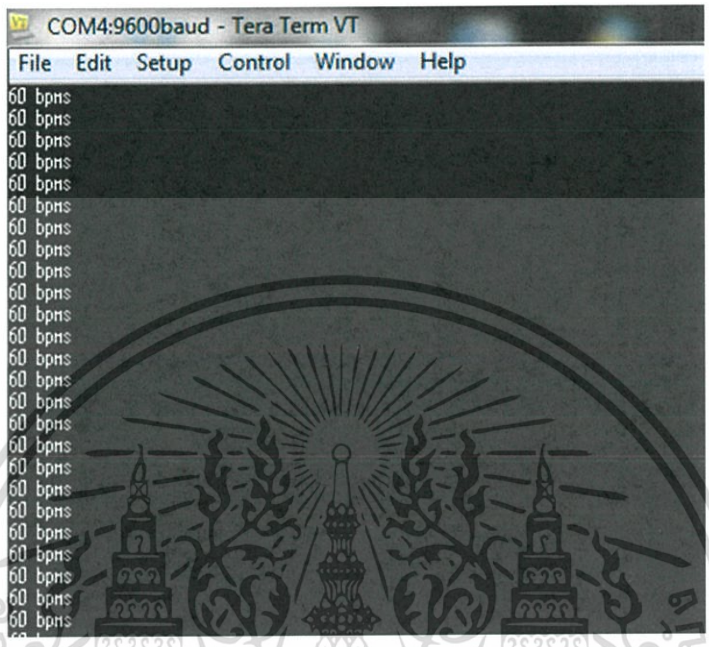
9.) แสดงผลการทดลองเอาท์พุตจากวงจรเปรียบเทียบแรงดันที่ต่อจากวงจรกรองความถี่โดยมีสัญญาณอินพุตจากเครื่องจำลองการเต้นของหัวใจ 1mV 60 BPM



รูปที่ 4.9 เอาท์พุตจากวงจรคอมพาราเตอร์เมื่อมีสัญญาณอินพุท 1 mV 60 BPM

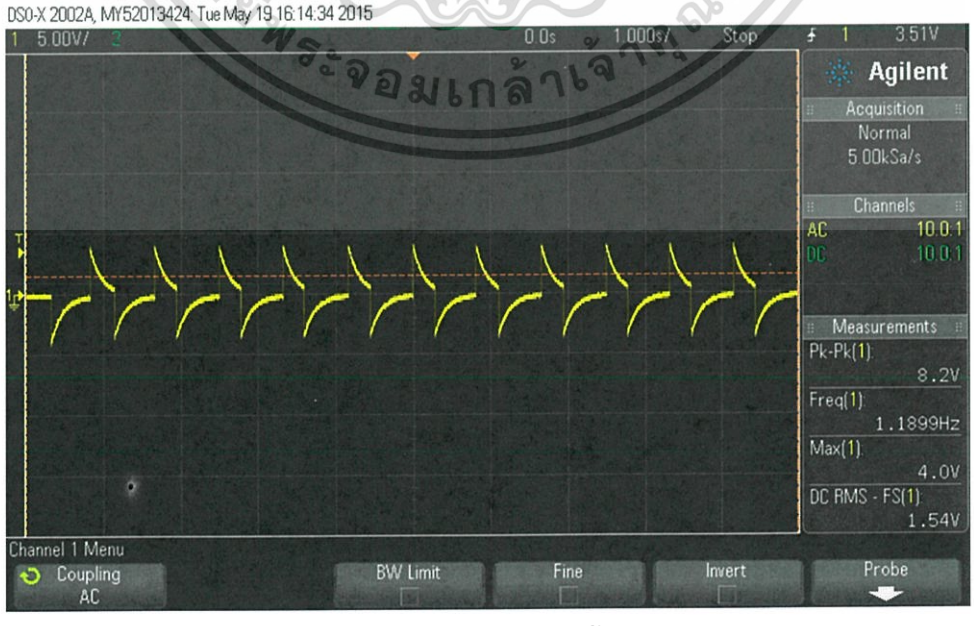
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

