

ชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW  
ELECTROCARDIOGRAPHY SIGNAL MONITORING WITH LabVIEW

ณัฐนนท์ อินทนนท์  
ภัทรพร คักดีศิริภากุล  
ศิริพร โสตา

ปฏิญานិพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต  
ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์  
มหาวิทยาลัยบูรพา  
ปีการศึกษา 2560

ชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW  
ELECTROCARDIOGRAPHY SIGNAL MONITORING WITH LabVIEW

ณัฐนนท์ อินทนนท์  
ภัทรเทพ ศักดิ์ศิริภากุล  
ศิริพร โสตา

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต  
ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์  
มหาวิทยาลัยบูรพา  
ปีการศึกษา 2560

ELECTROCARDIOGRAPHY SIGNAL MONITORING WITH LABVIEW

NATTANON INTANON

PATTRAPORN SAKSIRIPAKUL

SIRIPORN SODA

A PROJECT SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT OF THE REQUIREMENTS FOR THE  
DEGREE OF BACHELOR OF ENGINEERING DEPARTMENT OF ELECTRICAL ENGINEERING

BURAPHA UNIVERSITY 2017

ปริญญานิพนธ์ ชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW

โดย นายณัฐนนท์ อินทนนท์

นางสาวภัทราพร ศักดิ์ศิริภากุล

นางสาวศิริพร โสตา

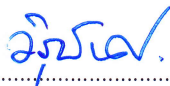
อาจารย์ที่ปรึกษา อาจารย์ ดร.ภาณุวัฒน์ ต่านกลาง

จำนวนหน้า 80 หน้า

ปีการศึกษา 2560

---

ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยบูรพา อนุมัติปริญญานิพนธ์นี้ เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า



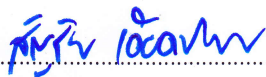
.....ประธานกรรมการสอบปริญญานิพนธ์

(รองศาสตราจารย์วิรุฬห์ ศรีบริรักษ์)



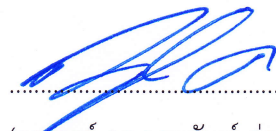
.....กรรมการสอบปริญญานิพนธ์

(อาจารย์ บัณฑิต จิตต์สุภาพ)



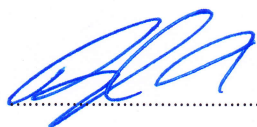
.....กรรมการสอบปริญญานิพนธ์

(อาจารย์ ดร.สัญญาชัย เอียดปราบ)



.....อาจารย์ที่ปรึกษา

(อาจารย์ ดร.ภาณุวัฒน์ ต่านกลาง)



.....หัวหน้าภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

(อาจารย์ ดร.ภาณุวัฒน์ ต่านกลาง)

## บทคัดย่อ

โรคหัวใจถือว่าเป็นโรคที่ร้ายแรงชนิดหนึ่ง เพราะยังไม่สามารถรักษาให้หายขาดได้ มีเพียงการรักษาตามอาการเท่านั้น และจำเป็นต้องเข้ารับการตรวจในโรงพยาบาลที่มีเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเท่านั้น ซึ่งโรงพยาบาลในบางพื้นที่ยังไม่มีเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ผู้จัดทำโครงการนี้จึงได้พัฒนาอุปกรณ์โดยใช้ชื่อว่า “ชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW” ซึ่งสามารถแก้ปัญหาที่กล่าวมาข้างต้นได้ โดยใช้อิเล็กทรอนิกส์เป็นเซนเซอร์ในการรับสัญญาณเข้าบอร์ด AD8232 และใช้ Arduino Uno R3 แปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลเข้าสู่คอมพิวเตอร์ กรองข้อมูลและแสดงผลโดยโปรแกรม LabVIEW จึงทำให้สามารถแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนคอมพิวเตอร์ เพื่อให้แพทย์วิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจเบื้องต้นในพื้นที่ห่างไกลได้

จากการทดสอบการใช้งานพบว่า “ชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW” สามารถแสดงค่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ, PR Interval, QRS complex และอัตราการเต้นของหัวใจได้

คำสำคัญ : ECG , LabVIEW , Arduino

## Abstract

A heart disease is a one of many very serious disease because it can't to be cure now, It just symptomatic treatment only. Who have been a heart disease they have to see doctor in hospital with electrocardiogram only. some population in some place they are far away from hospital or some hospital isn't have the electrocardiogram if they have some accident they can't be cure by the doctor immediately

This project we developed device name "Electrocardiography Signal Monitoring With LabVIEW". It's can be fixed that problem, we used electrode to be sensor for input signal from human heart rate then we used module AD8232, Arduino Uno R3 and filter circuit for processing and transform that signal from analog to digital before processing that signal again and shown by LabVIEW. This solution can be used in hospital in rural areas.

From experimentation the electrocardiogram kit with LabVIEW can shown heart rate, electrocardiograph, PR Interval, QRS complex

Keyword : ECG, LabVIEW , Arduino

## กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาโทฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ ด้วยความช่วยเหลืออย่างดียิ่งจาก อาจารย์ ดร.ภาณุวัฒน์ ด้านกลาง อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญาโท ที่ได้ให้คำแนะนำและข้อคิดเห็นต่างๆ ในการทำปริญญาโทมา โดยตลอด ขอขอบพระคุณคณะกรรมการสอบปริญญาโททุกท่านที่กรุณาให้คำแนะนำที่เป็นประโยชน์ต่อการพัฒนาโครงการ

ผู้ดำเนินโครงการ ขอขอบคุณภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า ที่ได้เอื้อเฟื้อสถานที่ทำการทดลอง เครื่องมือ และอุปกรณ์ในการดำเนินโครงการ อีกทั้งขอบคุณพี่ๆ ที่คอยช่วยเหลือในการจัดหาอุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทำโครงการนี้ นอกจากนี้ยังมีบุคคลอีกหลายท่านที่ไม่ได้กล่าวถึงที่มีส่วนช่วยเหลือในการทำโครงการนี้ ผู้ดำเนินโครงการขอขอบพระคุณไว้ ณ ที่นี้ด้วย

## สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อ.....	ii
Abstract.....	iii
กิตติกรรมประกาศ.....	iv
สารบัญ.....	v
สารบัญรูป.....	viii
สารบัญตาราง.....	xii
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของโครงการ.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ.....	1
1.3 ขอบเขตการทำโครงการ.....	1
1.4 แผนการดำเนินงาน.....	2
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	4
บทที่ 2 ทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้อง.....	5
2.1 ความรู้พื้นฐานเรื่องสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	5
2.1.1 ส่วนประกอบคลื่นหัวใจไฟฟ้า.....	6
2.1.2 คลื่นไฟฟ้าในคนปกติ.....	7
2.1.3 ความสัมพันธ์ระหว่างหัวใจกับคลื่นไฟฟ้า.....	10
2.1.4 ทฤษฎีการติดลิตแบบมาตรฐาน.....	10
2.2 บอร์ด AD8232.....	12
2.2.1 คุณสมบัติบอร์ด AD8232.....	13
2.3 อิเล็กโทรด (Electrode).....	13
2.3.1 อิเล็กโทรดที่ปลาไรซ์.....	14
2.3.2 อิเล็กโทรดที่ไม่ปลาไรซ์.....	14
2.3.3 คุณสมบัติของอิเล็กโทรด.....	14
2.3.4 ชนิดของอิเล็กโทรด.....	15

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.4 โปรแกรม NI LabVIEW (กิจไพบูลย์ ชิวพันธุ์ศรี , 2014) .....	16
2.4.1 ฟังก์ชันที่ใช้ในโปรแกรม LabVIEW .....	17
2.5 เครื่องวัดความดันอิเล็กทรอนิกส์ .....	24
2.5.1 คุณสมบัติเครื่องวัดความดันโลหิตอิเล็กทรอนิกส์ .....	24
2.6 ไมโครคอนโทรลเลอร์ .....	25
2.6.1 Arduino Uno R3 .....	25
บทที่ 3 การออกแบบและการสร้างโครงงาน .....	27
3.1 การออกแบบโดยรวม .....	27
3.1.1 ผังการดำเนินงาน .....	30
3.2 การออกแบบส่วนฮาร์ดแวร์ .....	31
3.2.1 หาอัตราการเต้นหัวใจสูงสุด .....	31
3.2.2 การออกแบบวงจรกรองความถี่ต่ำ ( Low Pass Filter ) .....	31
3.2.3 การใช้งาน Arduino Uno R3 .....	33
3.3.1 การออกแบบหน้าจอการแสดงผลของโปรแกรม LabVIEW .....	35
บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง .....	37
4.1 หัวข้อที่ทำการทดลอง .....	37
4.2 ขั้นตอนการทดลอง .....	37
4.2.1 การวัดสัญญาณ ECG .....	37
4.2.2 การหาตำแหน่งการติดแผ่นอิเล็กทรอนิกส์ .....	39
4.2.3 การทดลองใช้วงจรกรองความถี่ .....	49
4.2.4 การทดลองการแสดงผลทางหน้าจอโปรแกรม LabVIEW .....	50
4.2.5 การทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจโดยใช้ชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW .....	61
4.3 การทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจ .....	63
4.3.1 ผลการทดลองการวัดอัตราการเต้นของหัวใจเปรียบเทียบกับระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจ คลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW กับเครื่องวัดความดัน .....	64
บทที่ 5 สรุปผลการทดลอง .....	79

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
5.1 สรุปผลโครงการ.....	79
5.1.1 ผลการเปรียบเทียบค่าความผิดพลาดระหว่างการวัดอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัด สัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW และ เครื่องวัดความดัน.....	79
5.2 ข้อเสนอแนะ .....	80
เอกสารอ้างอิง.....	81
ภาคผนวก.....	83
ภาคผนวก ก VI บล็อกไดอะแกรม (VI Block Diagram).....	84
ภาคผนวก ข โค้ดโปรแกรม Arduino.....	86
ภาคผนวก ค รายละเอียดของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์.....	87

## สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 2.1 องค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	5
รูปที่ 2.2 ตำแหน่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	10
รูปที่ 2.3 ตำแหน่งติดอิเล็กโทรดตามมาตรฐาน 12 ลีด .....	11
รูปที่ 2.4 บอร์ด AD8232 .....	13
รูปที่ 2.5 ลักษณะขั้วไฟฟ้าเงิน – ซิลเวอร์คลอไรด์ .....	14
รูปที่ 2.6 อิเล็กโทรดชนิดถ้วยสุญญากาศ (ชนิดใช้ได้หลายครั้ง) .....	16
รูปที่ 2.7 อิเล็กโทรดชนิดแผ่นที่ทำด้วยโพลี (ชนิดใช้ได้ครั้งเดียว).....	16
รูปที่ 2.8 โปรแกรม NI LabVIEW .....	17
รูปที่ 2.9 VISA Configure Serial Port .....	17
รูปที่ 2.10 VISA Set I/O Buffer Size Function.....	18
รูปที่ 2.11 VISA Enable Event Function .....	18
รูปที่ 2.12 VISA Wait on Event Function .....	18
รูปที่ 2.13 VISA Read Function .....	19
รูปที่ 2.14 VISA Disable Event Function .....	19
รูปที่ 2.15 VISA Close Function .....	19
รูปที่ 2.16 Decimal String To Number Function .....	20
รูปที่ 2.17 Replace Array Subset Function .....	20
รูปที่ 2.18 property node .....	20
รูปที่ 2.19 Clear Errors VI .....	21
รูปที่ 2.20 Biosignal Filtetring (Waveform Classical Filter).....	21
รูปที่ 2.21 Build Waveform (Analog Waveform) Function .....	22
รูปที่ 2.22 ECG Feature Extractor (Waveform All) .....	22
รูปที่ 2.23 เครื่องวัดความดันโลหิตอิเล็กทรอนิกส์.....	24
รูปที่ 2.24 ไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Uno R3 .....	25
รูปที่ 3.1 ภาพรวมการออกแบบการทดลอง.....	27
รูปที่ 3.2 Functional Diagram ของการทดลอง .....	28

## สารบัญรูป (ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 3.3 Data Flow Diagram ของการทดลอง.....	29
รูปที่ 3.4 แผนผังการดำเนินงาน .....	30
รูปที่ 3.5 วงจรกรองความถี่ต่ำ.....	31
รูปที่ 3.6 วงจรกรองสัญญาณประเภท Low Pass filter .....	32
รูปที่ 3.7 โปรแกรมส่วนการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล.....	33
รูปที่ 3.8 แสดงการทำงานของส่วนที่เป็นโปรแกรม LabView.....	35
รูปที่ 3.9 หน้าจอแสดงผล.....	36
รูปที่ 4.1 แสดงตำแหน่งการแปะอิเล็กโทรด.....	38
รูปที่ 4.2 ปลายอิเล็กโทรดที่เป็นหัวแจ็ค 3.5 มม.....	38
รูปที่ 4.3 การจับสัญญาณที่พินเอาต์พุตจากโมดูล AD8232 .....	38
รูปที่ 4.4 สัญญาณที่ได้จากพินเอาต์พุตจากโมดูล AD8232 .....	39
รูปที่ 4.5 ตำแหน่งสำหรับติดอิเล็กโทรด .....	39
รูปที่ 4.6 การติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 1.....	40
รูปที่ 4.7 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 1 .....	41
รูปที่ 4.8 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดที่ 2.....	41
รูปที่ 4.9 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 2 .....	42
รูปที่ 4.10 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดที่ 3 .....	42
รูปที่ 4.11 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 3.....	43
รูปที่ 4.12 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดที่ 4 .....	43
รูปที่ 4.13 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 4.....	44
รูปที่ 4.14 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดที่ 5 .....	44
รูปที่ 4.15 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 5.....	45
รูปที่ 4.16 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดที่ 6 .....	45
รูปที่ 4.17 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 6.....	46
รูปที่ 4.18 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดที่ 7 .....	46
รูปที่ 4.19 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 7.....	47

## สารบัญรูป (ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 4.20 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดที่ 8 .....	47
รูปที่ 4.21 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 8.....	48
รูปที่ 4.22 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดที่ 9 .....	48
รูปที่ 4.23 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 9.....	49
รูปที่ 4.24 สัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่แล้ว .....	49
รูปที่ 4.25 ภาพรวมบล็อกไดอะแกรมโปรแกรม LabVIEW.....	50
รูปที่ 4.26 ขั้นตอนการนำข้อมูลจาก Arduino Uno R3 เข้ามาวิเคราะห์ .....	50
รูปที่ 4.27 การนำข้อมูลเข้าผ่าน Serial port.....	51
รูปที่ 4.28 แปลงข้อมูลดิบเป็นข้อมูลที่มีหน่วยเป็นโวลต์ .....	51
รูปที่ 4.29 ภาพแสดงการนำข้อมูลมาวิเคราะห์ .....	52
รูปที่ 4.30 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	52
รูปที่ 4.31 การตั้งค่าตัวกรอง Lowpass และ Bandpass.....	55
รูปที่ 4.32 กราฟที่ผ่านตัวกรอง Low Pass ที่ passband 33 Hz. และ stopband 350 Hz.....	55
รูปที่ 4.33 กราฟที่ผ่านตัวกรอง Band Pass ที่ passband1 85 Hz, stopband1 20 Hz และ passband2 100 Hz, stopband2 475 Hz.....	55
รูปที่ 4.34 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ .....	56
รูปที่ 4.35 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำไปเข้าตัวกรอง.....	56
รูปที่ 4.36 การนำข้อมูลไปแสดงผล.....	59
รูปที่ 4.37 ECG feature Extraction And Calculate ECG Feature stats.....	59
รูปที่ 4.38 บล็อกไดอะแกรมของการแจ้งเตือนในโปรแกรม LabVIEW .....	60
รูปที่ 4.39 หน้าจอแสดงผล.....	60
รูปที่ 4.40 ชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW .....	61
รูปที่ 4.41 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการใช้ชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW... 61	61
รูปที่ 4.42 ภาพแสดงอัตราการเต้นของหัวใจที่วัดโดยเครื่องวัดความดัน.....	63
รูปที่ 4.43 ภาพแสดงอัตราการเต้นของหัวใจโดยชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW.....	64
รูปที่ 4.44 กราฟเปรียบเทียบอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW และ เครื่องวัดความดัน คนที่ 1.....	66

## สารบัญรูป (ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 4.45 กราฟแสดงค่าความผิดพลาดอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยLabVIEW และ เครื่องวัดความดัน คนที่ 1.....	66
รูปที่ 4.46 กราฟเปรียบเทียบอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยLabVIEW และ เครื่องวัดความดัน คนที่ 2.....	69
รูปที่ 4.47 กราฟแสดงค่าความผิดพลาดอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยLabVIEW และ เครื่องวัดความดัน คนที่ 2.....	69
รูปที่ 4.48 กราฟเปรียบเทียบอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยLabVIEW และ เครื่องวัดความดัน คนที่ 3.....	72
รูปที่ 4.49 กราฟแสดงค่าความผิดพลาดอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยLabVIEW และ เครื่องวัดความดัน คนที่ 3.....	72
รูปที่ 4.50 กราฟเปรียบเทียบอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยLabVIEW และ เครื่องวัดความดัน คนที่ 4.....	75
รูปที่ 4.51 กราฟแสดงค่าความผิดพลาดอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยLabVIEW และ เครื่องวัดความดัน คนที่ 4.....	75
รูปที่ 4.52 กราฟเปรียบเทียบอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยLabVIEW และ เครื่องวัดความดัน คนที่ 5.....	78
รูปที่ 4.53 กราฟแสดงค่าความผิดพลาดอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยLabVIEW และ เครื่องวัดความดัน คนที่ 5.....	78
รูปที่ 5.1 กราฟค่าเฉลี่ยค่าความผิดพลาด .....	80
รูปที่ ก 1.VI บล็อกไดอะแกรม (VI Block Diagram) ส่วนที่ 1 .....	84
รูปที่ ก.2 VI บล็อกไดอะแกรม (VI Block Diagram) ส่วนที่ 2.....	85

## สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 1.1 แผนการดำเนินงานการทำโครงการ.....	3
ตารางที่ 4.1 การคำนวณหาค่าความถี่เพื่อนำมาใช้ในตัวกรอง .....	53
ตารางที่ 4.2 การคำนวณหาค่าความถี่เพื่อนำมาใช้ในตัวกรอง (ต่อ).....	54
ตารางที่ 4.3 การคำนวณหาจำนวนเท่าโดยการนับจำนวนช่องเล็กใน 1 คาบ .....	57
ตารางที่ 4.4 การคำนวณหาจำนวนเท่าโดยการนับลูกคลื่น.....	58
ตารางที่ 4.5 ผลการทดลองวัดค่าอัตราการเดินทางของหัวใจ.....	62
ตารางที่ 4.6 ผลทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจเปรียบเทียบกับระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW กับเครื่องวัดความดันคนที่ 1 .....	64
ตารางที่ 4.7 ผลทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจเปรียบเทียบกับระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW และเครื่องวัดความดันคนที่ 1(ต่อ).....	65
ตารางที่ 4.8 ผลทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจเปรียบเทียบกับระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW กับเครื่องวัดความดันคนที่ 2.....	67
ตารางที่ 4.9 ผลทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจเปรียบเทียบกับระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW กับเครื่องวัดความดันคนที่ 2(ต่อ).....	68
ตารางที่ 4.10 ผลทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจเปรียบเทียบกับระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW กับเครื่องวัดความดันคนที่ 3 .....	70
ตารางที่ 4.11 ผลทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจเปรียบเทียบกับระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW กับเครื่องวัดความดันคนที่ 3 (ต่อ).....	71
ตารางที่ 4.12 ผลทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจเปรียบเทียบกับระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW กับเครื่องวัดความดันคนที่ 4.....	73
ตารางที่ 4.13 ผลทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจเปรียบเทียบกับระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW กับเครื่องวัดความดันคนที่ 4 (ต่อ).....	74
ตารางที่ 4.14 ผลทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจเปรียบเทียบกับระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW กับเครื่องวัดความดันคนที่ 5 .....	76
ตารางที่ 4.15 ผลทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจเปรียบเทียบกับระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW กับเครื่องวัดความดันคนที่ 5 (ต่อ).....	77
ตารางที่ 5.1 ตารางค่าเฉลี่ยค่าความผิดพลาดระหว่างการวัดอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW และ เครื่องวัดความดัน.....	79

## บทที่ 1

### บทนำ

#### 1.1 ที่มาและความสำคัญของโครงการ

สังคมในปัจจุบันนี้มีผู้ป่วยเพิ่มมากขึ้นจากการเป็นโรคประจำตัว อย่างเช่น โรคเบาหวาน โรคความดันโลหิต เป็นต้น ซึ่งโรคเหล่านี้ยังส่งผลกระทบต่อการทำงานของหัวใจของเรา เช่น มีอัตราการเต้นหัวใจที่เร็วขึ้น เหนื่อยง่าย หอบ และยังเป็นสาเหตุที่อาจจะทำให้ผู้ป่วยที่อาการและโรคประจำตัวเหล่านี้ มีภาวะเสี่ยงต่อการเป็นโรคหัวใจอีกด้วย

โรคหัวใจนั้นถือว่าเป็นโรคที่ร้ายแรงชนิดหนึ่งเลยก็ว่าได้ เพราะยังไม่มีวิธีการรักษาทางการแพทย์ที่แน่นอน และไม่สามารถรักษาให้หายขาดได้มีเพียงรักษาตามอาการเท่านั้น และยังส่งผลต่อการใช้ชีวิตประจำวันเป็นอย่างมาก เพราะว่ามีผู้ป่วยที่เป็นโรคหัวใจสามารถมีอาหารได้ตลอดเวลา เพียงแค่ทำงานหนัก หรือออกกำลังกายเพียงนิดเดียวก็อาจมีภาวะหัวใจวายเฉียบพลันได้ จากสาเหตุเหล่านี้จึงทำให้มีผู้ป่วยที่เสียชีวิตจากหัวใจวายเฉียบพลันมีอัตราเพิ่มมากขึ้น ซึ่งผู้ป่วยที่เสียชีวิตส่วนมากจะไม่ทราบว่าตนเองเป็นโรคหัวใจเนื่องจากประชากรส่วนใหญ่ของประเทศไทยจะมีรายได้ที่ค่อนข้างน้อยและหาเช้ากินค่ำ จึงไม่มีเวลาและค่าใช้จ่ายสำหรับการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อีกทั้งเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นจะมีเฉพาะโรงพยาบาลใหญ่ๆเท่านั้น ซึ่งอาจจะค่อนข้างมีระยะทางไกลสำหรับประชากรบางส่วนที่อยู่นอกตัวเมือง ดังนั้นโครงการนี้จะทำการลดขนาดลดขั้นตอน ที่ใช้สำหรับการตรวจวัดเพื่อความสะดวกสบายให้แก่ผู้ใช้เครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยจะใช้ตัวเซนเซอร์ electrode ในการดึงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกมา ทำการเปลี่ยนสัญญาณจากสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลผ่าน Arduino และแสดงผลทางหน้าจอโดยใช้โปรแกรม LabVIEW

#### 1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ

1. ออกแบบพัฒนาอุปกรณ์วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้สามารถจัดเก็บคลื่นไฟฟ้าได้
2. สามารถอ่านค่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านคอมพิวเตอร์ได้
3. ใช้โปรแกรม LabVIEW ในการแสดงผลทางหน้าจอ

#### 1.3 ขอบเขตการทำโครงการ

1. วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยใช้เซนเซอร์ electrode
2. ประมวลผลและแสดงผลทางหน้าจอโดยใช้ LabVIEW

3. การแสดงผลทางหน้าจอจะมีการแสดงกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจ, ค่าอัตราการเต้นของหัวใจ, ค่า PR interval และค่า QRS complex

#### 1.4 แผนการดำเนินงาน

1. เสนอหัวข้อและชื่ออาจารย์ที่ปรึกษาโครงการงาน
2. ศึกษาข้อมูลประเภทของเซนเซอร์ electrode และโมดูล
3. ทำการสั่งซื้ออุปกรณ์โมดูล AD8732 และ electrode sensor ที่ทำหน้าที่ในการดึงสัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจ
4. หาข้อมูลทางทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง เพื่อนำมาออกแบบ และนำมาจัดทำรายงานในบทที่ 2 และบทที่ 3
5. นำสัญญาณไฟฟ้าที่ได้มาศึกษาดูคลื่น (ใช้เครื่องออสซิลอโคป) เพื่อดูและศึกษาค้นที่ได้มามีสัญญาณคลื่นที่ได้มามีรูปคลื่นเหมือนหรือคล้ายและมีส่วนประกอบของคลื่นที่สำคัญตามทฤษฎีหรือไม่
6. ออกแบบและจัดทำวงจรสำหรับปรับปรุงสัญญาณ
7. นำข้อมูลที่ได้เข้าโปรแกรม LabVIEW โดยผ่าน Arduino UNO R3
8. ออกแบบโค้ดโปรแกรม LabVIEW เพื่อใช้ในการคำนวณและแสดงผลทางหน้าจอ เช่น รูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ, อัตราการเต้นของหัวใจ เป็นต้น
9. นำชุดทดลองที่สำเร็จแล้วไปทดลองและเปรียบเทียบสัญญาณ (ทางสายตา) โดยจะวัดเฉพาะคนในกลุ่มเท่านั้น
10. จัดทำรายงาน ชุดวัดสัญญาณของการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW

ตารางที่ 1.1 แผนการดำเนินงานการที่โครงการ

	โครงการนวัตกรรม 1							โครงการนวัตกรรม 2						
	ส.ค.	ก.ย.	ต.ค.	พ.ย.	ธ.ค.	ม.ค.	ก.พ.	มี.ค.	เม.ย.	พ.ค.	มิ.ย.	ก.ค.		
1	■													
2		■												
3			■											
4				■										
5					■									
6						■								
7							■							
8								■						
9									■					
10										■				

### 1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ได้ความรู้และทักษะการอ่านคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
2. ได้ความรู้และทักษะการใช้โปรแกรม LabVIEW
3. ได้ความรู้และทักษะการออกแบบวงจรไฟฟ้า
4. สามารถนำไปพัฒนาต่อยอดได้

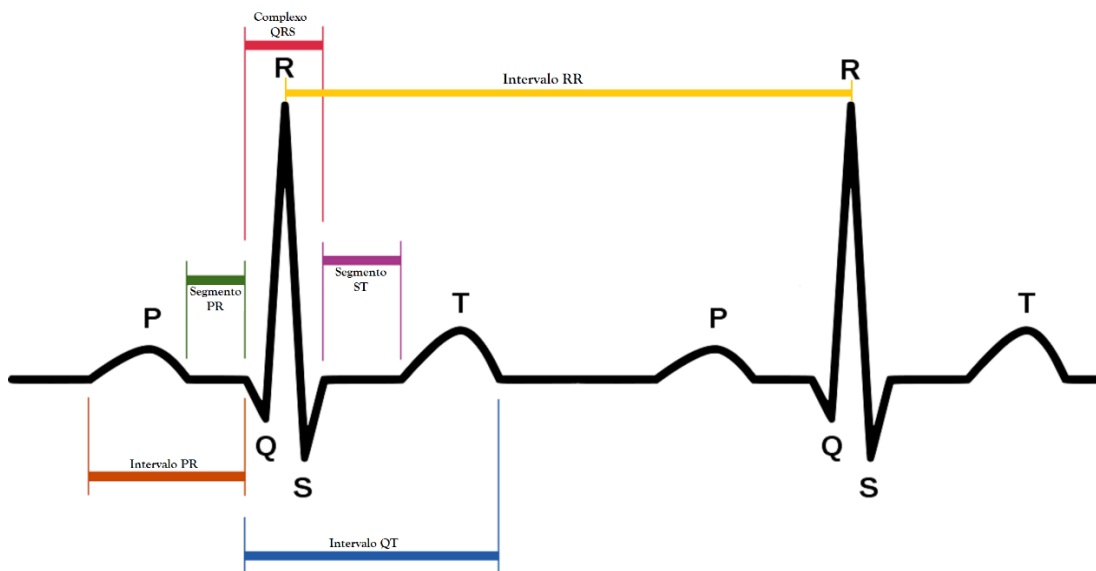
## บทที่ 2

### ทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้อง

บทนี้เป็นการกล่าวถึงความรู้พื้นฐานของการทำโครงการโดยแบ่งเป็นความรู้พื้นฐานทางด้าน การวัด คลื่นไฟฟ้าหัวใจบอร์ด ความรู้ทางด้านวงจรอิเล็กทรอนิกส์เบื้องต้นและ โปรแกรม LabVIEW

#### 2.1 ความรู้พื้นฐานเรื่องสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ( ศาสตราจารย์ เกียรติคุณ ,แพทย์หญิง พวงทอง ไกรพิบูลย์ )

การบีบตัวและคลายตัวของหัวใจจะก่อให้เกิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นในปัจจุบันในทางการแพทย์ได้ใช้สัญญาณนี้ในการวิเคราะห์หาความผิดปกติในการทำงานของหัวใจด้วยเครื่องมือที่ เรียกว่าเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrograph) ซึ่งสามารถรับสัญญาณที่มีแรงดันไฟฟ้าต่างจากผิวหนังมนุษย์ได้ การอ่านสัญญาณไฟฟ้าจากตำแหน่งต่างๆของร่างกายนั้นได้ผลลัพธ์ที่แตกต่างกัน ดังนั้นการวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจึงจำเป็นต้องวิเคราะห์สัญญาณจากหลายตำแหน่งของร่างกายร่วมกัน โดยลักษณะทั่วไปของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีองค์ประกอบของสัญญาณแสดงในรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 องค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

จากองค์ประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถแบ่งการอธิบายรูปสัญญาณได้ 3 ส่วน

### 2.1.1 ส่วนประกอบคลื่นหัวใจไฟฟ้า

#### (a) คลื่น (Wave)

(i) คลื่น P (P Wave) เป็นคลื่นที่แสดงถึงผลรวมทางไฟฟ้าของการเกิดดีโพลาไรเซชัน (Depolarization) ที่หัวใจห้องบนทั้งสองห้อง ซึ่งกระบวนการนี้จะทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์สูงขึ้น ประมาณ +20 มิลลิโวลต์ จากระยะพักตัวของเซลล์ ซึ่งจะมีศักย์ไฟฟ้าอยู่ที่คลื่น QRS (QRS Complex) เป็นคลื่นที่แสดงถึงการเกิดดีโพลาไรเซชันที่ห้องหัวใจห้องล่าง ทั้งสองจะบันทึกได้คลื่น QRS ต่างกันในแต่ละลีด โดยเวลาที่ใช้จะอยู่ประมาณ 0.01 วินาที โดย

- คลื่น Q หมายถึง จุดยอดในด้านลบที่พบครั้งแรกหลังคลื่น P
- คลื่น R หมายถึง จุดยอดในด้านบวกที่พบครั้งแรกหลังคลื่น P
- คลื่น S หมายถึง จุดยอดในด้านลบที่พบครั้งแรกหลังคลื่น R

การบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะเรียกรวมกันว่าคลื่น QRS

(ii) คลื่น T (T Wave) จะแสดงถึงผลรวมทางไฟฟ้าของการเกิดดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างทั้งสองห้อง ก่อนที่หัวใจทั้งสองห้องจะคลายตัวจะมีขนาดแอมพลิจูดของสัญญาณประมาณ 1/8 ถึง 2/3 ของคลื่น R โดยจะสามารถบันทึกได้เกือบทุกลีด ยกเว้น aVR, aVL และ V1

(iii) คลื่น U (U Wave) จะแสดงถึงช่วงของการรีโพลาไรเซชัน (Repolarization) ของกล้ามเนื้อพาลลารี (Papillary) ที่ยึดลิ้นหัวใจ ซึ่งกระบวนการรีโพลาไรเซชันนั้นเกิดขึ้นเมื่อเซลล์มีศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์สูงทำให้เกิดการรั่วของ K<sup>+</sup> ทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายในค่อยๆ ลดลงอาจมีหรือไม่มีก็ได้ในลีด aVF

#### (b) ช่วงพัก (Segment)

(i) ระยะเวลา P-R (P-R Segment) ในคนปกติช่วงระยะนี้ควรจะอยู่ระดับเส้นพื้นฐาน (Isoelectric Line) โดยจะเริ่มวัดจากปลายของคลื่น P ถึงจุดเริ่มต้นของคลื่น QRS

(ii) ระยะเวลา S-T (S-T Segment) ระยะนี้ สามารถบอกได้ถึงสภาวะความผิดปกติของกล้ามเนื้อหัวใจ ซึ่งปกติระยะนี้ควรจะอยู่ระดับเส้นพื้นฐาน สามารถเปลี่ยนแปลงได้ในระดับ

-0.5 มิลลิเมตร ถึง +2.0 มิลลิเมตร โดยคลื่นนี้จะวัดตั้งแต่จุดปลายของคลื่น QRS ถึงจุดเริ่มต้นของคลื่น T

(c) ช่วงเวลาคคลื่น (Interval)

(i) ช่วงเวลา P-R (P-R Interval) จะแสดงระยะเวลาที่ใช้ในการดีโพลาไรเซชันของกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนทั้งสองห้อง ซึ่งจะใช้เวลาไม่เกิน 0.20 วินาที โดยจะ เริ่มวัดจากจุดเริ่มต้นของคลื่น P จนถึงจุดเริ่มต้นของคลื่น QRS บางครั้งเรียกว่าช่วง เวลา P-Q

(ii) ช่วงเวลา QRS (QRS Interval) จะเริ่มวัดตั้งแต่จุดเริ่มต้นของคลื่น Q ถึงจุดสิ้นสุดของคลื่น S ช่วงเวลานี้ไม่ควรเกิน 0.10 วินาที อาจถึง 0.11 วินาทีในสัญญาณ V2 และ V3

