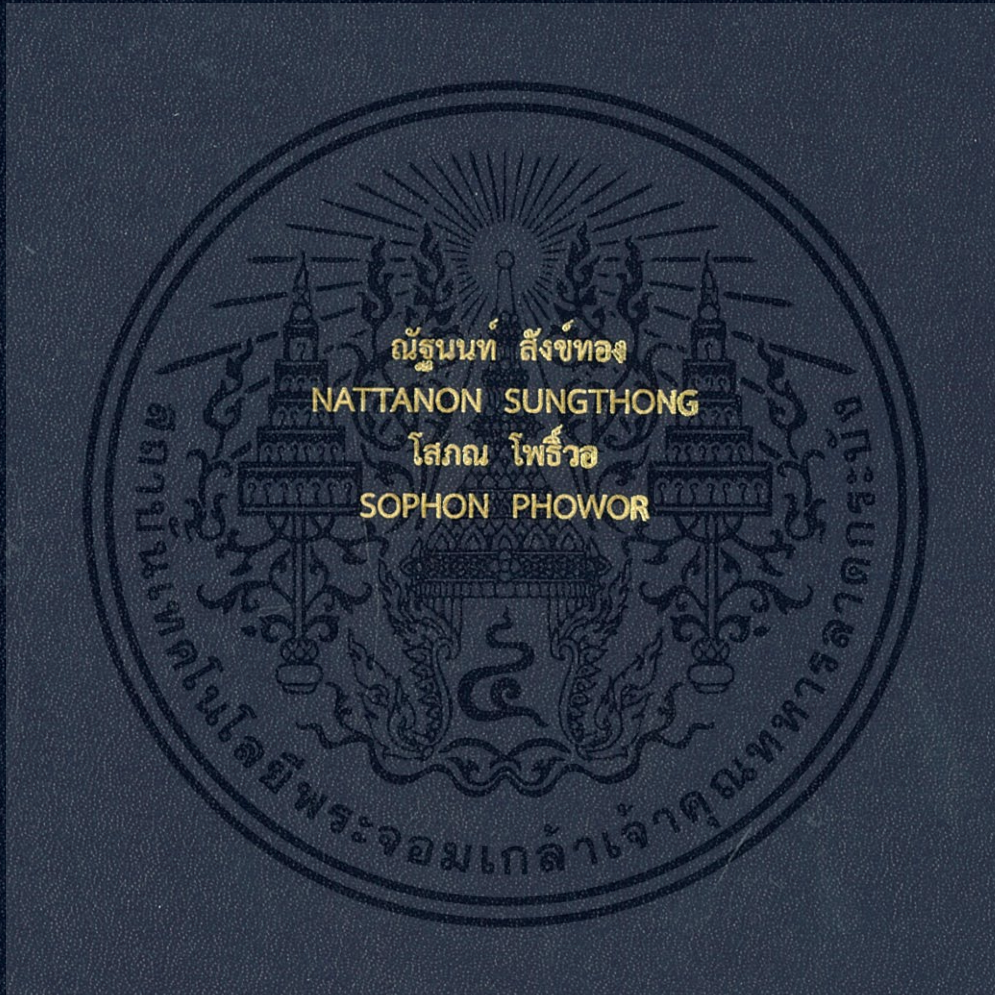


หูฟังแพทย์แบบดิจิทัล

DIGITAL STETHOSCOPE



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2559

หูฟังแพทย์แบบดิจิทัล

DIGITAL STETHOSCOPE

โดย

ณัฐนนท์ สังข์ทอง

โสภณ โพธิ์วอ

อาจารย์ที่ปรึกษา

ดร.เทอดศักดิ์ ลีวหาทอง



ปฏิญานិพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ .ศ. 2559

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญาานิพนธ์ปีการศึกษา 2559

ภาควิชา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะ วิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง หูฟังแพทย์แบบดิจิทัล

DIGITAL STETHOSCOPE

ผู้จัดทำ นายณัฐนนท์ สังข์ทอง รหัสประจำตัว 56010394

นายโสภณ โพธิ์ว รหัสประจำตัว 56011380

ปริญญาานิพนธ์นี้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว



(ดร.เทอดศักดิ์ ลีหาทอง)

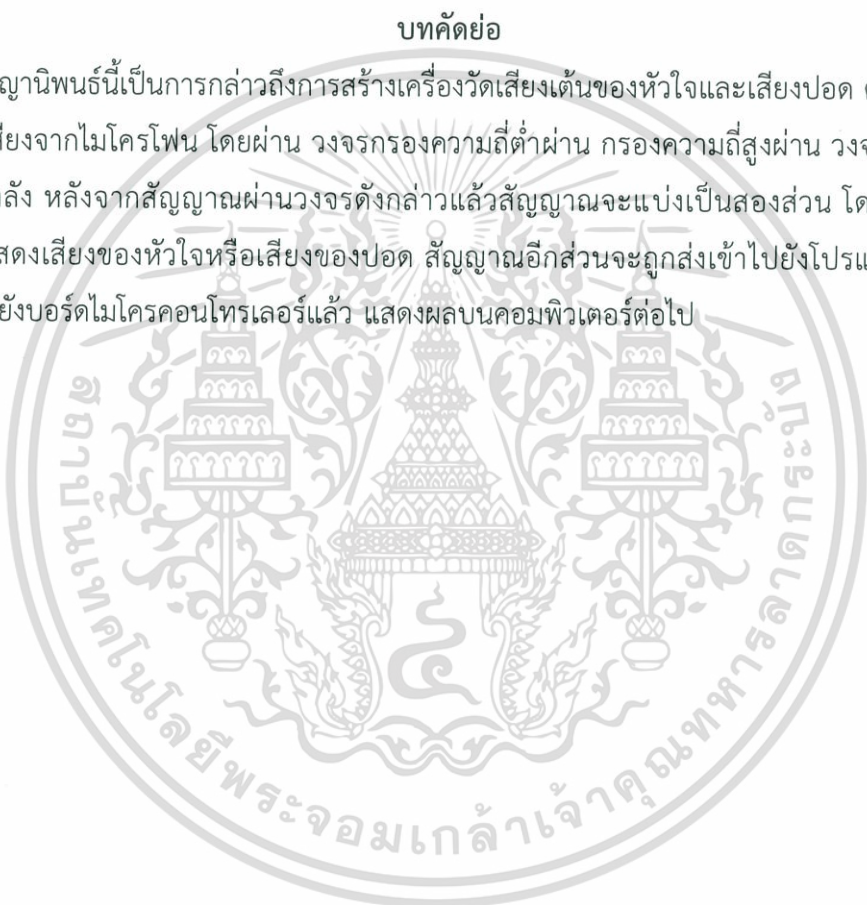
อาจารย์ที่ปรึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อปริญญาานิพนธ์	หูฟังแพทย์แบบดิจิทัล
นักศึกษา	นายณัฐนนท์ สังข์ทอง รหัสประจำตัว 56010394
	นายโสภณ โพธิ์ว รหัสประจำตัว 56011380
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
ภาควิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
ปีการศึกษา	2559
อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญาานิพนธ์	ดร.เทอดศักดิ์ ลีวาทอง

### บทคัดย่อ

ปริญญาานิพนธ์นี้เป็นการกล่าวถึงการสร้างเครื่องวัดเสียงต้นของหัวใจและเสียงปอด ตัวเครื่องวัดเสียงรับสัญญาณเสียงจากไมโครโฟน โดยผ่าน วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน กรองความถี่สูงผ่าน วงจรขยายสัญญาณ วงจรขยายกำลัง หลังจากสัญญาณผ่านวงจรดังกล่าวแล้วสัญญาณจะแบ่งเป็นสองส่วน โดย ส่วนแรกออกลำโพง เพื่อแสดงเสียงของหัวใจหรือเสียงของปอด สัญญาณอีกส่วนจะถูกส่งเข้าไปยังโปรแกรมบันทึกเสียง และส่งผ่านไปยังบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์แล้ว แสดงผลบนคอมพิวเตอร์ต่อไป



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis Title	Digital Stethoscope	
Student	Mr. Nattanon Sungthong	Student ID 56010394
	Mr. Sophon Phowor	Student ID 56011380
Degree	Bachelor of Engineer	
Program	Electronics Engineering	
Year	2016	
Thesis Advisor	Dr.Thurdsak Leauhatong	

### ABSTRACT

The thesis is studying heart sound and lung sound system. The heart and lung sound monitor consists of a microphone, precision amplifier, low pass filter, high pass filter and power amplifier. After this stage, the signal will be separated into two channels. The first channel is a power amplifier circuit where the heart sound or lung sound is transferred to be speaker in order to show the sound of heart beats or lung sound. The second channel is transferred to sound recorder Finally the signal is sent to ARDUINO UNO to pass the signal to a computer to show graph.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์หูฟังแพทย์แบบดิจิทัล (Digital Stethoscope) นี้ สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี โดยได้รับความอนุเคราะห์และความช่วยเหลืออย่างดียิ่งของท่านอาจารย์ ดร.เทอดศักดิ์ ลีวาทอง อาจารย์ที่ปรึกษาโครงการและจากบุคคลหลายท่านด้วยกัน ทางผู้จัดทำจึงขอขอบคุณท่านอาจารย์ ดร.เทอดศักดิ์ ลีวาทอง และ อาจารย์ทุกท่าน ที่คอยให้ความรู้ คำปรึกษา และคำแนะนำที่เป็นประโยชน์ต่อโครงการนี้ ทำให้โครงการนี้สำเร็จไปได้ด้วยดี ขอขอบคุณเพื่อนๆ รุ่นพี่ทุกๆ คนที่คอยแนะแนวทางในการดำเนินงาน ให้ความช่วยเหลือในการแก้ไขปัญหาที่เกิดขึ้น อีกทั้งยังคอยให้กำลังใจและติดตามเอาใจใส่เป็นอย่างดีมาโดยตลอด ตั้งแต่เริ่มต้นโครงการ จนกระทั่งโครงการนี้สำเร็จไปได้ด้วยดี

ณัฐนนท์ สังข์ทอง  
โสภณ โพธิ์ว



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย .....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ .....	II
กิตติกรรมประกาศ .....	III
สารบัญ .....	IV
สารบัญตาราง .....	VII
สารบัญรูป .....	VIII
บทที่ 1 บทนำ .....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา .....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา .....	1
1.3 สมมุติฐานของการศึกษา .....	1
1.4 ขอบเขตของการวิจัย .....	1
1.5 ประโยชน์ที่ได้รับคาดว่าจะได้รับ .....	2
1.6 ส่วนประกอบ .....	2
บทที่ 2 หลักการทฤษฎี .....	3
2.1 โครงสร้างของหัวใจ .....	3
2.2 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับเสียงเต้นหัวใจ .....	4
2.2.1 เสียงหัวใจอันดับหนึ่ง (Frist heart sound : S1) .....	5
2.2.2 เสียงหัวใจอันดับสอง (Second heart sound : S2) .....	5
2.2.3 เสียงหัวใจอันดับสาม (Third heart sound : S3) .....	6
2.2.4 เสียงหัวใจอันดับสี่ (Forth heart sound :S4) .....	6
2.2.5 เมอร์เมอร์ (Murmur) .....	7
2.3 หลักการพื้นฐานในการฟังเสียงเต้นหัวใจของแพทย์ .....	8
2.4 การประเมินทางระบบหายใจผู้ป่วย .....	9
2.4.1 บริเวณที่ฟังเสียงปอด .....	9
2.4.1.1 ด้านหน้าทรวงอก .....	9
2.4.1.2 ด้านหลังทรวงอก .....	10
2.4.2 เสียงหายใจปกติ .....	10
2.4.2.1 Bronchia Breath Sounds .....	10
2.4.2.2 Bronchovesicular Breath Sounds .....	10
2.4.2.3 Vesicular Breath Sounds .....	10

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญ(ต่อ)

หน้า

2.4.3 เสียงหายใจผิดปกติ.....	11
2.4.3.1 Rales (Crackles).....	11
2.4.3.1.1 Fine rales.....	11
2.4.3.1.2 Medium rales .....	11
2.4.3.1.3 Coarse rales .....	11
2.4.3.2 Rhonchi (gurgles) .....	11
2.4.3.3 Wheezing.....	11
2.4.3.4 Pleural friction rub .....	11
2.5 เซนเซอร์ (Sensor).....	12
2.5.1 สเตทโทสโคป (Stethoscope).....	12
2.5.2 ไมโครโฟน (MEMS Microphone).....	13
2.6 ทฤษฎีวงจร.....	13
2.6.1 วงจรกรอง Pre-amplifier .....	13
2.6.1.1 วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-inverting Amplifier).....	14
2.6.1.2 วงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier) .	14
2.6.2 วงจรกรองความถี่ต่ำ .....	15
2.6.3 วงจรกรองความถี่สูง .....	16
2.6.4 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านของซาลเลนและคีย์.....	17
2.6.5 วงจรกรองความถี่สูงผ่านของซาลเลนและคีย์.....	18
2.6.6 วงจรตามแรงดัน (Voltage Follower).....	18
2.6.7 วงจร Power Amplifier .....	19
2.6.8 Arduino UNO .....	20
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย (Research methodology) .....	21
3.1 การคำนวณและออกแบบวงจร.....	22
3.1.1 Microphone + วงจร Pre-amplifier.....	22
3.1.2 High Pass filter Sallen key .....	23
3.1.3 Low pass filter Sallen key .....	24
3.1.4 Power Amplifier .....	24
3.1.5 Battery Charger .....	25

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
3.2 ขั้นตอนการทำงาน .....	29
3.3 Flow chart program .....	29
3.4 Visual Studio.....	30
3.4.1 กราฟฟิคยูเซอร์อินเตอเฟสของโปรแกรม (GUI).....	30
บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง .....	31
4.1 ผลการทดลองส่วนทฤษฎี.....	31
4.1.1 การตอบสนองทางความถี่ของวงจรทั้งหมด .....	31
4.1.1.1 ทดลองวงจร Filter ของวงจรเครื่องวัดเสียงหัวใจ.....	31
4.1.1.2 ทดลองวงจร Filter ของวงจรเครื่องวัดเสียงปอด .....	32
4.2 การทดสอบใช้งานจริง.....	33
4.2.1 ทดลองเครื่องวัดเสียงหัวใจ.....	33
4.2.1.1 Input จากฟังก์ชันเจน.....	33
4.2.1.2 Input จากสเตทโทสโคป (Stethoscope).....	36
4.2.2 ทดลองเครื่องวัดเสียงปอด.....	38
4.2.2.1 Input จากฟังก์ชันเจน.....	38
4.2.2.2 รับ Input จากสเตทโทสโคป (Stethoscope) .....	40
4.3 ผลการทดสอบใช้โปรแกรม Visual Studio .....	42
4.3.1 วัดเสียงสัญญาณหัวใจ.....	42
4.3.2 วัดเสียงปอด.....	46
บทที่ 5 สรุปผลการทดลอง.....	50
5.1 บทสรุป.....	50
5.2 ปัญหาที่เกิดจากการทดลอง .....	50
เอกสารอ้างอิง.....	51
ภาคผนวก .....	51

## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 แสดงความถี่ของเสียงหัวใจชนิดต่างๆของหัวใจที่ผิดปกติ .....	8
3.1 แสดงการอธิบายการทำงานของโปรแกรม .....	30



