

# อุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณเสียงของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจในเวลาเดียวกัน

Electronic Stethoscope and Electrocardiogram Monitor



ธัญญภัตต์ รัตนปัญญาวิษณุ

Thunnapat Rattanapanyawit

สุธาทิพย์ เอี่ยมมี

Suthatip Aiemmee

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2562

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# อุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณเสียงของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจในเวลาเดียวกัน

Electronic Stethoscope and Electrocardiogram Monitor



ธัญญภัตต์ รัตนปัญญาวิชัย

Thunnapat Rattanapanyawit

สุธาทิพย์ เอี่ยมมี

Suthatip Aiemmee

ปริญญาานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาชีวการแพทย์

คณะวิทยาศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2562

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

<b>ปริญญาานิพนธ์</b>	อุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณเสียงของหัวใจและคลื่นไฟฟ้าหัวใจในเวลาเดียวกัน		
<b>นักศึกษา</b>	นางสาวธัญณภัสส์	รัตนปัญญาวิชญ์	รหัสนักศึกษา 59010639
	นางสาวสุธาทิพย์	เอี่ยมมี	รหัสนักศึกษา 59011435
<b>ปริญญา</b>	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต		
<b>สาขา</b>	วิศวกรรมชีวการแพทย์		
<b>ปีการศึกษา</b>	2562		
<b>อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญาานิพนธ์</b>	ผศ.ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณ์		

### บทคัดย่อ

ปริญญาานิพนธ์นี้จัดทำขึ้นเพื่อสร้างอุปกรณ์ที่สามารถแสดงสัญญาณของเสียงหัวใจโดยใช้หูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์และสามารถแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ในเวลาเดียวกันโดยทำแสดงผ่านทางจอคอมพิวเตอร์ เพื่อได้ทราบถึงความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณเสียงหัวใจกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สามารถนำค่าหรือสัญญาณนำไปวิเคราะห์หาความผิดปกติของหัวใจในเบื้องต้น เช่น ลิ้นหัวใจรั่ว ลิ้นหัวใจตีบ หรือหัวใจเต้นผิดจังหวะ เนื่องจากอาการดังกล่าวอาจจะไม่สามารถพบเห็นได้ด้วยตาเปล่า ต้องทำการตรวจวินิจฉัย หรือไปพบแพทย์ที่โรงพยาบาลเท่านั้น ผู้จัดทำจึงได้คิดค้นอุปกรณ์ดังกล่าวขึ้นมาเพื่อแสดงสัญญาณทั้งสองได้โดยไม่จำเป็นต้องไปที่โรงพยาบาลหรือสถานประกอบการนั่นเอง และเพื่อให้สามารถเปรียบเทียบอาการที่ปกติกับบุคคลที่มีอาการผิดปกติเบื้องต้นได้ในกระบวนการทำงานส่วนของหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ประกอบด้วยหูฟังแพทย์ ใช้ไมค์คอนเดนเซอร์และวงจรขยายสัญญาณ ส่วนของวงจรการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจผู้จัดทำใช้โมดูล AD8232 ในการแปลงสัญญาณอะนาล็อก (Analog) เป็นสัญญาณดิจิทัล (Digital) ส่งข้อมูลผ่านระบบซอฟต์แวร์ Arduino และทำการแสดงผลผ่านจอคอมพิวเตอร์โดยรับข้อมูลมาจากบอร์ดอาดูโน แล้วส่งข้อมูลไปและแสดงผลในรูปแบบสัญญาณกราฟเรียลไทม์ในภาษาไพธอนผ่านรูปแบบการทำงานของ GUI ในโปรแกรมมิชวลสตูดิโอ โค้ด เมื่อทำการทดลองวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและเสียงหัวใจกับผู้ทดลองจำนวน 12 คนแล้ว พบว่าสามารถแสดงสัญญาณทั้งสองได้โดยมีทั้งผลการทดลองที่เห็นความสัมพันธ์ที่ชัดเจนและผลการทดลองที่ไม่สามารถหาความสัมพันธ์จากสัญญาณที่วัดได้ จึงสามารถนำมาวิเคราะห์เบื้องต้นได้แต่ก็มีปัจจัยภายนอกที่มีผลต่ออุปกรณ์ เช่น เสียงจากภายนอกที่ทำให้สัญญาณเสียงหัวใจนั้นออกมาไม่ชัดเจนและมีสัญญาณรบกวนอยู่ และสภาวะที่ผู้ทำการทดลองมีการขยับตัวหรือพูดคุย

<b>Project Title</b>	Electronic Stethoscope and Electrocardiogram Monitor		
<b>Student</b>	Miss Thunnapat	Rattanapanyawit	Student ID 59010639
	Miss Suthatip	Aiemmee	Student ID 59011435
<b>Degree</b>	Bachelor of Engineering		
<b>Program</b>	Biomedical Engineering		
<b>Year</b>	2019		
<b>Thesis Advisor</b>	Asst. Prof. Dr. Suradej Tretriluxana		

### Abstract

This project is designed to create a device that can show ECG (Electrocardiogram) and Auscultation of heart sound at the same time then shows results on the computer screen it is called “Electronic Stethoscope and Electrocardiogram Monitor”. To study the relation between ECG and heart sound. To analyze them and find heart malfunction in further e.g. Ischaemic Heart Disease, Arrhythmias, Heart failure or Mitral regurgitation etc. Due to these problems, suffering is detected with naked eyes and it can occur at any age. Some have to go to see the doctor at the hospital. Therefore, we think to create a new device that can help you to notice yourself about your heart function that can work normally. The process begins with using a condenser microphone and amplifying the signal then connecting to a diaphragm of a stethoscope. The next part, the ECG part, uses the AD8232 module to measure the ECG. After that, use Arduino Uno to be a microcontroller to convert analog digital signals. Upload the signal and collect data on the Arduino program. At the same time, transfer them through Visual Studio Code program by writing Python language and monitoring the signals in GUI function. In experiments, there are 12 subjected in this project. The results of this study provided both ECG and Heart sound are detected by this device. Though, some of the results are correct and can detect the relation in both signals while others results are not detected clearly. The reason why the

signals are not clear is because of environmental problems such as noise pollution and the subjects should not move while doing the experiment.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดีด้วยความช่วยเหลือจากหลายฝ่ายทั้งในทางตรงและทางอ้อม ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้จะสำเร็จลงไม่ได้หากปราศจากความช่วยเหลือของบุคคลเหล่านี้

ขอขอบคุณอาจารย์ที่ปรึกษา ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณะ ผศ.ดร.กิติพล ชิตสกุล และรศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ ที่คอยดูแล ให้คำปรึกษาและคำแนะนำและช่วยเหลือตลอดการทำปริญญาานิพนธ์ในครั้งนี้ ซึ่งทำให้การทำงานต่าง ๆ เป็นไปได้อย่างราบรื่นและสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

ขอขอบคุณอาจารย์และบุคลากรต่าง ๆ ในสาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ ขอขอบคุณนาย ณัฐนันท์ วันลักษณ์ นายรัชพล แคมพูเขียว นายธีรศักดิ์ ว่องเกษฎา นายภาสกร พ่วงทองคำ นายกิตติธร พิณจกิจ นายพุทธิพงศ์ สนิธพันธ์ ที่ได้ให้คำแนะนำและสนับสนุนอุปกรณ์ เครื่องมือต่าง ๆ รวมถึงห้องปฏิบัติการ ที่ได้เอื้อเฟื้อสถานที่ในการทำปริญญาานิพนธ์นี้

ขอขอบคุณรุ่นพี่ เพื่อนๆ ในคณะและสาขาวิชาวิศวกรรมการแพทย์ ที่คอยช่วยเหลือ ให้คำปรึกษา ในการทำปริญญาานิพนธ์นี้ด้วย

ขอขอบพระคุณสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง คณะวิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ ที่ได้ให้โอกาสศึกษาหาความรู้ในการจัดทำปริญญาานิพนธ์เล่มนี้ได้ อย่างประสบความสำเร็จ

สุดท้ายนี้ ขอขอบคุณ บิดา มารดา และครอบครัว ที่ได้เลี้ยงดู สั่งสอน และให้การสนับสนุน พร้อมทั้งให้โอกาสในการศึกษาและให้กำลังใจเสมอมา

ธัญณภัสส์ รัตนปัญญาวิชญ์  
สุธาทิพย์ เอี่ยมมี

# สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ.....	I
ABSTRACT.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูปภาพ.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญ.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	1
1.3 สมมติฐานการวิจัย.....	2
1.4 ขอบเขตของการวิจัย.....	2
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	2
1.6 นิยามศัพท์.....	2
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	3
2.1 หัวใจ.....	3
2.1.1 โครงสร้างของหัวใจ.....	4
2.1.2 ห้องหัวใจ.....	4
2.1.3 ผนังและลิ้นหัวใจ.....	6
2.2 การทำงานของหัวใจ.....	8
2.2.1 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	8
2.2.2 การหดตัวของกล้ามเนื้อหัวใจ.....	8
2.2.3 การหมุนเวียนเลือด.....	8
2.3 วงรอบการทำงานของหัวใจ (cardiac cycle) .....	8
2.3.1 ซิสโตล (systole).....	8
2.3.2 ไดแอสโตล (diastole).....	9
2.3.3 อัตราการเต้นของหัวใจ.....	10
2.3.4 คาร์ดิแอก เออาร์ทพูท และสโตรก โวลูม.....	12

## สารบัญ (ต่อ)

2.3.5 เสียงของหัวใจ (heart sounds) .....	14
2.3.6 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ.....	16
2.4 Arduino Board.....	23
2.4.1 Arduino Uno Board.....	23
2.4.2 รูปแบบการเขียนโปรแกรมบน Arduino.....	24
2.4.3 ส่วนประกอบของ Arduino Uno.....	26
2.5 การตรวจร่างกายด้วยการฟัง.....	27
2.5.1 หลักการฟัง.....	27
2.5.2 วิธีการฟัง.....	28
2.6 หูฟัง (Stethoscope).....	28
2.7 เซนเซอร์เสียง 9812 MAX9812L.....	29
2.8 ECG Heart Rate Monitor Kit AD8232.....	30
2.9 Python.....	31
2.9.1 ประวัติของภาษา Python.....	31
2.9.2 ไวยากรณ์ของภาษา Python.....	32
2.9.3 Python Interpreter.....	32
2.9.4 ดาวน์โหลดภาษา Python.....	32
2.9.5 การติดตั้งภาษา Python.....	34
2.9.6 การรันโปรแกรมภาษา Python.....	35
2.9.7 Python IDLE.....	35
2.10 Visual Studio Code หรือ VSCode.....	36
2.11 Graphical User Interface (GUI) .....	37
2.11 ตำแหน่งการฟังเสียงของหัวใจ.....	37
บทที่ 3 การดำเนินงาน.....	39
3.1 แผนการดำเนินงาน.....	39
3.2 โครงสร้างของระบบหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์และการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	40
3.1.1 ด้านฮาร์ดแวร์.....	41
3.1.2 ด้านซอฟต์แวร์.....	43

## สารบัญ (ต่อ)

3.3 การวาง stethoscope ขณะบันทึกค่าการทดลอง.....	49
บทที่ 4 ผลการทดลอง.....	50
4.1 การทดสอบสัญญาณจากการต่อ Arduino Board โดยการเขียนโปรแกรม.....	50
4.1.1 สัญญาณ ECG จากตัวผู้ทำการทดลอง.....	50
4.1.2 สัญญาณเสียงจากตัวผู้ทดลอง.....	51
4.2 สัญญาณที่ทำการวัดได้จากการเขียนโปรแกรม.....	52
4.2.1 เขียนโปรแกรมแสดงผลสัญญาณบนโปรแกรมอาดูโน.....	52
4.2.2 เขียนโปรแกรมแสดงผลสัญญาณบนโปรแกรมไพธอน.....	52
4.3 บันทึกผลการทดลองกับผู้ถูกทำการทดลอง.....	53
4.3.1 อุปกรณ์ที่ใช้ในการบันทึกผล.....	54
4.3.2 ลักษณะของสัญญาณที่วัดได้.....	55
4.4 การเก็บผลของข้อมูลเป็นตัวเลข.....	57
บทที่ 5 สรุปผลการทดลอง.....	58
5.1 สรุปผลการวิจัย.....	58
5.2 ปัญหาและแนวทางการแก้ไข.....	58
บรรณานุกรม.....	59
ภาคผนวก.....	60

# สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 3.1 ตารางปฏิทินการดำเนินงาน.....	38
ตารางที่ 3.2 อุปกรณ์.....	40
ตารางที่ 4.1 ข้อมูลของผู้ถูกทำการทดลอง.....	52



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาระดับ VIII เท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญรูปภาพ

หน้า

รูปที่ 2.1 โครงสร้างของเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อหัวใจ.....	4
รูปที่ 2.2 โครงสร้างของห้องหัวใจและหลอดเลือดที่เข้าและออกจากหัวใจ.....	5
รูปที่ 2.3 แสดงลิ้นหัวใจภายในวงกลมสีส้ม.....	7
รูปที่ 2.4 รูปหน้าตัดแสดงลิ้นหัวใจ.....	7
รูปที่ 2.5 แผนผังวงจรการทำงานของหัวใจ.....	10
รูปที่ 2.6 แสดงการกระตุ้นของคลื่นไฟฟ้าของหัวใจในการเต้นหนึ่งครั้ง.....	11
รูปที่ 2.7 แสดงปัจจัยหลักที่มีผลต่ออัตราการเต้นของหัวใจ.....	12
รูปที่ 2.8 แสดงการควบคุมสโตรก โวลูมโดยการทำงานร่วมกันของฮอริโมนและระบบประสาทอัตโนมัติ.....	13
รูปที่ 2.9 แผนผังแสดงปัจจัยหลักที่มีผลต่อคาร์ดิแอก เอาท์พุท.....	13
รูปที่ 2.10 โฟโนคาร์ดิโอแกรม (phonocardiogram) จากผู้ป่วยที่มีภาวะปกติและผิดปกติ.....	14
รูปที่ 2.11 แผนภาพแสดงเสียงหัวใจอันดับหนึ่ง เสียงหัวใจอันดับสอง เสียงหัวใจอันดับสาม และเสียงหัวใจอันดับสี่.....	16
รูปที่ 2.12 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ.....	17
รูปที่ 2.13 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิดขึ้นตามวัฏจักรรอบการทำงานของหัวใจ.....	18
รูปที่ 2.14 สรุปเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นในวงจรการทำงานของหัวใจ และความสัมพันธ์ ระหว่างความดันของหัวใจห้องต่าง ๆ กับเวลา.....	19
รูปที่ 2.15 Bipolar limb leads วัด Lead I, II, III.....	20
รูปที่ 2.16 สรุปเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นในวงจรการทำงานของหัวใจ และความสัมพันธ์ ระหว่างความดันของหัวใจห้องต่าง ๆ กับเวลา.....	22
รูปที่ 2.17 Arduino Board.....	23
รูปที่ 2.18 การเชื่อมต่อระหว่างโปรแกรม ArduinoIDE และบอร์ด Arduino.....	24
รูปที่ 2.19 เลือกบอร์ด Arduino ที่ต้องการ upload.....	25
รูปที่ 2.20 เลือกหมายเลข Comport ของบอร์ด.....	25
รูปที่ 2.21 การ Verify โปรแกรม.....	26
รูปที่ 2.22 แสดงส่วนประกอบของ Arduino board.....	27
รูปที่ 2.23 เซนเซอร์เสียง 9812 MAX9812L.....	29

## สารบัญรูปรูปภาพ (ต่อ)

รูปที่ 2.24 การต่อ AD8232 เข้ากับ Arduino.....	30
รูปที่ 2.25 หน้าตาควินโพลด Python.....	32
รูปที่ 2.26 หน้าเวอร์ชันของโปรแกรม Python.....	33
รูปที่ 2.27 รายการของ Python package.....	33
รูปที่ 2.28 หน้าติดตั้งโปรแกรม Python.....	34
รูปที่ 2.29 หน้า Command line ในโปรแกรม Python.....	35
รูปที่ 2.30 แสดงหน้า IDLE ของโปรแกรม Python.....	35
รูปที่ 2.31 แสดงหน้าตาควินโพลดของโปรแกรม Visual Studio Code.....	36
รูปที่ 2.32 แสดงตำแหน่งการวาง stethoscope เพื่อฟังเสียงหัวใจ.....	38
รูปที่ 3.1 แสดงโครงสร้างของระบบหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์และการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ.....	39
รูปที่ 3.2 แสดงหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์.....	42
รูปที่ 3.3 แสดงแผนผังการต่อArduino uno กับ AD8232.....	42
รูปที่ 3.4 แสดงการต่อArduino uno กับ AD8232.....	43
รูปที่ 3.5 แสดงแผนผังการต่อArduino uno กับ MAX9812.....	44
รูปที่ 3.6 แสดงการต่อArduino uno กับ MAX9812.....	44
รูปที่ 3.7 แสดงการต่อ AD8232 module และ Electronic Stethoscope กับ Arduino board....	45
รูปที่ 3.8 แสดงโค้ดบนโปรแกรม Visual Studio Code.....	48
รูปที่ 3.9 แสดงกราฟในหน้าต่างของ GUI.....	48
รูปที่ 3.10 แสดงบริเวณที่วาง stethoscope ขณะบันทึกค่าการทดลอง.....	49
รูปที่ 4.1 แผนภาพแสดงการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและเสียงหัวใจ.....	50
รูปที่ 4.2 ผู้ทำการทดลองกำลังวัดสัญญาณ ECG บนโปรแกรม Arduino.....	50
รูปที่ 4.3 แสดงสัญญาณ ECG บนโปรแกรม Arduino.....	51
รูปที่ 4.4 ผู้ทำการทดลองกำลังวัดสัญญาณเสียงโดยใช้ Electronic Stethoscope บนโปรแกรม Arduino.....	51
รูปที่ 4.5 แสดงสัญญาณเสียงโดยใช้ Electronic Stethoscope บนโปรแกรม Arduino.....	52
รูปที่ 4.6 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ(สีแดง) และสัญญาณเสียง(สีน้ำเงิน) โดยใช้เครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และหูฟังแพทย์อิเล็กทรอนิกส์ บนโปรแกรมอาคูโน.....	52

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญรูปรูปภาพ (ต่อ)

รูปที่ 4.7 แสดงสัญญาณเสียง และสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ทำการทดลองบนโปรแกรม ด้วยภาษาไพธอน.....	53
รูปที่ 4.8 แสดงเครื่องตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและเสียงหัวใจ.....	54
รูปที่ 4.9 แสดงภายในตัวเครื่องตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและเสียงหัวใจ 1) TRRS Breakout 2) AD8232 Module 3) บอร์ดไขπλα 4) Audio Amplifier MAX9812 5) Arduino Uno.....	54
รูปที่ 4.10 แสดงผู้ถูกวัดสัญญาณ ที่ผลของสัญญาณไม่สามารถหาความสัมพันธ์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และเสียงของหัวใจได้ชัดเจน.....	55
รูปที่ 4.11 แสดงสัญญาณเสียงของหัวใจของผู้ถูกทำการทดลองลำดับที่ 4.....	55
รูปที่ 4.12 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ถูกทำการทดลองลำดับที่ 4.....	56
รูปที่ 4.13 แสดงผู้ถูกวัดสัญญาณ ที่ผลของสัญญาณที่สามารถหาความสัมพันธ์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และเสียงของหัวใจได้ชัดเจน.....	56
รูปที่ 4.14 แสดงสัญญาณเสียงของหัวใจของผู้ถูกทำการทดลองลำดับที่ 10.....	57
รูปที่ 4.15 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ถูกทำการทดลองลำดับที่ 10.....	57
รูปที่ 4.16 แสดงการเก็บผลข้อมูลสัญญาณในรูปแบบตัวเลขบนโปรแกรมเอ็กเซล.....	57

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบันพบว่าสาเหตุของการเสียชีวิตจากโรคหัวใจมาเป็นอันดับหนึ่ง ไม่ว่าจะเป็นโรคหัวใจตีบ ลิ้นหัวใจรั่ว หัวใจวายเฉียบพลัน หรือโรคอื่น ๆ ที่เกิดจากหัวใจอีกมากมาย แต่สิ่งหนึ่งที่ไม่ว่าบุคลากรทางการแพทย์ทุกคนต้องทำการตรวจในเบื้องต้นคือ การตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ หรือ ECG (Electrocardiogram) ซึ่งคลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถบ่งบอกถึงความผิดปกติต่าง ๆ ของโรคแต่ละอาการได้ ไม่ว่าจะเป็นภาวะที่หัวใจหยุดเต้น หัวใจเต้นผิดจังหวะหรือ หลอดเลือดหัวใจตีบและรั่ว ส่วนใหญ่ของปัญหาที่พบได้มาจากโรคที่เกี่ยวข้องกับจังหวะหัวใจและเสียงของหัวใจ ก็คือเสียงที่ผิดปกติของหัวใจ โดยทั่วไปจะพบอาการ ลิ้นหัวใจรั่ว หรือลิ้นหัวใจตีบ ซึ่งอาการลิ้นหัวใจรั่วหรือตีบ เกิดจากการที่ลิ้นหัวใจปิดไม่สนิท ทำให้เลือดที่ถูกบีบตัวจากหัวใจห้องบนไม่สามารถส่งไปถึงห้องล่างและถูกส่งไปเลี้ยงร่างกายได้เพียงพอ หรือเลือดอาจถูกส่งไปพอกไม่ถึงปอดได้ หรือหัวใจเต้นผิดจังหวะอาจเต้นเร็วหรือช้าเกินไปจะส่งผลให้มีการสูบฉีดเลือดไปยังส่วนต่าง ๆ ของร่างกายได้ไม่เพียงพอ ปัญหาดังกล่าวอาจจะเกิดได้กับทารก เด็ก และผู้ใหญ่ ที่มีความผิดปกติของเสียงหัวใจ อาจจะแสดงอาการชัดเจนและไม่ชัดเจน ในบางบุคคลอาจจะไม่ได้แสดงอาการออกมาภายนอกอย่างชัดเจน ต้องไปทำการตรวจอย่างละเอียดที่โรงพยาบาลเท่านั้นเพื่อที่จะทราบถึงปัญหาสุขภาพ คณะผู้จัดทำได้เล็งเห็นถึงปัญหาจึงคิดค้นที่จะทำหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ที่สามารถวัดเสียงการเต้นของหัวใจและอุปกรณ์ตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงผลออกทางจอภาพคอมพิวเตอร์พร้อมกันได้ทั้งสองสัญญาณ เพื่อศึกษาความสัมพันธ์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและเสียงการเต้นของหัวใจ เพื่อวิเคราะห์ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจและภาวะที่เสียงของหัวใจผิดปกติ และเพื่อให้ผู้ป่วยหรือผู้ใช้งานทั่วไป สามารถใช้ในการตรวจพบความผิดปกติเบื้องต้นได้ด้วยตนเอง

### 1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

- เพื่อศึกษาการทำงานของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- เพื่อสร้างเครื่องมือวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์

### 1.3 สมมุติฐานการวิจัย

หูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์สามารถตรวจวัดเสียงของหัวใจและสามารถวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้

### 1.4 ขอบเขตการวิจัย

ออกแบบและสร้างอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่สามารถฟังเสียงของหัวใจและสามารถวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าได้ โดยการบันทึกข้อมูลสัญญาณลงบนคอมพิวเตอร์ และทำการแปลงสัญญาณอนาล็อกไปเป็นสัญญาณดิจิทัลผ่านโปรแกรมอาคูโนโดยใช้ภาษาซี และโปรแกรมมิชวลสตูดิโอโค้ดโดยใช้ภาษาไพธอน เพื่อให้สัญญาณทั้งสองสามารถแสดงพร้อมกันได้บนจอคอมพิวเตอร์หรือโทรศัพท์มือถือ เพื่อนำมาวิเคราะห์ความผิดปกติของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และเสียงที่ผิดปกติของหัวใจ อีกทั้งเพื่อนำไปประยุกต์ใช้กับอุปกรณ์ทางการแพทย์ในอนาคต

### 1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- สามารถเขียนโปรแกรมและแสดงผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณเสียงของหัวใจบนคอมพิวเตอร์หรือโทรศัพท์มือถือได้
- สามารถนำอุปกรณ์ไปใช้กับผู้ป่วยหรือบุคคลทั่วไปได้จริง
- ประยุกต์ใช้ในการวินิจฉัยโรคทางหัวใจได้ในอนาคต

### 1.6 นิยามศัพท์

- Electrocardiogram (ECG) คือ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ หมายถึงการทดสอบสัญญาณไฟฟ้าของหัวใจในแต่ละจังหวะการเต้นของหัวใจ ซึ่งจะถูกปล่อยออกมาและส่งผ่านไปทั่วทั้งหัวใจ ส่งผลให้กล้ามเนื้อหัวใจมีการบีบตัวอย่างสมบูรณ์ในการส่งเลือดไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย โดยจะเรียกสัญญาณไฟฟ้านี้ว่า คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- Stethoscope คือ หูฟังแพทย์ มีหน้าที่ช่วยหมอในการฟังเสียงจากภายในของร่างกาย โดยเสียงจากปอด และชีพจรการเต้นของหัวใจ นอกจากนี้ก็ยังใช้ในการฟังเสียงจากลำไส้ และการไหลเวียนของเลือด ทั้งในหลอดเลือดแดงและหลอดเลือดดำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 2

# ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

### 2.1 หัวใจ

หัวใจเป็นกล้ามเนื้อที่เป็นศูนย์กลางของระบบไหลเวียนโลหิต มีตำแหน่งอยู่บริเวณตรงกลางหน้าอกที่ค่อนข้างเล็กน้อยขนาดประมาณกำปั้น มีหน้าที่สูบฉีดเลือดไปทั่วร่างกายด้วยการเต้นของหัวใจ ซึ่งเลือดที่สูบฉีดไปจะส่งออกซิเจนและสารอาหารไปยังส่วนอื่น ๆ ของร่างกายและนำคาร์บอนไดออกไซด์และของเสียที่ไม่จำเป็นออกไป

หัวใจเริ่มเต้นตั้งแตอยู่ในครรภ์มารดา กล้ามเนื้อหัวใจมีลักษณะพิเศษกว่ากล้ามเนื้ออื่น ๆ คือสามารถปล่อยกระแสไฟฟ้าได้เอง ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะเริ่มต้นจากหัวใจห้องขวาบน เรียกว่า sinus node โดยมีอัตราการปล่อยไฟฟ้าประมาณ 60-100 ครั้งต่อนาที และถูกควบคุมด้วยฮอร์โมนหลายชนิด

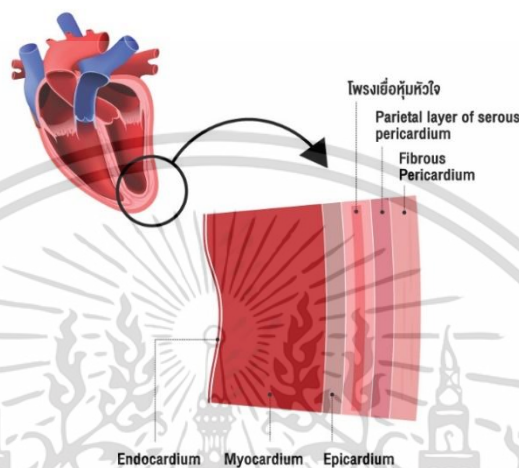
ไฟฟ้าจะกระจายออกไปตามเซลล์นำไฟฟ้าซึ่งมีอยู่ทั่วไปในหัวใจ เริ่มจากขวาไปซ้าย จากห้องบนขวาไปห้องบนซ้าย และลงล่างด้วย เมื่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจถูกกระแสไฟฟ้านี้ ก็จะมีการหดตัวขึ้น ทำให้เกิดการบีบตัวของห้องหัวใจ การบีบตัวของห้องหัวใจเริ่มจากด้านขวามาซ้าย และห้องบนก่อนห้องล่าง

วงจรการไหลเวียนของเลือดจะเริ่มจากหัวใจห้องขวารับเลือดดำจากส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย เช่น แขน ขา เลือดส่วนนี้จะไหลผ่านลิ้นหัวใจไตรคัสปิด ไปยังหัวใจห้องขวากลาง ซึ่งจะบีบตัวตามมาไล่เลือดออกไปพอกที่ปอดโดยผ่านหลอดเลือดไปปอด เลือดจะถูกพอกที่ปอดโดยอาศัยการแลกเปลี่ยนก๊าซผ่านทางหลอดเลือดเล็ก ๆ ที่ผนังถุงลมของปอด จากนั้นเลือดจะไหลมารวมกันที่หลอดเลือดใหญ่เพื่อไหลกลับเข้าสู่หัวใจอีกครั้งที่ห้องซ้ายบน เลือดไหลจากห้องซ้ายบนลงมาซ้ายล่างโดยผ่านลิ้นหัวใจไมตรัล เมื่อเลือดแดงอยู่ในห้องหัวใจซ้ายล่างแล้วก็พร้อมที่จะถูกฉีดออกไปเลี้ยงร่างกายทางหลอดเลือดแดงใหญ่เอออร์ตา ผ่านลิ้นหัวใจเอออร์ติก เมื่อผ่านส่วนต่าง ๆ แล้ว เลือดจะกลับสู่หัวใจด้านขวาอีกครั้ง

ระบบไฟฟ้าหัวใจมีประสิทธิภาพมากในการควบคุมวงจรการบีบตัวของกล้ามเนื้อหัวใจ ทำให้แต่ละห้องหัวใจสัมพันธ์กัน ดังนั้น ไม่ว่าจะระบบไฟฟ้าหัวใจผิดปกติ ลิ้นหัวใจผิดปกติ หรือ กล้ามเนื้อหัวใจไม่บีบตัว ย่อมมีผลต่อร่างกายทั้งสิ้น

### 2.1.1 โครงสร้างของหัวใจ

หัวใจประกอบด้วยชั้นเนื้อเยื่อสามชั้น คือ Epicardium, Myocardium, Endocardium ทั้ง 3 ชั้น จะถูกล้อมรอบด้วยถุงหุ้มหัวใจ (Pericardium) ซึ่งเป็นชั้นบาง ๆ ปกป้องหัวใจ



รูปที่ 2.1 โครงสร้างของเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อหัวใจ

(ที่มา : <https://www.honestdocs.co/understanding-how-your-heart-functions>)

### 2.1.2 ห้องหัวใจ

หัวใจจะถูกแบ่งออกเป็นสี่ห้องและทิศทางการไหลของเลือดเข้าสู่แต่ละห้องจะถูกควบคุมโดยลิ้นหัวใจ (cardiac valves) ทำให้เลือดไม่ไหลย้อนเมื่อมีการบีบตัวและคลายตัว ในที่นี้จะกล่าวถึง ห้องของหัวใจตามลำดับของการไหลของเลือดภายในหัวใจ

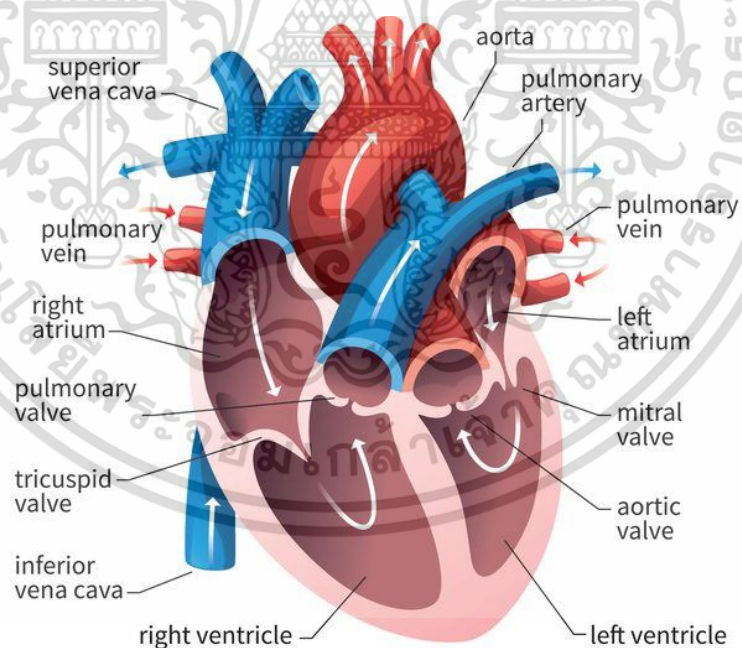
2.1.2.1 หัวใจห้องบนขวา (Right atrium) มีหน้าที่รับเลือดที่มาจากท่อเลือดดำบน (superior vena cava) ซึ่งรับเลือดมาจากร่างกายส่วนบน และท่อเลือดดำล่าง (Inferior vena cava) รับเลือดมาจาก ร่างกายช่วงล่าง ผนังของหัวใจห้องนี้ค่อนข้างบาง โดยเฉพาะทางด้านที่ติดกับหัวใจห้องบนซ้าย จะมีรอยเข้าไปที่เรียกว่า ฟอสซา โอวาเล (Fossa ovale) ซึ่งเป็นทางเชื่อมระหว่างหัวใจห้องบนสองห้องระหว่างที่ยังเป็นตัวอ่อนในครรภ์ เลือดจากหัวใจห้องบนขวาจะไหลเข้าสู่หัวใจห้องล่างขวา ผ่านทางลิ้นหัวใจไตรคัสปิด (Tricuspid valve)

2.1.2.2 หัวใจห้องล่างขวา (Right ventricle) จะอยู่ทางด้านหน้าสุดของหัวใจและพื้นผิวทางด้านหลังของหัวใจห้องนี้จะติดกับกะบังลม หัวใจห้องล่างขวามีหน้าที่รับเลือดจากหัวใจห้องบนขวา

แล้วส่งออกไปยังปอด ผ่านลิ้นหัวใจพัลโมนารี (pulmonary valve) และหลอดเลือดแดงปอด (pulmonary arteries) ที่ผนังของหัวใจห้องนี้จะมียึดของกล้ามเนื้อหัวใจที่สานต่อกัน และมีเอ็นเล็ก ๆ ที่ควบคุมลิ้นหัวใจไตรคัสปิด ซึ่งเรียกว่า คอร์ดตี เท็นดีนี (chordae tendineae) ซึ่งทำหน้าที่ยึดลิ้นหัวใจไตรคัสปิดไม่ให้ตลบขึ้นไปทางหัวใจห้องบนขวาระหว่างการบีบตัวของหัวใจห้องล่าง ดังนั้นจึงป้องกันไม่ให้เลือดไหลย้อนกลับ

2.1.2.3 หัวใจห้องบนซ้าย (Left atrium) มีขนาดเล็กที่สุดในห้องหัวใจทั้งสี่ห้องและวางตัวอยู่ทางด้านหลังสุด โดยหัวใจห้องนี้จะรับเลือดที่ได้รับออกซิเจนจากปอดผ่านทางหลอดเลือดดำปอด (pulmonary veins) และจึงส่งผ่านให้หัวใจห้องล่างซ้ายทางลิ้นหัวใจไมทรัล (Mitral valve)

2.1.2.4 หัวใจห้องล่างซ้าย (Left ventricle) จัดว่ามีขนาดใหญ่ที่สุดและมีผนังหนาที่สุดทำหน้าที่หลักในการสูบฉีดเลือดไปทั่วทั้งร่างกายผ่านทางลิ้นหัวใจเอออร์ติก (Aortic valve) และหลอดเลือดแดงใหญ่เอออร์ตา (Aorta) ดังนั้น หัวใจส่วนนี้จึงจำเป็นต้องมีผนังหัวใจที่หนาและแข็งแรงที่สุด ทั้งยังเป็นห้องหัวใจที่มีขนาดใหญ่ที่สุดด้วยเพื่อให้กล้ามเนื้อแข็งแรงพอที่จะสูบฉีดเลือดออกไปทั่วร่างกายได้



รูปที่ 2.2 โครงสร้างของห้องหัวใจและหลอดเลือดที่เข้าและออกจากหัวใจ

(ที่มา : <https://www.thoughtco.com/evolution-of-the-human-heart-1224781>)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.1.3 ผนังและลิ้นหัวใจ ห้องหัวใจถูกแยกโดยผนังและลิ้นของหัวใจ ดังต่อไปนี้

2.1.3.1 ผนังเอเทรียโอเวนตริคิวลาร์ (atrioventricular septum) และลิ้นเอ - วี (A - V valve ; cuspid valve ; atrioventricular valve) เป็นโครงสร้างที่แยกห้องบนกับห้องล่าง

2.1.3.2 ผนังอินเตอร์เอเทรียล (interatrial septum) แยกห้องบนซ้ายกับห้องบนขวา และผนังอินเตอร์เวนตริคิวลาร์ (interventricular septum) แยกห้องล่างซ้ายกับห้องล่างขวา

2.1.3.3 ลิ้นคัสปิดหรือลิ้นเอ-วี กั้นระหว่างห้องบนกับห้องล่างของหัวใจ ได้แก่

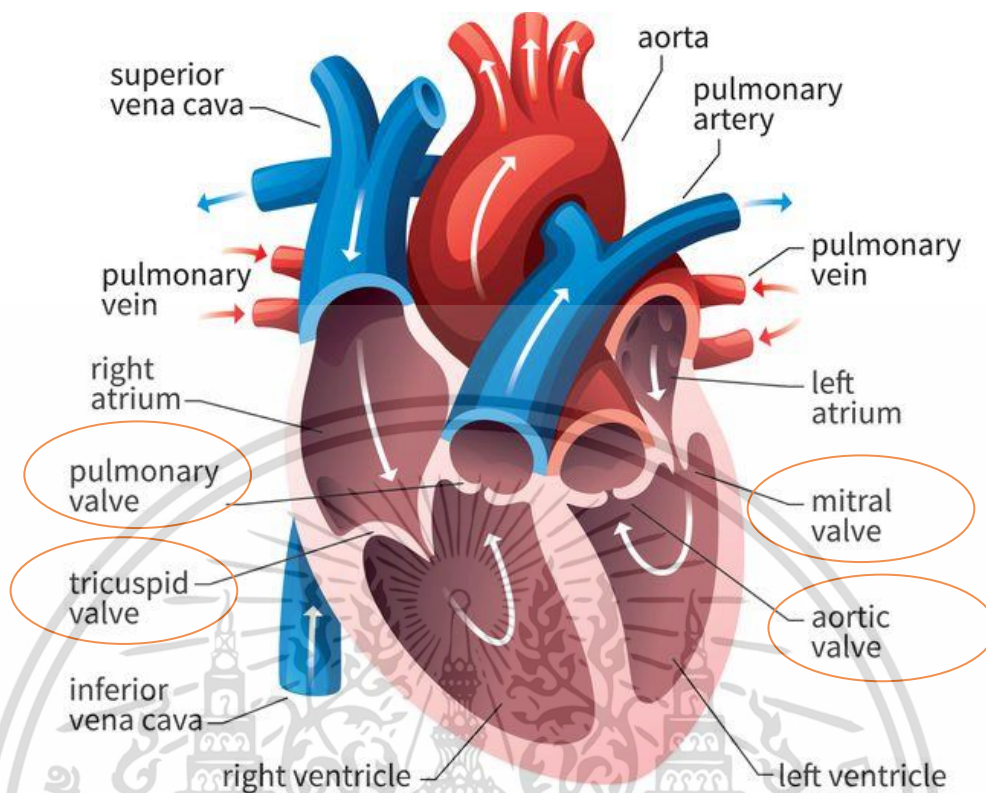
1) ลิ้นไบคัสปิด (bicuspid valve) บางครั้งเรียกว่า ลิ้นไมทรัล (mitral valve) กั้นห้องบนและห้องล่างทางซ้าย

2) ลิ้นไตรคัสปิด (tricuspid valve) กั้นห้องบนและห้องล่างขวา ลิ้นทั้งสองถูกยึดโดยไคอร์ดตี เทนดีนี (chordae tendineae) ซึ่งมีปลายอีกด้านหนึ่งยึดกับ กล้ามเนื้อพาลิลลารี (papillary muscle) คอร์ดตี เทนดีนีทำหน้าที่ยึดไม่ให้อลิ้นถูกผลักสู่ห้องบนเมื่อห้องล่างบีบตัว

2.1.3.4 ลิ้นเซมิลูนาร์ (semilunar valve) ลิ้นชนิดนี้กั้นอยู่ตรงทางเปิดของหลอดเลือดที่อยู่หัวใจห้องล่าง ได้แก่

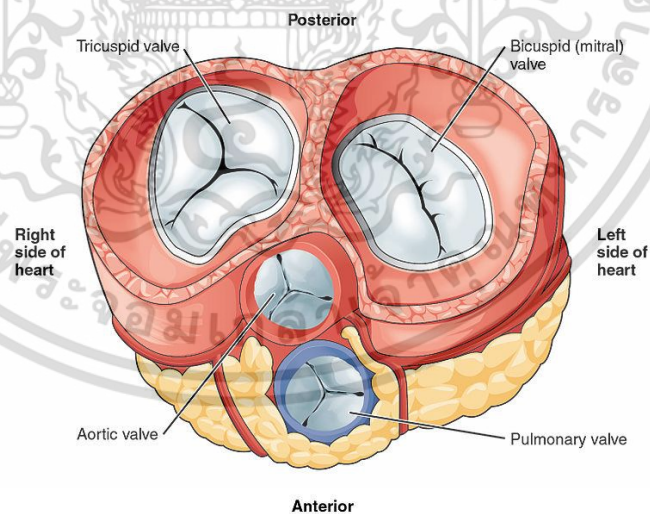
1) ลิ้นพัลโมนารี (pulmonary valve) อยู่ที่ทางเปิดของหลอดเลือดพัลโมนารี อาร์เทอรี (pulmonary artery) ทำหน้าที่ป้องกันไม่ให้เลือดไหลย้อนกลับเข้าห้องล่างขวาเมื่อห้องล่างขวาคลายตัว

2) ลิ้นเอออร์ติก (aortic valve) อยู่ที่ห้องล่างซ้ายตรงทางเปิดของหลอดเลือดเอออร์ตา ทำหน้าที่ป้องกันเลือดในหลอดเลือดเอออร์ตาไม่ให้ไหลย้อนกลับเข้า ห้องล่างซ้ายเมื่อห้องล่างซ้ายคลายตัว



รูปที่ 2.3 แสดงลิ้นหัวใจภายในวงกลมสีส้ม

(ที่มา : <https://www.thoughtco.com/evolution-of-the-human-heart-1224781>)



รูป 2.4 รูปหน้าตัดแสดงลิ้นหัวใจ

(ที่มา : <https://teachmeanatomy.info/thorax/organs/heart/heart-valves/>)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.2 การทำงานของหัวใจ

การทำงานของหัวใจอาศัยกลไกทางสรีรวิทยา คือ การหดตัวของกล้ามเนื้อหัวใจ ซึ่งประกอบด้วยสามปัจจัยหลักดังนี้

### 2.2.1 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

สิ่งนี้เกิดจากเซลล์พิเศษที่สามารถสร้างกระแสไฟฟ้าได้ด้วยตัวเอง (pacemaker cell) ซึ่งเซลล์นี้พบได้ในหัวใจเท่านั้น โดยมีอยู่ 2 ตำแหน่ง คือ ในหัวใจห้องบนขวา (SA node) และ ต่ำลงมาระหว่างห้องบนและห้องล่าง (AV node) เซลล์เหล่านี้จะสร้างกระแสไฟฟ้าเป็นจังหวะ โดยห้องบนจะสร้างจังหวะที่รวดเร็วกว่าจึงเป็นตัวหลักในการกำหนดจังหวะกระแสไฟฟ้าจะวิ่งผ่านจากห้องบน วิ่งลงมาที่ห้องล่างโดยมีการหน่วงเล็กน้อยที่ระหว่างทาง ทำให้หัวใจห้องบนบีบตัวก่อนห้องล่างเล็กน้อยเพื่อเป็นการไล่เลือดตามทิศทางที่วางไว้อย่างต่อเนื่อง

### 2.2.2 การหดตัวของกล้ามเนื้อหัวใจ

หลังจากได้รับกระแสไฟฟ้ามากระตุ้นที่กล้ามเนื้อหัวใจ จะเกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อหัวใจ ทำให้หัวใจลดปริมาตรลงเพื่อบีบเลือดไปตามเส้นเลือด สังเกตได้ว่าหัวใจห้องล่างซ้ายจะใหญ่และหนาที่สุด

### 2.2.3 การหมุนเวียนเลือด

ในหัวใจมีการกำหนดทิศทางการไหลของเลือดโดยวาล์วหลักคือ “ลิ้นหัวใจ” ซึ่งจะทำหน้าที่เป็นตัวปิดกั้นให้มีการไหลเวียนแบบทิศทางเดียวไม่มีย้อนกลับ โดยมีการหมุนเวียนสองระบบคือ ระบบส่งเลือดเสียไปปอดเพื่อทำการเติมออกซิเจน (ใช้หัวใจซีกขวา) และ ระบบส่งเลือดดีไปเลี้ยงทั่วร่างกาย (ใช้หัวใจซีกซ้าย) โดยหัวใจห้องล่างซ้ายทำงานหนักที่สุดจึงทำให้หัวใจห้องล่างซ้ายนี้มีขนาดใหญ่ที่สุดและลิ้นหัวใจห้องนี้ก็มีความแข็งแรงที่สุดเช่นกัน และหัวใจห้องที่พบปัญหาก็คือห้องล่างซ้ายเช่นกัน

## 2.3 วงรอบการทำงานของหัวใจ (cardiac cycle)

วงรอบการทำงานของหัวใจ หมายถึง ลำดับของเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นจากการเต้นของหัวใจหนึ่งรอบ ได้แก่

### 2.3.1 ซิสโตล (systole)

ซิสโตล (systole) หมายถึง การหดตัวของห้องหัวใจที่ทำให้ห้องหัวใจว่าง การหดตัวมีทั้งห้องบนและห้องล่าง จังหวะการทำงานเกิดเมื่อเลือดจากวงจรไหลเวียนของเลือดทั่วร่างกายเข้าสู่หัวใจห้องบนขวา ในขณะที่ห้องบนซ้ายก็รับเลือดจากปอด ปริมาตรและความดันจะเริ่มสูงขึ้นในห้องบน ซึ่งเกิดขึ้นในระยะคลายตัว เมื่อความดันห้องบนมากกว่าห้องล่าง ลิ้นเอ-วิจจะเปิดให้เลือดไหลเข้าสู่ห้องล่างซึ่งอยู่ในระยะคลายตัว จากนั้นห้องบนจะตีโพลาไรเซชัน ทำให้เกิดการหดตัวเรียกว่า เอเทรียลซิสโตล (atrial systole) บีบตัวไล่เลือดให้ผ่านจากห้องบนลงสู่ห้องล่าง เหตุการณ์นี้จะเริ่มเพิ่มปริมาตรและความดันของ

หัวใจห้องล่าง ขณะที่หัวใจห้องบนคลายตัว หัวใจห้องล่างก็เริ่มตีโพลาไรเซชันเพื่อการหดตัว ทำให้ความดันมากขึ้น ความดันที่มากขึ้นนี้จะทำให้ลิ้นเอ-วีปิด มีผลให้เกิดเสียงหัวใจเสียงที่ 1 (first heart sound) ภายใต้นี้ลิ้นหัวใจปิดหมดทุกลิ้น ภายใต้นี้มีการหดตัวไอโซเมตริก หรือเรียกว่าการหดตัวไอโซโวลูเมตริก (isometric contraction หรือ isovolumetric contraction) ซึ่งหมายถึง กล้ามเนื้อมีความตึงตัว มีแรงดัน แต่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงความยาวของใยกล้ามเนื้อ จากนั้นหัวใจห้องล่างมีความดันสูงกว่าห้องบน ทำให้ลิ้นพัลโมนารีและลิ้นเอออร์ติกเปิด