(iii) ช่วงเวลา Q-T (Q-T Interval) จะแสดงถึงระยะเวลาในการดีโพลาไรเซชันและการรีโพลาไรเซชัน ในกล้ามเนื้อห้องล่างทั้งหมด ซึ่งจะวัดจากจุดเริ่มต้นของคลื่น QRS ถึงจุดสิ้นสุดของคลื่น T โดยช่วงเวลา Q-T ในเพศชายไม่ควรเกิน 0.42 วินาที และเพศหญิงไม่ควรเกิน 0.43 วินาที

(iv) ช่วงเวลา R-R (R-R Interval) สามารถนำมาคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจห้องล่างได้ มีหน่วยเป็นครั้งต่อวินาที โดยจะวัดจากจุดสูงสุดของคลื่น R ถึงจุดสูงสุดของคลื่น R ลูกถัดไป

## 2.1.2 คลื่นไฟฟ้าในคนปกติ ( กชพร วาณิชสรรพ )

(a) คลื่น RR interval

ระยะเวลาตั้งแต่ R แรกและ R ต่อไปการเต้นของหัวใจช่วงปกติอยู่ที่ 60 ถึง 100 bpm ระยะเวลา 0.6 ถึง 1.2 วินาที

(b) คลื่น P wave

ระหว่างการสลับขั้วของหัวใจปกติห้องบน คลื่นไฟฟ้าหลักจะเริ่มจาก SA node บนขวาที่กระตุ้นไป AV node และกระจายจากหัวใจห้องบนขวาไปยังห้องบนซ้าย และกลายเป็นคลื่น P wave ในระยะเวลา 80 ms

## (c) คลื่น PR interval

วัดจากจุดที่อยู่ระหว่างคลื่น P wave ไปยังคลื่น QRS complex ดังนั้น PR interval จะสะท้อนในช่วงที่แรงกระตุ้นไฟฟ้าใช้ในการเดินทางจากส่วน SA node ผ่าน AV node เข้าไปในหัวใจห้องล่างทั้งสอง ดังนั้น PR interval เป็นการวัดค่าที่ดีของการทำงานของ AV node ในระยะเวลา 120 ถึง 200 ms

## (d) คลื่น PR segment

PR segment เป็นคลื่นที่เชื่อมต่อคลื่น P เข้ากับ QRS complex มีแรงกระตุ้นวิ่งจาก AV node ไปยัง Bundle of His ต่อไปยัง bundle branches และจากนั้นก็ไปยัง Purkinje fibers การทำงานไฟฟ้านี้ไม่ได้สร้างแรงบีบโดยตรง แต่จะเดินทางลงไปที่หัวใจห้องล่างทั้งสอง และแสดงผลออกมาเป็นเส้นแบน ECG PR interval

## (e) QRS complex

QRS complex สะท้อนการ depolarization ของหัวใจห้องล่างขวาและซ้ายอย่างรวดเร็ว หัวใจห้องล่างมีกลุ่มกล้ามเนื้ออันใหญ่เมื่อเทียบกับหัวใจห้องบน ดังนั้น QRS complex ปกติจะมีขนาดที่ใหญ่กว่าคลื่น P ในระยะเวลา 80 ถึง 120 ms

## (f) J-point

หมายถึงจุดที่ QRS complex สิ้นสุดและ ST segment เริ่มต้น มันใช้วัดปริมาณของแรงยกหรือแรงกดของ ST ที่ปรากฏ

## (g) ST segment

ST segment เชื่อมต่อ QRS complex เข้ากับคลื่น T ST segment แทนช่วงเวลาในห้องล่างถูก depolarized. มันเป็น isoelectric. ในระยะเวลา 80 ถึง 120 ms

## (h) คลื่น T

คลื่น T แทนการ repolarization (หรือการคืนตัว) ของหัวใจห้องล่าง ช่วงเวลาจากจุดเริ่มต้นของ QRS complex ไปยังยอดของคลื่น T ถูกเรียกว่าเป็นช่วงเวลาไม่ตอบสนองสมบูรณ์ครั้งหลังของคลื่น T ถูกเรียกว่าเป็นช่วงเวลาไม่ตอบสนองสัมพันธ์ (หรือช่วงเวลาอ่อนแอ) ในระยะเวลา 160 ms

## (i) ST interval

ST interval ถูกวัดจาก J point ถึงปลายของคลื่น T ในระยะเวลา 320 ms

## (j) QT interval

QT interval ถูกวัดจากจุดเริ่มต้นของ QRS complex ไปยังปลายของคลื่น T QT interval ที่ยาวขึ้นเป็นปัจจัยเสี่ยงสำหรับการเต้นของหัวใจห้องล่างไม่สม่ำเสมอและการตายฉับพลัน มันแปรตามอัตราการเต้นของหัวใจและสำหรับส่วนเกี่ยวข้องกับด้านคลินิกต้องการการ correction สำหรับสิ่งนี้ จึงอยู่ในรูป QTc. ระยะเวลา สูงได้ถึง 420 ms ที่อัตราการเต้นของหัวใจที่ 60 bpm

## (k) คลื่น U

คลื่น U ถูกสร้างเป็นสมมติฐานว่าเกิดจากการ repolarization ของผนังแบ่งระหว่างหัวใจห้องล่าง ปกติมันจะมีขนาดของคลื่นเล็กและบ่อยมากที่จะไม่ปรากฏด้วยซ้ำ มันจะตามคลื่น T เสมอและมีขนาดคลื่นในทิศทางเดียวกันด้วย ถ้ามันปรากฏชัดเจนมาก สงสัยว่าจะเป็นภาวะโปรแตสเซียมในเลือดต่ำ ภาวะแคลเซียมสูงในเลือดหรือภาวะต่อมไทรอยด์ทำงานเกิน

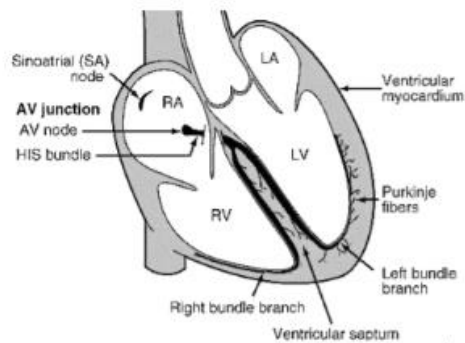
## (l) คลื่น J

คลื่น J, J-point หรือ Osborn wave ที่สูงปรากฏว่าเป็นคลื่น delta ที่มาซ้ำโดยปรากฏต่อจาก QRS หรือเป็นคลื่น R ที่สองขนาดเล็ก มันถูกพิจารณาว่าเป็นอาการบ่งโรคของสภาวะที่ร่างกายมีอุณหภูมิต่ำเกินไปหรือภาวะเลือดมีแคลเซียมมาก

### 2.1.3 ความสัมพันธ์ระหว่างหัวใจกับคลื่นไฟฟ้า

คลื่นไฟฟ้าที่อยู่กับหัวใจนั้นจะถูกปล่อยออกมาเพื่อที่จะส่งไปทั่วร่างกาย ทำให้กล้ามเนื้อของหัวใจมีการบีบตัวอย่างสมบูรณ์ในการส่งเลือดไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกายเราจะเรียกว่าสัญญาณนี้ว่า คลื่นไฟฟ้าหัวใจคลื่นไฟฟ้ามีจุดเริ่มต้นจาก Sinoatrial node (SA node) ไปยัง Atrioventricular node (AV node) แล้วไปที่ His bundle และไปที่ bundle branch แล้วไปที่ Purkinje fibers แล้วไปที่ventricular myocardium

Sinoatrial node (SA node) คือกลุ่มเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจแบบพิเศษ เป็นที่ปล่อยกระแสไฟฟ้าไปกระตุ้นหัวใจ ตำแหน่งอยู่บริเวณหลอดเลือดเวนาคาวาหลอดเลือดดำกับหัวใจห้องขวา โดยมีหลอดเลือด SA node artery มาเลี้ยงและมีปลายประสาทซิมพาธิก Sympathetic และระบบประสาทอัตโนมัติ (Parasympathetic) อยู่จำนวนมาก Atrioventricular node (AV node) อยู่ในผนังหัวใจห้องขวาเหนือลิ้นหัวใจคลื่นไฟฟ้าหัวใจจาก AV node ไปยัง SA node ใช้เวลา 0.04 ถึง 0.12 วินาที Bundle of His ต่อมาจาก AV node เข้าในผนังที่กั้นระหว่างโพรงสมองแล้วแยกเป็นสองแขนง คือ ระบบกระแสไฟฟ้าของหัวใจซ้ายและขวา ผ่านมาถึงจุดนี้อย่างรวดเร็วแล้วเข้าสู่ระบบนำไฟฟ้าหัวใจ ทำให้เห็นการทำงานของหัวใจระยะต่างๆ



รูปที่ 2.2 ตำแหน่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

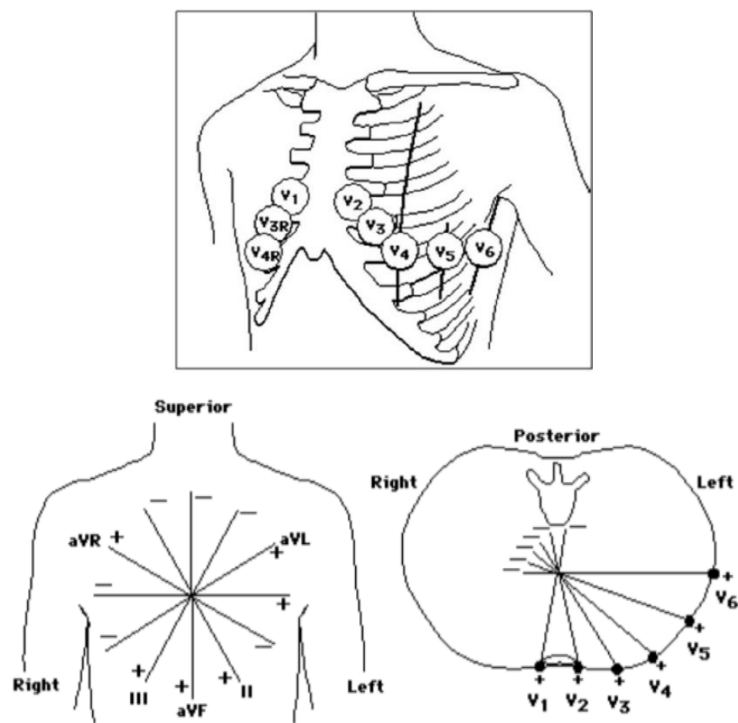
### 2.1.4 ทฤษฎีการติดลิตแบบมาตรฐาน ( ชลัญธร ตรียมณีรัตน์ , 2015 )

ระบบ 3 lead จะมี RA, LA และ LL แต่สามารถ monitor ได้เพียง 3 lead คือ lead I, II, III ระบบ 5 lead จะมี RA, LA, LL, RL (ground หรือ reference) และ V1 ติดที่ช่องซี่โครงที่ 4 ขีดกระดุกหน้าอกทางขวา สามารถ monitor ได้ 7 lead คือ lead I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1

ในกรณีผู้ป่วยมี cardiac arrhythmia อาจใช้ระบบ 3 lead ได้ แต่ถ้ามาด้วยอาการโรคหลอดเลือดหัวใจตายหรือตีบตัน ควรใช้แบบ 5 lead จะสามารถ monitor

ตำแหน่งที่เกิด ischemia หรือ infarct ได้ดีกว่าตำแหน่งติดอิเล็กโทรดแบบมาตรฐาน (Electrode) ตามจุดต่างๆบริเวณหน้าอกดังนี้

- (i) ติดที่จุด V1 ช่องซี่โครงที่ 4 ขอบขวาของกระดูกสันอก(sternum)
- (ii) ติดที่จุด V2 ช่องซี่โครงที่ 4 ขอบซ้ายของกระดูกสันอก(sternum)
- (iii) ติดที่จุด V3 ติดอยู่ระหว่างกึ่งกลาง V2 และ V4
- (iv) ติดที่จุด V4 ช่องซี่โครงที่ 5 แนวกึ่งกลางกระดูกไหปลาร้าข้างซ้าย(clavicle)
- (v) ติดที่จุด V5 ระดับเดียวกับ V4 แนวเส้นเอ็นด้านหน้า(anterior-axillary line)
- (vi) ติดที่จุด V6 ระดับเดียวกับ V4 แนวเส้นเอ็นตรงกลาง(mid axillary line)
- (vii) ติดที่จุด V3R อยู่กึ่งกลางระหว่าง V1 และ V4R
- (viii) ติดที่จุด V4R ช่องซี่โครงที่ 5 แนวกึ่งกลางกระดูกไหปลาร้าข้างขวา



รูปที่ 2.3 ตำแหน่งติดอิเล็กโทรดตามมาตรฐาน 12 ลีด

## (b) 12 ลีดมาตรฐาน

## (i) วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่าง 2 จุดของแขนและขา (Bipolar limb leads)

Leads 1 วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าที่แขนซ้ายแขนขวา

Leads 2 วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ขาซ้ายแขนขวา

Leads 3 วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ขาซ้ายแขนซ้าย

## (ii) วัดแรงดันไฟฟ้าของแขนและขาเทียบกับขั้วกลางซึ่งมีศักย์ไฟฟ้าเป็นศูนย์ (Unipolar limb leads)

Leads aVR วัดแรงดันไฟฟ้าของแขนขวา

Leads aVL วัดแรงดันไฟฟ้าของแขนซ้าย

Leads aVF วัดแรงดันไฟฟ้าของแขนซ้าย

## (iii) วัดแรงดันไฟฟ้าในระนาบแนวนอน (Chest leads)

Lead V1-V6 วัดแรงดันไฟฟ้าที่จุดต่างๆที่ V1-V6 เทียบกับขั้วกลาง

## (c) Single leads

## (i) วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าชนิด 2 ขั้ว

Lead I วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่าง แขนขวา (-) กับแขนซ้าย (+)

Lead II วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่าง แขนขวา (-) กับขาซ้าย (+)

Lead III วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่าง แขนซ้าย (-) กับขาซ้าย (+)

## 2.2 บอร์ด AD8232

AD8232 SparkFun Single Lead Heart Rate Monitor เป็นบอร์ดสำหรับใช้วัดกิจกรรมทางไฟฟ้าของหัวใจ กิจกรรมทางไฟฟ้านี้สามารถทำเป็น ECG หรือ Electrocardiogram และมีเอาต์พุตเป็นแบบอนาล็อก ECGs ซึ่งอาจมีสัญญาณรบกวนที่ค่อนข้างมาก โดย AD8232 Single Lead Heart Rate Monitor มีทำหน้าที่เป็น op amp เพื่อช่วยในของการรับสัญญาณที่ชัดเจนจากช่วง PR และ QT ได้อย่างง่ายดาย

AD8232 เป็นเครื่องปรับอากาศสัญญาณแบบบูรณาการ ซึ่งเหมาะสำหรับการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและ biopotential อื่น ๆ ได้รับการออกแบบมาเพื่อแยกขยายและกรองสัญญาณ biopotential ขนาดเล็กในสถานะที่มีสัญญาณรบกวนเช่น การเคลื่อนที่หรือตำแหน่งของขั้วไฟฟ้าระยะไกล AD8232 ตรวจวัดอัตราการเต้นหัวใจจะแบ่งเชื่อมต่อกับ IC ออกเป็นเก้าเส้น ซึ่งสามารถต่อสายพินหรือตัวเชื่อมต่ออื่น ๆ ได้ ไม่ว่าจะเป็น SDN, LO +, LO-, OUTPUT, 3.3V, GND โดยให้ขาที่จำเป็นสำหรับการใช้งานจอภาพนี้กับ Arduino หรือบอร์ดพัฒนาอื่น ๆ นอกจากนี้ในบอร์ดนี้มี RA (แขนขวา), LA (แขนซ้าย) และขา RL (ขาขวา) เพื่อแนบและใช้เซ็นเซอร์ที่กำหนดเองของคุณเอง นอกจากนี้ยังมีไฟแสดงสถานะ LED ที่จะเดินตามจังหวะของการเต้นของหัวใจ และจำเป็นต้องใช้แผ่นเซนเซอร์ชีวการแพทย์และสายเซนเซอร์ในการเอาสัญญาณทางไฟฟ้าออกมา เพื่อแสดงทางจอภาพ

### 2.2.1 คุณสมบัติบอร์ด AD8232

- (a) แรงดันไฟฟ้า 3.3 โวลต์
- (b) เอาต์พุตแบบอนาล็อก
- (c) การตรวจสอบ Leads-Off
- (d) พินสำหรับปิดเครื่อง
- (e) LED แสดงสถานะ
- (f) แจ็คขนาด 3.5 มม. สำหรับการเชื่อมต่อแผ่นชีวการแพทย์ (Electrode)



รูปที่ 2.4 บอร์ด AD8232

### 2.3 อิเล็กโทรด (Electrode) (จ่านงค์ แถวจันทิก , 2013)

อิเล็กโทรดคือตัวเชื่อมการวัดศักย์ไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าบนร่างกาย ที่ทำงานเสมือนเป็นทรานส์ดิวเซอร์ ซึ่งทำหน้าที่เปลี่ยนกระแสไอออนิกเป็นกระแสไฟฟ้า ในการติดสายบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นจะต้องมีการ

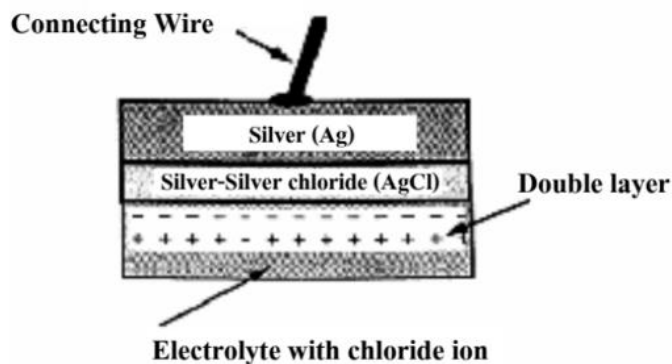
ทำความเข้าใจความสะอาดบริเวณที่จะติดขั้วไฟฟ้า ซึ่งขั้วไฟฟ้างดงกล่าวมีโครงสร้างดังในรูปที่ 2.5 ซึ่งแสดงลักษณะขั้วไฟฟ้าเงิน (Ag) – ซิลเวอร์คลอไรด์ (AgCl)

### 2.3.1 อิเล็กโทรดที่ปลาไรซ์

อิเล็กโทรดที่ปลาไรซ์นี้เมื่อผ่านกระแสไฟฟ้าเข้าไปจะไม่มีการเสไฟฟ้าข้ามพื้นหน้าของอิเล็กโทรด และอิเล็กโทรไลต์จะทำงานเหมือนคาปาซิเตอร์

### 2.3.2 อิเล็กโทรดที่ไม่ปลาไรซ์

อิเล็กโทรดที่ไม่ปลาไรซ์นี้ เมื่อมีการเสผ่านจะสามารถผ่านพื้นหน้าได้อย่างเสรี โดยไม่สูญเสียพลังงาน ดังนั้นจึงไม่เกิด Over Voltage แต่เราไม่สามารถสร้างอิเล็กโทรดที่ปลาไรซ์และไม่ปลาไรซ์ได้อย่างสมบูรณ์



รูปที่ 2.5 ลักษณะขั้วไฟฟ้าเงิน – ซิลเวอร์คลอไรด์

### 2.3.3 คุณสมบัติของอิเล็กโทรด

คุณสมบัติกระแสและแรงดันของอิเล็กโทรดนั้นไม่เป็นเส้นตรง เพราะอิเล็กโทรดมีคุณสมบัติเฉพาะตัว คือ ความไวต่อกระแสที่ผ่านอิเล็กโทรด ถ้ามีความเข้มของกระแสมาก คุณสมบัติจะต่างจากเดิมและคุณสมบัติยังขึ้นกับรูปคลื่นไฟฟ้า ถ้าเป็นไซน์ต้องขึ้นกับความถี่ด้วย เพราะอิเล็กโทรดมีความต้านทานและตัวเก็บประจุอยู่ด้วย เมื่อนำอิเล็กโทรดติดที่ผิวดึง จะต้องพิจารณา คุณสมบัติพื้นฐานระหว่างอิเล็กโทรดกับอิเล็กโทรไลต์และผิวหนังด้วย ซึ่งวิธีการใช้โดยใช้ครีมอิเล็กโทรไลต์ที่ประกอบด้วยคลอไรด์ไอออนหาก่อนที่จะติดอิเล็กโทรดเป็นตัวประสาน ปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อคุณสมบัติทางไฟฟ้าของผิวหนัง คือ การวัด Galvanic Skin Reflex (GSR) เพราะเกี่ยวกับเหงื่อและท่อของต่อมเหงื่อที่จะมีโซเดียมโพแทสเซียมและคลอไรด์ไอออนหลังจากต่อมเหงื่อ ทำให้เกิดความต่างศักย์ของรูท่อนำเหงื่อกับผิวดึง แต่ส่วนประกอบที่กล่าวมาสามารถตัดไปได้กับอิเล็กโทรดที่ใช้วัดทางชีววิทยาคาไม่เกี่ยวกับการวัดทางผิวหนัง

### 2.3.4 ชนิดของอิเล็กทรอนิกส์

ชนิดของอิเล็กทรอนิกส์ในการรับศัลยกรรมไฟฟ้าทางชีววิทยาที่นิยมมี 2 ชนิด คือ อิเล็กทรอนิกส์ที่ทำด้วยถ้วยโลหะสุญญากาศ และอิเล็กทรอนิกส์ชนิดแผ่นที่จะติด นำถ้วยโลหะมาติดกับผิวหนังโดยการบีบลูกยาง ซึ่งถ้วยโลหะจะติดกับผิวหนัง ส่วนแผ่นอิเล็กทรอนิกส์ชนิดแผ่นที่ทำด้วยโฟม เป็นอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้งานได้รวดเร็วและใช้ครั้งเดียวแล้วทิ้ง ทั้งนี้เพื่อประหยัดเวลาและความสะดวกของบุคลากรทางด้านนี้ อิเล็กทรอนิกส์ชนิดนี้ประกอบด้วยพลาสติกที่ทำเป็นโฟม จะมีแผ่นเงินติดอยู่ข้างหนึ่ง แผ่นเงินนี้อาจเคลือบด้วยซิลเวอร์คัลโรด ในการใช้งานนี้ ผู้ใช้เพียงแต่ทำความสะอาดผิวหนัง เป็นห่ออิเล็กทรอนิกส์ตั้งกระดาษที่ปิดอยู่ออกแล้วกดแผ่นอิเล็กทรอนิกส์ติดลงบนผิวหนังได้ทันที

#### (a) คุณลักษณะแผ่นอิเล็กทรอนิกส์

- (i) เนื้อเยื่อทำจากวัสดุที่มีคุณสมบัติ ป้องกันการซึมผ่านของของเหลว มีรูพรุนช่วยในการระบายอากาศและความชื้น สามารถติดอยู่ได้นานไม่น้อยกว่า 5 วัน
- (ii) เคลือบด้วยเจลกาวสีน้ำตาลไฟฟ้าที่ทำให้เกิดอาการแพ้ น้อย (hypoallergenic adhesive) เจลสีน้ำตาลไฟฟ้าเป็นชนิดเจลเหนียว สัมผัสเหนียวยึดติดผิวหนังได้ดี จึงสีน้ำตาลไฟฟ้าได้ดีแม้มีการดึงรั้งแผ่น เจลคงรูปไม่ไหลเยิ้มและไม่ทิ้งคราบเจลไว้บนผิวหนัง ลดปัญหาการเกิดฟองอากาศ จึงสีน้ำตาลไฟฟ้าหัวใจได้คุณภาพ
- (iii) ส่วนประกอบของเจล มีปริมาณคลอไรด์ต่ำ ช่วยป้องกันการแพ้ของผิวหนังผู้ป่วย
- (iv) ขอบแผ่นออกแบบให้มีแถบยื่นเพื่ออำนวยความสะดวก
- (v) กระจุก (Stud and Eyelet) เป็นสแตนเลส และซิลเวอร์/ซิลเวอร์คัลโรด (Silver/Silver Chloride Eyelet)
- (vi) มีเอกสารรับรองคุณภาพตามมาตรฐาน ISO 13485 และ ISO 9001



รูปที่ 2.6 อิเล็กโทรดชนิดถ้วยสุญญากาศ (ชนิดใช้ได้หลายครั้ง)



รูปที่ 2.7 อิเล็กโทรดชนิดแผ่นที่ทำด้วยโฟม (ชนิดใช้ได้ครั้งเดียว)

#### 2.4 โปรแกรม NI LabVIEW (กิจไพบูลย์ ชิวพันธุ์ศรี , 2014)

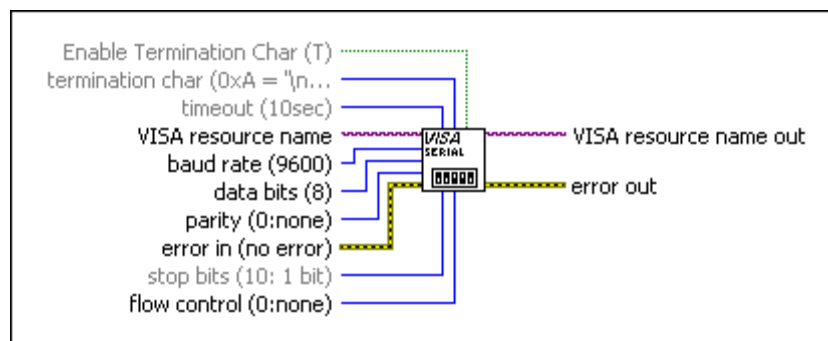
LabVIEW ย่อมาจาก Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench เป็นชุดซอฟต์แวร์เพื่อพัฒนาระบบจากบริษัทชั้นนำอเมริกันที่สามารถออกแบบแอปพลิเคชันและสามารถสร้างระบบอัตโนมัติในการทดสอบ และควบคุม ซึ่งในการเขียนโปรแกรมจะใช้ภาษาโค้ดรูปภาพทำให้ง่ายต่อการเรียนรู้และยังใช้เวลาในการเขียนโปรแกรมน้อยลง สามารถพัฒนาแอปพลิเคชันที่มีประสิทธิภาพสูง เหมาะสำหรับนำมาใช้ในการวัดและเครื่องมือวัดทางด้านวิศวกรรม



รูปที่ 2.8 โปรแกรม NI LabVIEW

### 2.4.1 ฟังก์ชันที่ใช้ในโปรแกรม LabVIEW

#### (a) VISA Configure Serial Port



รูปที่ 2.9 VISA Configure Serial Port

จากรูปที่ 2.9 จะเป็นบล็อกที่ใช้สำหรับกำหนดค่าพารามิเตอร์ต่างๆของพอร์ตอนุกรมตามที่รูปได้ระบุเอาไว้ เพื่อเอาไว้สำหรับติดต่อกับ serial port โดยสามารถระบุจากทางด้านซ้าย ทางด้านขวาจะเป็นเอาต์พุตของข้อมูล

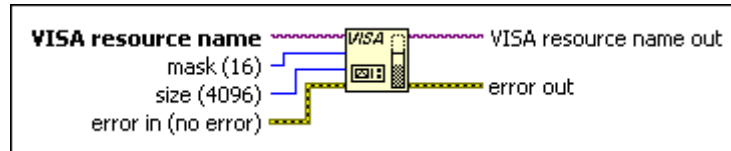
VISA resource name: ระบุ resource ที่ต้องการจะเปิด

baud rate: อัตราที่ในการส่งผ่าน ค่าเริ่มต้น คือ 9600

time out: กำหนดเวลาที่ใช้ในการเขียนและการอ่าน มีหน่วยเป็น มิลลิวินาที (ms)

data bit: คือจำนวนบิตของข้อมูลขาเข้า มีค่าอยู่ระหว่าง 5-8

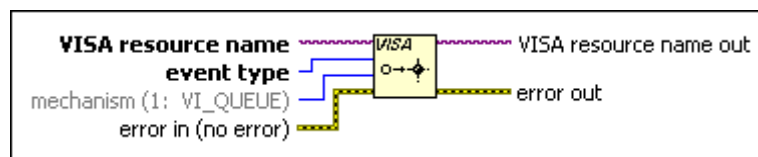
## (b) VISA Set I/O Buffer Size Function



รูปที่ 2.10 VISA Set I/O Buffer Size Function

จากรูปที่ 2.10 จะเป็นบล็อกที่ใช้สำหรับตั้งค่าขนาดของบัฟเฟอร์ I/O หากต้องการที่จะใช้งานบล็อกไดอะแกรมนี้ต้องมีเรียกใช้งาน VISA Configure Serial Port ก่อนเสมอ

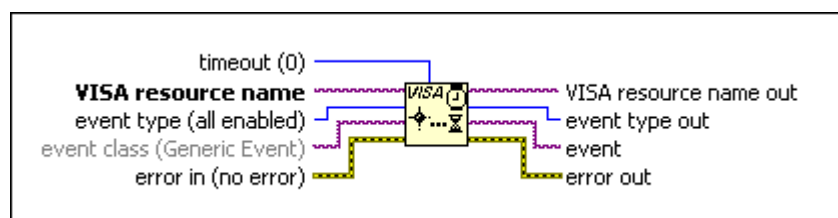
## (c) VISA Enable Event Function



รูปที่ 2.11 VISA Enable Event Function

จากรูปที่ 2.11 จะเป็นบล็อกที่เอาไว้ใช้สำหรับเปิดให้สามารถรับข้อมูลเข้ามาได้

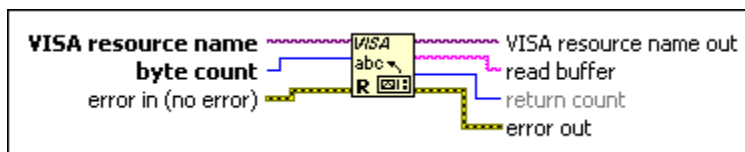
## (d) VISA Wait on Event Function



รูปที่ 2.12 VISA Wait on Event Function

จากรูปที่ 2.12 เป็นบล็อกที่สำหรับรอข้อมูลที่เข้ามา โดยจะมีการกำหนดระยะเวลาเอาไว้ เพื่อไม่ให้เกิดการรอการทำงานเกินระยะเวลาที่ระบุเอาไว้

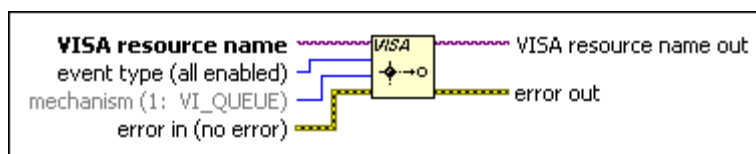
## (e) VISA Read Function



รูปที่ 2.13 VISA Read Function

จากรูปที่ 2.13 เป็นบล็อกที่เอาไว้กำหนดการอ่านค่าของข้อมูลที่ได้รับมาจาก port serial โดยจะนำข้อมูลที่ได้ออกไปเก็บไว้ที่บัฟเฟอร์

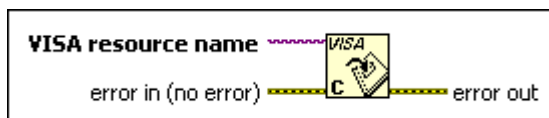
## (f) VISA Disable Event Function



รูปที่ 2.14 VISA Disable Event Function

จากรูปที่ 2.14 เป็นบล็อกที่เอาไว้ใช้สำหรับจัดคิวของข้อมูลที่ได้รับเข้ามาเพื่อไม่ให้ข้อมูลที่รับเข้ามานั้นชนกัน

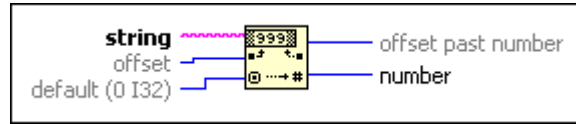
## (g) VISA Close Function



รูปที่ 2.15 VISA Close Function

จากรูปที่ 2.15 เป็นบล็อกที่ใช้สำหรับการปิดการทำงานของระบบ

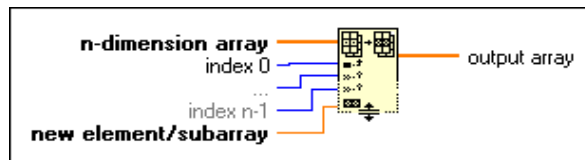
## (h) Decimal String To Number Function



รูปที่ 2.16 Decimal String To Number Function

จากรูปที่ 2.16 เป็นบล็อกที่ใช้สำหรับแปลงตัวเลขไปเป็นอักขระ แต่ถ้าตัวเลขที่รับเข้ามามีจำนวนทศนิยมเข้ามาด้วย ค่านั้นจะถูกแปลงไปเป็นจำนวนเต็มขนาด 64 บิต

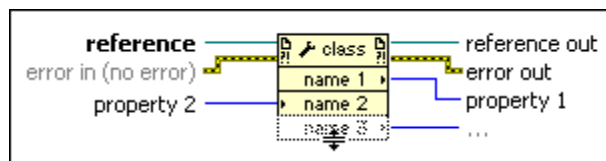
## (i) Replace Array Subset Function



รูปที่ 2.17 Replace Array Subset Function

จากรูปที่ 2.17 เป็นบล็อกที่ใช้สำหรับนำค่าข้อมูลที่ได้รับมาจากบัฟเฟอร์มาแทนลงในอาร์เรย์ เพื่อนำไปใช้ในส่วนถัดไป

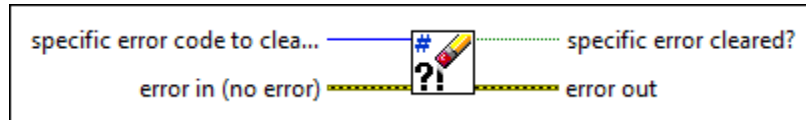
## (j) property node



รูปที่ 2.18 property node

จากรูปที่ 2.18 เป็นบล็อกที่ใช้สำหรับกำหนดค่าหรือกระบวนการที่ต้องการให้บล็อกถัดไปทำงาน หรือสามารถใช้บล็อกนี้เพื่อให้สามารถเข้าถึงข้อมูลต่างๆได้

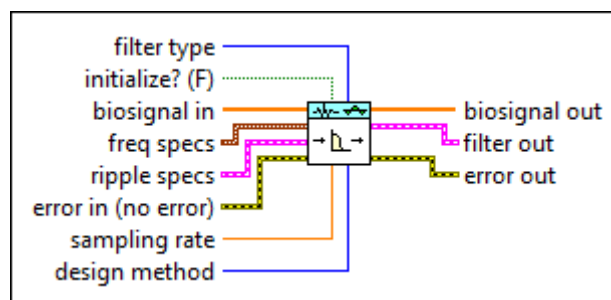
## (k) Clear Errors VI



รูปที่ 2.19 Clear Errors VI

จากรูปที่ 2.19 เป็นบล็อกที่ใช้สำหรับการละเว้นข้อผิดพลาดต่างๆ โดยสามารถละเว้นข้อผิดพลาดแบบเฉพาะเจาะจงได้

## (l) Biosignal Filtering (Waveform Classical Filter)



รูปที่ 2.20 Biosignal Filtering (Waveform Classical Filter)

จากรูปที่ 2.20 เป็นบล็อกที่ใช้สำหรับกรองสัญญาณรบกวนของข้อมูลที่ได้รับเข้ามาออกไปเพื่อให้ได้ข้อมูลที่มีประสิทธิภาพมากขึ้น โดยสามารถกำหนดประเภทของตัวกรองสัญญาณได้ เช่น Lowpass, Highpass, Bandpass และ Bandstop

filter type: กำหนดตัวกรองแบบคลาสสิก (Lowpass, Highpass, Bandpass and Bandstop) ที่จะนำไปใช้กับ Biosignal อินพุต

biosignal in: สัญญาณที่จะนำมากรอง

freq specs: กำหนดความถี่สำหรับตัวกรอง

fpass1: กำหนดความถี่ passband แรก ค่าเริ่มต้นคือ 0.2 มีหน่วยเป็นเฮิร์ตซ์ (Hz.)

fpass2: กำหนดความถี่ขอบ passband ที่สอง จะไม่มีการกำหนด fpass 2 สำหรับตัวกรอง LowPass และ HighPass ค่าเริ่มต้นคือ 0 มีหน่วยเป็นเฮิร์ตซ์ (Hz.)

fstop1: กำหนดความถี่ stopband แรกใน ค่าเริ่มต้นคือ 0.3 มีหน่วยเป็น เฮิรตซ์ (Hz.)

fstop2: กำหนดความถี่ขอบ stopband ที่สอง จะไม่มีการกำหนด fpass 2 สำหรับตัวกรอง LowPass และ HighPass ค่าเริ่มต้นคือ 0 มีหน่วยเป็นเฮิรตซ์ (Hz.)