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และ VII ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 โครงสร้างของหัวใจ .....	3
2.2 รูปภาพกราฟลักษณะของเสียงหัวใจ.....	4
2.3 รูปภาพแสดงเสียงหัวใจ .....	4
2.4 รูปภาพแสดง Heart murmur.....	7
2.5 ปอดด้านหน้าทรวงอก .....	9
2.6 ปอดด้านหลังทรวงอก.....	10
2.7 สเตโทสโคป (Stethoscope).....	12
2.8 คอนเดนเซอร์ ไมโครโฟน.....	13
2.9 การทำงานของ Pre-amplifier.....	13
2.10 วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส.....	14
2.11 วงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส.....	14
2.12 วงจรกรองความถี่ต่ำ.....	15
2.13 วงจรกรองความถี่สูง.....	16
2.14 Sallen key filter Low-Pass Filter.....	17
2.15 Sallen key High-Pass filter.....	18
2.16 วงจรตามแรงดัน.....	18
2.17 วงจรขยายสัญญาณ 20 เท่า.....	19
2.18 Arduino UNO .....	20
3.1 แผนผังการดำเนินงานในการทำโครงการ.....	21
3.2 ลำดับการทำงานของหูฟังแพทย์แบบดิจิตอล.....	22
3.3 Microphone + วงจร Pre-amplifier.....	23
3.4 High pass filter Sallen Key .....	23
3.5 Low pass filter Sallen Key.....	24
3.6 Power Amplifier.....	24
3.7 Battery Charger.....	25
3.8 Schematic วงจรฟังเสียงหัวใจ.....	26
3.9 Schematic วงจรฟังเสียงปอด.....	27
3.10 ลาย PCB.....	28
3.11 Flow chart program.....	29
3.12 อธิบายการทำงานของโปรแกรม.....	30

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.1 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแอมพลิจูด (dB) กับความถี่ (Hz) ของวงจรฟังเสียงหัวใจ ด้วย PSpice.....	31
4.2 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแอมพลิจูด (dB) กับความถี่ (Hz) ของวงจรฟังเสียงหัวใจ ด้วยการวัด .....	32
4.3กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแอมพลิจูด (dB) กับความถี่ (Hz) ของวงจรฟังเสียงปอด ด้วย PSpice.....	32
4.4 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแอมพลิจูด (dB) กับความถี่ (Hz) ของวงจรฟังเสียงปอด ด้วยการวัด .....	33
4.5 กราฟแสดง Pre-amplifier ของวงจรฟังเสียงหัวใจ .....	34
4.6 กราฟแสดง High pass ของวงจรฟังเสียงหัวใจ .....	34
4.7 กราฟแสดง Low pass filter ของวงจรฟังเสียงหัวใจ.....	35
4.8 กราฟแสดง Power amplifier ของวงจรฟังเสียงหัวใจ.....	35
4.9 สัญญาณเสียงหัวใจ Pre-amplifier .....	36
4.10 สัญญาณเสียงหัวใจ High pass filter.....	36
4.11 สัญญาณเสียงหัวใจ Low pass filter.....	37
4.12 สัญญาณเสียงหัวใจ Power amplifier.....	37
4.13 กราฟแสดง Pre-amplifier ของวงจรฟังเสียงปอด .....	38
4.14 กราฟแสดง High pass filter ของวงจรฟังเสียงปอด.....	38
4.15 กราฟแสดง Low pass filter ของวงจรฟังเสียงปอด.....	39
4.16 กราฟแสดง Power amplifier ของวงจรฟังเสียงปอด.....	39
4.17 สัญญาณเสียงปอด Pre-amplifier.....	40
4.18 สัญญาณเสียงปอด High pass filter.....	40
4.19 สัญญาณเสียงปอด Low pass filter.....	41
4.20 สัญญาณเสียงปอด Power amplifier.....	41
4.21 สัญญาณเสียงหัวใจคนที่ 1.....	42
4.22 สัญญาณเสียงหัวใจของคนี่ 2 .....	43
4.23 สัญญาณเสียงหัวใจของคนี่ 3 .....	44
4.24 สัญญาณเสียงหัวใจของคนี่ 4 (โรคความดัน).....	45
4.25 สัญญาณเสียงปอดคนที่ 1.....	46
4.26 สัญญาณเสียงปอดคนที่ 2.....	47

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.27 สัญญาณเสียงปอดคนที่ 3.....	48
4.60 สัญญาณเสียงปอดคนที่ 4.....	49



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 1

### บทนำ

#### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

เนื่องจากเสียงหัวใจเป็นข้อมูลที่สำคัญต่อการวินิจฉัยโรค และความผิดปกติที่เกิดขึ้นของหัวใจและลิ้นหัวใจ เสียงหัวใจแบ่งออกเป็นได้ทั้งหมด 4 เสียง S1, S2, S3 และ S4 โดยเสียงที่ได้ยินนั้นมาเพียงแค่ S1 และ S2 เท่านั้น ในขณะที่หัวใจกำลังบีบตัวทำให้เกิดเสียง ซึ่งเป็นเสียงจากระยะ S1 ถึง S2 และในขณะที่หัวใจกำลังคลายตัวทำให้เกิดเสียง ซึ่งเป็นเสียงจากระยะ S2 ถึง S1 นอกจากนี้ยังมีเสียง S3 และ S4 แล้วยังมีเสียง Murmur ซึ่งเป็นเสียงที่เกิดจากความผิดปกติจะสังเกตจากช่วงการเกิดเสียง, ความดัง, ความถี่ของเสียง (เสียงสูง เสียงต่ำ) เสียงต่างๆเหล่านี้เป็นเสียงที่ใช้สำหรับวินิจฉัยโรคของแพทย์ ในปัจจุบัน มีแพทย์ผู้เชี่ยวชาญในด้านการวินิจฉัยโรคของหัวใจนี้ไม่มากนัก และเมื่อได้ศึกษาลักษณะของเสียงหัวใจและเสียงปอดพบว่าทั้งสองมีย่านความถี่ของเสียงที่ไม่เหมือนกัน

จึงมีแนวคิดที่อนาคตจะหาเครื่องฟังเสียงหัวใจและเสียงของปอดเพื่อนำสัญญาณที่ได้มาเก็บไว้เป็นฐานข้อมูลในคอมพิวเตอร์เพื่อที่จะศึกษาสัญญาณเสียงหัวใจของผู้ป่วยโรคหัวใจต่างๆและเสียงของปอดของผู้ป่วยโรคที่เกี่ยวข้องกับปอดต่างๆ จะสามารถช่วยแพทย์ในการตรวจและวินิจฉัยโรคต่างๆที่เกิดขึ้นของหัวใจและปอดได้ชัดเจนยิ่งขึ้น เพียงแค่ส่งสัญญาณหัวใจหรือปอดที่วัดได้จากผู้ป่วย มาเทียบกับสัญญาณเสียงหัวใจและปอดที่มีอยู่ในฐานข้อมูล ก็จะสามารถวินิจฉัยโรคได้อย่างสะดวกและรวดเร็วมากยิ่งขึ้น

#### 1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

ออกแบบเครื่องฟังเสียงหัวใจและเสียงปอดให้มีเสียงที่เหมือนกับเสียงที่ฟังจาก Stethoscope (เป็นเครื่องมือที่ใช้ในการฟังเสียงหัวใจและปอดของแพทย์)มากที่สุดและจะส่งข้อมูลสัญญาณเสียงไปแสดงบนคอมพิวเตอร์เพื่อเก็บเป็นฐานข้อมูลสัญญาณเสียงหัวใจเสียงปอด ซึ่งจะสามารถช่วยในการวินิจฉัยโรคต่างๆที่เกิดขึ้นของหัวใจ ลิ้นหัวใจ และ โรคเกี่ยวกับปอด

#### 1.3 สมมุติฐานของการศึกษา

เครื่องวัดสัญญาณเสียงหัวใจและปอดสามารถฟังเสียงได้ชัดเจนมากขึ้นพร้อมทั้งสามารถปรับระดับความดังของเสียงที่ได้ยินได้และส่งข้อมูลเก็บไว้บนคอมพิวเตอร์

#### 1.4 ขอบเขตของการวิจัย

ในโครงการนี้จะทำการวัดสัญญาณเสียงหัวใจโดยใช้ออสซิลโลสโคป (Oscilloscopes) วัดสัญญาณ อนุาลอด (Analog signal) แล้วนำสัญญาณมาเปรียบเทียบกับผลที่ได้จากทฤษฎี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 1.5 ประโยชน์ที่ได้รับคาดว่าจะได้รับ

- 1). ได้ความรู้เกี่ยวกับวิธีการใช้ เครื่องมือฟังเสียงหัวใจของแพทย์ สเตทโทสโคป (stethoscope)
- 2). ได้ความรู้เกี่ยวกับการใช้ ไมโครโฟน (Microphone) ในอีกรูปแบบหนึ่งซึ่งนำมาประยุกต์ใช้กับสเตทโทสโคป
- 3). ได้ทบทวนเรื่องการออกแบบวงจรกรองสัญญาณทั้งความถี่ต่ำผ่าน (Low Pass Filter), ความถี่สูงผ่าน (High Pass Filter) และวงจรขยายกำลัง (Power Amplifier) ตั้งแต่พื้นฐาน ซึ่งการได้ศึกษาเองและลงมือทำนั้น ทำให้มีความเข้าใจมากยิ่งขึ้น
- 4). ได้เครื่องวัดสัญญาณเสียงหัวใจมาใช้เพื่อฟังเสียงหัวใจ เทียบกับเสียงจากสเตทโทสโคป เพื่อที่จะปรับปรุงต่อไป
- 5). ได้ความรู้เกี่ยวกับการใช้โปรแกรมจากบอร์ด Arduino UNO
- 6). ได้ความรู้เกี่ยวกับการเขียนโปรแกรมจากโปรแกรม Visual Studio

## 1.6 ส่วนประกอบ

- 1). สเตทโทสโคป ทำหน้าที่วัดเสียงหัวใจหรือเสียงปอดขั้นแรก
- 2). ไมโครโฟน ทำหน้าที่รับเสียงจากสเตทโทสโคป
 

วงจรฟังเสียงหัวใจจะแปลงเป็นสัญญาณเสียง 660 เฮิรตซ์ (Hz) fourth order Butterworth low-pass filter circuit ทำหน้าที่เป็นวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน ซึ่งใช้วงจร Second order Butterworth low-pass filter จำนวน 2 stage มาต่อกับ 20 เฮิรตซ์ (Hz) fourth order Butterworth high-pass filter circuit ทำหน้าที่เป็นวงจรกรองความถี่สูงผ่านซึ่งได้ใช้ วงจร Second order Butterworth high-pass filter จำนวน 2 stage มาต่อกัน

วงจรฟังเสียงปอดจะแปลงเป็นสัญญาณเสียง 20 กิโลเฮิรตซ์ (kHz) fourth order Butterworth low-pass filter circuit ทำหน้าที่เป็นวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน ซึ่งใช้วงจร Second order Butterworth low-pass filter จำนวน 2 stage มาต่อกับ 20 เฮิรตซ์ (Hz) fourth order Butterworth high-pass filter circuit ทำหน้าที่เป็นวงจรกรองความถี่สูงผ่านซึ่งได้ใช้ วงจร Second order Butterworth high-pass filter จำนวน 2 stage มาต่อกัน
- 3). วงจรขยายกำลัง ใช้ LM386N-1 ทำหน้าที่เป็นวงจรขยายเสียง
- 4). หูฟัง (Headphone) เป็นหูฟังแบบ in ear ซึ่งลดเสียงรบกวนจากภายนอกได้
- 5). Arduino UNO

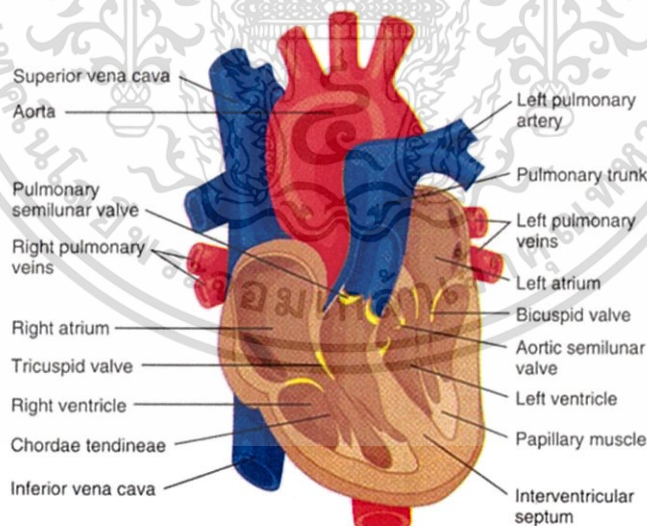
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 2

# หลักการและทฤษฎี

### 2.1 โครงสร้างของหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะในช่องอกและอยู่ใกล้กับหน้าอกข้างซ้าย ทำหน้าที่สูบฉีดเลือดให้ไหลอยู่ในระบบหลอดเลือดของร่างกาย หัวใจประกอบด้วยระบบสูบ 2 ส่วน ส่วนแรกคือหัวใจด้านขวา ประกอบด้วย หัวใจด้านบนขวา (Right atrium) และหัวใจด้านล่างขวา (Right ventricle) ระบบนี้ทำหน้าที่สูบฉีดเลือดจากหลอดเลือดดำของระบบไหลเวียนส่วนร่างกาย เข้าสู่ระบบไหลเวียนปอด หัวใจส่วนที่สองคือ หัวใจด้านซ้าย ประกอบด้วย หัวใจด้านบนซ้าย (Left atrium) และหัวใจด้านล่างซ้าย (Left ventricle) ทำหน้าที่สูบฉีดเลือดจากระบบไหลเวียนส่วนปอดไปยังระบบไหลเวียนส่วนร่างกาย ด้วยระบบการทำงานดังกล่าวทำให้เลือดสามารถไหลหมุนเวียนผ่านหัวใจและระบบหลอดเลือดเพียงทางเดียวเท่านั้นในภาวะปกติ ในแง่สรีรวิทยาแล้วการแบ่งหัวใจออกเป็นด้านซ้ายและด้านขวานั้นถูกต้อง แต่การแบ่งเช่นนี้ไม่ถูกต้องตามหลักทางกายวิภาคศาสตร์ เพราะหัวใจห้องล่างขวาวางตัวอยู่ด้านหน้าอกใกล้กับกระดูก sternum ส่วนหัวใจห้องล่างซ้ายวางตัวอยู่ด้านหลังของหัวใจห้องล่างขวา เยื้องไปทางด้านซ้ายและอยู่ชิดไปทางด้านหลังของทรวงอก

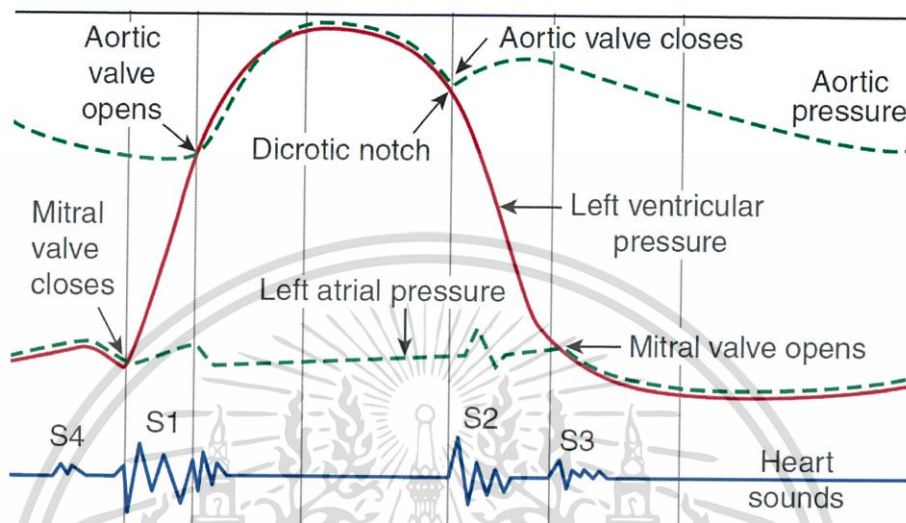


รูปที่ 2.1 โครงสร้างของหัวใจ

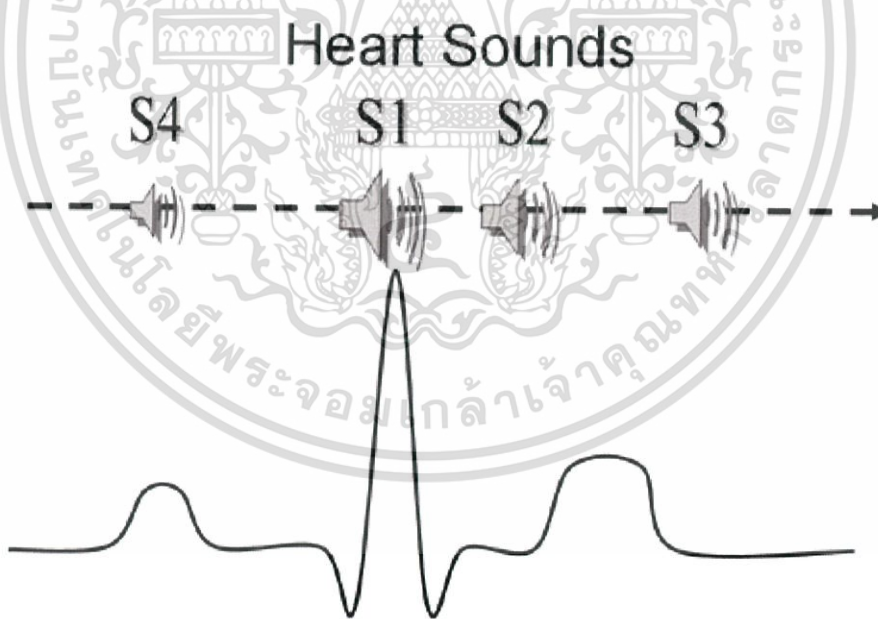
จากรูปที่ 2.1 โครงสร้างหัวใจ จะเห็นได้ว่าหัวใจเป็นอวัยวะซึ่งประกอบด้วยกล้ามเนื้อพิเศษหุ้มโดยรอบและสามารถบีบตัวได้ตลอดเวลาจนกระทั่งการทำงานของหัวใจประกอบด้วย ช่วงการบีบตัว (หรือหดตัว) เรียกว่า Systole ช่วงคลายตัวเรียกว่า Diastole และตามด้วยระยะพัก (Pause) เรียกเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การทำงานครบวงจรนี้ว่า รอบการทำงานของหัวใจ(Cardiac cycle) เมื่อหัวใจทำงานรอบหนึ่งๆ จะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางเชิงกลต่างๆ เช่นความดัน ปริมาตร และการไหลของเลือด เป็นต้น (ชาติชาย สันติภาพลือชา และธาดา ยิบอินซอย, 2530)