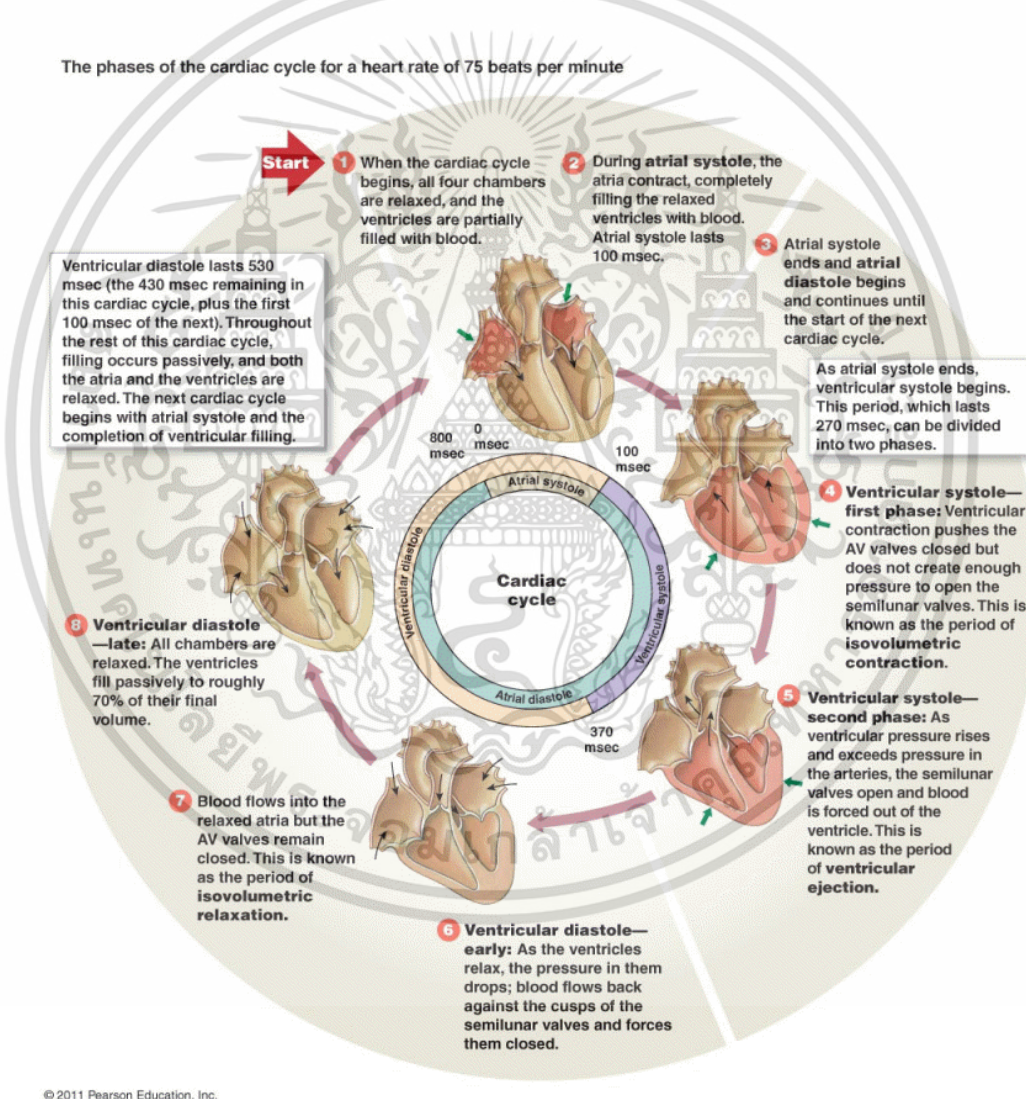
คลื่นตีโพลาไรเซชันจะแผ่กระจายไปทั่วห้องล่าง ทำให้เกิดเวเนตริกิวลาร์ ซิสโตล (ventricular systole) มีการหดตัวของหัวใจห้องล่างตามมา เลือดจะถูกสูบออกจากหัวใจโดยเลือดจากห้องล่างซ้ายจะเข้าสู่หลอดเลือดเอออร์ตา เลือดจากห้องล่างขวาจะเข้าสู่หลอดเลือดพัลโมนารี อาร์เทอรี ภายใต้นี้เป็นระยะที่หัวใจสูบฉีดเลือดออกจากหัวใจอย่างรวดเร็ว (rapid ejection period) และเป็นระยะเริ่มต้นการบีบตัวแล้วจะเกิดระยะลดการสูบฉีด (reduce ejection) ตามมา ภายใต้นี้ความดันในห้องล่างจะเริ่มต่ำลง ห้องบนเริ่มมีความดันสูงกว่าห้องล่าง เกิดรีโพลาไรเซชันของกล้ามเนื้อหัวใจ เมื่อความดันของหัวใจห้องล่างต่ำลง จะทำให้เลือดในเอออร์ตา และพัลโมนารี อาร์เทอรี ดันกลับ เป็นผลให้ลิ้นเอออร์ติกและลิ้นพัลโมนารีปิด ทำให้เกิดเสียงหัวใจเสียงที่สอง ในระยะนี้เรียกว่าโปรโตไดแอสโตล (protodiastole) ภายใต้นี้ลิ้นเอ-วียังปิดอยู่เนื่องจากแรงดันของเลือดจากการบีบตัวของห้องล่างซ้าย เป็นระยะของการคลายตัวไอโซโวลูเมตริก (isovolumetric หรือ isometric relaxation) หลังจากระยะนี้แล้วก็จะเริ่มการทำงานในวงรอบใหม่

### 2.3.2 ไดแอสโตล (diastole)

ไดแอสโตล (diastole) หมายถึง ระยะการคลายตัวของหัวใจ ซึ่งเกิดขึ้นก่อนและระหว่างที่มีเลือดไหลเข้าสู่ห้องหัวใจ ระยะการคลายตัวดังกล่าวมีทั้งเอเทรียลและเวเนตริกิวลาร์ ไดแอสโตล (atrial and ventricular diastole) ของห้องบนและห้องล่าง แสดงให้เห็นความสัมพันธ์ของการบีบและคลายตัวของหัวใจห้องบนและล่างกับการเปิดปิดของลิ้นในระยะเวลาต่างๆ ในหนึ่งรอบวงจรการเต้น เป็นขั้นตอนดังนี้ 1. เริ่มต้นเอเทรียล ซิสโตล หัวใจห้องบนบีบตัวไล่เลือดจำนวนน้อยเข้าห้องล่างที่คลายตัว ; 2. เอเทรียล ซิสโตลสิ้นสุดเลือดทั้งหมดจากห้องบนเข้าสู่ห้องล่าง ; 3. ระยะแรกของเวเนตริกิวลาร์ ซิสโตลห้องล่างบีบตัวผลักดันเอ-วีปิด แต่แรงดันยังไม่เพียงพอที่จะดันให้เซมิลูนาร์เปิด ; 4. ระยะที่สองของเวเนตริกิวลาร์ ซิสโตลห้องล่างบีบตัวมากขึ้นมีแรงดันมากกว่าในหลอดเลือดอาร์เทอรี ทำให้ลิ้นเซมิลูนาร์เปิดเลือดถูกสูบออกจากหัวใจ; 5. ระยะเริ่มแรกของเวเนตริกิวลาร์ ไดแอสโตลห้องล่างลดลงความดันของเลือดในหลอดเลือดดันกลับมีผลทำให้ลิ้นเซมิลูนาร์ปิด ห้องบนเริ่มคลายตัวเลือดเริ่มเข้าสู่ห้องบน ; 6. ระยะท้ายของเวเนตริกิวลาร์ ไดแอสโตลหัวใจทุกห้องคลายตัวเต็มที่เลือดในห้องบนเริ่มถูกสูบเข้าสู่ห้องล่าง (ลูกศรสีดำแสดงทิศทางการไหลของเลือด ; ลูกศรสีเขียวแสดงทิศทางการบีบตัวของหัวใจ)

### 2.3.3 อัตราการเต้นของหัวใจ

ในวงจรการทำงานของหัวใจมีการสร้างคลื่นไฟฟ้า โดยมีจุดเริ่มต้นคือเอส-เอ โนด ซึ่งเป็นกลุ่มเซลล์พิเศษอยู่บริเวณรอยต่อของหลอดเลือดแครเนียล เวนา ควากับหัวใจห้องบนขวา เรียกว่าเป็นตัวเริ่มต้นการทำงานของหัวใจ คลื่นไฟฟ้าจากเอส-เอ โนด จะแผ่ไปที่ห้องบนเป็นผลให้เกิดการหดตัวของหัวใจห้องบนและคลื่นถูกส่งต่อไปยังเอ-วี โนดที่อยู่ในผนังกันระหว่างห้องบน แล้วส่งต่อไปยังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง โดยผ่านเอ-วีบันเดิลกับเส้นใยเพอร์คินเจ ซึ่งกระจายอยู่ทั่วหัวใจห้องล่างทำให้ครบรอบการเต้น 1 ครั้ง (รูปที่ 2.5) อัตราการเต้นของหัวใจวัดเป็นครั้งต่อนาที เช่น โค 40 ครั้งต่อนาที สุกกร 60 - 80 ครั้งต่อนาที ไก่ 200 - 400 ครั้งต่อนาทีและคน 70-100 ครั้งต่อนาที เป็นต้น



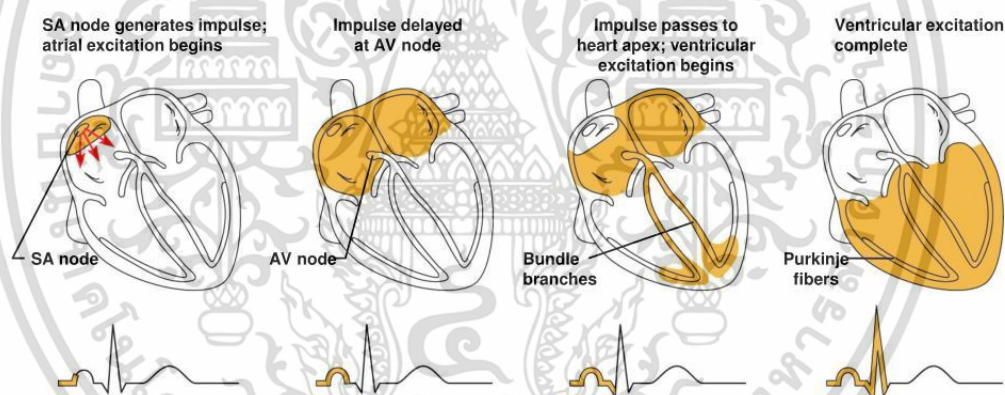
รูปที่ 2.5 แผนผังวงจรการทำงานของหัวใจ

(ที่มา :<http://www.highlands.edu/academics/divisions/scipe/biology/faculty/harnden/2122/images/cardiaccyclephases.jpg>)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวัดอัตราการเต้นของหัวใจ ทำได้โดยใช้สเตโทสโคป (stethoscope) วางทาบตรงตำแหน่งตอนล่างของหน้าอก ขยับมาทางด้านซ้ายเล็กน้อยฟังเสียงและจับเวลา การทำงานของหัวใจทำให้เกิดการแกว่งของส่วนปลายด้านแหลมไปในแนวตามเข็มนาฬิกา เนื่องจากห้องบนและห้องล่างมีการหดตัวไม่พร้อมกัน เรียกการแกว่งที่เกิดขึ้นนี้ว่าเอפק์ บีท (apex beat) ที่สามารถสัมผัสได้ที่หน้าอกตรงตำแหน่งของปลายด้านแหลมของหัวใจ

อัตราการเต้นของหัวใจถูกควบคุมโดยระบบประสาทอัตโนมัติและฮอร์โมน ปรกติแล้วประสาทอัตโนมัติทั้งซิมพาเทติก และพาราซิมพาเทติกมีผลต่ออัตราการเต้นของหัวใจแตกต่างกัน โดยที่ประสาทซิมพาเทติกมีผลกระตุ้นให้เพิ่มอัตราการเต้นของหัวใจ ส่วนพาราซิมพาเทติกมีผลลดอัตราการเต้นของหัวใจ ประสาททั้งสองระบบจะควบคุมผ่านทางเอส-เอ โนด (รูปที่ 2.5 และ 2.6) นอกจากนี้ฮอร์โมนที่มีฤทธิ์คล้ายกับสารที่หลั่งโดยปลายประสาทซิมพาเทติก ซึ่งได้แก่ นอร์อีพิเนฟรินที่หลั่งโดยต่อมหมวกไตส่วนในก็มีผลเพิ่มอัตราการเต้นของหัวใจในขณะที่สารเคมีที่มีโครงสร้างแบบเดียวกันกับสารที่หลั่งโดยปลายประสาทของพาราซิมพาเทติกซึ่งได้แก่ อะเซทิลโคลีน ก็มีผลลดอัตราการเต้นของหัวใจนอกจากนี้ยังมี

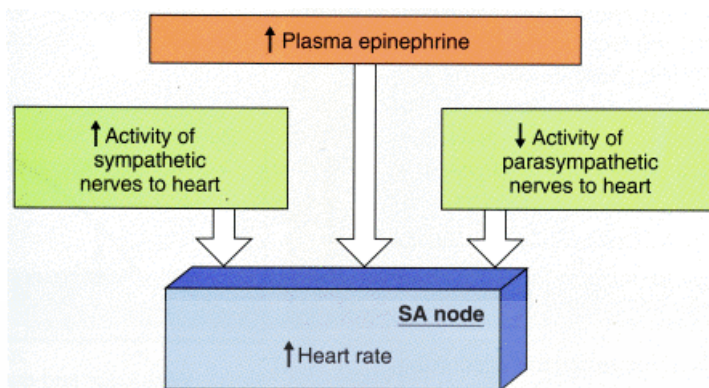


รูปที่ 2.6 แสดงการกระตุ้นของคลื่นไฟฟ้าของหัวใจในการเต้นหนึ่งครั้ง (จะเห็นเอส-เอ โนดสร้างคลื่นไฟฟ้า (ระบายสีฟ้า) ออกมาและแผ่ทั่วห้องบน หลังจากนั้น คลื่นจะผ่านเอ-วี โนดมาตามเอ-วี บันเดิล แล้วแผ่ไปทั่วหัวใจห้องล่างโดยเส้นใยเพอร์คินเจ)

(ที่มา : <https://www.slideserve.com/merritt/heart-excitation-related-to-ecg>)

ปัจจัยอื่น ๆ ที่มีผลต่ออัตราการเต้นของหัวใจได้แก่ การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิของร่างกาย ความเข้มข้นของอิเล็กโตรไลต์ในพลาสมา (กรณีนี้เกี่ยวข้องกับฮอร์โมนอัลโดสเตอโรน ; aldosterone) และผลิตภัณฑ์ที่เกิดจากกระบวนการเมตาโบลิซึมของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ เช่น อะดีโนซีน แต่ปัจจัยดังกล่าวมีความสำคัญน้อยกว่า นอกจากผลจากระบบประสาทอัตโนมัติที่มีต่อเอส-เอ โนดแล้ว ยังมีต่อเอ-วี โนดและระบบเหนี่ยวนำพิเศษของหัวใจอีกด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



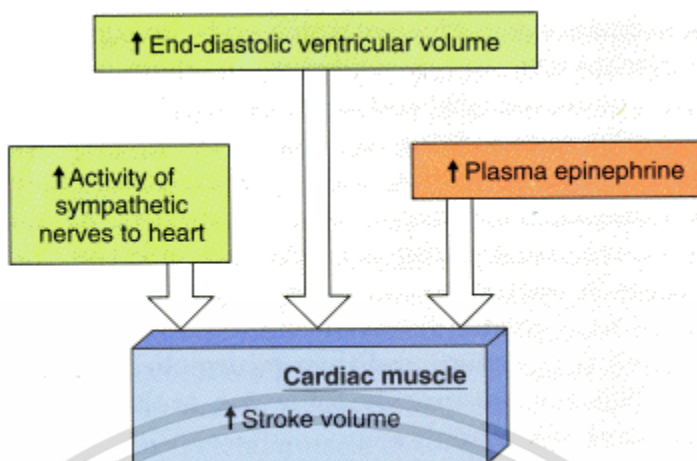
รูปที่ 2.7 แสดงปัจจัยหลักที่มีผลต่ออัตราการเต้นของหัวใจ(ในรูปแสดงเฉพาะผลต่อเอส-เอโนดและมีผลเพิ่มอัตราการเต้นของหัวใจลูกศรชี้ขึ้นแสดงผลเพิ่มขึ้น ส่วนลูกศรในสีเหลี่ยมที่ชี้ไปด้านตรงกันข้ามเป็นผลที่มาจากประสาทพาราซิมพาเทติกที่ลดลง)

(ที่มา : <http://fat.surin.rmuti.ac.th/teacher/songchai/circulatory/cardiac%20cycle.html>)

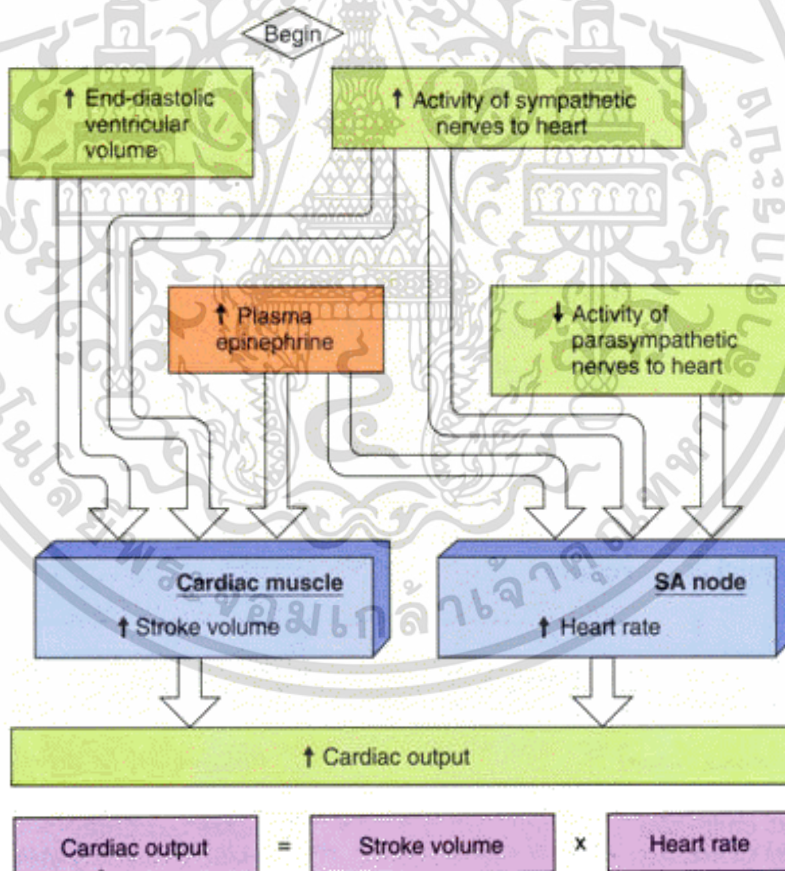
### 2.3.4 คาร์ดิแอก เอาท์พุท (cardiac output ; CO) และสโตรก โวลูม (stroke volume ; SO)

ในวงจรการทำงานของหัวใจทำให้เกิดการไหลของเลือดออกจากหัวใจ การไหลของเลือดออกจากหัวใจห้องล่างต่อการเต้นหนึ่งครั้งเรียกว่า สโตรก โวลูม ส่วนคาร์ดิแอก เอาท์พุทหมายถึง ปริมาตรของเลือดที่ออกจากหัวใจห้องล่างในเวลา 1 นาที ดังนั้นคาร์ดิแอก เอาท์พุท จะเท่ากับสโตรก โวลูม x อัตราการเต้นของหัวใจ

สมมติว่าสโตรก โวลูมเท่ากับ 70 มล. และอัตราการเต้นของหัวใจเป็น 72 ครั้งต่อนาที คาร์ดิแอก เอาท์พุทจะมีค่าเท่ากับ  $70 \times 72 = 5,040$  มล.ต่อนาที หรือคร่าว ๆ ประมาณ 5 ลิตรต่อนาที คาร์ดิแอก เอาท์พุท และสโตรก โวลูม จะเปลี่ยนไปตามการทำงานของหัวใจ ขึ้นกับการควบคุมการทำงานของหัวใจเอง นอกจากนี้สโตรก โวลูมยังขึ้นกับความแรงของการบีบตัวของหัวใจห้องล่าง ซึ่งหมายถึงความสามารถในการบีบหรือไล่เลือดออกจากหัวใจห้องล่าง และยังขึ้นกับปริมาตรของเลือดที่มาจากห้องบนเข้าสู่หัวใจห้องล่างในจังหวะสิ้นสุดของการบีบตัว และเป็นจังหวะเริ่มต้นของการคลายตัวของหัวใจห้องล่างที่เรียกว่า กลไกแฟรงค์-สตาร์ลิง (The Frank-Starling mechanism) หมายความว่าสโตรก โวลูมขึ้นกับความสามารถในการบีบตัวไล่เลือดของห้องบนเข้าสู่ห้องล่างด้วยเช่นกัน ดังนั้นที่กล่าวมาทั้งหมด ทั้งคาร์ดิแอก เอาท์พุท และสโตรก โวลูมที่เพิ่มขึ้นมีผลมาจากปัจจัยหลักคือคลื่นประสาทซิมพาเทติกที่มาเลี้ยงหัวใจ (รูปที่ 2.8 และ 2.9)



รูปที่ 2.8 แสดงการควบคุมสโตรก โวลูมโดยการทำงานร่วมกันของฮอร์โมนและระบบประสาทอัตโนมัติ  
(ที่มา : <http://fat.surin.rmuti.ac.th/teacher/songchai/circulatory/cardiac%20cycle.html>)



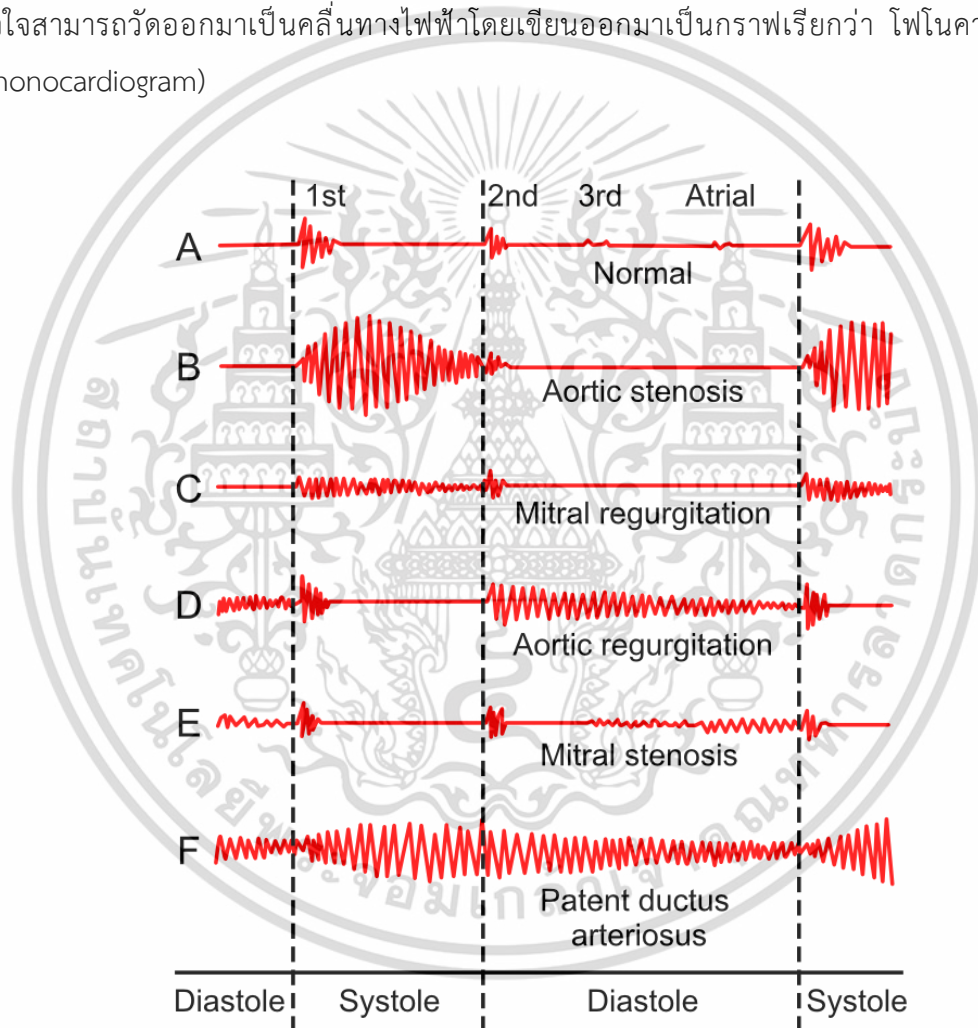
รูปที่ 2.9 แผนผังแสดงปัจจัยหลักที่มีผลต่อคาร์ดิแอค เอาท์พุท (ผลรวมจากรูปที่ 2.7 และ 2.8 ; ลูกศรในสี่เหลี่ยมชี้ขึ้น แสดงถึงการเพิ่มขึ้นส่วนลูกศรในสี่เหลี่ยมที่ชี้ลงคือผลที่ลดลง)

(ที่มา : <http://fat.surin.rmuti.ac.th/teacher/songchai/circulatory/cardiac%20cycle.html>)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.3.5 เสียงของหัวใจ (heart sounds)

ในวงจรการทำงานของหัวใจมีเสียงหัวใจ เสียงของหัวใจได้ยินเสียงดังเป็นสองเสียงติดต่อกันตลอดเวลา เสียงแรกดัง “ตึบ” (lub) เสียงที่สองดัง “ตึบ”(dup) เสียงแรกเกิดจากการปิดของลิ้นเอ-วี ในขณะที่มีการหดตัวของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง เสียงที่สองเกิดจากการ สั่นของลิ้นเซมิลูนาร์คือ ลิ้นเอออร์ติกกับลิ้นพัลโมนารี เมื่อลิ้นทั้งสองปิดเมื่อสิ้นสุดระยะโปรโตไดแอสโทลบางครั้งอาจพบเสียงที่ 3 เป็นเสียงเบา ๆ (murmur) เกิดจากเลือดไหลย้อนผ่านลิ้นกลับคืน ในกรณีของโรคลิ้นหัวใจรั่ว เสียงของหัวใจสามารถวัดออกมาเป็นคลื่นทางไฟฟ้าโดยเขียนออกมาเป็นกราฟเรียกว่า โฟโนคาร์ดิโอแกรม (phonocardiogram)



Phonocardiograms from normal and abnormal hearts.

รูปที่ 2.10 โฟโนคาร์ดิโอแกรม (phonocardiogram) จากผู้ป่วยที่มีภาวะปกติและผิดปกติ  
(ที่มา : <https://www.pinterest.com/pin/55239532899947623/>)

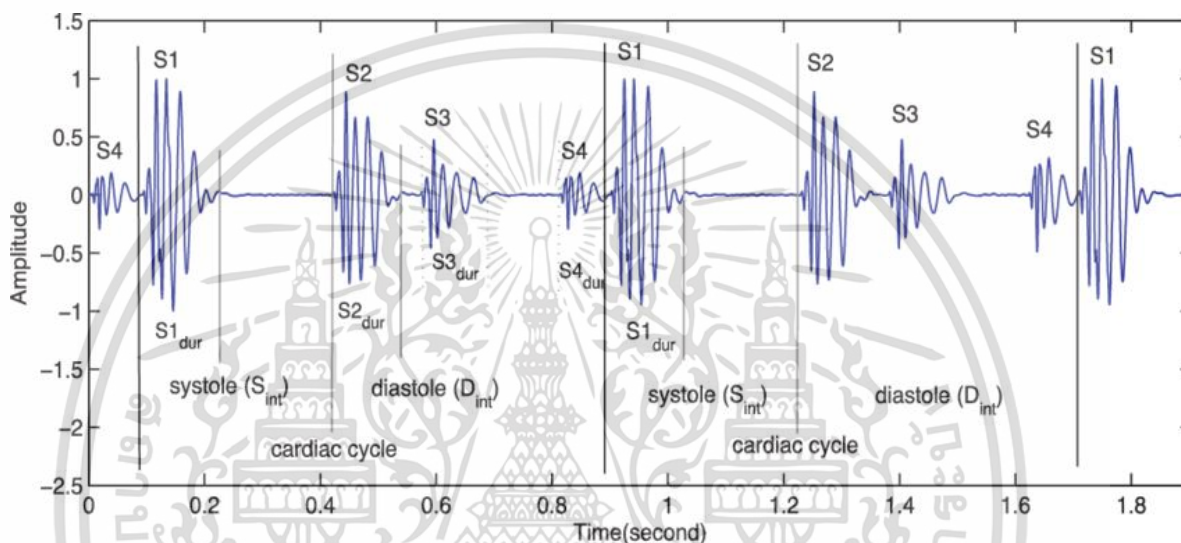
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.5.1 เสียงหัวใจอันดับหนึ่ง (first heart sound : S1) เสียงหัวใจอันดับหนึ่งได้ยินในช่วงหัวใจห้องล่างบีบตัวแบบปริมาตรคงที่ เป็นเสียงที่มีช่วงเวลาในการได้ยินยาวที่สุด มีความถี่ค่อนข้างสูง เสียงนี้เกิดจากการปิดของลิ้น AV (atrioventricular valves) ทำให้เกิดการสั่นพร้อมกับการแกว่งของเลือดในหัวใจอันดับหนึ่ง มีส่วนประกอบย่อยสองส่วน คือ M1 และ T1 ซึ่งหมายถึงเสียงที่เกิดจากการปิดของลิ้น mitral และ tricuspid valve ตามลำดับ ปกติไม่สามารถฟังให้แยกเป็นสองเสียงได้ชัดเจน แต่อาจได้ยินแยกออกจากกันได้บ้างในขณะหายใจเข้า เนื่องจากขณะหายใจเข้าเลือดไหลกลับเข้าหัวใจด้านขวาได้ดีกว่าด้านซ้าย อันเป็นผลมาจากการลดลงของความดันในช่องอก เลือดจะไหลไปยังหัวใจด้านซ้ายน้อยลงเพราะการขยายของถุงลมในปอด ทำให้ความต้านทานของหลอดเลือดขนาดเล็กในปอดเพิ่มขึ้น เลือดจึงไหลจากหัวใจห้องบนลงหัวใจห้องล่างขวาได้มากขึ้น แต่ไหลลงหัวใจห้องล่างซ้ายน้อยลง ทำให้ลิ้น mitral ปิดเร็วขึ้น แต่ลิ้น tricuspid ช้าลงจึงเกิดเป็นเสียงย่อย M1 และ T1 แยกจากกัน อย่างไรก็ตาม การแยกของเสียงย่อยในภาวะนี้ มีความสำคัญและความเด่นชัดน้อยกว่าเสียงหัวใจอันดับสอง

2.3.5.2 เสียงหัวใจอันดับสอง (second heart sound : S2) เสียงหัวใจอันดับสองได้ยินในช่วงหัวใจคลายตัวแบบปริมาตรคงที่ เป็นเสียงหัวใจที่มีความถี่สูงสุด แต่มีความดังและช่วงเวลาสั้นกว่าเสียงหัวใจอันดับหนึ่ง เสียงนี้เกิดจากการปิดของลิ้นครึ่งทรงกลม (semilunar valves) อย่างรวดเร็วเมื่อหัวใจห้องล่างคลายตัว ทำให้ความดันเลือดใน aorta และ หลอดเลือดแดงพัลโมนารี สูงกว่าความดันในหัวใจห้องล่างที่เกี่ยวข้อง เลือดจึงไหลออกจากหัวใจลดลงร่วมกับผลของการที่เลือดไหลออกจากหัวใจลดลงโดยตรงและการหดของหลอดเลือดทั้งสองเนื่องจากคุณสมบัติในการยืดหยุ่น ทำให้เลือดในส่วนต้นของหลอดเลือดเอออร์ตาและหลอดเลือดแดงพัลโมนารีไหลย้อนกลับเข้าหัวใจ และดันให้เสียงนี้เกิดจากการปิดของลิ้นครึ่งทรงกลมปิดอย่างรวดเร็ว ผลที่ตามมาคือ เกิดการแกว่งของเลือดในส่วนต้นของหลอดเลือดทั้งสอง และในหัวใจห้องล่าง เป็นสาเหตุให้เกิดสั่นสะเทือนของลิ้นหัวใจ โครงสร้างรอบลิ้น ส่วนต้นของหลอดเลือดที่เกี่ยวข้อง และผนังห้องหัวใจ จนเกิดเสียงหัวใจอันดับสองขึ้น

2.3.5.3 เสียงหัวใจอันดับสาม (third heart sound : S3) เสียงหัวใจอันดับสาม เป็นเสียงหัวใจที่เกิดขึ้นในช่วงที่หัวใจห้องล่างและห้องบนคลายตัวหรือระยะหัวใจห้องล่างคลายตัวรับเลือด เป็นเสียงที่มีความถี่ต่ำและความดังน้อย เกิดจากการไหลของเลือดจากหัวใจห้องบนลงห้องล่าง แล้วทำให้หัวใจห้องล่างมีปริมาตรมากขึ้น แต่หลังจากนั้นการไหลของเลือดกักก่กลับลดลง การลดลงของการไหลกับการเพิ่มขึ้นของปริมาตรและความดันในหัวใจห้องล่างนี้ ทำให้เกิดการแกว่งของเลือดในหัวใจห้องล่าง แล้วทำให้ผนังหัวใจห้องล่างเกิดการสั่นสะเทือนและเกิดเสียงหัวใจอันดับสามขึ้น ปกติเสียงนี้เบาและไม่ได้ยิน แต่อาจได้ยินชัดเจนในเด็ก และในผู้ใหญ่ที่กำลังออกกำลังกาย ทั้งนี้เนื่องจากในภาวะดังกล่าวเลือดจากหัวใจห้องบนไหลลงหัวใจห้องล่างมากและรวดเร็ว เสียงนี้ได้ยินชัดบริเวณทรวงอกที่ตรงกับข้อหัวใจ

2.3.5.4 เสียงหัวใจอันดับสี่ (fourth heart sound : S4) เสียงหัวใจอันดับสี่เป็นเสียงหัวใจที่ได้ยินก่อนเสียงหัวใจอันดับหนึ่งเล็กน้อย เป็นเสียงที่มีความถี่ต่ำมากและมีความดังน้อยที่สุด เสียงหัวใจนี้เกิดจากการบีบตัวของหัวใจห้องบน ทำให้เลือดไหลลงหัวใจห้องล่างมากขึ้น ในขณะที่หัวใจห้องล่างมีปริมาตรเลือดมากอยู่แล้ว เป็นเหตุให้เกิดการแกว่งของเลือดในหัวใจห้องล่าง และผนังหัวใจห้องล่างเกิดการสั่นสะเทือนจนเกิดเสียงอันดับสี่ขึ้น ปกติจะไม่ได้ยินเสียงนี้ แต่อาจได้ยินเสียงนี้ชัดเจนในผู้ป่วยที่เป็นโรคความดันเลือดสูงและในขณะที่ออกกำลังกายซึ่งภาวะนี้หัวใจห้องบนบีบตัวแรงขึ้น



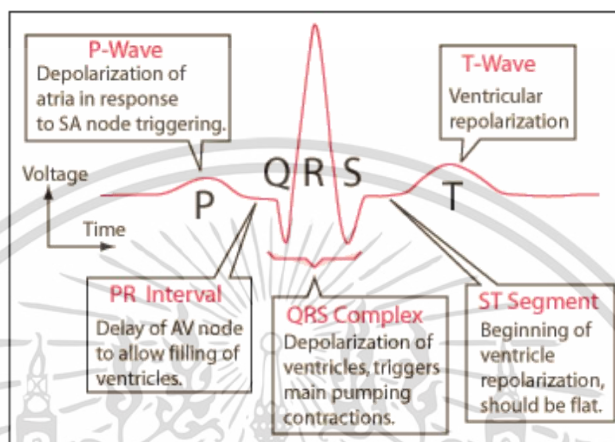
รูปที่ 2.11 แผนภาพแสดงเสียงหัวใจอันดับหนึ่ง เสียงหัวใจอันดับสอง เสียงหัวใจอันดับสาม และเสียงหัวใจอันดับสี่ (ที่มา : [https://www.researchgate.net/figure/Illustrates-the-PCG-signal-including-heart-sounds-S1-S2-S3-S4-1-2-Measured\\_fig2\\_262806530](https://www.researchgate.net/figure/Illustrates-the-PCG-signal-including-heart-sounds-S1-S2-S3-S4-1-2-Measured_fig2_262806530))

### 2.3.6 ลักษณะคลื่นไฟฟ้าของหัวใจ

กล้ามเนื้อหัวใจสามารถสร้างคลื่นไฟฟ้าขึ้นมาได้เอง เพื่อกระตุ้นให้เกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อหัวใจเอง คลื่นไฟฟ้านี้จะกระจายไปตามส่วนต่าง ๆ ของหัวใจ และผ่านไปยังเนื้อเยื่อต่าง ๆ ทัวทั้งหัวใจ คลื่นนี้สามารถบันทึกได้จากพื้นผิวของร่างกายทั่ว ๆ ไป โดยเครื่องมือที่ไวต่อการรับคลื่นนี้เรียกว่า อิเล็กโตรคาร์ดิโอกราฟ (electro - cardiograph) เครื่องมือนี้สามารถบันทึกคลื่นไฟฟ้าของหัวใจเป็นกราฟเรียกว่า อิเล็กโตรคาร์ดิโอแกรม (electrocardiogram ; ECG ; EKG) ซึ่งประกอบด้วยคลื่นพี คิว อาร์ เอส และที (P,Q,R,S และ T) ดังรูปที่ 6 คลื่นพีเป็นคลื่นดีโพลาไรเซชันซึ่งเกิดจากการแผ่ขยายคลื่นไฟฟ้าจากเอส-เอ โหนดไปตามกล้ามเนื้อห้องบน จะทำให้เกิดการหดตัวของหัวใจห้องบนตามมาคลื่นคิว อาร์ และเอสเป็นคลื่นดีโพลาไรเซชันที่เกิดร่วมกัน (QRS complex) จะแพร่กระจายไปตามเอ-วี บันเดิล และแขนง

ของมันไปยังกล้ามเนื้อของหัวใจห้องล่าง เพื่อเริ่มการหดตัวของหัวใจห้องล่าง และคลื่นที่เป็นคลื่นของรีโพลลาไรเซชันของหัวใจห้องล่าง

### 2.3.6.1 ส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

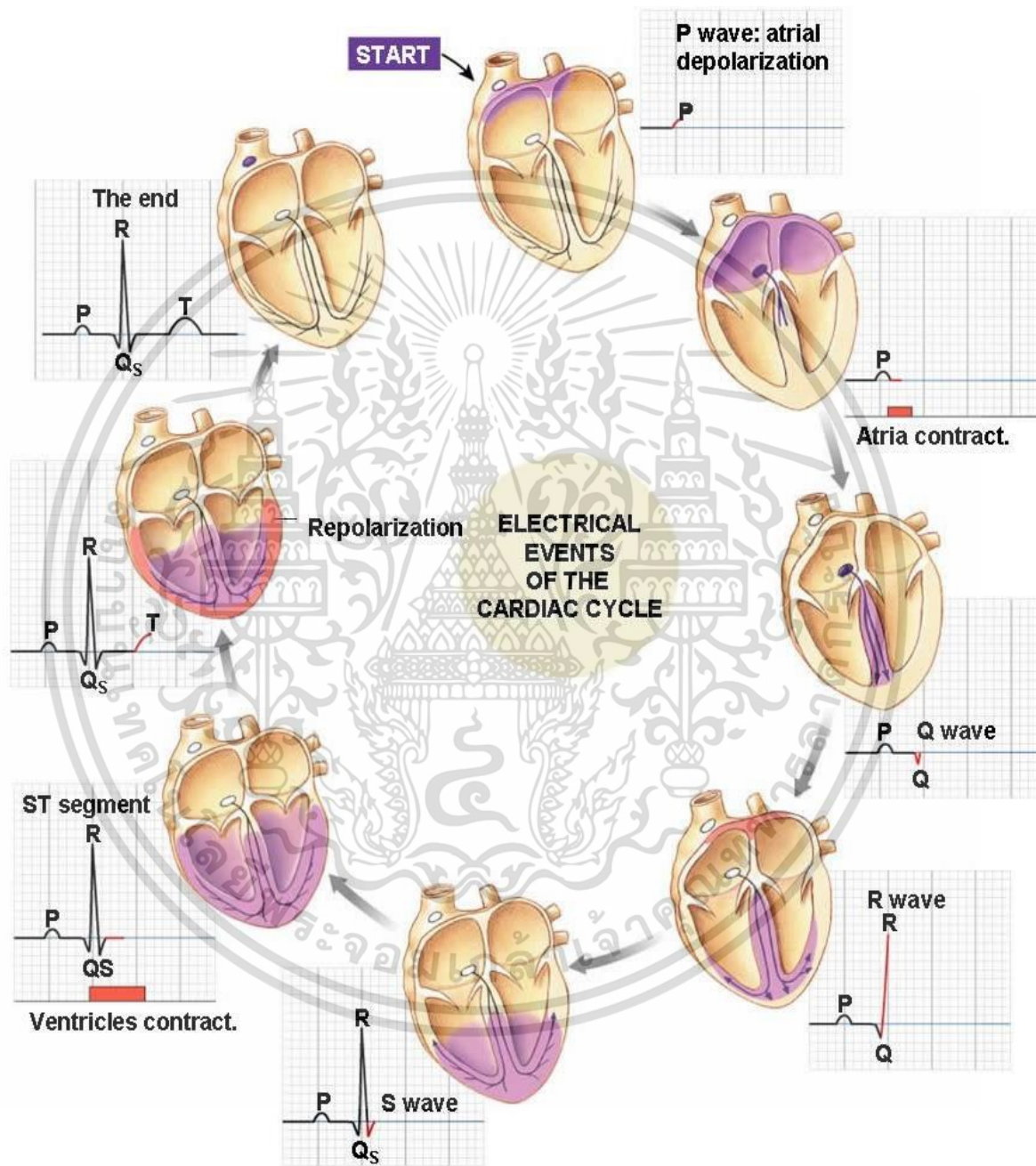


รูปที่ 2.12 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

(ที่มา : <https://ecgreview.weebly.com/components-of-the-ecg-strip.html>)

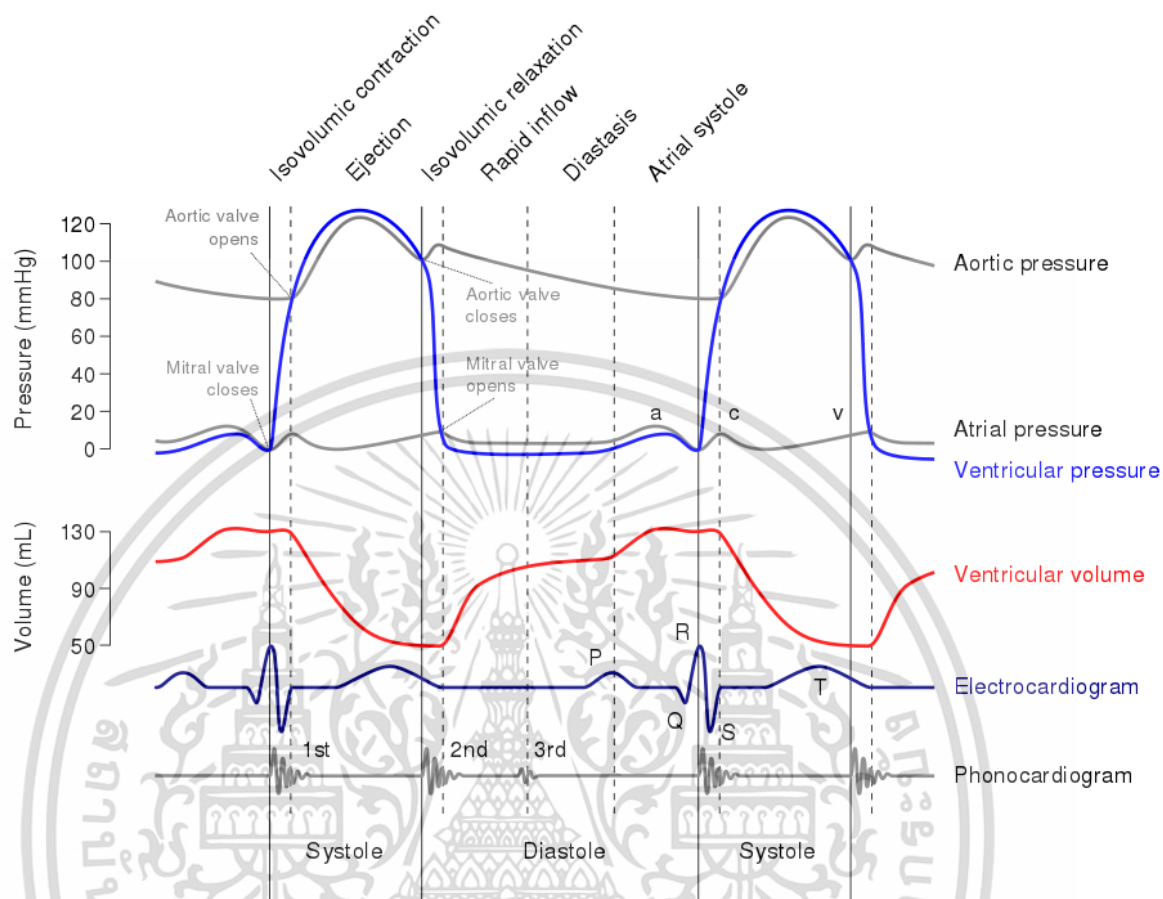
- 1) P wave เกิดจาก SA node ส่งกระแสมากระตุ้นที่ RA และ LA เกิด Depolarization ขึ้นที่atrium ซ้ายและขวา เกิดก่อนที่ atrium ทั้งสองข้างจะบีบตัว
- 2) PR interval เป็นระยะทางที่เริ่มจาก SA node ส่งคลื่นไฟฟ้ามากระตุ้น ที่atrium เกิด Depolarization จากนั้นลงสู่ AV node, Bundle of his, Bundle branch, Purkinje fiber
- 3) QRS complex เป็นผลรวมทางไฟฟ้าจาก Depolarization ของ Ventricle ซ้ายและขวาเกิดก่อนที่ Ventricle ทั้งสองข้างจะบีบตัว
- 4) T wave เป็นผลรวมทางไฟฟ้าจาก Repolarization ของ ventricle สำหรับ Repolarization ของ atrium มักไม่เห็นเพราะเกิดในช่วง Depolarization ของ ventricle จึงถูกบดบังไป
- 5) ST segment เป็นการเริ่ม ventricle repolarization นับจากจุดสิ้นสุดของ QRS complex จุดต่อตรงนี้เรียกว่า j point ไปจนถึงจุดเริ่มต้น T wave
- 6) QT interval เป็นระยะเวลารวมของทั้ง depolarization และ repolarization รวมกันวัดตั้งแต่เริ่ม QRS complex ไปจนถึงสิ้นสุดT wave

7) U wave มีขนาดเล็กโค้งกลมตามหลัง T wave ส่วนใหญ่เห็นชัดใน lead V2 – V3 มีทิศทางไปทางเดียวกับ T wave



รูปที่ 2.13 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิดขึ้นตามวัฏจักรการทำงานของหัวใจ  
(ที่มา : <https://www.pinterest.com/pin/213709944792333274/?lp=true>)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.14 สรุปเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นในวงจรการทำงานของหัวใจ และความสัมพันธ์ ระหว่างความดัน ของหัวใจห้องต่าง ๆ กับเวลา

(ที่มา : <https://howlingpixel.com/i-en/Phonocardiogram>)

2.3.6.2 วิธีการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ทำได้โดยการติด อิเล็กโทรด (Electrode) ที่ตำแหน่งซึ่งเรียกว่า ลีด (Lead) โดยแต่ละลีดเกิดจากการวางอิเล็กโทรดซึ่งเป็น ขั้วบวกขั้วลบไว้ในที่ต่างๆ โดยมาตรฐานกำหนดไว้ 12 lead ดังนี้

12 Leads มาตรฐาน

Bipolar limb leads หรือ Standard Limb

วัดความต่างศักย์ไฟฟาระหว่าง 2 จุดของแขน/ขา โดยใช้หลักการรูปสามเหลี่ยมที่มีหัวใจอยู่ตรง กลาง เรียกว่า Einthoven's triangle ใช้มุมทั้งสามของรูปสามเหลี่ยมเป็นตำแหน่งวางขั้วไฟฟ้า คือ

แขนขวา แขนซ้าย และขาซ้าย Einthoven ศึกษาพบว่า ถ้าวัดความต่างศักย์ไฟฟ้าออกมาได้ 2 leads แล้วจะสามารถหาค่าความต่างศักย์ของ lead ที่ 3 ได้ ประกอบไปด้วย

- Lead I วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าของแขนซ้าย-แขนขวา
- Lead II วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าของขาซ้าย-แขนขวา
- Lead III วัดความต่างศักย์ไฟฟ้าของขาซ้าย-แขนซ้าย



รูปที่ 2.15 Bipolar limb leads วัด Lead I, II, III

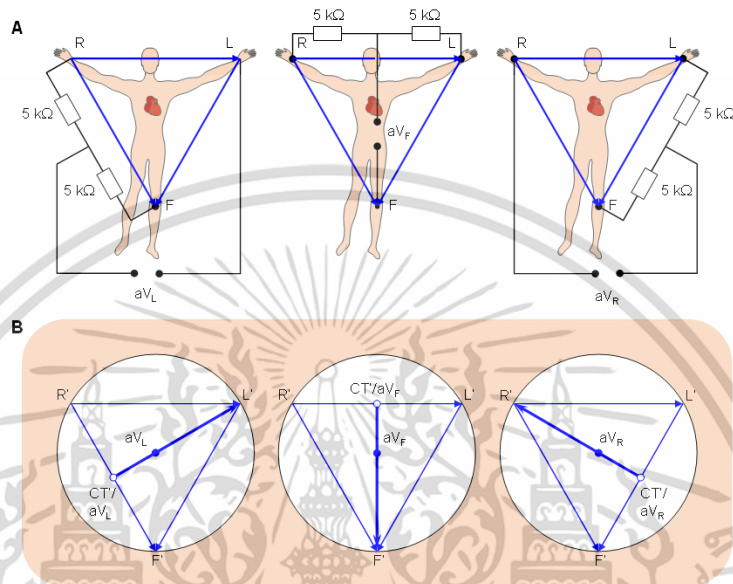
(ที่มา : [https://www.nottingham.ac.uk/nursing/practice/resources/cardiology/function/bipolar\\_leads.php](https://www.nottingham.ac.uk/nursing/practice/resources/cardiology/function/bipolar_leads.php))