10.) แสดงผลอัตราการเต้นของหัวใจบนโปรแกรม Tera Term ในคอมพิวเตอร์ โดยผ่านการประมวลผลจากAduino Promini และทำการส่งสัญญาณแบบไร้สายด้วย Bluetooth Serial Module (HC-05) เข้าเครื่องคอมพิวเตอร์ โดยมีสัญญาณอินพุตจากเครื่องจำลองการเต้นของหัวใจ 1mV 60 BPM



รูปที่ 4.10 แสดงผลอัตราการเต้นหัวใจบนโปรแกรม Tera Term ในคอมพิวเตอร์ เมื่อมีสัญญาณอินพุท 1 mV 60 BPM

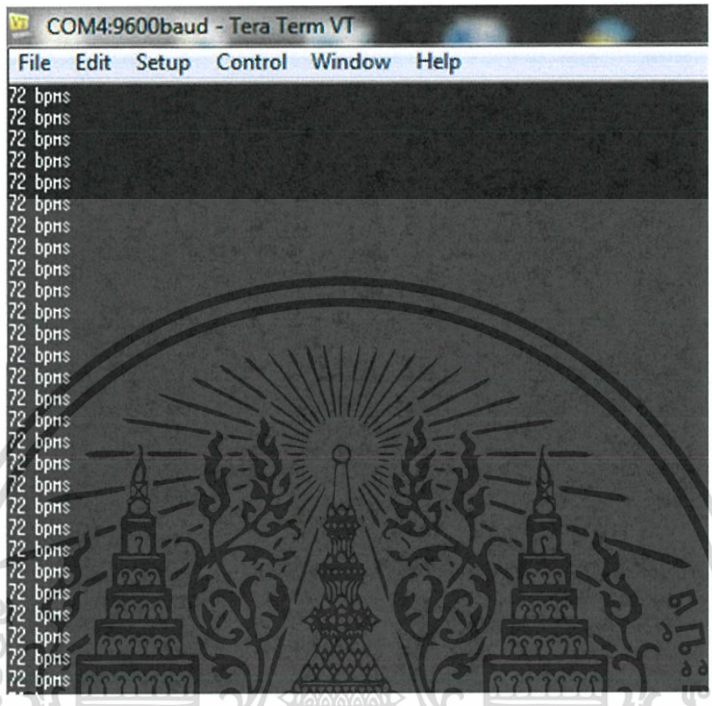
11.) แสดงผลการทดลองเอาท์พุตจากวงจรเปรียบเทียบแรงดันที่ต่อจากวงจรกรองความถี่โดยมีสัญญาณอินพุตจากเครื่องจำลองการเต้นของหัวใจ 1mV 72 BPM



รูปที่ 4.11 เอาท์พุตจากวงจรคอมพาราเตอร์เมื่อมีสัญญาณอินพุท 1 mV 72 BPM

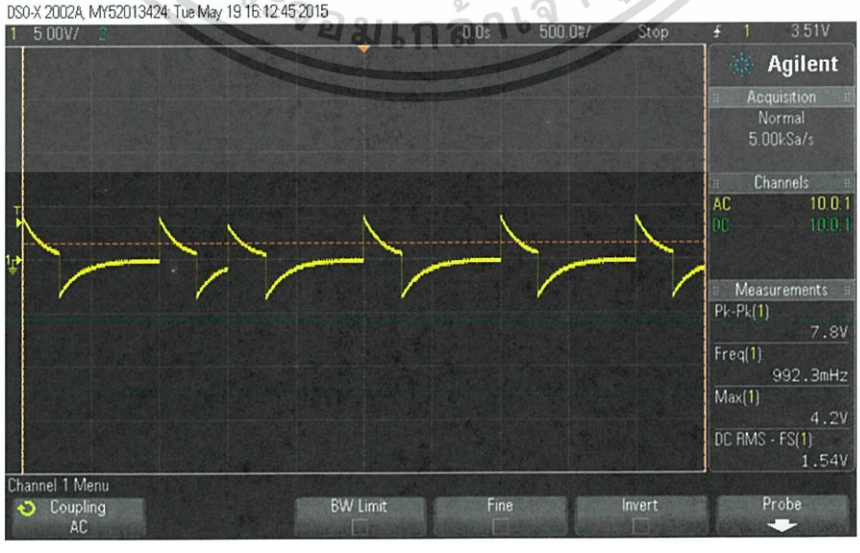
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