## 2.2 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับเสียงเต้นหัวใจ



รูปที่ 2.2 รูปภาพกราฟลักษณะของเสียงหัวใจ



รูปที่ 2.3 รูปภาพแสดงเสียงหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในหนึ่งรอบการทำงานของหัวใจของคนปกตินั้น เราสามารถฟังเสียงหัวใจได้ 2-4 ครั้ง เสียงนี้เกิดจากการปิดของลิ้นหัวใจ การแกว่งของเลือดในหัวใจและส่วนต้นของเอออร์ตาและหลอดเลือดพัลโมนารี การสั่นสะเทือนของผนังห้องหัวใจและหลอดเลือดที่เกี่ยวข้อง และการเปลี่ยนแปลงอัตราเร็วการไหลของเลือด ซึ่งสามารถดูกราฟของลักษณะเสียงหัวใจและรูปภาพแสดงเสียงหัวใจในรูปที่ 2.2 และ รูปที่ 2.3

เสียงที่เกิดขึ้นนั้นมีสาเหตุจากหลายประการด้วยกัน เช่น การหดตัวของผนังห้องหัวใจ การเคลื่อนที่ของเลือดซึ่งเป็นการไหลวน (Turbulent flow) และการเปิด-ปิดของลิ้นหัวใจ โดยทั่วไปแบ่งเสียงเต้นของหัวใจเป็น 2 ชนิดคือ heart sounds และ heart murmurs โดยที่ heart sounds มีลักษณะเป็นทรานเซียนที่มีความถี่ต่ำซึ่งเกิดจากลิ้นหัวใจหลังจากการเปิด-ปิด และโครงสร้างโดยรวม ส่วน heart murmurs มีลักษณะสัญญาณเสมือนสัญญาณรบกวน ซึ่งมีโครงสร้างที่ซับซ้อนเนื่องจากเกิดขึ้นจากการไหลวนของโลหิต เสียงเต้นหัวใจมีส่วนประกอบดังนี้

### 2.2.1 เสียงหัวใจอันดับหนึ่ง (First heart sound : S1)

เสียงหัวใจอันดับหนึ่งได้ยินในช่วงหัวใจห้องล่างบีบตัวแบบปริมาตรคงที่ เป็นเสียงที่มีช่วงเวลาในการได้ยินยาวที่สุด มีความถี่ค่อนข้างสูง เสียงนี้เกิดจากการปิดของลิ้น AV (Atrioventricular valves) ทำให้เกิดการสั่น พร้อมกับการแกว่งของเลือดในหัวใจห้องล่างทำให้ผนังหัวใจห้องล่างเกิดการสั่นสะเทือน เสียงหัวใจอันดับหนึ่งมีส่วนประกอบย่อย 2 ส่วน คือ M1 และ T1 ซึ่งหมายถึงเสียงที่เกิดจากการปิดของลิ้นไมทรัล และลิ้นไตรคัสปิด ตามลำดับ ปกติไม่สามารถฟังให้แยกเป็นสองเสียงได้ชัดเจนแต่อาจได้ยินแยกออกจากกันได้บ้างในขณะหายใจเข้า เนื่องจากขณะหายใจเข้าเลือดไหลกลับหัวใจด้านขวาได้ดีกว่าด้านซ้าย อันเป็นผลมาจากการลดลงของความดันในช่องอก เลือดจะไหลไปยังหัวใจด้านซ้ายน้อยลงเพราะการขยายของถุงลมในปอด ทำให้ความต้านทานของหลอดเลือดขนาดเล็กในปอดเพิ่มขึ้น เลือดจึงไหลจากหัวใจห้องบนลงหัวใจห้องล่างขวาได้มากขึ้น แต่ไหลลงหัวใจห้องล่างซ้ายน้อยลง ทำให้ลิ้นไมทรัลปิดเร็วขึ้น แต่ลิ้นไตรคัสปิดช้าลงจึงเกิดเป็นเสียงย่อย M1 และ T1 แยกจากกันขึ้น อย่างไรก็ตาม การแยกของเสียงย่อยในภาวะนี้ มีความสำคัญและเด่นชัดน้อยกว่าเสียงหัวใจอันดับสอง

### 2.2.2 เสียงหัวใจอันดับสอง (Second heart sound : S2)

เสียงหัวใจอันดับสองได้ยินในช่วงหัวใจคลายตัวแบบปริมาตรคงที่ เป็นเสียงหัวใจที่มีความถี่สูงสุด แต่มีความดังและช่วงเวลาสั้นกว่าเสียงหัวใจอันดับหนึ่ง เสียงนี้เกิดจากการปิดของลิ้นครึ่งทรงกลม (Semilunar valves) อย่างรวดเร็วเมื่อหัวใจห้องล่างคลายตัว ทำให้ความดันเลือดในเอออร์ตาและหลอดเลือดแดงพัลโมนารี สูงกว่าความดันในหัวใจห้องล่างที่เกี่ยวข้อง เลือดจึงไหลออกจากหัวใจลดลงร่วมกับผลของการที่เลือดไหลออกจากหัวใจลดลงโดยตรงและการหดของหลอดเลือดทั้งสอง เนื่องจากคุณสมบัติในการยืดหยุ่น ทำให้เลือดในส่วนต้นของหลอดเลือดเอออร์ตาและหลอดเลือด

แดงพัลโมนารีไหลย้อนกลับเข้าหัวใจ และดันให้เสียงนี้เกิดจากการปิดของลิ้นครึ่งทรงกลมปิดอย่างรวดเร็ว ผลที่ตามมาคือ เกิดการแกว่งของเลือดในส่วนต้นของหลอดเลือดทั้งสอง และในหัวใจห้องล่าง เป็นเหตุให้เกิดการสั่นสะเทือนของลิ้นหัวใจ โครงสร้างรอบลิ้น ส่วนต้นของหลอดเลือดที่เกี่ยวข้อง และผนังห้องหัวใจ จนเกิดเสียงหัวใจอันดับสองขึ้น

เสียงหัวใจอันดับสองประกอบด้วย 2 เสียงย่อยคือ A2 และ P2 โดย A2 เป็นเสียงที่เป็นผลมาจากการปิดของลิ้นเอออร์ติก ส่วน P2 เป็นผลมาจากการปิดของลิ้นพัลโมนารี โดยปกติเสียง A2 จะได้ยินก่อนเสียง P2 เพราะลิ้นเอออร์ติกปิดก่อนลิ้นพัลโมนารี เสียงนี้ได้ยินชัดเจนบริเวณช่องว่างระหว่างกระดูกซี่โครงอันดับที่สอง โดย A2 ได้ยินชัดเจนทางด้านขวาของกระดูกสะโพกส่วนบน ส่วน P2 จะได้ยินชัดเจนทางด้านซ้ายของกระดูกสะโพกส่วนบน ในภาวะปกติเสียงหัวใจอันดับสองได้ยินแยกเป็นสองเสียงย่อย A2 และ P2 ขณะหายใจเข้า เนื่องจากในภาวะนี้เลือดไหลกลับหัวใจด้านขวาดีกว่าด้านซ้าย หัวใจห้องล่างขวาจึงบีบตัวได้แรงเพิ่มขึ้นและมีเลือดไหลออกไปได้นานกว่าหัวใจห้องล่างซ้าย นั่นคือลิ้นเอออร์ติกปิดเร็วขึ้น แต่ลิ้นพัลโมนารีปิดช้าลง ในผู้ป่วยที่ลิ้นหัวใจตีบ ลิ้นพัลโมนารีจะปิดก่อนลิ้นเอออร์ติก ทำให้ได้ยินเสียง P2 ก่อน A2 เรียกภาวะนี้ว่า การแยกของเสียงหัวใจอันดับสองแบบผกผัน (Paradoxical or reversal splitting of S2) ในภาวะที่มีการกีดกันแขนงของกลุ่มเส้นใยของฮีสตันซ้าย (Left bundle-branch block) และความดันเลือดสูงก็สามารถพบความผิดปกติเช่นนี้ได้เช่นกัน

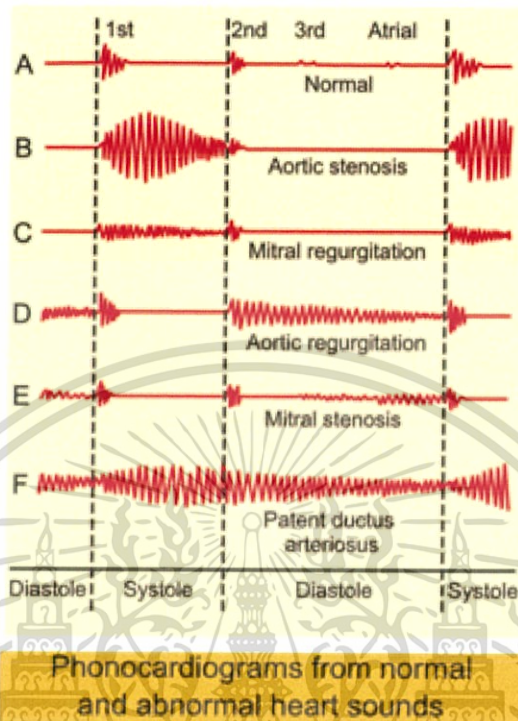
### 2.2.3 เสียงหัวใจอันดับสาม (Third heart sound : S3)

เสียงหัวใจอันดับสามเป็นเสียงหัวใจที่เกิดขึ้นในช่วงที่หัวใจห้องล่างและห้องบนคลายตัวหรือระยะหัวใจห้องล่างคลายตัวรับเลือด เป็นเสียงที่มีความถี่ต่ำและความดังน้อย เกิดจากการไหลของเลือดจากหัวใจห้องบนลงห้องล่าง แล้วทำให้หัวใจห้องล่างมีปริมาตรมากขึ้น แต่หลังจากนั้นการไหลของเลือดดังกล่าวกลับลดลง การลดลงของการไหลกับการเพิ่มขึ้นของปริมาตรและความดันในหัวใจห้องล่างนี้ ทำให้เกิดการแกว่งของเลือดในหัวใจห้องล่าง แล้วทำให้ผนังหัวใจห้องล่างเกิดการสั่นสะเทือนและเกิดเสียงหัวใจอันดับสามขึ้น ปกติเสียงนี้เบาและไม่ได้ยิน แต่อาจได้ยินชัดเจนในเด็ก และในผู้ใหญ่ที่กำลังออกกำลังกาย ทั้งนี้เนื่องจากในภาวะดังกล่าวเลือดจากหัวใจห้องบนไหลลงหัวใจห้องล่างมากและรวดเร็ว เสียงนี้ได้ยินชัดบริเวณทรวงอกที่ตรงกับซีกหัวใจ

### 2.2.4 เสียงหัวใจอันดับสี่ (Fourth heart sound : S4)

เสียงหัวใจอันดับสี่เป็นเสียงหัวใจที่ได้ยินก่อนเสียงหัวใจอันดับหนึ่งเล็กน้อย เป็นเสียงที่มีความถี่ต่ำมากและมีความดังน้อยที่สุด เสียงหัวใจนี้เกิดจากการบีบตัวของหัวใจห้องบน ทำให้เลือดไหลลงหัวใจห้องล่างมากขึ้น ในขณะที่หัวใจห้องล่างมีปริมาตรเลือดมากอยู่แล้ว เป็นเหตุให้เกิดการแกว่งของเลือดในหัวใจห้องล่าง และผนังหัวใจห้องล่างเกิดการสั่นสะเทือนจนเกิดเสียงอันดับสี่ขึ้น ปกติจะไม่ได้ยินเสียงนี้ แต่อาจได้ยินเสียงนี้ชัดขึ้นในผู้ป่วยที่เป็นโรคความดันเลือดสูงและในขณะที่ออกกำลังกาย ซึ่งภาวะนี้หัวใจห้องบนบีบตัวแรงขึ้น

## 2.2.5 เมอร์เมอร์ (Murmur)



รูปที่ 2.4 รูปภาพแสดง Heart Murmur

จากรูป 2.4 เมอร์เมอร์เป็นเสียงเบาๆ ที่มีลักษณะเป็นเสียงรบกวน (noise) เกิดจากการไหลหมุนวนของเลือดหรือของไหลต่างๆ ที่เกิดขึ้นในบริเวณใดๆ แล้วทำให้เกิดสั่นสะเทือนของโครงสร้างที่เกี่ยวข้องขึ้น ในภาวะปกติเราจะพบการไหลเช่นนี้ได้เป็นส่วนต้นของเอออร์ตาและหลอดเลือดแดงพัลโมนารี ในช่วงต้นของระยะบีบเลือดออกจากหัวใจหรือเมื่อลิ้นครึ่งทรงกลมปิด จัดเป็นเมอร์เมอร์ระยะหัวใจบีบตัวช่วงต้น (early systolic murmur) ซึ่งได้ยินต่อจากเสียงหัวใจอันดับหนึ่งเป็นช่วงเวลาสั้นๆปกติเบามาก แต่ถ้าหัวใจบีบตัวแรงและเร็วอาจได้ยินเสียงนี้ชัดเจนขึ้น อย่างไรก็ตามปกติเราแยกเสียงนี้ออกจากเสียงหัวใจอันดับหนึ่งได้ค่อนข้างยาก เพราะดังติดต่อกันในช่วงสั้นๆ แต่ถ้าฟังบ่อยๆ จนเกิดความชำนาญ ก็จะสามารถแยกเสียงเมอร์เมอร์ออกจากเสียงหัวใจได้

เมอร์เมอร์ที่หลอดเลือดเกิดจากการตีบของหลอดเลือด ทำให้เลือดไหลผ่านบริเวณนี้ด้วยความเร็วที่สูงจนเกิดการไหลหมุนวน และการสั่นสะเทือนของผนังหลอดเลือดและโครงสร้างใกล้เคียงขึ้น สามารถตรวจสอบได้โดยวางเครื่องฟังตรวจตะบนผิวหนังบริเวณนั้น เมอร์เมอร์ที่หลอดเลือดอาจแยกได้ 2 กลุ่มคือ กลุ่มที่มีโทนของเสียงแบบเดี่ยวคล้ายเครื่องดนตรี (Musical murmur or Semipure tone) และกลุ่มที่มีคลื่นเสียงหลายโทนผสมกัน (Noisy murmur) การวัดความดันเลือด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แบบฟังเสียง ก็อาศัยหลักการบัพหลอดเลือดให้ตีบลง แล้วลดความดันของการบัพลงอย่างช้าๆ เมื่อหลอดเลือดขยายเล็กน้อยจะได้ยินเมอร์เมอร์เนื่องจากการไหลหมุนวน