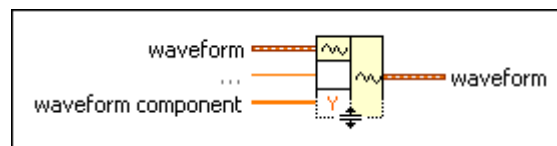
ripple specs: กำหนดค่าการกระเพื่อมของตัวกรองแบบคลาสสิก

passband: กำหนดระดับการกระเพื่อมใน passband ค่าเริ่มต้นคือ 0.1

stopband: กำหนดระดับการกระเพื่อมใน stopband ค่าเริ่มต้นคือ 0.1

Design method: กำหนดวิธีที่จะใช้สำหรับตัวกรอง

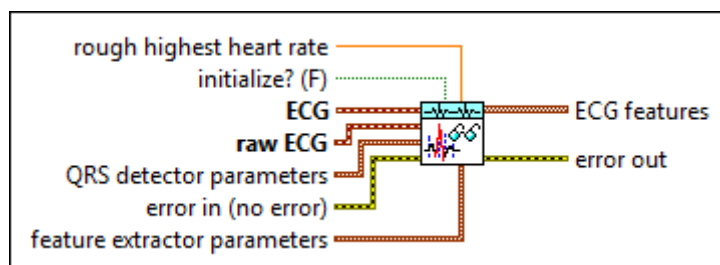
#### (m) Build Waveform (Analog Waveform) Function



รูปที่ 2.21 Build Waveform (Analog Waveform) Function

จากรูปที่ 2.21 เป็นบล็อกที่ใช้สำหรับสร้างกราฟจากข้อมูลที่ได้รับเข้ามา โดยสามารถกำหนดข้อมูลของแกน X และแกน Y ได้

#### (n) ECG Feature Extractor (Waveform All)



รูปที่ 2.22 ECG Feature Extractor (Waveform All)

จากรูปที่ 2.22 เป็นบล็อกที่ใช้สำหรับตรวจจับและแยกคลื่น QRS ออกจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) และต้องใส่คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สมบูรณ์แบบเท่านั้นถึงจะสามารถแยก

คลื่น QRS ออกมาได้ ซึ่งเอาต์พุตที่ได้นั้นอาจจะมีค่าต่ำจากสัญญาณขาเข้ามา ขึ้นอยู่กับขนาดของข้อมูลที่เข้ามา

ECG: กำหนดสัญญาณ ECG ขาเข้า ซึ่งสัญญาณ ECG อาจเป็นสัญญาณดิบหรือสัญญาณที่เตรียมไว้ล่วงหน้า ซึ่ง VI จะใช้ ECG สำหรับการตรวจจับคลื่น QRS

raw ECG: กำหนดสัญญาณ ECG ดิบ สำหรับการแยกแยะคุณลักษณะ ECG ดิบ สามารถเป็นสัญญาณ ECG ดิบหรือสัญญาณที่ได้รับการกรองที่ใช้ตัวกรอง Lowpass ซึ่งตัวโปรแกรมหลักจะใช้ ECG ดิบเพื่อแยกแยะคุณสมบัติหลังจากตรวจจับคลื่น QRS

QRS detector parameters: กำหนดพารามิเตอร์ที่จะใช้ในการตรวจจับคลื่น QRS

threshold factor: กำหนดปัจจัยที่ VI ใช้ในการกำหนดเกณฑ์สำหรับการแยก peaks และคลื่น QRS ซึ่งจะต้องมีค่ามากกว่า 0 และน้อยกว่า 1 ค่าเริ่มต้นคือ 0.1

freq band: กำหนดคลื่นความถี่ของคลื่นสัญญาณ QRS ของสัญญาณอินพุต ECG

low: กำหนดค่าต่ำสุดของแถบความถี่ ค่าเริ่มต้นคือ 10

high: กำหนดค่าสูงสุดของแถบความถี่ ค่าเริ่มต้นคือ 25

Feature extractor parameter: กำหนดพารามิเตอร์ที่ ตัวโปรแกรมหลักสามารถใช้เพื่อแยกคุณสมบัติ ECG

ECG features: ส่งคุณสมบัติที่ตรวจพบในสัญญาณ ECG เข้าอาร์เรย์ ซึ่งแต่ละอันประกอบด้วยคุณสมบัติของสัญญาณ ECG หนึ่งชุด

P onset : ส่งค่าเริ่มต้นของคลื่น P โดย P เริ่มมีอาการเป็นจังหวะเริ่มต้น

P offset : ส่งค่าเวลาชดเชยของคลื่น P

QRS onset : ส่งค่าเริ่มต้นของคลื่น QRS

R : ส่งเวลาของคลื่น R

QRS offset : ส่งค่าชดเชยเวลาของคลื่น QRS

T onset : ส่งค่าเริ่มต้นของคลื่น T

T offset : ส่งกลับค่าเวลาของคลื่น T ซึ่ง T ชดเชยเป็นเวลาสิ้นสุด

Amplitude : ส่งค่าความกว้างของคลื่น QRS

Iso level : ส่งค่าระดับ isoelectric

ST level : ส่งระดับ ST

P wave? : ระบุว่ามียคลื่น P หรือไม่

T wave?: ระบุว่ามียคลื่น T หรือไม่

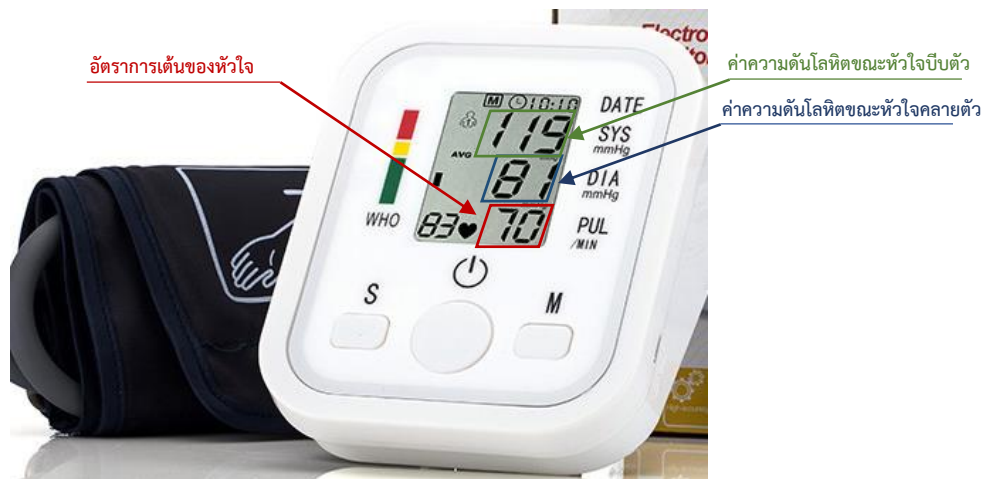
## 2.5 เครื่องวัดความดันอิเล็กทรอนิกส์

เครื่องวัดความดันโลหิตอิเล็กทรอนิกส์ (Electronic Blood Pressure Monitor) เป็นเครื่องมือสำหรับวัดความดันแบบดิจิตอล แสดงผลเป็นตัวเลขที่หน้าจอพร้อมกับอัตราการเต้นของหัวใจ

### 2.5.1 คุณสมบัติเครื่องวัดความดันโลหิตอิเล็กทรอนิกส์

- (a) จอแสดงผลคริสตัลเหลวแบบดิจิตอล (Digital liquid crystal display)
- (b) วิธีการวัดแบบออสซิลเลท (Oscillometric method)
- (c) ความดัน (Static pressure) : ความแม่นยำ (Accuracy) :  $\pm 3$  mmHg ( $\pm 0.4$  kPa)
- (d) อัตราการเต้นของหัวใจ (Pulse) : ภายใน (within)  $\pm 5\%$
- (e) อุณหภูมิ (Temperature)  $-10 \sim 55$  องศาเซลเซียส (Degree Celsius)
- (f) ไฟกระแสดตรง (DC) 6V (แบตเตอรี่ AAA 1.5V จำนวน 4 ก้อน)
- (g) น้ำหนัก 220 กรัม (g) ไม่รวมแบตเตอรี่

หน้าจอแสดงผลของเครื่องวัดความดันโลหิตอิเล็กทรอนิกส์นี้จะประกอบด้วยค่าความดันตัวบน (SYS), ความดันตัวล่าง (DIA) และอัตราการเต้นของหัวใจ (PUL) จะแสดงผลภายใน 40 วินาที ดังรูปที่ 2.23



รูปที่ 2.23 เครื่องวัดความดันโลหิตอิเล็กทรอนิกส์

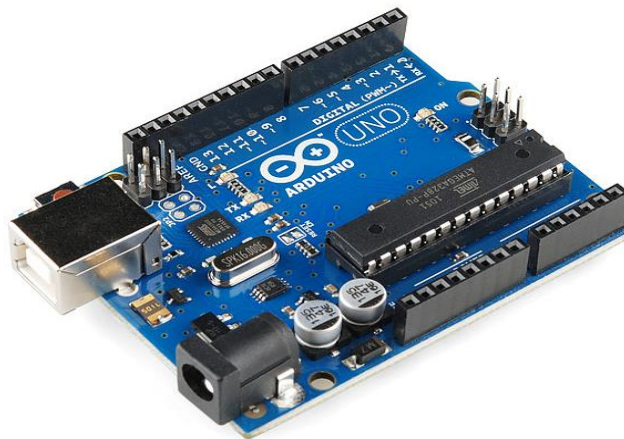
## 2.6 ไมโครคอนโทรลเลอร์

ไมโครคอนโทรลเลอร์ คือ อุปกรณ์ที่มีหน่วยประมวลผลและความจำขนาดเล็กภายในตัวเอง สามารถรับ – ส่งข้อมูลได้ทั้งแบบดิจิทัลและอนาล็อกใช้พลังงานน้อยทำให้เป็นที่นิยมในการใช้งานในรูปแบบที่เรียกว่า Embedded เช่น เครื่องใช้ไฟฟ้าอัจฉริยะทั้งหลาย

Arduino คือ ไมโครคอนโทรลเลอร์ชนิดหนึ่ง ซึ่งเป็นแบบที่เรียกว่า Open Hardware คือ เป็นอุปกรณ์ที่มีส่วนประกอบที่เปิดเผย สามารถหาซื้อได้ง่าย มีราคาถูก มีซอฟต์แวร์ให้ใช้งานฟรี และสามารถนำไปใช้งานทั่วไป หรือแบบธุรกิจได้โดยไม่ต้องเสียค่าลิขสิทธิ์ ซึ่งมีการใช้งานอยู่ทั่วไปและสามารถพัฒนาได้ง่าย เพราะมีตัวอย่างมากมายและสามารถใช้คำสั่งเขียนโปรแกรมได้เหมือนโปรแกรมภาษาชั้นสูงทั่วไป

ข้อดีของบอร์ด Arduino คือ ผู้ใช้งานสามารถต่อวงจรอิเล็กทรอนิกส์จากภายนอกเชื่อมต่อเข้ามาที่ ขา I/O ของบอร์ด หรือเลือกต่อกับบอร์ดเสริม (Shield) ประเภทต่างๆ เช่น Music Shield Relay Shield Wireless Shield GPRS Shield SD Card Shield มาเสียบกับบอร์ดที่ช่องอยู่บนบอร์ด Arduino แล้วเขียนโปรแกรมพัฒนาต่อได้เลย

### 2.6.1 Arduino Uno R3



รูปที่ 2.24 ไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Uno R3

Arduino Uno R3 เป็นบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ที่เป็นแบบ Open-Source ใช้ชิพเบอร์ ATmega328P มีพอร์ต USB ที่ใช้สำหรับรับส่งข้อมูลและรับกระแสไฟฟ้ากับเครื่องคอมพิวเตอร์ได้ หรือสามารถรับกระแสไฟฟ้าผ่านหัวแจ๊คขนาด 3.5 มิลลิเมตรได้

### มีคุณสมบัติดังนี้

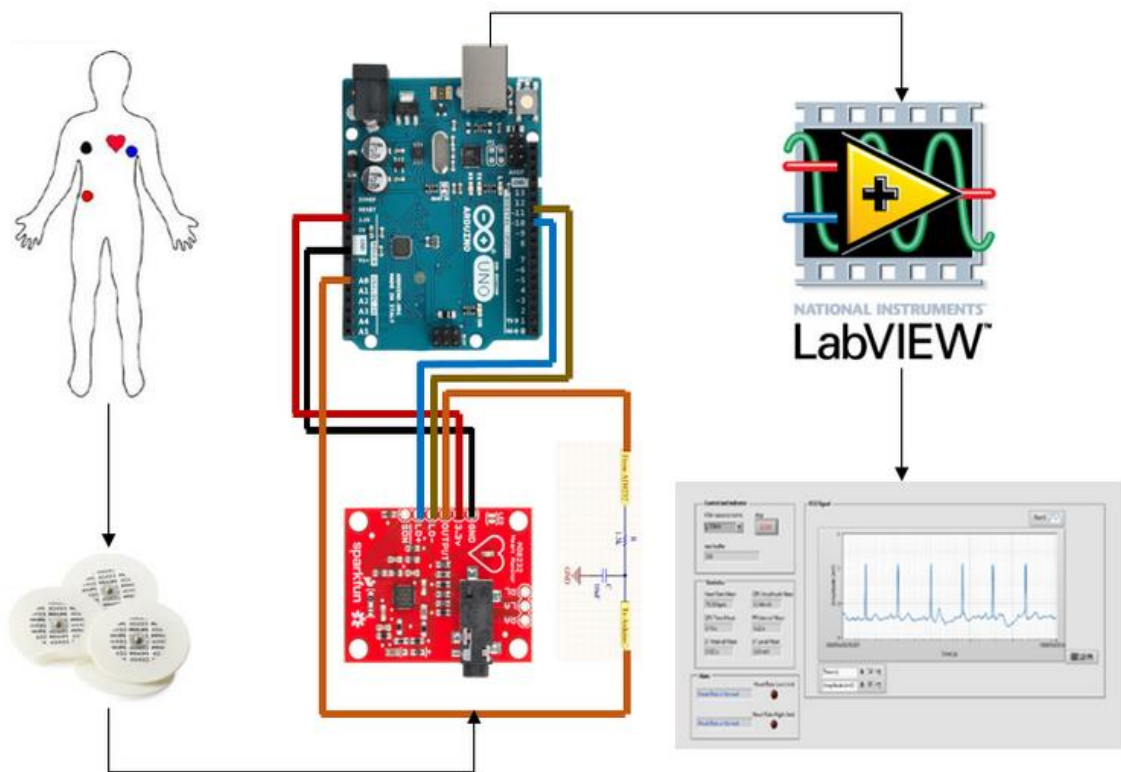
- ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ ATmega328P
- ทำงานที่แรงดันไฟฟ้าขนาด 5 โวลต์
- สามารถทนแรงดันไฟฟ้าได้สูงสุด 20 โวลต์
- มีดิจิตอลอินพุต/เอาต์พุต 14 ขา ( 6 ขาสามารถจ่ายเอาต์พุต PWM ได้ )
- มีอนาล็อกอินพุต 6 ขา
- มี Flash Memory ขนาด 32 กิโลไบต์
- มี SRAM ขนาด 2 กิโลไบต์
- มี EEPROM ขนาด 1 กิโลไบต์

### บทที่ 3

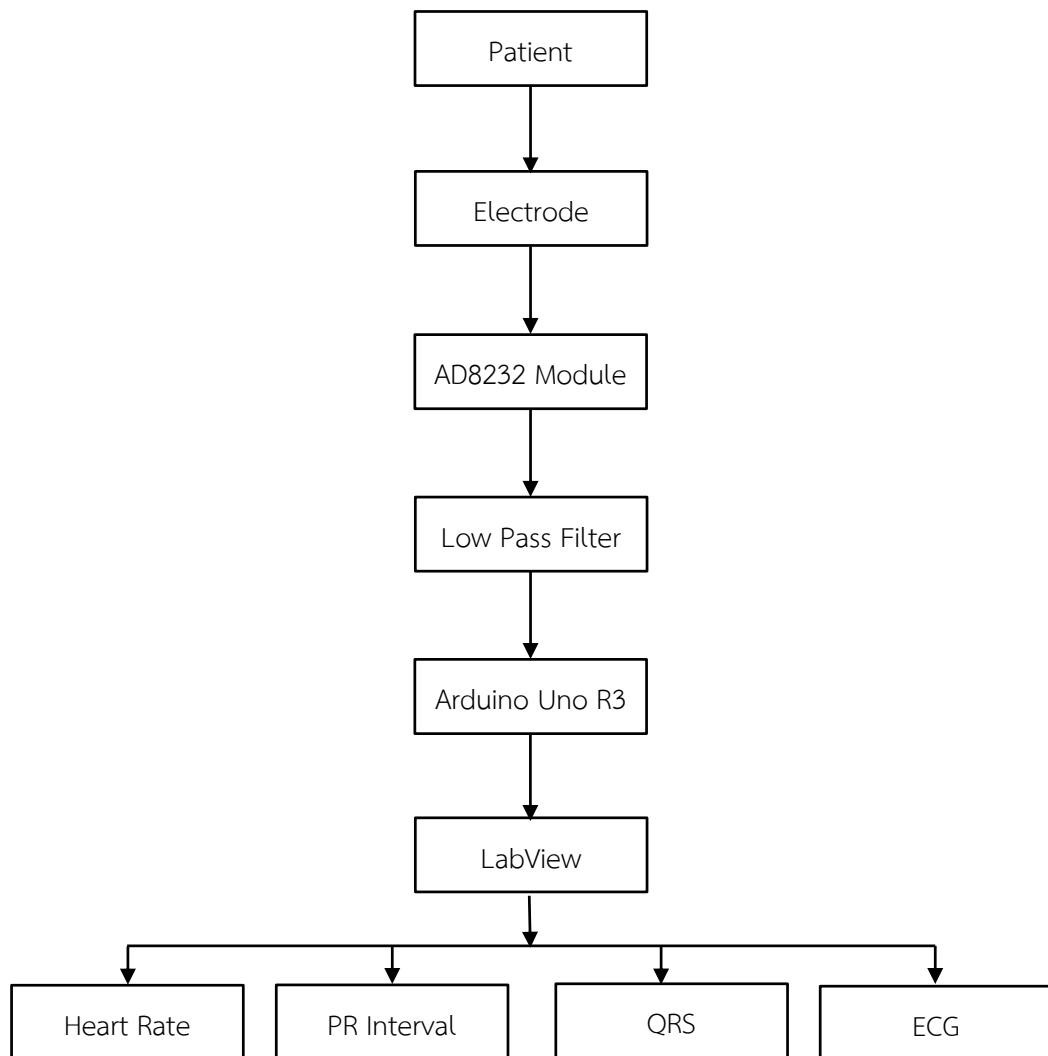
#### การออกแบบและการสร้างโครงงาน

##### 3.1 การออกแบบโดยรวม

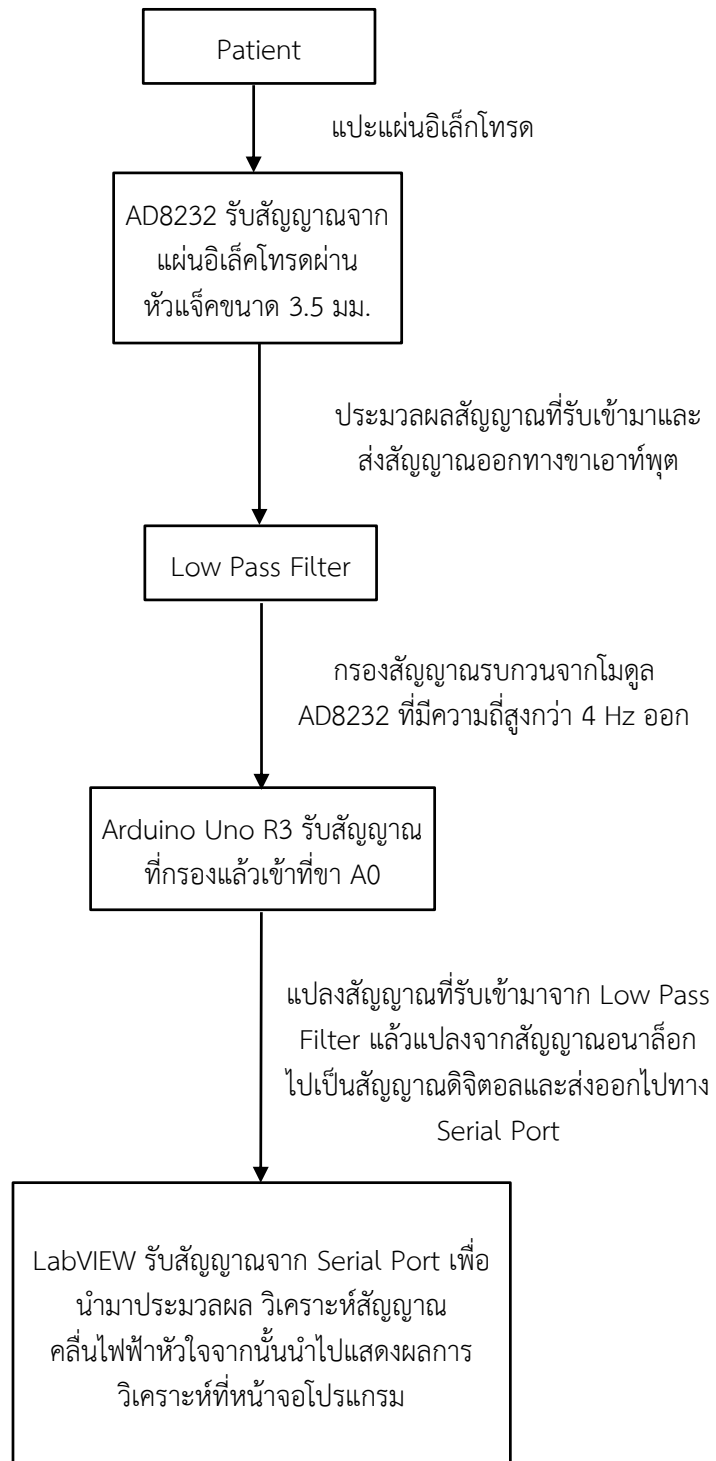
ในโครงงานนี้จะแบ่งการทำงานออกเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนที่เป็นฮาร์ดแวร์และส่วนที่เป็น ซอร์ฟแวร์ ในส่วนของฮาร์ดแวร์นั้นจะเป็นการสร้างอุปกรณ์ขึ้นมาเพื่อปรับปรุงสัญญาณที่วัดออกมาได้ จากตัวโมดูลวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ( AD8232 ) โดยใช้เซนเซอร์คือ อิเล็กโทรด หลังจากนั้นนำสัญญาณที่ได้ออกมานั้นส่งไปยัง Arduino Uno R3 เพื่อนำสัญญาณนั้นไปแปลงสัญญาณอนาล็อกไปเป็นสัญญาณดิจิตอลจากนั้นจะถูกส่งไปประมวลผลและแสดงผลผ่านซอร์ฟแวร์ที่ชื่อว่า “NI LabVIEW” ซึ่งมีการออกแบบผังการทำงานโดยรวมของการออกแบบชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW ดังนี้



รูปที่ 3.1 ภาพรวมการออกแบบการทดลอง

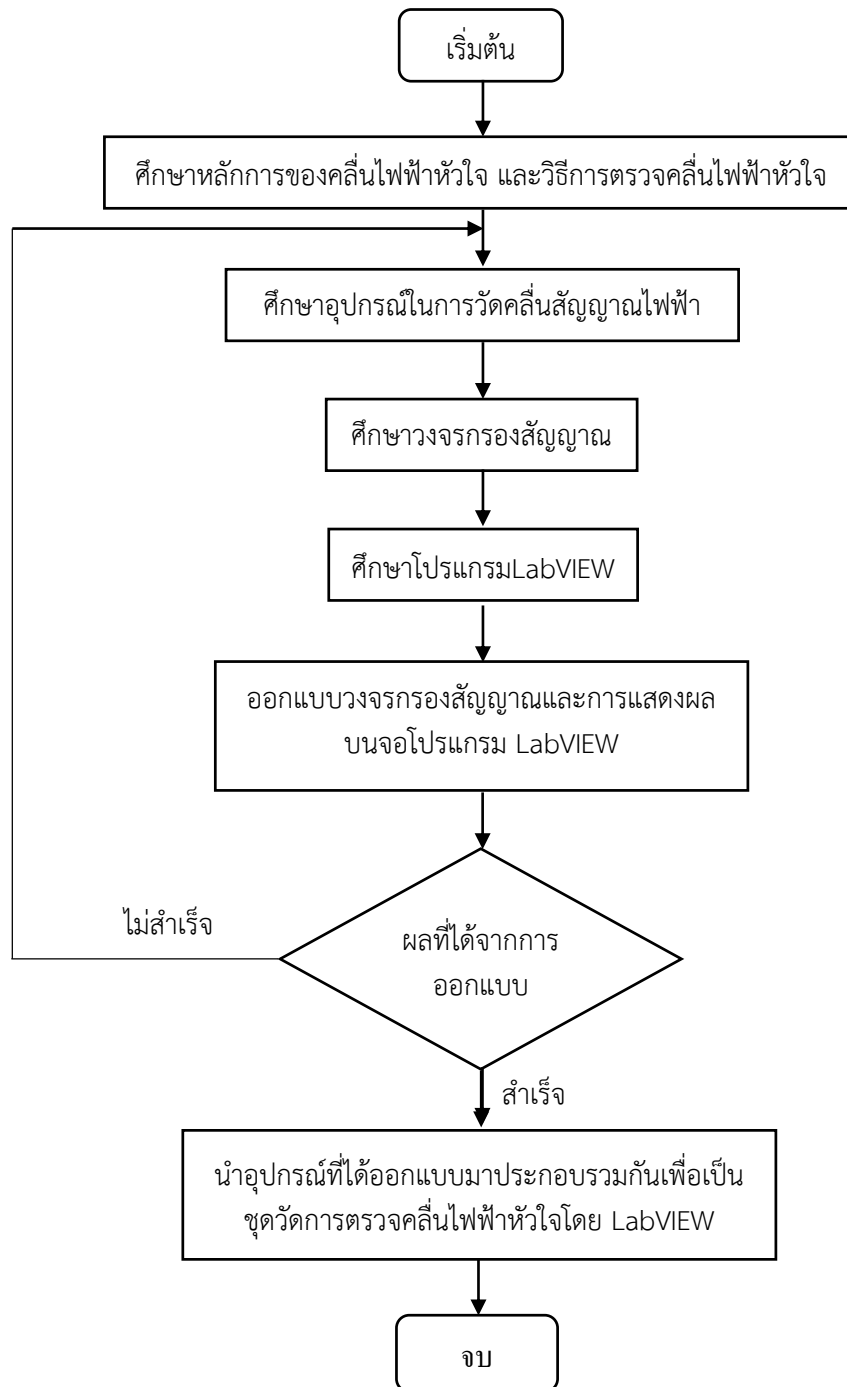


รูปที่ 3.2 Functional Diagram ของการทดลอง



รูปที่ 3.3 Data Flow Diagram ของการทดลอง

## 3.1.1 ผังการดำเนินงาน



รูปที่ 3.4 แผนผังการดำเนินงาน

จากรูปที่ 3.4 จะเห็นได้ว่าในโครงการนี้จัดทำขึ้นเพื่อออกแบบและสร้างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ผ่านโปรแกรม LabVIEW ซึ่งในขั้นนี้แบ่งการออกแบบ

ออกเป็น 2 ส่วน ได้แก่ ส่วนของการออกแบบฮาร์ดแวร์และส่วนการออกแบบในส่วนซอฟต์แวร์มีรายละเอียดดังนี้

### 3.2 การออกแบบส่วนฮาร์ดแวร์

#### 3.2.1 หาอัตราการเต้นหัวใจสูงสุด

โดยปกติแล้วนั้นความถี่ของอัตราการเต้นของหัวใจของคนทั่วไปนั้นจะขึ้นอยู่กับอายุ โดยทั่วไปแล้วจะมีสูตรคำนวณ ดังนี้

$$MHR = 220 - Age \quad (3.1)$$

จากสูตรที่ 3.1 จะได้ค่าอัตราการเต้นของหัวใจสูงสุด คือ

$$MHR = 220 - Age$$

$$MHR = 220 - 0$$

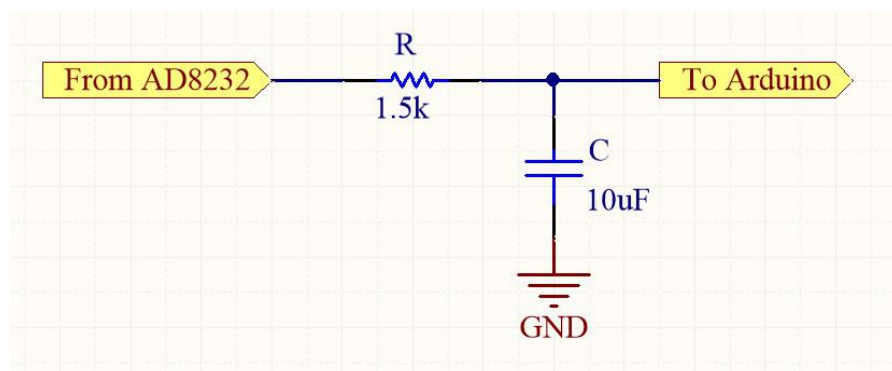
$$MHR = 220$$

จาก MHR จะได้ความถี่สูงสุดของอัตราการเต้นของหัวใจ คือ

$$F_{MHR} = \frac{220}{60}$$

$$F_{MHR} = 3.67 \text{ Hz}$$

#### 3.2.2 การออกแบบวงจรกรองความถี่ต่ำ ( Low Pass Filter )



รูปที่ 3.5 วงจรกรองความถี่ต่ำ

จากรูปที่ 3.5 จะเป็นวงจรที่ใช้สำหรับการกรองความถี่ต่ำ เพื่อตัดสัญญาณรบกวนออก ทำให้ได้รับสัญญาณที่ดีมากขึ้น

(a) การออกแบบวงจร

สมการในการออกแบบวงจรกรองความถี่ต่ำคือ

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.2)$$

(b) การกำหนดพารามิเตอร์

จากค่า  $F_{MHR} = 3.67\text{Hz}$  ทำให้สามารถหาความถี่ที่ต้องการจะกรองออกไปได้ โดยเพื่อค่า Frequency Cutoff ขึ้นไปอยู่ที่ 4Hz ดังนั้นจึงสามารถแทนสมการได้ดังนี้

$$4\text{Hz} = \frac{1}{2\pi RC}$$

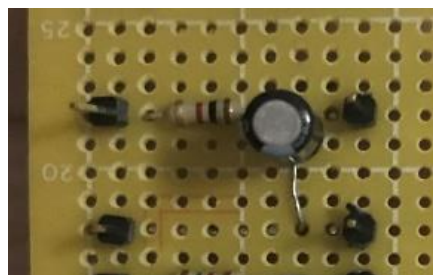
กำหนดให้ R มีค่า เป็น 4k ดังนั้น

$$4\text{Hz} = \frac{1}{2\pi(4000)C}$$

$$C = \frac{1}{2\pi(4000)4}$$

$$C = 9.94172 \times 10^{-6}$$

เลือกใช้  $C = 10\mu\text{F}$  เพราะเป็นค่าที่มีขายตามท้องตลาด



รูปที่ 3.6 วงจรกรองสัญญาณประเภท Low Pass filter

### 3.2.3 การใช้งาน Arduino Uno R3

เนื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ออกมาจากโมดูล AD8232 และผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำมาแล้วนั้นยังเป็นสัญญาณอนาล็อกอยู่ จึงใช้ Arduino Uno R3 มาแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล เพื่อนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไปใช้ในโปรแกรม LabVIEW ต่อไป

```
void setup() {
  // put your setup code here, to run once:
  Serial.begin(9600);
  pinMode(10, INPUT);
  pinMode(11, INPUT);
}

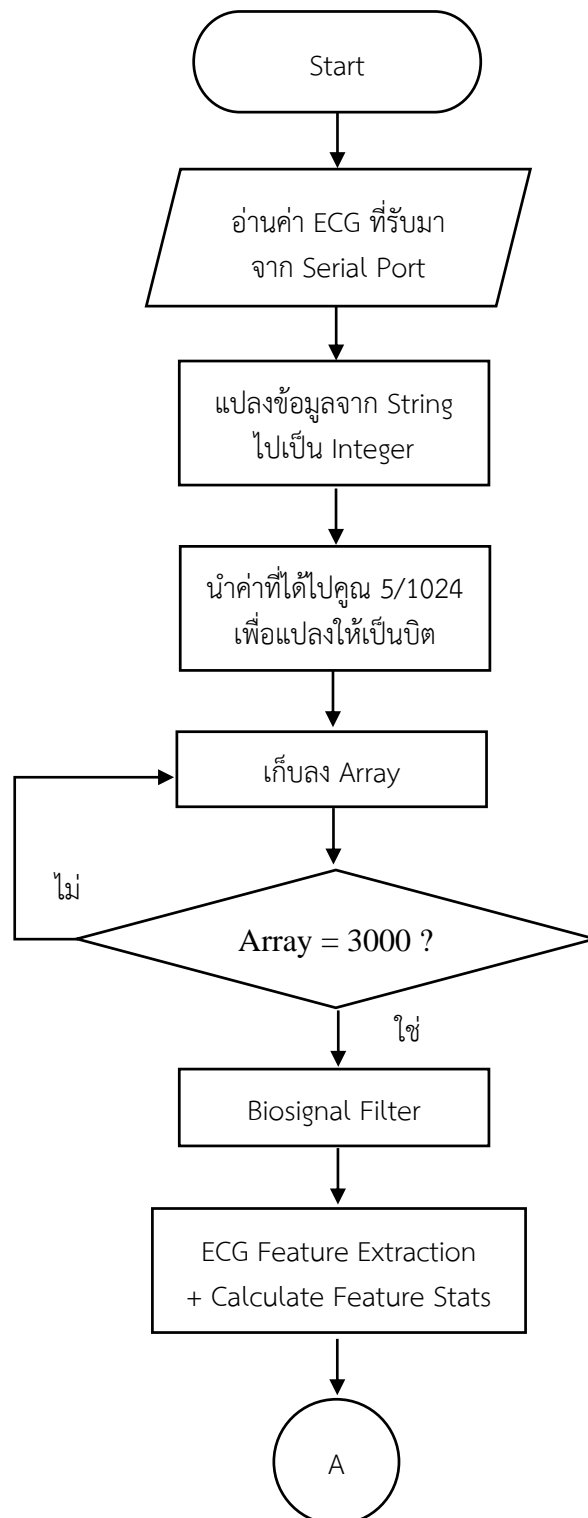
void loop() {
  if((digitalRead(10) == 1)|| (digitalRead(11) == 1 ))
  {
    Serial.println('!');
  }
  else {
    Serial.println(analogRead(A0));
  }

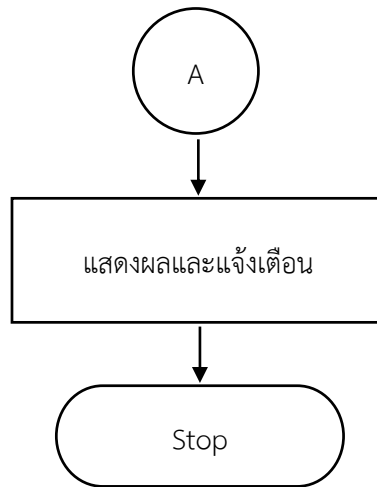
  // put your main code here, to run repeatedly:
}
```

รูปที่ 3.7 โปรแกรมส่วนการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล

จากรูปที่ 3.7 จะเห็นได้ว่าโปรแกรมมีทั้งหมด 2 ส่วน คือ ส่วนการตั้งค่าและส่วนการทำงาน ส่วนของการตั้งค่าคือ void setup โดยจะกำหนดค่า baud rate ของการสื่อสารไว้ที่ 9600 จากนั้นกำหนดพิน 10 และ 11 เป็นอินพุต ในส่วนของการทำงานจะเป็นการตรวจสอบพิน 10 และ 11 ถ้าพิน 10 หรือ 11 มีค่าเท่ากับ 1 จะแสดงผลสัญลักษณ์ “!” ที่หน้า serial monitor แต่ถ้าไม่แสดงผลค่าที่อ่านมาจากพินอนาล็อก 0 และตั้งค่าน่วงเวลาไว้ที่ 1 ms.