12.) แสดงผลอัตราการเต้นของหัวใจบนโปรแกรม Tera Term ในคอมพิวเตอร์ โดยผ่านการประมวลผลจากAduino Promini และทำการส่งสัญญาณแบบไร้สายด้วย Bluetooth Serial Module (HC-05) เข้าเครื่องคอมพิวเตอร์ โดยมีสัญญาณอินพุตจากเครื่องจำลองการเต้นของหัวใจ 1mV 72 BPM



รูปที่ 4.12 แสดงผลอัตราการเต้นหัวใจบนโปรแกรม Tera Term ในคอมพิวเตอร์ เมื่อมีสัญญาณอินพุท 1 mV 72 BPM

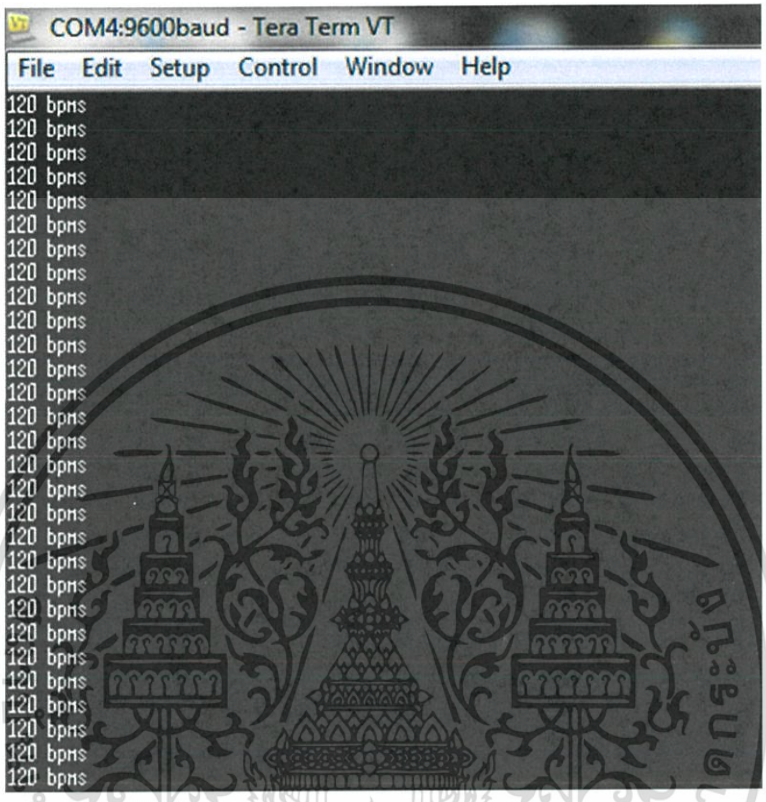
13.) แสดงผลการทดลองเอาท์พุตจากวงจรเปรียบเทียบแรงดันที่ต่อจากวงจรกรองความถี่โดยมีสัญญาณอินพุตจากเครื่องจำลองการเต้นของหัวใจ 1mV 120 BPM