เสียงหัวใจที่ผิดปกติจะมีช่วงความถี่ต่างๆ ดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 แสดงความถี่ของเสียงหัวใจชนิดต่างๆของหัวใจที่ผิดปกติ

เสียง	ความถี่ (Hz)
High Pitch Heart Murmur เกิดจากการไหลของเลือด โดยไหลจาก ส่วนของหัวใจหรือหลอดเลือดที่มีความดันสูงสู่ส่วนที่มีความดันต่ำกว่า	660
Low Pitch Heart Murmur เกิดจากการไหลของเลือดจากส่วนหนึ่งของหัวใจไปสู่อีกส่วนหนึ่งที่มีความแตกต่างของความดันไม่มากนัก	400
Presystolic Murmur เกิดจาก Atrium บัพหดตัวไล่เลือดผ่าน Mitral valve ที่ตีบด้วยความดัน	140
Systolic และ Diastolic Murmurs	120 - 660
Pericardial Rub	140 - 660

(ที่มา : Pediatric clinics of north America, Volume 45. Number 1. February, 1998)

### 2.3 หลักการพื้นฐานในการฟังเสียงเต้นหัวใจของแพทย์

การฟังเสียงหัวใจ (Cardiac Auscultation) เป็นศิลปะที่สำคัญอย่างยิ่งสำหรับการประกอบอาชีพ เวชกรรม แพทย์ทุกคนที่จะเรียนรู้และทำความเข้าใจอย่างลึกซึ้ง จะต้องอาศัยความรู้พื้นฐานทางกายวิภาคศาสตร์ สรีรวิทยา และการฝึกฝนฟังเสียงหัวใจบ่อยๆจนเกิดเป็นทักษะและประสบการณ์

การฟังเสียงหัวใจเปรียบได้กับการฟังเสียงดนตรีหรือฟังเพลง มีท่วงทำนอง มีเนื้อเพลง มีเสียงประกอบจากเครื่องดนตรีนานาชนิด หากได้ศึกษาหรือมีพื้นฐานในการฟังก็จะสามารถจดจำและเรียนรู้สาระจากดนตรีหรือเพลงนั้นๆ ได้อย่างถ่องแท้ (Music appreciation) เมื่อมีจุดมุ่งหมายในการฟังก็จะสามารถตีความเสียงนั้นๆได้ การฟังครั้งเดียวไม่เพียงพอ ต้องฟังหลายๆครั้ง หลายๆท่อน โดยตั้งใจ ฟังเฉพาะเสียงบางเสียงที่สนใจเป็นช่วงๆไป ดังนั้นในการฟังเสียงหัวใจ สิ่งที่สำคัญที่สุดคือ การ

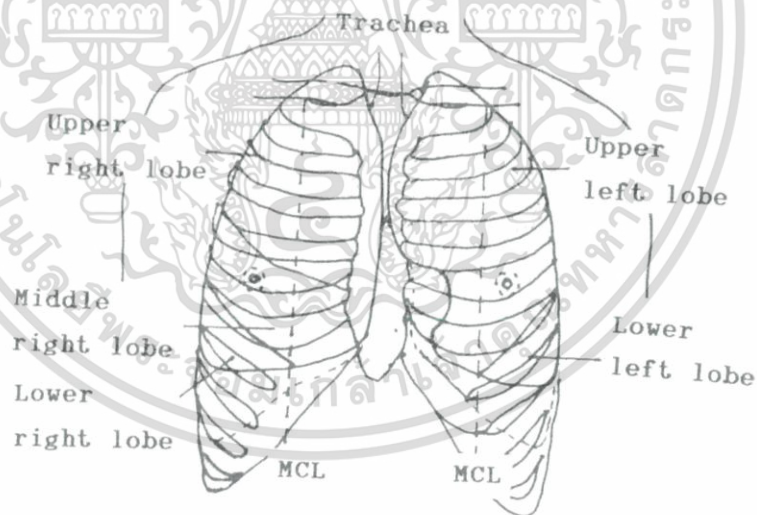
รู้จักทำการแยกแยะเสียงหัวใจ และสามารถวิเคราะห์ถึงที่มาและสาเหตุของการเกิดเสียง เพื่อใช้เป็นข้อมูลในการแปลผลและวินิจฉัยความผิดปกติที่เกิดขึ้นได้

## 2.4 การประเมินทางระบบหายใจผู้ป่วย

การฟังปอดใช้หูฟัง (Stethoscope) ซึ่งมี 2 ด้านคือ ด้านไดอะแฟรม (Diaphragm) กว้างขนาด 1 ½ นิ้ว ใช้ฟังเสียงปอดได้ดี ส่วนด้านเบล (Bell) กว้างขนาด 1 นิ้ว ใช้ฟังเสียงหัวใจได้ดี ขณะที่ฟังปอดจะให้ผู้ป่วยหายใจเข้าออก ช้าๆ และลึกๆ เพื่อป้องกันการเกิดภาวะหายใจหอบถี่ (Hyperventilation) และเวียนศีรษะได้ เปรียบเทียบปอดทั้ง 2 ข้าง และเปรียบเทียบกับเสียงหายใจปกติ ถ้าผู้ป่วยมีขนบริเวณหน้าอก ต้องทำให้เปียกเพื่อจะลดเสียงรบกวน

### 2.4.1 บริเวณที่ฟังเสียงปอด

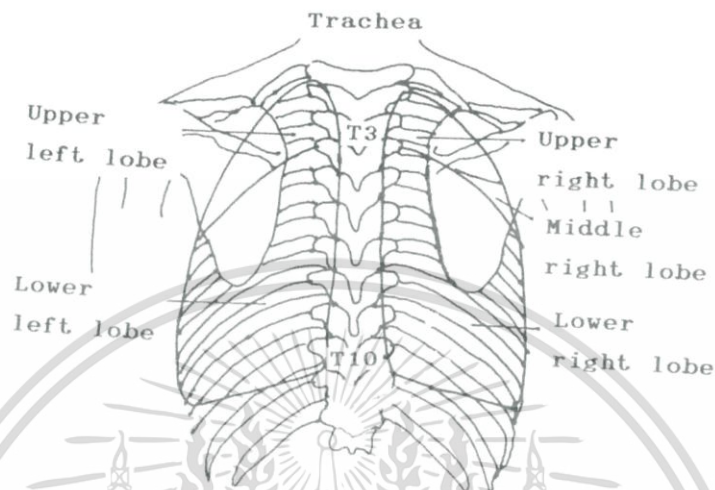
2.4.1.1 ด้านหน้าทรวงอก ต้องหายอดกระดูกกลางอก (Sternal Notch หรือ Top of Sternum) แล้วหากระดูกซี่โครงที่ 2 หากึ่งกลางกระดูกไหปลาร้าลากเส้นลงมา (Mid Clavicular Lines = MCL) เพื่อที่จะใช้เป็นแนวแบ่งกลีบปอดได้ ปอดกลีบบนขวาและปอดกลีบกลางขวาจะแบ่งที่กระดูกซี่โครงที่ 4 ปอดกลีบล่างซ้ายและขวาจะเริ่มที่กระดูกซี่โครงที่ 6 และเส้นกึ่งกลางกระดูกไหปลาร้าไปทางข้างลำตัว แสดงลักษณะของปอดด้านหน้าทรวงอก ในรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 ปอดด้านหน้าทรวงอก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.1.2 ด้านหลังทรวงอก ต้องหากระดูกต้นคอ (Cervical) ที่ 7 ซึ่งถ้าก้มศีรษะจะเป็นปมกระดูกที่ยื่นมากที่สุดบริเวณลำคอด้านหลังแล้วเลื่อนลงมาเป็นกระดูกสันหลังส่วนอก (Thoracic) ที่ 1 ลงมาจนถึง 10 จะเริ่มฟังปอดที่ T<sub>3</sub> 10 และ T<sub>3</sub> จะเป็นตัวแยกระหว่างปอดกลีบบนและกลีบล่าง แสดงลักษณะของปอดด้านหลังทรวงอกในรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 ปอดด้านหลังทรวงอก

## 2.4.2 เสียงหายใจปกติ

### 2.4.2.1 Bronchial Breath Sounds

เสียงดังและแหลม เสียงเข้าสั้น เสียงออกยาว เป็นเสียงผ่านทางเดินหายใจขนาดใหญ่ คือ หลอดลมคอ (Trachea)

### 2.4.2.2 Bronchovesicular Breath Sounds

เสียงหายใจเข้าและออกนานเท่ากัน ได้ยินบริเวณเหนือแขนงใหญ่ (Mainstem) ของหลอดลม (Bronchi) ฟังระหว่างกระดูกสะบัก (Scapular) ที่ T<sub>4</sub>-T<sub>7</sub> ที่ด้านหลัง และมุมของกระดูกกลางอก (Sternal Angle) ถึงกระดูกซี่โครงที่ 4 ของทรวงอกด้านหน้า

### 2.4.2.3 Vesicular Breath Sounds

เสียงลมที่ผ่านทางเดินหายใจเล็กๆ บริเวณเนื้อปอดส่วนปลาย เสียงจะเบา เป็นลมเบาๆ หายใจเข้าจะยาวกว่าหายใจออก ถ้าปอดแข็งตัวจะมีเสียงดังกว่าปกติ ถ้ามีหนอง น้ำ หรืออากาศในช่องอกจะทำให้เสียงหายใจค่อยกว่าปกติ ถ้ามีการอุดตันของทางเดินหายใจส่วนต้นจะไม่ได้ยินเสียงนี้เลย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.4.3 เสียงหายใจผิดปกติ

แบ่งออกเป็นกลุ่มได้ 2 กลุ่ม คือ พวกเสียงที่ไม่มีของเหลว (Dry Sounds) ได้แก่ เสียงพวก Stidor, Rhonchi, Pleural friction rub อีกกลุ่มเป็นเสียงที่มี ความชื้นจากของเหลว (Moist Sounds) เช่น เสียง Rales, Crepitation

2.4.3.1 Rales (Crackles) เป็นเสียงอากาศผ่านของเหลว ได้ยินตอนหายใจเข้า ระดับของเสียงแบ่งออกเป็น 3 กลุ่ม คือ เสียงเล็ก (fine) เสียงปานกลาง (medium) และเสียงหยาบ (coarse)

2.4.3.1.1 Fine rales เป็นเสียงเล็กเกิดจากอากาศผ่านไปทางเดินหายใจเล็กๆ ที่มีของเหลวอยู่ได้ยินเมื่อใกล้สิ้นสุดการหายใจเข้า เสียงคล้ายขี้ฝั่มใกล้หู ได้ยินในคนที่ปอดหัวใจล้มเหลว เป็นนิวโมเนีย

2.4.3.1.2 Medium rales เสียงที่เกิดจากอากาศผ่านไปทางเดินหายใจที่โตกว่า เช่น ที่หลอดลมฝอย (Bronchioles) ได้ยินตอนกลางหรือตอนปลาย ของการหายใจเข้า จะได้ยินไม่ชัดถ้าผู้ป่วยหายใจลึกหรือไอ

2.4.3.1.3 Coarse rales เป็นเสียงของอากาศที่ผ่านของเหลว หรือหนองจำนวนมากที่หลอดลมใหญ่ๆ ได้ยินทั้งหายใจเข้าและออก ถ้าหายใจลึกๆ จะได้ยินไม่ชัด จะได้ยินเพิ่มขึ้นถ้ามีน้ำคั่งในปอด (Pulmonary Congestion)

2.4.3.2 Rhonchi (gurgles)

เกิดจากสิ่งคัดหลั่ง หนาตัวแล้วทำให้มีการอุดตันบางส่วน ทำให้อากาศเข้าออกไม่สะดวกในทางเดินหายใจส่วนบน เสียงจะเป็นเสียงต่ำ ดัง และหยาบ คล้ายเสียงกรน ส่วนใหญ่จะได้ยินขณะหายใจออก และบางครั้งในตอนหายใจเข้า ถ้าไอเสียงอาจจะทุเลาลง

2.4.3.3 Wheezing

เสียงคล้าย Rhonchi แต่เป็นเสียงแหลมสูงจะต่อเนื่องกันเป็นเสียงอากาศผ่านช่องแคบๆ พบทั้งหายใจเข้าและออก พบในคนที่ปอดโรครืด มีก้อนเนื้อออกหรือสิ่งแปลกปลอม

2.4.3.4 Pleural friction rub

เสียงเหมือนขี้หนัง เกิดจากการอักเสบของเยื่อหุ้มปอด ทำให้เยื่อหุ้มปอดที่ติดกับเนื้อปอดและที่บุอยู่ในช่องอกเกิดการเสียดสีกัน

## 2.5 เซนเซอร์ (Sensor)

### 2.5.1 สเตทโทสโคป (Stethoscope)

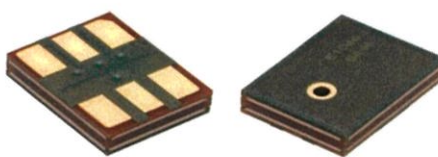


รูปที่ 2.7 สเตทโทสโคป (Stethoscope)

สเตทโทสโคปเป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่ใช้ฟังเสียงหัวใจส่วนใหญ่สเตทโทสโคปแบบมาตรฐาน จะมีหัว bell กับ diaphragm บางรุ่นจะรวมหัว bell กับ diaphragm เข้าด้วยกันเป็นหัวเดียว (tunable diaphragm) หากกดเบาๆ ลงบน chest wall ก็จะได้ยินเสียงสูง (High frequency) ออกไป ทำหน้าที่เหมือนหัว bell ในทางกลับกันหากกดแน่นขึ้นก็จะได้ยินเสียงต่ำ (Low frequency) ออกไป ทำหน้าที่เหมือนหัว diaphragm อีกชนิดที่ไม่ค่อยเห็นใช้กันที่บ้านเราก็คือ Corrugated diaphragm แต่หากใครมีใช้ก็จะใช้วิธีการกดที่ chest wall ด้วยแรงที่ต่างกันเพื่อให้ได้ variable sound frequency ด้าน bell chest pieces มีลักษณะคล้ายถ้วยหรือระฆัง ใช้ฟังเสียงทุ้มต่ำ เช่น S3, S4 gallop, diastolic rumbling murmur ของ mitral stenosis ที่ apex เป็นต้น วิธีใช้ให้แตะเบาๆ ที่ผิวหนังหน้าอก โดยใช้เพียงน้ำหนักของ chest pieces เอง ให้พอคลุมผิวหนังทั่วรอบวงคล้ายสุญญากาศ หากผิวหนังไม่รอบวงจะไม่ได้ยิน ดังนั้นหากผู้ป่วยเป็นคนผอมหรือเป็นเด็กเล็ก bell chest pieces ที่เล็กจะมีประโยชน์ทางด้าน diaphragm chest pieces มีลักษณะเป็นแผ่นเรียบ ออกแบบมาเพื่อใช้ฟังเสียงแหลม เช่น S2 ทั้ง 2 components, systolic ejection murmur ที่พบใน aortic หรือ pulmonic stenosis, pansystolic murmur ที่พบใน mitral regurgitation หรือ ventricular septal defect วิธีใช้ให้กดแรงพอสมควร เพื่อให้แนบไปกับผิวหนังบริเวณที่ต้องการจะฟังมากที่สุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.5.2 ไมโครโฟน (MEMS Microphone)



รูปที่ 2.8 MEMS Microphone

Microelectromechanical Systems (MEMS Microphone) คือ อุปกรณ์ที่ใช้ในงานเกี่ยวกับเสียงเป็น chip ที่มีขนาดเล็กระดับไมโคร ไปจนถึงนาโน มีความละเอียดสูง ส่วนมากมักนำไปใช้กับอุปกรณ์พกพา เพราะ ต้องใช้ chip ที่มีขนาดเล็ก เช่น iPhone 4 มีชิ้นส่วน MEMS หลายตัว อุปกรณ์วัดแสง ไมโครโฟน 2 ตัวเพื่อตัดเสียงรบกวน