ถ้าเอาทิศทางทั้ง 3 leads มาต่อกันก็จะได้รูปสามเหลี่ยมเรียกว่า Einthoven's triangle แต่ถ้าลากตัดกันที่จุดใดจุดหนึ่ง จุดที่ตัดกันเรียกว่าจุดศูนย์ (zero point) แต่ละ lead จะทำมุมกัน 60 องศาพอดีและถือว่าเป็นระบบอ้างอิง 3 แกน (Triaxial reference system)

#### Unipolar limb leads

เป็นการวัด voltage ของแขน/ขา เทียบกับ central terminal ซึ่งมีศักย์ไฟฟ้าเป็นศูนย์ บันทึกโดยใช้ขั้วไฟฟ้าขั้วเดียว เนื่องจากวางขั้วไฟฟ้าวิธีนี้เกิดความต่างศักย์น้อยมาก จำเป็นต้องมีการขยายบันทึกที่ได้เพื่อให้การวิเคราะห์หัวใจชัดเจนยิ่งขึ้น หรือเรียกว่า augmented limb leads ซึ่งจะขยายได้ประมาณร้อยละ 50 ใช้อักษรนำหน้าว่า 'a' ประกอบไปด้วย

- Lead aVR วัด voltage ของแขนขวา ( a คือ electrical augmentation 50% )
- Lead aVL วัด voltage ของแขนซ้าย
- Lead aVF วัด voltage ของขาซ้าย



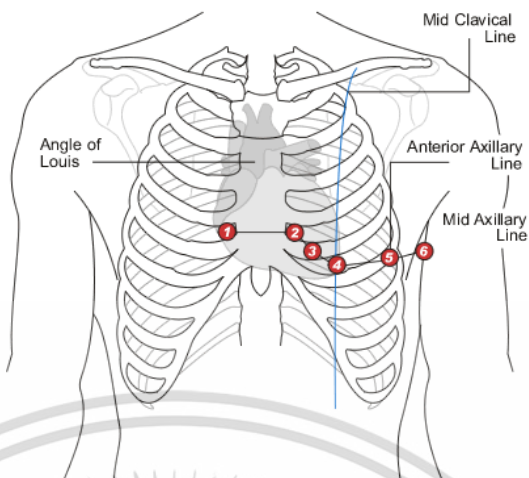
รูป 2.16 Unipolar Limb Lead วัด lead aVR, aVL aVF

(ที่มา : <http://www.bem.fi/book/15/15.htm>)

Unipolar chest lead หรือ Precordial lead เป็นการวัด voltage โดยใช้ขั้วไฟฟ้าขั้วเดียว ใน horizontal plane ใช้อักษร 'V' แทนมาจากคำว่า เวกเตอร์ (vector) ตำแหน่งของการวาง lead อยู่ในบริเวณหน้าอกตรงกับตำแหน่งหัวใจเรียกว่า precordial area บันทึกที่ได้เป็นการวัดความต่างศักย์ที่เกิดขึ้นทั้งหมดในวงจรศักย์ไฟฟ้าหัวใจในขณะนั้น การวางขั้วไฟฟ้าโดยการเสนอแนะจาก American Heart Association มีดังนี้

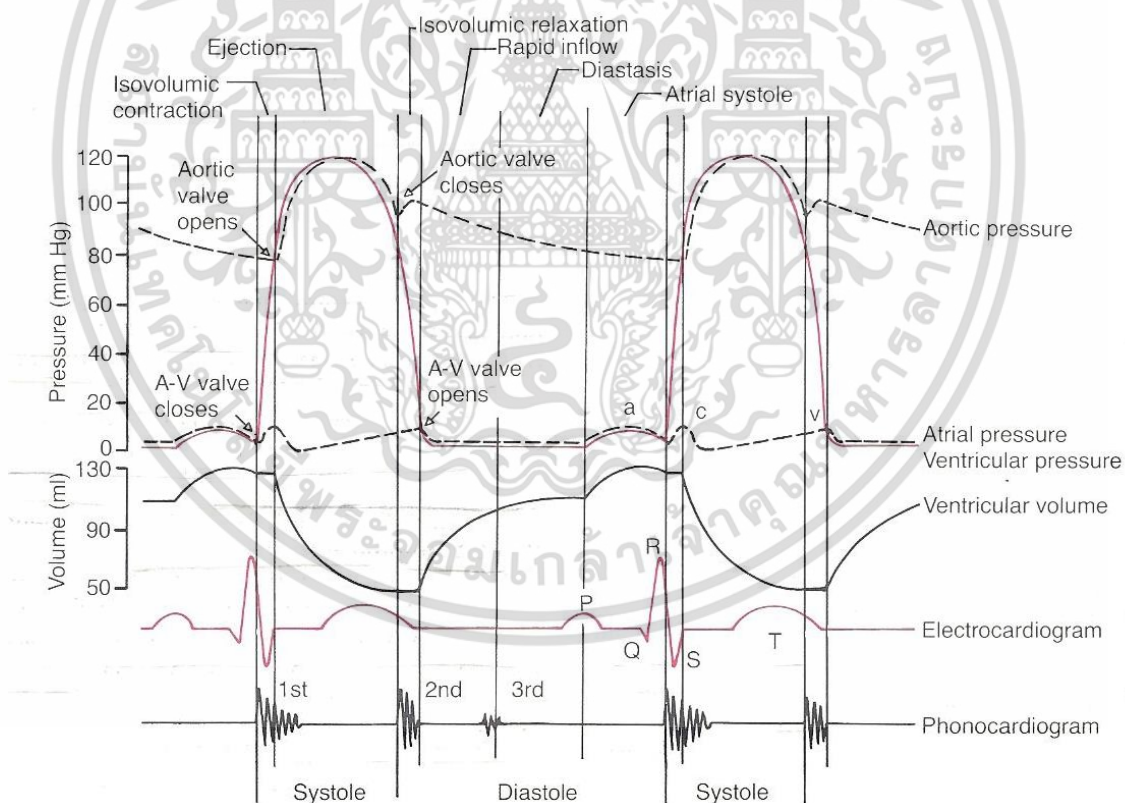
- V1 ช่องซีโครงที่ 4 ขอบขวาของกระดูกอก (sternum)
- V2 ช่องซีโครงที่ 4 ขอบซ้ายของกระดูกอก (sternum)
- V3 อยู่กึ่งกลางระหว่าง V2 และ V4
- V4 ช่องซีโครงที่ 5 แนวกึ่งกลางกระดูกไหปลาร้า (clavicle) ข้างซ้าย
- V5 ช่องซีโครงที่ 5 ระดับเดียวกับ V4 แนวด้านหน้าของรักแร้ (left anterior axillary line)
- V6 ช่องซีโครงที่ 5 ระดับเดียวกับ V4 แนวตรงกลางของรักแร้ (Midaxillary line)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 1.17 ตำแหน่งการติด electrode แบบ chest lead

(ที่มา : [https://www.nottingham.ac.uk/nursing/practice/resources/cardiology/function/chest\\_leads.php](https://www.nottingham.ac.uk/nursing/practice/resources/cardiology/function/chest_leads.php))



รูปที่ 2.16 สรุปเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นในวงจรการทำงานของหัวใจ และความสัมพันธ์ ระหว่างความดัน ของหัวใจห้องต่าง ๆ กับเวลา

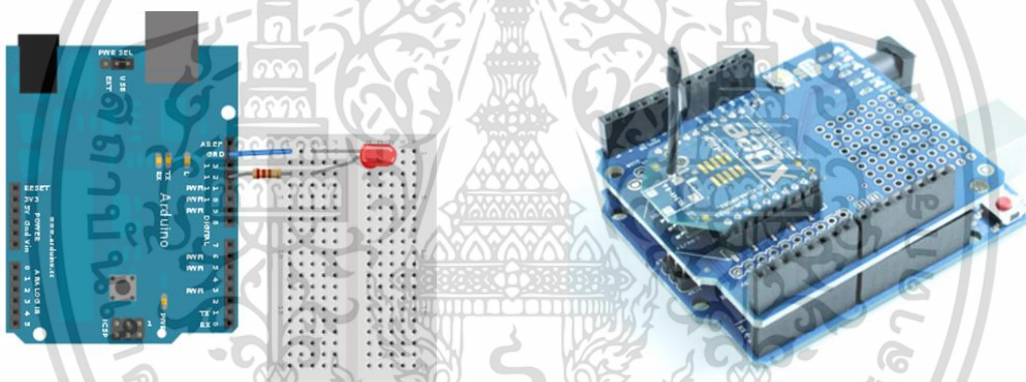
(ที่มา : <https://www.benbest.com/health/ECG.html>)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.4 Arduino Board

Arduino เป็นบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR ที่มีการพัฒนาแบบ Open Source คือ มีการเปิดเผยข้อมูลทั้งด้าน Hardware และ Software ตัว บอร์ด Arduino ถูกออกแบบมาให้ใช้งานได้ง่าย เหมาะสำหรับผู้เริ่มต้นศึกษา ทั้งนี้ผู้ใช้งานยังสามารถดัดแปลง เพิ่มเติม พัฒนาต่อยอดทั้งตัวบอร์ด หรือโปรแกรมต่อได้อีกด้วย

บอร์ด Arduino มีความง่ายในการต่ออุปกรณ์เสริม โดยผู้ใช้งานสามารถต่อวงจรอิเล็กทรอนิกส์จากภายนอกแล้วเชื่อมต่อเข้ามาที่ขา I/O ของบอร์ด หรือเพื่อความสะดวกสามารถเลือกต่อกับบอร์ดเสริม (Arduino Shield) ประเภทต่างๆ เช่น Arduino XBee Shield, Arduino Music Shield, Arduino Relay Shield, Arduino GPRS Shield เป็นต้น มาเสียบกับบอร์ดบนบอร์ด Arduino แล้วเขียนโปรแกรมพัฒนาต่อได้เลย



รูปที่ 2.17 Arduino Board

(ที่มา : [www.thaieasyelec.com/article-wiki/latest-blogs/what-is-arduino-ch1.html](http://www.thaieasyelec.com/article-wiki/latest-blogs/what-is-arduino-ch1.html))

### 2.4.1 Arduino Uno Board

Arduino Uno เป็นบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ใช้ ATmega328 (แผ่นข้อมูล) มีอินพุต / เอาต์พุต 14 อินพุต (6 สามารถใช้เป็นเอาต์พุต PWM), 6 อินพุตแบบอนาล็อก, ตัวโรเซเตอร์เซรามิก 16 MHz, การเชื่อมต่อ USB, แจ็คไฟ, ส่วนหัว ICSP และปุ่มรีเซ็ต มันมีทุกอย่างที่จำเป็นในการสนับสนุนไมโครคอนโทรลเลอร์; เพียงเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ด้วยสายเคเบิล USB หรือใช้อะแดปเตอร์หรือแบตเตอรี่ AC-to-DC เพื่อเริ่มต้นใช้งานUno แตกต่างจากบอร์ดก่อนหน้านี้ทั้งหมดเนื่องจากไม่ได้ใช้ชิปควบคุม USB แบบอนุกรมของ FTDI แต่มีคุณลักษณะของ Atmega16U2 (Atmega8U2 ถึงเวอร์ชัน R2) ซึ่งได้รับการตั้งโปรแกรมเป็นตัวแปลงสัญญาณแบบ USB-to-serialRevision 2 ของบอร์ด Uno มีตัว

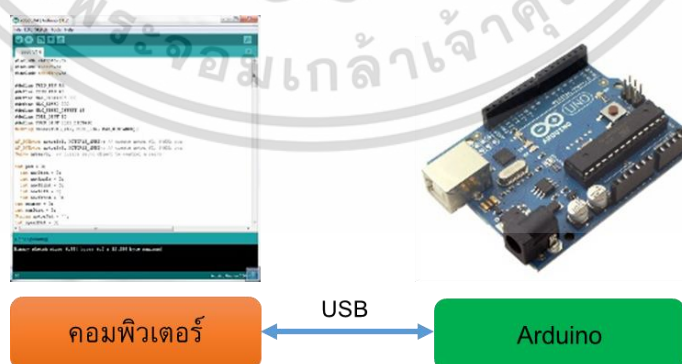
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ด้านทานดึงสาย HWB 8U2 ไปยังพื้นทำให้ง่ายต่อการใส่ลงในโหมด DFURevision 3 ของบอร์ดมีคุณสมบัติใหม่ดังต่อไปนี้:1.0 pinout: เพิ่มหมุด SDA และ SCL ที่อยู่ใกล้กับหมุด AREF และอีก 2 หมุดใหม่ที่วางอยู่ใกล้กับขา RESET IOREF ที่อนุญาตให้ใส่ปรับให้เข้ากับแรงดันไฟฟ้าที่จัดหาจากบอร์ด ในอนาคตโล่จะเข้ากันได้กับทั้งบอร์ดที่ใช้ AVR ซึ่งทำงานร่วมกับ 5V และด้วย Arduino Due ที่ทำงานกับ 3.3V ที่สองคือขาที่ไม่ได้เชื่อมต่อซึ่งสงวนไว้สำหรับวัตถุประสงค์ในอนาคตวงจร RESET ที่แข็งแกร่งขึ้น Atmega 16U2 เปลี่ยน 8U2"Uno" หมายถึงภาษาอิตาลีและมีชื่อว่า Arduino 1.0 Uno และเวอร์ชัน 1.0 จะเป็นเวอร์ชันอ้างอิงของ Arduino ก้าวไปข้างหน้า Uno เป็นชุดบอร์ด USB Arduino รุ่นล่าสุดและเป็นโมเดลอ้างอิงสำหรับแพลตฟอร์ม Arduino; สำหรับการเปรียบเทียบกับรุ่นก่อนหน้าดูดัชนีของบอร์ด Arduino

Arduino Uno R3 คำว่า Uno เป็นภาษาอิตาลี ซึ่งแปลว่าหนึ่ง เป็นบอร์ด Arduino รุ่นแรกที่ผลิตออกมา มีขนาด ประมาณ 68.6x53.4 mm. เป็นบอร์ดมาตรฐานที่นิยมใช้งานมากที่สุด เนื่องจากเป็นขนาดที่เหมาะสมสำหรับ การเริ่มต้นเรียนรู้ Arduino และมี Shields ให้เลือกใช้งานได้มากกว่าบอร์ด Arduino รุ่นอื่นๆ ที่ออกแบบมา เฉพาะมากกว่า โดยบอร์ด Arduino Uno ได้มีการพัฒนาเรื่อยมา ตั้งแต่ R2 R3 และรุ่นย่อยที่เปลี่ยนชิปไอซี เป็นแบบ SMD เป็นบอร์ด Arduino ที่ได้รับความนิยมมากที่สุด เนื่องจากราคาไม่แพง และส่วนใหญ่โปรเจก และ Library ต่างๆ ที่พัฒนาขึ้นมา Support จะอ้างอิงกับบอร์ดนี้เป็นหลัก และข้อดีอีกอย่างคือกรณีที่ MCU เสียผู้ใช้งานสามารถซื้อมาเปลี่ยนเองได้ง่าย Arduino Uno R3 มี MCU ที่เป็น Package DIP

## 2.4.2 รูปแบบการเขียนโปรแกรมบน Arduino

2.4.2.1 เขียนโปรแกรมบนคอมพิวเตอร์ ผ่านทางโปรแกรม ArduinoIDE ซึ่งสามารถดาวน์โหลดได้จาก [Arduino.cc/en/main/software](https://www.arduino.cc/en/main/software)

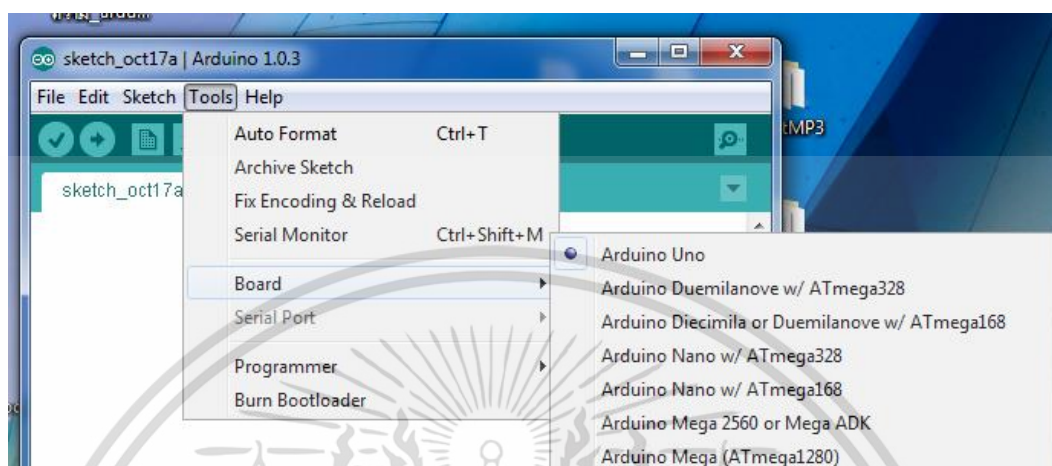


รูปที่ 2.18 การเชื่อมต่อระหว่างโปรแกรม ArduinoIDE และบอร์ด Arduino

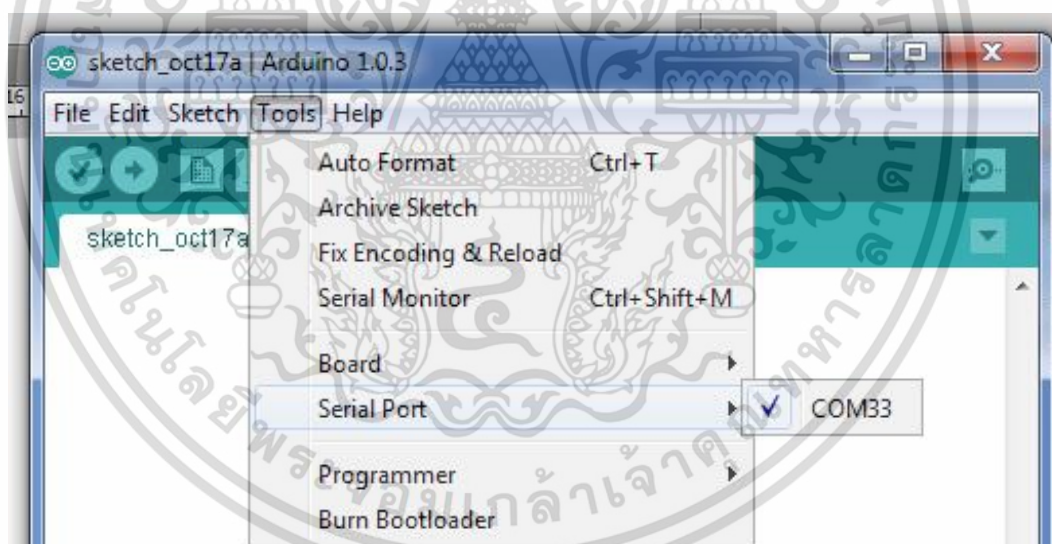
(ที่มา : <https://www.thaieasyelec.com/article-wiki/latest-blogs/what-is-arduino-ch1.html>)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.2.2 หลังจากที่เราเขียนโค้ดโปรแกรมเรียบร้อยแล้ว ให้ผู้ใช้งานเลือกรุ่นบอร์ด Arduino ที่ใช้ และหมายเลข Com port



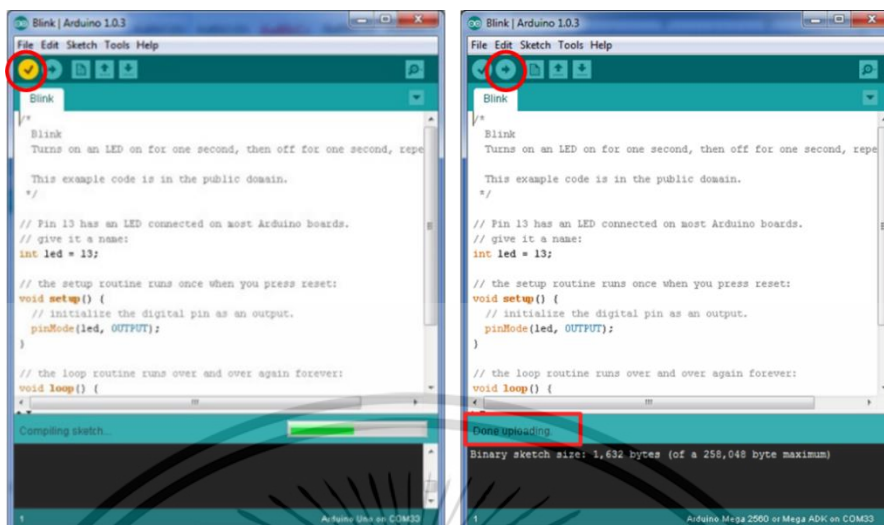
รูปที่ 2.19 เลือกบอร์ด Arduino ที่ต้องการ upload  
(ที่มา : <https://www.thaieasyelec.com/article-wiki/latest-blogs/what-is-arduino-ch1.html>)



รูปที่ 2.20 เลือกหมายเลข Comport ของบอร์ด  
(ที่มา : <https://www.thaieasyelec.com/article-wiki/latest-blogs/what-is-arduino-ch1.html>)

2.4.2.3 กดปุ่ม Verify เพื่อตรวจสอบความถูกต้องและ Compile โค้ดโปรแกรมจากนั้นกดปุ่ม Upload โค้ด โปรแกรมไปยังบอร์ด Arduino ผ่านทางสาย USB เมื่ออัปโหลดเรียบร้อยแล้ว จะแสดงข้อความแถบข้างล่าง “Done uploading” และบอร์ดจะเริ่มทำงานตามที่เขียนโปรแกรมไว้ได้ทันที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.21 การ Verify โปรแกรม

(ที่มา : <https://www.thaieasyelec.com/article-wiki/latest-blogs/what-is-arduino-ch1.html>)

### 2.4.3 ส่วนประกอบของ Arduino Uno

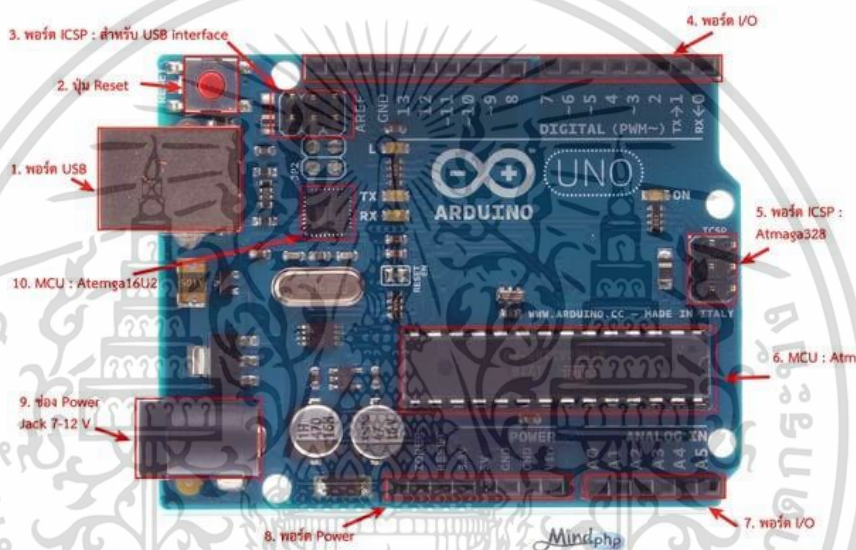
1. USBPort (ยูเอสบีพอร์ต) ใช้สำหรับต่อกับ Computer(คอมพิวเตอร์) เพื่ออัปโหลดโปรแกรมเข้า MCU (เอ็มซียู) และจ่ายไฟให้กับบอร์ด
2. Reset Button (รีเซ็ต บอดทอน) เป็นปุ่ม Reset(รีเซ็ต) ใช้กดเมื่อต้องการให้ MCU (เอ็มซียู) เริ่มการทำงานใหม่
3. ICSP Port (ไอซีเอสพี พอร์ต) ของ Atmega16U2 (แอทเมกา หนึ่งหกยูทู) เป็นพอร์ตที่ใช้โปรแกรม Visual Com port (วิซวน คอม พอม) บน Atmega16U2 (แอทเมกา หนึ่งหกยูทู)
4. I/O Port Digital I/O (ไอโอพอร์ต: ดิจิตอล ไอโอ) ตั้งแต่ขา D0 ถึง D13 นอกจากนี้ บาง Pin(พิน) จะทำหน้าที่อื่น ๆ เพิ่มเติมด้วย เช่น Pin0,1 เป็นขา Tx,Rx Serial, Pin3,5,6,9,10 และ 11 เป็นขา PWM(พีดีบีเบิลเอ็ม)
5. ICSP Port Atmega328 (ไอซีเอสพี พอร์ต แอทเมกาสามสองแปด) เป็นพอร์ตที่ใช้โปรแกรม Bootloader (บูสโลดเดอ)
6. MCU: Atmega328 (เอ็มซียู แอทเมกาสามสองแปด) เป็น MCU (เอ็มซียู) ที่ใช้บนบอร์ด Arduino
7. I/O Port (ไอโอพอร์ต) นอกจากจะเป็น Digital I/O (ดิจิตอล ไอโอ) แล้ว ยังเปลี่ยนเป็น ช่องรับสัญญาณอนาล็อก ตั้งแต่ขา A0-A5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

8. Power Port (พาวเวอร์ พอร์ต) ไฟเลี้ยงของบอร์ดเมื่อต้องการจ่ายไฟให้กับวงจรภายนอก ประกอบด้วยขาไฟเลี้ยง +3.3 V, +5V, GND, Vin

9. Power Jack(พาวเวอร์แจ็ก) รับไฟจาก Adapter(อแดปเตอร์) โดยที่แรงดันอยู่ระหว่าง 7-12 V

10. MCU (เอ็มซียู) ของ Atmega16U2 (แอตเมกา หนึ่งหกยูทู) เป็น MCU(เอ็มซียู) ที่ทำหน้าที่เป็น USB to Serial(ยูเอสบี ทู ซีเรียล) โดย Atmega328(แอตเมกาสามสองแปด) จะติดต่อกับ Computer(คอมพิวเตอร์) ผ่าน Atmega16U2(แอตเมกาหนึ่งหกยูทู)



รูปที่ 2.22 แสดงส่วนประกอบของ Arduino board

(ที่มา : <http://www.mindphp.com/forums/viewtopic.php?f=79&t=38756>)

## 2.5 การตรวจร่างกายด้วยการฟัง

การฟัง เป็นการตรวจโดยอาศัยการได้ยิน ซึ่งโดยทั่วไปแล้ว จะมีเครื่องช่วยฟัง เพื่อให้ชัดเจนขึ้นเรียกว่า หูฟัง (Stethoscope) การฟังเป็นการตรวจแยกโรคในระบบหัวใจ หลอดเลือด ระบบหายใจ และระบบทางเดินอาหาร

### 2.5.1 หลักการฟัง

- 1) ห้องตรวจต้องเงียบ ไม่มีเสียงรบกวนภายนอก
- 2) การฟัง การฟังจากบนลงล่าง หรือซ้ายไปขวา เพื่อเปรียบเทียบเสียงที่ได้ในระดับเดียวกัน เช่น การฟังเสียงหายใจ เสียงหัวใจ ควรฟังทุกตำแหน่งและเปรียบเทียบกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3) ระวังการกระทบกันของท่อสายยาง และนิ้วของผู้ตรวจไปเสียดสีกับท่อสายยาง หรือหูฟัง ซึ่งส่วนมากจะทำให้เกิดเสียงดังเสียดสีกัน

4) การใช้หูฟังส่วนนอก ด้านแบน หรือด้านตลับ (Diaphragm) จะช่วยเสียงที่มีความถี่ต่ำให้ค่อยลง ทำให้ได้ยินเสียงที่มีความถี่สูงเพิ่มขึ้น

5) การใช้หูฟังส่วนนอกด้านกรวย หรือด้านระฆัง (Bell) จะใช้ฟังเสียงที่มีความถี่สูงและต่ำปกติจะใช้ฟังเสียงเสียงที่มีความถี่ต่ำ

6) การใช้หูฟังในตำแหน่งที่ต้องการจะตรวจ ไม่ควรมีสิ่งที่บดบัง หรือบังผ่านเสื้อผ้า เพราะอาจทำให้เสียงที่ได้ยินผิดพลาด หรือไม่ชัดเจน ซึ่งเกิดจากการเสียดสีกับเสื้อผ้า ดังนั้นจึงไม่วางหูฟังบนเสื้อหรือบนหน้าอกที่มีขน เพราะจะทำให้เกิดเสียงดัง ไม่ชัดเจน และอาจผิดปกติ ผู้ป่วยควรถอดเสื้อในส่วนที่จะตรวจด้วยการฟัง ถ้าหน้าอกมีขนมาก ให้ใช้น้ำทาก่อน และถ้าผู้ป่วยที่มีผิวหนังแห้งมาก ควรใช้น้ำมันมะกอกทา ก่อน หรือผู้ป่วยที่มีหน้าอกมากๆ ก็ต้องใช้วิธีเดียวกัน มิฉะนั้นจะมีเสียงรบกวนได้

### 2.5.2 วิธีการฟัง มี 2 วิธี ประกอบด้วย

1) การฟังโดยตรง (Direct Auscultation) หมายถึงการฟังด้วยหูฟังโดยตรง ไม่ผ่านตัวกลางหรือเครื่องมือ เช่น ฟังเสียงพูด เสียงหายใจดังวิ๊ดๆ เสียงหายใจดังครืดคลาด โดยใช้หูแนบกับอวัยวะที่จะฟัง หรือเสียงน้ำกระฉอก (Splashing Sound) พบได้ในผู้ป่วยที่มีการอุดตันของลำไส้ เป็นต้น

2) การฟังโดยใช้เครื่องมือ (Indirect Auscultation) หมายถึงการฟังโดยตัวกลาง นั่นคือมีเครื่องมือที่ช่วยในการรับฟังเพื่อให้ได้ยินชัดเจนขึ้น ปัจจุบันนิยมใช้ Stethoscope ซึ่งง่าย สะดวกมากและได้ผลดี

## 2.6 หูฟัง (Stethoscope)

stethoscope มาจากภาษากรีกคือ Stethos แปลว่า ทรวงอก และ scopos แปลว่า การตรวจ เนื่องจากอุปกรณ์ชิ้นนี้ถูกคิดค้นขึ้นมาครั้งแรกเพื่อใช้ในการตรวจทรวงอก ในอดีตการตรวจร่างกายผู้ป่วยที่ต้องมีการฟังเสียงของอวัยวะภายใน แพทย์จะต้องใช้หูแนบกับร่างกายของผู้ป่วยในบริเวณที่ต้องการฟังโดยตรง ซึ่งในบางครั้งทำได้ลำบาก และสร้างความรู้สึกไม่สะดวกใจทั้งผู้ตรวจและผู้ถูกตรวจ ซึ่ง Stethoscope มีส่วนประกอบ ดังนี้

2.6.1 ส่วนนอก (Chest Piece) มี 2 ด้าน คือด้านกรวย (Bell) ใช้ฟังเสียงที่มีความถี่ต่ำ และด้านแบน (Diaphragm) ใช้ฟังเสียงที่มีความถี่สูง เพราะได้กรองเสียงที่มีความถี่ต่ำออก ซึ่งวัตถุประสงค์ของการฟังทั้งสองด้านจะต่างกัน ดังนี้

-Bell ใช้เพื่อตรวจสอบเสียงต่ำ เช่นเสียงหัวใจที่ผิดปกติ และเสียง bruite กดเบาๆ ให้อุปกรณ์แบบบนส่วนของร่างกายที่ต้องการฟังมากที่สุด โดยกดเบาๆ เพื่อกรองอาเสียงสูงออกไป ทำให้เสียงต่ำชัดเจนขึ้น แต่ถ้ากดแรง จะได้ยินเหมือนการฟังเสียงด้าน Diaphragm คือฟังเสียงสูงชัดเจนกว่า

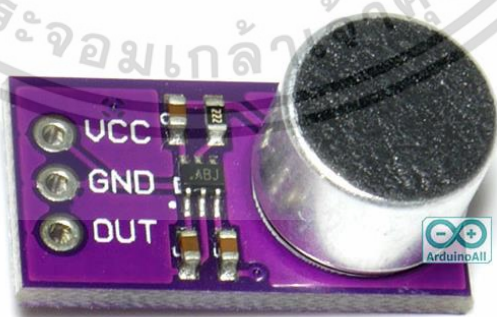
-Diaphragm ใช้เพื่อตรวจสอบเสียงสูง เช่น เสียงหายใจ เสียงหัวใจปกติ และเสียงลำไส้ โดยการกดหูฟังลงบนส่วนของร่างกายที่ต้องการฟังให้แน่น ไม่ให้ข้างใดเผยออก เพราะจะทำให้ได้ยินเสียงผิดปกติ การวางจะไม่กดแรง ถ้ากดแรง ผิวหนังของผู้ป่วยส่วนที่ถูกกด จะทำหน้าที่คล้ายหูฟังด้าน Bell ส่งผิงให้ได้ยินเสียงต่ำ

2.6.2 ส่วนหู (Ear Piece) สำหรับฟัง ใช้ใส่หูทั้งสองข้าง ควรมีขนาดพอเหมาะกับช่องหู จึงจะได้ยินชัดเจนและไม่เจ็บหู ควรดูแลความสะอาดของรูหูทั้งสองไม่ให้อุดตันด้วย

2.6.3 สายยาง (Tubing) เชื่อมระหว่างส่วนนอก และส่วนหู ความยาวประมาณ 25-45 เซนติเมตร ตามหลักแล้วสายยิ่งสั้น ยิ่งฟังได้ชัดเจน แต่ไม่ควรสั้นมากนัก เพราะเวลาฟัง อาจทำให้ต้องใกล้ชิดกับผู้ป่วยมากเกินไป หรือถ้าใช้สายยาวมากเกินไป หรือถ้าใช้สายยาวมากเกินไป อาจจะทำให้ฟังเสียงได้เบาผิดปกติ

## 2.7 เซนเซอร์เสียง 9812 MAX9812L

MAX9812 เป็นอินพุตเดี่ยว / คู่ มีกำลังขยายสัญญาณที่ 20 dB มีขนาดเล็กและตัดเสียงรบกวนต่ำในตัวสำหรับอุปกรณ์เสียงพกพา เช่น แล็บท็อป โทรศัพท์มือถือ และ PDAs แอมพลิฟายเออร์มีแบนด์วิดท์ที่ 500kHz และเอาต์พุตแบบ swing-to-rail นอกจากนี้ยังมีคุณสมบัติการประหยัดพลังงานที่หลากหลาย: กระแสไฟจ่ายเพียง 230  $\mu$ A และโหมดปิดเครื่องที่ช่วยลดผลรวมของกระแสไฟฟ้าจ่ายและกระแสไบอัสถึง 100 nA

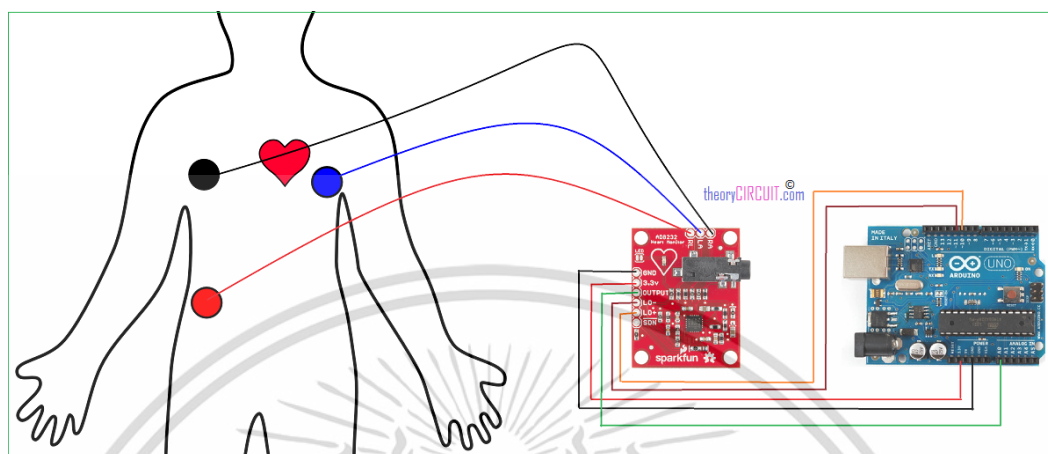


รูปที่ 2.23 เซนเซอร์เสียง 9812 MAX9812L

(ที่มา : <https://www.arduinoall.com/product/3020>)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.8 ECG Heart Rate Monitor Kit AD8232



รูปที่ 2.24 การต่อ AD8232 เข้ากับ Arduino

(ที่มา : <https://www.arduinoall.com/product/1840/>)

โมดูลวัดชีพจร แบบ ECG ให้สัญญาณเอาต์พุตเป็นแบบ Analog คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG หรือ EKG) เป็นเครื่องมือวินิจฉัยที่ใช้เป็นประจำเพื่อประเมินการทำงานของระบบไฟฟ้าและกล้ามเนื้อของหัวใจ

### คุณสมบัติ

- ออกแบบมาเพื่อแยกขยายและกรองสัญญาณ biopotential ขนาดเล็กในที่มีสภาวะที่มีเสียงดังเช่นที่สร้างขึ้นโดยการเคลื่อนที่หรือตำแหน่งของขั้วไฟฟ้าระยะไกล
- Single Lead Heart Rate Monitor เป็นบอร์ดประหยัดค่าใช้จ่ายที่ใช้วัดกิจกรรมทางไฟฟ้าของหัวใจ
- AD8232 เป็นชุดควบคุมสัญญาณแบบบูรณาการสำหรับการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจและ biopotential อื่น ๆ
- ECGs อาจมีเสียงรบกวนมาก AD8232 Single Lead Heart Rate Monitor ทำหน้าที่เป็น op amp เพื่อช่วยในการรับสัญญาณที่ชัดเจนจากช่วง PR และ QT ได้อย่างง่ายดาย
- กิจกรรมทางไฟฟ้านี้สามารถทำเป็น ECG หรือ Electrocardiogram และเอาต์พุตเป็นแบบอ่านออนไลน์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.9 Python

เป็นภาษาเขียนโปรแกรมระดับสูงที่ใช้กันอย่างกว้างขวางในการเขียนโปรแกรมสำหรับวัตถุประสงค์ทั่วไป ภาษา Python นั้นสร้างโดย Guido van Rossum และถูกเผยแพร่ครั้งแรกในปี 1991 Python นั้นเป็นภาษาแบบ interpret ที่ถูกออกแบบโดยมีปรัชญาที่จะทำให้โค้ดอ่านได้ง่ายขึ้น และโครงสร้างของภาษานั้นจะทำให้โปรแกรมเมอร์สามารถเข้าใจแนวคิดการเขียนโค้ดโดยใช้บรรทัดที่น้อยลงกว่าภาษาอย่าง C++ และ Java ซึ่งภาษานั้นถูกกำหนดให้มีโครงสร้างที่ตั้งใจให้การเขียนโค้ดเข้าใจง่ายทั้งในโปรแกรมเล็กไปจนถึงโปรแกรมขนาดใหญ่

Python นั้นมีคุณสมบัติเป็นภาษาเขียนโปรแกรมแบบไดนามิกส์และมีระบบการจัดการหน่วยความจำอัตโนมัติและสนับสนุนการเขียนโปรแกรมหลายรูปแบบ ที่ประกอบไปด้วย การเขียนโปรแกรมเชิงวัตถุ imperative การเขียนโปรแกรมแบบฟังก์ชัน และการเขียนโปรแกรมแบบขั้นตอน มันมีไลบรารีที่ครอบคลุมการทำงานอย่างหลากหลาย

ตัวแปลภาษา (Interpreter) ของภาษา Python นั้นมีให้ใช้ในหลายระบบปฏิบัติการ ทำให้โค้ดของภาษา Python สามารถรันในระบบต่าง ๆ ได้อย่างกว้างขวาง CPython นั้นเป็นการพัฒนาในตอนต้นของ Python ซึ่งเป็นโปรแกรมแบบ open source และมีชุมชนสำหรับเป็นต้นแบบในการพัฒนา เนื่องจากมันได้มีการนำไปพัฒนากระจายไปอย่างหลากหลาย CPython นั้นจึงถูกจัดการโดยองค์กรไม่แสวงหาผลกำไรอย่าง Python Software Foundation

### 2.9.1 ประวัติของภาษา Python

ภาษา Python กำเนิดขึ้นในปลายปี 1980 และการพัฒนาของมันเริ่มต้นในเดือนธันวาคม 1989 โดย Guido van Rossum ที่ Centrum Wiskunde & Informatica (CWI) ในประเทศเนเธอร์แลนด์ เนื่องในผู้ประสบความสำเร็จในการสร้างภาษา ABC ที่มีความสามารถสำหรับการจัดการข้อผิดพลาด (Exception handling) และการติดต่อประสานกับระบบปฏิบัติการ Amoeba ซึ่ง Van Rossum นั้นเป็นผู้เขียนหลักของภาษา Python และเขาทำหน้าที่เป็นกลางในการตัดสินใจสำหรับทิศทางพัฒนาของภาษา Python

Python 2.0 ได้ถูกเผยแพร่ในวันที่ 16 ตุลาคม 2000 และมีคุณสมบัติใหม่ที่โดดเด่น ที่ประกอบไปด้วย cycle-detecting garbage collector และสนับสนุน Unicode กับการเผยแพร่ครั้งนี้ กระบวนการพัฒนานั้นได้เปลี่ยนไปโดยการร่วมกันพัฒนาด้วย Community มากขึ้น

Python 3.0 (ซึ่งได้มีการพัฒนามาก่อนหน้านี้และได้อ้างถึงโดยใช้ชื่อว่า Python 3000 หรือ py3k) มันเป็นการพัฒนาที่เปลี่ยนแปลงไปอย่างมาก และมันเข้ากันกับ Python ในเวอร์ชันก่อนหน้าไม่ได้ ซึ่งได้ถูก

เผยแพร่ในวันที่ 3 ธันวาคม 2008 หลังจากที่ได้มีการทดสอบอยู่เป็นเวลานาน คุณสมบัติที่สำคัญของมันจำนวนมากได้ถูกย้อนกลับไปเพื่อให้เข้ากันได้กับ Python เวอร์ชัน 2.6.x และ 2.7.x

## 2.9.2 ไวยากรณ์ของภาษา Python

ภาษา Python ถูกพัฒนาขึ้นมาโดยมีความตั้งใจว่าจะให้เป็นภาษาที่อ่านง่าย มันถูกออกแบบมาให้มีโครงสร้างที่ไม่ซับซ้อน โดยมักจะใช้คำในภาษาอังกฤษในขณะที่ภาษาอื่นใช้เครื่องหมายและวรรคตอน นอกจากนี้ Python ยังมีข้อยกเว้นของโครงสร้างทางภาษาน้อยกว่าอื่นๆ อย่างภาษา C และ Pascal

## 2.9.3 Python Interpreter

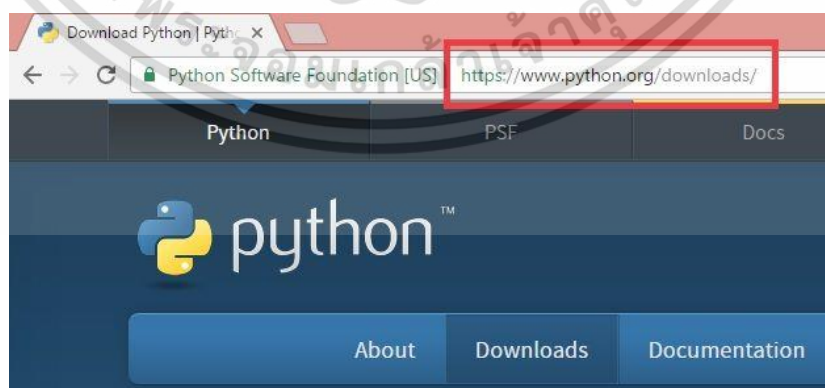
Python interpreter เป็นตัวแปลภาษาของภาษา Python เพื่อให้สามารถรันโค้ด Python ได้ ซึ่งได้มากับไลบรารีมาตรฐานที่สามารถใช้งานได้ฟรี ซึ่งดาวน์โหลดได้ที่ <https://www.python.org/> มันเป็นโปรแกรมแบบ source และ binary ที่มีให้ดาวน์โหลดในแพลตฟอร์มที่ได้รับความนิยม นอกจากนี้ interpreter ยังสนับสนุนการเขียนโปรแกรมกับ Interactive shell ซึ่งเป็นการเขียนโค้ดภาษา Python และเห็นผลลัพธ์การทำงานของคำสั่งได้ในทันที

นอกจากนี้ Python interpreter ยังสามารถนำมาเขียนร่วมกับฟังก์ชันใหม่ที่ถูกพัฒนามาจากภาษา C และ C++ เพื่อเพิ่มความสามารถการทำงานของภาษา Python และเหมาะสำหรับเป็นภาษาในการสร้าง Extension และแอปพลิเคชันที่ปรับแต่งได้

การติดตั้งภาษา Python

## 2.9.4 ดาวน์โหลดภาษา Python

ในการติดตั้งภาษา Python คุณต้องไปที่หน้าดาวน์โหลดของภาษา Python เพื่อดาวน์โหลดโปรแกรมลงคอมพิวเตอร์ก่อน



รูปที่ 2.25 หน้าดาวน์โหลด Python

(ที่มา : [http://marcuscode.com/media/54/marcuscode\\_5KFEi0f9\\_1000.jpg](http://marcuscode.com/media/54/marcuscode_5KFEi0f9_1000.jpg))

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในหน้าของการดาวน์โหลด จะปรากฏ Package ของภาษา Python สองเวอร์ชัน โดยจะเลือกติดตั้งเวอร์ชันล่าสุด

## Looking for a specific release?

Python releases by version number:

Release version	Release date	
Python 3.4.6	2017-01-17	 Download
Python 3.5.3	2017-01-17	 Download
Python 3.6.0	2016-12-23	 Download
Python 2.7.13	2016-12-17	 Download
Python 3.4.5	2016-06-27	 Download
Python 3.5.2	2016-06-27	 Download

รูปที่ 2.26 หน้าเวอร์ชันของโปรแกรม Python

(ที่มา : [http://marcuscode.com/media/56/marcuscode\\_b4vOQd3e\\_1000.jpg](http://marcuscode.com/media/56/marcuscode_b4vOQd3e_1000.jpg))

หลังจากนั้นจะเข้ามาในหน้าของเวอร์ชัน 3.6.0 ให้เลื่อนลงมาในส่วนของ Files จะเห็นรายการของ Python package ที่รองรับ ให้เลือกแพลตฟอร์มที่ต้องการ ในตัวอย่างเลือก "Windows x86 executable installer" สำหรับการติดตั้งบน Windows หลังจากนั้นให้รอจนกว่าการดาวน์โหลดจะเสร็จสมบูรณ์

## Files

Version	Operating System	Description
Gzipped source tarball	Source release	
XZ compressed source tarball	Source release	
Mac OS X 64-bit/32-bit installer	Mac OS X	for Mac OS X 10.6 and later
Windows help file	Windows	
Windows x86-64 embeddable zip file	Windows	for AMD64/EM64T/x64, not Itanium
Windows x86-64 executable installer	Windows	for AMD64/EM64T/x64, not Itanium
Windows x86-64 web-based installer	Windows	for AMD64/EM64T/x64, not Itanium
Windows x86 embeddable zip file	Windows	
Windows x86 executable installer	Windows	
Windows x86 web-based installer	Windows	