รูปที่ 4.13 เอาท์พุตจากวงจรคอมพาราเตอร์เมื่อมีสัญญาณอินพุท 1 mV 120 BPM

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

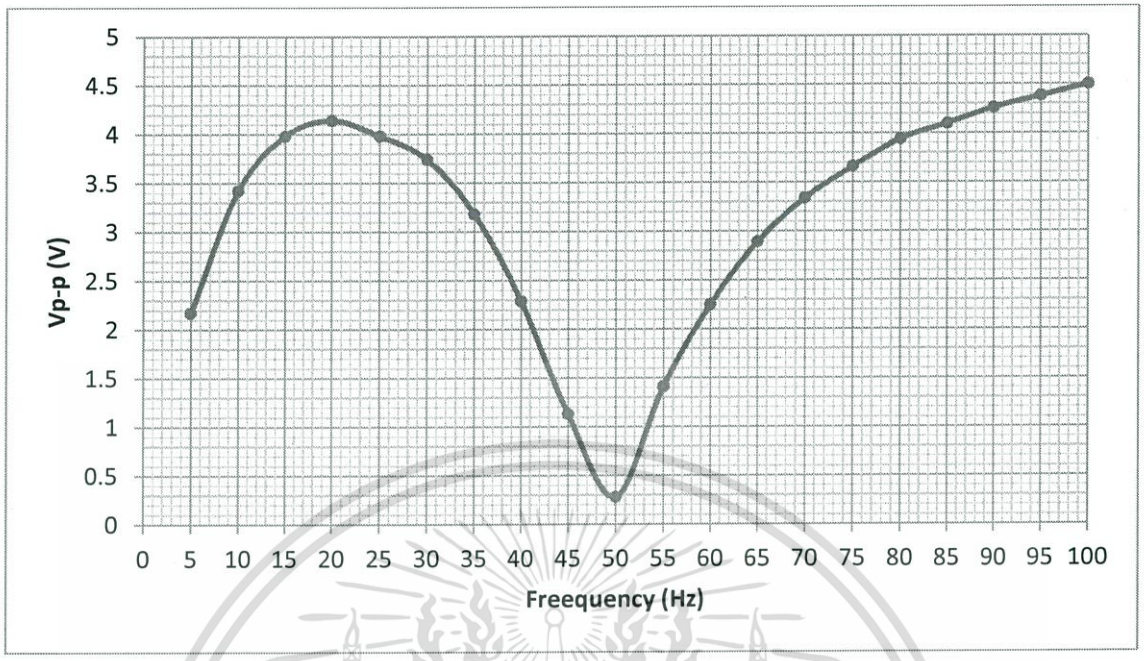
14.) แสดงผลอัตราการเต้นของหัวใจบนโปรแกรม Tera Term ในคอมพิวเตอร์ โดยผ่านการประมวลผลจากAduino Promini และทำการส่งสัญญาณแบบไร้สายด้วย Bluetooth Serial Module (HC-05) เข้าเครื่องคอมพิวเตอร์ โดยมีสัญญาณอินพุตจากเครื่องจำลองการเต้นของหัวใจ 1mV 120 BPM



รูปที่ 4.14 แสดงผลอัตราการเต้นหัวใจบนโปรแกรม Tera Term ในคอมพิวเตอร์ เมื่อมีสัญญาณอินพุท 1 mV 120 BPM

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กราฟแสดงค่าผลการทดสอบวงจรกำจัดความถี่ 50 Hz (Notch Filter)



รูปที่ 4.15 กราฟแสดงผลการทดสอบวงจรกำจัดความถี่ 50 เฮิร์ต

ตารางที่ 6 แสดงค่าผลการทดสอบวงจรกำจัดความถี่ 50 Hz (Notch Filter)

Hz	Volt
5	2.17
10	3.42
15	3.98
20	4.14
25	3.98
30	3.74
35	3.18
40	2.29
45	1.13
50	0.28
55	1.41
60	2.25
65	2.89
70	3.34
75	3.66
80	3.94
85	4.1
90	4.26
95	4.38
100	4.5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