## 2.6 ทฤษฎีวงจร

### 2.6.1 วงจร Pre-amplifier

ใช้ LM358 ในการขยายสัญญาณมีอัตราขยายเพิ่มขึ้น สัญญาณที่ได้ส่วนมากจะมีขนาดเล็ก ปรับรูปร่างสัญญาณให้เหมาะสมเพื่อที่จะนำไปวิเคราะห์ต่อไป การทำงานของ Pre-amplifier แสดงได้ดังรูปที่ 2.9 ซึ่งจะมีวงจรขยายโดยใช้ออปแอมป์ด้วยกันหลักๆอยู่ 2 แบบ คือ วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟสและวงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส



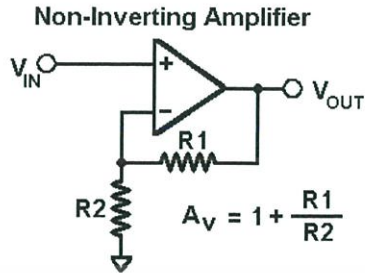
รูปที่ 2.9 การทำงานของ Pre-amplifier

คุณสมบัติ

- ทำงานได้โดยจ่ายแรงดันจากแบตเตอรี่
- ต่ออุปกรณ์ภายนอกน้อย
- ทำงานได้ในช่วงแรงดันที่กว้าง 3V – 32V
- ความกว้างของอัตราขยาย DC Voltage = 100 dB

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.6.1.1 วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-inverting Amplifier)

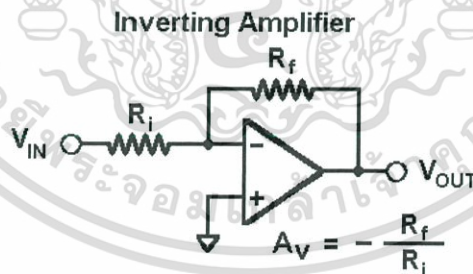


รูปที่ 2.10 วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส

จะพบว่าวงจรขยายแบบไม่กลับขั้วนี้มีอัตราส่วนของแรงดันเอาต์พุตต่อแรงดันอินพุตมีค่าเป็นบวก โดยค่าอัตราขยายนี้จะขึ้นกับค่าความต้านทานที่ใช้ในวงจร ส่วนค่าที่เป็นบวกหมายถึงการที่เราป้อนสัญญาณอินพุตมีค่าเป็นบวกสัญญาณทางเอาต์พุตจะมีค่าเป็นบวกด้วย หรือในทำนองเดียวกันถ้าเราป้อนสัญญาณอินพุต มีค่าเป็นลบสัญญาณทางเอาต์พุตจะมีค่าเป็นลบด้วย มีสมการดังนี้

$$\frac{V_o}{V_s} = 1 + \frac{R_1}{R_2} \quad (2.1)$$

### 2.6.1.2 วงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier)



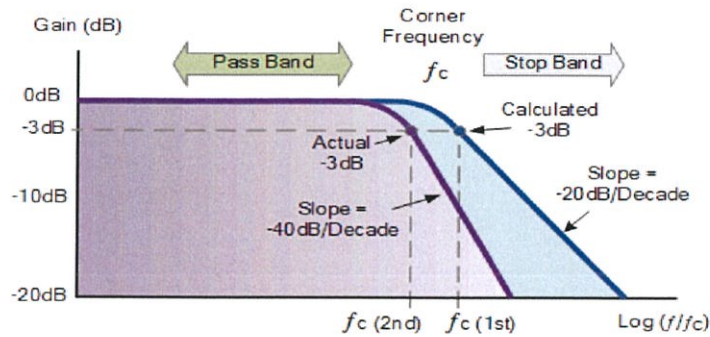
รูปที่ 2.11 วงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส

จะพบว่าวงจรขยายแบบกลับขั้วนี้มีอัตราส่วนของแรงดันเอาต์พุตต่อแรงดันอินพุตมีค่าเป็นลบ โดยค่าอัตราขยายนี้จะขึ้นกับค่าความต้านทานที่ใช้ในวงจร ส่วนค่าที่เป็นลบหมายถึงการที่เราป้อนสัญญาณอินพุตมีค่าเป็นบวกสัญญาณทางเอาต์พุตจะมีค่าเป็นลบ หรือในทำนองเดียวกันถ้าเราป้อนสัญญาณอินพุต มีค่าเป็นลบสัญญาณทางเอาต์พุตจะมีค่าเป็นบวก มีสมการดังนี้

$$\frac{V_o}{V_s} = -\frac{R_f}{R_i} \quad (2.2)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.6.2 วงจรกรองความถี่ต่ำ



รูปที่ 2.12 วงจรกรองความถี่ต่ำ

วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านคือการกำหนดให้ผ่านสัญญาณตั้งแต่แรงดันไฟฟ้ากระแสตรงขึ้นไปจนถึงสัญญาณคัทออฟ (Cutoff-frequency) หรือ ขอบแถบความถี่ผ่าน (Passband-edge frequency;  $w_p$ ) ที่ค่าลดทอนที่มากที่สุด  $A_{max}$  dB แถบของความถี่นี้จาก แรงดันไฟฟ้ากระแสตรง (DC) ไปจนถึงความถี่ของสัญญาณที่ตัดออก ( $w_p$ ) เรียกว่า ช่วงแถบความถี่ผ่าน (Passband)

ความถี่ที่สูงกว่า  $w_s$  ถูกกำหนดให้มีค่าลดทอนที่น้อยที่สุด  $A_{min}$  dB แถบของความถี่จาก  $w_s$  ไปจนถึง  $\infty$  เรียกว่าช่วงแถบความถี่หยุด (Stopband) และ  $w_s$  ก็คือขอบแถบความถี่ที่ถูกจำกัด (Stopband-edge frequency) แถบความถี่จาก  $w_p$  ถึง  $w_s$  ถูกเรียกว่า แถบการส่งผ่าน (Transition band) ตัวแปรทั้ง 4 ;  $w_s, w_p, A_{max}$  และ  $A_{min}$  จะเป็นตัวกำหนดของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน อัตราของขยายของฟังก์ชันลำดับที่สอง ( $2^{nd}$  order) ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านคือ

$$\frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \frac{b}{s^2 + as + b} = \frac{w_p^2}{s^2 + \frac{w_p}{Q_p}s + w_p^2} \quad (2.3)$$

ตัวแปร  $Q_p$  จะกำหนดความสำคัญของฟังก์ชันถ่ายโอนที่  $w = w_p$  ตำแหน่งของโพล (Poles) ของเครื่องหมายนี้กำหนดรูปร่างของผลตอบสนองของวงจรกรองในแถบความถี่ผ่าน

ฟังก์ชันค่าสูญเสียมีค่าเหมือนกันคือที่กำหนดไว้โดย

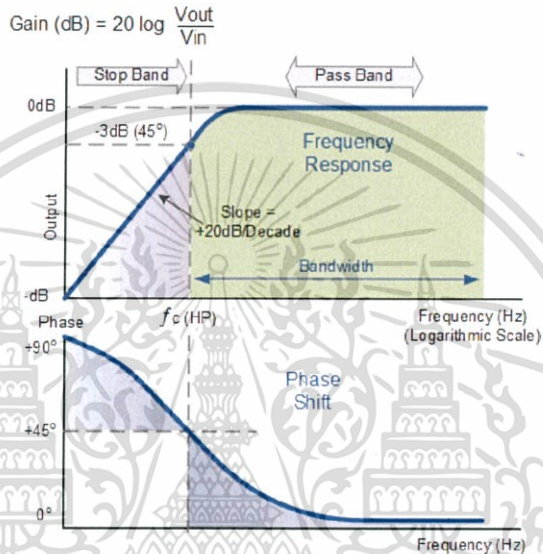
$$\frac{V_{in}(s)}{V_{out}(s)} = \frac{s^2 + as + b}{b} \quad (2.4)$$

การกรองความถี่ในแถบความถี่ผ่านมีการแสดงค่าสูญเสียต่ำที่ความถี่ต่ำ ซึ่งในอุดมคติจะมีค่าเกือบ 0 dB อย่างไรก็ตามในทางปฏิบัติมันมีค่าสูญเสียรวมเล็กน้อยในแถบความถี่ผ่านที่กำหนดถึงส่วนประกอบที่ไม่ใช่อุดมคติ ที่ความถี่สูง ค่าสูญเสียเพิ่มขึ้นตาม  $s^2$  ที่ 40 dB/decade ดังที่ได้แสดงไว้ในรูป ซึ่งมีจุดกระแทกในแถบความถี่ผ่านปรากฏใกล้เคียงกับจุดโพลของความถี่  $w_p$  และความชัดเจนมันถูกกำหนดโดย  $Q_p$  ฟังก์ชันวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านลำดับที่สอง ( $2^{nd}$  order) มีคู่ของโพลเชิงซ้อนร่วมอยู่ด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.6.3 วงจรกรองความถี่สูง

วงจรกรองความถี่สูงผ่านจะผ่านความถี่ที่สูงกว่าความถี่ที่กำหนดเรียกว่าความถี่ที่ตัดออฟ (Cutoff Frequency) แถบความถี่ที่ยืดจาก  $\omega_p$  ไปจนถึง  $\infty$  และค่าสูญเสียก็มีค่าไม่เกิน  $A_{\max}$  ช่วงแถบความถี่ก่่าจัดเริ่มตั้งแต่แรงดันไฟฟ้ากระแสตรง และไปสุดที่จุด  $\omega_s$  และภายในช่วงนี้ค่าสูญเสียจะต้องมีค่าต่ำกว่า  $A_{\min}$  เช่นเดียวกับวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน ตัวแปร  $\omega_s$ ,  $\omega_p$ ,  $A_{\max}$  และ  $A_{\min}$  จะเป็นตัวกำหนดของวงจรกรองความถี่สูงผ่าน



รูปที่ 2.13 วงจรกรองความถี่สูง

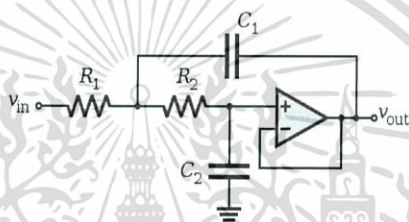
ฟังก์ชันถ่ายโอนลำดับที่สองที่มีคุณลักษณะของวงจรกรองความถี่สูงผ่านคือ

$$\frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \frac{s^2}{s^2 + as + b} = \frac{s^2}{s^2 + \frac{\omega_p}{Q}s + \omega_p^2} \quad (2.5)$$

สามารถเห็นได้จากการแสดงข้างบนอัตราการขยายของวงจรกรองความถี่สูงผ่านมีค่าประมาณ 1 หรือ 0 dB ที่ความถี่สูง และที่ความถี่ต่ำค่าสูญเสียเพิ่มขึ้นที่ 40 dB/decade ดังที่แสดงในรูป เช่นเดียวกัน ฟังก์ชันถ่ายโอนมีคู่ของโพลรวมแบบเชิงซ้อนและมีจุดศูนย์ (Zero) สองจุดคือที่จุดกำเนิด (origin) ของ S-plane

### 2.6.4 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านของซาลเลนและคีย์

วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน คือ การกำหนดให้ผ่านสัญญาณตั้งแต่แรงดันไฟฟ้ากระแสตรงขึ้นไปจนถึงสัญญาณคัตออฟ (Cutoff-frequency) หรือ ขอบแถบความถี่ผ่าน (Pass band-edge frequency;  $\omega_p$ ) ที่ค่าลดทอนที่มากที่สุด  $A_{\max}$  dB แถบของความถี่นี้จาก แรงดันไฟฟ้ากระแสตรง(DC) ไปจนถึงความถี่ของสัญญาณที่ตัดออก เรียกว่า ช่วงแถบความถี่ผ่าน (Pass band)ความถี่ที่สูงกว่า ถูกกำหนดให้มีค่าลดทอนที่น้อยที่สุด  $A_{\min}$  dB แถบของความถี่จาก  $\omega_s$  ไปจนถึง  $\omega$  เรียกว่าช่วงแถบความถี่หยุด (Stop band) และ ก็คือขอบแถบความถี่ที่ถูกจำกัด (Stop band-edge frequency) แถบความถี่จาก  $\omega_p$  ถึง  $\omega_s$  ถูกเรียกว่าแถบการส่งผ่าน (Transition band) ตัวแปรทั้ง 4  $\omega_s, \omega_p, A_{\max}, A_{\min}$  จะเป็นตัวกำหนดของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน



รูปที่ 2.14 Sallen and Key Low-Pass Filter

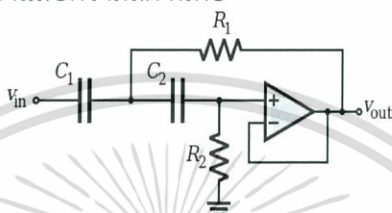
$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{K\omega_c^2}{s^2 + \frac{\omega_c}{Q}s + \omega_c^2} \quad (2.6)$$

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{K \left( \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2} \right)}{s^2 + s \left( \frac{1}{R_1 C_1} + \frac{1}{R_2 C_1} + (1-K) \frac{1}{R_2 C_2} \right) + \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (2.7)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.6.5 วงจรกรองความถี่สูงผ่านของซาลเลนและคีย์

วงจรกรองความถี่สูงผ่านจะผ่านความถี่ในแถบของความถี่ด้วยการลดทอนน้อยมาก ในขณะที่จะ  $\omega_1, \omega_2, A_{\max} \text{ dB}$   $\omega$  คือ ขอบของแถบความถี่ที่ผ่านได้ นั่นคือจะมีแถบที่ถูกจำกัด 2 แถบและขอบของแถบความถี่ที่ถูกจำกัด 2 ขอบ  $\omega_3$  และ  $\omega_4$  แถบที่ถูกจำกัดช่วงแรกเริ่มจากแรงดันไฟฟ้ากระแสตรงไปจนถึง  $\omega_3$  และช่วงที่สองจาก  $\omega_4$  ไปถึง  $\infty$  ในช่วงแถบที่ถูกจำกัดทั้งสองต้องมีค่าสูญเสียมากกว่าค่า  $A_{\min} \text{ dB}$  ฟังก์ชันถ่ายโอนลำดับที่สองที่มีคุณลักษณะของวงจรกรองแถบความถี่ผ่านคือ



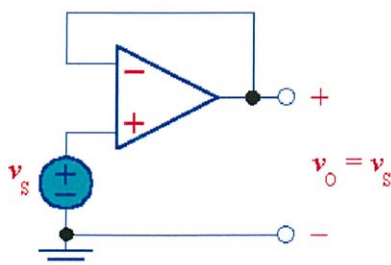
รูปที่ 2.15 Sallen and Key High-Pass Filter

$$\frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \frac{as}{s^2 + as + b} = \frac{\frac{\omega_p}{Q_p} s}{s^2 + \frac{\omega_p}{Q_p} s + \omega_p^2} \tag{2.8}$$

เมื่อมองจากสมการที่แสดงแล้วสามารถเห็นได้ว่าอัตราขยายของวงจรกรองแถบความถี่ผ่านมีค่าประมาณ (0 dB) ที่จุดความถี่โพล  $\omega_p$  เช่นเดียวกันที่ความถี่ต่ำและที่ความถี่สูง ค่าสูญเสียจะเพิ่มขึ้นตาม ดังตัวอย่าง 20 dB/decade ฟังก์ชันถ่ายโอนคู่ของโพลรวมแบบเชิงซ้อนในช่วงครึ่ง ดานซ้ายของ S-plane และจุดศูนย์ที่จุดกำเนิด