## 3.3 การออกแบบในส่วน software



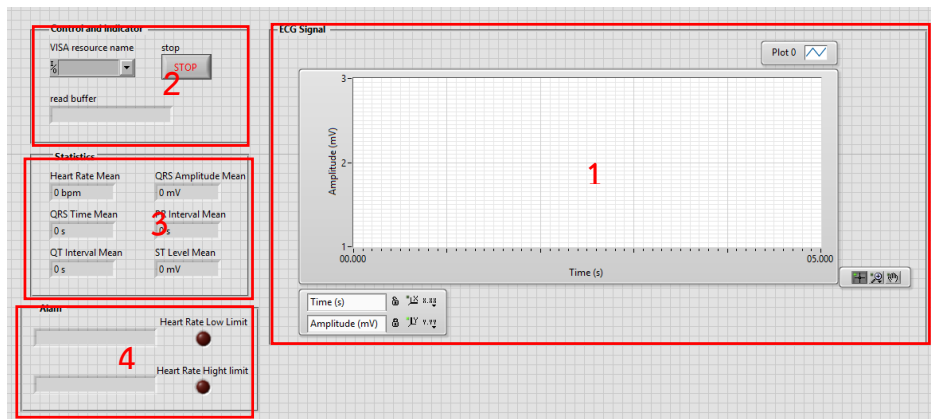


รูปที่ 3.8 แสดงการทำงานของส่วนที่เป็นโปรแกรม LabVIEW

จากรูปที่ 3.8 จะเป็น Flow Chart แสดงการทำงานของส่วนที่เป็นโปรแกรม LabVIEW ซึ่งจะเป็นการนำค่า ECG ที่รับเข้ามาไปประมวลผลต่างๆก่อนที่จะแสดงผลออกมาเป็นกราฟคลื่นไฟฟ้าหัวใจและค่าต่างๆ

### 3.3.1 การออกแบบหน้าจอการแสดงผลของโปรแกรม LabVIEW

ในส่วนของซอฟต์แวร์ที่ใช้สำหรับการแสดงผลทางหน้าจอ นั้นจะมีการใช้ซอฟต์แวร์ที่มีการพัฒนาขึ้นโดยโปรแกรม LabVIEW ซึ่งย่อมาจาก “Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench” โดยโปรแกรม LabVIEW นั้นเป็นโปรแกรมทางคอมพิวเตอร์ที่ใช้การเขียนโปรแกรมด้วยภาษาโค้ดรูปภาพ ทำให้ง่ายต่อการเรียนรู้และใช้เวลาในการเขียนโปรแกรมน้อยลง และยังมีจุดประสงค์เพื่อใช้ในการสร้างระบบอัตโนมัติในการวัดทดสอบและควบคุมที่เหมาะสมสำหรับงานทางด้านวิศวกรรม ซึ่งซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นโดยการใช้โปรแกรม LabVIEW จะเรียกว่า “Virtual Instrument:VI” หมายถึง เครื่องมือวัดเสมือน



รูปที่ 3.9 หน้าจอแสดงผล

จากรูปที่ 3.6 จะเป็นหน้าจอแสดงผลที่ออกแบบโดยโปรแกรม LabVIEW จะแบ่งออกเป็น 4 ส่วน ดังนี้

ส่วนที่ 1 ส่วนของการแสดงกราฟสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ส่วนที่ 2 ส่วนของการ Control and indicator

ส่วนที่ 3 ส่วนของการแสดงค่าต่างๆ เช่น อัตราการเต้นของหัวใจ, QRS complex, PR - interval

ส่วนที่ 4 ส่วนของการแจ้งเตือนในกรณีที่อัตราการเต้นของหัวใจมีค่าต่ำกว่า 60 ครั้งต่อนาที และสูงกว่า 120 ครั้งต่อนาที

## บทที่ 4

### การทดลองและผลการทดลอง

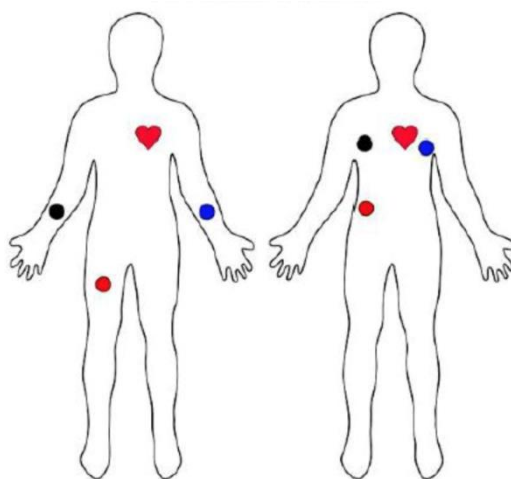
#### 4.1 หัวข้อที่ทำการทดลอง

- การทดลองการวัดสัญญาณ ECG
- การทดลองหาคำแหน่งการแปะอิเล็กโทรด
- การทดลองใช้งานวงจรกรองความถี่
- การทดลองการแสดงผลทางหน้าจอโปรแกรม LabVIEW
- การทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจโดยใช้ชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW
- การทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจเปรียบเทียบกันระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW และเครื่องวัดความดัน

#### 4.2 ขั้นตอนการทดลอง

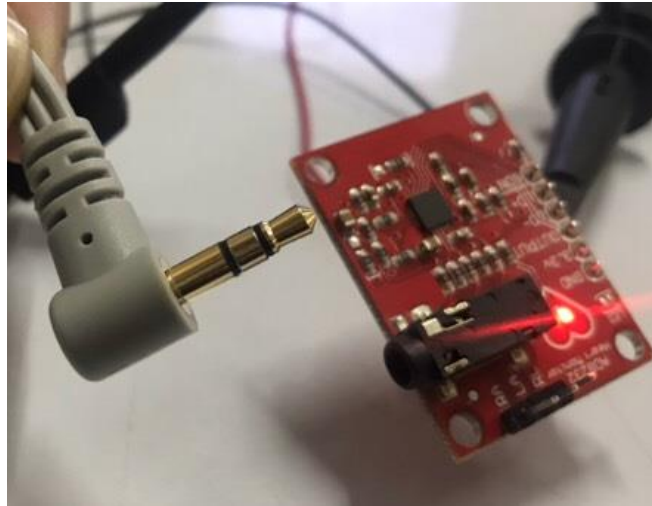
##### 4.2.1 การวัดสัญญาณ ECG

- แปะแผ่นอิเล็กโทรดที่มีสัญลักษณ์ L ตรงจุดสีน้ำเงิน
- แปะแผ่นอิเล็กโทรดที่มีสัญลักษณ์ R ตรงจุดสีดำ
- แปะแผ่นอิเล็กโทรดที่มีสัญลักษณ์ F ตรงจุดสีแดง



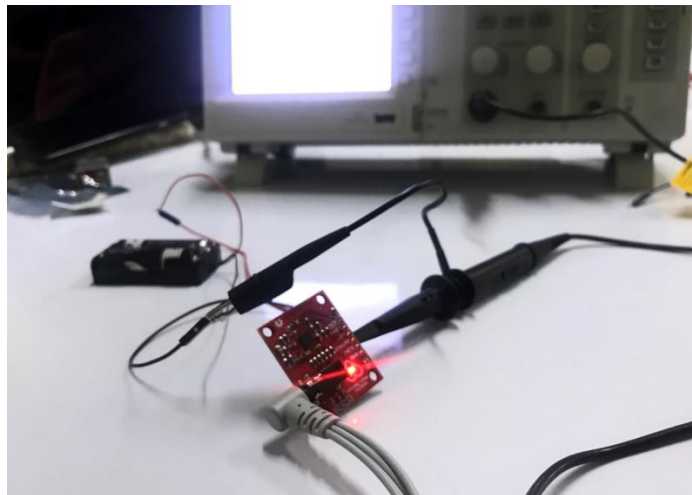
**รูปที่ 4.1** แสดงตำแหน่งการแปะอิเล็กทรอนิกส์

- ต่อปลายอิเล็กทรอนิกส์อีกด้านดังรูปที่ 4.2 เข้ากับโมดูล AD8232

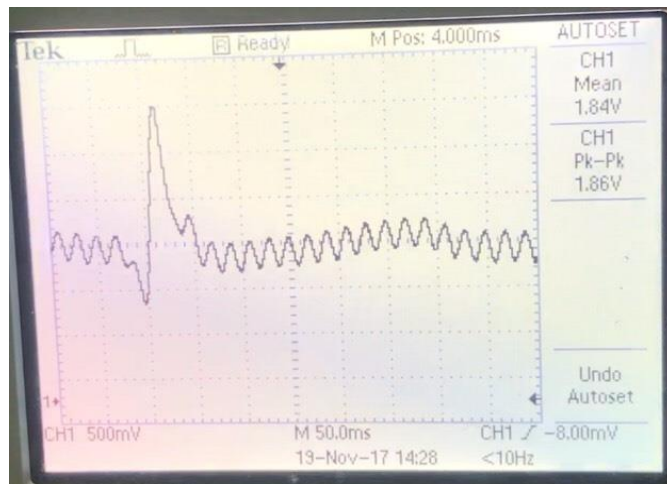


**รูปที่ 4.2** ปลายอิเล็กทรอนิกส์ที่เป็นหัวแจ๊ค 3.5 มม.

- ใช้ออสซิลโลสโคปจับสัญญาณที่พินเอาต์พุตจากโมดูล AD8232 ดังรูปที่ 4.4



**รูปที่ 4.3** การจับสัญญาณที่พินเอาต์พุตจากโมดูล AD8232

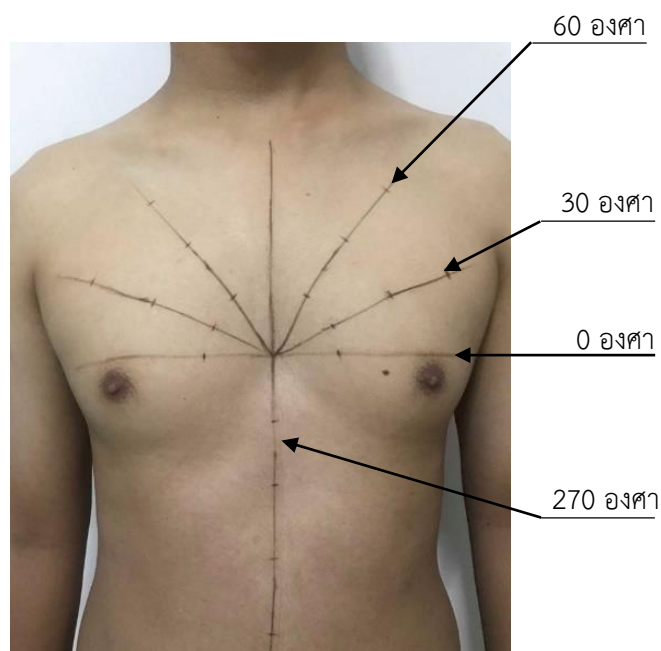


รูปที่ 4.4 สัญญาณที่ได้จากพินเอาต์พุตจากโมดูล AD8232

จากรูปที่ 4.4 จะเป็นสัญญาณที่ได้จากการนำออสซิลโลสโคปไปจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ตำแหน่งเอาต์พุตของโมดูล AD8232

#### 4.2.2 การหาตำแหน่งการติดแผ่นอิเล็กโทรด

การทดลองนี้เป็นการหาตำแหน่งที่แปะแผ่นอิเล็กโทรดแล้วได้รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ดีที่สุด โดยจะทดลองดังนี้



รูปที่ 4.5 ตำแหน่งสำหรับติดอิเล็กโทรด

จากรูปที่ 4.5 จะเป็นตำแหน่งที่เตรียมไว้สำหรับติดแผ่นอิเล็กโทรด เพื่อหาตำแหน่งที่ได้คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ดีที่สุด โดยแบ่งมุมเป็น 30 องศา และ 60 องศา และแต่ละเส้นจะแบ่งทุกๆ 5 เซนติเมตร เพื่อเตรียมไว้สำหรับติดแผ่นอิเล็กโทรด

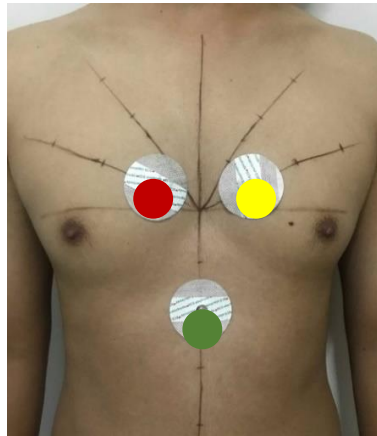
ในการทดลองนี้จะกำหนดให้แต่ละลีดมีสีดังนี้

ลีด L มีสีเหลือง

ลีด R มีสีแดง

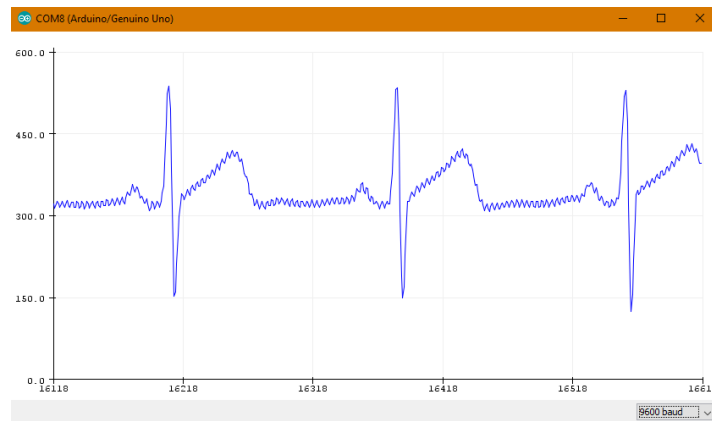
ลีด F มีสีเขียว

(a) ตำแหน่งที่ 1



รูปที่ 4.6 การติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 1

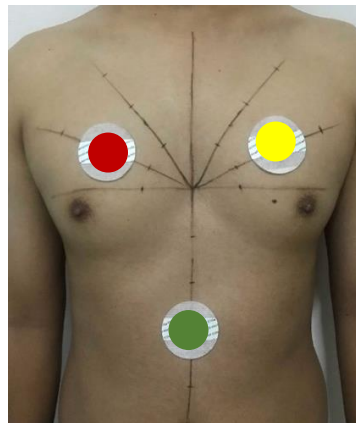
จากรูปที่ 4.6 ติดลีด L ( สีเหลือง ) ด้านซ้ายที่มุม 30 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลาง 5 เซนติเมตร ลีด R ( สีแดง ) ด้านขวาที่มุม 30 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลาง 5 เซนติเมตร และ ลีด F ( สีเขียว ) ด้านล่างมุม 270 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลาง 10 เซนติเมตร ได้รูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจดังรูปที่ 4.7



รูปที่ 4.7 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 1

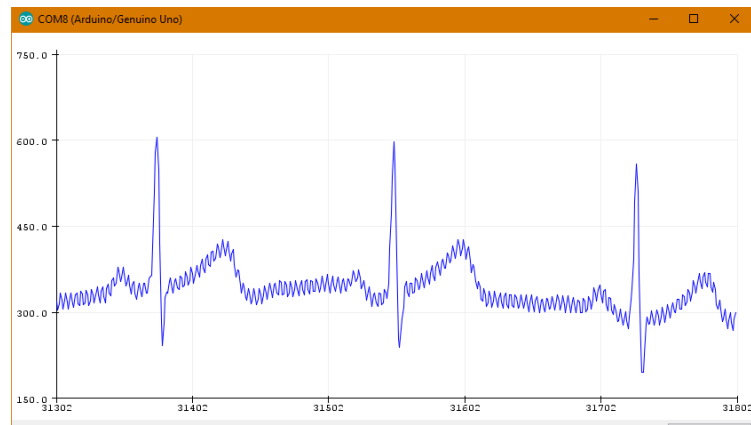
จากรูปที่ 4.7 จะเห็นได้ว่าคลื่นส่วน S มีความยาวผิดปกติจากคลื่นมาตรฐาน คลื่นส่วน ST หายไป และมีสัญญาณรบกวนเล็กน้อย

(b) ตำแหน่งที่ 2



รูปที่ 4.8 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดที่ 2

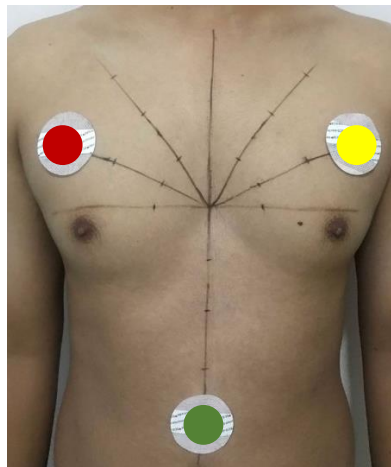
จากรูปที่ 4.8 ติดลีด L ( สีเหลือง ) ด้านซ้ายที่มุม 30 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลาง 10 เซนติเมตร ลีด R ( สีแดง ) ด้านขวาที่มุม 30 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลาง 10 เซนติเมตร และลีด F ( สีเขียว ) ด้านล่างมุม 270 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลาง 15 เซนติเมตร ได้รูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจดังรูปที่ 4.9



รูปที่ 4.9 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 2

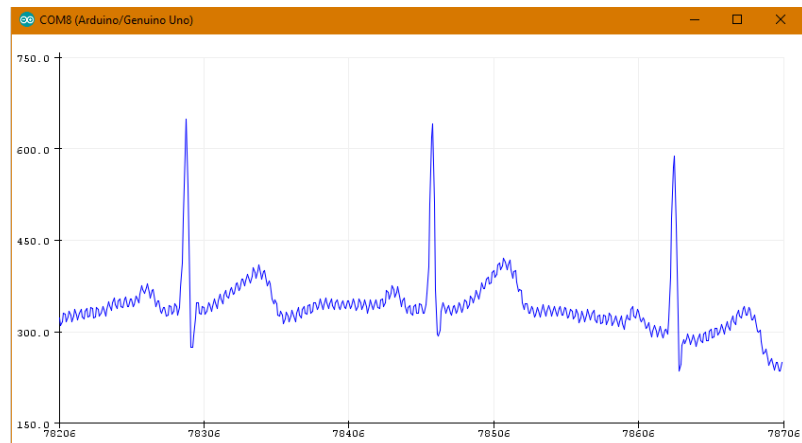
จากรูปที่ 4.9 จะเห็นได้ว่าคลื่น s มีความยาวผิดปกติจากคลื่นมาตรฐาน แต่น้อยกว่าตำแหน่งที่ 1 และยังมีสัญญาณรบกวนเช่นเดียวกับตำแหน่งที่ 1

(c) ตำแหน่งที่ 3



รูปที่ 4.10 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดที่ 3

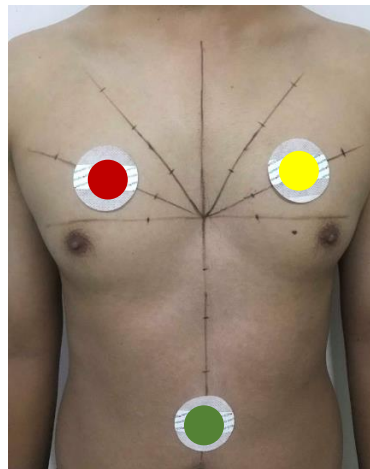
จากรูปที่ 4.10 ติดลีด L ( สีเหลือง ) ด้านซ้ายที่มุม 30 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลาง 15 เซนติเมตร ลีด R ( สีแดง ) ด้านขวาที่มุม 30 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลาง 15 เซนติเมตร และลีด F ( สีเขียว ) ด้านล่างมุม 270 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลาง 20 เซนติเมตร ได้รูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจดังรูปที่ 4.11



รูปที่ 4.11 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 3

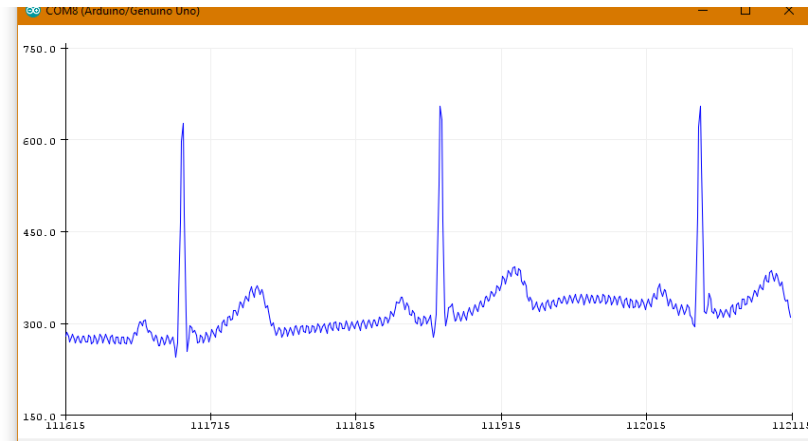
จากรูปที่ 4.11 ได้กราฟที่ใกล้เคียงค่ามาตรฐาน แต่ยังมีสัญญาณรบกวนอยู่

(d) ตำแหน่งที่ 4



รูปที่ 4.12 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดที่ 4

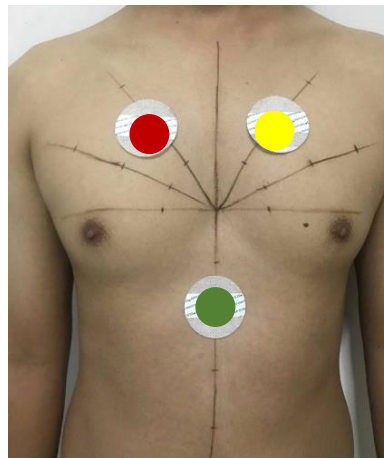
จากรูปที่ 4.12 ติดลีด L ( สีเหลือง ) ด้านซ้ายที่มุม 30 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลาง 10 เซนติเมตร ลีด R ( สีแดง ) ด้านขวาที่มุม 30 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลาง 10 เซนติเมตร และลีด F ( สีเขียว ) ด้านล่างมุม 270 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลาง 20 เซนติเมตร ได้รูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจดังรูปที่ 4.13



รูปที่ 4.13 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 4

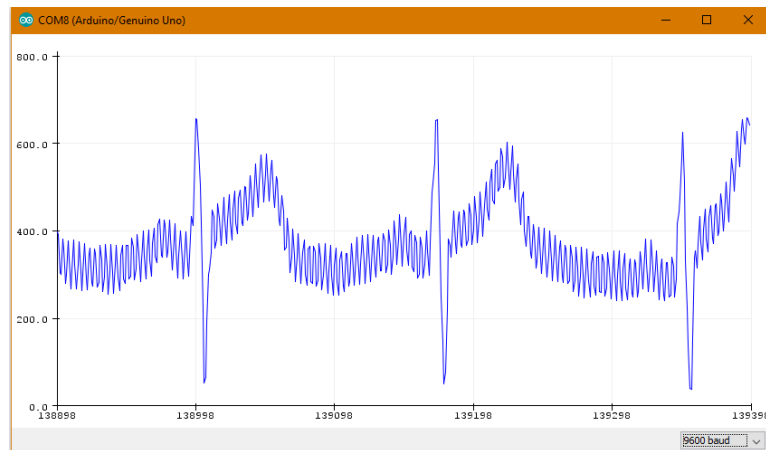
จากรูปที่ 4.13 จะเห็นว่าคลื่น s มีความสัมพันธ์ปกติจากรูปมาตรฐาน และมีสัญญาณรบกวน

(e) ตำแหน่งที่ 5



รูปที่ 4.14 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดที่ 5

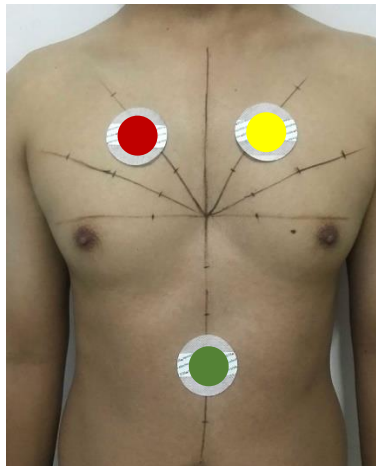
จากรูปที่ 4.14 ติดลีด L ( สีเหลือง )ด้านซ้ายที่มุม 60 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลาง 10 เซนติเมตร ลีด R ( สีแดง )ด้านขวาที่มุม 60 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลาง 10 เซนติเมตร และลีด F ( สีเขียว )ด้านล่างมุม 270 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลาง 10 เซนติเมตร ได้รูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจดังรูปที่ 4.15



รูปที่ 4.15 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 5

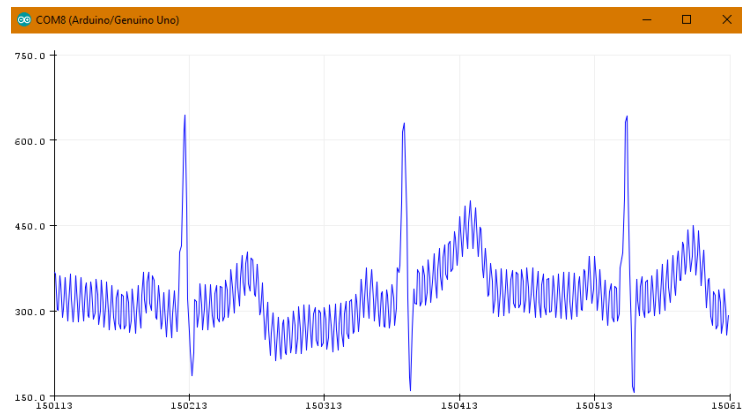
จากรูปที่ 4.15 จะเห็นได้ว่าคลื่นส่วน S มีความยาวผิดปกติจากคลื่นมาตรฐานมาก คลื่นส่วน ST หายไป และมีสัญญาณรบกวนมาก

(f) ตำแหน่งที่ 6



รูปที่ 4.16 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดที่ 6

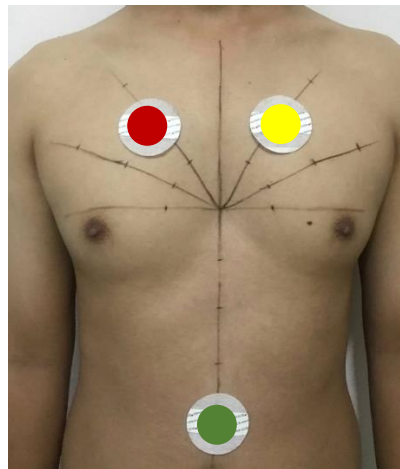
จากรูปที่ 4.16 ติดลีด L ( สีเหลือง ) ด้านซ้ายที่มุม 60 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลาง 10 เซนติเมตร ลีด R ( สีแดง ) ด้านขวาที่มุม 60 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลาง 10 เซนติเมตร และลีด F ( สีเขียว ) ด้านล่างมุม 270 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลาง 15 เซนติเมตร ได้รูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจดังรูปที่ 4.17



รูปที่ 4.17 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 6

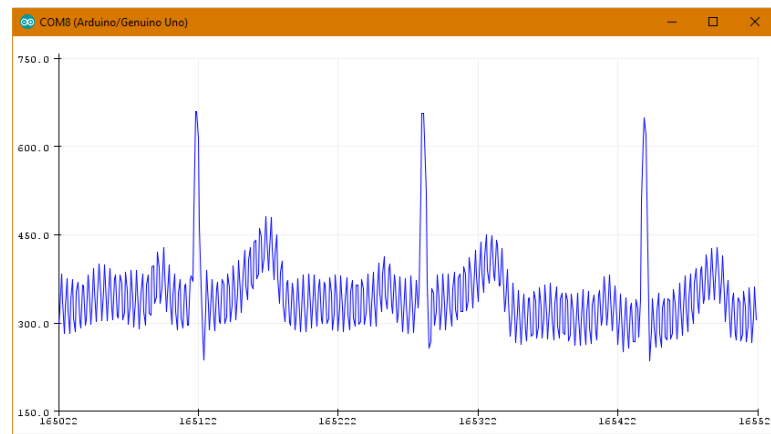
จากรูปที่ 4.17 จะเห็นว่าคลื่นส่วน S มีความยาวผิดปกติจากคลื่นมาตรฐานมาก คลื่นส่วน T ขยับมาแทนที่ช่วง ST และมีสัญญาณรบกวนมาก

(g) ตำแหน่งที่ 7



รูปที่ 4.18 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดที่ 7

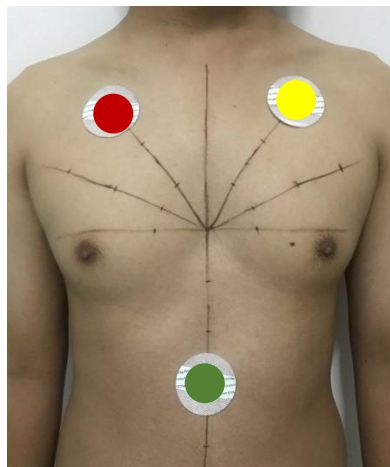
จากรูปที่ 4.18 ติดลีด L ( สีเหลือง ) ด้านซ้ายที่มุม 60 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลาง 10 เซนติเมตร ลีด R ( สีแดง ) ด้านขวาที่มุม 60 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลาง 10 เซนติเมตร และลีด F ( สีเขียว ) ด้านล่างมุม 270 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลาง 20 เซนติเมตร ได้รูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจดังรูปที่ 4.19