บทสรุป

5.1 วิเคราะห์และสรุปผลการทดสอบ

เครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจวงจร INA114 (Instrumentation amplifier) จะทำการขยายสัญญาณคลื่นหัวใจที่มีขนาด 1mV ให้มีขนาดเพิ่มขึ้นเป็น 10 เท่า และวงจรขยายแบบไม่กลับเฟสจะทำการขยายสัญญาณให้มีขนาดเพิ่มขึ้นเป็น 100 เท่าเป็นผลทำให้วงจรขยายมีอัตราขยายทั้งหมด 1000 เท่า จากนั้นวงจรกรองความถี่แบบ Notch filter จะทำการกรองความถี่ที่มีขนาด 50 Hz ซึ่งเป็นขนาดความถี่ของสัญญาณรบกวนจากไฟบ้านให้ออกไป วงจรกรองความถี่แบบ Low pass filter ที่มีขนาด Frequency cut off เท่ากับ 100 Hz จะสามารถให้สัญญาณที่มีความถี่ขนาดต่ำกว่า 100Hz ผ่านไปได้ ซึ่งไฟเลี้ยงที่เราจะจ่ายให้กับวงจรนั้นจะเป็นแบตเตอร์รี่เพียงก้อนเดียว เนื่องจากต้องการให้มีน้ำหนักเบา และการใช้พื้นที่ที่มีจำกัด จึงได้มีการออกแบบวงจรสร้างไฟลบขึ้นมาเพื่อทำการจ่ายไฟลบให้กับวงจรต่างๆ วงจรเปรียบเทียบแรงดันหรือวงจร Comparator จะทำการเปรียบเทียบแรงดันระหว่างแรงดันอ้างอิงกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เนื่องจากการคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจจะทำได้ง่ายโดยการนำคลื่น R มาใช้ในการคำนวณ (Peak สูงสุด) โดยจะตั้งค่าแรงดันอ้างอิงให้มีค่าเท่ากับ 180mV ซึ่งจะทำให้สัญญาณคลื่น R ผ่านได้เท่านั้น ส่วนคลื่นอื่นๆที่เป็นองค์ประกอบของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจก็จะไม่สามารถผ่านไปได้ ทำให้สัญญาณที่ได้จะเป็นสัญญาณ Pulse ออกมา และจะเป็นอินพุตให้กับการประมวลผลอัตราการเต้นของหัวใจในลำดับถัดไป

ในการประมวลผลอัตราการเต้นของหัวใจให้ออกมาในรูปของหน่วย BPM นั้น จะทำการจับสัญญาณ Pulse ที่ออกมาจากคอมพาราเตอร์นำไปประมวลผลตามโปรแกรมที่ได้เขียนโปรแกรมไว้ให้ จากนั้นจะทำการส่งค่าอัตราการเต้นของหัวใจที่อยู่ในรูปของหน่วย BPM ผ่านบลูทูธมาแสดงผลบนโปรแกรม Tera Term ในคอมพิวเตอร์หรือโน๊ตบุ๊คส์ในรูปแบบเรียลไทม์

จากการที่ได้ทดสอบทำเครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจกับเครื่องจำลองการเต้นหัวใจ (TechPatient CARDIO ECG Simulator) ในเวลาที่ยังไม่ได้ทำการใส่อินพุทให้กับวงจร กราฟเอาท์พุทที่ได้ทำการวัดจากออสซิลโลสโคปนั้น ไม่มีสัญญาณใดๆออกมาเลย โดยผู้ทำการทดลองได้สังเกตเห็นว่า กราฟเอาท์พุทมีสัญญาณรบกวนเกิดขึ้นในขณะที่ยังไม่ได้ใส่อินพุทน้อยมากๆ หรือแทบจะไม่มีเลย จึงสันนิษฐานว่าสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นนั้นไม่ได้มาจากภายในวงจรขยายเอง

และเมื่อมีสัญญาณอินพุทให้กับวงจร โดย RA เข้าขา Vin- และ LA เข้าขา Vin+ ผลการทดลองที่ได้จากเอาท์พุตของวงจรอินสตรูเมนเตชั่นแอมป์นั้น รูปร่างของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สัญญาณรบกวนเข้ามาปะปนอยู่มาก ทำให้ไม่สามารถอ่านอัตราการเต้นของหัวใจได้เลย เช่นเดียวกับเอาท์พุทของวงจรขยายแบบไม่กลับเฟสที่มีอินพุทเป็น RA เข้าขา Vin- และ LA เข้าขา Vin+