### 2.6.6 วงจรตามแรงดัน (Voltage Follower)

กรณีที่วงจรขยายแบบไม่กลับขั้วกรณีที่มีค่า  $R_f = 0$  (ลัดวงจร) และ  $R_1 = \infty$  (เปิดวงจร) จะได้วงจรเป็นดังรูปที่ 2.10 โดยวงจรนี้จะมีอัตราขยายเป็น 1 ซึ่งก็คือ  $V_o = V_s$  นั่นเอง เราจะเรียก วงจรนี้ว่าวงจรตามแรงดันหรือวงจรบัฟเฟอร์ (Buffer)

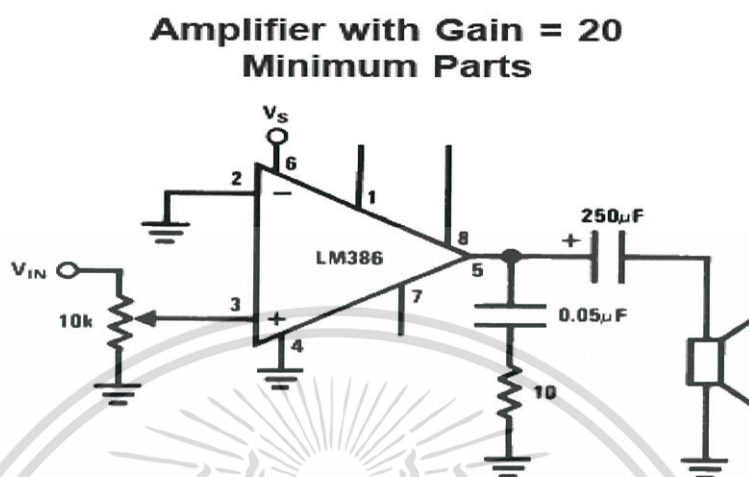


รูปที่ 2.16 วงจรตามแรงดัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.6.7 วงจร Power Amplifier

ใช้ LM386 (Low voltage audio power amplifier) ในการขยายสัญญาณมีค่าอัตราขยาย 20 เท่า ดังรูปที่ 2.17



รูปที่ 2.17 วงจรขยายสัญญาณ 20 เท่า

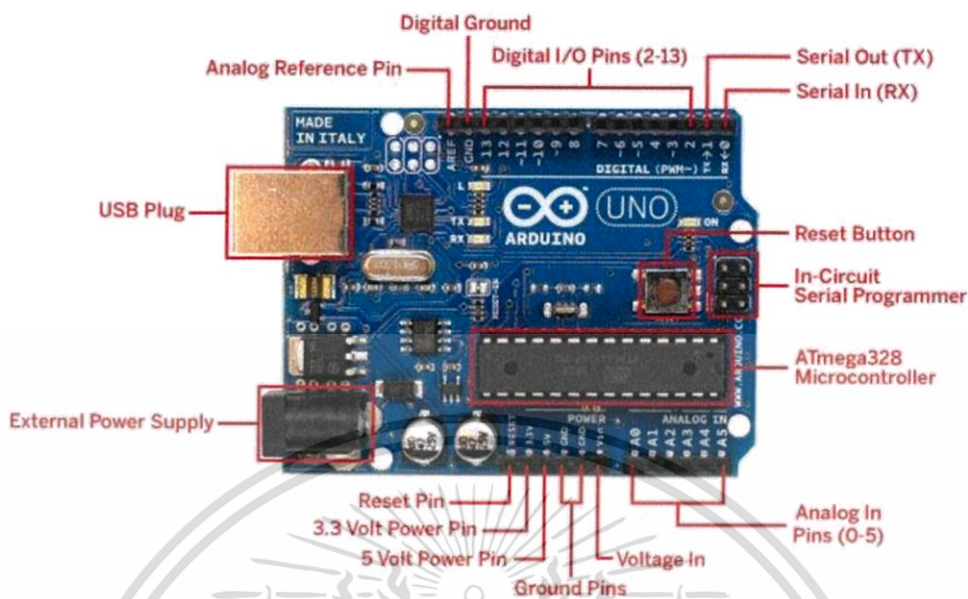
เป็นส่วนทำการเปลี่ยนหรือเพิ่มกว้างของคลื่นเสียงซึ่งก็คือความดังของสัญญาณให้มากขึ้น ความสัมพันธ์ของภาคสัญญาณขาเข้า (Input) ไปยังสัญญาณขาออก (Output) ของแอมป์จึงมักอธิบายว่าเป็นหน้าที่ในการจัดการความถี่ขาเข้า (Input frequency) ซึ่งคือหน้าที่ในการเปลี่ยนผ่าน (transfer function) ของแอมป์ และความกว้างหรืออัตราขยายของหน้าที่นี้ถูกเรียกว่า เกน (gain) ซึ่งโดยทั่วไปอาจหมายถึงความถี่ เครื่องขยายอิเล็กทรอนิกส์ (Electronic amplifier) ที่สัญญาณขาเข้า (Input signal) มักจะเป็นแรงดันหรือกระแส (Voltage or a current) ในการใช้งานด้านเสียง แอมป์จะเป็นตัวขับลำโพง (loudspeakers) ที่ใช้ในระบบขยายพลังเสียง (PA systems) เพื่อให้เสียงพูดดังขึ้น หรือเล่นดนตรีที่อัดไว้

คุณสมบัติ

- ทำงานได้โดยจ่ายแรงดันจากแบตเตอรี่
- ต่ออุปกรณ์ภายนอกน้อย
- ทำงานได้ในช่วงแรงดันที่กว้าง 4V-12V หรือ 5V-18V
- อัตราขยายอยู่ในช่วง 20 – 200 เท่า
- ความเพี้ยนต่ำ : 0.2% (AV=20, VS=6V, RL=8Ω, PO=125mW, f=1kHz)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.6.8 Arduino UNO



รูปที่ 2.18: Arduino UNO

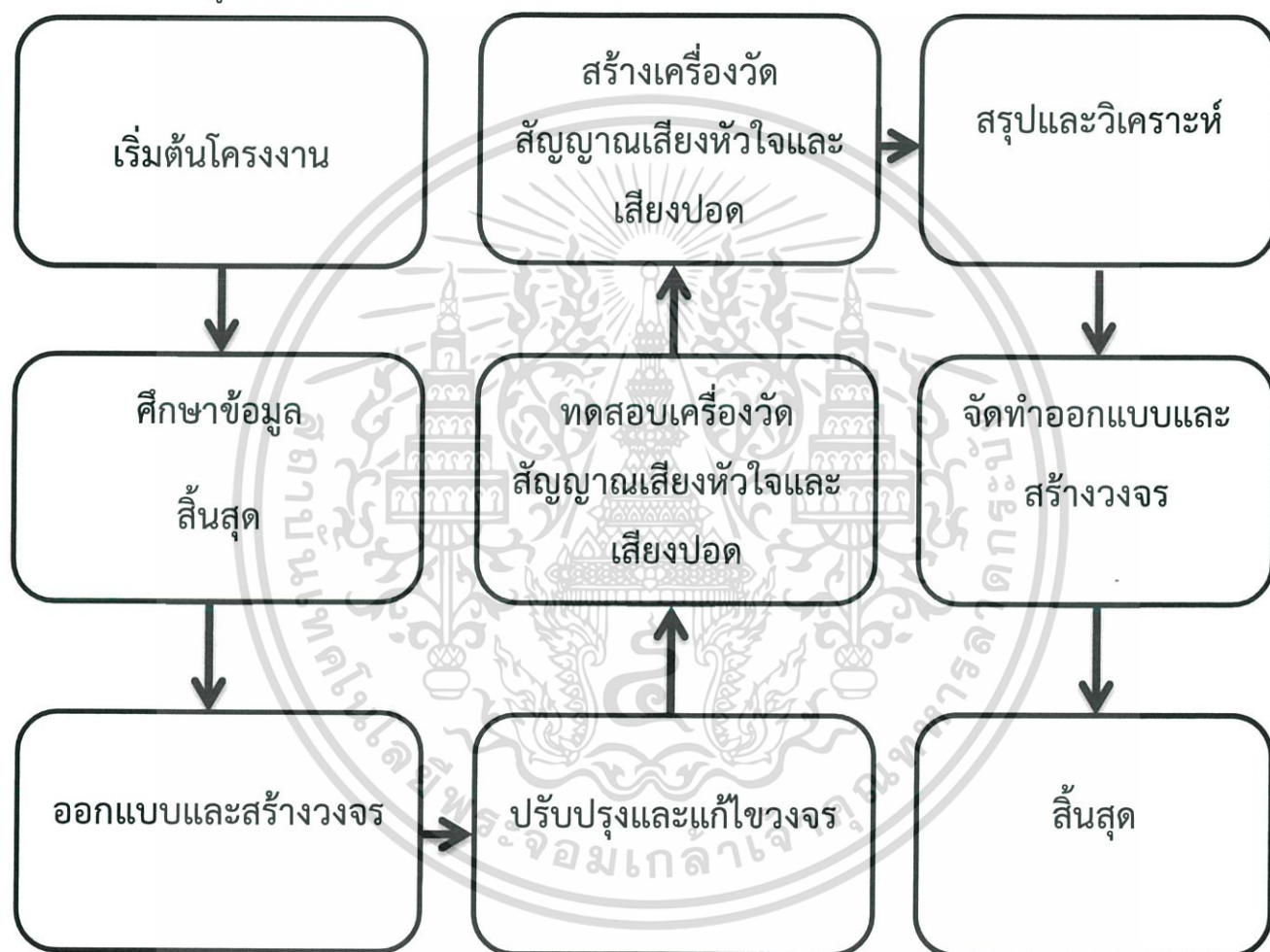
Arduino เป็นบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ใช้ AVR ขนาดเล็กเป็นตัวประมวลผล เหมาะสำหรับการศึกษาเรียนรู้ไมโครคอนโทรลเลอร์ และการนำไปประยุกต์ใช้งานในการควบคุมอุปกรณ์ทั้ง อินพุทและเอาต์พุท ต่างๆได้ โปรแกรมภาษาของ Arduino จะใช้รูปแบบของภาษา C++ โดยในการทดลองนี้จะเป็นการเริ่มต้นศึกษาการใช้งานบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Model: Arduino UNO R3 ใช้ชิพ ATmega328 รั้นที่ความถี่ 16 MHz หน่วยความจำแฟลช 32 KB แรม 2 KB บอร์ดใช้ไฟเลี้ยง 7 ถึง 12 V มีระดับแรงดันไฟฟ้าในการทำงานและขาสัญญาณอยู่ที่ 5 V (TTL) มี Digital Input / Output 14 ขา (เป็น PWM ได้ 6 ขา) มี Analog Input 6 ขา Serial UART 1 ชุด I2C 1 ชุด SPI 1 ชุด เขียนโปรแกรมบนซอฟต์แวร์ Arduino IDE และโปรแกรมผ่านพอร์ต USB1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### บทที่ 3

## วิธีดำเนินการวิจัย (Research methodology)

ในการปฏิบัติงานให้สำเร็จได้ตามวัตถุประสงค์ ภายในระยะเวลาที่กำหนดนั้นจำเป็นต้องมีการวางแผนโครงการเพื่อให้ทราบถึงแนวทางและขั้นตอนในการปฏิบัติงานที่ถูกต้อง แผนโครงการดังกล่าวสามารถเขียนเป็นแผนผังการดำเนินงานในการทำโครงการเครื่องวัดสัญญาณเสียงหัวใจได้ ดังแสดงในรูปภาพที่ 3.1

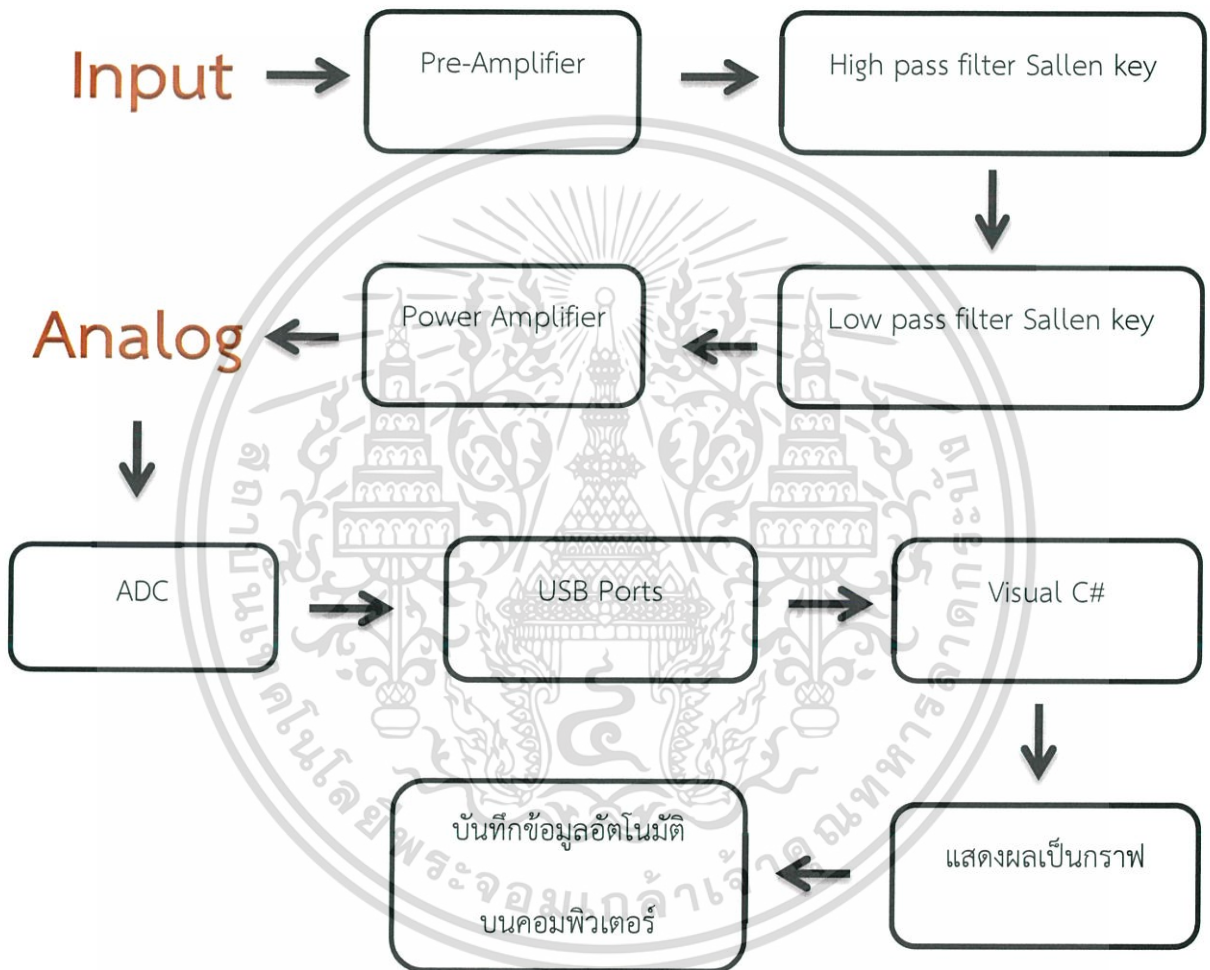


รูปที่ 3.1 แผนผังการดำเนินงานในการทำโครงการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.1 การคำนวณและออกแบบวงจร