รูปที่ 4.19 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 7

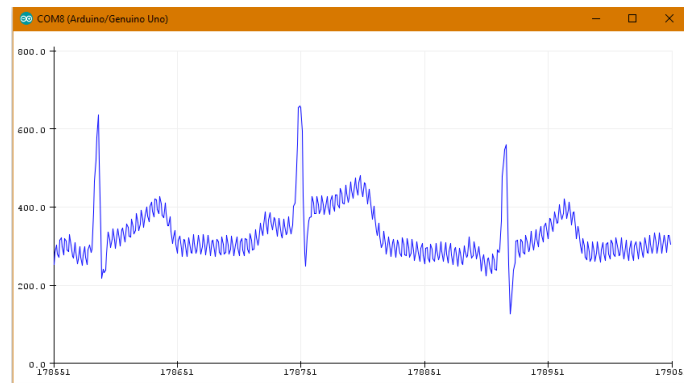
จากรูปที่ 4.19 จะเห็นได้ว่าลักษณะคลื่นคล้ายรูปมาตรฐาน แต่มีสัญญาณรบกวนมาก

(h) ตำแหน่งที่ 8



รูปที่ 4.20 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดที่ 8

จากรูปที่ 4.20 ติดลีด L ( สีเหลือง ) ด้านซ้ายที่มุม 60 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลาง 15 เซนติเมตร ลีด R ( สีแดง ) ด้านขวาที่มุม 60 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลาง 15 เซนติเมตร และลีด F ( สีเขียว ) ด้านล่างมุม 270 องศา ห่างจากจุดศูนย์กลาง 15 เซนติเมตร ได้รูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจดังรูปที่ 4.21



รูปที่ 4.21 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 8

จากรูปที่ 4.21 จะเห็นได้ว่า ช่วงคลื่น ST ยกสูงขึ้นผิดปกติ และ คลื่น T ขยับมาติดคลื่น QRS ซึ่งผิดปกติจากรูปคลื่นมาตรฐาน

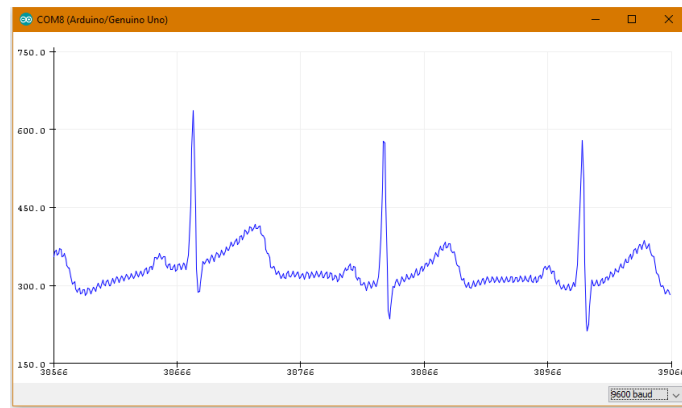
จากการทดลองหาคำแหน่งในการติดอิเล็กโทรดเพื่อให้ได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ดีที่สุดพบว่าตำแหน่งที่ 3 ดีที่สุด จึงลองเลื่อนอิเล็กโทรดไปทางซ้าย 5 เซนติเมตร เนื่องจากตามทฤษฎีหัวใจอยู่ทางด้านซ้าย

(i) ตำแหน่งที่ 9



รูปที่ 4.22 ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดที่ 9

จากรูปที่ 4.22 ติดอิเล็กโทรดจาก ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดที่ 3 เลื่อนไปทางซ้าย 5 เซนติเมตร จะได้รูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจดังรูปที่ 4.23



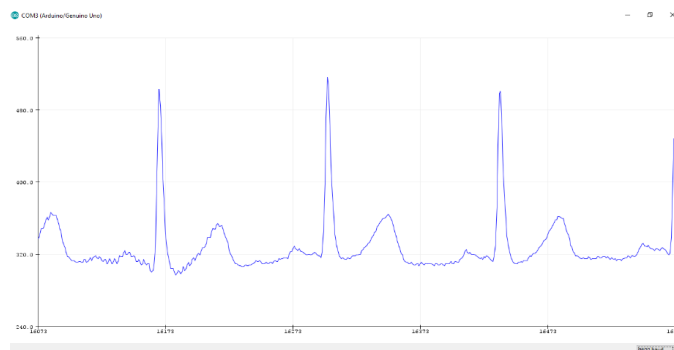
รูปที่ 4.23 รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากการติดอิเล็กโทรดตำแหน่งที่ 9

จากรูปที่ 4.23 จะเห็นได้ว่ารูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีลักษณะที่สมบูรณ์ แต่ยังมีสัญญาณรบกวนอยู่บ้าง

จากการทดลองหาตำแหน่งการติดแผ่นอิเล็กโทรดทั้งหมด พบว่าตำแหน่งที่ 9 สัญญาณที่ได้ นั้นมีความสมบูรณ์ และใกล้เคียงกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาตรฐานมากที่สุด จึงใช้ตำแหน่งนี้ในการทดลองอื่นๆต่อไป

#### 4.2.3 การทดลองใช้งานวงจรกรองความถี่

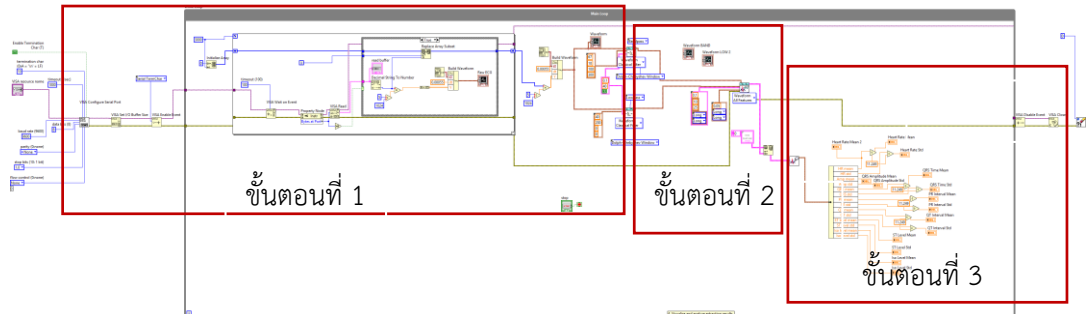
จากการทดลองในหัวข้อที่ 4.2.2 นั้น จะเห็นได้ว่าเป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ยังมีสัญญาณรบกวนอยู่จึงนำสัญญาณนั้น มาผ่านวงจรกรองความถี่ประเภท Low Pass Filter ย่านความถี่ 4 Hz



รูปที่ 4.24 สัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่แล้ว

จากรูปที่ 4.24 จะเป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านวงจรกรองความถี่ประเภท Low Pass Filter ที่ย่านความถี่ 4 Hz แล้ว จะเห็นได้ว่า สัญญาณที่ได้ออกมานั้นมีสัญญาณรบกวนอยู่น้อยมาก

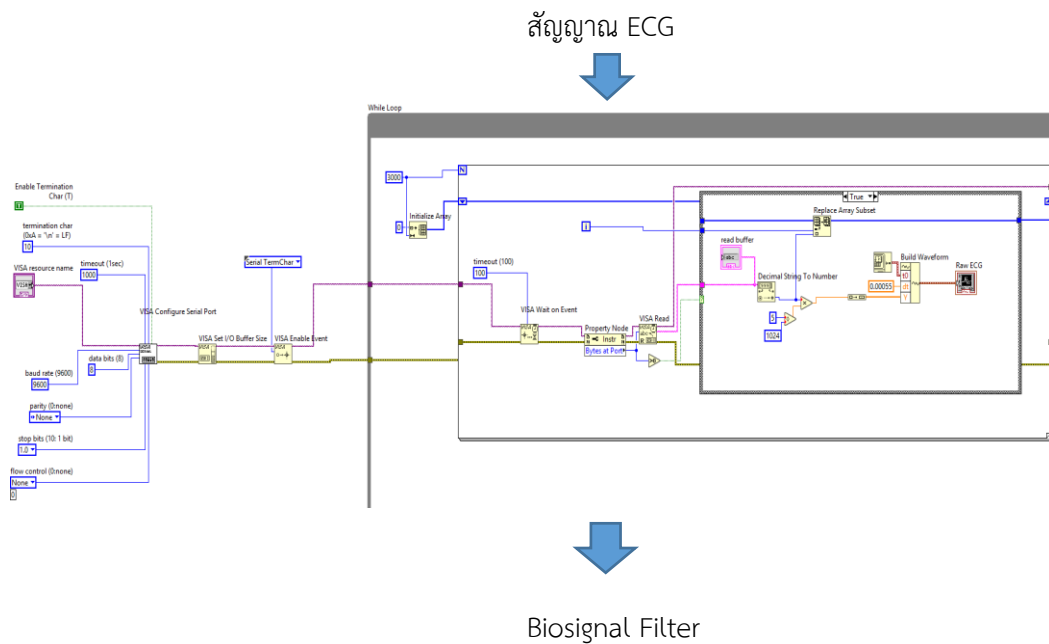
#### 4.2.4 การทดลองการแสดงผลทางหน้าจอโปรแกรม LabVIEW



รูปที่ 4.25 ภาพรวมบล็อกไดอะแกรมโปรแกรม LabVIEW

จากรูปที่ 4.25 จะแสดงให้เห็นถึงภาพรวมบล็อกไดอะแกรมทั้งหมดของโปรแกรม LabVIEW จะแบ่งเป็นทั้งหมด 3 ขั้นตอน มีคำอธิบายดังต่อไปนี้

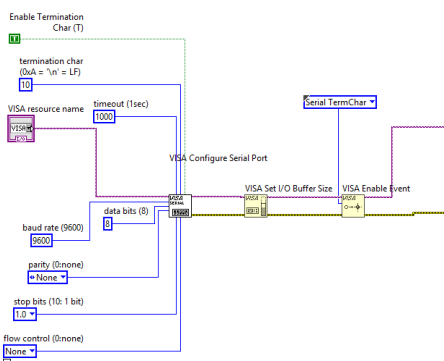
- ขั้นตอนที่ 1



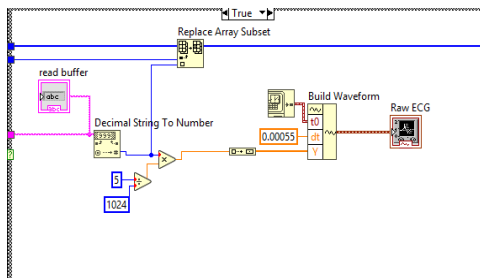
รูปที่ 4.26 ขั้นตอนการนำข้อมูลจาก Arduino Uno R3 เข้ามาวิเคราะห์

ในขั้นตอนที่ 1 นั้นจะเป็นการนำสัญญาณ ECG จากฮาร์ดแวร์มาเข้าโปรแกรม LabVIEW โดยจะใช้ NI VISA ในการนำข้อมูลเข้าโดยผ่าน Serial Port ของ Arduino Uno R3 โดยจะมีตั้งค่าในส่วนของการนำข้อมูลเข้าโดยจะตั้งค่า baud rate ที่ 9600 ตาม baud

rate ของ arduino และการตั้งค่าอื่นๆจะเป็นค่าตั้งต้นของโปรแกรม LabVIEW อยู่แล้ว ซึ่งค่าที่ตั้งจะตั้งสถานะเป็น constant (ค่าคงที่) ส่วนของ VISA resource name จะตั้งเป็นสถานะ control ที่ผู้ใช้โปรแกรมนี้สามารถเลือก Port ได้ ดังแสดงในรูปที่ 4.27 ส่วนในการนำเข้าข้อมูลจะมีการมีใช้รูป For ในการรอข้อมูลและอ่าน โดยที่มีการตั้ง time out อยู่ที่ 100 ms ส่วนข้อมูลที่ได้นั้นจะเป็นข้อมูลประเภท char จึงต้องทำการเปลี่ยนเป็นตัวเลขเพื่อที่จะสามารถนำมาเข้า Waveform ได้ ซึ่งจะตั้งค่าจำนวนรูปอยู่ที่ 3000 รูป เพื่อให้ได้ลูกคลื่นหลายลูกคลื่น นำมาใช้ในส่วนของการคำนวณต่อไป ส่วนใช้เงื่อนไข If ในการแสดงค่าใน Waveform ดังแสดงในรูปที่ 4.28



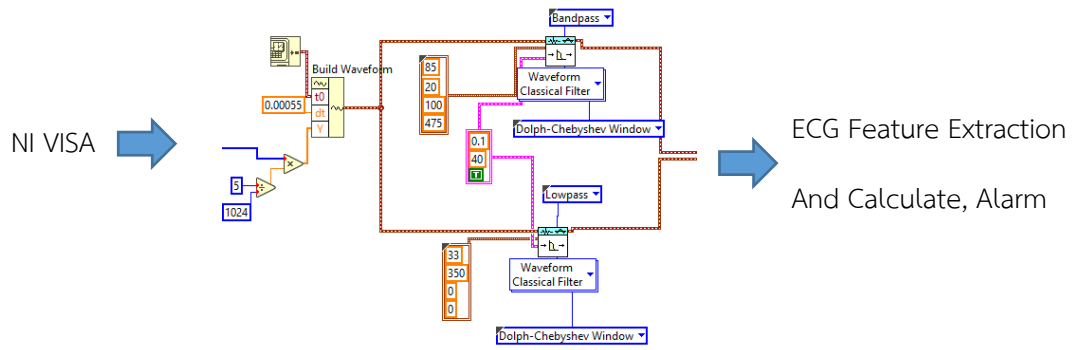
รูปที่ 4.27 การนำข้อมูลเข้าผ่าน Serial port



รูปที่ 4.28 แปลงข้อมูลดิบเป็นข้อมูลที่มีหน่วยเป็นโวลต์

จากรูปที่ 4.28 จะมีการนำข้อมูลของสัญญาณไปคูณ 5/1024 เพื่อแปลงข้อมูลดิบเป็นข้อมูลที่มีหน่วยเป็นโวลต์ เพื่อนำข้อมูลของสัญญาณ ECG ที่ถูกต้องมาแสดงกราฟ และนำไปใช้ในการคำนวณเพื่อหาค่าที่ต้องการแสดงผลทางหน้าจอ ซึ่งสัญญาณ ECG ที่แสดงทางหน้าจอจะเป็นสัญญาณที่มีสัญญาณรบกวนอยู่

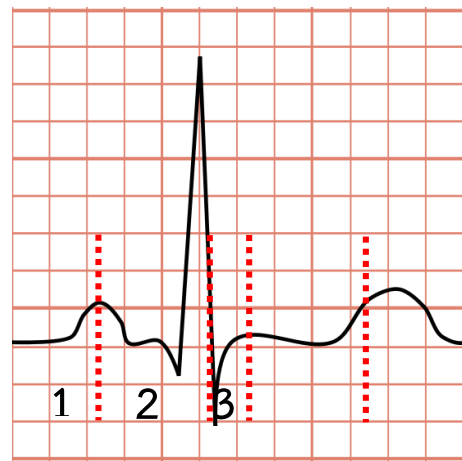
- ขั้นตอนที่ 2



รูปที่ 4.29 ภาพแสดงการนำข้อมูลมาวิเคราะห์

จากรูปที่ 4.29 ในขั้นตอนที่ 2 จะเป็นการนำสัญญาณ ECG เข้าตัวกรอง Band Pass โดยจะมีการตั้งค่า passband อยู่ที่ 85 – 100 Hz. และstopband 20 Hz. กับ 475 Hz. ที่ เพื่อที่จะสามารถตรวจพบคลื่น QRS ได้ง่ายขึ้น สำหรับการนำสัญญาณ ECG ที่เข้าตัวกรอง Low Pass ตั้งค่า passband อยู่ที่ 33 Hz. และstopband ที่ 350 Hz. เพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนที่ไม่ต้องการออก (คาบเวลาของสัญญาณที่ผ่านตัวกรองทั้งสองแบบนี้ไม่ควรเปลี่ยนแปลง) จากนั้นนำสัญญาณที่ผ่านตัวกรองทั้งสองแบบไปเข้า ECG Feature Extraction เพื่อที่จะทำการแยกสัญญาณและนำไปคำนวณต่อไป โดยสัญญาณ ECG ที่นำเข้าตัวกรองนั้นจะทำการคูณ 5/1024 แล้วนำไปสร้างเป็นกราฟอีกครั้งหนึ่ง

ในการหาค่าที่จะนำมาตั้งตัวกรองแบบ Band Pass และ Low Pass นั้นมีวิธีคิดดังนี้



รูปที่ 4.30 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

จากรูปที่ 4.30 จะมีการแบ่งช่วงคลื่นเป็น 3 ช่วง โดยความถี่ช่วงที่ 1 จะกำหนดของตัวกรอง Low Pass และความถี่ในช่วงที่ 2 กับ 3 จะกำหนดในส่วนตัวกรอง Band Pass โดยจะมีวิธีคิดจากการดูจำนวนช่องเล็กในแต่ละช่วงเพื่อนำมาหาค่าความถี่ในช่วงนั้นๆ ซึ่งวิธีหาจะหาจากรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าจริงแล้วนำไปคูณ 9.3 เพื่อใช้เป็นค่าพื้นฐานในปรับค่าตัวกรอง ซึ่งค่าที่ได้จะมีความคาดเคลื่อนเพราะว่าดูจำนวนช่องเล็กในแต่ละด้วยตาเปล่า โดยความคลาดเคลื่อนนี้จะค่อนข้างมากเพราะการดูด้วยตาเปล่านั้น ยังไม่มีความละเอียดมากพอ เป็นเพียงการคาดเดาในตำแหน่งจุดทศนิยม

ตารางที่ 4.1 การคำนวณหาค่าความถี่เพื่อนำมาใช้ในตัวกรอง

ครั้งที่	หาความถี่จากสัญญาณ ECG จริง	นำความถี่จากสัญญาณ ECG คูณ 9.3
1	ช่วงที่ 1: มี 1.2 ช่องเล็ก $\times 0.1 = 0.12$ s = 8.3333 Hz. ช่วงที่ 2: มี 0.8 ช่องเล็ก $\times 0.1 = 0.08$ s = 12.5 Hz. ช่วงที่ 3: มี 1 ช่องเล็ก $\times 0.1 = 0.1$ s = 10 Hz.	ช่วงที่ 1: 8.3333 Hz. $\times 9.3 = 77.4997$ Hz (Lowpass) ช่วงที่ 2: 12.5 Hz. $\times 9.3 = 116.25$ Hz (Bandpass) ช่วงที่ 3: 10 Hz. $\times 9.3 = 93$ Hz (Bandpass)
2	ช่วงที่ 1: มี 1.5 ช่องเล็ก $\times 0.1 = 0.15$ s = 6.6667 Hz. ช่วงที่ 2: มี 0.6 ช่องเล็ก $\times 0.1 = 0.06$ s = 16.667 Hz. ช่วงที่ 3: มี 0.9 ช่องเล็ก $\times 0.1 = 0.9$ s = 11.1111 Hz.	ช่วงที่ 1: 6.6667 Hz. $\times 9.3 = 62.0003$ Hz (Lowpass) ช่วงที่ 2: 16.667 Hz. $\times 9.3 = 155.0003$ Hz (Bandpass) ช่วงที่ 3: 11.1111 Hz. $\times 9.3 = 103.3332$ Hz (Bandpass)
3	ช่วงที่ 1: มี 1.5 ช่องเล็ก $\times 0.1 = 0.15$ s = 6.6667 Hz. ช่วงที่ 3: มี 0.9 ช่องเล็ก $\times 0.1 = 0.9$ s = 11.1111 Hz. ช่วงที่ 3: มี 1 ช่องเล็ก $\times 0.1 = 0.1$ s = 10 Hz.	ช่วงที่ 1: 6.6667 Hz. $\times 9.3 = 62.0003$ Hz (Lowpass) ช่วงที่ 2: 11.1111 Hz. $\times 9.3 = 103.3332$ Hz (Bandpass) ช่วงที่ 3: 10 Hz. $\times 9.3 = 93$ Hz (Bandpass)

หมายเหตุ ใน 1 ช่องเล็กของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีค่าเท่ากับ 0.1 วินาที

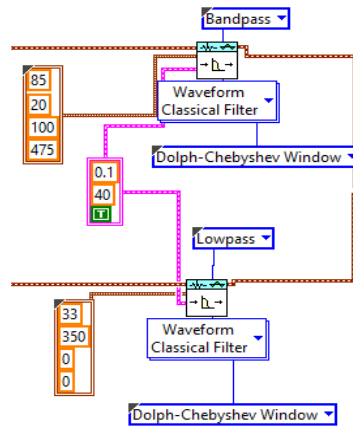
ตารางที่ 4.2 การคำนวณหาค่าความถี่เพื่อนำมาใช้ในตัวกรอง (ต่อ)

ครั้งที่	หาความถี่จากสัญญาณ ECG จริง	นำความถี่จากสัญญาณ ECG คุณ 9.3
4	ช่วงที่ 1: มี 1.3 ช่องเล็ก $\times 0.1 = 0.13 \text{ s}$ $= 7.6923 \text{ Hz.}$ ช่วงที่ 2: มี 0.6 ช่องเล็ก $\times 0.1 = 0.06 \text{ s}$ $= 16.667 \text{ Hz.}$ ช่วงที่ 3: มี 0.9 ช่องเล็ก $\times 0.1 = 0.9 \text{ s}$ $= 11.1111 \text{ Hz.}$	ช่วงที่ 1: $\text{Hz.} \times 9.3 = 71.5385 \text{ Hz (Lowpass)}$ ช่วงที่ 2: $16.667\text{Hz.} \times 9.3 = 155.0003 \text{ Hz (Bandpass)}$ ช่วงที่ 3: $11.1111\text{Hz.} \times 9.3 = 103.3332 \text{ Hz (Bandpass)}$
5	ช่วงที่ 1: มี 1.5 ช่องเล็ก $\times 0.1 = 0.15 \text{ s}$ $= 6.6667 \text{ Hz.}$ ช่วงที่ 2: มี 0.5 ช่องเล็ก $\times 0.1 = 0.0 \text{ s}$ $= 20 \text{ Hz.}$ ช่วงที่ 3: มี 1 ช่องเล็ก $\times 0.1 = 0.1 \text{ s}$ $= 10 \text{ Hz.}$	ช่วงที่ 1: $6.6667 \text{ Hz.} \times 9.3 = 62.0003 \text{ Hz (Lowpass)}$ ช่วงที่ 2: $20 \text{ Hz.} \times 9.3 = 186 \text{ Hz (Bandpass)}$ ช่วงที่ 3: $10 \text{ Hz.} \times 9.3 = 93 \text{ Hz (Bandpass)}$

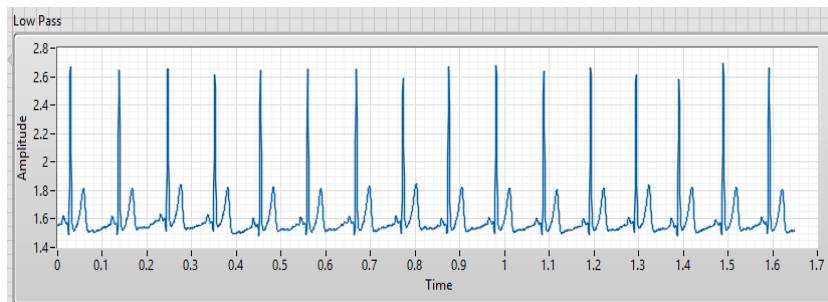
หมายเหตุ ใน 1 ช่องเล็กของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีค่าเท่ากับ 0.1 วินาที

จากตาราง 4.1 และตาราง 4.2 ค่าที่คิดได้ในแต่ละช่วงจะเป็นพื้นฐานในการปรับค่าของตัวกรองแบบ Lowpass และ Bandpass โดยที่ค่าในช่วงที่ 1 จะเป็นค่าในการกำหนด passband ของ Lowpass ในส่วนของการกำหนด Bandpass จะใช้ค่าในช่วงที่ 2 มากำหนด passband2 และช่วงที่ 3 มากำหนด passband2 โดยค่าคำนวณจากตาราง 4.1 และ 4.2 นั้นจะเป็นค่าพื้นฐานในการปรับค่าของตัวกรอง โดยจะมีค่าที่ใช้ในการกำหนด passband ของ Lowpass คือ 33 Hz และจะกำหนด passband1 กับ passband2 ของ Bandpass คือ 85 กับ 100 ตามลำดับ ส่วนการกำหนดค่าของ stopband ทั้งของ Lowpass และ Bandpass นั้นจะทำการสุ่มตัวเลขแทน ซึ่งจะเห็นว่าค่าที่ใช้ในการกำหนดจะต่างจากค่าคำนวณมาข้างก่อนมากค่าความถี่นี้อาจจะเกิดจากการนับจำนวนช่องที่มีการใช้สายตาในการนับช่องทำให้ไม่มีความละเอียดที่มากพอจึงทำให้มีการประมาณค่าของตัวเลขในตำแหน่งจุดทศนิยม ส่งผลทำให้ค่าที่คำนวณมาและค่าที่ใช้จริงมีค่าความถี่ที่ต่างกัน โดยในการปรับค่าต่างๆของตัวกรองจะมีการเปรียบเทียบระหว่างกราฟของ Lowpass กับกราฟของ

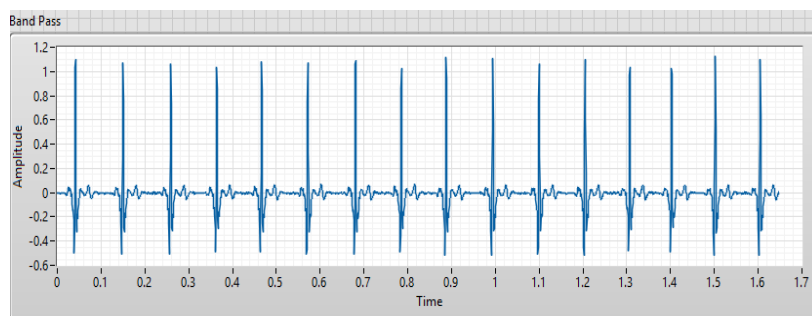
Bandpass เพื่อที่จะดูภาพสัญญาณที่ผ่านตัวกรองทั้งสองแบบให้มีคาบเวลาที่ใกล้เคียงกันมากที่สุด



รูปที่ 4.31 การตั้งค่าตัวกรอง Lowpass และ Bandpass

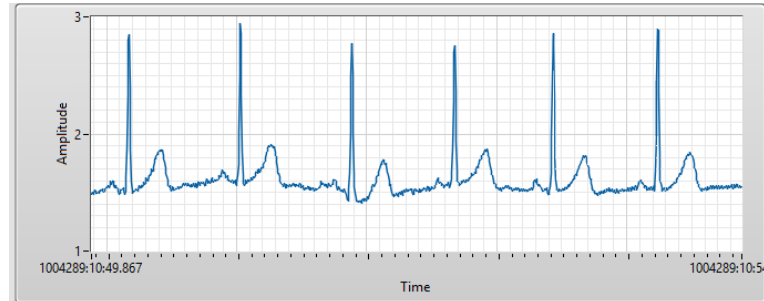


รูปที่ 4.32 กราฟที่ผ่านตัวกรอง Low Pass ที่ passband 33 Hz. และ stopband 350 Hz.

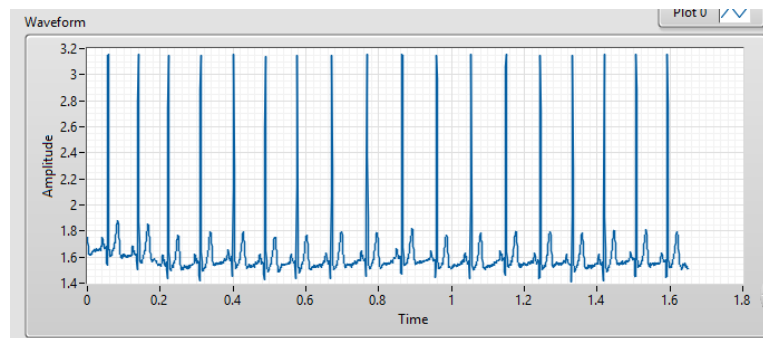


รูปที่ 4.33 กราฟที่ผ่านตัวกรอง Band Pass ที่ passband1 85 Hz, stopband1 20 Hz และ passband2 100 Hz, stopband2 475 Hz

วิธีการหาจำนวนเท่า เพื่อที่จะนำไปใช้ในการคูณและการ ในส่วนของการตั้งค่าตัวกรองและค่าที่แสดงผลทางหน้าจอ



รูปที่ 4.34 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 4.35 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำไปเข้าตัวกรอง

จากรูปที่ 4.34 และ 4.35 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีคาบเวลาที่ไม่เท่ากันจึงทำให้ค่าที่จะหาทำให้มีค่าไม่เป็นจริง จึงต้องหาจำนวนเท่าของคาบเวลาหรือความถี่เพื่อนำมาใช้ในการกำหนดค่าและแสดงค่า โดยจะนับจำนวนช่องเล็กใน 1 คาบหรือจะเป็นการนับจำนวนลูกคลื่นในเวลา que แสดงสัญญาณก็ได้ ดังแสดงในตารางที่ 4.3 กับตาราง 4.4 โดยวิธีการหาทั้งสองแบบนี้จะมีความคลาดเคลื่อน เพราะว่าจะนับจำนวนช่องเล็กหรือจำนวนลูกคลื่นด้วยตาเปล่าที่มีความละเอียดไม่มากพอ ดังนั้นตำแหน่งจุดทศนิยมหรือจำนวนลูกคลื่นที่ไม่เต็มลูก จึงเป็นค่าที่ทำการคาดคะเนเท่านั้น ซึ่งค่าที่นำมาใช้ในโปรแกรม LabVIEW เพื่อใช้ในการกำหนดตัวกรองและหาค่าต่างๆในการแสดงทางหน้าจอ

ตารางที่ 4.3 การคำนวณหาจำนวนเท่าโดยการนับจำนวนช่องเล็กใน 1 คาบ

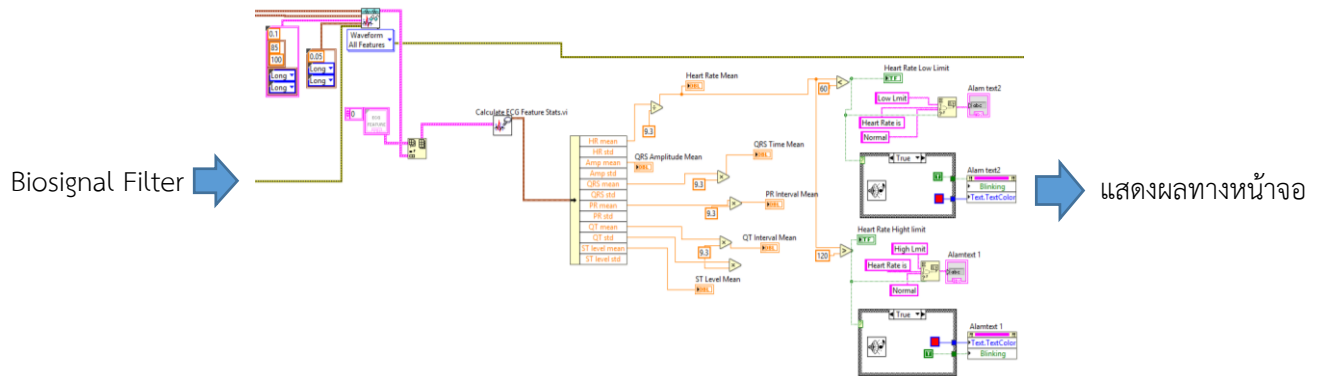
ครั้งที่	ความถี่สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	ความถี่สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำไป เข้าตัวกรอง	จำนวนเท่าของ ความถี่
1	1 คาบ มี 7.5 ช่องเล็ก $\times 0.1 = 0.72$ s = 1.333 Hz.	1 คาบ มี 4 ช่องเล็ก $\times 0.02 = 0.08$ s = 12.5 Hz.	12.5/1.333 = 9.37
2	1 คาบ มี 7.6 ช่องเล็ก $\times 0.1 = 0.76$ s = 1.3157 Hz.	1 คาบ มี 3.8 ช่องเล็ก $\times 0.02 = 0.076$ s = 13.1579 Hz.	13.1597/1.3157 = 10
3	1 คาบ มี 8 ช่องเล็ก $\times 0.1 = 0.8$ s = 1.25 Hz.	1 คาบ มี 4.2 ช่องเล็ก $\times 0.02 = 0.084$ s = 11.9047 Hz.	11.9047/1.25 = 9.5238
4	1 คาบ มี 8 ช่องเล็ก $\times 0.1 = 0.8$ s = 1.25 Hz.	1 คาบ มี 4.1 ช่องเล็ก $\times 0.02 = 0.082$ s = 12.1951 Hz.	12.1951/1.25 = 9.7560
5	1 คาบ มี 7 ช่องเล็ก $\times 0.1 = 0.7$ s = 1.42856 Hz.	1 คาบ มี 4 ช่องเล็ก $\times 0.02 = 0.08$ s = 12.5 Hz.	12.5/1.4286 = 8.7498
เฉลี่ย			= 9.48 เท่า

หมายเหตุ ใน 1 ช่องเล็กของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีค่าเท่ากับ 0.1 วินาที และ ใน 1 ช่องเล็กของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำไปเข้าตัวกรองมีค่าเท่ากับ 0.02 วินาที