รูปที่ 2.27 รายการของ Python package

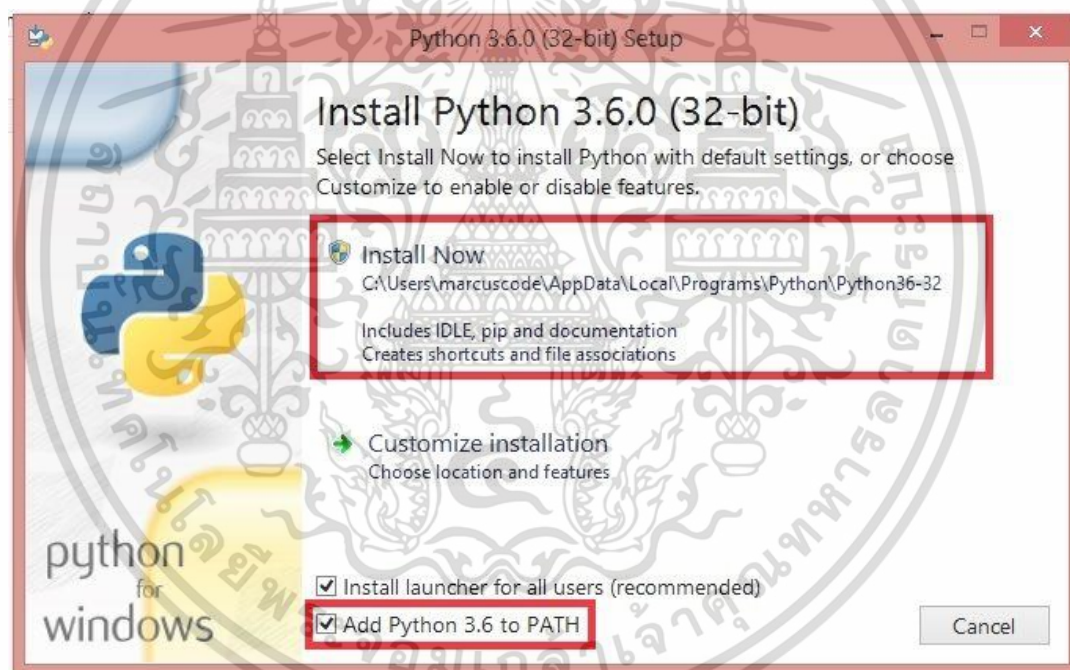
(ที่มา : [http://marcuscode.com/media/56/marcuscode\\_b4vOQd3e\\_1000.jpg](http://marcuscode.com/media/56/marcuscode_b4vOQd3e_1000.jpg))

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.9.5 การติดตั้งภาษา Python

หลังจากที่ได้ทำการดาวน์โหลดภาษา Python เรียบร้อยแล้ว ต่อไปจะเป็นการติดตั้งภาษา Python ลงบนคอมพิวเตอร์ของคุณสำหรับการเขียนโปรแกรม ซึ่งใน Software package ที่เราได้ดาวน์โหลดมาจะประกอบไปด้วยภาษา Python และคุณสมบัติเพิ่มเติมอย่าง Python Interactive shell Documentation Pip และ Python test suit ต่อไปเป็นขั้นตอนการติดตั้งภาษา Python ใน Windows ให้ไปที่สถานที่ที่คุณดาวน์โหลดภาษา Python ไว้และคลิกที่ไฟล์ "python-3.6.0.exe" และคลิกที่ "Run"

หลังจากนั้นหน้าต่างของการติดตั้งจะปรากฏขึ้นมา คลิกเลือกที่ "Add Python 3.6 to PATH" เพื่อให้ระบบทำการกำหนด PATH เพื่อให้ภาษา Python สามารถทำงานได้กับ Command line อัตโนมัติในทุกที่ คลิกที่ "Install now" เพื่อเริ่มการติดตั้งภาษา Python คุณอาจจะเปลี่ยนแปลงตัวเลือกสำหรับการติดตั้งด้วยตัวเองโดยเลือกที่ "Customize install" เช่น เปลี่ยนสถานที่ที่ต้องการติดตั้ง เป็นต้น



รูปที่ 2.28 หน้าติดตั้งโปรแกรม Python

(ที่มา : [http://marcuscode.com/media/60/marcuscode\\_j7JhNj0l\\_1000.jpg](http://marcuscode.com/media/60/marcuscode_j7JhNj0l_1000.jpg))

รองนกว่าการติดตั้งจะเสร็จ หลังจากที่มีการติดตั้งเสร็จสิ้นแล้ว คลิก "Close" เพื่อเสร็จสิ้นการติดตั้งภาษา Python ในตอนนี้ได้ติดตั้งภาษา Python เรียบร้อยแล้วและพร้อมที่จะเขียนโปรแกรมในภาษา Python ต่อไปเราจะทำการตรวจสอบการติดตั้ง โดยให้เปิด Command line ขึ้นมา และพิมพ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คำสั่ง "python" ซึ่งจะได้ผลลัพธ์ดังนี้ ซึ่งถือว่าการติดตั้งเสร็จสมบูรณ์ และจะเป็นการเข้าสู่ Interactive shell ของภาษา Python ที่คุณสามารถพิมพ์คำสั่งต่าง ๆ และดูผลลัพธ์การทำงานได้ทันที

รูปที่ 2.29 หน้า Command line ในโปรแกรม Python

(ที่มา : [http://marcuscode.com/media/62/marcuscode\\_EKnLcmlg\\_1000.jpg](http://marcuscode.com/media/62/marcuscode_EKnLcmlg_1000.jpg))

## 2.9.6 การรันโปรแกรมภาษา Python

ในการรันโปรแกรมที่เขียนในภาษา Python นั้นไฟล์จะต้องถูกบันทึกในนามสกุล `.py` เพื่อรันโปรแกรมในภาษา Python เปิด Command line และใช้คำสั่ง `python` และตามด้วยที่อยู่ของไฟล์ดังกล่าวนี้

```
python c:\path\file_name.py
```

## 2.9.7 Python IDLE

IDLE เป็นชุดเครื่องมือที่ติดตั้งพร้อมใช้สำหรับภาษา Python ที่มากับ Software package ของภาษาที่เราได้ติดตั้งไปก่อนหน้านี้ IDLE นั้นเป็นทั้ง Text editor และ Debugger ในเวลาเดียวกัน ซึ่งอำนวยความสะดวกในการเขียนโปรแกรมในภาษา Python เป็นอย่างมาก

รูปที่ 2.30 แสดงหน้า IDLE ของโปรแกรม Python

(ที่มา : [http://marcuscode.com/media/64/marcuscode\\_pjK76Ynx\\_1000.jpg](http://marcuscode.com/media/64/marcuscode_pjK76Ynx_1000.jpg))

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปด้านบนเป็นหน้าจอของ Python shell ที่ให้เราสามารถพิมพ์คำสั่งสั้นๆ เพื่อดูผลลัพธ์การทำงานได้ทันทีหลังจากกดปุ่ม Enter มันใช้สำหรับการทดสอบและ Debug โปรแกรมสั้นๆ และเราสามารถใช้สำหรับ print สำหรับแสดงข้อความว่า "marcuscode"

## 2.10 Visual Studio Code หรือ VSCode

Visual Studio Code หรือ VSCode เป็นโปรแกรม Code Editor ที่ใช้ในการแก้ไขและปรับแต่งโค้ด จากค่ายไมโครซอฟท์ มีการพัฒนาออกมาในรูปแบบของ OpenSource จึงสามารถนำมาใช้งานได้แบบฟรี ๆ ที่ต้องการความเป็นมืออาชีพ

ซึ่ง Visual Studio Code นั้น เหมาะสำหรับนักพัฒนาโปรแกรมที่ต้องการใช้งานข้ามแพลตฟอร์ม รองรับการใช้งานทั้งบน Windows, macOS และ Linux สนับสนุนทั้งภาษา JavaScript, TypeScript และ Node.js สามารถเชื่อมต่อกับ Git ได้ นำมาใช้งานได้ง่ายไม่ซับซ้อน มีเครื่องมือส่วนขยายต่าง ๆ ให้เลือกใช้อย่างมากมาย ไม่ว่าจะเป็น 1.การเปิดใช้งานภาษาอื่น ๆ ทั้ง ภาษา C++, C#, Java, Python, PHP หรือ Go 2.Themes 3.Debugger 4.Commands เป็นต้น



รูปที่ 2.31 แสดงหน้าดาวน์โหลดของโปรแกรม Visual Studio Code

(ที่มา : <https://www.mindphp.com/images/knowledge/012560/MT19-27-10-6002.png>)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.11 Graphical User Interface (GUI)

GUI ย่อมาจาก Graphical User Interface GUI (อ่านว่า จียูไอ หรือ กุย) คือ การติดต่อกับผู้ใช้โดยใช้ภาพสัญลักษณ์ เป็นการออกแบบส่วนของโปรแกรมคอมพิวเตอร์ให้มีการโต้ตอบกับผู้ใช้ โดยการใช้ Icon, รูปภาพ และสัญลักษณ์อื่น ๆ เพื่อแทนลักษณะต่าง ๆ ของโปรแกรม แทนที่ผู้ใช้จะพิมพ์คำสั่งต่าง ๆ ในการทำงาน ช่วยทำให้ผู้ใช้งานสามารถทำงานได้ง่าย และรวดเร็วขึ้น ไม่จำเป็นต้องจดจำคำสั่งต่าง ๆ ของโปรแกรมมากนัก ถือเป็นวิธีการให้ความสะดวกแก่ผู้ใช้คอมพิวเตอร์ ให้ติดต่อสื่อสารกับระบบโดยผ่านทางภาพ เช่น ใช้เมาส์กดเลือก icon แทนการพิมพ์คำสั่งดังแต่ก่อน โดยเฉพาะในบางโปรแกรมที่มีคำสั่งมาก ๆ เช่น โปรแกรม AutoCAD ที่ใช้ในการวาดแบบ ซึ่งจะมี คำสั่งต่าง ๆ ที่ใช้ในการสร้างรูปมากมาย ผู้ใช้สามารถใช้เมาส์ (mouse) เลือกคำสั่งที่ต้องการจะวาดจาก Icons ที่ปรากฏในโปรแกรมและใช้งานได้เลย โดยไม่ต้องพิมพ์คำสั่งต่าง ๆ ทางแป้นพิมพ์ ช่วยทำให้เกิดความรวดเร็วในการทำงาน และไม่ต้องเสียเวลาในการเรียนรู้และจดจำคำสั่งที่ต้องการมากนัก เพียงดูจาก Icons ที่ปรากฏในโปรแกรมก็สามารถใช้งานได้ทันที ตัวอย่างโปรแกรมที่ช่วยออกแบบโปรแกรมที่ใช้ GUI เช่น Microsoft Visual Basic เป็นต้น

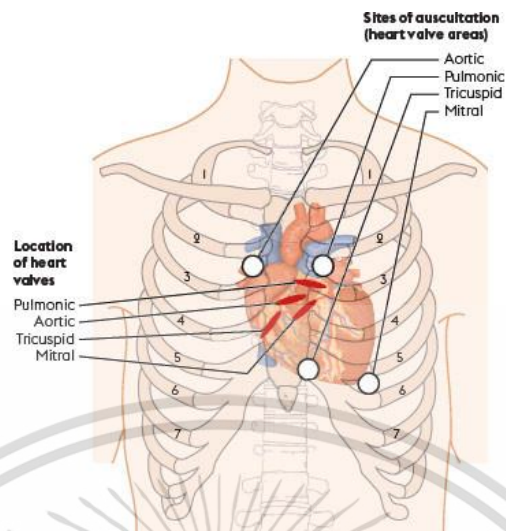
## 2.12 ตำแหน่งการฟังเสียงของหัวใจ

เอออร์ติก วาล์ว (Aortic valve) จะวาง Stethoscope ไว้บริเวณช่องว่างระหว่างซี่โครงซี่ที่ 2 และ 3 ทางด้านขวา

พัลโมนารี วาล์ว (Pulmonary valve) จะวาง Stethoscope ไว้บริเวณช่องว่างระหว่างซี่โครงซี่ที่ 2 และ 3 ทางด้านซ้าย

ไตรคัสปิด วาล์ว (Tricuspid valve) จะวาง Stethoscope ไว้บริเวณช่องว่างระหว่างซี่โครงซี่ที่ 5 และ 6 ทางด้านซ้าย

ไมทรัล วาล์ว (Mitral valve) จะวาง Stethoscope ไว้บริเวณช่องว่างระหว่างซี่โครงซี่ที่ 5 และ 6 ทางด้านขวา



รูปที่ 2.32 แสดงตำแหน่งการวาง stethoscope เพื่อฟังเสียงหัวใจ  
 (ที่มา : [https://dm3omg1n1n7zx.cloudfront.net/rcni/static/journals/ns/32/5/ns.2017.e10965/graphic/ns\\_v32\\_n5\\_44\\_0002.jpg](https://dm3omg1n1n7zx.cloudfront.net/rcni/static/journals/ns/32/5/ns.2017.e10965/graphic/ns_v32_n5_44_0002.jpg))

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 3

### การดำเนินงาน

ในบทนี้นำเสนอการออกแบบหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ (Electronic Stethoscope) และการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ standard limb leads โดยประมวลผลบนโปรแกรม Python

#### 3.1 แผนการดำเนินงาน

ตารางที่ 3.1 ตารางปฏิทินการดำเนินงาน

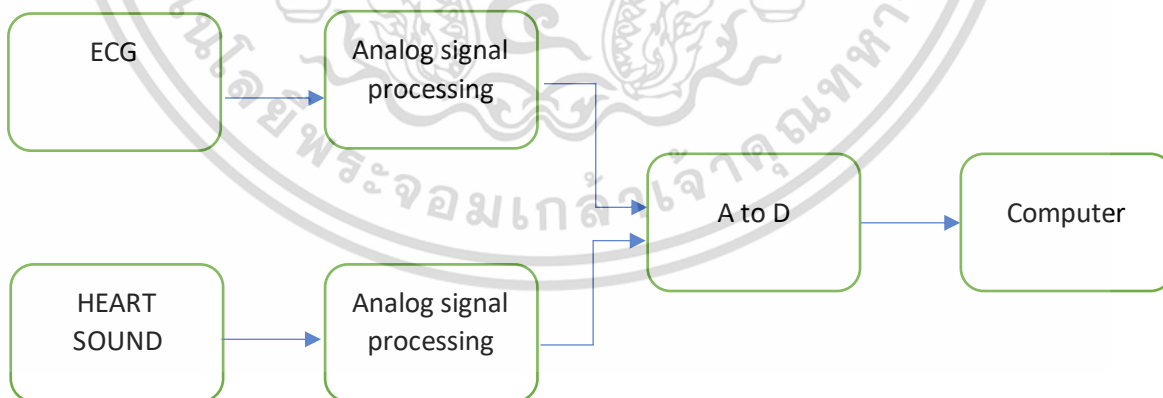
แผนการดำเนินงานภาคการเรียนที่ 1																
ขั้นตอน	สิงหาคม				กันยายน				ตุลาคม				พฤศจิกายน			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
ขั้นตอนวางแผนงาน																
- กำหนดหัวข้อโครงงาน																
- ศึกษาการทำงานของเครื่องมือวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ																
- ศึกษาการเกิดเสียงของหัวใจ																
- ศึกษาการทำงานของหูฟังแพทย์																
- วางแผนขั้นตอนการดำเนินงาน																
ขั้นตอนเตรียมการ																
- กำหนดรูปแบบการทำงานของเครื่องและขอบเขตการสร้างอุปกรณ์																
- ออกแบบการสร้างอุปกรณ์																
ขั้นตอนการดำเนินงาน																
- จัดซื้ออุปกรณ์																
- ทดลองโมดูลที่ซื้อมา																
- ทดลองจากสัญญาณจริงของผู้ทำการทดลอง																
- เขียนโปรแกรมแสดงผล																
- บันทึกผลการทดลอง																
- ทำรูปเล่มรายงานผล (บทที่ 1-3), เตรียมการนำเสนองาน																

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.1 (ต่อ)

แผนการดำเนินงานภาคการเรียนที่ 2																
ขั้นตอน	มกราคม				กุมภาพันธ์				มีนาคม				เมษายน			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
- แก้ไขข้อผิดพลาดจากภาคการเรียนที่ 1																
- ศึกษาการเขียนโปรแกรมภาษาซีบนโปรแกรม อาคูโน่																
- เขียนโปรแกรมแสดงผล																
- ศึกษาการเขียนโปรแกรมภาษาไพธอน																
- เขียนโปรแกรมแสดงผลทั้งสองสัญญาณ																
- แก้ไขอุปกรณ์และตัวเครื่อง																
- ทำการทดลองและบันทึกผลการทดลอง																
- ทำรูปเล่มรายงานผล																
- เตรียมการนำเสนอ																

### 3.2 โครงสร้างของระบบหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์และการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



รูปที่ 3.1 แสดงโครงสร้างของระบบหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์และการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ


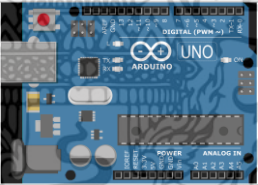


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การออกแบบระบบทั้งหมดในรูปแบบที่ 3.1 ประกอบด้วย 2 ระบบ คือ 1. ระบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยใช้ AD8232 2. หูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ โดยทั้งสองระบบที่กล่าวมานั้นมีเอาต์พุตเป็นสัญญาณอนาล็อก (Analog) และ แปลงเป็นสัญญาณดิจิทัล (Digital) เรียกกระบวนการนี้ว่าการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล (Analog to Digital: A to D) โดยใช้ Arduino เป็นตัวแปลงสัญญาณ จากนั้นนำมาวิเคราะห์และแสดงผลบนโปรแกรม Visual Studio



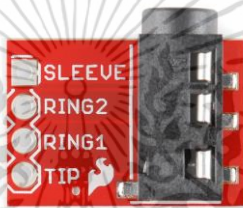


### 3.2.1 ด้านฮาร์ดแวร์

#### 3.2.1.1 อุปกรณ์

ตารางที่ 3.2 อุปกรณ์

อุปกรณ์	รูปภาพ	หน้าที่
1 AD8232 module		วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
2 Arduino Uno Board		Microcontroller
3 Stethoscope		ฟังเสียงของหัวใจ
4 Condenser microphone		รับสัญญาณเสียง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.2 (ต่อ)			
5	MAX9812 audio amplifier		ขยายสัญญาณเสียง
6	Jack 3.5 mm wire		สายส่งสัญญาณเสียง
7	TRRS Breakout		บอร์ดแยกสัญญาณ
8	สายไฟ		เชื่อมต่ออุปกรณ์
9	ท่อหด		หุ้มสายไฟ

### 3.2.1.2 ขั้นตอนการทำ

นำ Stethoscope มาตัดตรงส่วน ear pieces ออก แล้วนำส่วน diaphragm วางติดกับ condenser microphone โดยที่ condenser microphone บัดกรีเข้ากับสาย jack 3.5 mm. จากนั้นนำท่อหามาหุ้มเพื่อป้องกันการเสียหาย หรือขั้วต่อ TRS มาต่อให้ชิดได้มากที่สุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.2 แสดงหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์

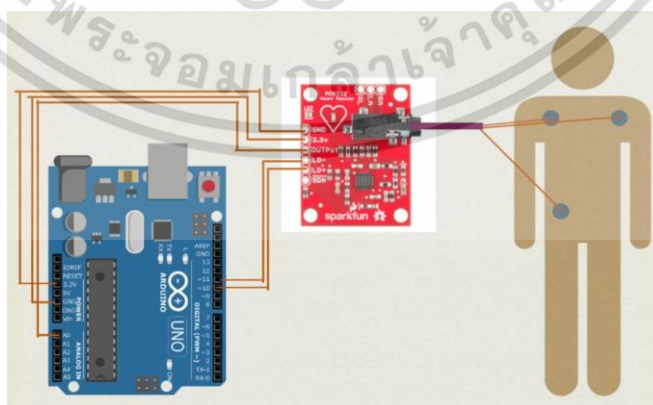
- บัดกรีสายไฟที่ขา High และ Low ของ MAX9812 module แล้วนำขา High ต่อกับขา TIP และขา Low ต่อกับขา Ring1 ของ TRRS Breakout จากนั้นนำไปต่อเข้ากับโมดูล audio amplifier MAX9812

- นำไปต่อกับ Arduino Uno แล้วเขียนโปรแกรมเพื่อแปลงสัญญาณจากดิจิตอลเป็นอนาล็อกในขั้นตอนต่อไป

### 3.2.2 ด้านซอฟต์แวร์

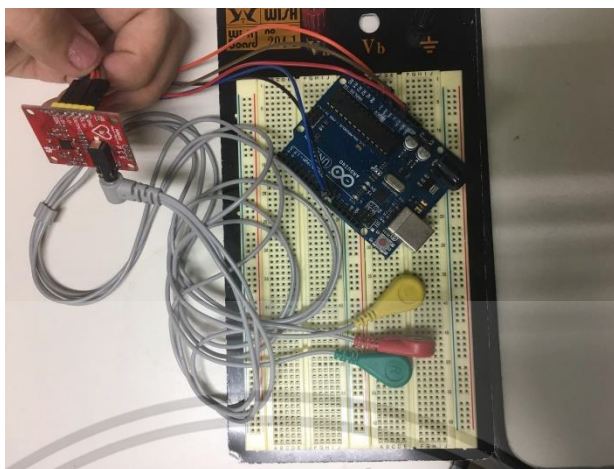
#### 3.2.2.1 ECG

ส่วนของ ECG monitor จะใช้ Arduino Uno ต่อเข้ากับ AD8232 ECG module ดังรูปที่ 3.3 แล้วทำการต่อ simple lead กับร่างกายผู้ทดลองโดยใช้อิเล็กโทรดแพด และเขียนโปรแกรม Arduino เพื่อให้สัญญาณแสดงผลบนโปรแกรม



รูปที่ 3.3 แสดงแผนผังการต่อ Arduino uno กับ AD8232

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.4 แสดงการต่อ Arduino uno กับ AD8232

```

Arduino code
void setup() {
  Serial.begin(115200);
  pinMode(10, INPUT); // Setup for leads off detection LO +
  pinMode(11, INPUT); // Setup for leads off detection LO -
}
void loop() {
  Serial.println(analogRead(A0));
  delay(10);
}

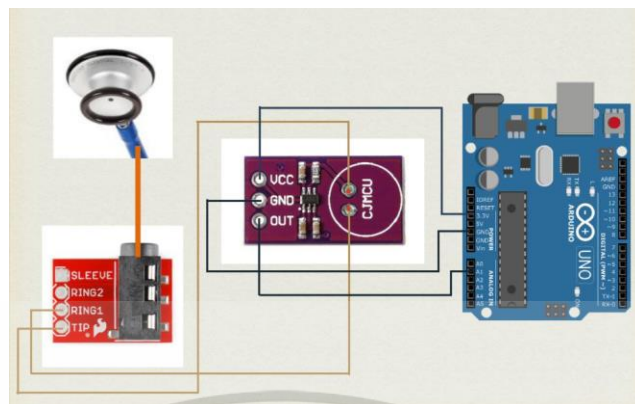
```

ผู้จัดทำได้ทำการเขียนโปรแกรมอาดูโน้เบื้องต้นเพื่อตรวจสอบสัญญาณและศึกษาลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเพื่อที่จะนำไปเขียนโปรแกรมในการวัดสัญญาณต่อไป

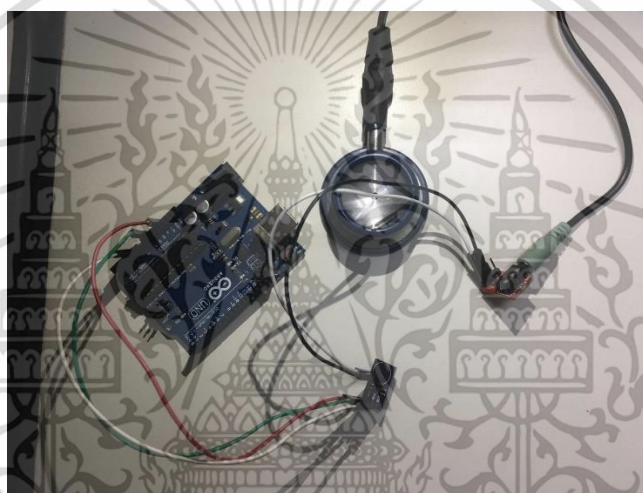
### 3.2.2.2 Electronic Stethoscope

หลังจากที่ทำส่วนฮาร์ดแวร์เสร็จ นำ MAX9812 audio amplifier มาต่อกับบอร์ด Arduino Uno 3.5 เพื่อแสดงผลในโปรแกรม Arduino

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.5 แสดงแผนผังการต่อArduino uno กับ MAX9812



รูปที่ 3.6 แสดงการต่อArduino uno กับ MAX9812

```

void setup() {
  Serial.begin(115200);
  pinMode(10, INPUT); // Setup for leads off detection LO +
  pinMode(11, INPUT); // Setup for leads off detection LO -
}

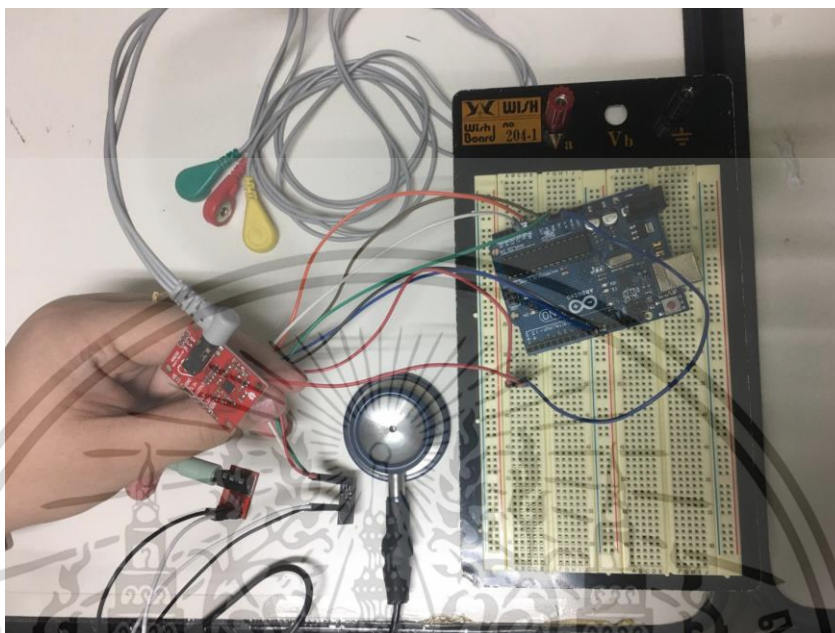
void loop() {
  Serial.println(analogRead(A1));

  delay(10);
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะผู้จัดทำได้ทำการเขียนโปรแกรมมาดูลื่นเบื้องต้นเพื่อตรวจสอบสัญญาณและศึกษาลักษณะของสัญญาณเสียงหัวใจเพื่อที่จะนำไปเขียนโปรแกรมในการวัดสัญญาณต่อไป



รูปที่ 3.7 แสดงการต่อ AD8232 module และ Electronic Stethoscope กับ Arduino board

### 3.2.2.3 Arduino Code

หลังจากได้นำ AD8232 module และ Electronic Stethoscope นำมาต่อเข้ากับ Arduino Board แล้ว ก็จะมีการเพิ่มบิตให้กับ Arduino เพราะ ในการใช้ Serial.println(analogRead( )) Arduino Board ไม่สามารถที่จะแสดงกราฟของเสียงหัวใจได้เนื่องจากมีแอมป์ฟิเจอร์ที่เล็ก

```
void setup() {
  // put your setup code here, to run once:
  Serial.begin(115200);
  timer = micros();
  ADCSRA = 0;          // clear ADCSRA register
  ADCSRB = 0;          // clear ADCSRB register
  ADMUX = 0;           // use ADC0
  ADMUX |= (1 << REFS0); // use AVcc as the reference
  ADCSRA |= (1 << ADIFSC); // Enable Interrupts
  ADCSRA |= (1 << ADIFR); // Start the ADC conversion
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

ADMUX |= (0 << ADLAR); // Right adjust for 10-bit resolution
ADCSRA |= (1 << ADPS2); // 16 prescale for 16Mhz
ADCSRA |= (1 << ADSCF); // Set ADC Auto Trigger Enable
ADCSRB = 0; // 0 for free running mode
ADCSRA |= (1 << ADEN); // Enable the ADC

```

เมื่อทำการเคลียร์ค่ารีจิสในชิป ATmega328 ก็จะได้รับข้อมูลเข้ามาใน Arduino ต่อจากนั้นจะทำการแปลงสัญญาณจากสัญญาณอนาล็อกไปเป็นสัญญาณดิจิทัล ซึ่งจะเก็บค่าใน Doc "HS" และ Doc "ECG" เพื่อที่จะทำค่าไปแสดงในโปรแกรมต่อไป