จากนั้นเมื่อทำการวัดเอาท์พุทจากวงจรกรองความถี่ในขณะที่มีอินพุทเป็น RA เข้าขา Vin- และ LA เข้าขา Vin+ สัญญาณที่ได้มีลักษณะเห็นได้ชัดมากขึ้น แต่ก็ยังมีสัญญาณรบกวนในรูปคลื่นซายน์ที่อยู่บนตัวคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ทำให้การอ่านอัตราการเต้นของหัวใจนั้นเป็นไปได้ยาก เช่นเดียวกับเอาท์พุทของวงจรกรองความถี่ที่มีอินพุทเป็น RA เข้าขา Vin+ และ LA เข้าขา Vin-

ผลการทดลองเอาท์พุตจากวงจรเปรียบเทียบแรงดันนั้นจะให้เอาท์พุตที่เป็นสัญญาณ Pulse ออกมาเท่ากับไฟเลี้ยงที่จ่ายให้กับวงจร เมื่ออินพุตมีค่ามากกว่าแรงดันอ้างอิงที่ได้ตั้งไว้ ซึ่งค่าแรงดันอ้างอิงที่ได้ตั้งไว้นั้นมีค่ามากว่าค่า Peak ของคลื่น T แต่น้อยกว่า Peak ของคลื่น R เนื่องจากการคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจจะทำได้ง่ายโดยการนำคลื่น R มาใช้ในการคำนวณ (Peak สูงสุด)

การส่งสัญญาณแบบไร้สายโดยให้มีการแสดงผลบนโน๊ตบุ๊คส์หรือคอมพิวเตอร์นั้น ผลการทดลองที่ได้ปรากฏว่า ค่าอัตราการเต้นของหัวใจในหน่วย BPM ที่มีการแสดงผลโดยผ่านการประมวลผลแล้วนั้น มีค่าตรงกับค่าอัตราการเต้นของหัวใจในหน่วย BPM ที่ได้ทำการจ่ายให้วงจรจากเครื่องจำลองการเต้นหัวใจ (TechPatient CARDIO ECG Simulator) อาจจะมีการผิดเพี้ยนไปบ้าง เนื่องจากปัจจัยในหลายๆด้าน อาทิ สัญญาณรบกวน ที่ทำให้กราฟรูปคลื่นหัวใจคลาดเคลื่อนไปจากเดิม ซึ่งทำให้คลื่นอื่นๆที่นอกเหนือจากคลื่น R มีแรงดันมากกว่าค่าแรงดันอ้างอิงที่ได้ตั้งไว้ ดังนั้นจะทำให้วงจรเปรียบเทียบแรงดันส่งสัญญาณ Pulse ออกมาตามรูปคลื่นนั้นๆ การประมวลผลอัตราการเต้นของหัวใจก็จะประมวลผลตามค่าสัญญาณ Pulse ที่ส่งมาให้ ดังนั้นค่าอัตราการเต้นหัวใจในรูปแบบหน่วย BPM จึงมีค่าไม่ตรงกับที่ได้จ่ายให้จากเครื่องจำลอง

ในการจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากตัวบุคคลจริงๆนั้น มีปัจจัยหลายด้านที่ทำให้ไม่สามารถวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ หรือค่าที่วัดได้อาจจะมีความคลาดเคลื่อน ซึ่งอาจจะเป็นผลมาจากมีการสูญเสียที่รอยสัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนัง โดยรอยสัมผัสจะเกิดความต้านทานที่สูงมาก วงจรขยายอาจมีค่าอิมพีแดนซ์ขาเข้าที่ต่ำกว่าค่าความต้านทานตรงรอยสัมผัสจึงทำให้มีการสูญเสียที่รอยสัมผัสเกิดขึ้น หรือ การที่ไม่มีวงจรขับขาขวา ทำให้ไม่สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนโดยวิธีการลดแรงดันโหมดร่วมได้ สัญญาณรบกวนจึงเพิ่มมากขึ้น เป็นผลให้ไม่สามารถทำการจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้