ตารางที่ 4.4 การคำนวณหาจำนวนเท่าโดยการนับลูกคลื่น

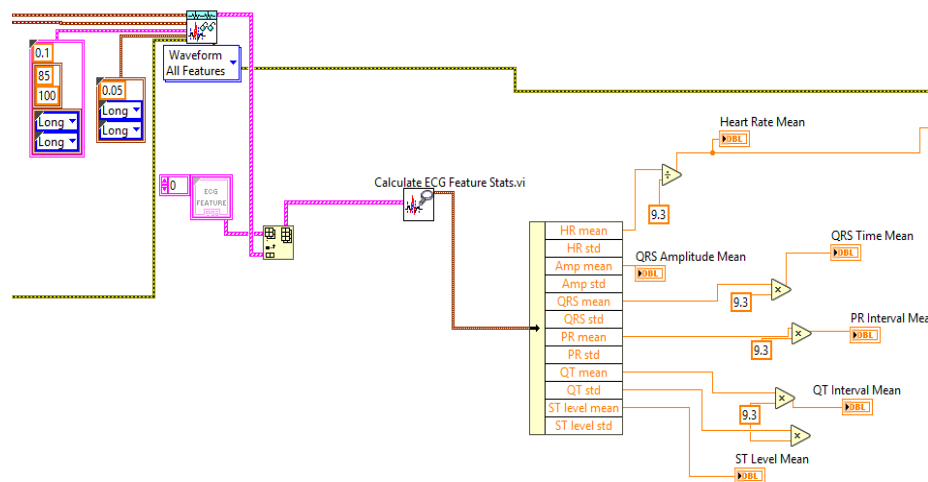
จำนวน ครั้ง	ความถี่สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	ความถี่สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่นำไป เข้าตัวกรอง	จำนวนเท่าของ ความถี่
1	5 วินาที มีประมาณ 7 ลูกคลื่น 1 ลูกคลื่น: $5/7 = 0.7143 \text{ s} = 1.4 \text{ Hz}$	1.65 วินาที มีประมาณ 21 ลูกคลื่น 1 ลูกคลื่น: $1.65/21 = 0.0785 \text{ s}$ $= 12.7272 \text{ Hz}$	$12.7272/1.4$ $= 9.0909$
2	5 วินาที มีประมาณ 6.5 ลูกคลื่น 1 ลูกคลื่น: $5/6.5 = 0.7692 \text{ s} = 1.3 \text{ Hz}$	1.65 วินาที มีประมาณ 20 ลูกคลื่น 1 ลูกคลื่น: $1.65/20 = 0.0825 \text{ s}$ $= 12.1212 \text{ Hz}$	$12.1212/1.3$ $= 9.3240$
3	5 วินาที มีประมาณ 6.5 ลูกคลื่น 1 ลูกคลื่น: $5/6.5 = 0.7692 \text{ s} = 1.3 \text{ Hz}$	1.65 วินาที มีประมาณ 20.9 ลูกคลื่น 1 ลูกคลื่น: $1.65/20.9 = 0.0789 \text{ s}$ $= 12.6667 \text{ Hz}$	$12.6667/1.3$ $= 9.7435$
4	5 วินาที มีประมาณ 6 ลูกคลื่น 1 ลูกคลื่น: $5/6.5 = 0.8333 \text{ s} = 1.2 \text{ Hz}$	1.65 วินาที มีประมาณ 19 ลูกคลื่น 1 ลูกคลื่น: $1.65/19.5 = 0.0868 \text{ s}$ $= 11.5151 \text{ Hz}$	$11.5151/1.2$ $= 9.5959$
5	5 วินาที มีประมาณ 6.5 ลูกคลื่น 1 ลูกคลื่น: $5/6.5 = 0.7692 \text{ s} = 1.3 \text{ Hz}$	1.65 วินาที มีประมาณ 19 ลูกคลื่น 1 ลูกคลื่น: $1.65/19.5 = 0.0868 \text{ s}$ $= 11.5151 \text{ Hz}$	$11.5151/1.3$ $= 8.8578$
เฉลี่ย			$= 9.32 \text{ เท่า}$

- ขั้นตอนที่ 3

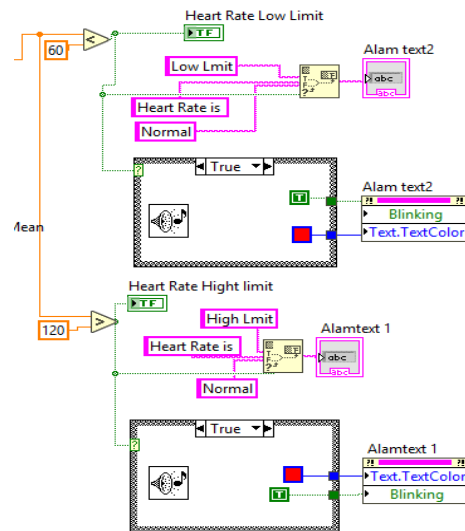


รูปที่ 4.36 การนำข้อมูลไปแสดงผล

ในขั้นตอนที่ 3 จะเป็นการนำสัญญาณที่ผ่านตัวกรองทั้งแบบ Bandpass และ Lowpass มาเข้า ECG feature Extraction โดยนำสัญญาณที่ได้จากตัวกรองทั้งสองแบบมาเปรียบเทียบกัน เพื่อทำการแยกสัญญาณในส่วนต่างๆ โดยจะมีการตั้งค่า frequency bands ของ QRS detector parameters คือ low 85 Hz และ high 100 Hz. เพื่อใช้ในการตรวจจับคลื่น QRS และนำข้อมูลที่ได้จาก ECG feature Extraction นำไปเข้า Calculate ECG Feature stats เพื่อทำการคำนวณหาค่าอัตราการเต้นของหัวใจ, QRS Time, PR interval และ QT interval และนำค่าที่ได้มาแสดงผลต่างจอภาพ ซึ่งค่าของอัตราการเต้นของหัวใจจะมีการนำไปหาร 9.3 และส่วนค่าที่มีหน่วยเป็นเวลา(วินาที : s) จะนำไปคูณ 9.3 ได้แก่ค่า QRS Time, PR interval, QT interval เพื่อให้ได้ค่าที่ถูกต้อง ดังรูปที่ 4.37

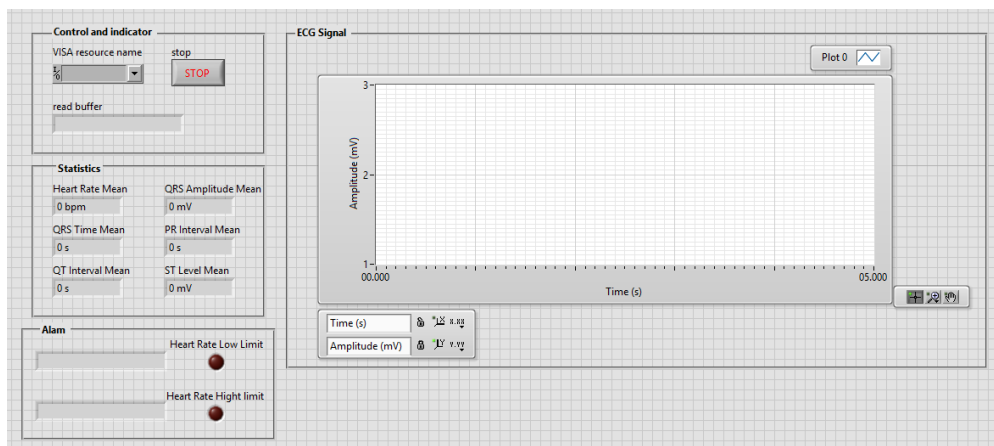


รูปที่ 4.37 ECG feature Extraction And Calculate ECG Feature stats



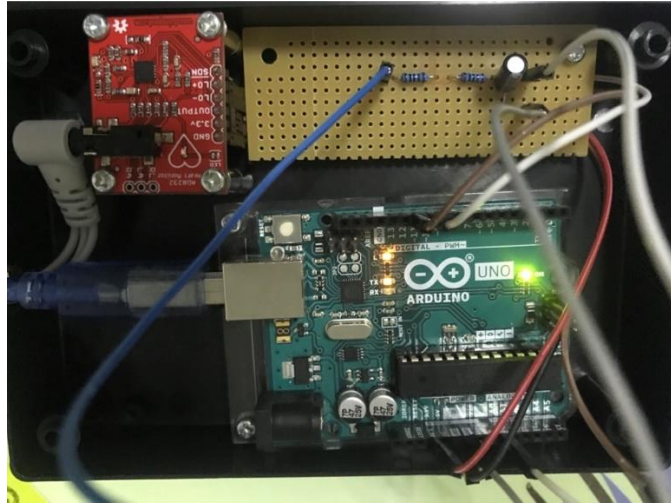
รูปที่ 4.38 บล็อกไดอะแกรมของการแจ้งเตือนในโปรแกรม LabVIEW

จากรูปที่ 4.38 จะเป็นการแจ้งเตือนในส่วนของการแจ้งเตือนของหัวใจเมื่อหัวใจมีการเต้นที่ต่ำกว่าค่าที่กำหนดไว้ คือ ห้ามต่ำกว่า 60 ครั้งต่อนาที และ ห้ามสูงกว่า 120 ครั้งต่อนาที โดยถ้าอัตราการเต้นของหัวใจมีต่ำกว่าหรือสูงกว่าค่าที่กำหนดจะมีการแจ้งเตือนเป็นข้อความขึ้น โดยในกรณีที่อัตราการเต้นของหัวใจ เต้นต่ำกว่า 60 ครั้งต่อนาที จะมีการแสดงข้อความว่า “Heart Rate is Low Limit” กรณีที่อัตราการเต้นของหัวใจเต้นสูงกว่า 120 ครั้งต่อนาที จะมีการแสดงข้อความว่า “Heart Rate is High Limit” แต่ถ้าในกรณีที่อัตราการเต้นหัวใจอยู่ระหว่าง 60 – 120 ครั้งต่อนาที จะมีการแสดงข้อความว่า “Heart Rate is Normal” ดังรูปที่ 4.39



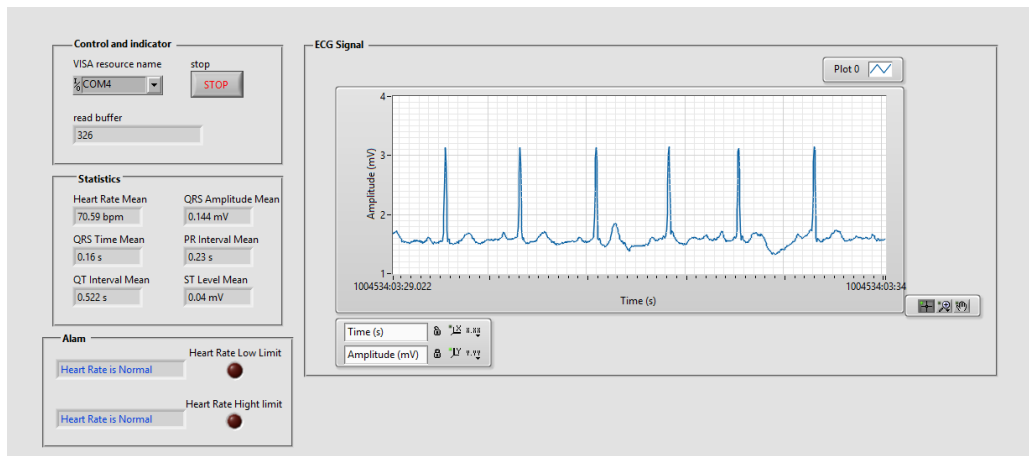
รูปที่ 4.39 หน้าจอแสดงผล

#### 4.2.5 การทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจโดยใช้ชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดย LabVIEW



รูปที่ 4.40 ชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW

จากรูปที่ 4.40 จะเป็นชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW หลังจากที้นำมาวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้วนั้น จะได้ผลดังรูปต่อไปนี้



รูปที่ 4.41 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการใช้ชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW

จากรูปที่ 4.41 ทางด้านขวาจะแสดงให้เห็นถึงคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ที่ทำการทดลอง ส่วนทางด้านซ้ายจะแสดงอัตราการเต้นของหัวใจ, ค่า QRS, ค่า PR Interval, ค่า QT และค่า ST ซึ่งค่าอัตราการเต้นของหัวใจนั้นจะแสดงให้เห็นดังตารางที่ 4.5

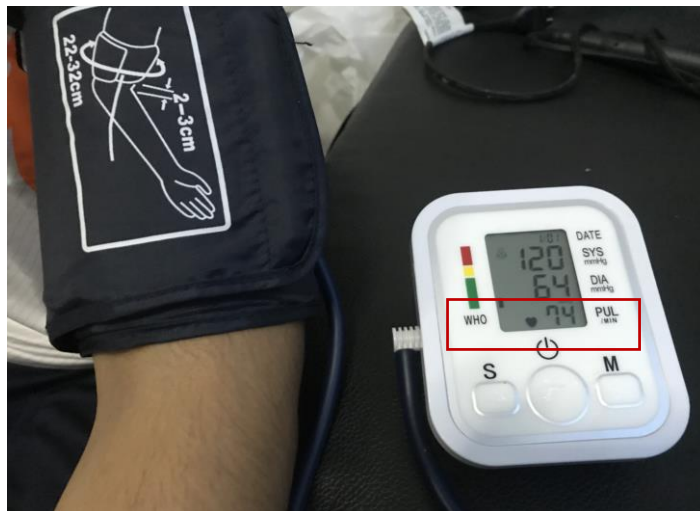
ตารางที่ 4.5 ผลการทดลองวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจ

เวลา (วินาที)	Bpm
112	13.95
+15.33	19.05
+15.40	24.64
+15.48	44.09
+15.50	59.33
+14.35	72.17
+18.02	70.24
+13.02	71.99
+18.81	76.54
+16.03	73.32
+15.74	74.46
+14.78	74.71
+14.26	73.85
+15.36	73.36
+16.50	74.44
+15.46	76.29
+15.28	73.10

จากตารางที่ 4.5 จะแสดงให้เห็นว่าค่าอัตราการเต้นของหัวใจในช่วงแรกนั้นจะยังมีค่าที่ไม่ตรงกับค่าจริง เนื่องมาจากการแสดงค่าที่หน้าจอโปรแกรมของ LabVIEW นั้น จะเป็นค่าเฉลี่ยของอัตราการเต้นของหัวใจ

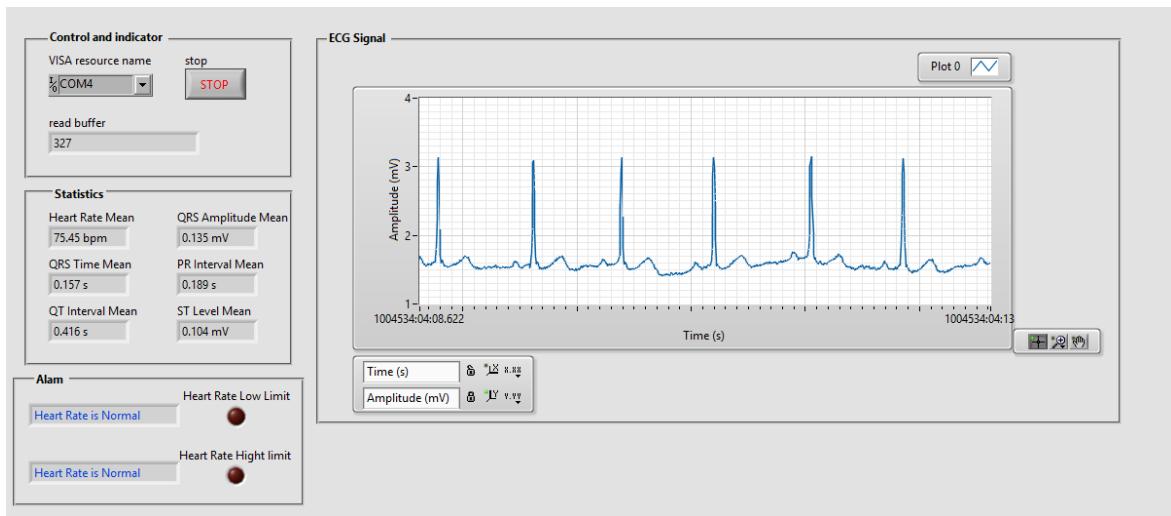
จึงต้องรอให้ค่าแสดงไปเรื่อยๆ ประมาณ 8 ครั้ง จึงจะได้ค่าที่ใกล้เคียงกับค่าจริง ซึ่งมีเวลาในการแสดงค่าอยู่ที่ประมาณ 200 s หรือ 3.20 นาที เพื่อที่จะได้ค่าที่มีความถูกต้อง ซึ่งเร็วกว่าเร็วกว่าเครื่องที่ใช้สำหรับการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จะใช้เวลาในการวิเคราะห์อยู่ที่ 5 - 8 นาที กว่าจะได้ช่วงคลื่นที่ถูกต้องมาใช้ในการวิเคราะห์ และยังขึ้นอยู่กับความชำนาญของแพทย์เองอีกด้วย

#### 4.3 การทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจ



รูปที่ 4.42 ภาพแสดงอัตราการเต้นของหัวใจที่วัดโดยเครื่องวัดความดัน

จากรูปที่ 4.42 เป็นการวัดอัตราการเต้นของหัวใจโดยการใช้เครื่องวัดความดัน โดยสวมผ้าพันแขนของเครื่องวัดความดัน สวมไปที่บริเวณต้นแขนสูงกว่าข้อศอกประมาณ 1 นิ้ว และวางแขนเป็นแนวราบแนบลงกับโต๊ะ จากนั้นกดปุ่มเปิดเครื่องเพื่อเริ่มต้นวัดอัตราการเต้นของหัวใจ



รูปที่ 4.43 ภาพแสดงอัตราการเต้นของหัวใจโดยชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW

จากรูปที่ 4.43 เป็นรูปแสดงอัตราการเต้นของหัวใจโดยชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW ซึ่งใช้เซนเซอร์อิเล็กทรอนิกส์เป็นตัวรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

#### 4.3.1 ผลการทดลองการวัดอัตราการเต้นของหัวใจเปรียบเทียบกับระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW กับเครื่องวัดความดัน

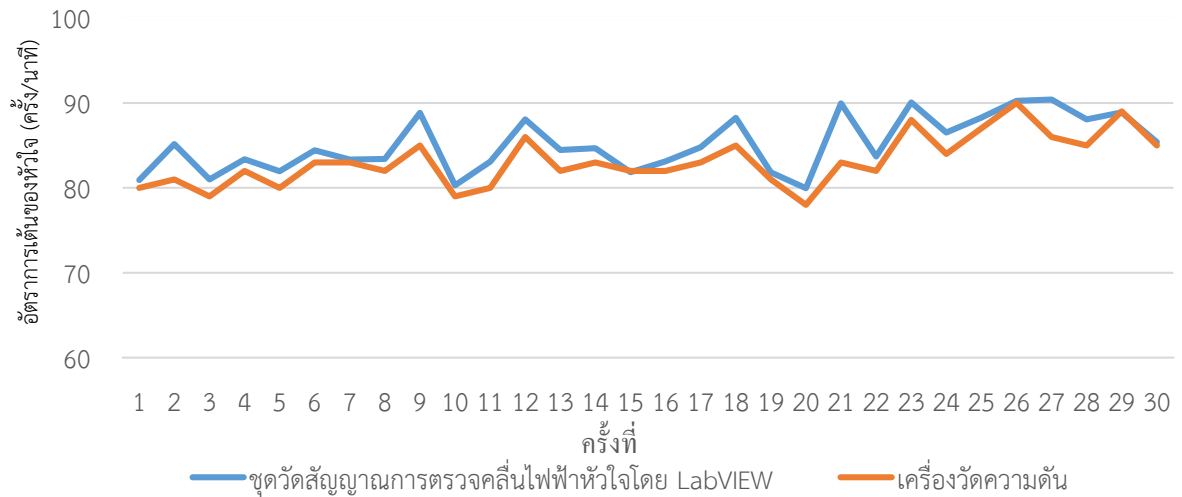
ตารางที่ 4.6 ผลทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจเปรียบเทียบกับระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW กับเครื่องวัดความดันคนที่ 1

ครั้งที่	ชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW			เครื่องวัดความดันโลหิต	เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด
	อัตราการเต้นของหัวใจ (bpm)	QRS Complex (s)	PR Interval (s)	อัตราการเต้นของหัวใจ (bpm)	
1	80.93	0.158	0.179	80	1.16%
2	85.17	0.166	0.159	81	5.15%
3	80.99	0.163	0.169	79	2.52%
4	83.38	0.168	0.169	82	1.68%
5	81.95	0.166	0.174	80	2.44%
6	84.42	0.163	0.169	83	1.71%

ตารางที่ 4.7 ผลทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจเปรียบเทียบกันระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW และเครื่องวัดความดันคนที่ 1 (ต่อ)

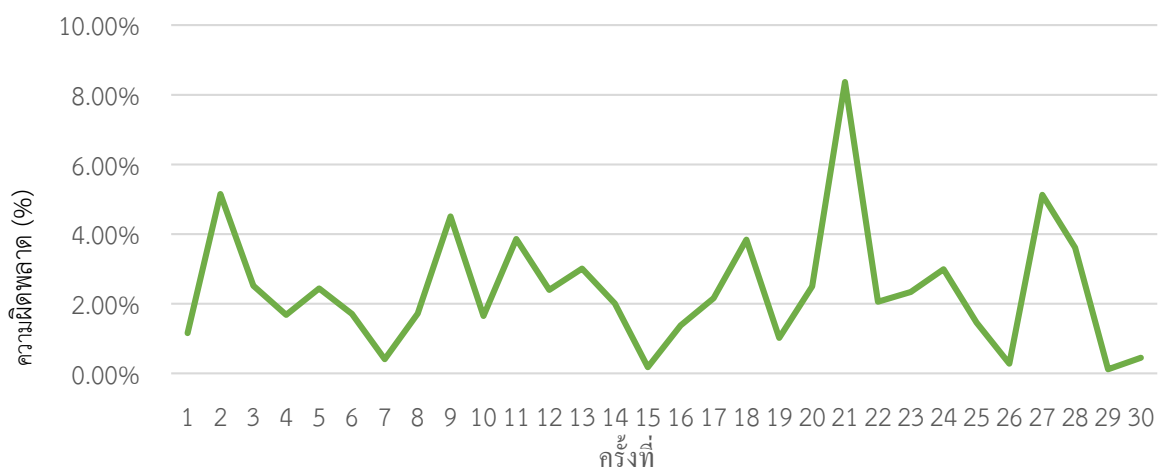
ครั้งที่	ชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW			เครื่องวัดความดันโลหิต	เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด
	อัตราการเต้นของหัวใจ (bpm)	QRS Complex (s)	PR Interval (s)	อัตราการเต้นของหัวใจ (bpm)	
7	83.34	0.164	0.159	83	0.41%
8	83.41	0.166	0.174	82	1.72%
9	88.83	0.164	0.159	85	4.51%
10	80.3	0.163	0.179	79	1.65%
11	83.09	0.165	0.169	80	3.86%
12	88.06	0.164	0.159	86	2.40%
13	84.47	0.164	0.164	82	3.01%
14	84.67	0.164	0.169	83	2.01%
15	81.85	0.161	0.174	82	0.18%
16	83.13	0.162	0.169	82	1.38%
17	84.79	0.166	0.164	83	2.16%
18	88.26	0.161	0.169	85	3.84%
30	85.38	0.161	0.169	85	0.45%
ค่าความผิดพลาดเฉลี่ย					2.40%

กราฟเปรียบเทียบอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ  
โดยLabVIEW และ เครื่องวัดความดัน



รูปที่ 4.44 กราฟเปรียบเทียบอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย  
LabVIEW และ เครื่องวัดความดัน คนที่ 1

กราฟแสดงค่าความผิดพลาดอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจ  
คลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW และ เครื่องวัดความดัน



รูปที่ 4.45 กราฟแสดงค่าความผิดพลาดอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้า  
หัวใจโดยLabVIEW และ เครื่องวัดความดัน คนที่ 1

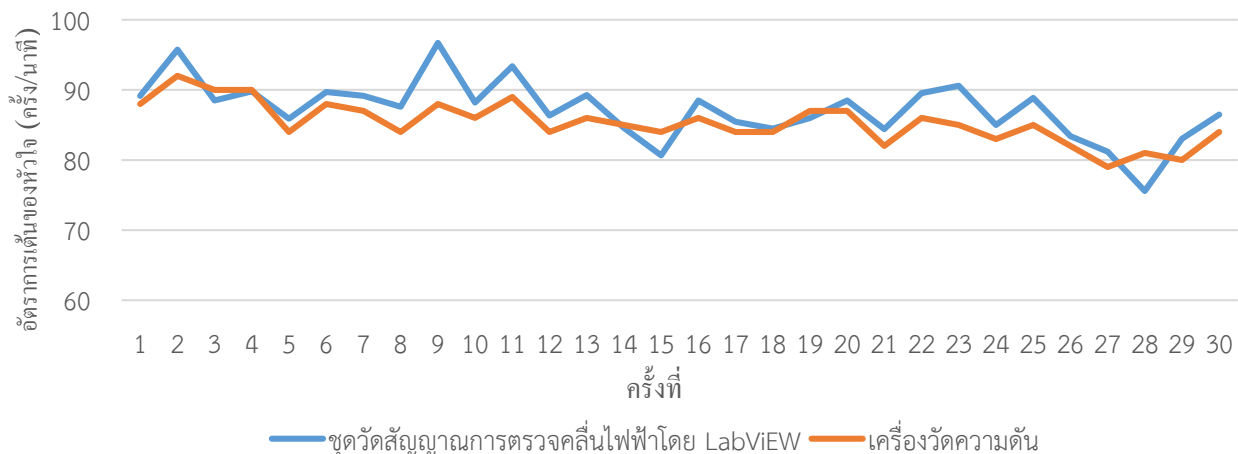
ตารางที่ 4.8 ผลทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจเปรียบเทียบกันระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW กับเครื่องวัดความดันคนที่ 2

ครั้งที่	ชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW			เครื่องวัดความดันโลหิต	เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด
	อัตราการเต้นของหัวใจ (bpm)	QRS Complex (s)	PR Interval (s)	อัตราการเต้นของหัวใจ (bpm)	
1	89.16	0.169	0.154	88	1.32%
2	95.75	0.173	0.148	92	4.08%
3	88.49	0.177	0.159	90	1.68%
4	89.8	0.172	0.18	90	0.22%
5	85.9	0.178	0.164	84	2.26%
6	89.7	0.175	0.153	88	1.93%
7	89.16	0.171	0.165	87	2.48%
8	87.61	0.171	0.159	84	4.30%
9	96.72	0.171	0.135	88	9.91%
10	88.2	0.173	0.164	86	2.56%
11	93.37	0.172	0.169	89	4.91%
12	86.34	0.172	0.174	84	2.79%
13	89.26	0.174	0.153	86	3.79%
14	84.59	0.172	0.166	85	0.48%
15	80.66	0.171	0.184	84	3.98%
16	88.5	0.172	0.164	86	2.91%
17	85.45	0.176	0.159	84	1.73%
18	84.47	0.175	0.176	84	0.56%

ตารางที่ 4.9 ผลทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจเปรียบเทียบกันระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดย LabVIEW กับเครื่องวัดความดันคนที่ 2 (ต่อ)

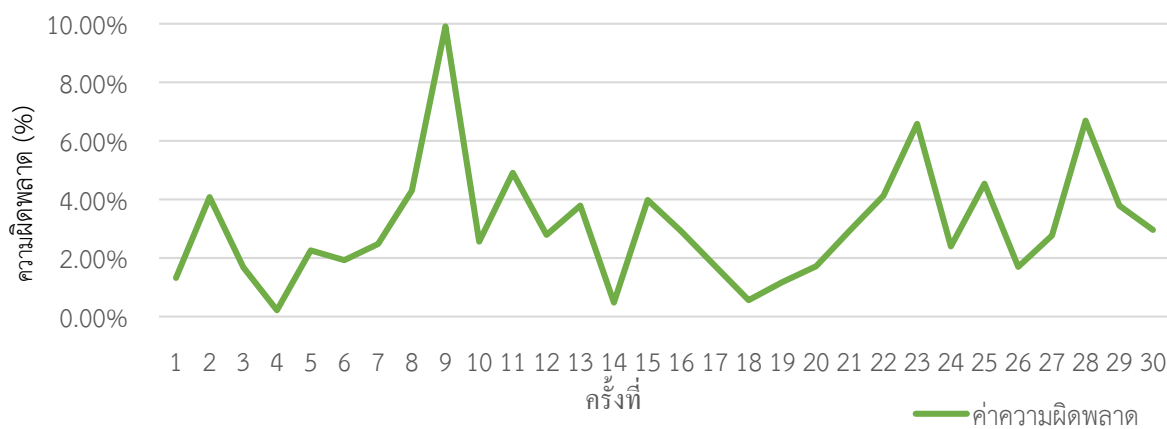
ครั้งที่	ชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW			เครื่องวัดความดันโลหิต	เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด
	อัตราการเต้นของหัวใจ (bpm)	QRS Complex (s)	PR Interval (s)	อัตราการเต้นของหัวใจ (bpm)	
19	85.97	0.176	0.159	87	1.18%
20	88.5	0.174	0.154	87	1.72%
21	84.41	0.176	0.174	82	2.94%
22	89.55	0.173	0.153	86	4.13%
23	90.59	0.171	0.153	85	6.58%
24	84.99	0.17	0.159	83	2.40%
25	88.86	0.172	0.159	85	4.54%
26	83.39	0.17	0.23	82	1.70%
27	81.19	0.175	0.174	79	2.77%
28	75.58	0.171	0.266	81	6.69%
29	83.03	0.181	0.175	80	3.79%
30	86.49	0.173	0.159	84	2.96%
ค่าความผิดพลาดเฉลี่ย					3.11%

กราฟเปรียบเทียบอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW และ เครื่องวัดความดัน



รูปที่ 4.46 กราฟเปรียบเทียบอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW และ เครื่องวัดความดัน คนที่ 2

กราฟแสดงค่าความผิดพลาดอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW และ เครื่องวัดความดัน



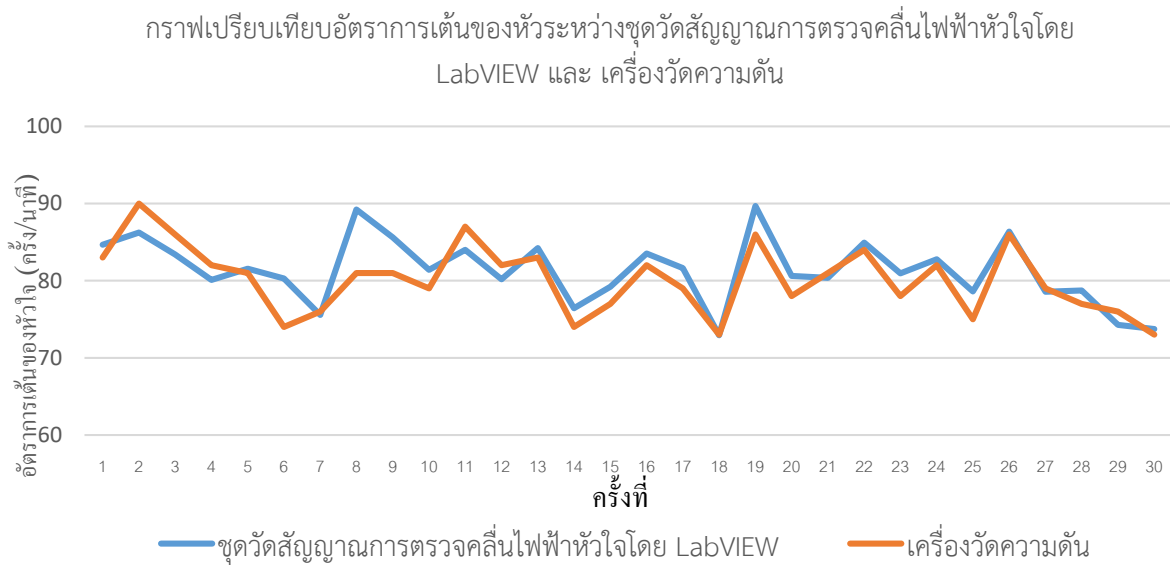
รูปที่ 4.47 กราฟแสดงค่าความผิดพลาดอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW และ เครื่องวัดความดัน คนที่ 2

ตารางที่ 4.10 ผลทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจเปรียบเทียบกับระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดย LabVIEW กับเครื่องวัดความดันคนที่ 3

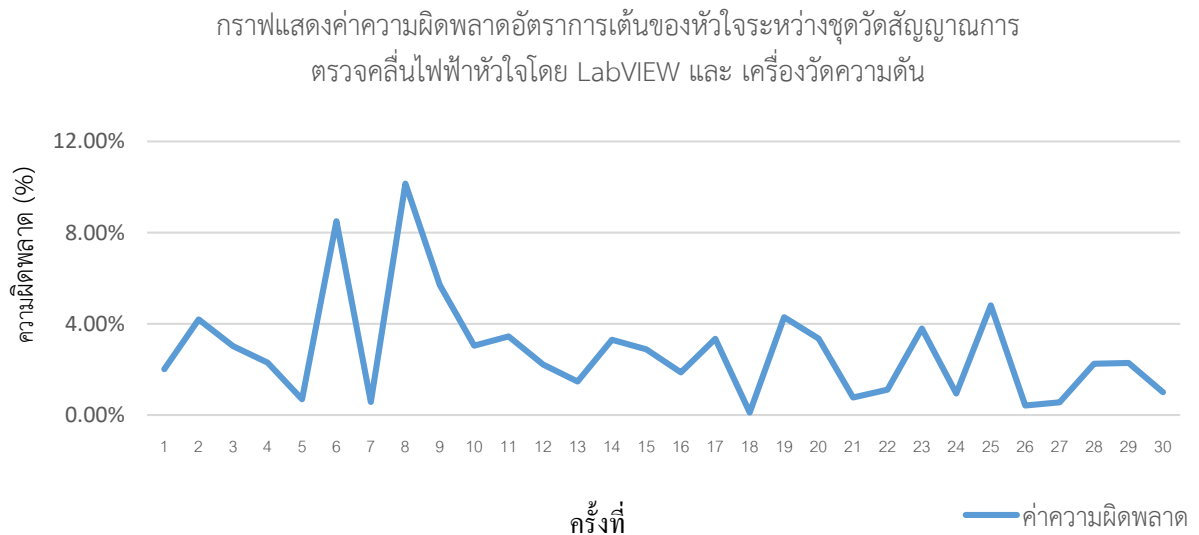
ครั้งที่	ชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW			เครื่องวัดความดันโลหิต	เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด
	อัตราการเต้นของหัวใจ (bpm)	QRS Complex (s)	PR Interval (s)	อัตราการเต้นของหัวใจ (bpm)	
1	84.67	0.158	0.166	83	2.01%
2	86.23	0.159	0.181	90	4.19%
3	83.4	0.159	0.169	86	3.02%
4	80.11	0.162	0.174	82	2.30%
5	81.56	0.162	0.164	81	0.69%
6	80.29	0.162	0.189	74	8.50%
7	75.57	0.161	0.184	76	0.57%
8	89.22	0.158	0.169	81	10.15%
9	85.62	0.157	0.175	81	5.70%
10	81.4	0.157	0.174	79	3.04%
11	84	0.157	0.169	87	3.45%
12	80.19	0.16	0.169	82	2.21%
13	84.22	0.156	0.164	83	1.47%
14	76.44	0.166	0.179	74	3.30%
15	79.22	0.157	0.174	77	2.88%
16	83.53	0.165	0.16	82	1.87%
17	81.64	0.159	0.174	79	3.34%