```

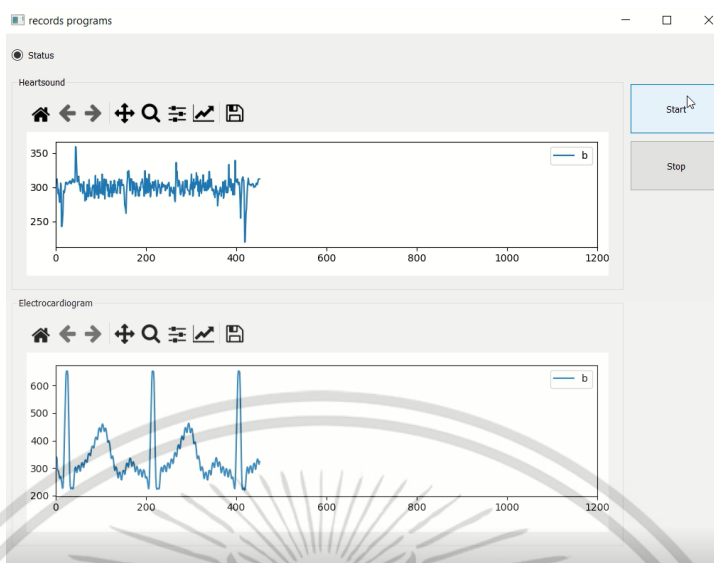
if (tmp == 0) {
    Au0 = A
    DCL | ADCH << 8; // Right adjust for 10 bit resolution
    doc["HS"] = Au0;
    ADMUX++; // add 1 to ADMUX to go to the next sensor
}
else if (tmp == 1) {
    Au1 = ADCL | ADCH << 8; // Right adjust for 10 bit resolution
    doc["ECG"] = Au1; serializeJson(doc, Serial);
    Serial.println();
    ADMUX++; }

```

### 3.2p.2.4 Visual Studio Code

หลังจากไปส่งข้อมูลจาก Arduino มายังโปรแกรม Visual Studio Code เพื่อที่จะนำข้อมูลที่เก็บค่าที่วัดค่าได้แสดงบน GUI แบบเรียลไทม์และสามารถบันทึกค่าที่แสดงในกราฟในรูปแบบของ Excel ได้

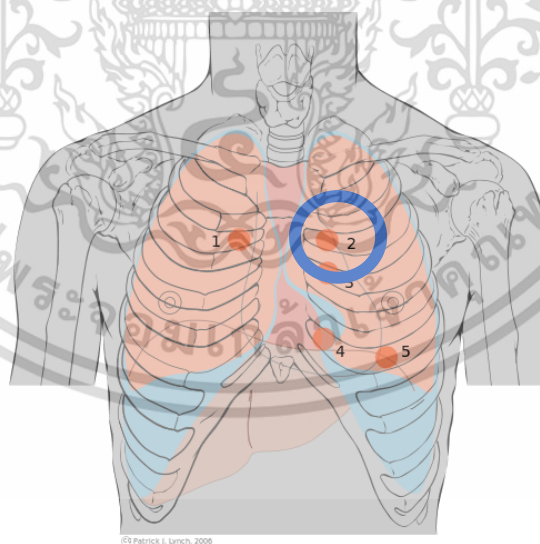




รูปที่ 3.9 แสดงกราฟในหน้าต่างของ GUI

### 3.3 การวาง stethoscope ขณะบันทึกค่าการทดลอง

ในการทดลองผู้จัดทำได้ทำการวางหูฟังแพทย์ (Stethoscope) บริเวณอกทางด้านซ้าย ช่องว่างระหว่างซี่โครงซี่ที่ 2 และ 3 ซึ่งจะได้ยินเสียงหัวใจชัดที่สุดทั้ง S1 และ S2 ทำให้เห็นกราฟทั้ง 2 เสียงนี้ชัด โดยจะวัดกับผู้ถูกทดลองจำนวน 12 คน



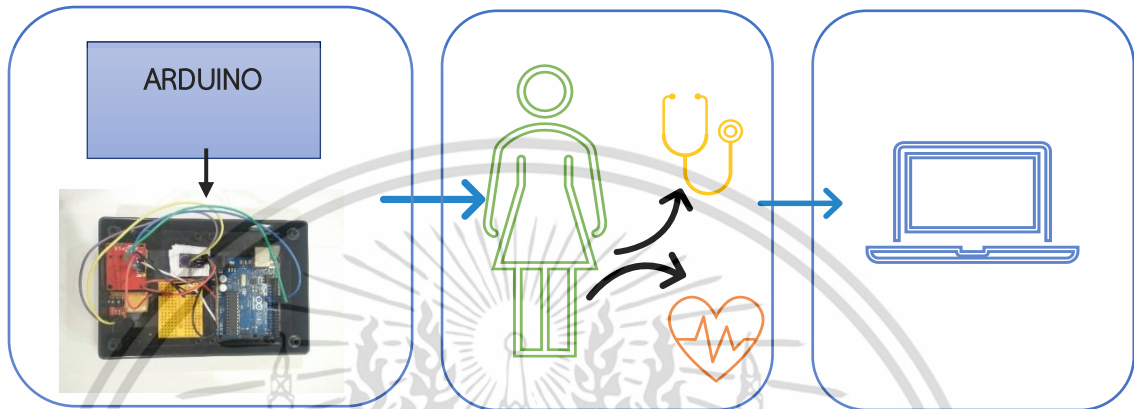
รูปที่ 3.10 แสดงบริเวณที่วาง stethoscope ขณะบันทึกค่าการทดลอง

(ที่มา : [https://i2.wp.com/upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/d/df/Thoracic\\_landmarks\\_anterior\\_view\\_heart\\_ausc.svg/489pxThoracic\\_landmarks\\_anterior\\_view\\_heart\\_ausc.svg.png?w=819&ssl](https://i2.wp.com/upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/d/df/Thoracic_landmarks_anterior_view_heart_ausc.svg/489pxThoracic_landmarks_anterior_view_heart_ausc.svg.png?w=819&ssl))

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 4

### ผลการทดลอง



รูปที่ 4.1 แผนภาพแสดงการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและเสียงหัวใจ

#### 4.1 การทดสอบสัญญาณจากการต่อ Arduino Board โดยการเขียนโปรแกรม

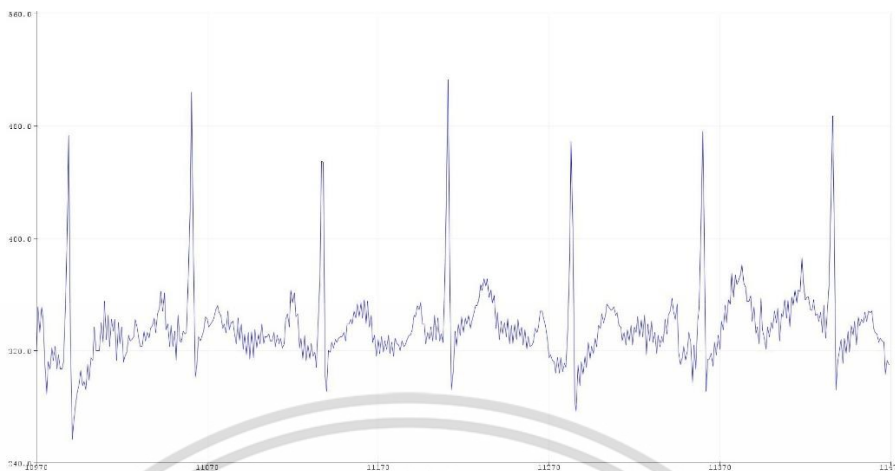
##### 4.1.1 สัญญาณ ECG จากตัวผู้ทำการทดลอง

ทำการวัดโดยใช้ AD8232 module ต่อเข้ากับ Arduino board



รูปที่ 4.2 ผู้ทำการทดลองกำลังวัดสัญญาณ ECG บนโปรแกรม Arduino

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.3 แสดงสัญญาณ ECG บนโปรแกรม Arduino

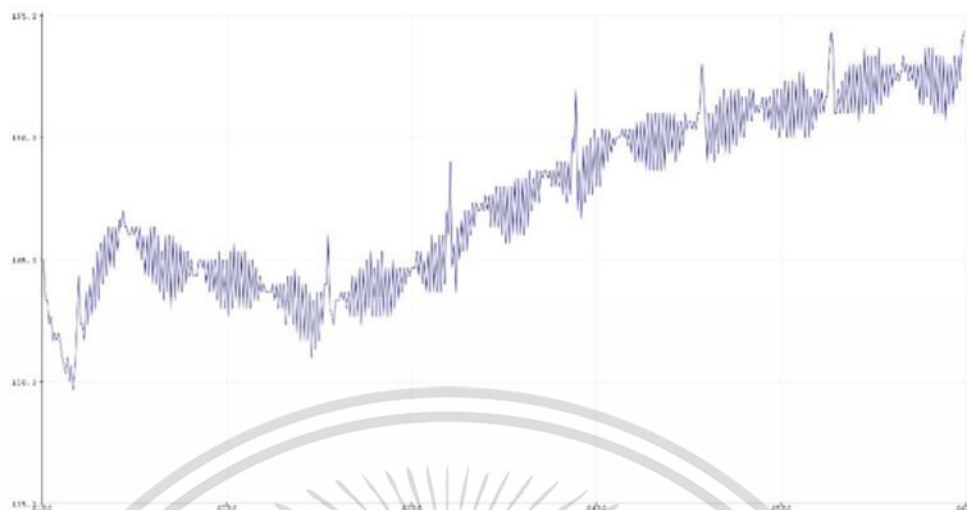
#### 4.1.2 สัญญาณเสียงจากตัวผู้ทดลอง

ทำการวัดโดยใช้ Electronic Stethoscope ที่ทำการต่อกับ condenser microphone และ audio amplifier เรียบร้อยแล้ว



รูปที่ 4.4 ผู้ทำการทดลองกำลังวัดสัญญาณเสียงโดยใช้ Electronic Stethoscope บนโปรแกรม Arduino

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

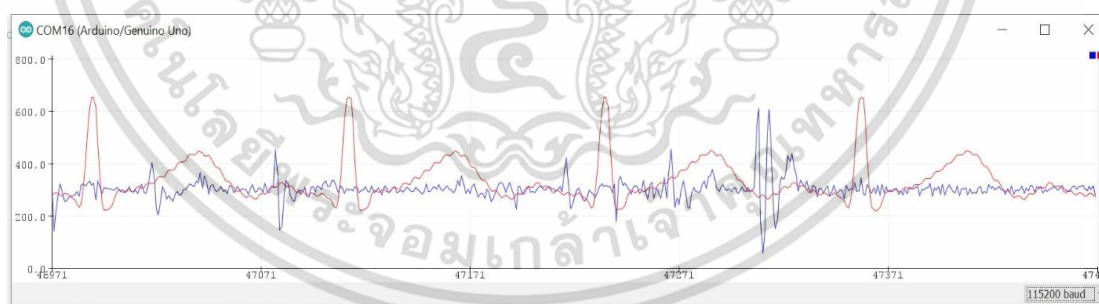


รูปที่ 4.5 แสดงสัญญาณเสียงโดยใช้ Electronic Stethoscope บนโปรแกรม Arduino

## 4.2 สัญญาณที่ทำการวัดได้จากการเขียนโปรแกรม

### 4.2.1 เขียนโปรแกรมแสดงผลสัญญาณบนโปรแกรมอาดูโน

จากการวัดสัญญาณโดยการเขียนโปรแกรมแบบภาษาซีในโปรแกรมอาดูโน จะทำให้คณะผู้จัดทำสามารถได้ข้อมูลตามที่ต้องการในจำนวนบิตที่เพิ่มขึ้น หรือเป็นการเพิ่มจำนวนของสัญญาณใน 1 วินาที

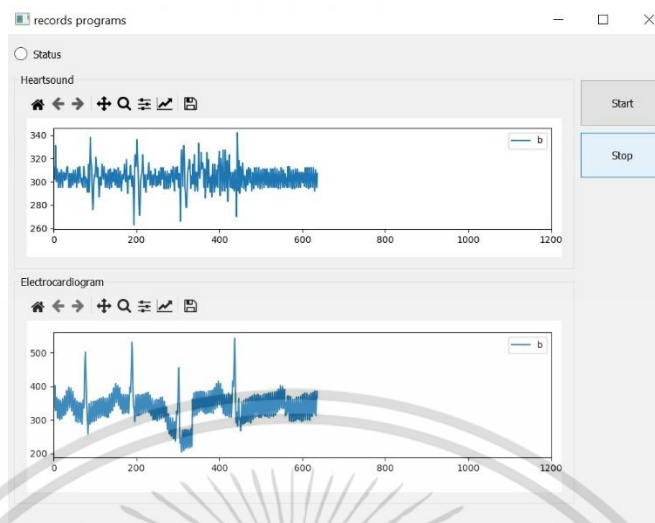


รูปที่ 4.6 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ(สีแดง) และสัญญาณเสียง(สีน้ำเงิน) โดยใช้เครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และหูฟังแพทย์อิเล็กทรอนิกส์ บนโปรแกรมอาดูโน

### 4.2.2 เขียนโปรแกรมแสดงผลสัญญาณบนโปรแกรมไพธอน

หลังจากทำการส่งเขียนโปรแกรมส่งข้อมูลผ่านโปรแกรมอาดูโน จึงนำข้อมูลที่ได้นำมาแสดงผ่านโปรแกรมวิซวลสตูดิโอโค้ดโดยใช้ภาษาไพธอน ทำให้สามารถวัดสัญญาณทั้งสองได้พร้อมกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.7 แสดงสัญญาณเสียง และสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ทำการทดลองบนโปรแกรม ด้วยภาษาไพธอน

### 4.3 บันทึกผลการทดลองกับผู้ถูกทำการทดลอง

ทำการบันทึกผลข้อมูลของสัญญาณทั้งสองสัญญาณจากบุคคลที่มีสุขภาพร่างกายแข็งแรง ออกกำลังกายเป็นประจำทุกวัน และบุคคลที่มีโรคประจำตัว

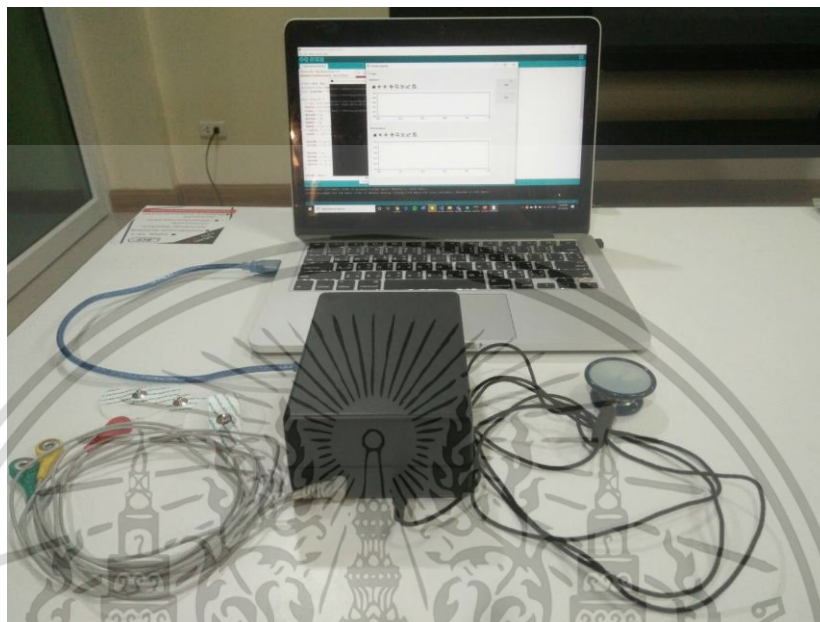
ตารางที่ 4.1 ข้อมูลของผู้ถูกทำการทดลอง

ลำดับที่	อายุ	เพศ	โรคประจำตัว
1	56	หญิง	-
2	84	หญิง	หัวใจเต้นผิดจังหวะ
3	60	หญิง	-
4	65	หญิง	-
5	55	ชาย	-
6	20	ชาย	-
7	59	หญิง	-
8	62	หญิง	-
9	39	หญิง	-
10	22	หญิง	-
11	22	หญิง	-
12	48	ชาย	-

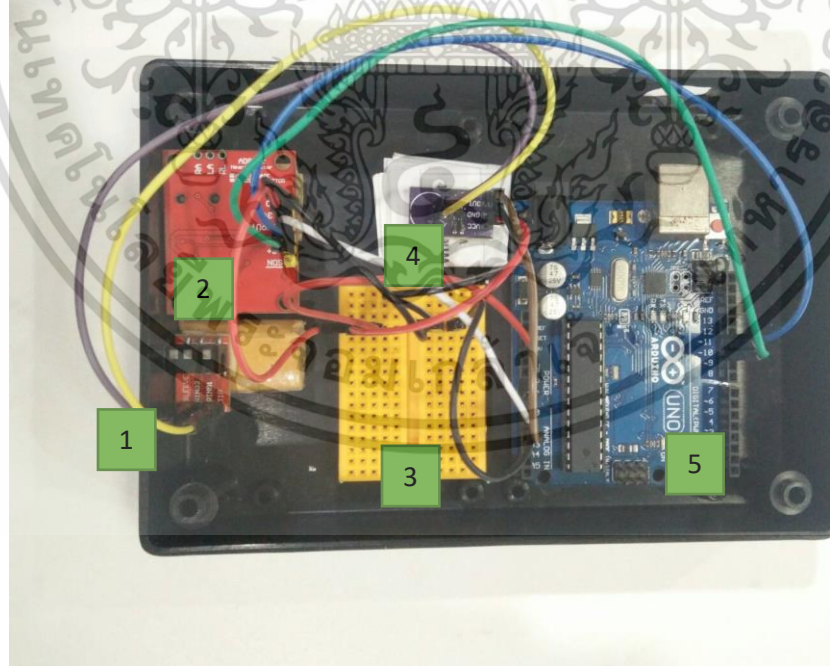
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 4.3.1 อุปกรณ์ที่ใช้ในการบันทึกผล

ซึ่งจะมีอุปกรณ์ในการบันทึกผลการทดลองดังนี้



รูปที่ 4.8 แสดงเครื่องตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและเสียงหัวใจ



รูปที่ 4.9 แสดงภายในตัวเครื่องตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและเสียงหัวใจ 1) TRRS Breakout 2) AD8232 Module 3) บอร์ดไขปลา 4) Audio Amplifier MAX9812 5) Arduino Uno

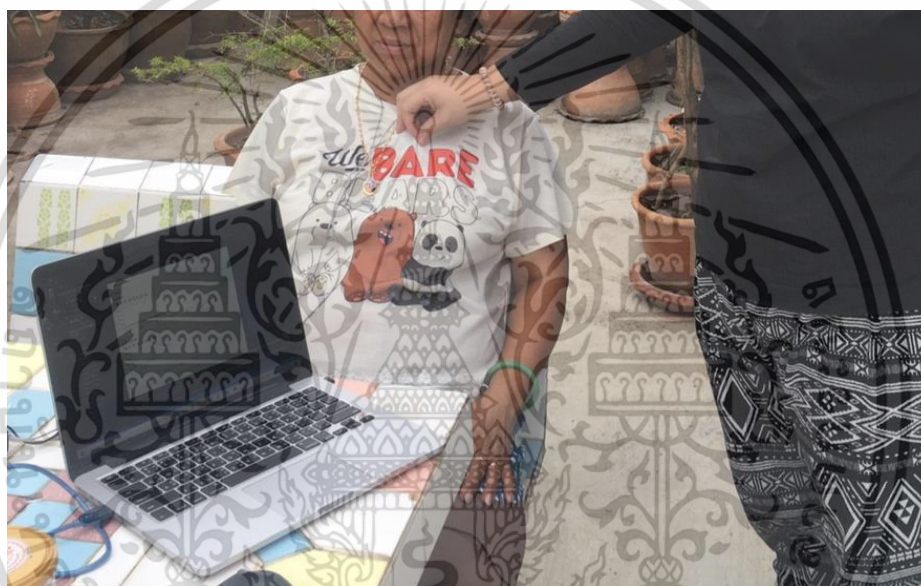
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 4.3.2 ลักษณะของสัญญาณที่วัดได้

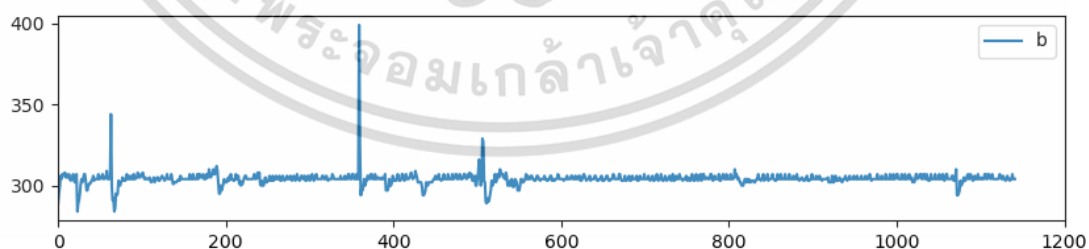
จากการที่คณะผู้จัดทำได้ทำการบันทึกผลการทดลอง ผลการทดลองที่ได้มีทั้งสัญญาณที่แสดงออกมาเห็นความสัมพันธ์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณเสียงของหัวใจและผลการทดลองที่ไม่สามารถหาความสัมพันธ์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณเสียงของหัวใจได้

#### 4.3.2.1 ลักษณะของสัญญาณที่ไม่ดี

ผลการทดลองที่วัดได้ไม่สามารถหาความสัมพันธ์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณเสียงของหัวใจได้ หรือไม่ชัดเจน

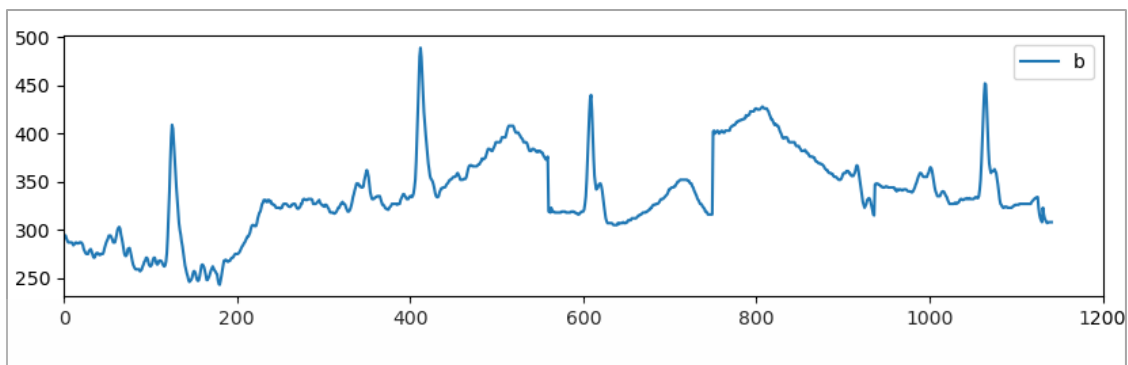


รูปที่ 4.10 แสดงผู้ถูกวัดสัญญาณ ที่ผลของสัญญาณไม่สามารถหาความสัมพันธ์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและเสียงของหัวใจได้  
ได้ชัดเจน



รูปที่ 4.11 แสดงสัญญาณเสียงของหัวใจของผู้ถูกทำการทดลองลำดับที่ 4

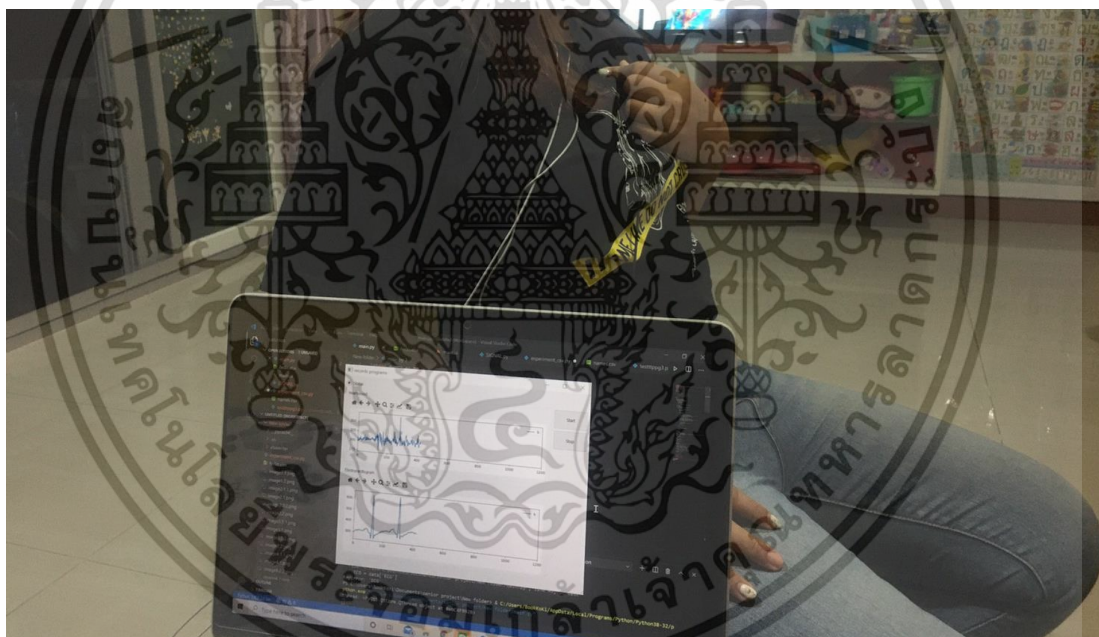
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.12 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ถูกทำการทดลองลำดับที่ 4

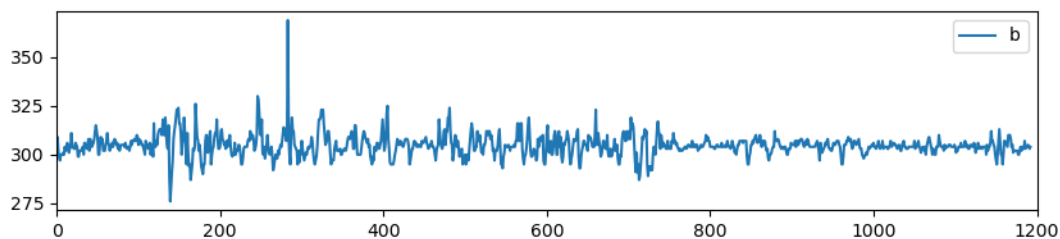
#### 4.3.2.2 ลักษณะของสัญญาณที่ดี

จากการวัดสัญญาณจะเห็นความสัมพันธ์ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณเสียงของหัวใจได้ชัดเจน หรือสามารถหาความสัมพันธ์ได้

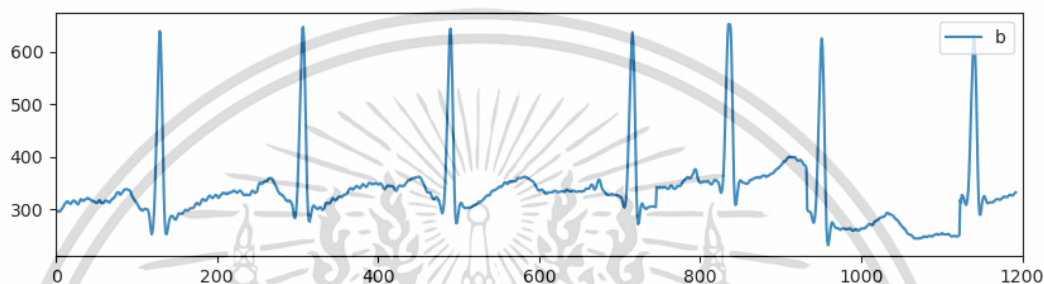


รูปที่ 4.13 แสดงผู้ถูกวัดสัญญาณ ที่ผลของสัญญาณที่สามารถหาความสัมพันธ์ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและเสียงของหัวใจได้ชัดเจน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



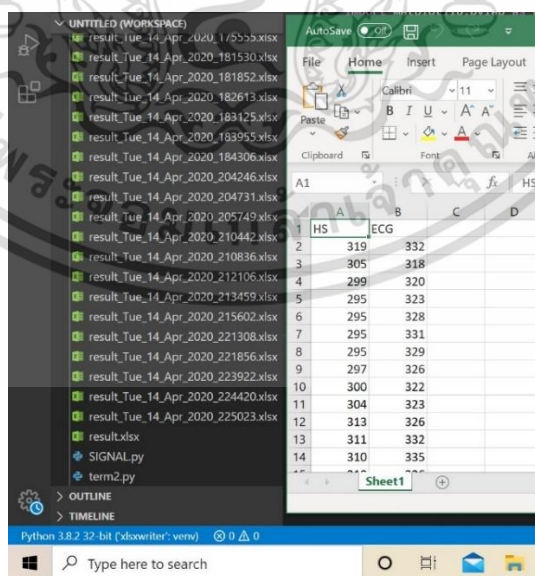
รูปที่ 4.14 แสดงสัญญาณเสียงของหัวใจของผู้ถูกทำการทดลองลำดับที่ 10



รูปที่ 4.15 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ถูกทำการทดลองลำดับที่ 10

#### 4.4 การเก็บผลของข้อมูลเป็นตัวเลข

คณะผู้จัดทำได้ทำการบันทึกข้อมูลผลของสัญญาณในรูปแบบของค่าตัวเลขด้วย โดยบันทึกผ่านบนโปรแกรมเอ็กเซล เพื่อที่จะสามารถมาค่ากลับมามีผลต่อสัญญาณในขณะที่วัดได้ใหม่โดยไม่ต้องทำการวัดจากผู้ถูกทำการทดลองจริง



รูปที่ 4.16 แสดงการเก็บผลข้อมูลสัญญาณในรูปแบบตัวเลขบนโปรแกรมเอ็กเซล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 5

# สรุปผลการทดลอง

### 5.1 สรุปผลการวิจัย

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ได้ทำการสร้างเครื่องมือที่สามารถใช้วัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและเสียงของหัวใจได้ในขณะเดียวกัน เพื่อหาความสัมพันธ์ของสัญญาณทั้งสอง สำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาเรื่องโรคหัวใจเต้นผิดจังหวะและปัญหาจากคลื่นหัวใจรั่วหรือตีบ

โดยการทำงานของเครื่องเป็นการวัดสัญญาณทั้งสองที่เป็นอนาล็อกและนำสัญญาณผ่านอนาล็อกทูลิจิตอลคอนเวอร์เตอร์ แปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล และแสดงผลการวัดสัญญาณแสดงผ่านคอมพิวเตอร์

จากการวัดบันทึกผลของสัญญาณที่สามารถวัดสัญญาณทั้งสองได้ในเวลาเดียวกันแล้ว พบว่าสัญญาณที่วัดได้ สามารถแบ่งออกเป็น 2 ประเภท ดังนี้ 1. สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณเสียงของหัวใจมีความสัมพันธ์อย่างชัดเจนและสามารถหาความสัมพันธ์ได้ 2. สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและเสียงของหัวใจไม่สัมพันธ์กัน หรือไม่สามารถมองเห็นถึงความสัมพันธ์กันได้อย่างชัดเจน

### 5.2 ปัญหาและแนวทางการแก้ไข

1) เมื่อทำการวัดสัญญาณทั้งสองในบริเวณที่มีเสียงรบกวนมาก จะไม่เห็นสัญญาณเสียงหัวใจ เพราะเสียงรบกวนมากเกินไป

#### แนวทางแก้ไข

ควรทำการบันทึกค่าในบริเวณที่เงียบและไม่มีเสียงรบกวน

2) อุปกรณ์ในการวัดสัญญาณไม่ค่อยมีความเสถียร

#### แนวทางแก้ไข

ไม่ทำการขนย้ายอุปกรณ์ขนาดวัดสัญญาณ เลือกใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ชนิดที่ประสิทธิภาพสูงกว่า Arduino uno R3

3) มี noise ของสัญญาณเกิดขึ้น อาจเกิดจากการเสียบสายชาร์จแบตเตอรี่คอมพิวเตอร์หรือผู้ทำการทดลองมีการขยับตัว

#### แนวทางแก้ไข

ไม่เสียบปลั๊กไฟขนาดวัดค่าสัญญาณจะป้องกันการเกิดสัญญาณรบกวนจาก power line และขอความร่วมมือผู้ทำการทดลองให้อยู่ในท่าที่สบายและไม่ให้มีการขยับตัว

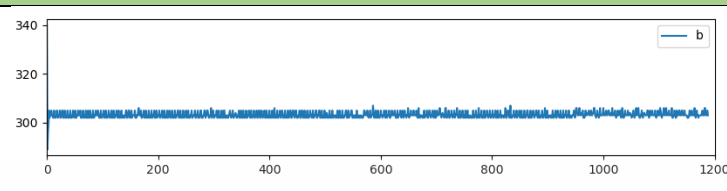
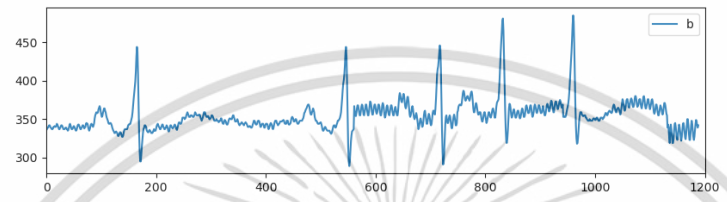
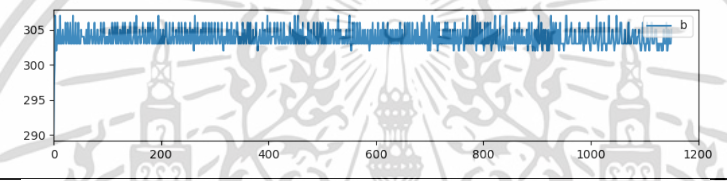
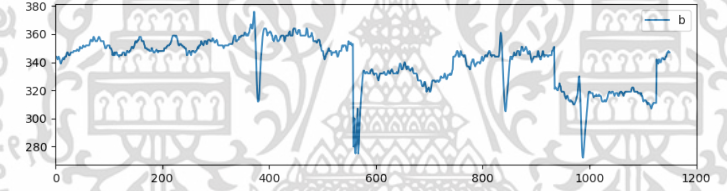
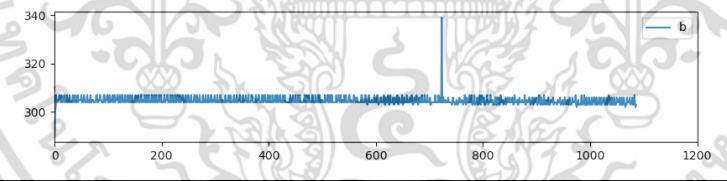
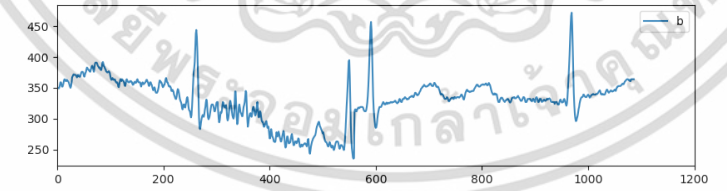
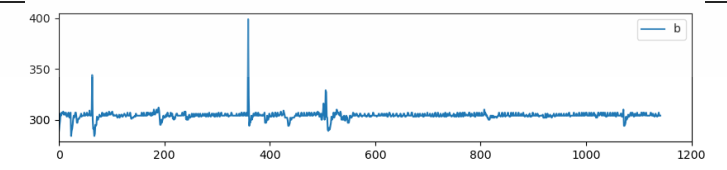
## บรรณานุกรม

- [1] Mayo Clinic Staff. 2018. **Heart Diseases**. [Online]. เข้าถึงได้จาก :  
<https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/heart-disease/symptomscauses/syc-20353118>
- [2] 2020. **Heart sound topic**. [Online]. เข้าถึงได้จาก :  
<https://www.healio.com/cardiology/learn-the-heart/cardiologyreview/topic-reviews/heart-sounds>
- [3] ทรงชัย หนูนชู. 2556. **โครงสร้างของหัวใจ**. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก :  
<http://fat.surin.rmuti.ac.th/teacher/songchai/circulatory/structure%20of%20heart.htm>
- [4] Michael J. Shea , Jessica I. 2019. **Cardiac Auscultations**. เข้าถึงได้จาก :  
<https://www.msmanuals.com/professional/cardiovasculardisorders/approach-to-the-cardiac-patient/cardiac-auscultation>
- [5] Ammay. 2561. **หน้าที่ของห้องหัวใจ**. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก :  
<https://www.trueplookpanya.com/knowledge/content/69354/-scibiosci>
- [6] ณรงค์ บวบทอง. 2562. **การเชื่อมต่อกับสัญญาณอนาล็อก**. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก :  
[http://narong.ece.engr.tu.ac.th/ei444/document/16\\_adc\\_avr.pdf](http://narong.ece.engr.tu.ac.th/ei444/document/16_adc_avr.pdf)
- [7] 2560. **Arduino คืออะไร**. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก :  
<https://www.thaieasyelec.com/article-wiki/latest-blogs/what-is-arduino-ch1.html>
- [8] 2561. **ภาษา Python**. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : <http://marcuscode.com/lang/python>
- [9] 2562. **ANALOG INPUTS (ANALOG TO DIGITAL CONVERTER)**. [Online]. เข้าถึงได้จาก :  
<https://sites.google.com/site/qeewiki/books/avr-guide/analog-input>
- [10] Vishnu Sharma. 2563. **ADMUX Register**. [Online]. เข้าถึงได้จาก :  
[microlex.blogspot.com/p/1.html](http://microlex.blogspot.com/p/1.html)

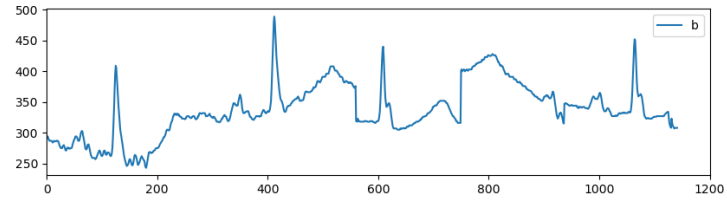
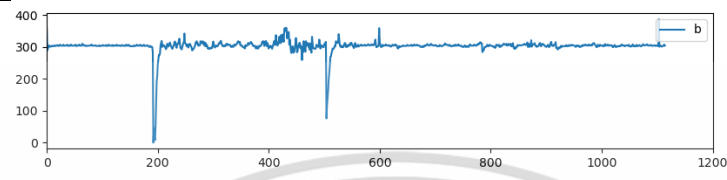
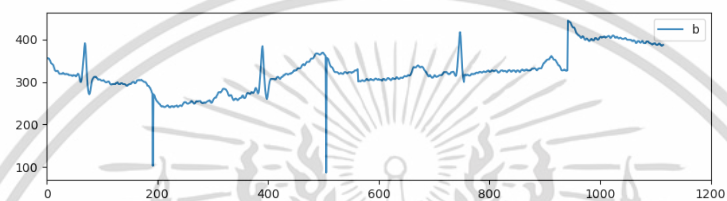
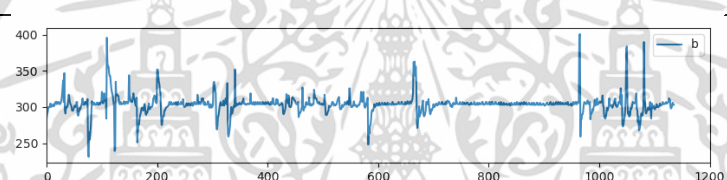
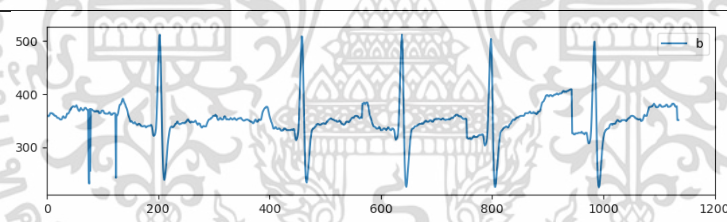
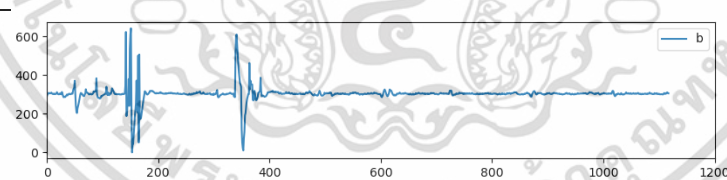
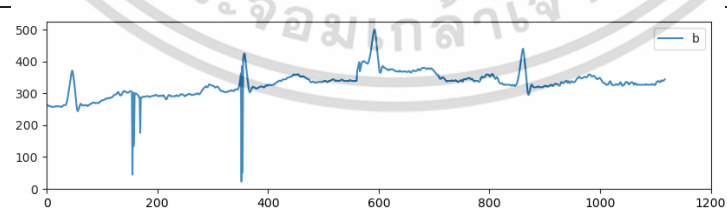
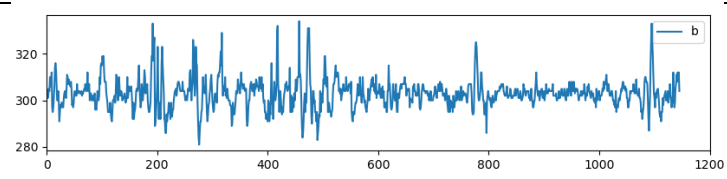


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

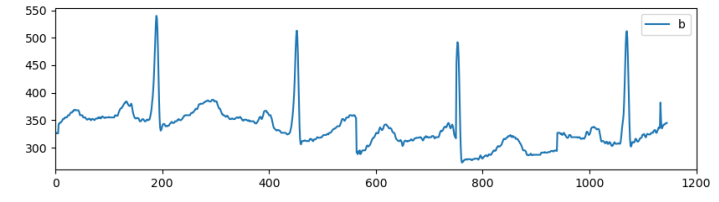
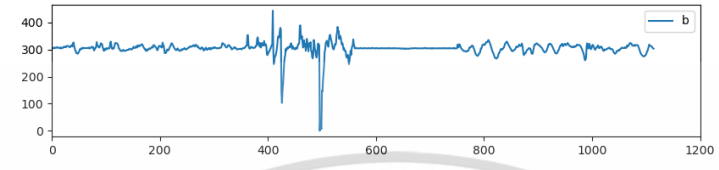
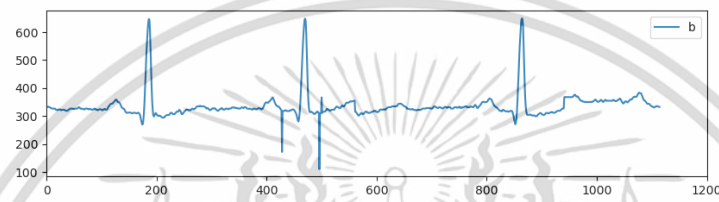
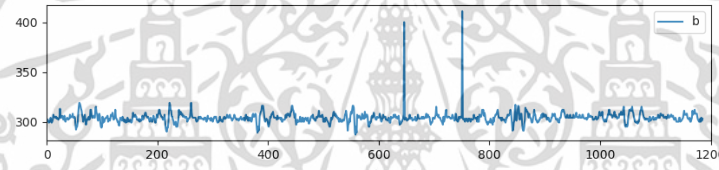
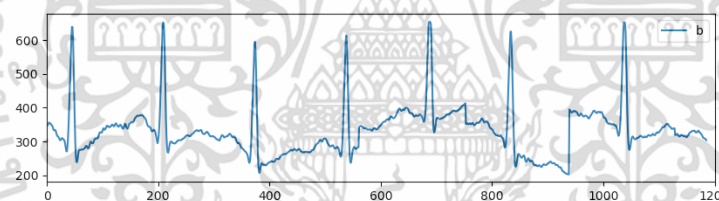
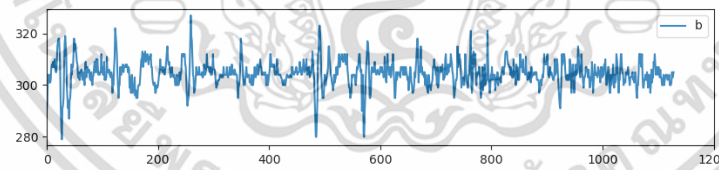
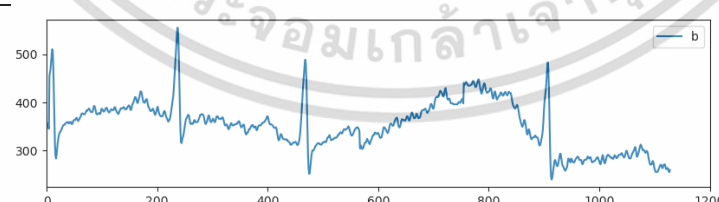
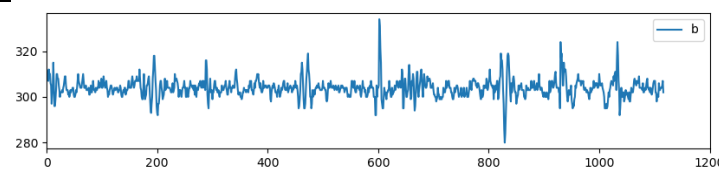
## ตารางบันทึกผลสัญญาณของผู้ทำการทดลองทั้งหมด 12 คน

ลำดับที่	ผลการทดลอง	สัญญาณ
1		เสียงหัวใจ
		คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
2		เสียงหัวใจ
		คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
3		เสียงหัวใจ
		คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
4		เสียงหัวใจ

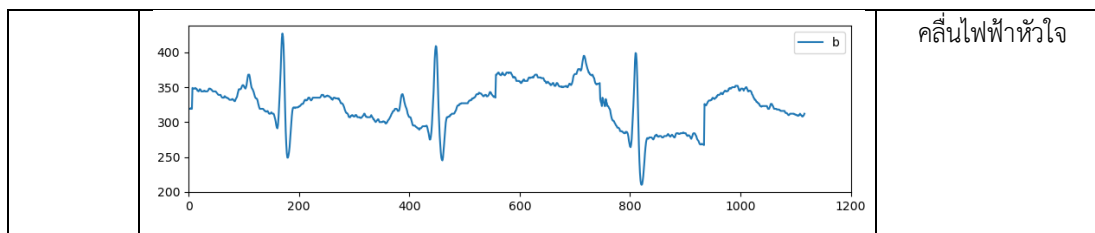
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

		คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
5		เสียงหัวใจ
		คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
6		เสียงหัวใจ
		คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
7		เสียงหัวใจ
		คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
8		เสียงหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

		คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
9		เสียงหัวใจ
		คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
10		เสียงหัวใจ
		คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
11		เสียงหัวใจ
		คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
12		เสียงหัวใจ

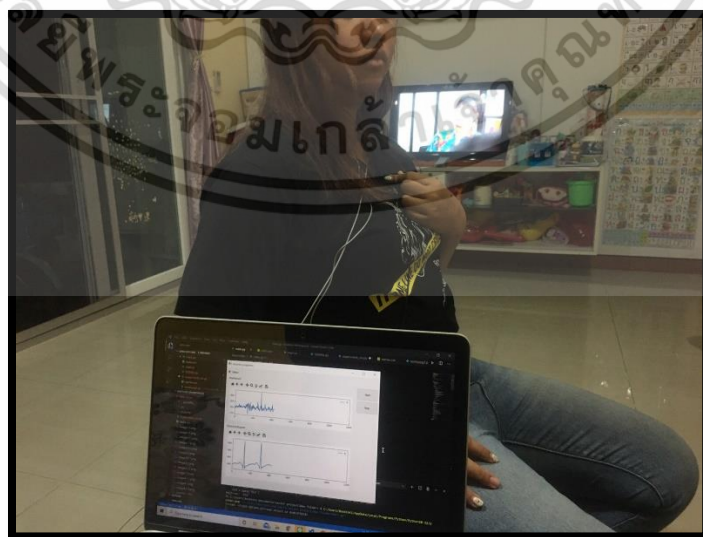
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



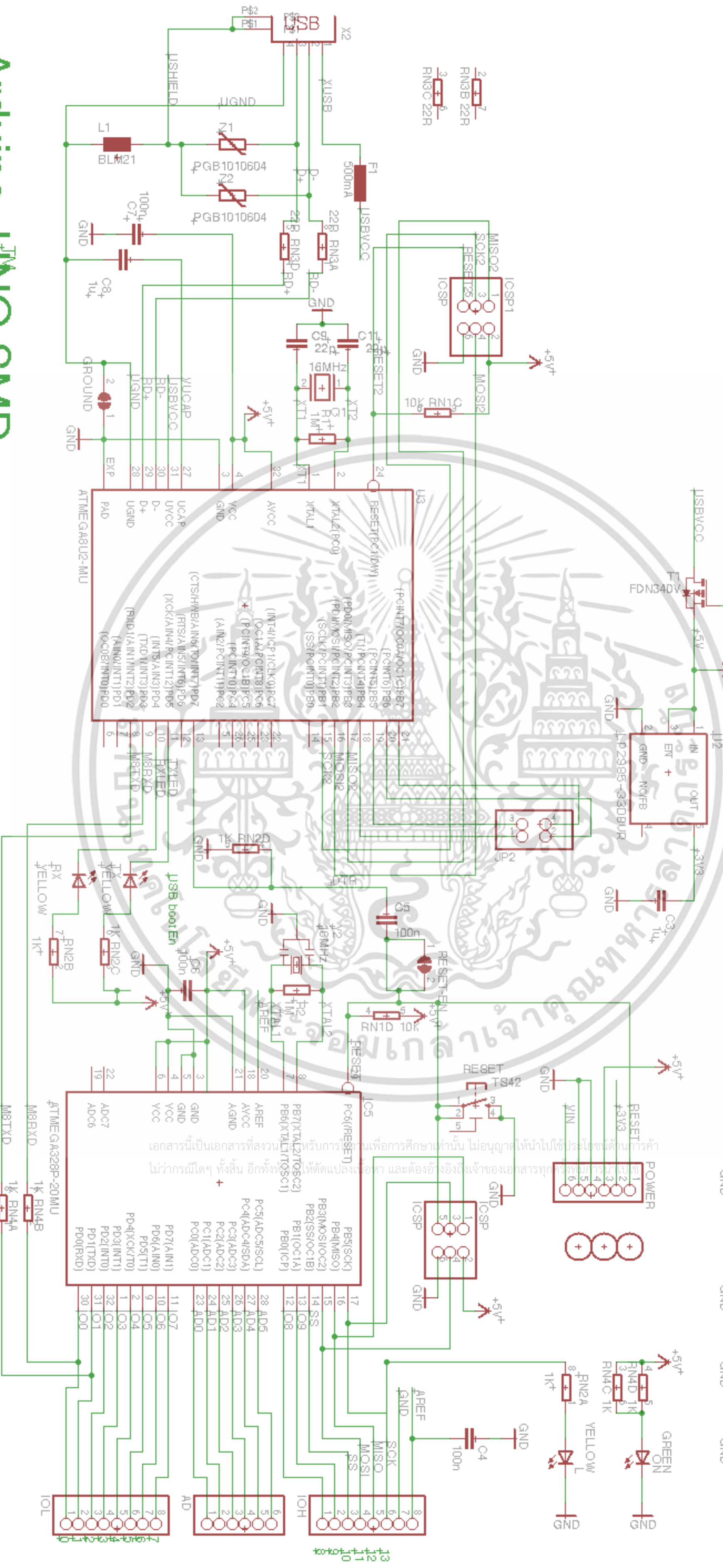
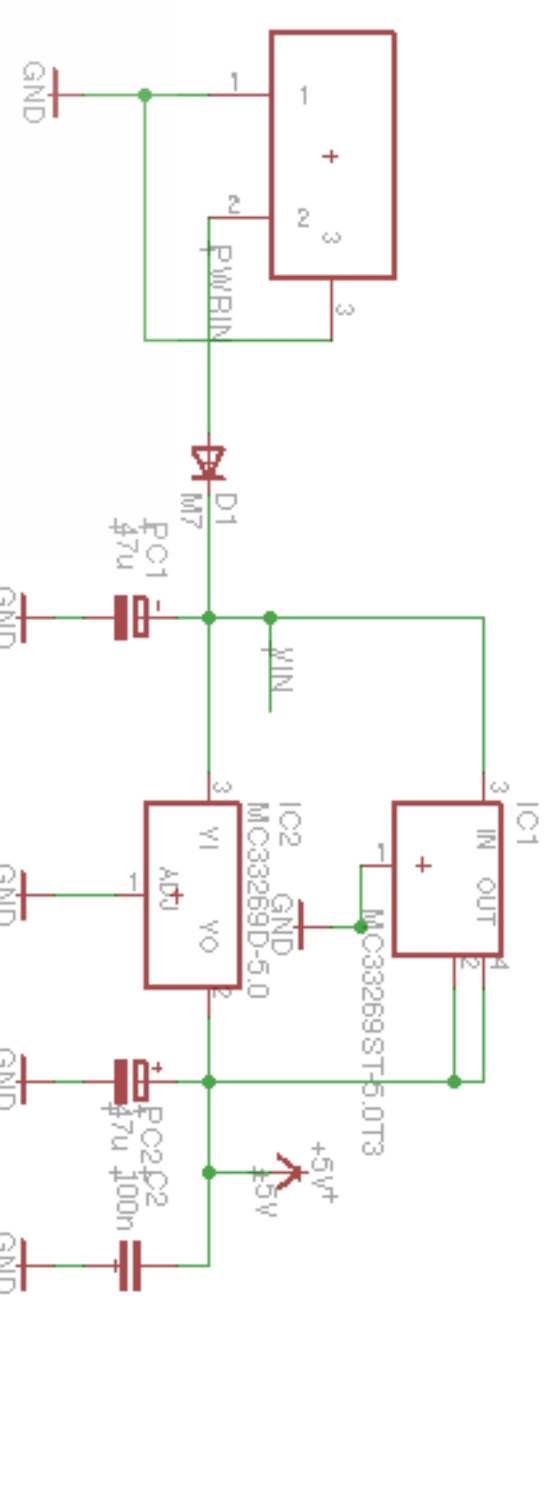
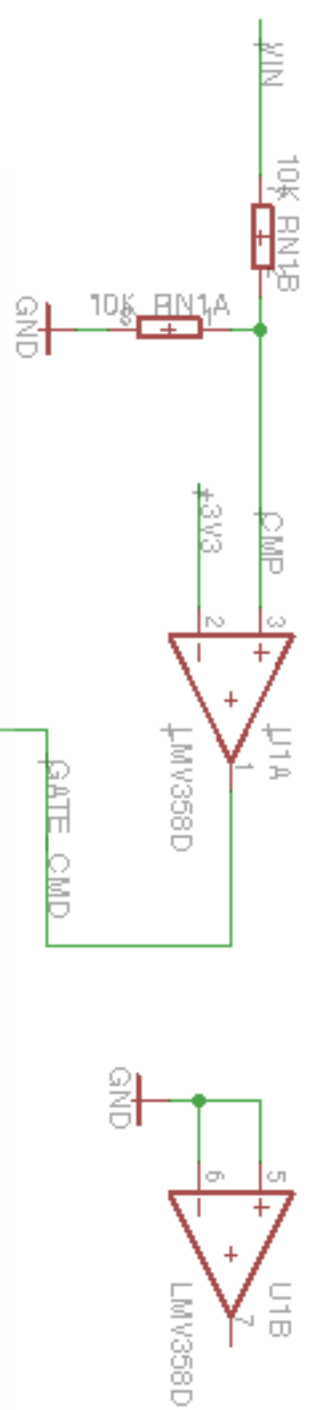
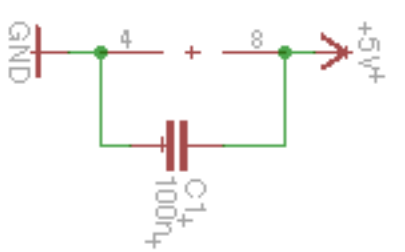
### ภาพขณะที่ทำการทดลอง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



# Arduino UNO SMD

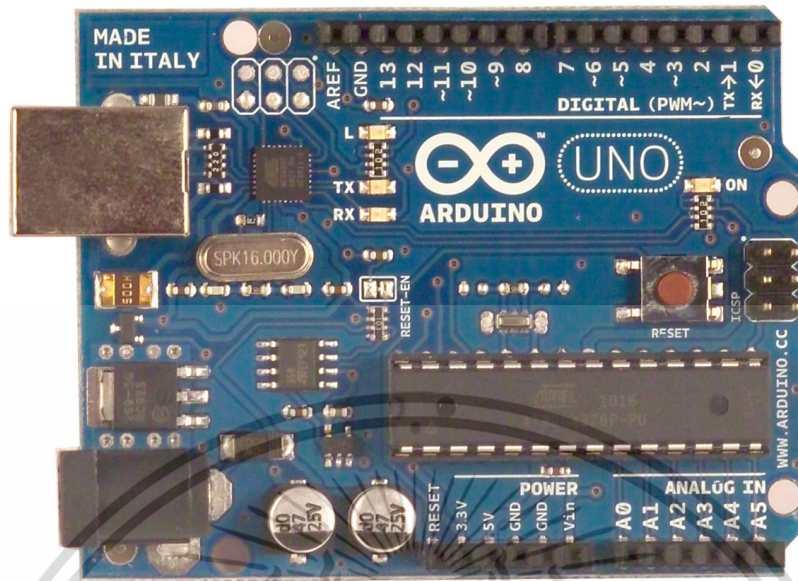
Reference Designs ARE PROVIDED "AS IS" AND "WITH ALL FAULTS. ARDUINO DISCLAIMS ALL OTHER WARRANTIES, EXPRESS OR IMPLIED, REGARDING PRODUCTS, INCLUDING BUT NOT LIMITED TO, ANY IMPLIED WARRANTIES OF MERCHANTABILITY OR FITNESS FOR A PARTICULAR PURPOSE

Arduino may make changes to specifications and product descriptions at any time, without notice. The Customer must not rely on the absence or characteristics of any features or instructions marked "reserved" or "undefined." Arduino reserves these for future definition and shall have no responsibility whatsoever for conflicts or incompatibilities arising from future changes to them.

The product information on the Web Site or Materials is subject to change without notice. Do not finalize a design with this information.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ทางการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ จะต้องขออนุญาตก่อน และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้ง

# Arduino UNO



## Product Overview

The Arduino Uno is a microcontroller board based on the ATmega328 ([datasheet](#)). It has 14 digital input/output pins (of which 6 can be used as PWM outputs), 6 analog inputs, a 16 MHz crystal oscillator, a USB connection, a power jack, an ICSP header, and a reset button. It contains everything needed to support the microcontroller; simply connect it to a computer with a USB cable or power it with a AC-to-DC adapter or battery to get started. The Uno differs from all preceding boards in that it does not use the FTDI USB-to-serial driver chip. Instead, it features the Atmega8U2 programmed as a USB-to-serial converter.

"Uno" means one in Italian and is named to mark the upcoming release of Arduino 1.0. The Uno and version 1.0 will be the reference versions of Arduino, moving forward. The Uno is the latest in a series of USB Arduino boards, and the reference model for the Arduino platform; for a comparison with previous versions, see the [index of Arduino boards](#).

## Index

Technical Specifications

Page 2

How to use Arduino  
Programming Enviroment, Basic Tutorials

Page 6

Terms & Conditions

Page 7

Enviromental Policies  
half sqm of green via Impatto Zero®

Page 7

# Technical Specification

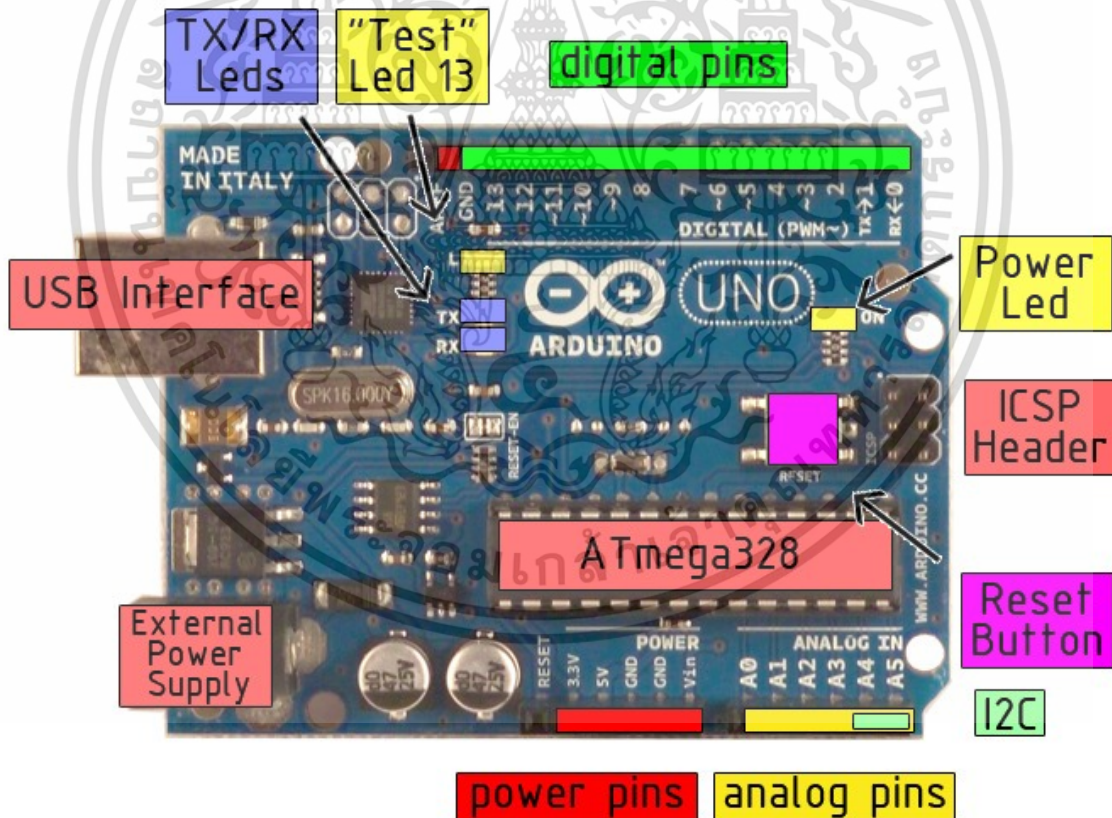


EAGLE files: [arduino-duemilanove-uno-design.zip](#) Schematic: [arduino-uno-schematic.pdf](#)

## Summary

Microcontroller	ATmega328
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limits)	6-20V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
Analog Input Pins	6
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB of which 0.5 KB used by bootloader
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Clock Speed	16 MHz

## the board



## Power

The Arduino Uno can be powered via the USB connection or with an external power supply. The power source is selected automatically.

External (non-USB) power can come either from an AC-to-DC adapter (wall-wart) or battery. The adapter can be connected by plugging a 2.1mm center-positive plug into the board's power jack. Leads from a battery can be inserted in the Gnd and Vin pin headers of the POWER connector.

The board can operate on an external supply of 6 to 20 volts. If supplied with less than 7V, however, the 5V pin may supply less than five volts and the board may be unstable. If using more than 12V, the voltage regulator may overheat and damage the board. The recommended range is 7 to 12 volts.

The power pins are as follows:

- **VIN.** The input voltage to the Arduino board when it's using an external power source (as opposed to 5 volts from the USB connection or other regulated power source). You can supply voltage through this pin, or, if supplying voltage via the power jack, access it through this pin.
- **5V.** The regulated power supply used to power the microcontroller and other components on the board. This can come either from VIN via an on-board regulator, or be supplied by USB or another regulated 5V supply.
- **3V3.** A 3.3 volt supply generated by the on-board regulator. Maximum current draw is 50 mA.
- **GND.** Ground pins.

## Memory

The Atmega328 has 32 KB of flash memory for storing code (of which 0,5 KB is used for the bootloader); It has also 2 KB of SRAM and 1 KB of EEPROM (which can be read and written with the [EEPROM library](#)).

## 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 kOhms. 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. See the [attachInterrupt\(\)](#) function for details.
- **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, which, although provided by the underlying hardware, is not currently included in the Arduino language.
- **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.



**radiospares**

**RADIONICS**



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

The Uno has 6 analog inputs, 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:

- **I<sup>2</sup>C: 4 (SDA) and 5 (SCL).** Support I<sup>2</sup>C (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.

See also the [mapping between Arduino pins and Atmega328 ports](#).

## Communication

The Arduino Uno has a number of facilities for communicating with a computer, another Arduino, or other microcontrollers. The ATmega328 provides UART TTL (5V) serial communication, which is available on digital pins 0 (RX) and 1 (TX). An ATmega8U2 on the board channels this serial communication over USB and appears as a virtual com port to software on the computer. The '8U2 firmware uses the standard USB COM drivers, and no external driver is needed. However, on Windows, an \*.inf file is required..

The Arduino software includes a serial monitor which allows simple textual data to be sent to and from the Arduino board. The RX and TX LEDs on the board will flash when data is being transmitted via the USB-to-serial chip and USB connection to the computer (but not for serial communication on pins 0 and 1).

A [SoftwareSerial library](#) allows for serial communication on any of the Uno's digital pins.

The ATmega328 also support I2C (TWI) and SPI communication. The Arduino software includes a Wire library to simplify use of the I2C bus; see the [documentation](#) for details. To use the SPI communication, please see the ATmega328 datasheet.

## Programming

The Arduino Uno can be programmed with the Arduino software ([download](#)). Select "Arduino Uno w/ ATmega328" from the **Tools > Board** menu (according to the microcontroller on your board). For details, see the [reference](#) and [tutorials](#).

The ATmega328 on the Arduino Uno comes preburned with a [bootloader](#) that allows you to upload new code to it without the use of an external hardware programmer. It communicates using the original STK500 protocol ([reference](#), [C header files](#)).

You can also bypass the bootloader and program the microcontroller through the ICSP (In-Circuit Serial Programming) header; see [these instructions](#) for details.

The ATmega8U2 firmware source code is available . The ATmega8U2 is loaded with a DFU bootloader, which can be activated by connecting the solder jumper on the back of the board (near the map of Italy) and then resetting the 8U2. You can then use [Atmel's FLIP software](#) (Windows) or the [DFU programmer](#) (Mac OS X and Linux) to load a new firmware. Or you can use the ISP header with an external programmer (overwriting the DFU bootloader).

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



**radiospares**

**RADIONICS**



## Automatic (Software) Reset

Rather than requiring a physical press of the reset button before an upload, the Arduino Uno is designed in a way that allows it to be reset by software running on a connected computer. One of the hardware flow control lines (DTR) of the ATmega8U2 is connected to the reset line of the ATmega328 via a 100 nanofarad capacitor. When this line is asserted (taken low), the reset line drops long enough to reset the chip. The Arduino software uses this capability to allow you to upload code by simply pressing the upload button in the Arduino environment. This means that the bootloader can have a shorter timeout, as the lowering of DTR can be well-coordinated with the start of the upload.

This setup has other implications. When the Uno is connected to either a computer running Mac OS X or Linux, it resets each time a connection is made to it from software (via USB). For the following half-second or so, the bootloader is running on the Uno. While it is programmed to ignore malformed data (i.e. anything besides an upload of new code), it will intercept the first few bytes of data sent to the board after a connection is opened. If a sketch running on the board receives one-time configuration or other data when it first starts, make sure that the software with which it communicates waits a second after opening the connection and before sending this data.

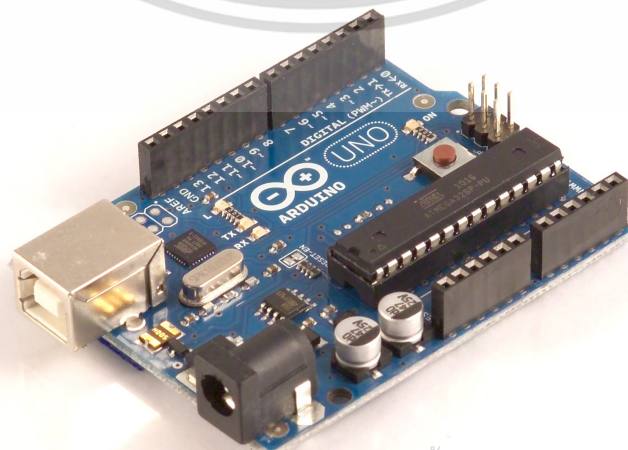
The Uno contains a trace that can be cut to disable the auto-reset. The pads on either side of the trace can be soldered together to re-enable it. It's labeled "RESET-EN". You may also be able to disable the auto-reset by connecting a 110 ohm resistor from 5V to the reset line; see [this forum thread](#) for details.

## USB Overcurrent Protection

The Arduino Uno has a resettable polyfuse that protects your computer's USB ports from shorts and overcurrent. Although most computers provide their own internal protection, the fuse provides an extra layer of protection. If more than 500 mA is applied to the USB port, the fuse will automatically break the connection until the short or overload is removed.

## Physical Characteristics

The maximum length and width of the Uno PCB are 2.7 and 2.1 inches respectively, with the USB connector and power jack extending beyond the former dimension. Three screw holes allow the board to be attached to a surface or case. Note that the distance between digital pins 7 and 8 is 160 mil (0.16"), not an even multiple of the 100 mil spacing of the other pins.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



**radiospares**

**RADIONICS**



ALLED ELECTRONICS  
WELLSCHOPPING.COM

# How to use Arduino



Arduino can sense the environment by receiving input from a variety of sensors and can affect its surroundings by controlling lights, motors, and other actuators. The microcontroller on the board is programmed using the [Arduino programming language](#) (based on [Wiring](#)) and the Arduino development environment (based on [Processing](#)). Arduino projects can be stand-alone or they can communicate with software on running on a computer (e.g. Flash, Processing, MaxMSP).

Arduino is a cross-platform program. You'll have to follow different instructions for your personal OS. Check on the [Arduino site](#) for the latest instructions. <http://arduino.cc/en/Guide/HomePage>

## Linux Install

## Windows Install

## Mac Install

Once you have downloaded/unzipped the arduino IDE, you can Plug the Arduino to your PC via USB cable.

## Blink led

Now you're actually ready to "burn" your first program on the arduino board. To select "blink led", the physical translation of the well known programming "hello world", select

**File>Sketchbook>  
Arduino-0017>Examples>  
Digital>Blink**

Once you have your sketch you'll see something very close to the screenshot on the right.

In **Tools>Board** select

Now you have to go to **Tools>SerialPort** and select the right serial port, the one arduino is attached to.