5.2 ปัญหาและอุปสรรคในการทดสอบ

ในการทำการทดสอบเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้น ได้มีปัญหาและอุปสรรคต่างๆเกิดขึ้นดังนี้

1.) มีสัญญาณรบกวน 50 Hz ที่มาจากไฟฟ้าอาคารบ้านเรือนในเวลาที่มีคนเยอะและในบริเวณนั้นมีการใช้อุปกรณ์ไฟฟ้ามากๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีขนาดที่เล็กมากๆ จึงต้องออกแบบอัตราการขยายให้มีค่ามากเพื่อที่จะทำให้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีขนาดใหญ่ขึ้น เป็นเหตุให้มีสัญญาณอื่นๆเข้ามารบกวนได้มาก

3.) การที่ไม่มีวงจรขับขาขวา ทำให้มีสัญญาณรบกวนเพิ่มมากขึ้น เนื่องจากในการวัดสัญญาณ ECG นั้น มักจะมีสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าจากอาคารบ้านเรือน ซึ่งสนามแม่เหล็กเหล่านี้จะทำให้เกิดแรงดันโหมดร่วมในขณะที่ทำการวัดสัญญาณ ECG โดยทั่วไปถ้าหากมีมากก็จะทำให้เกิดสัญญาณรบกวน และจากการที่ไม่มีวงจรขับขาขวานั้นจึงไม่สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนเหล่านี้โดยวิธีการลดแรงดันโหมดร่วม โดยจะต้องใช้วงจรขับขาขวา หรือ Right Leg circuit ซึ่งจะทำให้แรงดันไฟฟ้าเฉลี่ยของสัญญาณอินพุตที่ได้จากอิเล็กโทรดให้มีค่าสูงขึ้นออกไปได้

4.) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีการปะปนของสัญญาณรบกวนทำให้สามารถคำนวณหาอัตตราการเต้นของหัวใจได้ยากมากขึ้นเนื่องจากรูปของคลื่นสัญญาณนั้นไม่ชัดเจน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม

[1] คมสันต์ จันทร์ดา และคณะ. เครื่องแสดง-บันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สายขนาดพกพาและระบบขอความช่วยเหลือทางโทรศัพท์. http://www.thaibme.org/thaibme/2007/papers/44.pdf. Accessed October 20, 2014

[2 มนตรี ศิริปรัชญานันท์, การใช้งานออปแอมป์, บริษัท แอนนาดิจิท กรุ๊ป จำ กัด, มีนาคม 2544, บทที่ 17-18, หน้าที่ 247-271

[3] มนตรี ศิริปรัชญานันท์. วงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟ เบื้องต้น.www.te.kmutnb.ac.th/msn/filter.pdf Accessed October 10, 2014

[4] สุทธิ เจียมจิระพร.ระบบมอนิเตอร์หัวใจแบบพกพา.วิทยานิพนธ์วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ, 2550

[5] ทัศวรรณ พุทธสกุล,เกรียงศักดิ์ พรมภักดิ์.เครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย.http://www.lib.ku.ac.th/KUCONF/KC4505029.pdf. Accessed October 14, 2014

[6] วรสจรินทร์ บุญทวัน.ระบบการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย,วิทยานิพนธ์วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต,มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ, 2549

[7] อรสา ไพรรุณ.ความรู้พื้นฐานของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.http://www.budhosp.go.th/news/archive/07102013/%E0%B8%84%E0%B8%A5%E0%B8%B7%E0%B9%88%E0%B8%99%E0%B9%84%E0%B8%9F%E0%B8%9F%E0%B9%89%E0%B8%B2%E0%B8%AB%E0%B8%B1%E0%B8%A7%E0%B9%83%E0%B8%88%203%20%E0%B8%81%E0%B8%A2%2056%20%E0%B8%AD.%E0%B8%AD%E0%B8%A3%E0%B8%AA%E0%B8%B2.pdf. Accessed October 5, 2014