ตารางที่ 4.11 ผลทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจเปรียบเทียบกันระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดย LabVIEW กับเครื่องวัดความดันคนที่ 3 (ต่อ)

ครั้งที่	ชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW			เครื่องวัดความดันโลหิต	เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด
	อัตราการเต้นของหัวใจ(bpm)	QRS Complex (s)	PR Interval (s)	อัตราการเต้นของหัวใจ(bpm)	
18	72.92	0.16	0.194	73	0.11%
19	89.69	0.165	0.179	86	4.29%
20	80.61	0.157	0.179	78	3.35%
21	80.38	0.187	0.164	81	0.77%
22	84.93	0.156	0.175	84	1.11%
23	80.96	0.155	0.174	78	3.79%
24	82.77	0.157	0.169	82	0.94%
25	78.61	0.154	0.184	75	4.81%
26	86.36	0.157	0.174	86	0.42%
27	78.56	0.161	0.184	79	0.56%
28	78.73	0.16	0.184	77	2.25%
29	74.27	0.159	0.194	76	2.28%
30	73.73	0.16	0.194	73	1.00%
ค่าความผิดพลาดเฉลี่ย					2.81%



รูปที่ 4.48 กราฟเปรียบเทียบอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW และ เครื่องวัดความดัน คนที่ 3



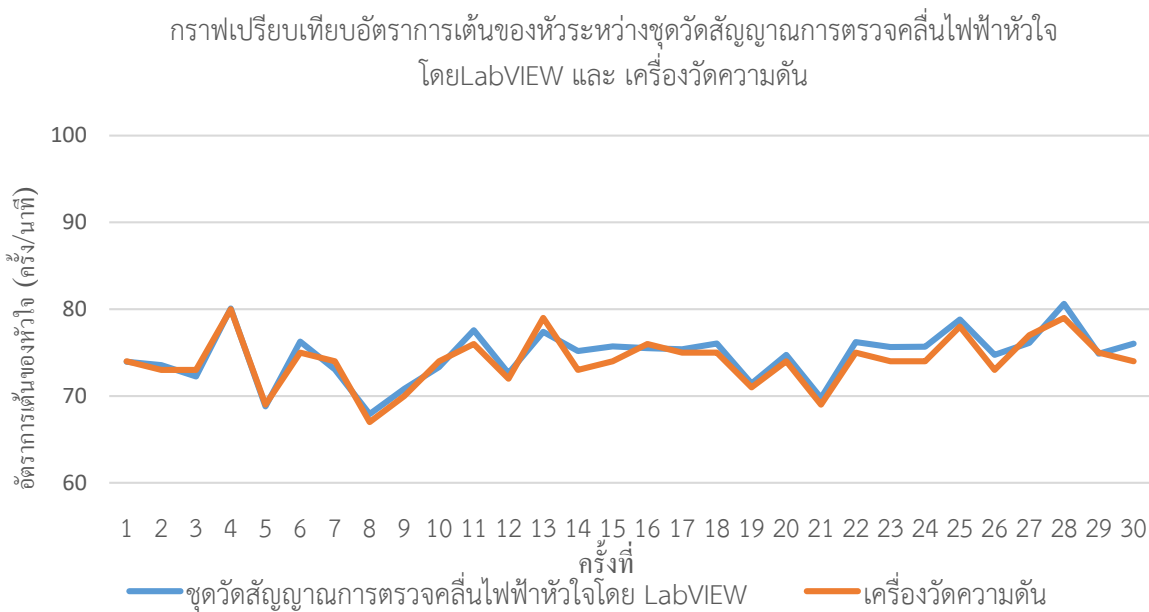
รูปที่ 4.49 กราฟแสดงค่าความผิดพลาดอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดย LabVIEW และ เครื่องวัดความดัน คนที่ 3

ตารางที่ 4.12 ผลทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจเปรียบเทียบกับระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดย LabVIEW กับเครื่องวัดความดันคนที่ 4

ครั้งที่	ชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดย LabVIEW			เครื่องวัดความดันโลหิต	เปอร์เซ็นต์ความ ผิดพลาด
	อัตราการ เต้นของ หัวใจ(bpm)	QRS Complex (s)	PR Interval (s)	อัตราการเต้นของหัวใจ (bpm)	
1	73.95	0.149	0.192	74	0.07%
2	73.56	0.161	0.192	73	0.77%
3	72.26	0.153	0.199	73	1.01%
4	80.09	0.158	0.189	80	0.11%
5	68.81	0.158	0.189	69	0.28%
6	76.27	0.155	0.19	75	1.69%
7	73.06	0.153	0.22	74	1.27%
8	67.92	0.152	0.21	67	1.37%
9	70.83	0.162	0.216	70	1.19%
10	73.34	0.161	0.189	74	0.89%
11	77.58	0.154	0.179	76	2.08%
12	72.62	0.155	0.184	72	0.86%
13	77.4	0.15	0.195	79	2.03%
14	75.19	0.159	0.189	73	3.00%
15	75.71	0.155	0.181	74	2.31%
16	75.51	0.159	0.198	76	0.64%
17	75.38	0.165	0.185	75	0.51%
18	76.04	0.157	0.185	75	1.39%
19	71.44	0.155	0.205	71	0.62%

ตารางที่ 4.13 ผลทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจเปรียบเทียบกันระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดย LabVIEW กับเครื่องวัดความดันคนที่ 4 (ต่อ)

ครั้งที่	ชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดย LabVIEW			เครื่องวัดความดันโลหิต	เปอร์เซ็นต์ความ ผิดพลาด
	อัตราการ เต้นของ หัวใจ(bpm)	QRS Complex (s)	PR Interval (s)	อัตราการเต้นของหัวใจ (bpm)	
20	74.74	0.155	0.194	74	1.00%
21	69.79	0.157	0.21	69	1.14%
22	76.22	0.151	0.184	75	1.63%
23	75.65	0.159	0.184	74	2.23%
24	75.68	0.161	0.199	74	2.27%
25	78.82	0.162	0.181	78	1.05%
26	74.74	0.152	0.189	73	2.38%
27	76.13	0.157	0.185	77	1.13%
28	80.61	0.157	0.184	79	2.04%
29	74.86	0.149	0.159	75	0.19%
30	76.03	0.159	0.194	74	2.74%
ค่าความผิดพลาดเฉลี่ย					1.33%



รูปที่ 4.50 กราฟเปรียบเทียบอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW และ เครื่องวัดความดัน คนที่ 4



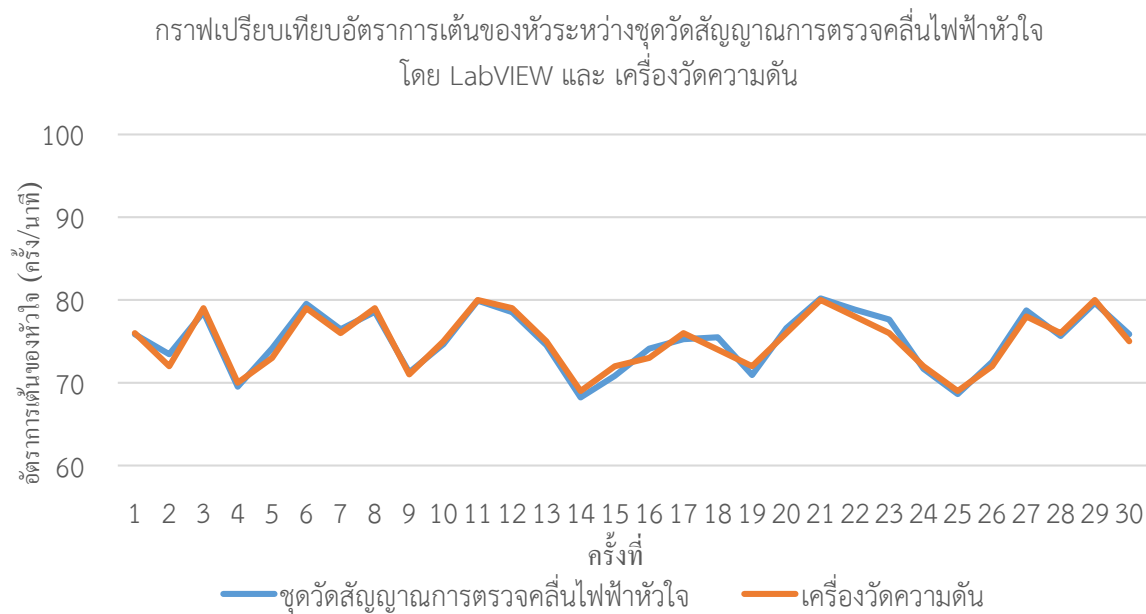
รูปที่ 4.51 กราฟแสดงค่าความผิดพลาดอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยLabVIEW และ เครื่องวัดความดัน คนที่ 4

ตารางที่ 4.14 ผลทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจเปรียบเทียบกับระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดย LabVIEW กับเครื่องวัดความดันคนที่ 5

ครั้งที่	ชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดย LabVIEW			เครื่องวัดความดันโลหิต	เปอร์เซ็นต์ความ ผิดพลาด
	อัตราการ เต้นของ หัวใจ(bpm)	QRS Complex (s)	PR Interval (s)	อัตราการเต้นของหัวใจ (bpm)	
1	75.85	0.154	0.164	76	0.20%
2	73.45	0.158	0.162	72	2.01%
3	78.53	0.156	0.171	79	0.59%
4	69.51	0.156	0.178	70	0.70%
5	74.15	0.152	0.184	73	1.58%
6	79.53	0.161	0.184	79	0.67%
7	76.45	0.157	0.175	76	0.59%
8	78.56	0.154	0.172	79	0.56%
9	71.26	0.159	0.164	71	0.37%
10	74.65	0.153	0.165	75	0.47%
11	79.91	0.156	0.168	80	0.11%
12	78.52	0.151	0.166	79	0.61%
13	74.55	0.152	0.175	75	0.60%
14	68.23	0.161	0.171	69	1.12%
15	70.83	0.164	0.175	72	1.63%
16	74.11	0.164	0.176	73	1.52%
17	75.26	0.158	0.181	76	0.97%
18	75.49	0.154	0.179	74	2.01%
19	70.92	0.153	0.164	72	1.50%

ตารางที่ 4.15 ผลทดลองวัดอัตราการเต้นของหัวใจเปรียบเทียบกับระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดย LabVIEW กับเครื่องวัดความดันคนที่ 5 (ต่อ)

ครั้งที่	ชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดย LabVIEW			เครื่องวัดความดันโลหิต	เปอร์เซ็นต์ความ ผิดพลาด
	อัตราการ เต้นของ หัวใจ(bpm)	QRS Complex (s)	PR Interval (s)	อัตราการเต้นของหัวใจ (bpm)	
20	76.59	0.153	0.169	76	0.78%
21	80.19	0.158	0.168	80	0.24%
22	78.83	0.156	0.176	78	1.06%
23	77.63	0.162	0.175	76	2.14%
24	71.69	0.154	0.177	72	0.43%
25	68.63	0.157	0.169	69	0.54%
26	72.52	0.153	0.162	72	0.72%
27	78.73	0.152	0.161	78	0.94%
28	75.64	0.148	0.161	76	0.47%
29	79.64	0.151	0.179	80	0.45%
30	75.86	0.153	0.166	75	1.15%
ค่าความผิดพลาดเฉลี่ย					0.89%



รูปที่ 4.52 กราฟเปรียบเทียบอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW และ เครื่องวัดความดัน คนที่ 5



รูปที่ 4.53 กราฟแสดงค่าความผิดพลาดอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW และ เครื่องวัดความดัน คนที่ 5

## บทที่ 5

### สรุปผลการทดลอง

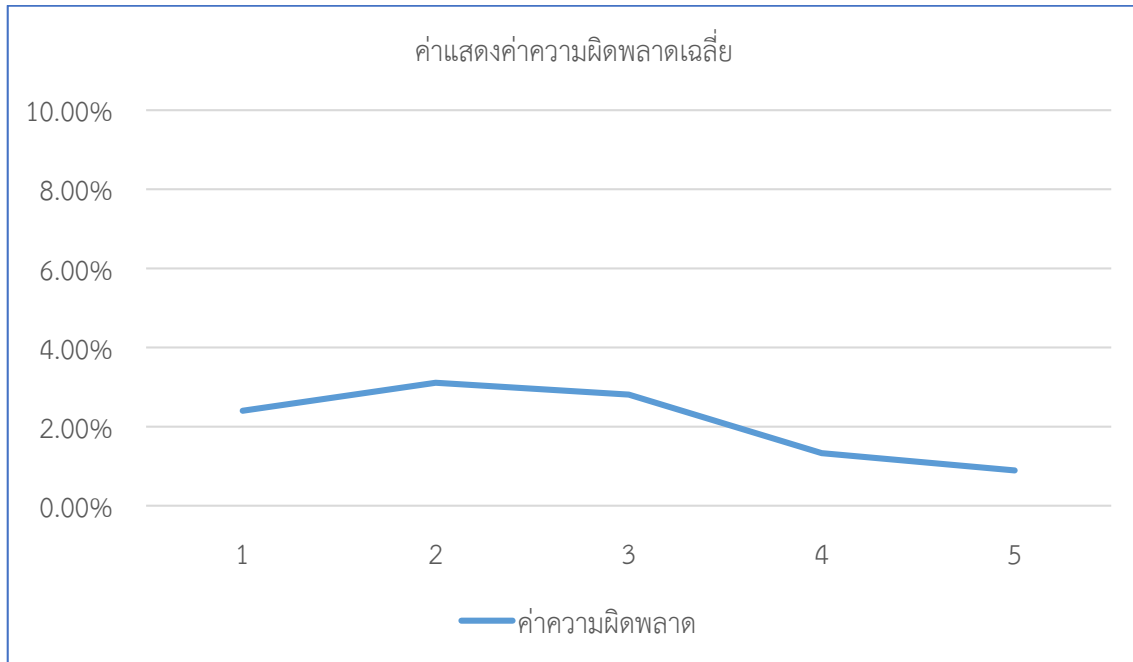
#### 5.1 สรุปผลโครงการ

จากการศึกษาและทดลอง ผู้ทำการทดลองพบว่าการติดเซนเซอร์อิเล็กทรอนิกส์และผู้ถูกติดอิเล็กทรอนิกส์มีผลต่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจอย่างมาก คือ ต้องทำการติดแผ่นอิเล็กทรอนิกส์ให้ถูกต้องตามตำแหน่ง และผู้ถูกติดอิเล็กทรอนิกส์จะต้องไม่เคลื่อนไหวจึงจะได้รูปคลื่นหัวใจที่มีประสิทธิภาพ เพื่อนำไปคำนวณค่าอัตราการเต้นของหัวใจ, ค่า PR interval และค่า QRS complex ได้ใกล้เคียงกับเครื่องที่ได้มาตรฐานที่สุด

##### 5.1.1 ผลการเปรียบเทียบค่าความผิดพลาดระหว่างการวัดอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยLabVIEW และ เครื่องวัดความดัน

ตารางที่ 5.1 ตารางค่าเฉลี่ยค่าความผิดพลาดระหว่างการวัดอัตราการเต้นของหัวใจระหว่างชุดวัดสัญญาณการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดย LabVIEW และ เครื่องวัดความดัน

คนที่	1	2	3	4	5	เฉลี่ย
ค่าความผิดพลาด	2.40%	3.11%	2.81%	1.33%	0.89%	2.11%



รูปที่ 5.1 กราฟค่าเฉลี่ยค่าความผิดพลาด

จากตารางที่ 5.1 และรูปที่ 5.1 จะเป็นการนำค่าเฉลี่ยค่าความผิดพลาดของการวัดอัตราการเต้นของหัวใจของผู้ทำการทดลองทั้งหมด 5 คน มาหาค่าเฉลี่ยซึ่งได้ค่าเฉลี่ยอยู่ที่ 2.11% เป็นค่าที่สามารถยอมรับได้

## 5.2 ข้อเสนอแนะ

5.3.1 หากสามารถสร้างวงจรกรองสัญญาณที่มีประสิทธิภาพสูง จะสามารถกรองสัญญาณรบกวนได้หมด และจะทำให้การประมวลผลในส่วนของโปรแกรม LabVIEW ทำงานได้รวดเร็วขึ้น

5.3.2 นำไปพัฒนาต่อในส่วนของโปรแกรม LabVIEW เพื่อให้สามารถแสดงค่าอื่นเพิ่มเติมได้

5.3.3 ประยุกต์ใช้เซ็นเซอร์แบบอื่นในการทดลอง

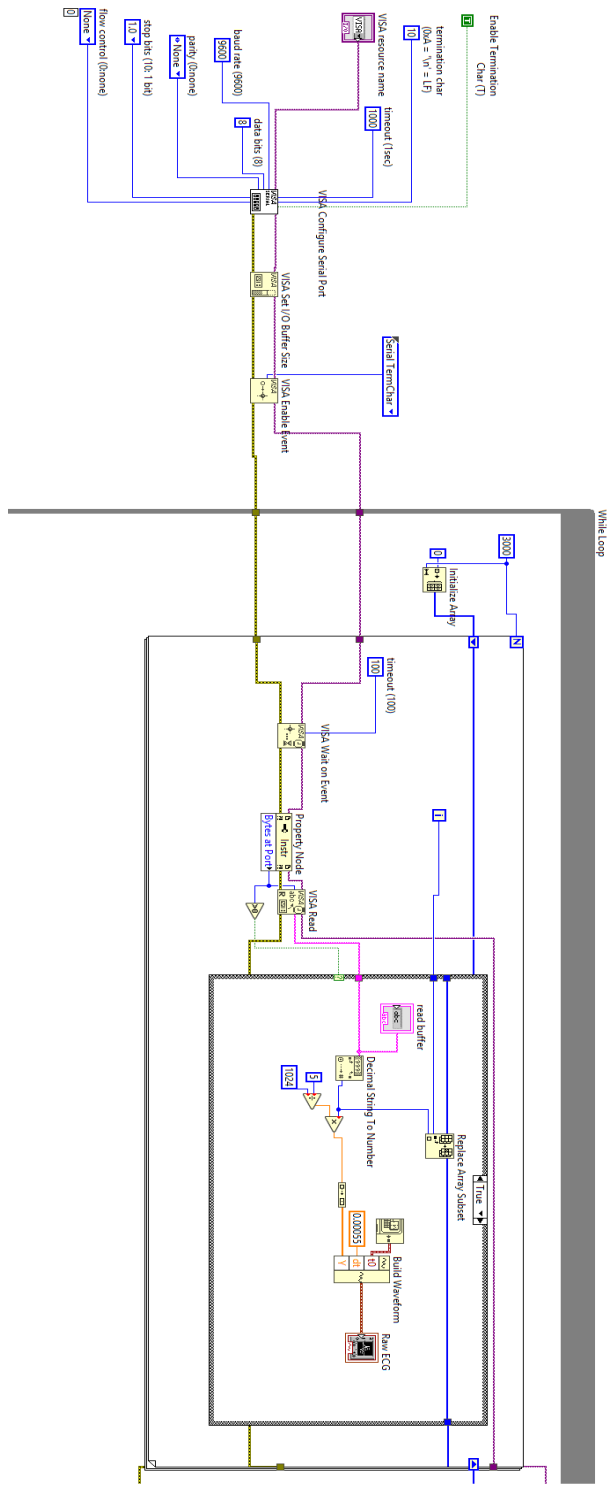
## เอกสารอ้างอิง

- arduitronics. (2017). Single Lead Heart Rate Monitor - AD8232 (Sparkfun). เข้าถึงได้จาก arduitrronics: <https://bit.ly/2nXyGoz>
- กชพร วานิชสรรรพ์. (ม.ป.ป.). คลื่นไฟฟ้าในคนปกติ. เข้าถึงได้จาก urnurse: <https://bit.ly/2MsMuWU>
- กชพร วานิชสรรรพ์. (ม.ป.ป.). ความสัมพันธ์ระหว่างหัวใจกับคลื่นไฟฟ้า. เข้าถึงได้จาก urnurse: <https://bit.ly/2MsMuWU>
- กิจไพบูลย์ ชิวพันธุ์ศรี. (2550). การออกแบบแอปพลิเคชันในระบบกราฟิกด้วย LabVIEW. กรุงเทพมหานคร: บริษัท ซีเอ็ดดูเคชั่น จำกัด(มหาชน).
- ชลัญธร ตรียมณีนรัตน์. (2558 สิงหาคม 23). ทฤษฎีการติดลีดแบบมาตรฐาน. เข้าถึงได้จาก gotoknow: <https://bit.ly/2nYvujp>
- นางสาวรสจรินทร์ บุญทวัน. (2549). ระบบการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย. สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ, อุปกรณ์การแพทย์. กรุงเทพมหานคร: นางสาวรสจรินทร์ บุญทวัน. เรียกใช้เมื่อ 8 พฤศจิกายน 2560 จาก <https://bit.ly/2MqFmtP>
- นายเสกฐฎุฒิ อาจิณาจารย์. (20 กรกฎาคม 2558). เครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ . มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์, วิศวกรรมคอมพิวเตอร์. ภูเก็ต: นายเสกฐฎุฒิ อาจิณาจารย์. เรียกใช้เมื่อ 8 พฤศจิกายน 2560 จาก <https://bit.ly/2Lik2kW>
- นายอนันต์ วงษ์จันทร์. (2555). การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ. มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลล้านนา ภาคพายัพ เชียงใหม่, วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์. เชียงใหม่: วงษ์จันทร์, นายอนันต์. เรียกใช้เมื่อ 8 พฤศจิกายน 2560 จาก <https://bit.ly/2LhRk3x>
- ศาสตราจารย์เกียรติคุณ แพทย์หญิง พวงทอง ไกรพิบูลย์. (ม.ป.ป.). ความรู้พื้นฐานเรื่องสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ. เข้าถึงได้จาก haamor: <https://bit.ly/2MsMDJW>
- อนันต์ วงษ์จันทร์. (2555). การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ. มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลล้านนา ภาคพายัพ เชียงใหม่. เชียงใหม่: อนันต์ วงษ์จันทร์. เข้าถึงได้จาก <https://bit.ly/2LhRk3x>
- Arduino Uno เข้าถึงได้จาก <https://bit.ly/2MJQ7H6>
- Arduino เข้าถึงได้จาก <https://bit.ly/2xk9GPU>
- ad8232 เข้าถึงได้จาก <https://bit.ly/24RurXG>
- Nick Gammon. (February 27, 2015). Analog to Digital Converter เข้าถึงได้จาก <https://bit.ly/2N9B5Yn>
- Steve Johnson, National Instruments. (August 01, 2017). LabVIEW for ECG Signal Processing เข้าถึงได้จาก <https://bit.ly/2w1yklm>

Xuesong\_Liu. (January 30, 2017). How to write an ECG feature extractor with HRV analyzer using Biomedical Toolkit VIs เข้าถึงได้จาก <https://bit.ly/2MKf7hr>

ภาคผนวก

### ภาคผนวก ก VI บล็อกไดอะแกรม (VI Block Diagram)



รูปที่ ก.1 VI บล็อกไดอะแกรม (VI Block Diagram) ส่วนที่ 1



ภาคผนวก ข  
โค้ดโปรแกรม Arduino

```
void setup() {  
  // initialize the serial communication:  
  Serial.begin(9600);  
  pinMode(10, INPUT); // Setup for leads off detection LO +  
  pinMode(11, INPUT); // Setup for leads off detection LO -  
}  
void loop() {  
  if((digitalRead(10) == 1)||(digitalRead(11) == 1)){  
    Serial.println("!");  
  }  
  else{  
    // send the value of analog input 0:  
    Serial.println(analogRead(A0));  
  }  
  //Wait for a bit to keep serial data from saturating  
  delay(1);  
}
```

ภาคผนวก ค  
รายละเอียดของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์



## Single-Lead, Heart-Rate Monitor Analog Front End

Preliminary Technical Data

AD8232

### FEATURES

- Single lead ECG
- 2 or 3 electrodes
- 2-pole adjustable high pass filter with fast restore capability
- 3-pole adjustable low pass filter
- Leads off detection: AC or DC options
- Integrated right-leg drive (RLD) amplifier
- Adjustable gain
- Internal RFI filter
- Shutdown Pin
- 20-lead 4x4mm LFCSP package

### KEY SPECIFICATIONS

- 20 $\mu$ Vp-p (typ) noise (0.5 Hz to 40 Hz)
- CMRR: 80 dB (DC to 60 Hz)
- Low supply current: 180  $\mu$ A (typ)
- $\pm$ 300 mV differential input range
- Rail to rail output
- 2.0V to 3.5V supply voltage

### APPLICATIONS

- Fitness and Activity Heart Rate Monitoring
- Portable ECG
- Biopotential signal acquisition

### GENERAL DESCRIPTION

The AD8232 is an integrated signal-conditioning block for ECG and other biopotential measurement applications. It is designed to convert the tiny, noisy signal from the electrodes into a large, filtered signal that can be easily read by a low resolution ADC.

The AD8232 can implement a two-pole high pass filter for eliminating motion artifacts and the electrode half-cell potential. This filter is tightly coupled with the instrumentation amplifier's architecture to allow both large gain and high pass filtering in a single stage, saving space and cost. Additionally, an uncommitted operational amplifier enables the AD8232 to create a three-pole low pass filter to remove line noise and other interference signals. The user can select the frequency cutoff of all filters to suit different types of applications.

### FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM

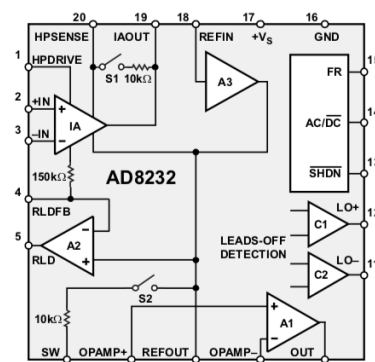


Figure 1.

The AD8232 includes a fast restore function that reduces the duration of otherwise long settling tails of the high-pass filters. After an abrupt change that rails the amplifier (such as a leads-off condition), the AD8232 automatically adjusts to higher filter cutoff. This functionality allows the AD8232 to recover quickly, and therefore take valid measurements soon after the leads are connected to the subject.

The AD8232 is available in a 4 x 4 mm 20 pin LFCSP package. Performance is specified from 0°C to +70°C and is operational from -40°C to 85°C.

Rev. PrD

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.  
Tel: 781.329.4700 [www.analog.com](http://www.analog.com)  
Fax: 781.461.3113 ©2012 Analog Devices, Inc. All rights reserved.

AD8232

Preliminary Technical Data

## SPECIFICATIONS

+V<sub>S</sub> = +3V, -V<sub>S</sub> = 0V, V<sub>REF</sub> = 1.5V, V<sub>IN+</sub> = V<sub>IN-</sub> = 1.5V, T<sub>A</sub> = 25°C, specifications referred to input, unless otherwise noted

Table 1.

Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Unit
<b>IN AMP</b>					
CMRR	DC to 60 Hz, V <sub>CM</sub> = 0.5 V to 2.5V, V <sub>DIFF</sub> = 0V		80		dB
PSRR	V <sub>DIFF</sub> = 0V		80		dB
Gain			100		V/V
Gain Error	V <sub>DIFF</sub> = -300mV to +300mV		3		%
Gain Drift	T <sub>A</sub> = 0 to +70°C		50		ppm/°C
Input Range	T <sub>A</sub> = 0 to +70°C				
DC Differential Input Operating Voltage		-300		300	mV
Input Operating Voltage (+IN, -IN)		-V <sub>S</sub> + 0.2		+V <sub>S</sub>	V
Bias Current			100		pA
Offset Current	T <sub>A</sub> = 0 to +70°C		100		pA
Input Impedance					
Differential			100  5		MΩ  pF
Common Mode			100  5		MΩ  pF
Input Referred Voltage Noise	f=0.1 to 10 Hz		20		μV p-p
	f= 0.5 to 40 Hz				μV p-p
Output					
Output Swing	R <sub>L</sub> = 50 kΩ to opposite supply rail, T <sub>A</sub> = 0 to +70°C	-V <sub>S</sub> + 0.1		+V <sub>S</sub> - 0.1	V
Short Circuit Current					mA
Bandwidth			2		kHz
Slew Rate			0.05		V/μs
RFI Filter Cutoff			1		MHz
<b>DC LEADS OFF COMPARATORS</b>					
DC Leads Off Comparators					
Threshold Voltage		+V <sub>S</sub> - 0.6		+V <sub>S</sub> - 0.4	V
Hysteresis			50		mV
Propagation Delay	5 mV overdrive		10		μs
<b>AC LEADS OFF</b>					
Square Wave Frequency		50	100	175	kHz
Square Wave Amplitude			200		nA p-p
Impedance Threshold	Between +IN and -IN pins at 60 kHz	0.5	1	2	MΩ
<b>FAST RESTORE CIRCUIT</b>					
On Resistance	Between RC and IA OUT, Between REF and OP AMP+				
Normal Operation			1		GΩ
During Fast Recovery		8	10	13	kΩ
Comparator Window (Fast Restore Off)		-V <sub>S</sub> + 0.1		+V <sub>S</sub> - 0.1	V
Propagation Delay	5 mV overdrive		10		μs
<b>RIGHT LEG DRIVE</b>					
Output Swing	R <sub>L</sub> = 50 kΩ to opposite supply rail	-V <sub>S</sub> + 0.1		+V <sub>S</sub> - 0.1	V
Short Circuit Current					
Sourcing			100		μA
Sinking			100		μA
Integrator Resistor		80	100	120	kΩ
Gain Bandwidth Product			100		kHz
<b>REFERENCE BUFFER</b>					
Input Bias Current				100	pA

AD8232

Preliminary Technical Data

**ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS**

Table 2.

Parameter	Rating
Supply Voltage	+3.6V
Output Short-Circuit Current Duration	Indefinite
Maximum Voltage at any input <sup>1</sup>	+Vs + 0.3V
Minimum Voltage at any input <sup>1</sup>	-0.3V
Storage Temperature Range	-40°C to +125°C
Max Junction Temperature	+150°C
$\theta_{JA}$ Thermal Impedance <sup>2</sup>	47°C/W
$\theta_{JC}$ Thermal Impedance	4.4°C/W
ESD	
Human Body Model	TBD
Charge Device Model	TBD
Machine Model	TBD

<sup>1</sup> If input voltages beyond the specified minimum or maximum voltages are expected, place resistors in series with the inputs to limit the current to less than 5 mA.

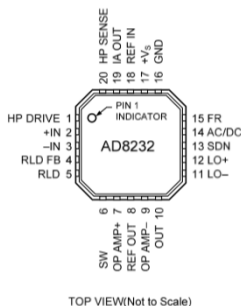
<sup>2</sup>  $\theta_{JA}$  is specified for a device in free air on 4 layer JEDEC board.

Stresses above those listed under Absolute Maximum Ratings may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only; functional operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational section of this specification is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

**ESD CAUTION**

**ESD (electrostatic discharge) sensitive device.** Charged devices and circuit boards can discharge without detection. Although this product features patented or proprietary protection circuitry, damage may occur on devices subjected to high energy ESD. Therefore, proper ESD precautions should be taken to avoid performance degradation or loss of functionality.