```
int ledPin = 13; // LED connected to digital pin 13

// The setup() method runs once, when the sketch starts

void setup() {
  // initialize the digital pin as an output:
  pinMode(ledPin, OUTPUT);
}

// the loop() method runs over and over again,
// as long as the Arduino has power

void loop()
{
  digitalWrite(ledPin, HIGH); // set the LED on
  delay(1000);                // wait for a second
  digitalWrite(ledPin, LOW);  // set the LED off
  delay(1000);                // wait for a second
}
```



Done compiling.

Press Compile button  
(to check for errors)



Upload



TX RX Flashing



Blinking Led!

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น ห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงแหล่งที่มาทุกครั้งที่มีนำไปใช้





# Terms & Conditions



## 1. Warranties

1.1 The producer warrants that its products will conform to the Specifications. This warranty lasts for one (1) years from the date of the sale. The producer shall not be liable for any defects that are caused by neglect, misuse or mistreatment by the Customer, including improper installation or testing, or for any products that have been altered or modified in any way by a Customer. Moreover, The producer shall not be liable for any defects that result from Customer's design, specifications or instructions for such products. Testing and other quality control techniques are used to the extent the producer deems necessary.

1.2 If any products fail to conform to the warranty set forth above, the producer's sole liability shall be to replace such products. The producer's liability shall be limited to products that are determined by the producer not to conform to such warranty. If the producer elects to replace such products, the producer shall have a reasonable time to replacements. Replaced products shall be warranted for a new full warranty period.

1.3 EXCEPT AS SET FORTH ABOVE, PRODUCTS ARE PROVIDED "AS IS" AND "WITH ALL FAULTS." THE PRODUCER DISCLAIMS ALL OTHER WARRANTIES, EXPRESS OR IMPLIED, REGARDING PRODUCTS, INCLUDING BUT NOT LIMITED TO, ANY IMPLIED WARRANTIES OF MERCHANTABILITY OR FITNESS FOR A PARTICULAR PURPOSE

1.4 Customer agrees that prior to using any systems that include the producer products, Customer will test such systems and the functionality of the products as used in such systems. The producer may provide technical, applications or design advice, quality characterization, reliability data or other services. Customer acknowledges and agrees that providing these services shall not expand or otherwise alter the producer's warranties, as set forth above, and no additional obligations or liabilities shall arise from the producer providing such services.

1.5 The Arduino™ products are not authorized for use in safety-critical applications where a failure of the product would reasonably be expected to cause severe personal injury or death. Safety-Critical Applications include, without limitation, life support devices and systems, equipment or systems for the operation of nuclear facilities and weapons systems. Arduino™ products are neither designed nor intended for use in military or aerospace applications or environments and for automotive applications or environment. Customer acknowledges and agrees that any such use of Arduino™ products which is solely at the Customer's risk, and that Customer is solely responsible for compliance with all legal and regulatory requirements in connection with such use.

1.6 Customer acknowledges and agrees that it is solely responsible for compliance with all legal, regulatory and safety-related requirements concerning its products and any use of Arduino™ products in Customer's applications, notwithstanding any applications-related information or support that may be provided by the producer.

## 2. Indemnification

The Customer acknowledges and agrees to defend, indemnify and hold harmless the producer from and against any and all third-party losses, damages, liabilities and expenses it incurs to the extent directly caused by: (i) an actual breach by a Customer of the representation and warranties made under this terms and conditions or (ii) the gross negligence or willful misconduct by the Customer.

## 3. Consequential Damages Waiver

In no event the producer shall be liable to the Customer or any third parties for any special, collateral, indirect, punitive, incidental, consequential or exemplary damages in connection with or arising out of the products provided hereunder, regardless of whether the producer has been advised of the possibility of such damages. This section will survive the termination of the warranty period.

## 4. Changes to specifications

The producer may make changes to specifications and product descriptions at any time, without notice. The Customer must not rely on the absence or characteristics of any features or instructions marked "reserved" or "undefined." The producer reserves these for future definition and shall have no responsibility whatsoever for conflicts or incompatibilities arising from future changes to them. The product information on the Web Site or Materials is subject to change without notice. Do not finalize a design with this information.



## Environmental Policies



The producer of Arduino™ has joined the Impatto Zero® policy of LifeGate.it. For each Arduino board produced is created / looked after half squared Km of Costa Rica's forest's.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่เปิดเผยใดๆ ทั้งสิ้น  ห้ามมิให้   ใดๆ นำไปใช้ 

### FEATURES

- Fully integrated single-lead ECG front end
- Low supply current: 170  $\mu$ A (typical)
- Common-mode rejection ratio: 80 dB (dc to 60 Hz)
- Two or three electrode configurations
- High signal gain ( $G = 100$ ) with dc blocking capabilities
- 2-pole adjustable high-pass filter
- Accepts up to  $\pm 300$  mV of half cell potential
- Fast restore feature improves filter settling
- Uncommitted op amp
- 3-pole adjustable low-pass filter with adjustable gain
- Leads off detection: ac or dc options
- Integrated right leg drive (RLD) amplifier
- Single-supply operation: 2.0 V to 3.5 V
- Integrated reference buffer generates virtual ground
- Rail-to-rail output
- Internal RFI filter
- 8 kV HBM ESD rating
- Shutdown pin
- 20-lead 4 mm  $\times$  4 mm LFCSP package

### APPLICATIONS

- Fitness and activity heart rate monitors
- Portable ECG
- Remote health monitors
- Gaming peripherals
- Biopotential signal acquisition

### GENERAL DESCRIPTION

The **AD8232** is an integrated signal conditioning block for ECG and other biopotential measurement applications. It is designed to extract, amplify, and filter small biopotential signals in the presence of noisy conditions, such as those created by motion or remote electrode placement. This design allows for an ultralow power analog-to-digital converter (ADC) or an embedded microcontroller to acquire the output signal easily.

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 architecture of the amplifier to allow both large gain and high-pass filtering in a single stage, thereby saving space and cost.

An uncommitted operational amplifier enables the **AD8232** to create a three-pole low-pass filter to remove additional noise. The user can select the frequency cutoff of all filters to suit different types of applications.

### FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM

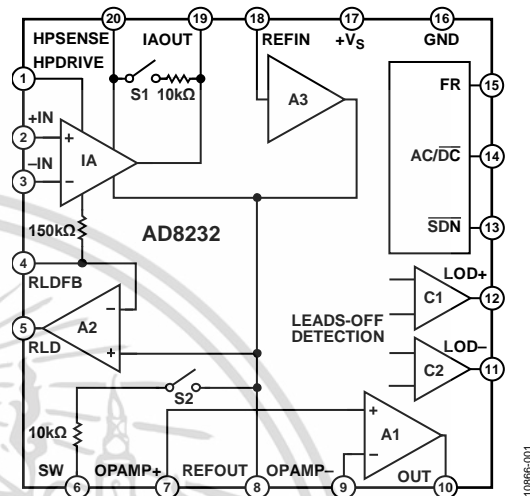


Figure 1.

To improve common-mode rejection of the line frequencies in the system and other undesired interferences, the **AD8232** includes an amplifier for driven lead applications, such as right leg drive (RLD).

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

The **AD8232** is available in a 4 mm  $\times$  4 mm, 20-lead LFCSP package. Performance is specified from 0°C to 70°C and is operational from -40°C to +85°C.

Rev. C

[Document Feedback](#)

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 ©2012–2018 Analog Devices, Inc. All rights reserved.  
[Technical Support](#) [www.analog.com](http://www.analog.com)

เอกสารนี้เป็นทรัพย์สินของ Analog Devices, Inc. และต้องอ้างอิงถึงชื่อของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## TABLE OF CONTENTS

Features .....	1	Standby Operation .....	19
Applications .....	1	Input Protection .....	19
Functional Block Diagram .....	1	Radio Frequency Interference (RFI) .....	20
General Description .....	1	Power Supply Regulation and Bypassing .....	20
Revision History .....	2	Input Referred Offsets .....	20
Specifications .....	3	Layout Recommendations .....	20
Absolute Maximum Ratings .....	5	Applications Information .....	21
ESD Caution .....	5	Eliminating Electrode Offsets .....	21
Pin Configuration and Function Descriptions .....	6	High-Pass Filtering .....	21
Typical Performance Characteristics .....	7	Low-Pass Filtering and Gain .....	23
Instrumentation Amplifier Performance Curves .....	7	Driving Analog-to-Digital Converters .....	23
Operational Amplifier Performance Curves .....	10	Driven Electrode .....	23
Right Leg Drive (RLD) Amplifier Performance Curves .....	13	Application Circuits .....	24
Reference Buffer Performance Curves .....	14	Heart Rate Measurement Next to the Heart .....	24
System Performance Curves .....	15	Exercise Application: Heart Rate Measured at the Hands .....	24
Theory of Operation .....	16	Cardiac Monitor Configuration .....	25
Architecture Overview .....	16	Portable Cardiac Monitor with Elimination of Motion	
Instrumentation Amplifier .....	16	Artifacts .....	25
Operational Amplifier .....	16	Packaging and Ordering Information .....	27
Right Leg Drive Amplifier .....	17	Outline Dimensions .....	27
Reference Buffer .....	17	Ordering Guide .....	27
Fast Restore Circuit .....	17		
Leads Off Detection .....	18		

## REVISION HISTORY

### 6/2018—Rev. B to Rev. C

Changes to Figure 24 .....	10
Changes to Radio Frequency Interference (RFI) Section .....	20
Updated Outline Dimensions .....	27

### 3/2017—Rev. A to Rev. B

Updated Outline Dimensions .....	27
Changes to Ordering Guide .....	27

### 2/2013—Rev. 0 to Rev. A

Changes to Table 1 .....	4
Changes to Table 2 .....	6
Change to Figure 17 .....	9
Changes to Figure 22 and Figure 25 .....	11
Changes to Figure 34 and Figure 36 .....	14
Changes to Figure 45, Architecture Overview Section, and Instrumentation Amplifier Section .....	17
Changes to Right Leg Drive Amplifier Section, Reference Buffer Section, Fast Restore Circuit Section, and Figure 48; Added Figure 46, Renumbered Sequentially .....	18

Changes to Figure 49 .....	19
Changes to AC Leads Off Detection Section and Standby Operation Section .....	20
Changes to Input Referred Offsets Section .....	21
Changes to Figure 53 and High-Pass Filtering Section .....	22
Changes to Additional High-Pass Filtering Options Section; Added Table 4 .....	23
Changes to Low-Pass Filtering and Gain Section; Added Driving Analog-to-Digital Converters Section and Figure 61 .....	24
Changes to Figure 62, Figure 64, and Heart Rate Measurement Next to the Heart Section .....	25
Changes to Exercise Application: Heart Rate Measured at the Hands and Figure 66 .....	26
Changes to Figure 68 .....	27

### 8/2012—Revision 0: Initial Version

## SPECIFICATIONS

$V_S = 3\text{ V}$ ,  $V_{REF} = 1.5\text{ V}$ ,  $V_{CM} = 1.5\text{ V}$ ,  $T_A = 25^\circ\text{C}$ , FR=low, SDN=high,  $\overline{AC/DC}$  = low, unless otherwise noted.

Table 1.

Parameter	Symbol	Test Conditions/Comments	Min	Typ	Max	Unit
<b>INSTRUMENTATION AMPLIFIER</b>						
Common-Mode Rejection Ratio, DC to 60 Hz	CMRR	$V_{CM} = 0.35\text{ V to } 2.85\text{ V}$ , $V_{DIFF} = 0\text{ V}$	80	86		dB
		$V_{CM} = 0.35\text{ V to } 2.85\text{ V}$ , $V_{DIFF} = \pm 0.3\text{ V}$		80		dB
Power Supply Rejection Ratio	PSRR	$V_S = 2.0\text{ V to } 3.5\text{ V}$	76	90		dB
Offset Voltage (RTI)	$V_{OS}$					
Instrumentation Amplifier Inputs				3	8	mV
DC Blocking Input <sup>1</sup>				5	50	$\mu\text{V}$
Average Offset Drift						
Instrumentation Amplifier Inputs				10		$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
DC Blocking Input <sup>1</sup>				0.05		$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Input Bias Current	$I_B$			50	200	pA
		$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$		1		nA
Input Offset Current	$I_{OS}$			25	100	pA
		$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$		1		nA
Input Impedance						
Differential				10  7.5		$\text{G}\Omega  \text{pF}$
Common Mode				5  15		$\text{G}\Omega  \text{pF}$
Input Voltage Noise (RTI)						
Spectral Noise Density		$f = 1\text{ kHz}$		100		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
Peak-to-Peak Voltage Noise		$f = 0.1\text{ Hz to } 10\text{ Hz}$		12		$\mu\text{V p-p}$
		$f = 0.5\text{ Hz to } 40\text{ Hz}$		14		$\mu\text{V p-p}$
Input Voltage Range		$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$	0.2		$+V_S$	V
DC Differential Input Range	$V_{DIFF}$		-300		+300	mV
Output						
Output Swing		$R_L = 50\text{ k}\Omega$	0.1		$+V_S - 0.1$	V
Short-Circuit Current	$I_{OUT}$			6.3		mA
Gain	$A_V$			100		V/V
Gain Error		$V_{DIFF} = 0\text{ V}$		0.4		%
		$V_{DIFF} = -300\text{ mV to } +300\text{ mV}$		1	3.5	%
Average Gain Drift		$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$		12		$\text{ppm}/^\circ\text{C}$
Bandwidth	BW			2		kHz
RFI Filter Cutoff (Each Input)				1		MHz
<b>OPERATIONAL AMPLIFIER (A1)</b>						
Offset Voltage	$V_{OS}$			1	5	mV
Average TC		$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$		5		$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Input Bias Current	$I_B$			100		pA
		$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$		1		nA
Input Offset Current	$I_{OS}$			100		pA
		$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$		1		nA
Input Voltage Range			0.1		$+V_S - 0.1$	V
Common-Mode Rejection Ratio	CMRR	$V_{CM} = 0.5\text{ V to } 2.5\text{ V}$		100		dB
Power Supply Rejection Ratio	PSRR			100		dB
Large Signal Voltage Gain	$A_{VO}$			110		dB
Output Voltage Range		$R_L = 50\text{ k}\Omega$	0.1		$+V_S - 0.1$	V
Short-Circuit Current Limit	$I_{OUT}$			12		mA
Gain Bandwidth Product	GBP			100		kHz
Slew Rate	SR			0.02		$\text{V}/\mu\text{s}$
Voltage Noise Density (RTI)	$e_n$	$f = 1\text{ kHz}$		60		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
Peak-to-Peak Voltage Noise (RTI)	$e_{n\text{ p-p}}$	$f = 0.1\text{ Hz to } 10\text{ Hz}$		6		$\mu\text{V p-p}$
		$f = 0.5\text{ Hz to } 40\text{ Hz}$		8		$\mu\text{V p-p}$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับลูกค้าเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาต

Parameter	Symbol	Test Conditions/Comments	Min	Typ	Max	Unit
RIGHT LEG DRIVE AMPLIFIER (A2)						
Output Swing		$R_L = 50\text{ k}\Omega$	0.1		$+V_S - 0.1$	V
Short-Circuit Current	$I_{OUT}$			11		mA
Integrator Input Resistor			120	150	180	k $\Omega$
Gain Bandwidth Product	GDP			100		kHz
REFERENCE BUFFER (A3)						
Offset Error	$V_{OS}$	$R_L > 50\text{ k}\Omega$		1		mV
Input Bias Current	$I_B$			100		pA
Short-Circuit Current Limit	$I_{OUT}$			12		mA
Voltage Range		$R_L = 50\text{ k}\Omega$	0.1		$+V_S - 0.7$	V
DC LEADS OFF COMPARATORS						
Threshold Voltage				$+V_S - 0.5$		V
Hysteresis				60		mV
Propagation Delay				0.5		$\mu$ s
AC LEADS OFF DETECTOR						
Square Wave Frequency	$F_{AC}$		50	100	175	kHz
Square Wave Amplitude	$I_{AC}$			200		nA p-p
Impedance Threshold		Between +IN and -IN	10	20		M $\Omega$
Detection Delay				110		$\mu$ s
FAST RESTORE CIRCUIT						
Switches		S1 and S2				
On Resistance	$R_{ON}$		8	10	12	k $\Omega$
Off Leakage				100		pA
Window Comparator						
Threshold Voltage		From either rail		50		mV
Propagation Delay				2		$\mu$ s
Switch Timing Characteristics						
Feedback Recovery Switch On Time	$t_{SW1}$			110		ms
Filter Recovery Switch On Time	$t_{SW2}$			55		ms
Fast Restore Reset	$t_{RST}$			2		$\mu$ s
LOGIC INTERFACE						
Input Characteristics						
Input Voltage (AC/DC and FR)						
Low	$V_{IL}$			1.24		V
High	$V_{IH}$			1.35		V
Input Voltage (SDN)						
Low	$V_{IL}$			2.1		V
High	$V_{IH}$			0.5		V
Output Characteristics		LOD+ and LOD- terminals				
Output Voltage						
Low	$V_{OL}$			0.05		V
High	$V_{OH}$			2.95		V
SYSTEM SPECIFICATIONS						
Quiescent Supply Current		$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$		170	230	$\mu$ A
Shutdown Current		$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$		210		$\mu$ A
				40	500	nA
				100		nA
Supply Range			2.0		3.5	V
Specified Temperature Range			0		70	$^\circ\text{C}$
Operational Temperature Range			-40		+85	$^\circ\text{C}$

<sup>1</sup> Offset referred to the input of the instrumentation amplifier inputs. See the Input Referred Offsets section for additional information.

## ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Table 2.

Parameter	Rating
Supply Voltage	3.6 V
Output Short-Circuit Current Duration	Indefinite
Maximum Voltage, Any Terminal <sup>1</sup>	+V <sub>S</sub> + 0.3 V
Minimum Voltage, Any Terminal <sup>1</sup>	-0.3 V
Storage Temperature Range	-65°C to +125°C
Operating Temperature Range	-40°C to +85°C
Maximum Junction Temperature	140°C
$\theta_{JA}$ Thermal Impedance <sup>2</sup>	48°C/W
$\theta_{JC}$ Thermal Impedance	4.4°C/W
ESD Rating	
Human Body Model (HBM)	8 kV
Charged Device Model (FICDM)	1.25 kV
Machine Model (MM)	200 V

<sup>1</sup> This level or the maximum specified supply voltage, whichever is the lesser, indicates the superior voltage limit for any terminal. 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 a 4-layer JEDEC board.

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

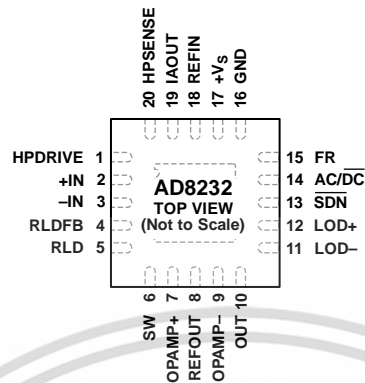
### ESD CAUTION



#### 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



NOTES  
1. CONNECT THE EXPOSED PAD TO GND OR LEAVE UNCONNECTED.

10866-002

Figure 2. Pin Configuration

Table 3. Pin Function Descriptions

Pin No.	Mnemonic	Description
1	HPDRIVE	High-Pass Driver Output. Connect HPDRIVE to the capacitor in the first high-pass filter. The AD8232 drives this pin to keep HPSENSE at the same level as the reference voltage.
2	+IN	Instrumentation Amplifier Positive Input. +IN is typically connected to the left arm (LA) electrode.
3	-IN	Instrumentation Amplifier Negative Input. -IN is typically connected to the right arm (RA) electrode.
4	RLDFB	Right Leg Drive Feedback Input. RLDFB is the feedback terminal for the right leg drive circuit.
5	RLD	Right Leg Drive Output. Connect the driven electrode (typically, right leg) to the RLD pin.
6	SW	Fast Restore Switch Terminal. Connect this terminal to the output of the second high-pass filter.
7	OPAMP+	Operational Amplifier Noninverting Input.
8	REFOUT	Reference Buffer Output. The instrumentation amplifier output is referenced to this potential. Use REFOUT as a virtual ground for any point in the circuit that needs a signal reference.
9	OPAMP-	Operational Amplifier Inverting Input.
10	OUT	Operational Amplifier Output. The fully conditioned heart rate signal is present at this output. OUT can be connected to the input of an ADC.
11	LOD-	Leads Off Comparator Output. In dc leads off detection mode, LOD- is high when the electrode to -IN is disconnected, and it is low when connected. In ac leads off detection mode, LOD- is always low.
12	LOD+	Leads Off Comparator Output. In dc leads off detection mode, LOD+ is high when the +IN electrode is disconnected, and it is low when connected. In ac leads off detection mode, LOD+ is high when either the -IN or +IN electrode is disconnected, and it is low when both electrodes are connected.
13	$\overline{\text{SDN}}$	Shutdown Control Input. Drive $\overline{\text{SDN}}$ low to enter the low power shutdown mode.
14	$\overline{\text{AC/DC}}$	Leads Off Mode Control Input. Drive the $\overline{\text{AC/DC}}$ pin low for dc leads off mode. Drive the $\overline{\text{AC/DC}}$ pin high for ac leads off mode.
15	FR	Fast Restore Control Input. Drive FR high to enable fast recovery mode; otherwise, drive it low.
16	GND	Power Supply Ground.
17	+Vs	Power Supply Terminal.
18	REFIN	Reference Buffer Input. Use REFIN, a high impedance input terminal, to set the level of the reference buffer.
19	IAOUT	Instrumentation Amplifier Output Terminal.
20	HPSENSE	High-Pass Sense Input for Instrumentation Amplifier. Connect HPSENSE to the junction of R and C that sets the corner frequency of the dc blocking circuit.
	EP	Exposed Pad. Connect the exposed pad to GND or leave it unconnected.

# TYPICAL PERFORMANCE CHARACTERISTICS

$V_S = 3\text{ V}$ ,  $V_{REF} = 1.5\text{ V}$ ,  $V_{CM} = 1.5\text{ V}$ ,  $T_A = 25^\circ\text{C}$ , unless otherwise noted.

## INSTRUMENTATION AMPLIFIER PERFORMANCE CURVES

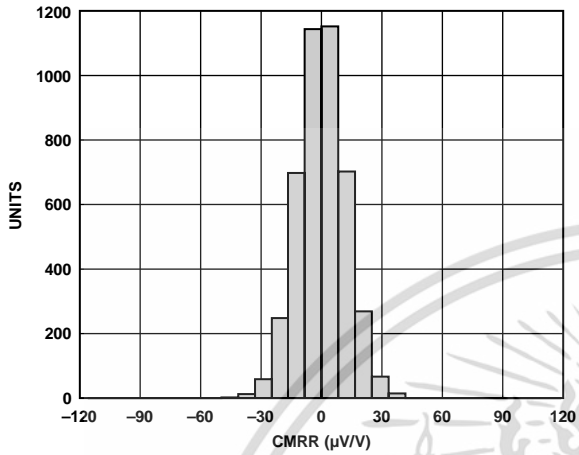


Figure 3. Instrumentation Amplifier CMRR Distribution

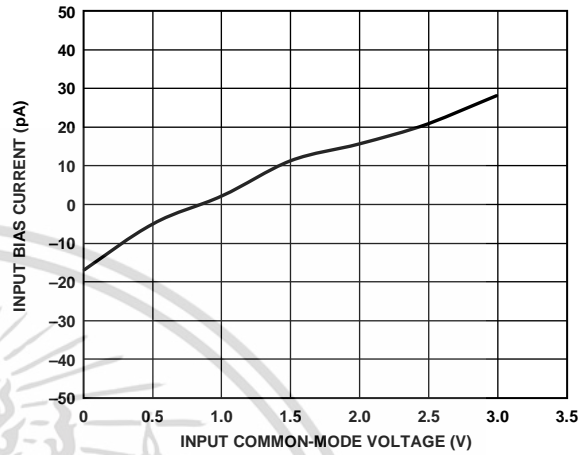


Figure 6. Instrumentation Amplifier Input Bias Current vs. CMV

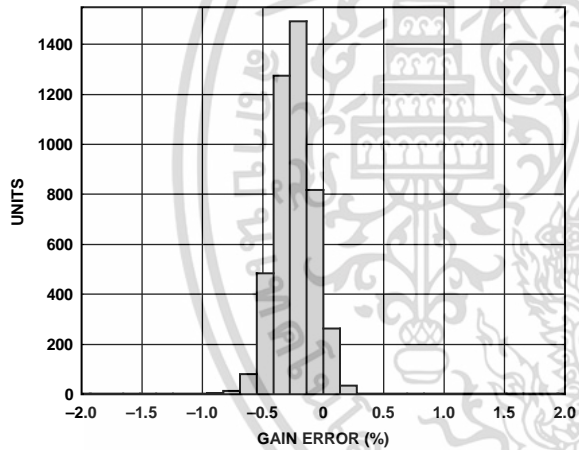


Figure 4. Instrumentation Amplifier Gain Error Distribution

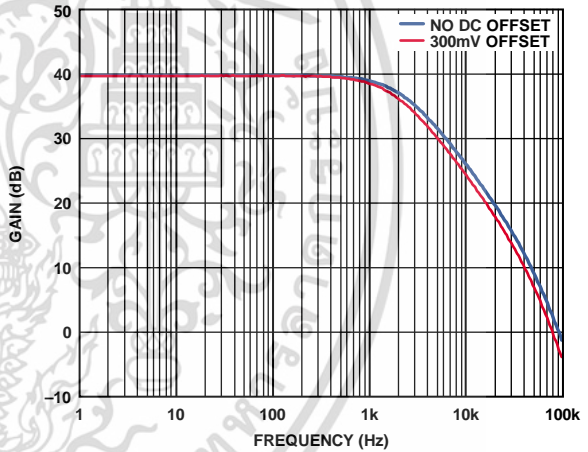


Figure 7. Instrumentation Amplifier Gain vs. Frequency

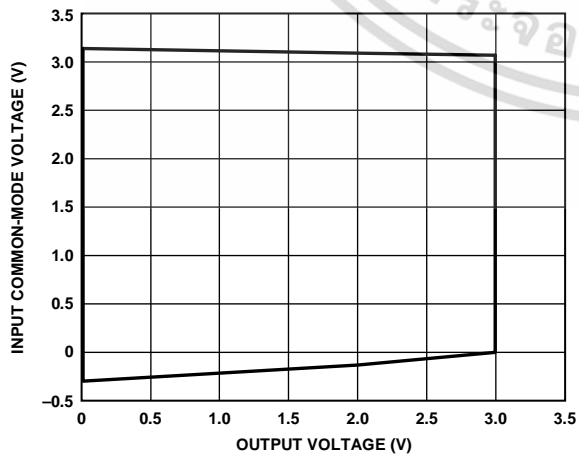


Figure 5. Instrumentation Amplifier Input Common-Mode Range vs. Output Voltage

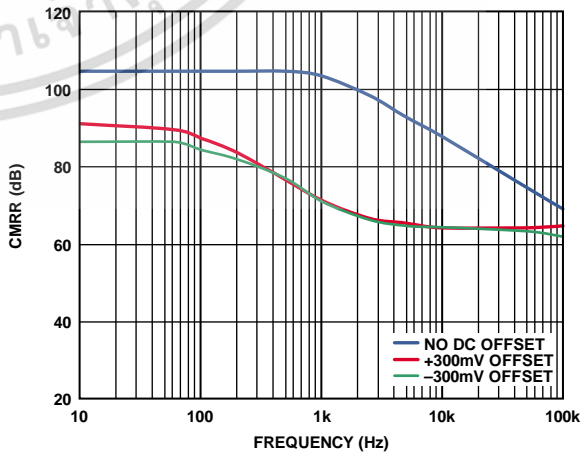


Figure 8. Instrumentation Amplifier CMRR vs. Frequency, RTI

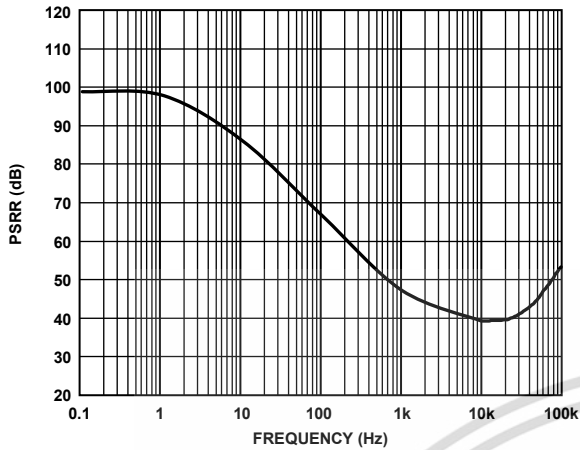


Figure 9. Instrumentation Amplifier PSRR vs. Frequency

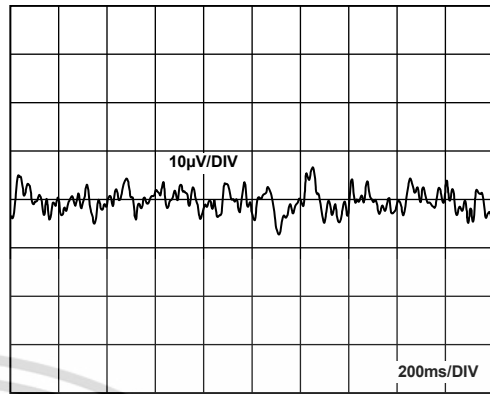


Figure 12. Instrumentation Amplifier 0.5 Hz to 40 Hz Noise

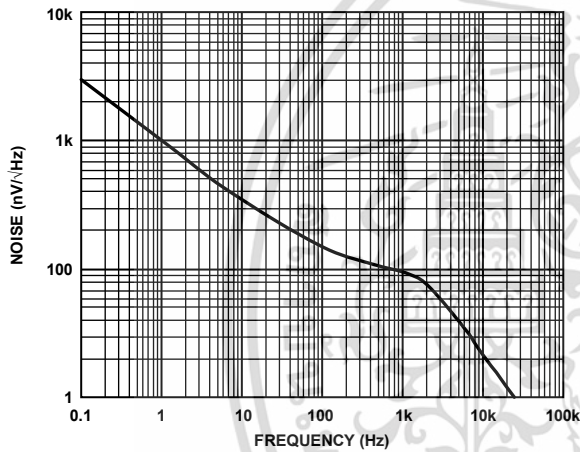


Figure 10. Instrumentation Amplifier Voltage Noise Spectral Density (RTI)

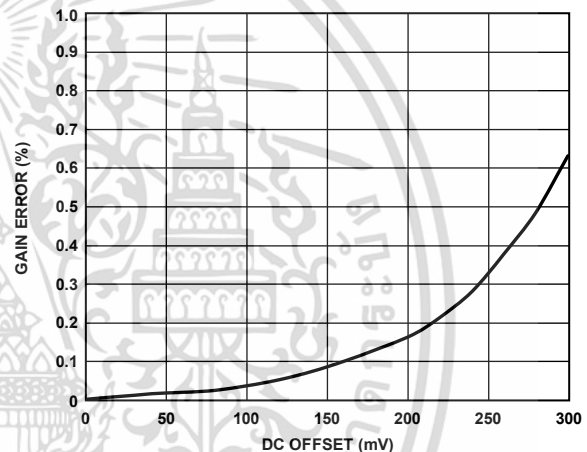


Figure 13. Instrumentation Amplifier Gain Error vs. DC Offset

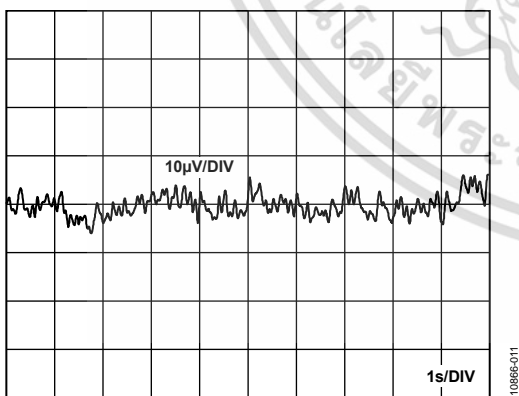


Figure 11. Instrumentation Amplifier 0.1 Hz to 10 Hz Noise

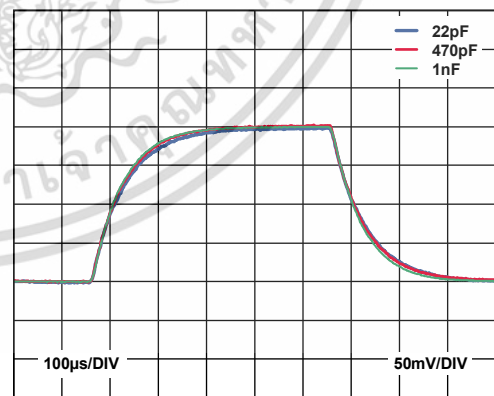


Figure 14. Instrumentation Amplifier Small Signal Pulse Response

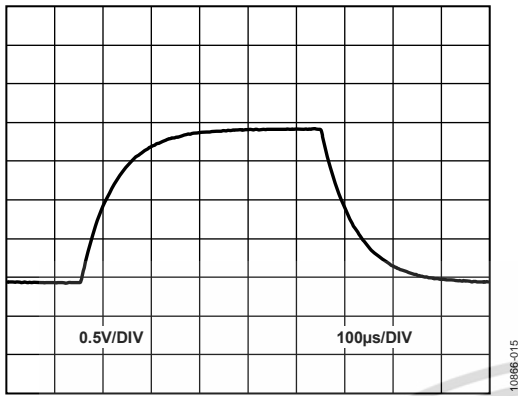


Figure 15. Instrumentation Amplifier Large Signal Pulse Response

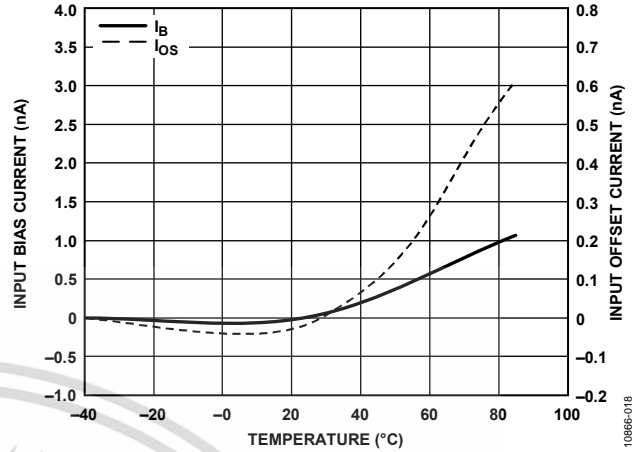


Figure 18. Instrumentation Amplifier Input Bias Current and Input Offset Current vs. Temperature

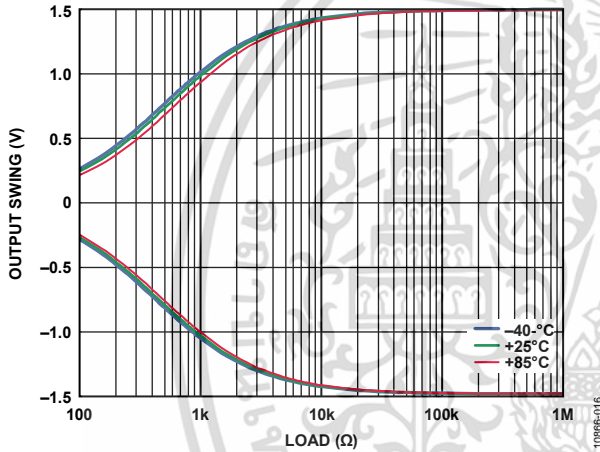


Figure 16. Instrumentation Amplifier Output Swing vs. Load

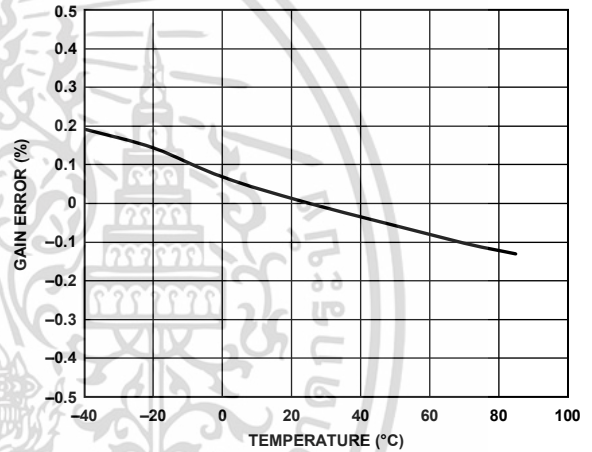


Figure 19. Instrumentation Amplifier Gain Error vs. Temperature

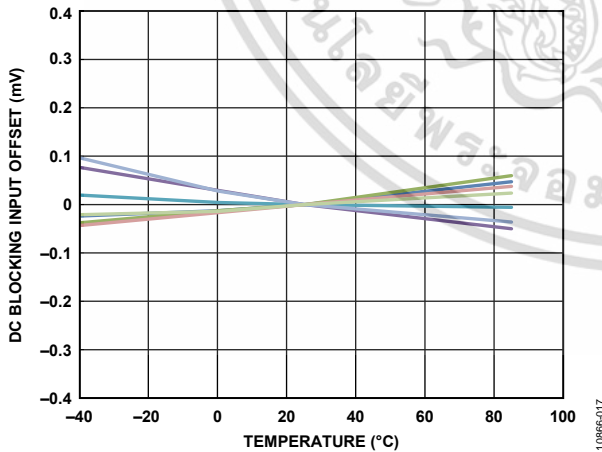


Figure 17. Instrumentation Amplifier DC Blocking Input Offset Drift

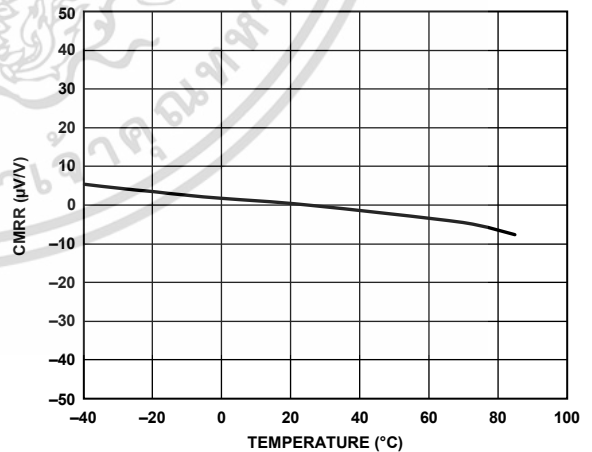


Figure 20. Instrumentation Amplifier CMRR vs. Temperature

OPERATIONAL AMPLIFIER PERFORMANCE CURVES

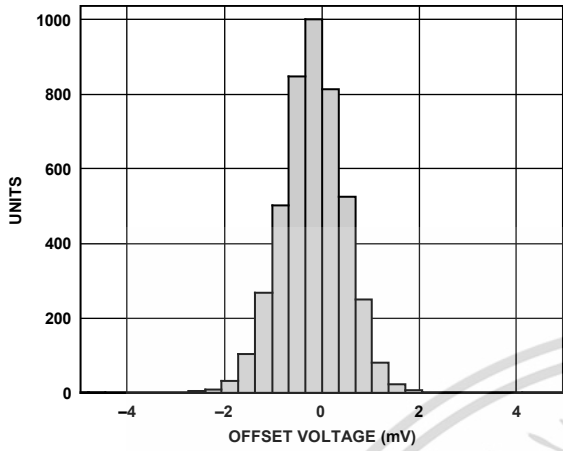


Figure 21. Operational Amplifier Offset Distribution

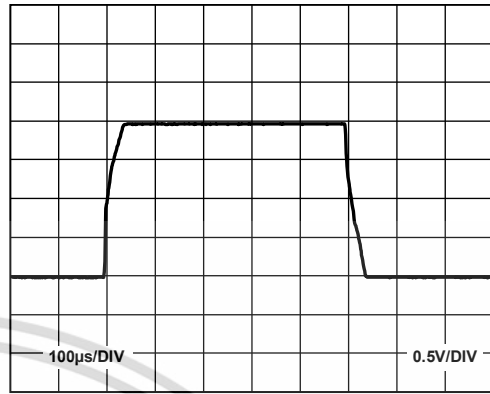


Figure 24. Operational Amplifier Large Signal Transient Response

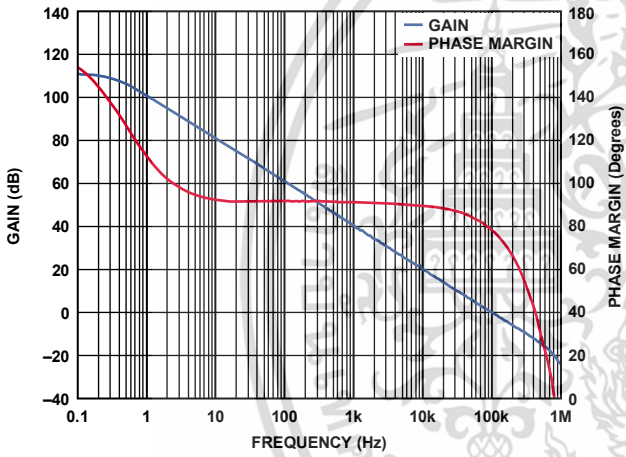


Figure 22. Operational Amplifier Open-Loop Gain and Phase vs. Frequency

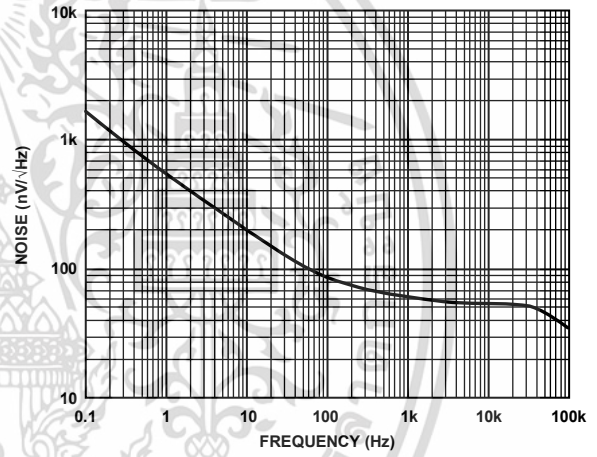


Figure 25. Operational Amplifier Voltage Spectral Noise Density vs. Frequency

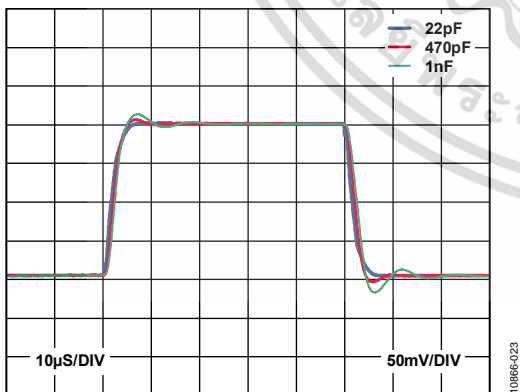


Figure 23. Operational Amplifier Small Signal Response for Various Capacitive Loads

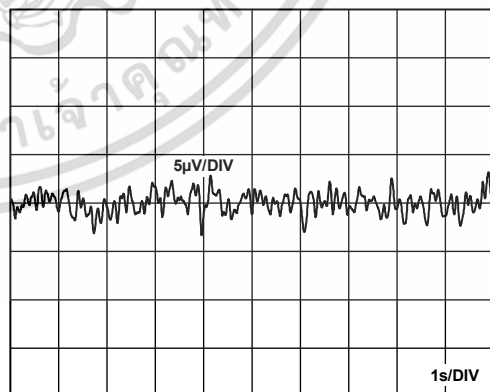


Figure 26. Operational Amplifier 0.1 Hz to 10 Hz Noise

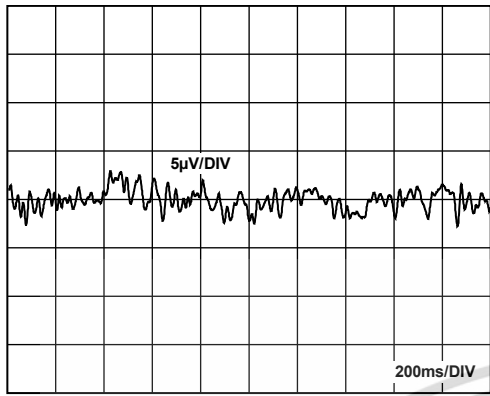


Figure 27. Operational Amplifier 0.5 Hz to 40 Hz Noise

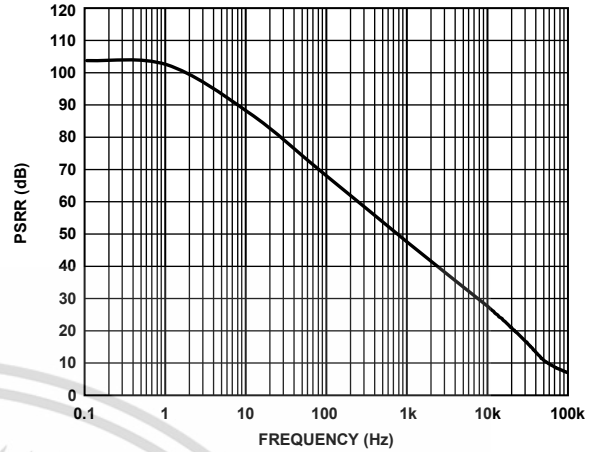


Figure 30. Operational Amplifier Power Supply Rejection Ratio

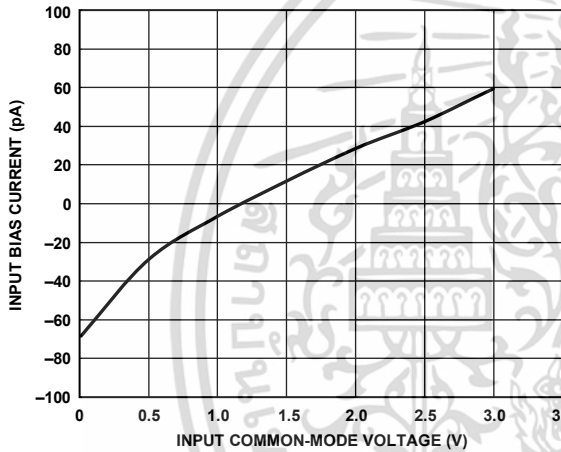


Figure 28. Operational Amplifier Bias Current vs. Input Common-Mode Voltage