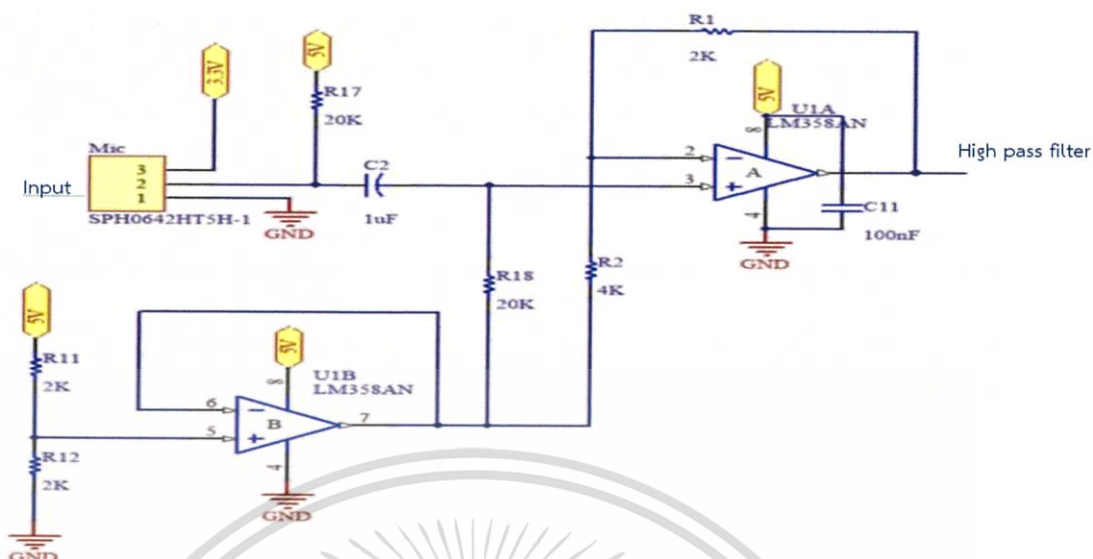
ในการออกวงจรหูฟังแพทย์แบบดิจิทัลจะต้องผ่านวงจรต่างๆ เพื่อให้ได้เสียงในย่านความถี่เสียงที่ถูกต้องตามความถี่เสียงหัวใจหรือเสียงปอด ซึ่งลำดับการทำงานจะเริ่มตั้งแต่รับสัญญาณอินพุตจากไมโครโฟน และจะสิ้นสุดเมื่อได้มีการบันทึกข้อมูลลงคอมพิวเตอร์ ลำดับการทำงานดังกล่าวสามารถเขียนเป็นลำดับการทำงานของหูฟังแพทย์แบบดิจิทัลได้ ดังแสดงในรูปภาพที่ 3.2



รูปที่ 3.2: ลำดับการทำงานของหูฟังแพทย์แบบดิจิทัล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.1.1 Microphone + วงจร Pre-Amplifier

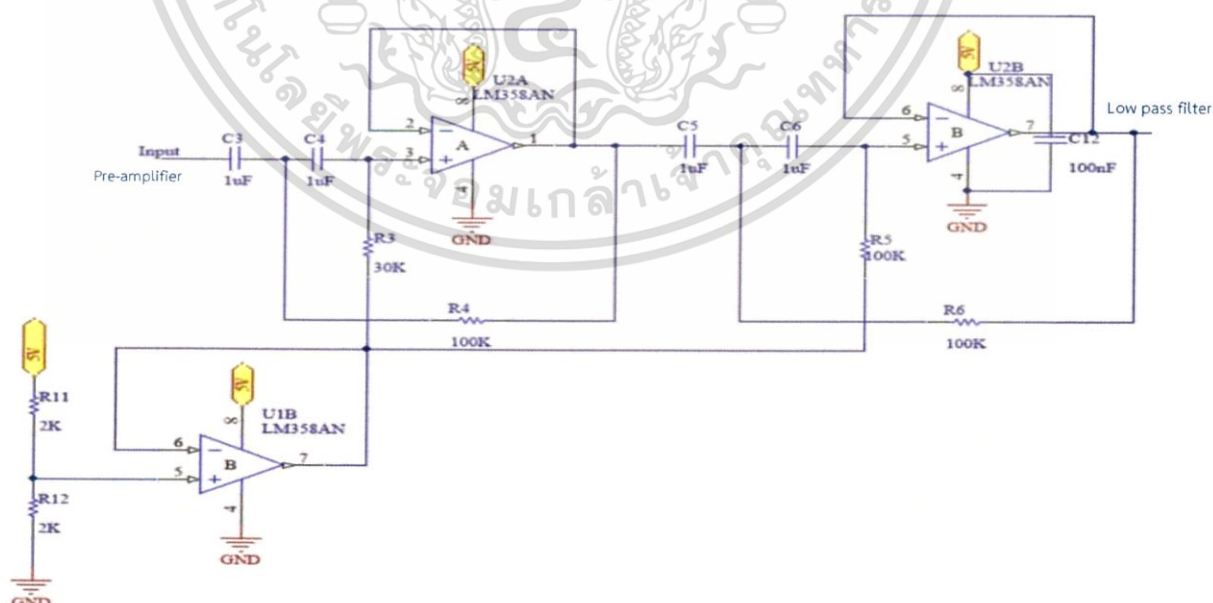


รูปที่ 3.3 Microphone + วงจร Pre-Amplifier

จากรูปที่ 3.3 Bias 2.5 V เพื่อ shift กราฟขึ้นไปแทนจ่ายไฟลบให้กับ op-amp เมื่อมีสัญญาณ Input เข้าทาง Mic แล้วผ่านไปยัง ขา 3 ของ U1A (LM358AN) แล้วสัญญาณ Output จะออกที่ขา 1 จะได้อัตราขยายตามสมการ (2.5)

$$\frac{V_{ot}}{V_{in}} = \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right) = 1.5 \text{ เท่า} \quad (3.1)$$

### 3.1.2 High pass filter Sallen key

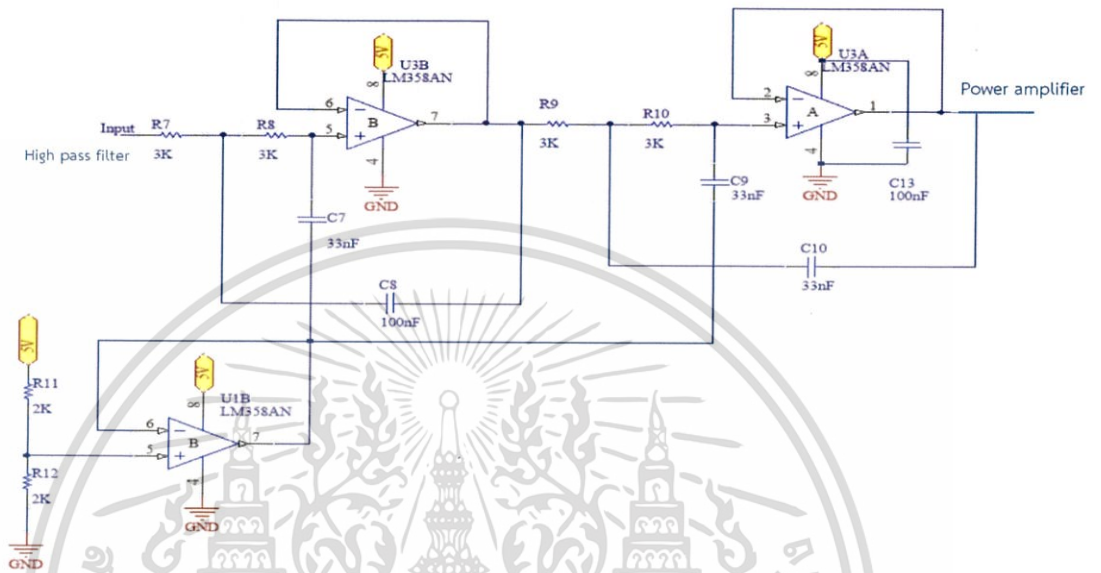


รูปที่ 3.4 High pass filter Sallen key

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 3.4 Bias 2.5 V เพื่อ shift กราฟขึ้นไปแทนจ่ายไฟลบให้กับ op-amp เมื่อมีสัญญาณ Input ไปยัง ขา 3 ของ U2A (LM358AN) แล้วสัญญาณ Output จะออกที่ขา 7 ของ U2B (LM358AN) จะได้อัตราขยายเท่ากับ 1 แล้วกรองความถี่สูงผ่าน 20 Hz ขึ้นไป

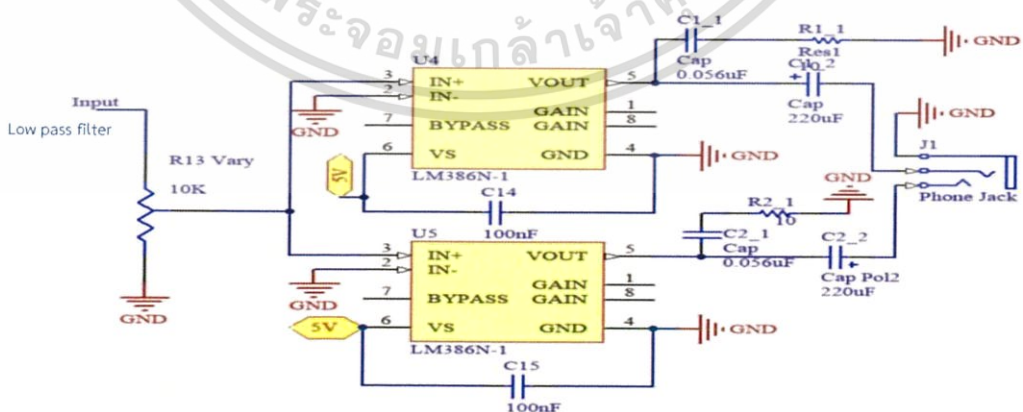
### 3.1.3 Low pass filter Sallen key



รูปที่ 3.5 Low pass filter Sallen key

จากรูปที่ 3.5 Bias 2.5 V เพื่อ shift กราฟขึ้นไปแทนจ่ายไฟลบให้กับ op-amp เมื่อมีสัญญาณ Input ไปยัง ขา 5 ของ U3B (LM358AN) แล้วสัญญาณ Output จะออกที่ขา 1 ของ U3A (LM358AN) จะได้อัตราขยายเท่ากับ 1 แล้วกรองความถี่ต่ำผ่าน 660 Hz ลงมา

### 3.1.4 Power Amplifier

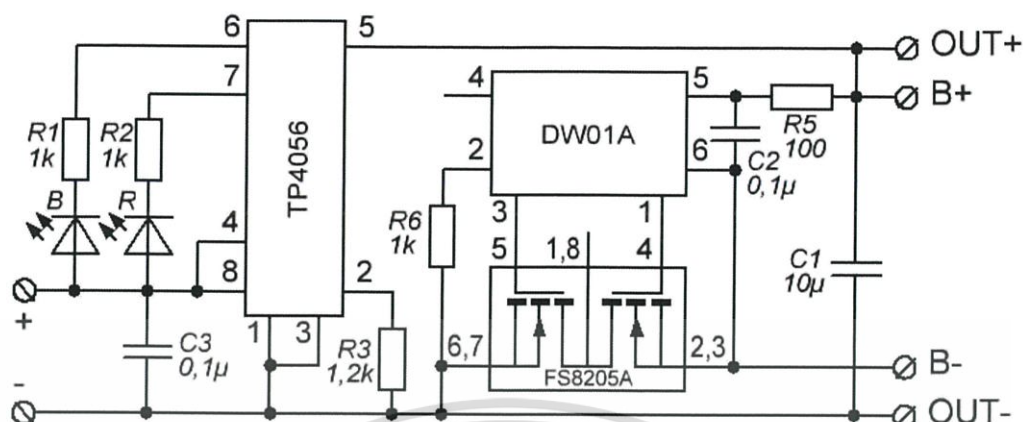


รูปที่ 3.6 Power Amplifier

จากรูปที่ 3.6 วงจรสามารถขยายสัญญาณได้ถึง 0-20 เท่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 3.1.5 Battery Charger



รูปที่ 3.7 TP4056 Lithium Battery

วงจรใช้ IC เบอร์ TP4056 ในการควบคุมการชาร์จโดยตั้งค่าจำกัดกระแสชาร์จไว้สูงสุด 1A โดยสามารถชาร์จไฟโดยตรงได้จากสาย Micro-USB หรือ สามารถบัดกรีต่อสายจากช่อง Input ได้โดยตรง แรงดันที่จ่ายให้กับวงจรจะอยู่ในช่วง 4.5-5.5V มีไฟสถานะการชาร์จ สีแดงกำลังชาร์จ สีน้ำเงินชาร์จเต็ม ใช้สำหรับประยุกต์ชาร์จแบตเตอรี่ลิเทียมย่าน 3.7V เช่นแบตเตอรี่ขนาด 18650

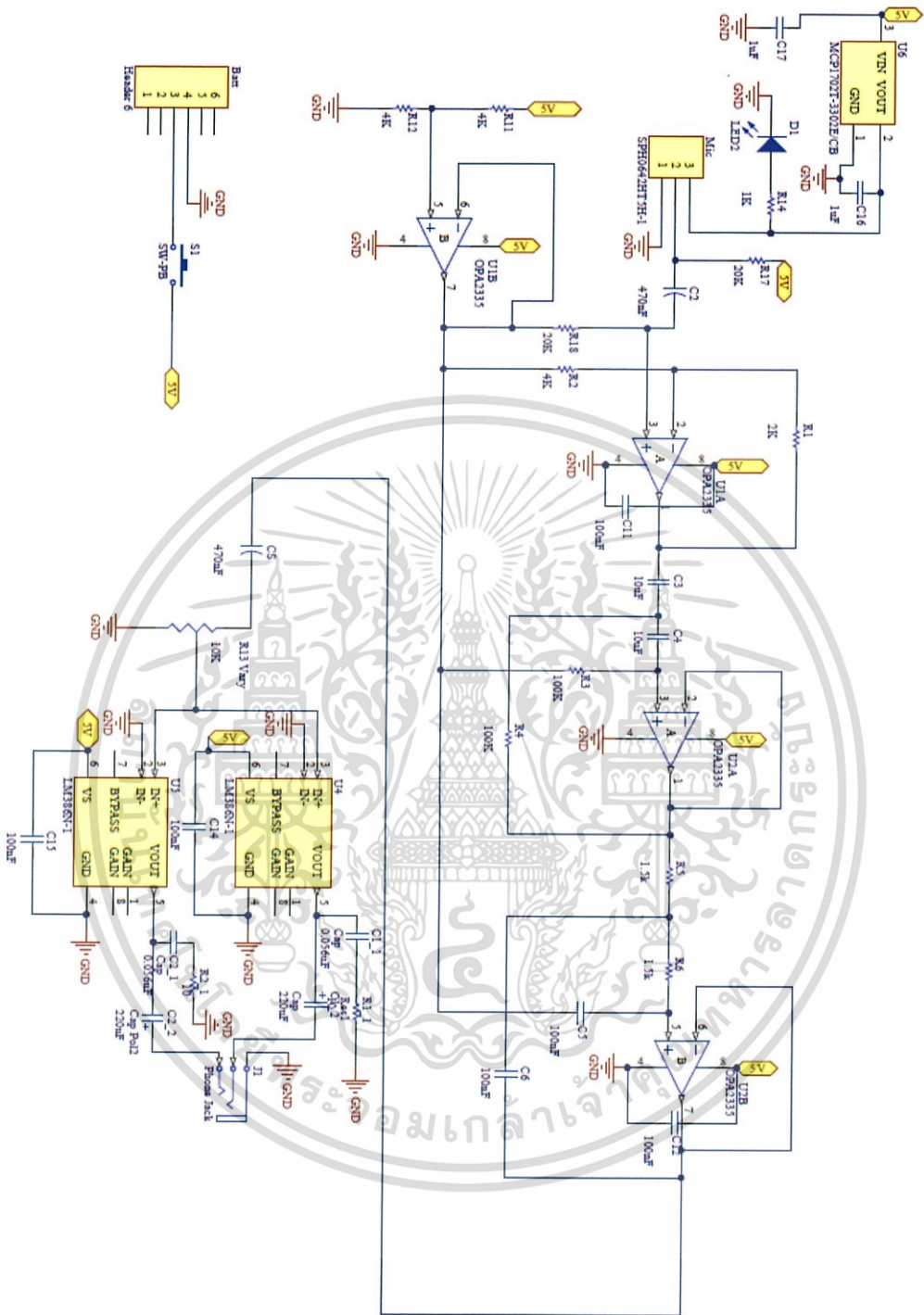
เพิ่มวงจรป้องกันแบตเตอรี่ลิเทียม โดยมีการป้องกัน 3 แบบ โดยใช้ CHIP DW01+ และ mosfet 8205A

1. Overcharge Protection ป้องกันการชาร์จแรงดันเกิน 4.20-4.30 V
2. Overdischarge Protection ป้องกันดิสชาร์จจนแรงดันต่ำกว่า 2.4-2.5V
3. Overcurrent Protection ป้องกันการจ่ายกระแสเกินกว่า 3 A