**PIN CONFIGURATION AND FUNCTION DESCRIPTIONS**



TOP VIEW(Not to Scale)  
Figure 2. Pin Configuration

**Table 3. Pin Function Descriptions**

Pin No.	Mnemonic	Description
1	HP DRIVE	Connect to capacitor in first high pass filter. AD8232 drives this pin to keep HP SENSE at the same level as the reference voltage.
2	+IN	Positive input terminal of instrumentation amplifier. Connect electrode (typically left arm) to this pin.
3	-IN	Negative input terminal of instrumentation amplifier. Connect electrode (typically right arm) to this pin.
4	RLD FB	Feedback terminal for right leg drive circuit.
5	RLD	Right leg drive output terminal. Connect driven electrode (typically right leg) to this pin.
6	SW	Fast restore switch for second high pass filter. Connect this pin to output of second high pass filter.
7	OP AMP+	Non-inverting input terminal of signal conditioning op amp.
8	REF OUT	Output of reference buffer. Connect to any point in the circuit that needs a reference voltage.
9	OP AMP-	Inverting terminal of signal conditioning op amp
10	OUT	Output of signal conditioning op amp. This output should have the fully conditioned heart rate signal. This terminal can be connected to the input of an analog to digital converter.
11	LO-	Leads-off comparator output In DC leads-off detection mode: high when electrode to -IN is disconnected. Low when connected. In AC leads-off detection mode: always low.
12	LO+	Leads-off comparator output In DC leads-off detection mode: high when +IN electrode is disconnected. Low when connected. In AC leads-off detection mode: high when either -IN or +IN electrode is disconnected. Low when both electrodes are connected.
13	SDN	Shutdown control pin. Drive this pin low to enter the low-power shut down mode.
14	AC/DC	Leads-off mode control pin. Drive this pin low for DC leads off mode. Drive this pin high for AC leads off mode.
15	FR	Fast recovery control pin. Drive this pin high enable fast recovery mode. Otherwise, drive it low.
16	GND	Ground
17	+Vs	Supply voltage
18	REF IN	Input to reference buffer.
19	IA OUT	Instrumentation amplifier output terminal.
20	HP SENSE	High pass sense terminal for instrumentation amplifier. Connect to junction of R and C that set AD8232's first high pass filter.
Exposed Pad		Connect to GND or leave unconnected

**THEORY OF OPERATION**

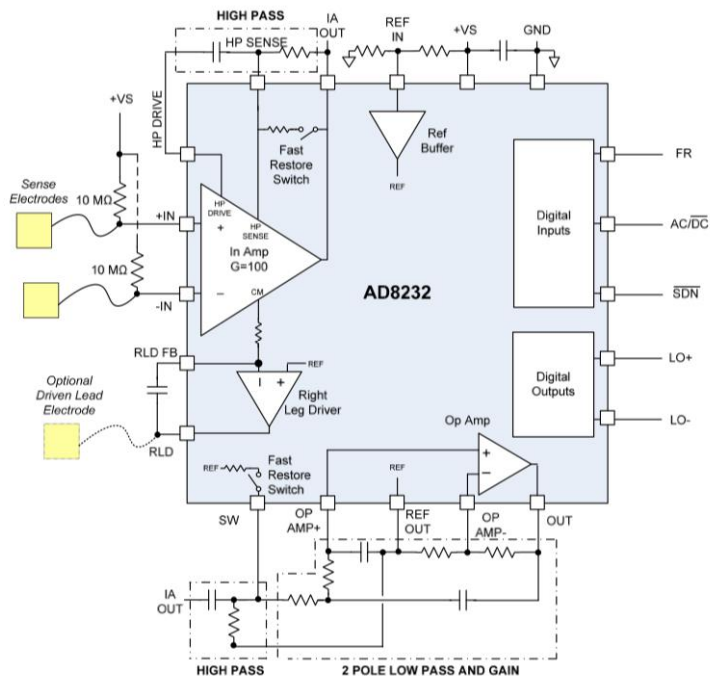


Figure 3. AD8232 Typical Application Schematic

**ARCHITECTURE OVERVIEW**

The AD8232 consists of four amplifiers:

- A custom instrumentation amplifier specifically designed to amplify ECG signals. Unlike traditional in amps, high pass filtering is built into the in amp's architecture, allowing it to apply a gain of 100 to the ECG signal, while rejecting DC offsets from the electrodes.
- A general-purpose op-amp. This is typically used for low pass filtering and additional gain
- A right-leg drive amplifier. This amplifier injects a small current into the patient to counteract common mode voltage variations between the AD8232 and the patient – improving common mode rejection.
- Reference buffer. This buffer generates a virtual ground at mid-supply, typically required by ac-coupled, single-supply applications.

The following sections describe in more detail the features of the AD8232.

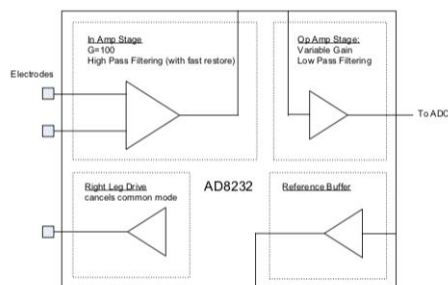


Figure 4. AD8232 Block Diagram

**HIGH PASS FILTERING**

The instrumentation amplifier in the AD8232 is designed to apply gain and high pass filtering simultaneously. This capability allows it to amplify a small ECG signal by 100 while rejecting electrode offsets as large as ±300 mV. The AD8232 can implement a high pass filter with up to two poles. A higher filter order will yield better artifact rejection at the cost of more passive components on the PCB board.

**Single-pole high pass filter**

For applications where the subject will remain relatively motionless during the ECG measurement, a signal pole filter can be used to minimize component count.

The cutoff frequency of the filter is:

$$f_c = 100 / (2 \pi R_1 C_1)$$

Note that the filter cutoff is 100 times higher than would be typically expected from a single pole filter. Because of the feedback architecture of the instrumentation amplifier, the typical filter cutoff equation is modified by the instrumentation amplifier's gain.

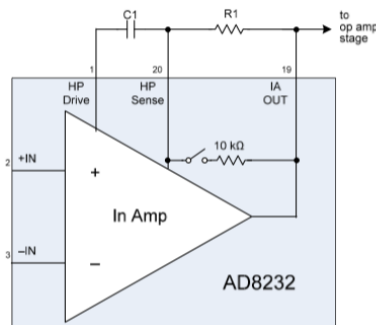


Figure 5. Schematic for one pole high pass filter

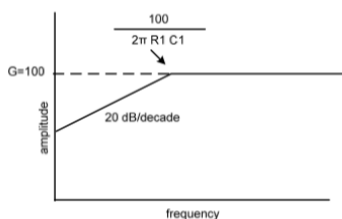


Figure 6. Frequency response of one pole filter

**Two-pole high pass filter**

A two-pole architecture can be implemented by adding a simple ac coupling RC at the output of the instrumentation amplifier. Keep in mind that if this passive network is not buffered, it will exhibit higher output impedance at the input of a subsequent

low pass filter, such as a Sallen Key architecture. Careful component selection can yield good results without a buffer.

**Fast Restore**

Because of the low cutoff frequency used in low-pass filters in ECG applications, signals may require several seconds to settle. This settling time can result in a frustrating delay for the user after a step response: for example, when the leads are first connected.

The AD8232 includes a “fast restore” functionality to prevent these long delays. When the AD8232 detects a saturation condition at the output of the instrumentation amplifier, it switches in 10 kΩ resistors in parallel with the filter resistors. The lower resistance shifts the pole to a higher frequency, resulting in a quicker settling time. Once the AD8232 senses the instrumentation amplifier output is no longer saturated, it opens the switches and the AD8232 returns to normal operation. To disable this functionality, drive the FR pin low or tie it permanently to GND.

The fast restore settling time depends on how quickly the AD8232's internal 10 k Ω resistors can drain the capacitors in the high pass circuit. Smaller capacitor values will result in a shorter settling time.

The AD8232 contains two switch and resistor pairs for fast restore. One pair is placed between HP SENSE and IA OUT. The second is connected between SW and REF OUT.

**LOW PASS FILTERING AND GAIN**

The AD8232 includes an uncommitted op amp that can be used for extra gain and filtering. In most of the applications circuits in this datasheet, it is used to build a two-pole low pass filter with gain, using a Sallen-Key configuration.

For a two-pole low-pass filter, use the circuit in Figure 7 and the following design equations:

$$f_c = 1 / (2\pi \sqrt{R4 C4 R5 C5})$$

$$\text{Gain} = 1 + R5/R6$$

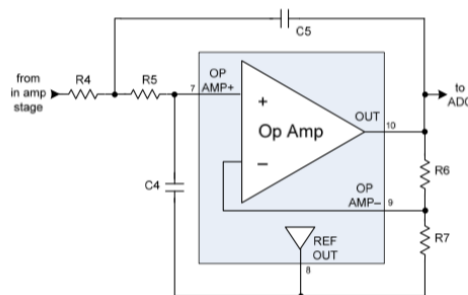


Figure 7. Schematic for a two-pole low-pass filter

## AD8232

## Preliminary Technical Data

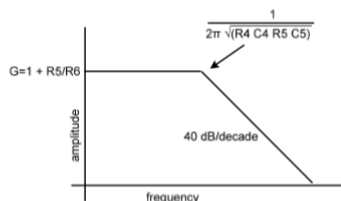


Figure 8. Frequency response for a two-pole low-pass filter

### DRIVEN ELECTRODE

The AD8232 includes a right-leg drive (RLD) amplifier. The AD8232 senses the common mode voltage at its inputs and can drive an opposing signal into the patient. This driven electrode functionality maintains the voltage between the patient and the AD8232 constant, greatly improving the common mode rejection ratio.

As a safety measure, place a resistor between the RLD pin and the electrode connected to the subject, to ensure that current flow never exceeds 10 $\mu$ A. Calculate the value of this resistor should be calculated equal to the supply voltage across the AD8232 divided by 10 $\mu$ A.

The AD8232 uses an integrator formed by an internal 150k $\Omega$  resistor and an external capacitor to drive the reference electrode. Choice of the integrator capacitor is a tradeoff between line rejection capability and stability. The capacitor should be small to maintain as much loop gain as possible around 50 and 60 Hz, which are typical line frequencies. For stability, the gain of the integrator should be less than unity at the frequency of any other poles in the loop, such as those formed by the patient's capacitance and the safety resistor. The application circuits use a 1 nF capacitor, which results in a loop gain of about 20 at line frequencies, with a crossover frequency of about 1 kHz.

In a two-lead configuration, the RLD pin can be used to drive the bias current resistors on the inputs. While not as effective as a true driven electrode, this configuration can provide some common mode rejection improvement if the sense electrode impedance is small and well matched.

### LEADS OFF DETECTION

The AD8232 includes leads off detection. It provides modes optimized for either two or three-electrode configurations.

#### DC Leads-Off Detection

To use this mode, connect the AC/DC pin to ground. This mode works by sensing when either input goes high. This sets two requirements on the circuit configuration:

- 1) The system must be a three-electrode configuration - RLD output terminal must be connected to a driven electrode.
- 2) Each input must have a pull-up resistor connected to the supply.

In DC leads-off mode, the AD8232 checks each input individually, and is therefore able to indicate which electrode is disconnected. The AD8232 indicates which electrode is disconnected by setting the corresponding LO- or LO+ pin high.

#### AC Leads-Off Detection

This mode is useful when using only two electrodes (no separate driven electrode.) The AD8232 detects when an electrode is disconnected by sourcing a small 100 kHz current into the electrodes. As opposed to the DC detection mode, the AD8232 is only able to determine that an electrode has lost its connection - not which one. During such event, the LO+ pin goes high. In this mode, the LO- pin is not used.

To use this mode, tie the AC/DC pin to the positive supply rail. To maintain the inputs inside the common-mode range of the amplifier, provide a bias return path for each input with a 10M $\Omega$  to REF OUT.

### REFERENCE BUFFER

The AD8232 has been designed to operate from a single supply. To simplify the design of single-supply applications, the AD8232 includes a reference buffer to create a "virtual ground" in between the two supplies. The AD8232 amplifies the signals around this voltage. If there is zero differential input voltage, the output voltage will be this reference voltage.

The reference voltage level is set at the REF IN pin. It can be set with a voltage divider or by driving the REF IN pin from some other point in the circuit (for example the ADC reference). The voltage is available at the REF OUT pin for the filtering circuits or for an ADC reference.



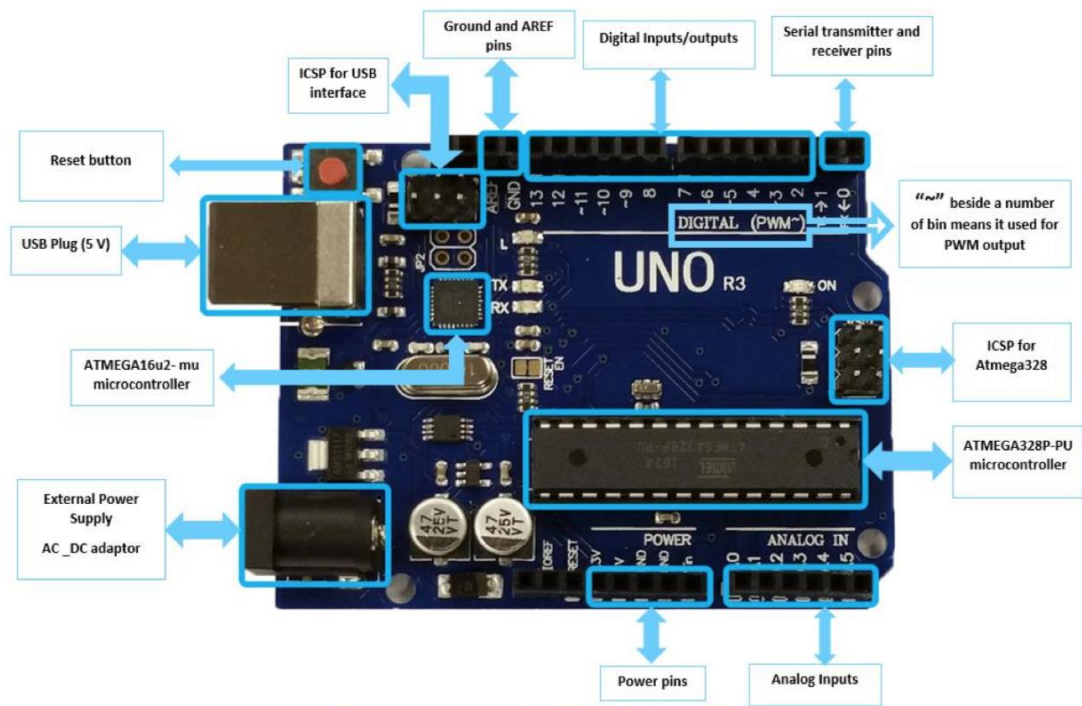
## Preliminary Technical Data

AD8232

Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Unit
Gain Error	$R_L > 20 \text{ k}\Omega$			0.5	%
Voltage Range	$R_L = 20 \text{ k}\Omega$ to opposite supply rail	$-V_S + 0.1$		$+V_S - 0.7$	V
OP AMP					
Offset Voltage			TBD		$\mu\text{V}$
	$T=0$ to $70^\circ\text{C}$		TBD		$\mu\text{V}$
Input Bias Current			100		pA
	$T=0$ to $70^\circ\text{C}$				pA
Input Offset Current			100		pA
	$T=0$ to $70^\circ\text{C}$				
Input Voltage Range					V
Common Mode Rejection Ratio			100		dB
Power Supply Rejection Ratio					dB
Large Signal Voltage Gain					dB
Output Voltage Range	$50 \text{ k}\Omega$ to opposite supply rail	$-V_S + 0.1$		$+V_S - 0.1$	V
Short Circuit Current Limit					mA
Gain Bandwidth Product					kHz
Slew Rate					V/ $\mu\text{s}$
Input Referred Voltage Noise	$f=0.1 \text{ Hz}$ to $10 \text{ Hz}$				$\mu\text{V p-p}$
	$f=0.5 \text{ Hz}$ to $40 \text{ Hz}$				$\mu\text{V p-p}$
SYSTEM SPECIFICATIONS					
Quiescent Supply Current			180		$\mu\text{A}$
Standard Operation	$T=0$ to $70^\circ\text{C}$				
Shutdown	$T=0$ to $70^\circ\text{C}$		1		$\mu\text{A}$
Supply Range		2.0		3.5	V
Specified Temperature Range		0		70	$^\circ\text{C}$
Operational Temperature Range		-40		85	$^\circ\text{C}$



## Arduino Uno R3



### INTRODUCTION

Arduino is used for building different types of electronic circuits easily using of both a physical programmable circuit board usually microcontroller and piece of code running on computer with USB connection between the computer and Arduino.

Programming language used in Arduino is just a simplified version of C++ that can easily replace thousands of wires with words.

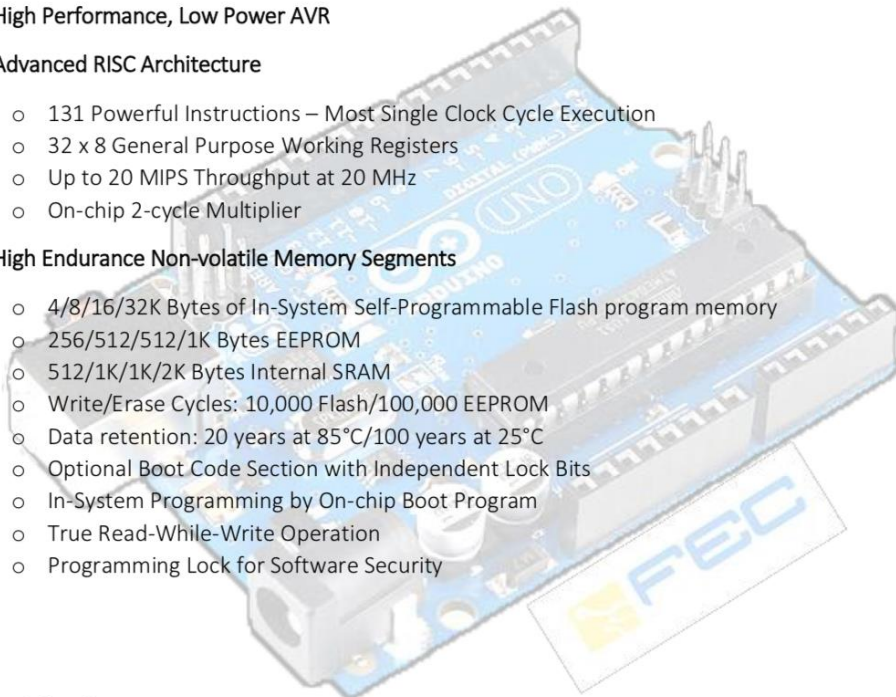


## ARDUINO UNO-R3 PHYSICAL COMPONENTS

### ATMEGA328P-PU microcontroller

The most important element in Arduino Uno R3 is ATMEGA328P-PU is an 8-bit Microcontroller with flash memory reach to 32k bytes. It's features as follow:

- High Performance, Low Power AVR
- Advanced RISC Architecture
  - 131 Powerful Instructions – Most Single Clock Cycle Execution
  - 32 x 8 General Purpose Working Registers
  - Up to 20 MIPS Throughput at 20 MHz
  - On-chip 2-cycle Multiplier
- High Endurance Non-volatile Memory Segments
  - 4/8/16/32K Bytes of In-System Self-Programmable Flash program memory
  - 256/512/512/1K Bytes EEPROM
  - 512/1K/1K/2K Bytes Internal SRAM
  - Write/Erase Cycles: 10,000 Flash/100,000 EEPROM
  - Data retention: 20 years at 85°C/100 years at 25°C
  - Optional Boot Code Section with Independent Lock Bits
  - In-System Programming by On-chip Boot Program
  - True Read-While-Write Operation
  - Programming Lock for Software Security
- Peripheral Features
  - Two 8-bit Timer/Counters with Separate Prescaler and Compare Mode
  - One 16-bit Timer/Counter with Separate Prescaler, Compare Mode, and Capture Mode
  - Real Time Counter with Separate Oscillator
  - Six PWM Channels
  - 8-channel 10-bit ADC in TQFP and QFN/MLF package
  - Temperature Measurement
  - 6-channel 10-bit ADC in PDIP Package
  - Temperature Measurement
  - Programmable Serial USART





- Master/Slave SPI Serial Interface
- Byte-oriented 2-wire Serial Interface (Philips I2 C compatible)
- Programmable Watchdog Timer with Separate On-chip Oscillator
- On-chip Analog Comparator
- Interrupt and Wake-up on Pin Change

- **Special Microcontroller Features**

- Power-on Reset and Programmable Brown-out Detection
- Internal Calibrated Oscillator
- External and Internal Interrupt Sources
- Six Sleep Modes: Idle, ADC Noise Reduction, Power-save, Power-down, Standby, and Extended Standby

- **I/O and Packages**

- 23 Programmable I/O Lines
- 28-pin PDIP, 32-lead TQFP, 28-pad QFN/MLF and 32-pad QFN/MLF

- **Operating Voltage:**

- 1.8 - 5.5V

- **Temperature Range:**

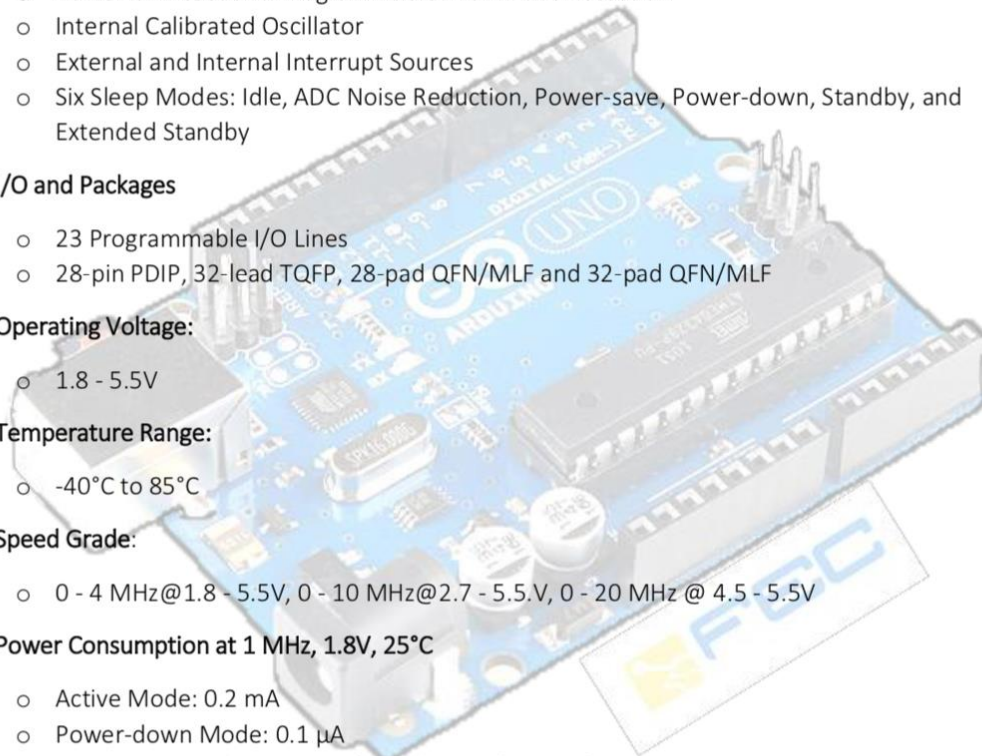
- -40°C to 85°C

- **Speed Grade:**

- 0 - 4 MHz@1.8 - 5.5V, 0 - 10 MHz@2.7 - 5.5V, 0 - 20 MHz @ 4.5 - 5.5V

- **Power Consumption at 1 MHz, 1.8V, 25°C**

- Active Mode: 0.2 mA
- Power-down Mode: 0.1  $\mu$ A
- Power-save Mode: 0.75  $\mu$ A (Including 32 kHz RTC)





- Pin configuration

(PCINT14/RESET) PC6	1	28	PC5 (ADC5/SCL/PCINT13)
(PCINT16/RXD) PD0	2	27	PC4 (ADC4/SDA/PCINT12)
(PCINT17/TXD) PD1	3	26	PC3 (ADC3/PCINT11)
(PCINT18/INT0) PD2	4	25	PC2 (ADC2/PCINT10)
(PCINT19/OC2B/INT1) PD3	5	24	PC1 (ADC1/PCINT9)
(PCINT20/XCK/T0) PD4	6	23	PC0 (ADC0/PCINT8)
VCC	7	22	GND
GND	8	21	AREF
(PCINT6/XTAL1/TOSC1) PB6	9	20	AVCC
(PCINT7/XTAL2/TOSC2) PB7	10	19	PB5 (SCK/PCINT5)
(PCINT21/OC0B/T1) PD5	11	18	PB4 (MISO/PCINT4)
(PCINT22/OC0A/AIN0) PD6	12	17	PB3 (MOSI/OC2A/PCINT3)
(PCINT23/AIN1) PD7	13	16	PB2 (SS/OC1B/PCINT2)
(PCINT0/CLKO/ICP1) PB0	14	15	PB1 (OC1A/PCINT1)

#### ATMEGA16u2- mu microcontroller

Is a 8-bit microcontroller used as USB driver in Arduino uno R3 it's features as follow:

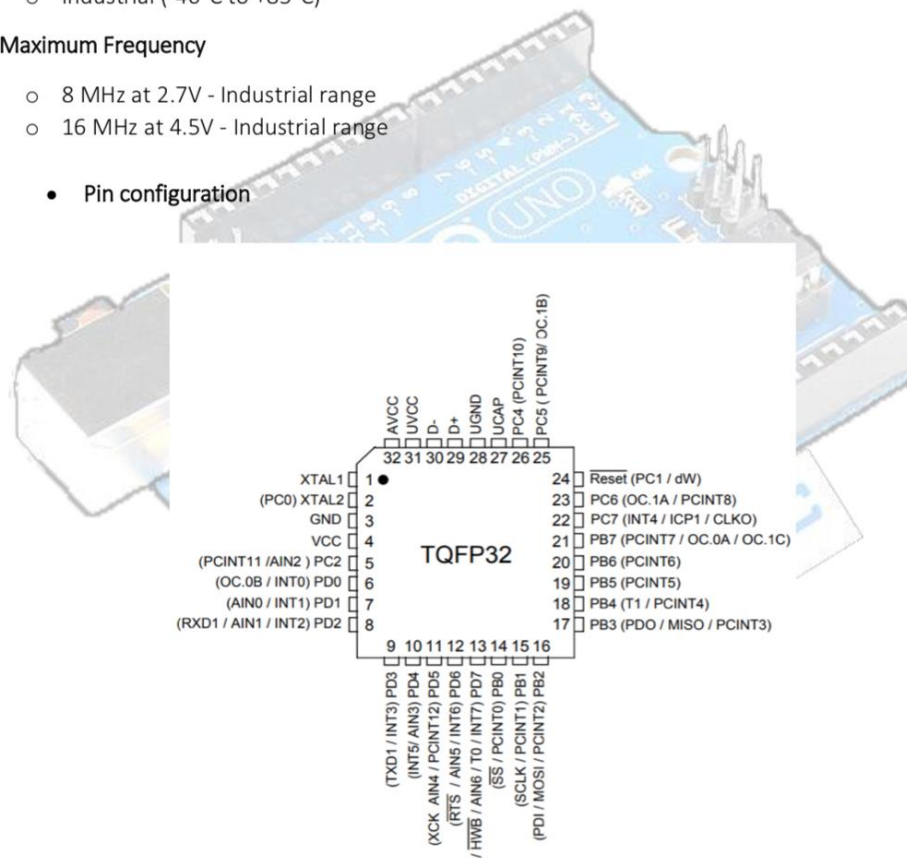
- High Performance, Low Power AVR
- Advanced RISC Architecture
  - 125 Powerful Instructions – Most Single Clock Cycle Execution
  - 32 x 8 General Purpose Working Registers
  - Fully Static Operation
  - Up to 16 MIPS Throughput at 16 MHz
- Non-volatile Program and Data Memories
  - 8K/16K/32K Bytes of In-System Self-Programmable Flash
  - 512/512/1024 EEPROM
  - 512/512/1024 Internal SRAM
  - Write/Erase Cycles: 10,000 Flash/ 100,000 EEPROM
  - Data retention: 20 years at 85°C/ 100 years at 25°C



- Optional Boot Code Section with Independent Lock Bits
- In-System Programming by on-chip Boot Program hardware-activated after reset
- Programming Lock for Software Security
- **USB 2.0 Full-speed Device Module with Interrupt on Transfer Completion**
  - Complies fully with Universal Serial Bus Specification REV 2.0
  - 48 MHz PLL for Full-speed Bus Operation: data transfer rates at 12 Mbit/s
  - Fully independent 176 bytes USB DPRAM for endpoint memory allocation
  - Endpoint 0 for Control Transfers: from 8 up to 64-bytes
  - 4 Programmable Endpoints:
    - IN or Out Directions
    - Bulk, Interrupt and Isochronous Transfers
    - Programmable maximum packet size from 8 to 64 bytes
    - Programmable single or double buffer
  - Suspend/Resume Interrupts
  - Microcontroller reset on USB Bus Reset without detach
  - USB Bus Disconnection on Microcontroller Request
- **Peripheral Features**
  - One 8-bit Timer/Counters with Separate Prescaler and Compare Mode (two 8-bit PWM channels)
  - One 16-bit Timer/Counter with Separate Prescaler, Compare and Capture Mode (three 8-bit PWM channels)
  - USART with SPI master only mode and hardware flow control (RTS/CTS)
  - Master/Slave SPI Serial Interface
  - Programmable Watchdog Timer with Separate On-chip Oscillator
  - On-chip Analog Comparator
  - Interrupt and Wake-up on Pin Change
- **On Chip Debug Interface (debug WIRE)**
- **Special Microcontroller Features**
  - Power-On Reset and Programmable Brown-out Detection
  - Internal Calibrated Oscillator
  - External and Internal Interrupt Sources
  - Five Sleep Modes: Idle, Power-save, Power-down, Standby, and Extended Standby
- **I/O and Packages**
  - 22 Programmable I/O Lines
  - QFN32 (5x5mm) / TQFP32 packages



- Operating Voltages
  - 2.7 - 5.5V
- Operating temperature
  - Industrial (-40°C to +85°C)
- Maximum Frequency
  - 8 MHz at 2.7V - Industrial range
  - 16 MHz at 4.5V - Industrial range
- Pin configuration





## OTHER ARDUINO UNO R3 PARTS

### Input and Output

Each of the 14 digital pins on the Uno can be used as an input or output, using `pinMode()`, `digitalWrite()`, and `digitalRead()` functions. They operate at 5 volts. Each pin can provide or receive a maximum of 40 mA and has an internal pull-up resistor (disconnected by default) of 20-50 k Ohms. In addition, some pins have specialized functions:

- Serial: 0 (RX) and 1 (TX). Used to receive (RX) and transmit (TX) TTL serial data. These pins are connected to the corresponding pins of the ATmega8U2 USB-to-TTL Serial chip.
- External Interrupts: 2 and 3. These pins can be configured to trigger an interrupt on a low value, a rising or falling edge, or a change in value.
- PWM: 3, 5, 6, 9, 10, and 11. Provide 8-bit PWM output with the `analogWrite()` function.
- SPI: 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK). These pins support SPI communication using the SPI library.
- LED: 13. There is a built-in LED connected to digital pin 13. When the pin is HIGH value, the LED is on, when the pin is LOW, it's off.

The Uno has 6 analog inputs, labeled A0 through A5, each of which provide 10 bits of resolution (i.e. 1024 different values). By default they measure from ground to 5 volts, though it is possible to change the upper end of their range using the AREF pin and the `analogReference()` function. Additionally, some pins have specialized functionality:

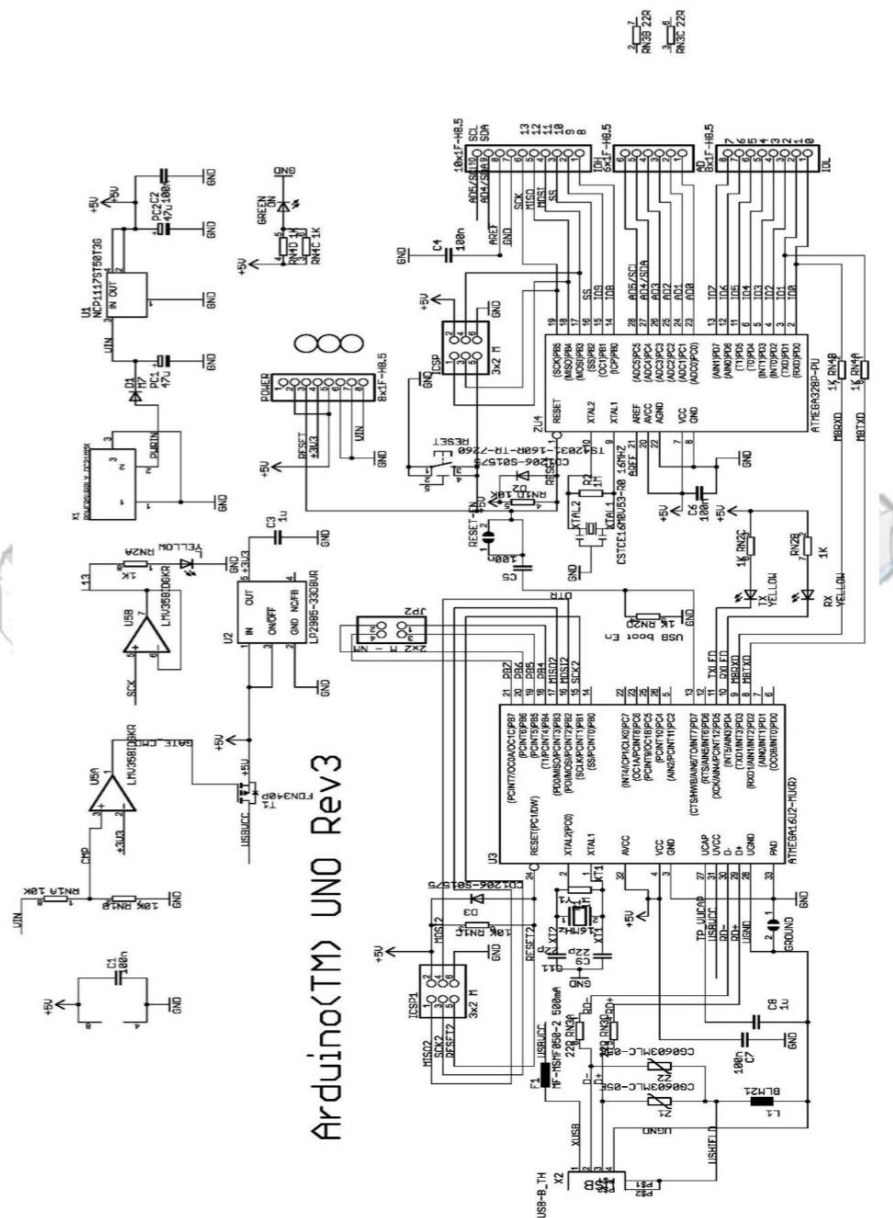
- TWI: A4 or SDA pin and A5 or SCL pin. Support TWI communication using the Wire library.

There are a couple of other pins on the board:

- AREF: Reference voltage for the analog inputs. Used with `analogReference()`.
- Reset: Bring this line LOW to reset the microcontroller. Typically used to add a reset button to shields which block the one on the board.



### ARDUINO UNO R3 SCHEMATIC DIAGRAM



ENC 228  
ENC 228