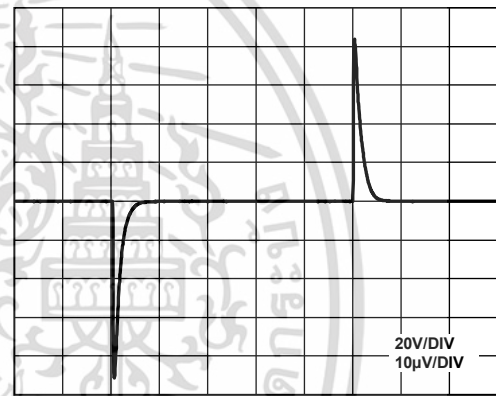


Figure 31. Operational Amplifier Load Transient Response (100  $\mu$ A Load Change)

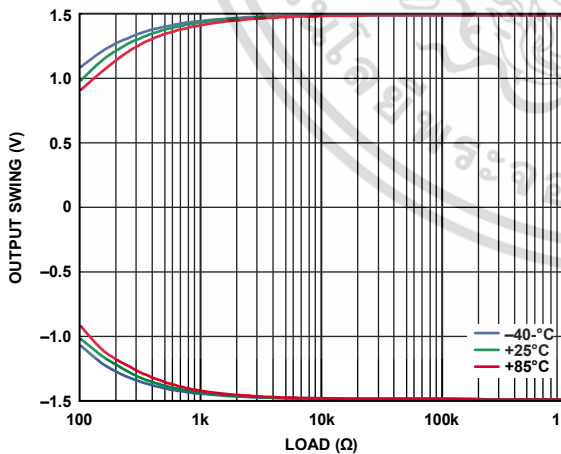


Figure 29. Operational Amplifier Output Voltage Swing vs. Output Current

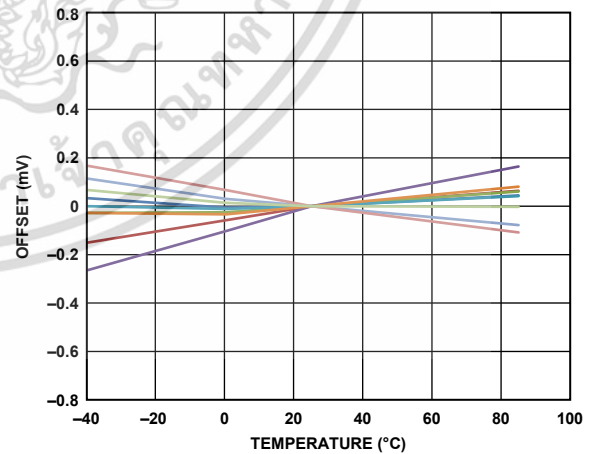


Figure 32. Operational Amplifier Offset vs. Temperature

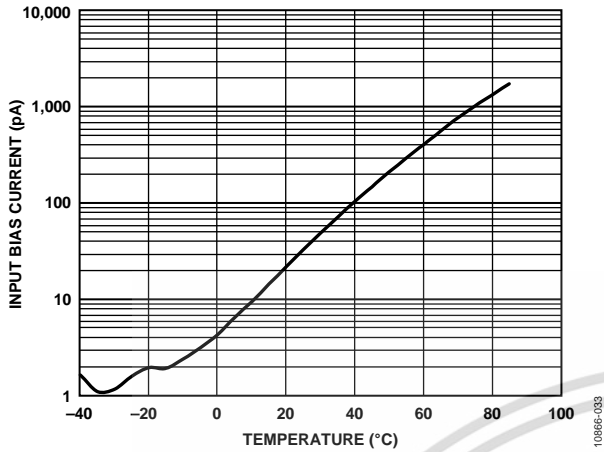


Figure 33. Operational Amplifier Bias Current vs. Temperature



**RIGHT LEG DRIVE (RLD) AMPLIFIER PERFORMANCE CURVES**

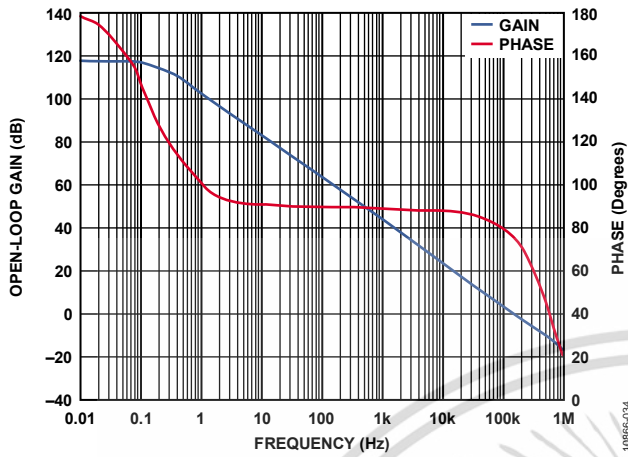


Figure 34. RLD Amplifier Open-Loop Gain and Phase vs. Frequency

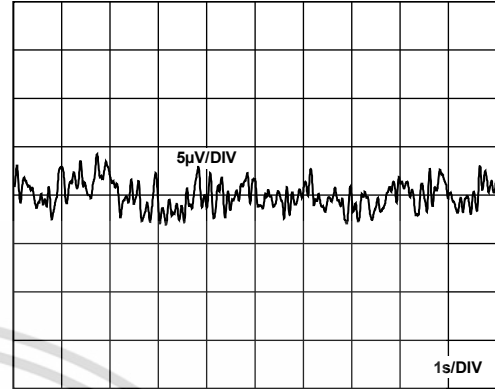


Figure 37. RLD Amplifier 0.1 Hz to 10 Hz Noise

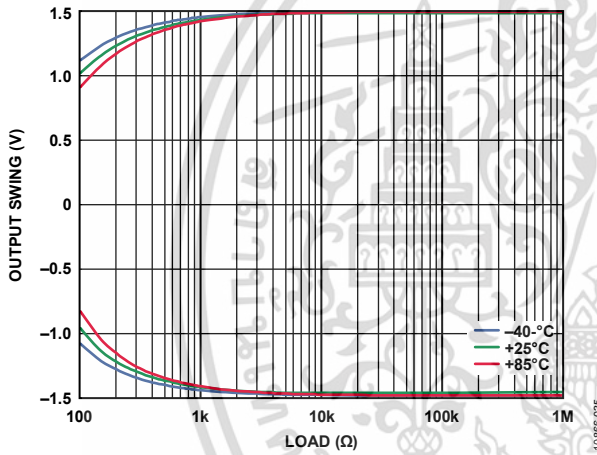


Figure 35. RLD Amplifier Output Voltage Swing vs. Output Current

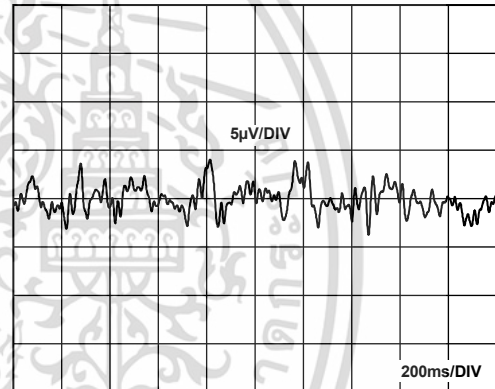


Figure 38. RLD Amplifier 0.5 Hz to 40 Hz Noise

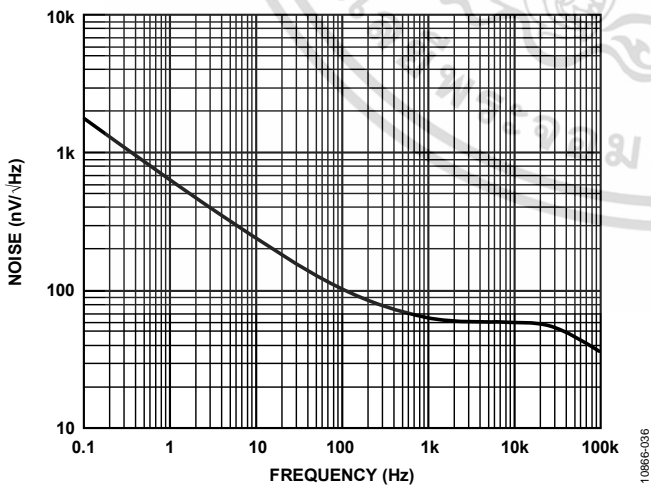


Figure 36. RLD Amplifier Voltage Spectral Noise Density vs. Frequency

REFERENCE BUFFER PERFORMANCE CURVES

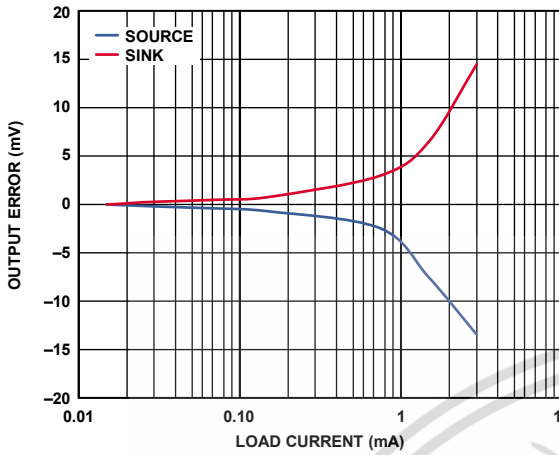


Figure 39. Reference Buffer Load Regulation

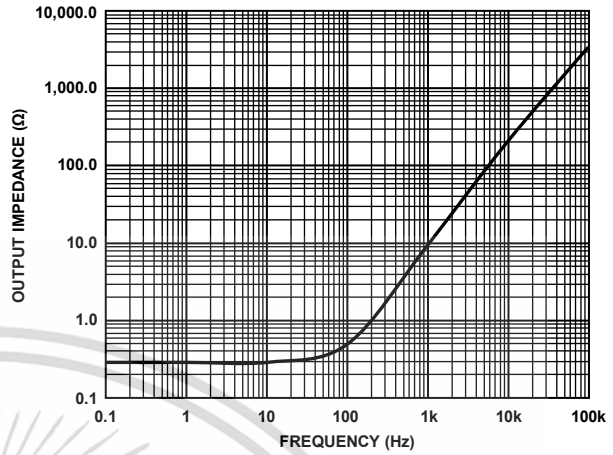


Figure 41. Reference Buffer Output Impedance vs. Frequency

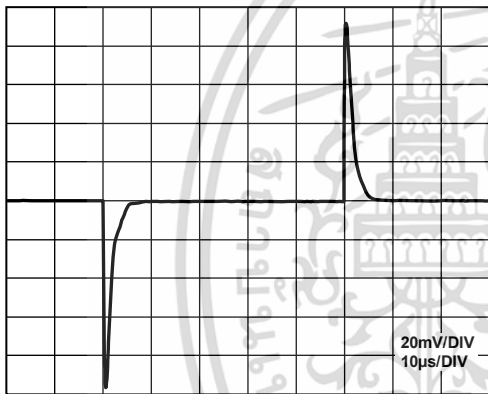


Figure 40. Reference Buffer Load Transient Response (100  $\mu$ A Load Change)

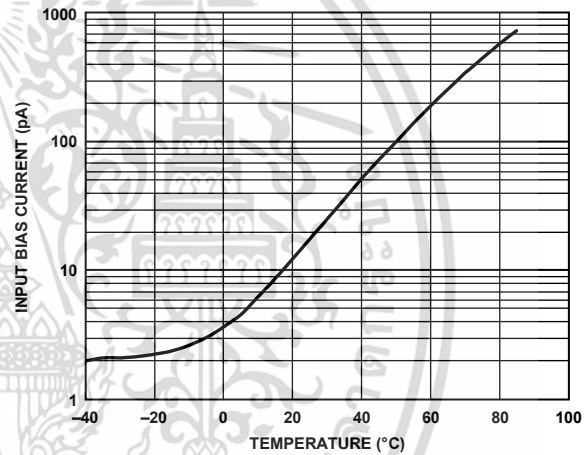


Figure 42. Reference Buffer Bias Current vs. Temperature

SYSTEM PERFORMANCE CURVES

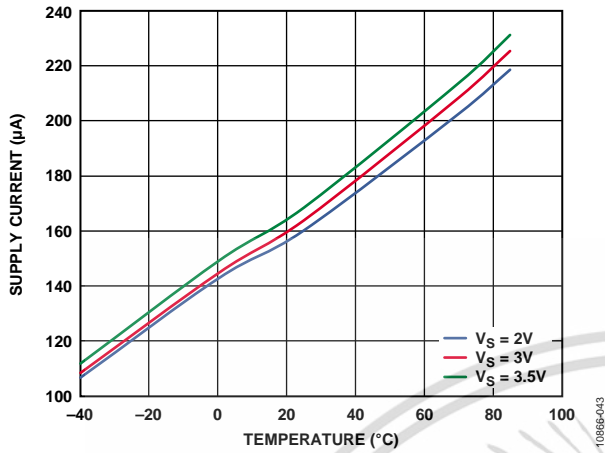


Figure 43. Supply Current vs. Temperature

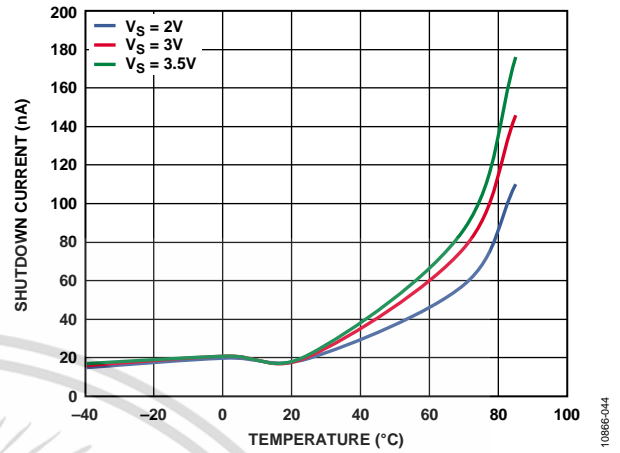
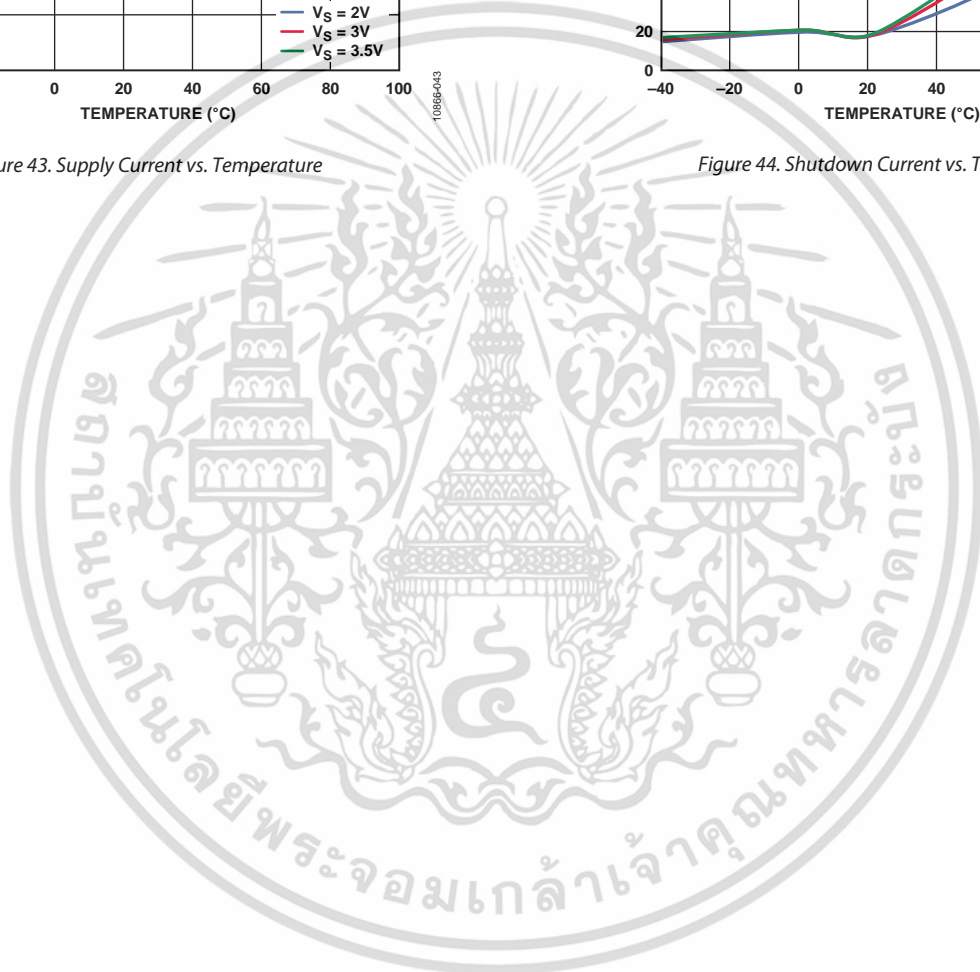
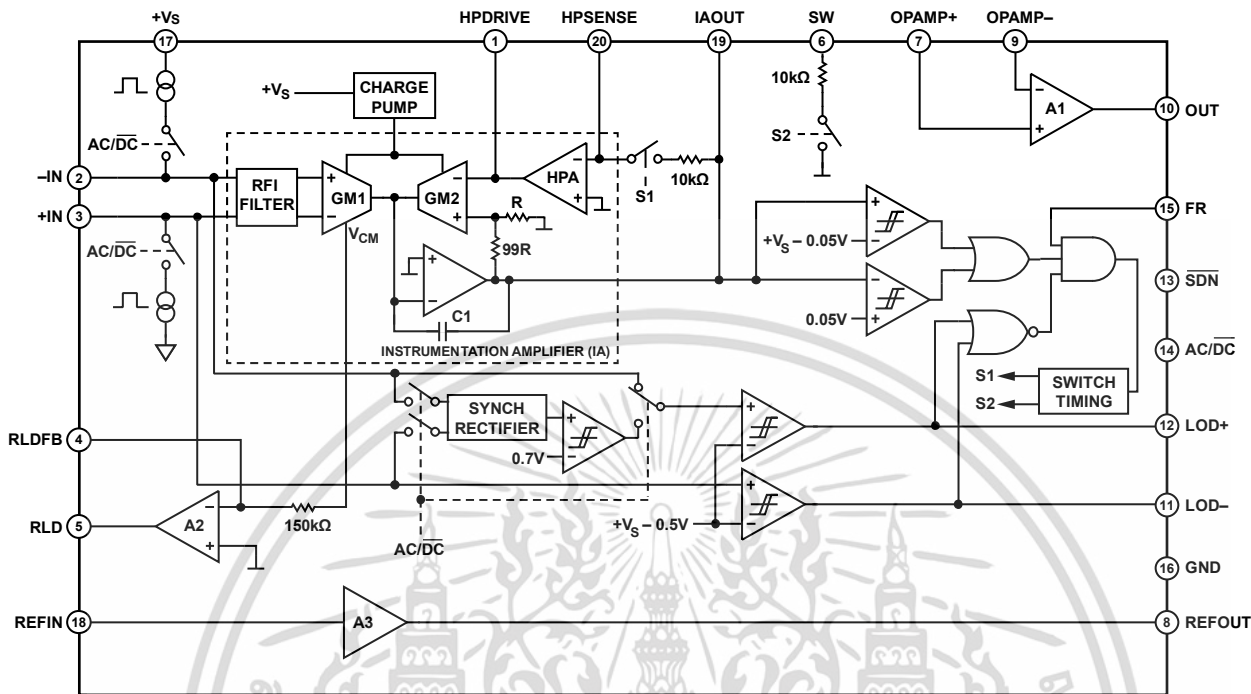


Figure 44. Shutdown Current vs. Temperature



## THEORY OF OPERATION



\*ALL SWITCHES SHOWN IN DC LEADS-OFF DETECTION POSITION AND FAST RESTORE DISABLED  
 ⊥ = REFOUT

Figure 45. Simplified Schematic Diagram

## ARCHITECTURE OVERVIEW

The AD8232 is an integrated front end for signal conditioning of cardiac biopotentials for heart rate monitoring. It consists of a specialized instrumentation amplifier (IA), an operational amplifier (A1), a right leg drive amplifier (A2), and a mid-supply reference buffer (A3). In addition, the AD8232 includes leads off detection circuitry and an automatic fast restore circuit that brings back the signal shortly after leads are reconnected.

The AD8232 contains a specialized instrumentation amplifier that amplifies the ECG signal while rejecting the electrode half-cell potential on the same stage. This is possible with an indirect current feedback architecture, which reduces size and power compared with traditional implementations

## INSTRUMENTATION AMPLIFIER

The instrumentation amplifier is shown in Figure 45 as comprised by two well-matched transconductance amplifiers (GM1 and GM2), the dc blocking amplifier (HPA), and an integrator formed by C1 and an op amp. The transconductance amplifier, GM1, generates a current that is proportional to the voltage present at its inputs. When the feedback is satisfied, an equal voltage appears across the inputs of the transconductance amplifier, GM2, thereby matching the current generated by GM1. The difference generates an error current that is integrated across Capacitor C1. The resulting voltage appears at the output of the instrumentation amplifier.

The feedback of the amplifier is applied via GM2 through two separate paths: the two resistors divide the output signal to set an overall gain of 100, whereas the dc blocking amplifier integrates any deviation from the reference level. Consequently, dc offsets as large as  $\pm 300$  mV across the GM1 inputs appear inverted and with the same magnitude across the inputs of GM2, all without saturating the signal of interest.

To increase the common-mode voltage range of the instrumentation amplifier, a charge pump boosts the supply voltage for the two transconductance amplifiers. This further prevents saturation of the amplifier in the presence of large common-mode signals, such as line interference. The charge pump runs from an internal oscillator, the frequency of which is set around 500 kHz.

## OPERATIONAL AMPLIFIER

This general-purpose operational amplifier (A1) is a rail-to-rail device that can be used for low-pass filtering and to add additional gain. The following sections provide details and example circuits that use this amplifier.

**RIGHT LEG DRIVE AMPLIFIER**

The right leg drive (RLD) amplifier inverts the common-mode signal that is present at the instrumentation amplifier inputs. When the right leg drive output current is injected into the subject, it counteracts common-mode voltage variations, thus improving the common-mode rejection of the system.

The common-mode signal that is present across the inputs of the instrumentation amplifier is derived from the transconductance amplifier, GM1. It is then connected to the inverting input of A2 through a 150 kΩ resistor.

An integrator can be built by connecting a capacitor between the RLD FB and RLD terminals. A good starting point is a 1 nF capacitor, which places the crossover frequency at about 1 kHz (the frequency at which the amplifier has an inverting unity gain). This configuration results in about 26 dB of loop gain available at a frequency range from 50 Hz to 60 Hz for common-mode line rejection. Higher capacitor values reduce the crossover frequency, thereby reducing the gain that is available for rejection and, consequently, increasing the line noise. Lower capacitor values move the crossover frequency to higher frequencies, allowing increased gain. The tradeoff is that with higher gain, the system can become unstable and saturate the output of the right leg amplifier.

Note that when using this amplifier to drive an electrode, there should be a resistor in series with the output to limit the current to be always less than 10 μA even in fault conditions. For example, if the supply used is 3.0 V, this resistor should be greater than 330 kΩ to account for component and supply variations.

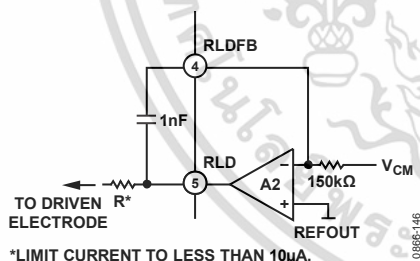


Figure 46. Typical Configuration of Right-Leg Drive Circuit

In two-electrode configurations, RLD can be used to bias the inputs through 10 MΩ resistors as described in the Leads Off Detection section. If left unused, it is recommended to configure A2 as a follower by connecting RLDFB directly to RLD.

**REFERENCE BUFFER**

The AD8232 operates from a single supply. To simplify the design of single-supply applications, the AD8232 includes a reference buffer to create a virtual ground between the supply voltage and the system ground. The signals present at the output of the instrumentation amplifier are referenced around this voltage. For example, if there is zero differential input voltage,

the voltage at the output of the instrumentation amplifier is this reference voltage.

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

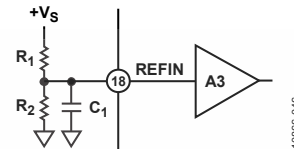


Figure 47. Setting the Internal Reference

To limit the power consumption of the voltage divider, the use of large resistors is recommended, such as 10 MΩ. The designer must keep in mind that high resistor values make it easier for interfering signals to appear at the input of the reference buffer. To minimize noise pickup, it is recommended to place the resistors close to each other and as near as possible to the REFIN terminal. Furthermore, use a capacitor in parallel with the lower resistor on the divider for additional filtering, as shown in Figure 47. Keep in mind that a large capacitor results in better noise filtering but it takes longer to settle the reference after power-up. The total time it takes the reference to settle within 1% can be estimated with the formula

$$t_{SETTLE\_REFERENCE} = 5 \times \frac{R1R2C1}{R1 + R2}$$

Note that disabling the AD8232 with the shutdown terminal does not discharge this capacitor.

**FAST RESTORE CIRCUIT**

Because of the low cutoff frequency used in high-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 electrodes are first connected.

This fast restore function is implemented internally, as shown in Figure 48. The output of the instrumentation amplifier is connected to a window comparator. The window comparator detects a saturation condition at the output of the instrumentation amplifier when its voltage approaches 50 mV from either supply rail.

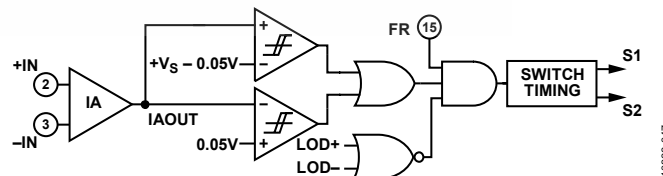


Figure 48. Fast Restore Circuit

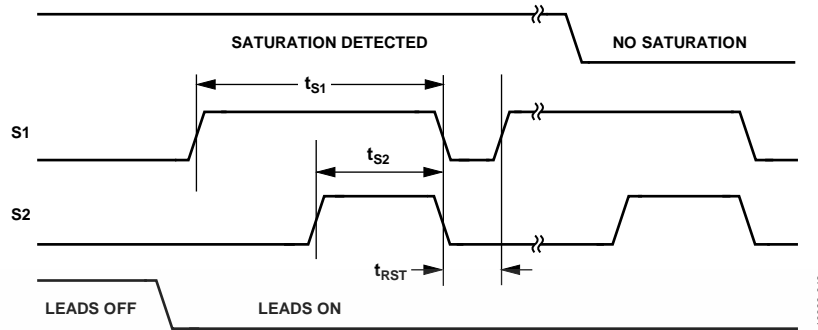


Figure 49. Timing Diagram for Fast Restore Switches  
(Time Base Not to Scale)

If this saturation condition is present when both input electrodes are attached to the subject, the comparator triggers a timing circuit that automatically closes Switch S1 and Switch S2 (see Figure 49 for a timing diagram).

These two switches (S1 and S2) enable two different 10 k $\Omega$  resistor paths: one between HPSENSE and IAOUT and another between SW and REFOUT. During the time Switch S1 and Switch S2 are enabled, these internal resistors appear in parallel with their corresponding external resistors forming high-pass filters. The result is that the equivalent lower resistance shifts the pole to a higher frequency, delivering a quicker settling time. Note that the fast restore settling time depends on how quickly the internal 10 k $\Omega$  resistors of the AD8232 can drain the capacitors in the high-pass circuit. Smaller capacitor values result in a shorter settling time.

If, by the end of the timing, the saturation condition persists, the cycle repeats. Otherwise, the AD8232 returns to its normal operation. If either of the leads off comparator outputs is indicating that an electrode has been disconnected, the timing circuit is prevented from triggering because it is assumed that no valid signal is present. To disable fast restore, drive the FR pin low or tie it permanently to GND.

## LEADS OFF DETECTION

The AD8232 includes leads off detection. It features ac and dc detection modes optimized for either two- or three-electrode configurations, respectively.

## DC Leads Off Detection

The dc leads off detection mode is used in three-electrode configurations only. It works by sensing when either instrumentation amplifier input voltage is within 0.5 V from the positive rail. In this case, each input must have a pull-up resistor connected to the positive supply. During normal operation, the subject's potential must be inside the common-mode range of the instrumentation amplifier, which is only possible if a third electrode is connected to the output of the right leg drive amplifier.

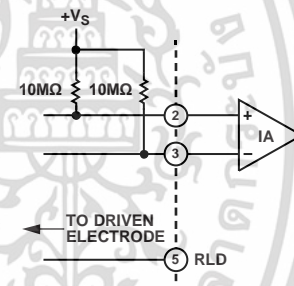


Figure 50. Circuit Configuration for DC Leads Off Detection

Because in dc leads off mode the AD8232 checks each input individually, it is possible to indicate which electrode is disconnected. The AD8232 indicates which electrode is disconnected by setting the corresponding LOD $-$  or LOD $+$  pin high. To use this mode, connect the AC/DC pin to ground.

### AC Leads Off Detection

The ac leads off detection mode is useful when using two electrodes only (it does not require the use of a driven electrode). In this case, a conduction path must exist between the two electrodes, which is usually formed by two resistors, as shown in Figure 51.

These resistors also provide a path for bias return on each input. Connect each resistor to REFOUT or RLD to maintain the inputs within the common-mode range of the instrumentation amplifier.

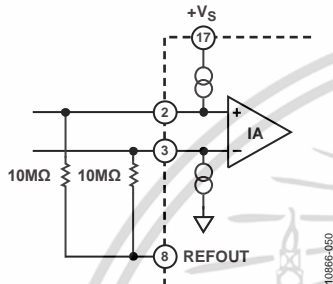


Figure 51. Circuit Configuration for AC Leads Off Detection

The AD8232 detects when an electrode is disconnected by forcing a small 100 kHz current into the input terminals. This current flows through the external resistors from IN+ to IN- and develops a differential voltage across the inputs, which is then synchronously detected and compared to an internal threshold. The recommended value for these external resistors is 10 MΩ. Low resistance values make the differential drop too low to be detected and lower the input impedance of the amplifier. When the electrodes are attached to the subject, the impedance of this path should be less than 3 MΩ to maintain the drop below the comparator's threshold.

As opposed to the dc leads off detection mode, the AD8232 is able to determine only that an electrode has lost its connection, not which one. During such an event, the LOD+ pin goes high. In this mode, the LOD- pin is not used and remains in a logic low state. To use the ac leads off mode, tie the AC/DC pin to the positive supply rail.

Note that while REFOUT is at a constant voltage value, using the RLD output as the input bias may be more effective in rejecting common-mode interference.

### STANDBY OPERATION

The AD8232 includes a shutdown pin ( $\overline{\text{SDN}}$ ) that further enhances the flexibility and ease of use in portable applications

where power consumption is critical. A logic level signal can be applied to this pin to switch to shutdown mode, even when the supply is still on.

Driving the  $\overline{\text{SDN}}$  pin low places the AD8232 in shutdown mode and draws less than 200 nA of supply current, offering considerable power savings. To enter normal operation, drive  $\overline{\text{SDN}}$  high; when not using this feature, permanently tie  $\overline{\text{SDN}}$  to +Vs.

During shutdown operation, the AD8232 is not able to maintain the REFOUT voltage, but it does not drain the REFIN voltage, thereby maintaining this additional conduction path from the supply to ground.

When emerging from a shutdown condition, the charge stored in the capacitors on the high-pass filters can saturate the instrumentation amplifier and subsequent stages. The use of the fast restore feature helps reduce the recovery time and, therefore, minimize on time in power sensitive applications.

### INPUT PROTECTION

All terminals of the AD8232 are protected against ESD. In addition, the input structure allows for dc overload conditions that are a diode drop above the positive supply and a diode drop below the negative supply. Voltages beyond a diode drop of the supplies cause the ESD diodes to conduct and enable current to flow through the diode. Therefore, use an external resistor in series with each of the inputs to limit current for voltages beyond the supplies. In either scenario, the AD8232 safely handles a continuous 5 mA current at room temperature.

For applications where the AD8232 encounters extreme overload voltages, such as in cardiac defibrillators, use external series resistors and gas discharge tubes (GDT). Neon lamps are commonly used as an inexpensive alternative to GDTs. These devices can handle the application of large voltages but do not maintain the voltage below the absolute maximum ratings for the AD8232. A complete solution includes further clamping to either supply using additional resistors and low leakage diode clamps, such as BAV199 or FJH1100.

As a safety measure, place a resistor between the input pin and the electrode that is connected to the subject to ensure that the current flow never exceeds 10 μA. Calculate the value of this resistor to be equal to the supply voltage across the AD8232 divided by 10 μA.

## RADIO FREQUENCY INTERFERENCE (RFI)

Radio frequency (RF) rectification is often a problem in applications where there are large RF signals. The problem appears as a dc offset voltage at the output. The AD8232 has a 15 pF gate capacitance and 10 k $\Omega$  resistors at each input. This forms a low-pass filter on each input that reduces rectification at high frequency (see Figure 52) without the addition of external elements.

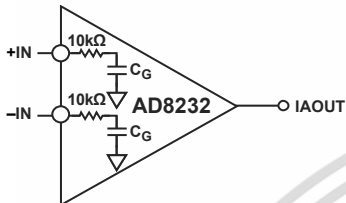


Figure 52. RFI Filter Without External Capacitors

For increased filtering, additional resistors can be added in series with each input. They must be placed as close as possible to the instrumentation amplifier inputs. These can be the same resistors used for overload and patient protection.

## POWER SUPPLY REGULATION AND BYPASSING

The AD8232 is designed to be powered directly from a single 3 V battery, such as CR2032 type. It can also operate from rechargeable lithium-ion batteries, but the designer must take into account that the voltage during a charge cycle may exceed the absolute maximum ratings of the AD8232. To avoid damage to the part, use a power switch or a low power, low dropout regulator, such as ADP150.

In addition, excessive noise on the supply pins can adversely affect performance. As in all linear circuits, bypass capacitors must be used to decouple the chip power supplies. Place a 0.1  $\mu$ F capacitor close to the supply pin. A 1  $\mu$ F capacitor can be used farther away from the part. In most cases, the capacitor can be shared by other integrated circuits. Keep in mind that excessive decoupling capacitance increases power dissipation during power cycling.

## INPUT REFERRED OFFSETS

Because of its internal architecture, the instrumentation amplifier should be used always with the dc blocking amplifier, shown as HPA in Figure 45.

As described in the Theory of Operation section, the dc blocking amplifier attenuates the input referred offsets present at the inputs of the instrumentation amplifier. However, this is true only when the dc blocking amplifier is used as an integrator. In this configuration, the input offsets from the dc blocking amplifier dominate appear directly at the output of the instrumentation amplifier.

If the dc blocking amplifier is used as a follower instead of its intended function as an integrator, the input referred offsets of the in-amp are amplified by a factor of 100.

## LAYOUT RECOMMENDATIONS

It is important to follow good layout practices to optimize system performance. In low power applications, most resistors are of a high value to minimize additional supply current. The challenge of using high value resistors is that high impedance nodes become even more susceptible to noise pickup and board parasitics, such as capacitance and surface leakages. Keep all of the connections between high impedance nodes as short as possible to avoid introducing additional noise and errors from corrupting the signal.

To maintain high CMRR over frequency, keep the input traces symmetrical and length matched. Place safety and input bias resistors in the same position relative to each input. In addition, the use of a ground plane significantly improves the noise rejection of the system.

# APPLICATIONS INFORMATION

## ELIMINATING ELECTRODE OFFSETS

The instrumentation amplifier in the AD8232 is designed to apply gain and to filter out near dc signals simultaneously. This capability allows it to amplify a small ECG signal by a factor of 100 yet reject electrode offsets as large as ±300 mV.

To achieve offset rejection, connect an RC network between the output of the instrumentation amplifier, HPSENSE, and HPDRIVE, as shown in Figure 53.

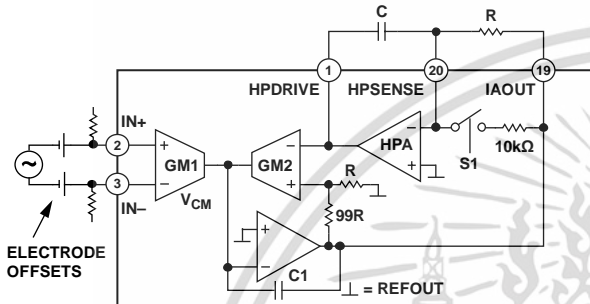


Figure 53. Eliminating Electrode Offsets

This RC network forms an integrator that feeds any near dc signals back into the instrumentation amplifier, thus eliminating the offsets without saturating any node and maintaining high signal gain.

In addition to blocking offsets present across the inputs of the instrumentation amplifier, this integrator also works as a high-pass filter that minimizes the effect of slow moving signals, such as baseline wander. The cutoff frequency of the filter is given by the equation

$$f_{-3dB} = \frac{100}{2\pi RC}$$

where R is in ohms and C is in farads.

Note that the filter cutoff is 100 times higher than is 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 gain of 100 of the instrumentation amplifier.

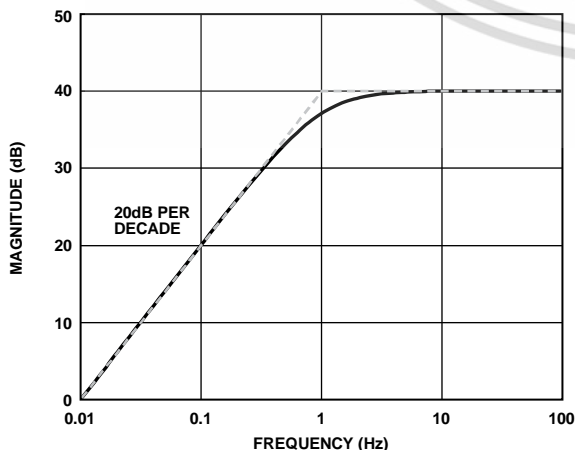


Figure 54. Frequency Response of Single-Pole DC Blocking Circuit

Just like with any high-pass filter with low frequency cutoff, any fast change in dc offset takes a long time to settle. If such change saturates the instrumentation amplifier output, the S1 switch briefly enables the 10 kΩ resistor path, thus moving the cutoff frequency to

$$f_{-3dB} = \frac{100(R + 10^4)}{2\pi RC(10^4)} \tag{1}$$

For values of R greater than 100 kΩ, the expression in Equation 1 can be approximated by

$$f_{-3dB} = \frac{1}{200\pi C}$$

This higher cutoff reduces the settling time and enables faster recovery of the ECG signal. For more information, see the Fast Restore Circuit section.

## HIGH-PASS FILTERING

The AD8232 can implement higher order high-pass filters. A higher filter order yields better artifact rejection but at a cost of increased signal distortion and more passive components on the printed circuit board (PCB).

### 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, as shown in Figure 55.

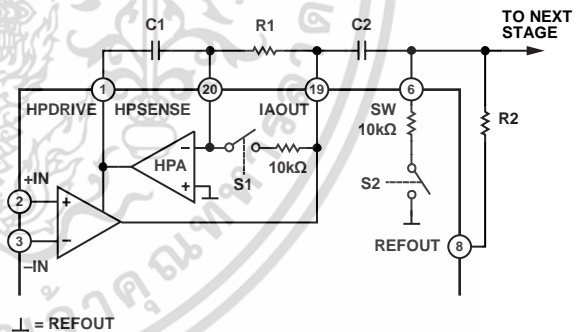


Figure 55. Schematic for a Two-Pole High-Pass Filter

Note that the right side of C2 connects to the SW terminal. Just like S1, S2 reduces the recovery time for this ac coupling network by placing 10 kΩ in parallel with R2. See the Fast Restore Circuit section for additional details on switch timing and trigger conditions.

Keep in mind that if this passive network is not buffered, it exhibits higher output impedance at the input of a subsequent low-pass filter, such as with Sallen-Key filter topologies. Careful component selection can yield good results without a buffer. See the Low-Pass Filtering and Gain section for additional information on component selection.

**Additional High-Pass Filtering Options**

In addition to the topologies explained in the previous sections, an additional pole may be added to the dc blocking circuit for additional rejection of low frequency signals. This configuration is shown in Figure 56.

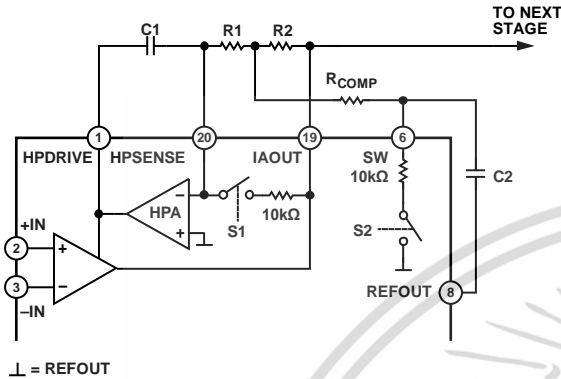


Figure 56. Schematic for an Alternative Two-Pole High-Pass Filter

An extra benefit of this circuit topology is that it allows lower cutoff frequency with lower R and C values and the resistor, R<sub>COMP</sub>, can be used to control the Q of the filter to achieve narrow band-pass filters (for heart rate detection) or maximum pass-band flatness (for cardiac monitoring).

With this topology, the filter attenuation reverts to a single pole roll off at very low frequencies. Because the initial roll off was 40 dB per decade, this reversion to 20 dB per decade has little impact on the ability of the filter to reject out-of-band low frequency signals.

The designer may choose different values to achieve the desired filter performance. To simplify the design process, use the following recommendations as a starting point for component value selection.

$$R1 = R2 \geq 100 \text{ k}\Omega$$

$$C1 = C2$$

$$R_{COMP} = 0.14 \times R1$$

The cutoff frequency is located at

$$f_c = \frac{10}{2\pi\sqrt{R1 C1 R2 C2}}$$

The selection of R<sub>COMP</sub> to be 0.14 times the value of the other two resistors optimizes the filter for a maximally flat pass band. Reduce its value to increase the Q and, consequently, the peaking of the filter. Keep in mind that a very low value of R<sub>COMP</sub> can result in an unstable circuit. The selection of values based on these criteria result in a transfer function similar to the one shown in Figure 58.

When additional low frequency rejection is desired, a high-order high-pass filter can be implemented by adding an ac coupling network at the output of the instrumentation amplifier, as shown in Figure 57. The SW terminal is connected to the ac coupling network to obtain the best settling time response when fast restore engages.