[8] สมทรัพย์ ครุวงค์.เครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.http://www.slideshare.net/doodeewa/ss-25190375.Accessed September 29, 2014

[9] กรกฎ สุภา,เจษฎา ช้างสีสังข์.อุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย.http://mis.en.kku.ac.th/administrator/doc_upload/20110318133033.pdf.Accessed September 26, 2014

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

[10] สินีนาฏ ใฝสุข.ภัยควรรู้..เมื่อ..หัวใจเต้นผิดจังหวะ. http://www.stou.ac.th/study/sumrit/2-55(500)/page1-2-55(500).html. Accessed February 9, 2015

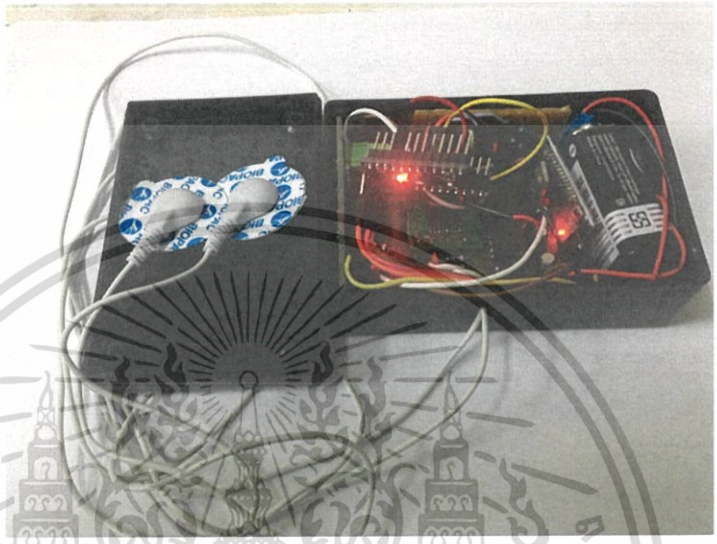
[11] เกรียงไกร จิรสิริโรจนากร.หัวใจเต้นผิดจังหวะ ภัยเงียบที่ร้ายแรง. https://www.bumrungrad.com/healthspot/february-2014/arrhythmia-1. Accessed February 16, 2015

[12] medicine-on-line. Heart Ratehttp://www.medicine-on-line.com/html/ecg/e0001en_files/07.htm. Accessed March 23, 2015

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ก.

ก. เครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจแบบสองอิเล็กโทรด



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ข.

ข. คำสั่งที่ใช้ในการประมวลผลอัตราการเต้นของหัวใจในรูปแบบของหน่วย BPM

```
#define signal 2  // pin 2 >> signal input
unsigned long time;
unsigned long frequency;
unsigned long death = 0;

int period = 1;
int starttime = 0 ;
int input = 0;
int lastinput = 0;
int count = 0;
void setup() {
Serial.begin(9600);
pinMode(signal, INPUT);
 Serial.println("Loading...");
delay(3000);
}
void loop() {
time = millis();
input = digitalRead(2);
if ((input != lastinput)&&(input == HIGH))
{
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
period = time - starttime; // Compute the time between the previous
beat and the one that has just been detected

 starttime = time; // Define the new time reference for the next
period computing

death = time;

 }


lastinput = input; // Save the current pin state for comparison at the
next loop iteration


if (period < 0)

{

 frequency = 0;

 }

  else

  {

frequency = 60000/period; // Compute the heart rate in beats per
minute (bpm) with the period in milliseconds

  }



 if (period > 2000) { // Detect if there is no beat after more than 2
seconds

 Serial.print("No");

 Serial.println(" Signal");


 }
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
else
{
Serial.print(frequency);
Serial.println(" bpms");
}

}
```


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้