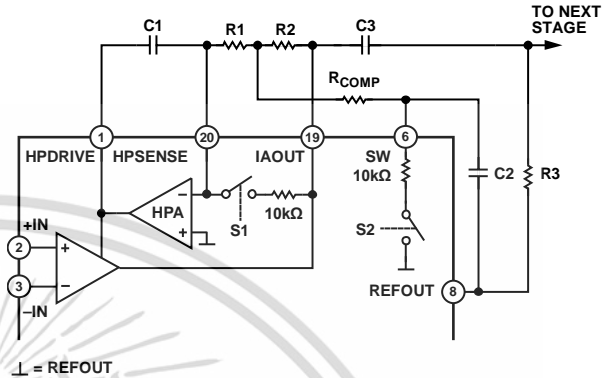


Figure 57. Schematic for a Three-Pole High-Pass Filter

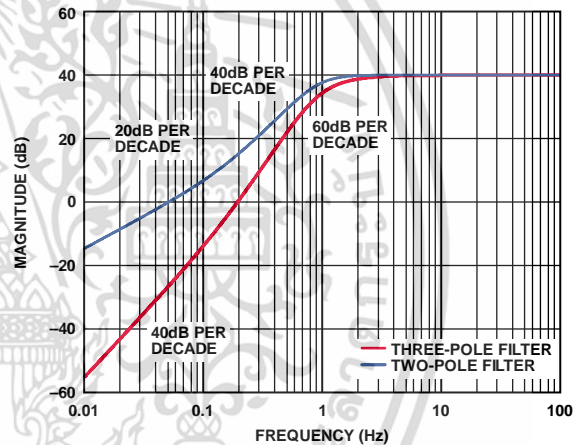


Figure 58. Frequency Response of Circuits in Figure 56 and Figure 57

Careful analysis and adjustment of all of the component values in practice is recommended to optimize the filter characteristics. A useful hint is to reduce the value of R<sub>COMP</sub> to increase the peaking of the active filter to overcome the additional roll off introduced by the ac coupling network. Proper adjustment can yield the best pass-band flatness.

The design of the high-pass filter involves tradeoffs between signal distortion, component count, low frequency rejection, and component sizes. For example, a single-pole high-pass filter results in the least distortion to the signal, but its rejection of low-frequency artifacts is the lowest Table 4 compares the recommended filtering options.

**Table 4. Comparison of High-Pass Filtering Options**

	Filter Order	Component Count	Low Frequency Rejection	Capacitor Sizes/Values	Signal Distortion <sup>1</sup>	Output Impedance <sup>2</sup>
Figure 53	1	2	Good	Large	Low	Low
Figure 55	2	4	Better	Large	Medium	Higher
Figure 56	2	5	Better	Smaller	Medium	Low
Figure 57	3	7	Best	Smaller	Highest	Higher

<sup>1</sup>For equivalent corner frequency location.

<sup>2</sup>Output impedance refers to the drive capability of the high-pass filter before the low-pass filter. Low output impedance is desirable to allow flexibility in the selection of values for a low-pass filter, as explained in the Low-Pass Filtering and Gain section.

## LOW-PASS FILTERING AND GAIN

The AD8232 includes an uncommitted op amp that can be used for extra gain and filtering. For applications that do not require a high-order filter, a simple RC low-pass filter should suffice, and the op amp can buffer or further amplify the signal.

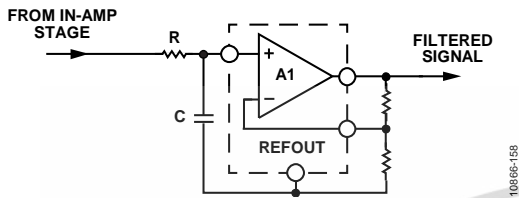


Figure 59. Schematic for a Single-Pole Low-Pass Filter and Additional Gain

Applications that require a steeper roll off or a sharper cut off, a Sallen-Key filter topology can be implemented, as shown in Figure 60.

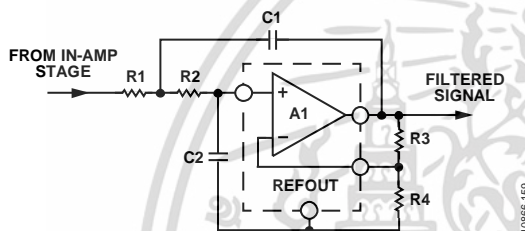


Figure 60. Schematic for a Two-Pole Low-Pass Filter

The following equations describe the low-pass cut off frequency, gain, and Q:

$$f_c = 1/(2\pi\sqrt{R1 C1 R2 C2})$$

$$\text{Gain} = 1 + R3/R4$$

$$Q = \frac{\sqrt{R1 \times C1 \times R2 \times C2}}{R1 \times C2 + R2 \times C2 + R1 \times C1(1 - \text{Gain})}$$

Note that changing the gain has an effect on Q and vice versa. Common values for Q are 0.5 to avoid peaking or 0.7 for maximum flatness and sharp cut off. A high value of Q can be used in narrow-band applications to increase peaking and the selectivity of the band-pass filter.

A common design procedure is to set  $R1 = R2 = R$  and  $C1 = C2 = C$ , which simplifies the expressions for cutoff frequency and Q to

$$f_c = 1/(2\pi RC)$$

$$Q = \frac{1}{3 - \text{Gain}}$$

Note that Q can be controlled by setting the gain with R3 and R4; however, this limits the gain to be less than 3. For gain values equal to or greater than 3, the circuit becomes unstable. A simple modification that allows higher gains is to make the value of C2 at least four times larger than C1.

It is important to note that these design equations only hold true in the case that the output impedance of the previous stage is much lower than the input impedance of the Sallen-Key filter. This is not the case when using an ac coupling network between

the instrumentation amplifier output and the input of the low-pass filter without a buffer.

To connect these two filtering stages properly without a buffer, make the value of R1 at least ten times larger than the resistor of the ac coupling network (labeled as R2 in Figure 55).

## DRIVING ANALOG-TO-DIGITAL CONVERTERS

The ability of AD8232 to drive capacitive loads makes it ideal to drive an ADC without the need for an additional buffer. However, depending on the input architecture of the ADC, a simple low-pass RC network may be required to decouple the transients from the switched-capacitor input typical of modern ADCs. This RC network also acts as an additional filter that can help reduce noise and aliasing. Follow the recommended guidelines from the ADC data sheet for the selection of proper R and C values.

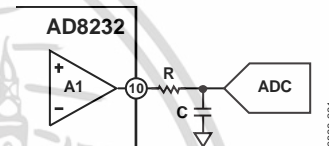


Figure 61. Driving an ADC

## DRIVEN ELECTRODE

A driven lead (or reference electrode) is often used to minimize the effects of common-mode voltages induced by the power line and other interfering sources. The AD8232 extracts the common-mode voltage from the instrumentation amplifier inputs and makes it available through the RLD amplifier to drive an opposing signal into the patient. This functionality maintains the voltage between the patient and the AD8232 at a near 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  $\mu\text{A}$ . Calculate the value of this resistor to be equal to the supply voltage across the AD8232 divided by 10  $\mu\text{A}$ .

The AD8232 implements an integrator formed by an internal 150 k $\Omega$  resistor and an external capacitor to drive this 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 Hz 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 resistors. The suggested 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 amplifier can be used to drive the bias current resistors on the inputs. Although 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.

## APPLICATION CIRCUITS

### HEART RATE MEASUREMENT NEXT TO THE HEART

For wearable exercise devices, the AD8232 is typically placed in a pod near the heart. The two sense electrodes are placed underneath the pectoral muscles; no driven electrode is used. Because the distance from the heart to the AD8232 is small, the heart signal is strong and there is less muscle artifact interference.

In this configuration, space is at a premium. By using as few external components as possible, the circuit in Figure 62 is optimized for size.

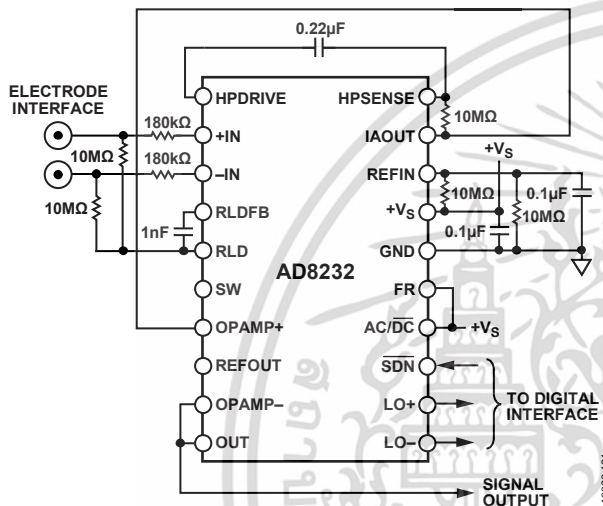


Figure 62. Circuit for Heart Rate Measurement Next to Heart

A shorter distance from the AD8232 to the heart makes this application less vulnerable to common-mode interference. However, since RLD is not used to drive an electrode, it can be used to improve the common-mode rejection by maintaining the midscale voltage through the 10 MΩ bias resistors.

A single-pole high-pass filter is set at 7 Hz, and there is no low-pass filter. No gain is used on the output op amp thereby reducing the number of resistors for a total system gain of 100.

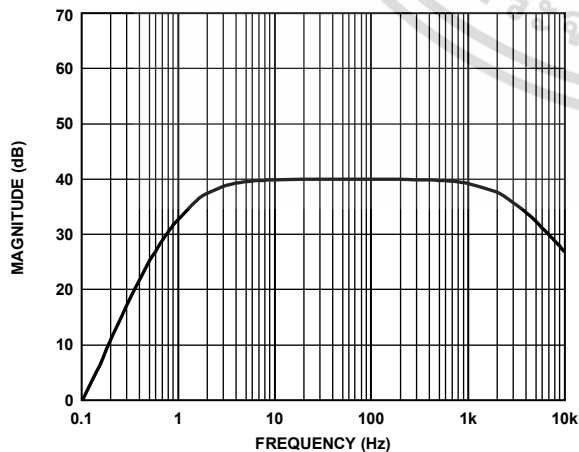


Figure 63. Frequency Response for HRM Next to Heart Circuit

The input terminals in this configuration use two 180 kΩ resistors, to protect the user from fault conditions. Two 10 MΩ resistors provide input bias. Use higher values for electrodes with high output impedance, such as cloth electrodes.

The schematic also shows two 10 MΩ resistors to set the midscale reference voltage. If there is already a reference voltage available, it can be driven into the REFIN input to eliminate these two 10 MΩ resistors.

### EXERCISE APPLICATION: HEART RATE MEASURED AT THE HANDS

In this application, the heart rate signal is measured at the hands with stainless steel electrodes. The user's arm and upper body movement create large motion artifacts and the long lead length makes the system susceptible to common-mode interference. A very narrow band-pass characteristic is required to separate the heart signal from the interferers.

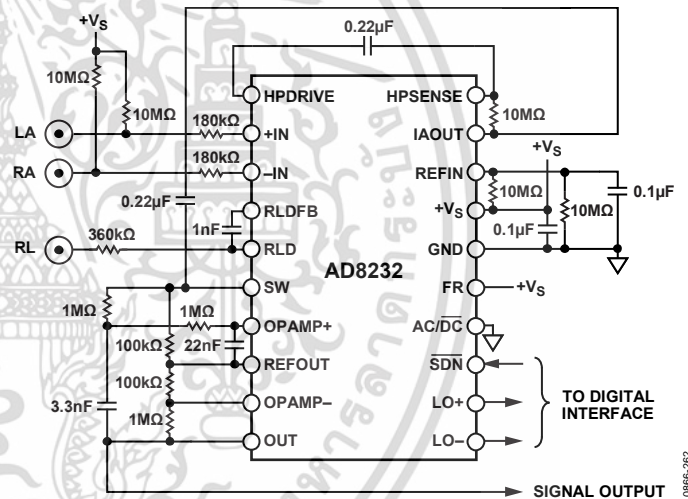


Figure 64. Circuit for Heart Rate Measurement at Hands

The circuit in Figure 64 uses a two-pole high-pass filter set at 7 Hz. A two-pole low-pass filter at 24 Hz follows the high-pass filters to eliminate any other artifacts and line noise.

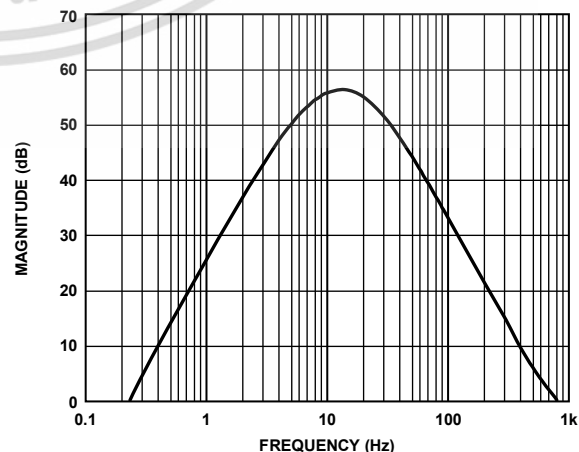


Figure 65. Frequency Response for HRM Taken at the Hands



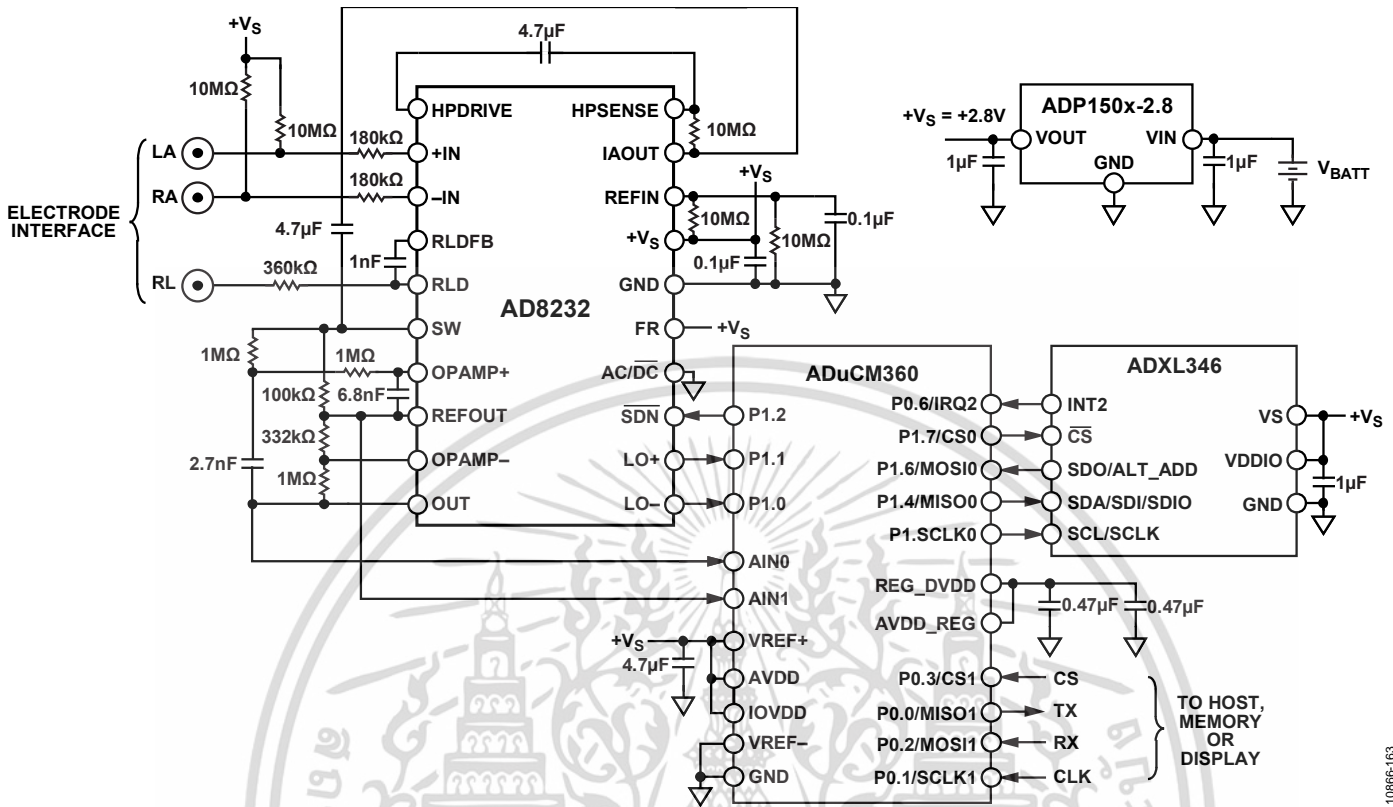
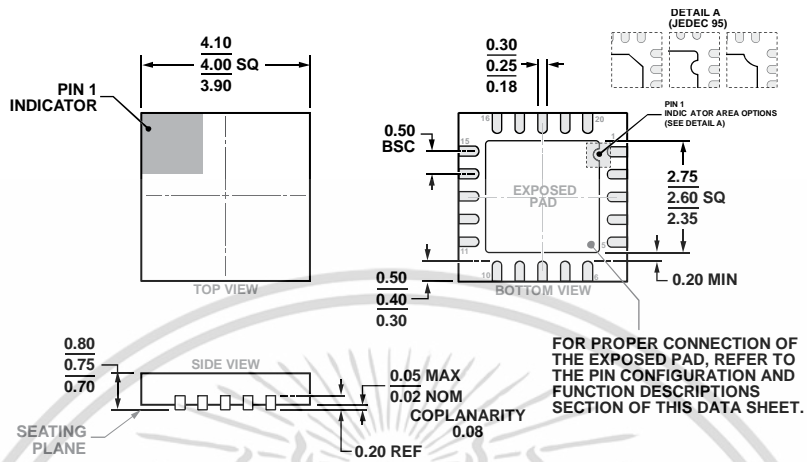


Figure 68. Low Power Portable Cardiac Monitor

10866-163

# PACKAGING AND ORDERING INFORMATION

## OUTLINE DIMENSIONS



COMPLIANT TO JEDEC STANDARDS MO-220-WGGD-11.

Figure 69. 20-Lead Lead Frame Chip Scale Package [LFCSP]  
4 mm × 4 mm Body and 0.75 mm Package Height  
(CP-20-8)  
Dimensions shown in millimeters

## ORDERING GUIDE

Model <sup>1</sup>	Temperature Range	Package Description	Package Option
AD8232ACPZ-R7	-40°C to +85°C	20-Lead Lead Frame Chip Scale Package [LFCSP]	CP-20-8
AD8232ACPZ-RL	-40°C to +85°C	20-Lead Lead Frame Chip Scale Package [LFCSP]	CP-20-8
AD8232ACPZ-WP	-40°C to +85°C	20-Lead Lead Frame Chip Scale Package [LFCSP]	CP-20-8
AD8232-EVALZ		Evaluation Board	

<sup>1</sup> Z = RoHS Compliant Part.

NOTES



## Tiny, Low-Cost, Single/Dual-Input, Fixed-Gain Microphone Amplifiers with Integrated Bias

### General Description

The MAX9812/MAX9813 are single/dual-input, 20dB fixed-gain microphone amplifiers. They offer tiny packaging and a low-noise, integrated microphone bias, making them ideal for portable audio applications such as notebook computers, cell phones, and PDAs. These amplifiers feature a 500kHz bandwidth, rail-to-rail outputs, an industry-leading 100dB power-supply rejection ratio, and a very low 0.015% THD+N. Power-saving features include very low 230µA supply current and a total shutdown mode that cuts the combined supply and BIAS currents to only 100nA.

The MAX9812 is a single amplifier in a 6-pin SC70 package (2mm x 2.1mm) and the MAX9813 is a dual-input amplifier available in an 8-pin SOT23 (3mm x 3mm) package. The MAX9813 has two inputs allowing two microphones to be multiplexed to a single output.

The MAX9812/MAX9813 are offered in two grades. The MAX9812L/MAX9813L are optimized for 3.3V supply operation (2.7V to 3.6V). The MAX9812H/MAX9813H are PC2001 compliant and are optimized for 5V operation (4.5V to 5.5V). Both devices are specified over the -40°C to +85°C extended operating temperature range.

### Applications

Notebook Computers  
 PDAs  
 Smart Phones  
 Digital Cameras  
 Video Tape Recorders

### Features

- ◆ PC2001 Compliant
- ◆ 100dB at 217Hz Power-Supply Rejection Ratio
- ◆ Very Low 230µA Quiescent Current
- ◆ Low 0.015% THD+N
- ◆ Available in Two Versions  
 MAX9812L/MAX9813L—2.7V to 3.6V  
 MAX9812H/MAX9813H—4.5V to 5.5V
- ◆ Internal Low-Noise Microphone Bias Supply  
 2.3V for MAX9812L/MAX9813L  
 4.0V for MAX9812H/MAX9813H
- ◆ 100nA Low-Power Shutdown Mode
- ◆ Rail-to-Rail Outputs
- ◆ 20dB Fixed Gain
- ◆ Available in Tiny 6-Pin SC70 (2mm x 2.1mm) and 8-Pin SOT23 (3mm x 3mm) Packages
- ◆ Extended Temperature Range -40°C to +85°C

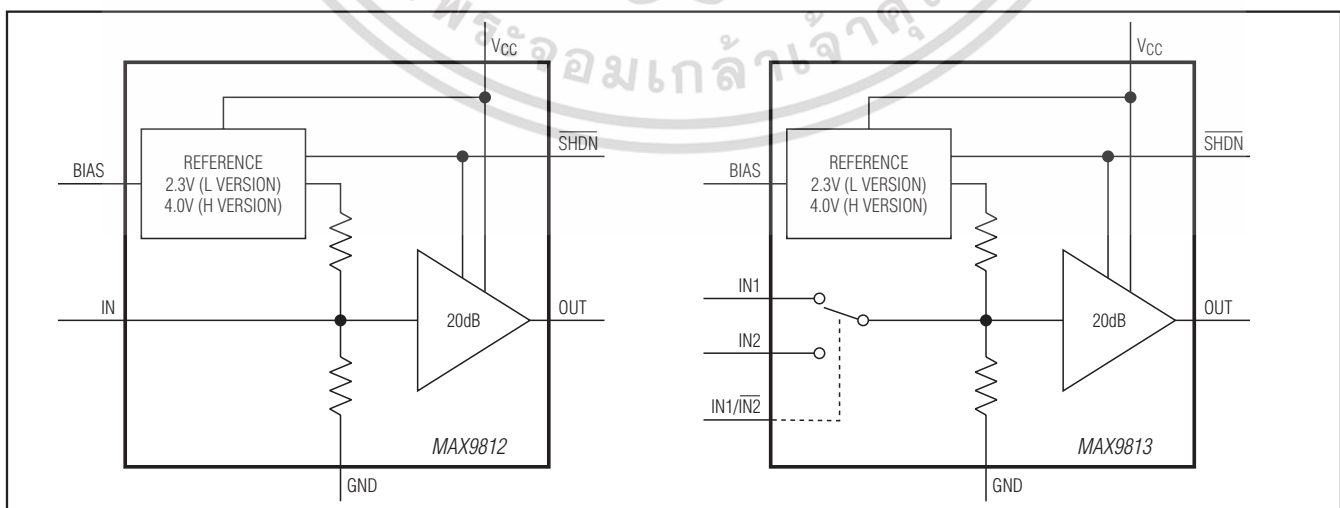
### Ordering Information

PART	TEMP RANGE	PIN-PACKAGE	V <sub>CC</sub> (V)
MAX9812LEXT+T	-40°C to +85°C	6 SC70	2.7 to 3.6
MAX9812HEXT+T	-40°C to +85°C	6 SC70	4.5 to 5.5
MAX9813LEKA+T	-40°C to +85°C	8 SOT23	2.7 to 3.6
MAX9813HEKA+T	-40°C to +85°C	8 SOT23	4.5 to 5.5

+ Denotes a lead(Pb)-free/RoHS-compliant package.

Pin Configurations, Selector Guide, and Typical Operating Circuits appear at end of data sheet.

### Simplified Block Diagrams



For pricing, delivery, and ordering information, please contact Maxim Direct at 1-888-629-4642, or visit Maxim's website at [www.maximintegrated.com](http://www.maximintegrated.com).

# MAX9812/MAX9813

## Tiny, Low-Cost, Single/Dual-Input, Fixed-Gain Microphone Amplifiers with Integrated Bias

### ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

(All voltages referenced to GND.)

$V_{CC}$  .....-0.3V to +6.0V  
 All Other Pins.....-0.3V to ( $V_{CC} + 0.3V$ )  
 Continuous Current ( $I_N$ ,  $\overline{SHDN}$ ,  $I_{N1}$ ,  $I_{N2}$ ,  $I_{N1/IN2}$ )..... $\pm 20mA$   
 OUT, BIAS Short-Circuit Duration (to GND or  $V_{CC}$ )...Continuous  
 Continuous Power Dissipation ( $T_A = +70^\circ C$ )  
   SC70 (derate 3.1mW/ $^\circ C$  above  $+70^\circ C$ ) ..... 245mW  
   SOT23 (derate 8.9mW/ $^\circ C$  above  $+70^\circ C$ ) ..... 714mW

Operating Temperature Range .....-40 $^\circ C$  to +85 $^\circ C$   
 Storage Temperature Range .....-65 $^\circ C$  to +150 $^\circ C$   
 Junction Temperature .....+150 $^\circ C$   
 Lead Temperature (soldering, 10s) .....+300 $^\circ C$   
 Soldering Temperature (reflow) .....+260 $^\circ C$

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

### ELECTRICAL CHARACTERISTICS

( $V_{CC} = 3.3V$ ,  $I_{BIAS} = 500\mu A$  (MAX9812L/MAX9813L),  $V_{CC} = 5V$ ,  $I_{BIAS} = 800\mu A$  (MAX9812H/MAX9813H),  $V_{GND} = 0V$ ,  $R_L = \text{open}$ ,  $\overline{SHDN} = V_{CC}$ ,  $T_A = T_{MIN}$  to  $T_{MAX}$ , unless otherwise noted. Typical values are at  $T_A = +25^\circ C$ .) (Note 1)

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
<b>GENERAL</b>						
Supply Voltage Range	$V_{CC}$	MAX9812L/MAX9813L	Inferred from PSRR test	2.7	3.6	V
		MAX9812H/MAX9813H		4.5	5.5	
Supply Current	$I_{CC}$	$I_{BIAS} = 0A$		230	400	$\mu A$
Shutdown Supply Current	$I_{CC\_SHDN}$	$\overline{SHDN} = GND$		0.1	1	$\mu A$
Amplifier Output Bias Voltage	$V_{OUT\_DC}$	MAX9812L/MAX9813L	1.35	1.5	1.65	V
		MAX9812H/MAX9813H	2.25	2.5	2.75	
Input Resistance	$R_{IN}$			85		k $\Omega$
Voltage Gain	$A_V$		19	20	21	dB
Power-Supply Rejection Ratio	PSRR <sub>OUT</sub>	Input referred, $T_A = +25^\circ C$	DC	90	100	dB
			f = 217Hz		100	
			f = 1kHz		100	
			f = 10kHz		90	
Output Voltage Swing	$V_{OH}$	$R_L = 10k\Omega$ to $V_{CC}/2$		$V_{CC} - 0.1$		V
		$R_L = 1k\Omega$ to $V_{CC}/2$	$V_{CC} - 0.25V$	$V_{CC} - 0.1V$		
	$V_{OL}$	$R_L = 10k\Omega$ to $V_{CC}/2$		0.1		
		$R_L = 1k\Omega$ to $V_{CC}/2$		0.1	0.25	
Output Short-Circuit Current	$I_{OUT\_SC}$	Sinking or sourcing	3	12	24	mA
Small-Signal -3dB Bandwidth	BW	$V_{OUT} = 10mV_{P-P}$		400		kHz
Output Capacitive-Load Stability	$C_L$	No sustained oscillations		50		pF
Output Impedance	$Z_{OUT}$	f = 1kHz		0.5		$\Omega$
Output Slew Rate	SR	$V_{OUT} = 1V$ step		1		V/ $\mu s$

# MAX9812/MAX9813

## Tiny, Low-Cost, Single/Dual-Input, Fixed-Gain Microphone Amplifiers with Integrated Bias

### ELECTRICAL CHARACTERISTICS (continued)

( $V_{CC} = 3.3V$ ,  $I_{BIAS} = 500\mu A$  (MAX9812L/MAX9813L),  $V_{CC} = 5V$ ,  $I_{BIAS} = 800\mu A$  (MAX9812H/MAX9813H),  $V_{GND} = 0V$ ,  $R_L = \text{open}$ ,  $SHDN = V_{CC}$ ,  $T_A = T_{MIN}$  to  $T_{MAX}$ , unless otherwise noted. Typical values are at  $T_A = +25^\circ C$ .) (Note 1)

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
Amplifier Input Voltage-Noise Density	$e_n$	Inputs at AC GND $f = 1\text{kHz}$		40		$nV/\sqrt{Hz}$
Total Integrated Input Noise	$V_n$	22Hz to 22kHz BW, inputs at AC GND		5		$\mu V_{RMS}$
Off-Isolation		Input referred, MAX9813 only	1kHz	75		dB
			10kHz	60		
Total Harmonic Distortion Plus Noise	THD+N	$f = 1\text{kHz}$ , $R_L = 10k\Omega$ to $V_{CC}/2$ , BW = 22Hz to 22kHz	$V_{OUT} = 1V_{P-P}$ (L version)	0.04		%
			$V_{OUT} = 4V_{P-P}$ (H version)	0.015		
<b>BIAS</b>						
Bias Output Voltage Range	$V_{BIAS}$	MAX9812L/MAX9813L	2.1	2.30	2.55	V
		MAX9812H/MAX9813H	3.6	4.0	4.4	
Bias Output Resistance	$R_{BIAS}$			0.1		$\Omega$
Power-Supply Rejection Ratio ( $V_{CC}$ to BIAS)	PSRR <sub>BIAS</sub>	DC, $T_A = +25^\circ C$	70	80		dB
		$f = 217\text{Hz}$		80		
		$f = 1\text{kHz}$		75		
		$f = 10\text{kHz}$		55		
BIAS Current Limit	$I_{BIAS\_SC}$	BIAS short to GND	5	22	50	mA
BIAS Capacitive-Load Stability	$C_{BIAS}$	No sustained oscillations		50		pF
Total Integrated BIAS Noise	$V_n$	22Hz to 22kHz BW		29		$\mu V_{RMS}$
<b>DIGITAL INPUTS (SHDN, IN1/IN2)</b>						
Logic-Low Threshold	$V_{IL}$				0.8	V
Logic-High Threshold	$V_{IH}$		2.0			V
Logic Input Current	$I_{IN}$	SHDN = GND or $V_{CC}$			$\pm 1$	$\mu A$
Shutdown Enable Time	$t_{SHDN\_ON}$	95% of settled value		10		ms
Shutdown Disable Time	$t_{SHDN\_OFF}$			50		$\mu s$
IN1/IN2 Select Time	$t_{SEL}$			10		$\mu s$

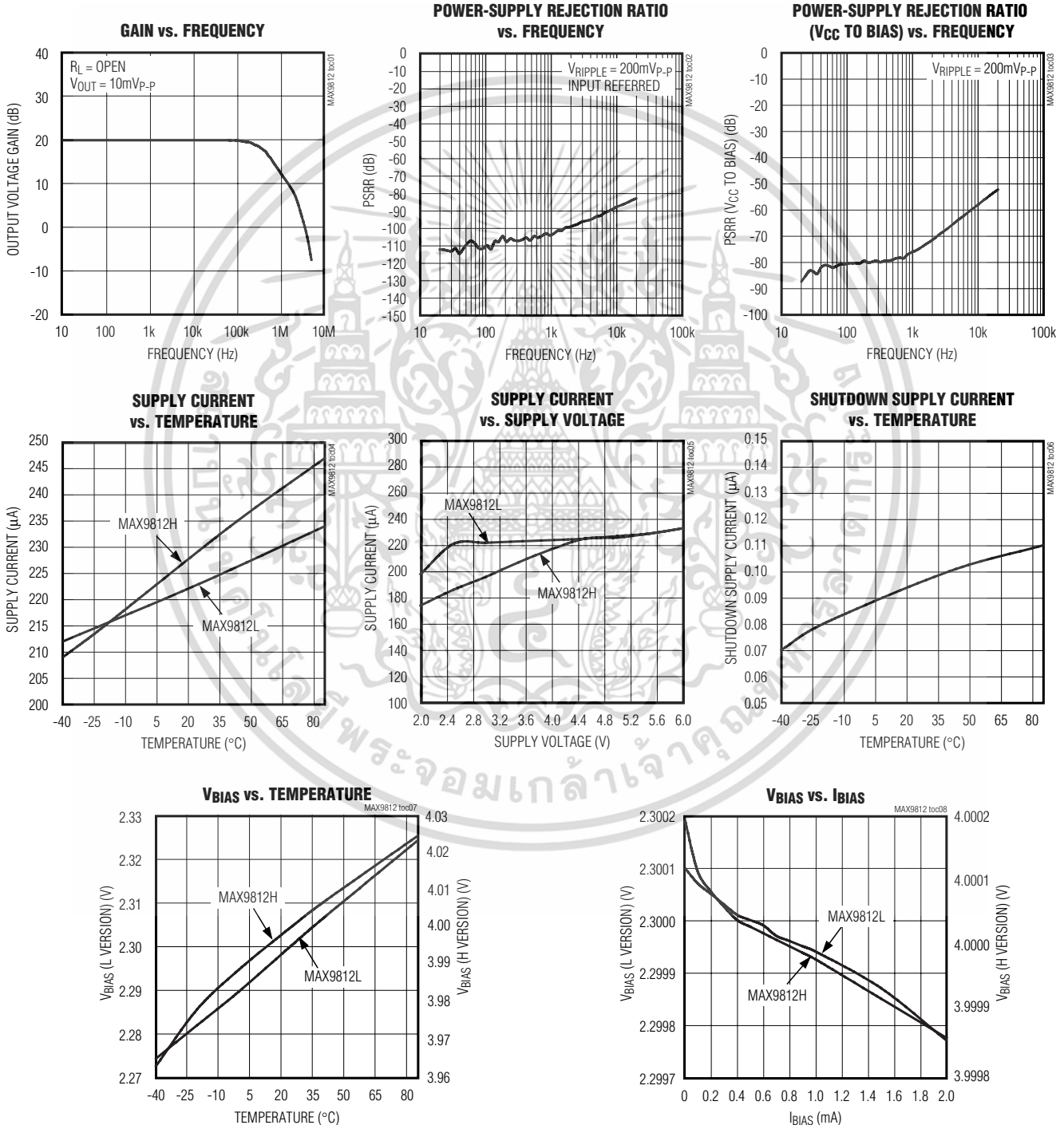
**Note 1:** All specifications are 100% tested at  $T_A = +25^\circ C$ . Temperature limits are guaranteed by design.

# MAX9812/MAX9813

## Tiny, Low-Cost, Single/Dual-Input, Fixed-Gain Microphone Amplifiers with Integrated Bias

### Typical Operating Characteristics

( $V_{CC} = 3.3V$  (MAX9812L/MAX9813L),  $V_{CC} = 5V$  (MAX9812H/MAX9813H),  $V_{GND} = 0V$ ,  $R_L = 10k\Omega$  to  $V_{CC}/2$ ,  $SHDN = V_{CC}$ ,  $T_A = +25^\circ C$ , unless otherwise noted.)

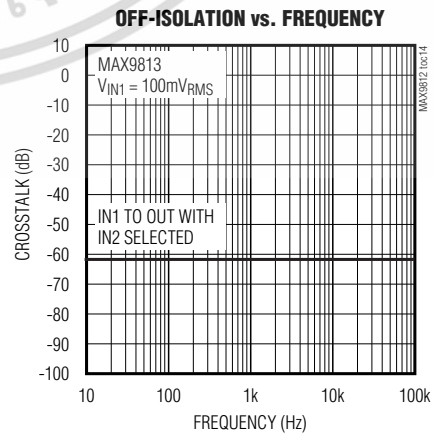
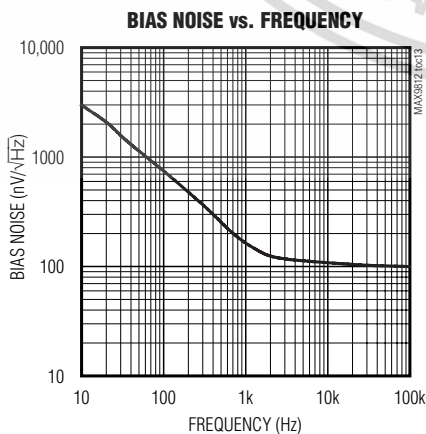
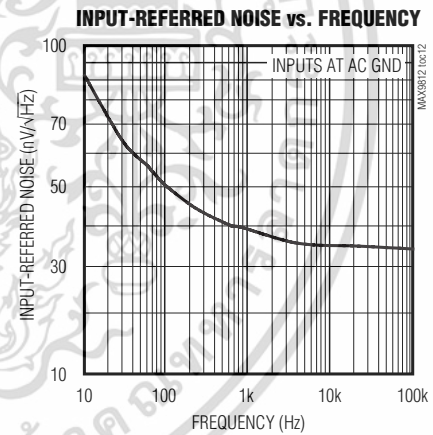
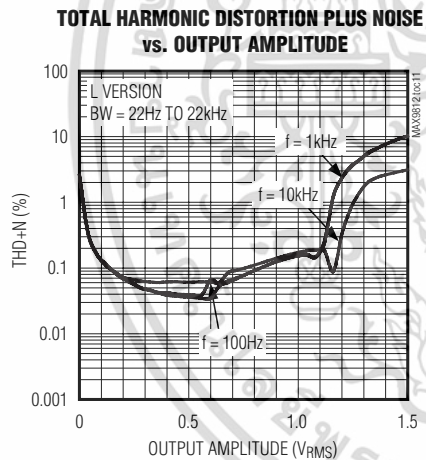
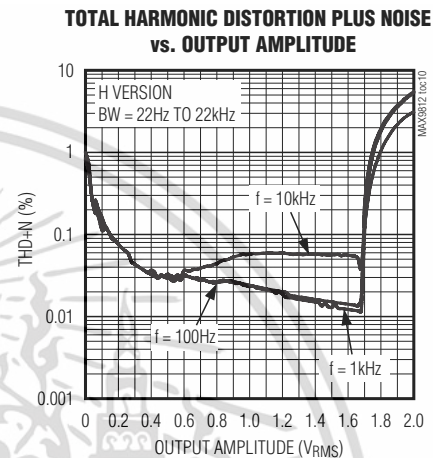
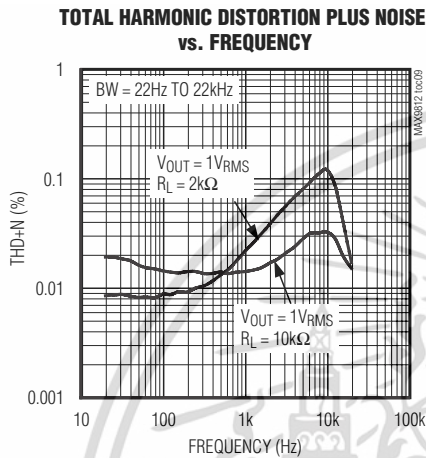


# MAX9812/MAX9813

## Tiny, Low-Cost, Single/Dual-Input, Fixed-Gain Microphone Amplifiers with Integrated Bias

### Typical Operating Characteristics (continued)

( $V_{CC} = 3.3V$  (MAX9812L/MAX9813L),  $V_{CC} = 5V$  (MAX9812H/MAX9813H),  $V_{GND} = 0V$ ,  $R_L = 10k\Omega$  to  $V_{CC}/2$ ,  $SHDN = V_{CC}$ ,  $T_A = +25^\circ C$ , unless otherwise noted.)

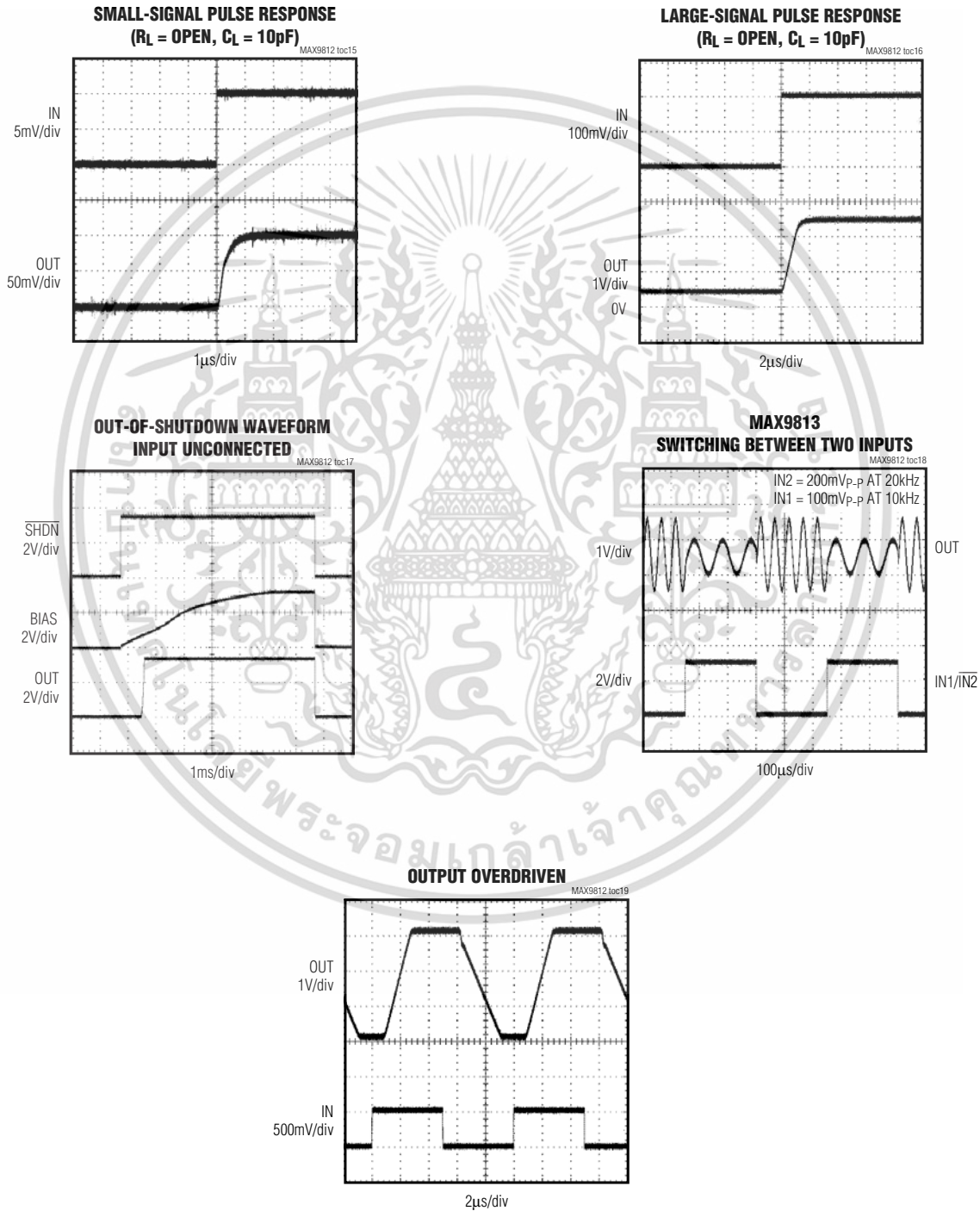


# MAX9812/MAX9813

## Tiny, Low-Cost, Single/Dual-Input, Fixed-Gain Microphone Amplifiers with Integrated Bias

### Typical Operating Characteristics (continued)

( $V_{CC} = 3.3V$  (MAX9812L/MAX9813L),  $V_{CC} = 5V$  (MAX9812H/MAX9813H),  $V_{GND} = 0V$ ,  $R_L = 10k\Omega$  to  $V_{CC}/2$ ,  $SHDN = V_{CC}$ ,  $T_A = +25^\circ C$ , unless otherwise noted.)



# MAX9812/MAX9813

## Tiny, Low-Cost, Single/Dual-Input, Fixed-Gain Microphone Amplifiers with Integrated Bias

### Pin Description

PIN		NAME	FUNCTION
MAX9812L/ MAX9812H	MAX9813L/ MAX9813H		
1	3	$\overline{\text{SHDN}}$	Active-Low Shutdown Input. Connect SHDN to V <sub>CC</sub> for normal operation. Connect SHDN to GND for shutdown. SHDN is a high-impedance input; do not leave unconnected.
2	2	GND	Ground
3	1	OUT	Amplifier Output
4	8	V <sub>CC</sub>	Positive Supply. Bypass V <sub>CC</sub> to GND with a 0.1 $\mu$ F capacitor.
5	7	BIAS	Low-Noise Microphone Bias Output. 2.3V output for MAX9812L/MAX9813L. 4V output for MAX9812H/MAX9813H.
6	—	IN	Amplifier Input (MAX9812)
—	6	IN1	Amplifier Input 1 (MAX9813)
—	5	IN2	Amplifier Input 2 (MAX9813)
—	4	IN1/IN2	Input Selector. When IN1/IN2 is high, IN1 is selected. When IN1/IN2 low, IN2 is selected.

### Detailed Description

The MAX9812\_/MAX9813\_ are low-power fixed-gain microphone amplifiers available in a single- or dual-input configuration. The gain is set at 10V/V (20dB) with a 400kHz, -3dB bandwidth. They also feature a low-noise, integrated microphone input bias voltage.

#### Single/Dual Input

The MAX9812L/MAX9812H are single-input amplifiers and the MAX9813L/MAX9813H are dual-input amplifiers. All devices typically have an input impedance of 85k $\Omega$ . The inputs to the dual version are controlled through a fast 2:1 mux, selectable through the IN1/IN2 pin. Driving IN1/IN2 high selects IN1 and driving the IN1/IN2 low selects IN2. IN1/IN2 is designed to be driven by a logic high of  $\geq 2\text{V}$  and a logic low  $\leq 0.8\text{V}$ . The IN1/IN2 has a 10 $\mu\text{s}$  switching time from one channel to the other.

#### PC2001 Low-Noise Microphone BIAS

The MAX9812\_/MAX9813\_ provide a low-noise voltage BIAS designed for biasing electret condenser microphone (ECM) cartridges. The BIAS output is regulated to typically 2.3V for the MAX9812L/MAX9813L and 4V for the MAX9812H/MAX9813H. In the single-input version (MAX9812\_), the BIAS output can source up to 1mA. In the dual-input version (MAX9813\_), the BIAS output can source up to 2mA. The MAX9812H/MAX9813H provides a PC2001-compliant BIAS voltage.

#### Output Stage

The MAX9812\_/MAX9813\_ rail-to-rail output (OUT) typically swings to within 100mV of the rails when driving 10k $\Omega$ .

The output DC bias point is set to 1.5V for the MAX9812L/MAX9813L and 2.5V for the MAX9812H/MAX9813H.

#### Shutdown Mode

SHDN controls whether the MAX9812\_/MAX9813\_ is active or in shutdown mode. Driving SHDN low forces a low-power (100nA) shutdown mode. In this mode, the OUT pin is set to a high-impedance state and the BIAS pin is pulled down (70k $\Omega$ ). Driving SHDN high enables the MAX9812\_/MAX9813\_. SHDN is a high-impedance input and cannot be left unconnected.

#### Driving Capacitive Loads

The MAX9812\_/MAX9813\_ output can drive up to 50pF of capacitance without sustained oscillations.

#### Thermal Shutdown

The thermal shutdown feature protects the MAX9812\_/MAX9813\_ from destruction due to overheating caused by shorting the outputs. This protection feature causes OUT and BIAS to shut down and go high impedance when the die temperature reaches +140°C. The device restarts after the die temperature falls below +120°C.

### Applications Information

#### Power-Up

The MAX9812\_/MAX9813\_ output typically settles to 95% within 10ms after power-up.

#### Typical Application Circuit

Figure 1 shows the MAX9813H used as a preamplifier with the MAX9760 3W audio power amplifier.

# MAX9812/MAX9813

## Tiny, Low-Cost, Single/Dual-Input, Fixed-Gain Microphone Amplifiers with Integrated Bias

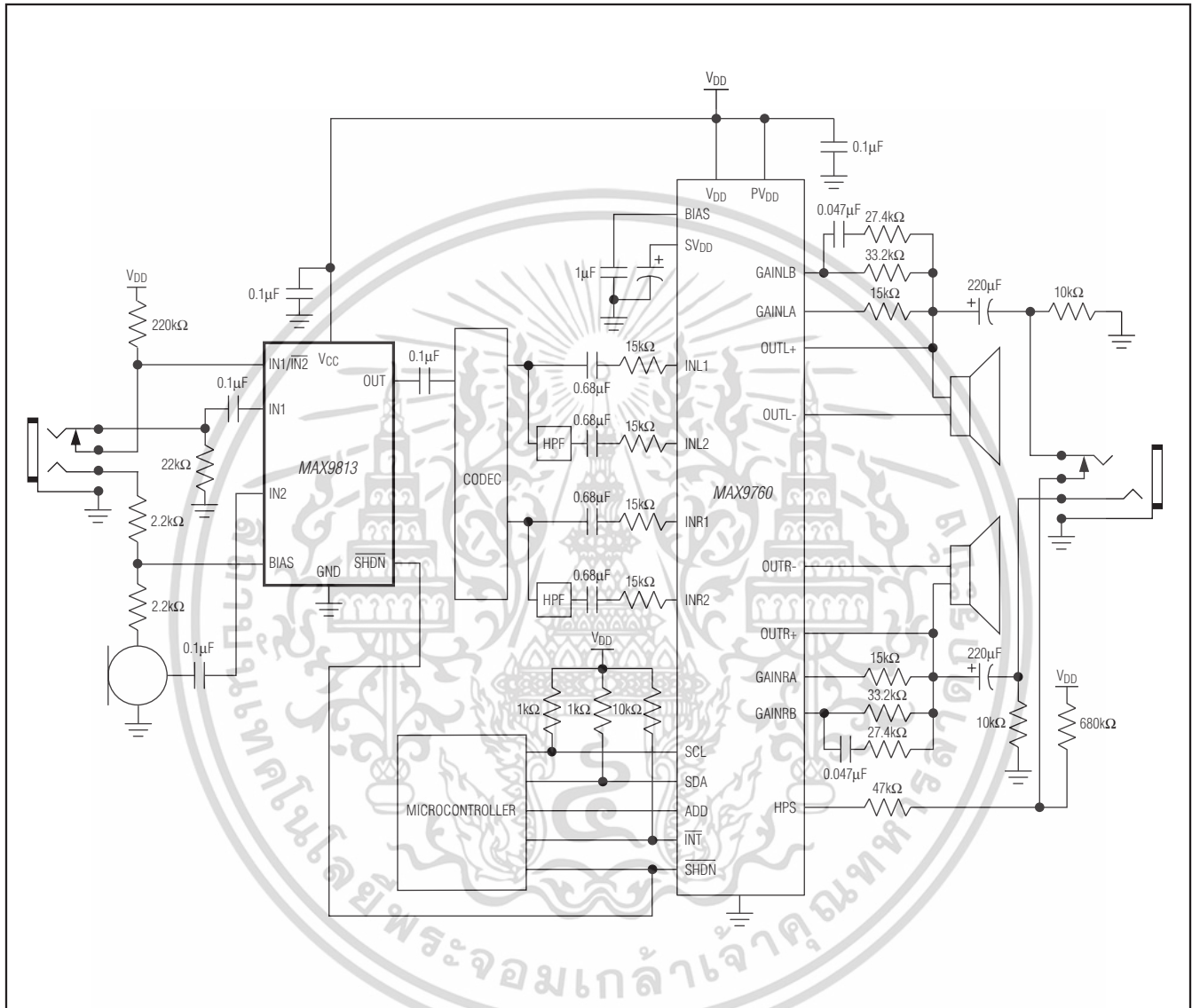
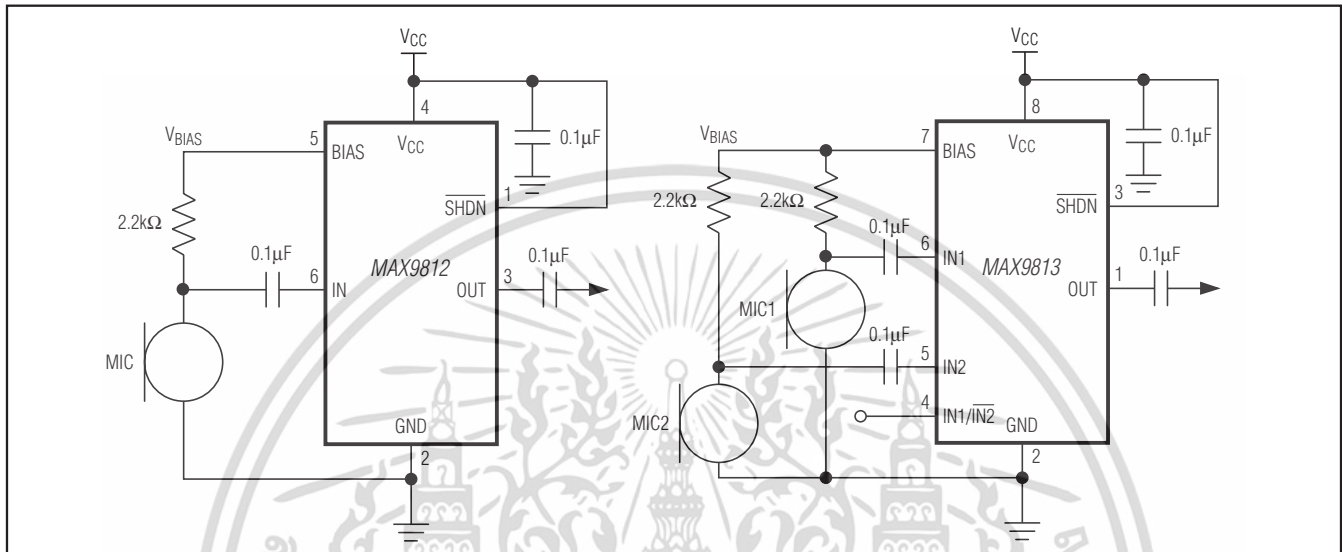


Figure 1. Typical Application Circuit

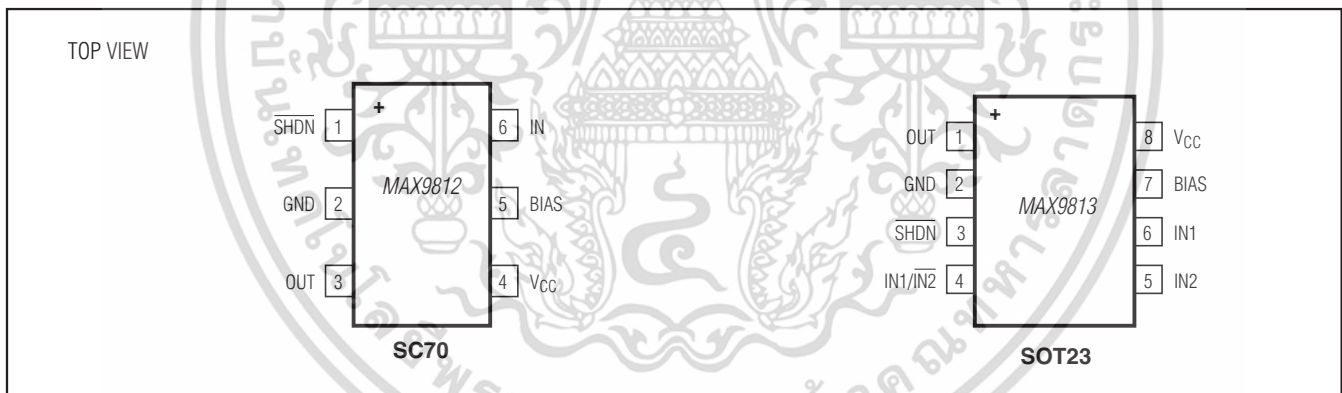
# MAX9812/MAX9813

## Tiny, Low-Cost, Single/Dual-Input, Fixed-Gain Microphone Amplifiers with Integrated Bias

### Typical Operating Circuits



### Pin Configurations



### Selector Guide

PART	PIN-PACKAGE	V <sub>CC</sub> (V)	TOP MARK
MAX9812LEXT+T	6 SC70	2.7 to 3.6	ABJ
MAX9812HEXT+T	6 SC70	4.5 to 5.5	ABK
MAX9813LEKA+T	8 SOT23	2.7 to 3.6	AEEU
MAX9813HEKA+T	8 SOT23	4.5 to 5.5	AEEV

+Denotes a lead(Pb)-free/RoHS-compliant package.

### Package Information

For the latest package outline information and land patterns (footprints), go to [www.maximintegrated.com/packages](http://www.maximintegrated.com/packages). Note that a "+", "#", or "-" in the package code indicates RoHS status only. Package drawings may show a different suffix character, but the drawing pertains to the package regardless of RoHS status.

PACKAGE TYPE	PACKAGE CODE	OUTLINE NO.	LAND PATTERN NO.
6 SC70	X6SN+1	<a href="#">21-0077</a>	<a href="#">90-0189</a>
8 SOT	K8+1	<a href="#">21-0078</a>	<a href="#">90-0176</a>

### Chip Information

PROCESS: BICMOS

Maxim Integrated

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# MAX9812/MAX9813

## Tiny, Low-Cost, Single/Dual-Input, Fixed-Gain Microphone Amplifiers with Integrated Bias

### Revision History

REVISION NUMBER	REVISION DATE	DESCRIPTION	PAGES CHANGED
0	4/03	Initial release	—
1	8/12	Added lead-free description	1, 9
2	9/12	Added automotive qualified part	1
3	4/14	Removed automotive qualified part and references	1



Maxim cannot assume responsibility for use of any circuitry other than circuitry entirely embodied in a Maxim product. No circuit patent licenses are implied. Maxim reserves the right to change the circuitry and specifications without notice at any time. The parametric values (min and max limits) shown in the Electrical Characteristics table are guaranteed. Other parametric values quoted in this data sheet are provided for guidance.

10 เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น. Max Integrated 160 Rio Robles, San Jose, CA 95134 USA 1-408-601-1000

© 2014 Maxim Integrated Products, Inc. The Maxim logo and Maxim Integrated are trademarks of Maxim Integrated Products, Inc.

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้