การใช้โมดูล

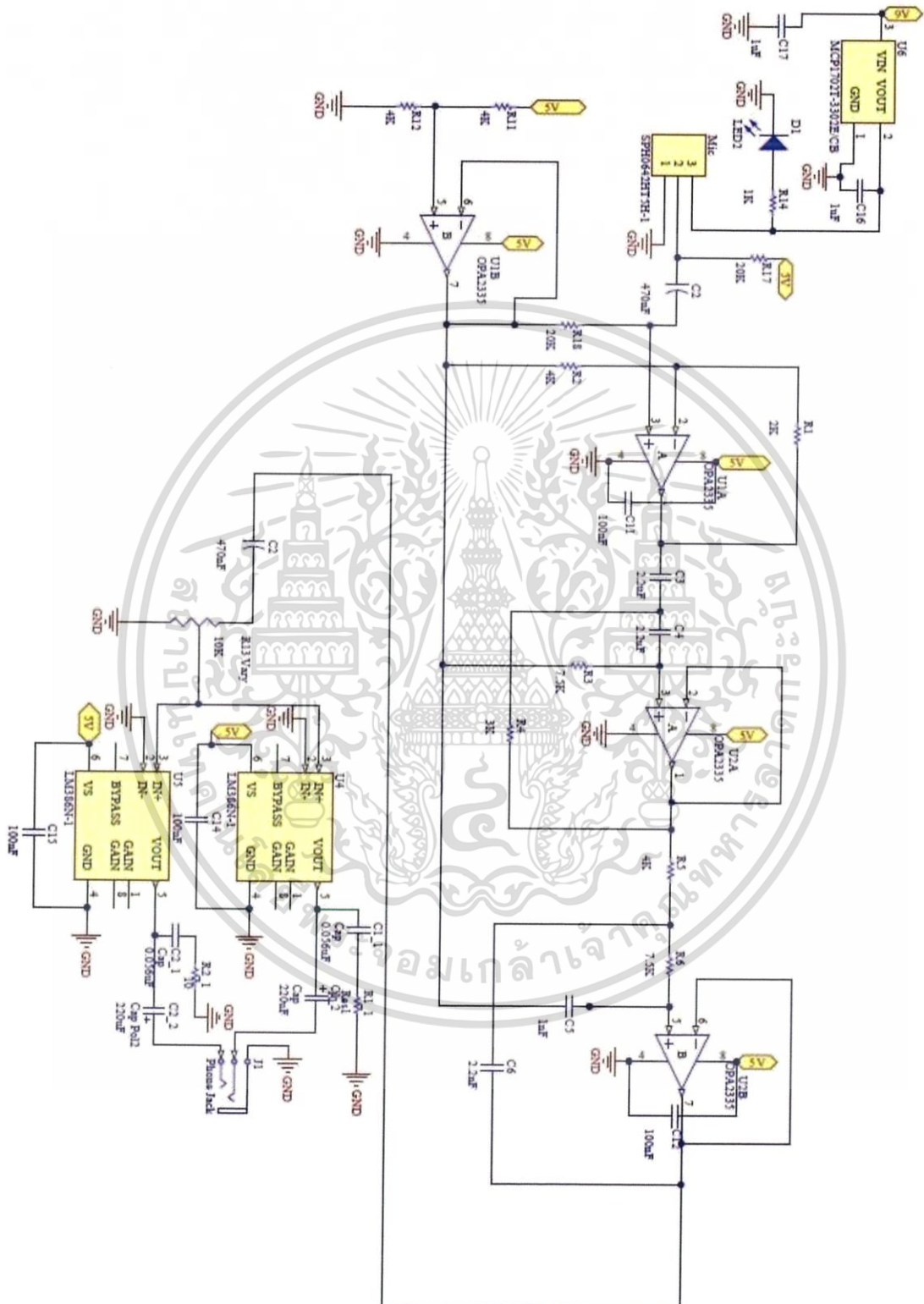
- ต่อสายไมโคร USB เพื่อจ่ายไฟหรือ 5V DC ไปยังแผ่นที่มีเครื่องหมาย IN + และด้านซ้ายมือของโมดูล
- เชื่อมต่อเซลล์เพื่อชาร์จแผ่น B + / B ทางด้านขวามือของโมดูล
- โหลด (บางอย่างสำหรับแบตเตอรี่เพื่อเปิดเครื่อง) สามารถต่อเข้ากับ OUT + / OUTs pads ทางด้านขวา
- ไฟ LED สีแดงแสดงว่าการดำเนินการอยู่ในระหว่างดำเนินการไฟ LED สีน้ำเงินแสดงว่าการชาร์จเสร็จสิ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



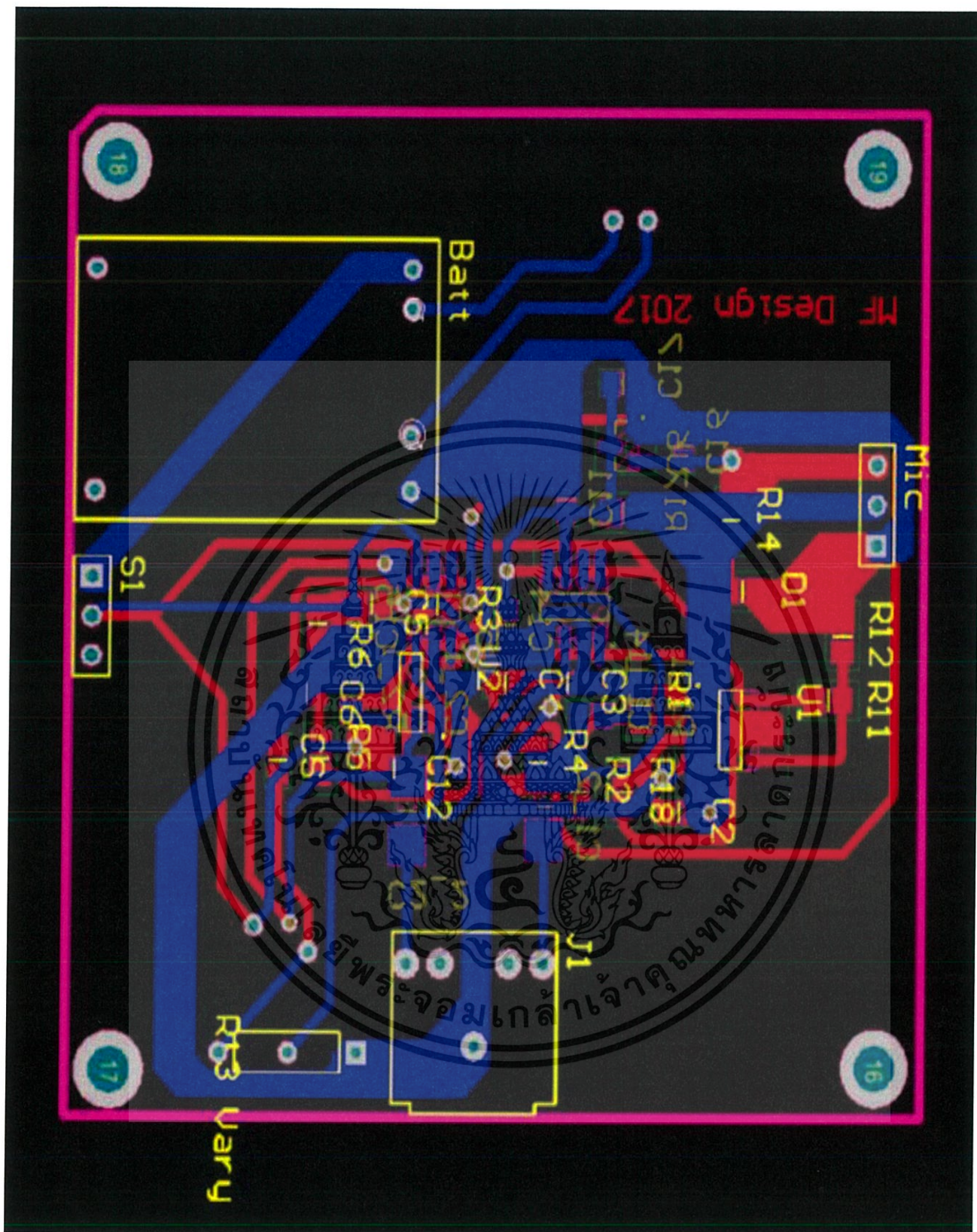
รูปที่ 3.8 Schematic วงจรฟังเสียงหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.9 Schematicวงจรฟังเสียงปอด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.10 ลาย PCB

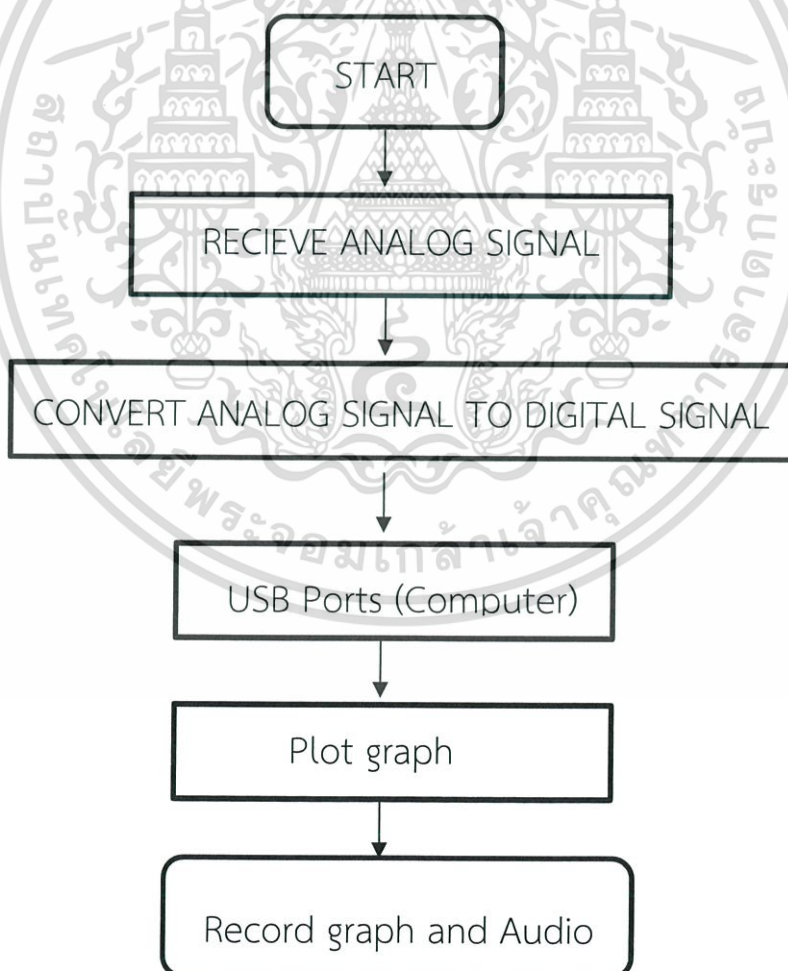
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.2 ขั้นตอนการทำงาน

วงจรวัดสัญญาณเสียงหัวใจและปอด

- 1) ใช้โปรแกรม Altium ในการวาด Schematic ตามวงจรวัดสัญญาณเสียงหัวใจและเสียงปอด (ออกแบบวงจรวัดสัญญาณเสียงหัวใจ โดยอาจารย์ที่ปรึกษา ดร.เทอดศักดิ์ ลีว่าหาทอง) ขึ้นมาดังรูป
- 2) ใช้โปรแกรม Altium สร้างแผ่น PCB (มาจากการ Update Schematic) ทำการ Route หรือลากลายวงจร จะได้ลายวงจรสำเร็จออกมา
- 3) กัดลายทองแดงตามที่ออกแบบ
- 4) บัดกรีลงอุปกรณ์แบบ Surface Mount Device บนลายทองแดง

### 3.3 Flow chart program



รูปที่ 3.11 Flow chart program

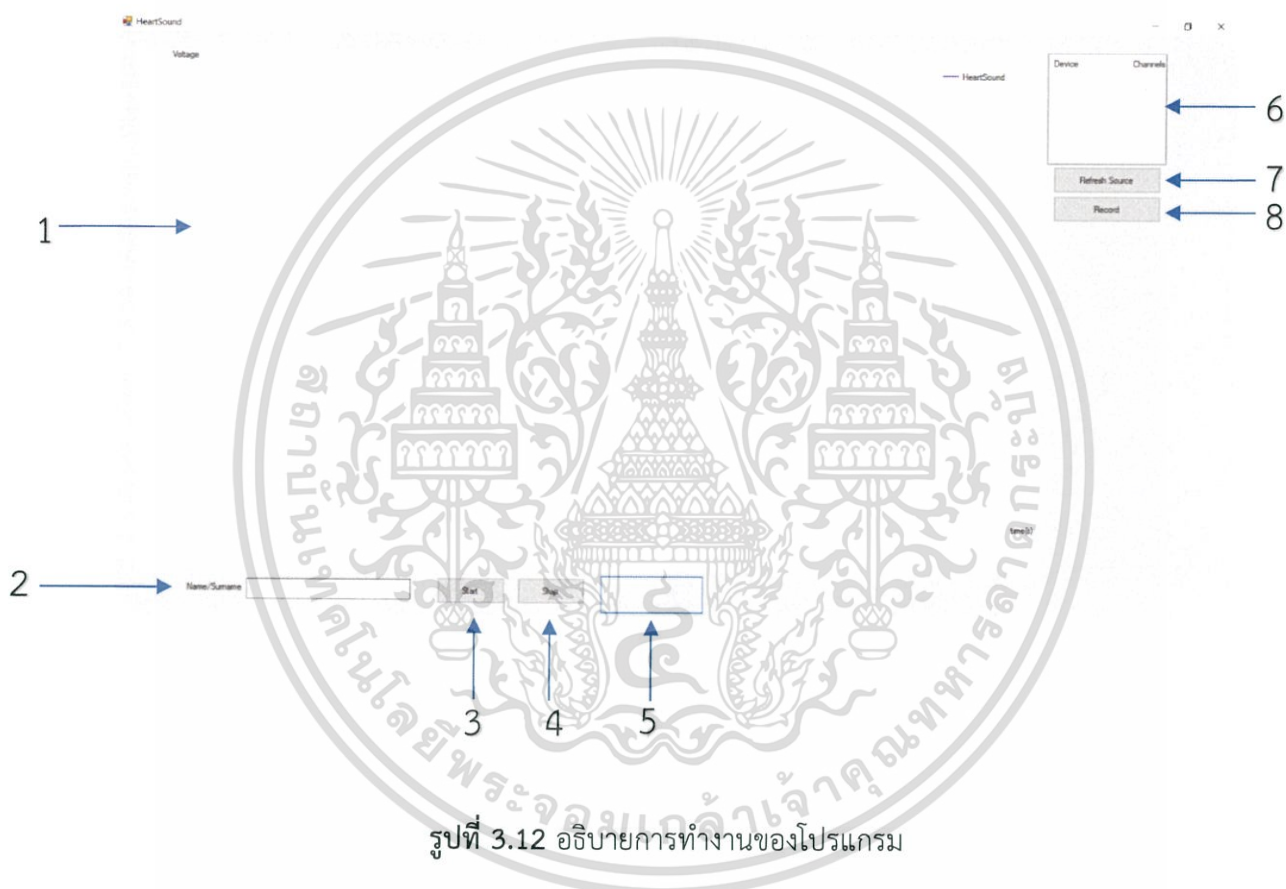
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.4 Visual Studio

Visual Studio (วิซวล-สตูดิโอ) เป็นโปรแกรมหรือเครื่องมือที่ช่วยในการเขียนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ด้วยภาษา C# ซึ่งโปรแกรมนี้ได้พัฒนาขึ้นครั้งแรกโดยบริษัทไมโครซอฟท์ในชื่อของ Visual C# .NET (วิซวล-ซี-ชาร์ป-ดอตเน็ต)

#### 3.4.1 กราฟฟิคยูเซอร์อินเตอร์เฟซของโปรแกรม (GUI)

เนื่องจากเราต้องการเขียนให้ผู้ใช้ ใช้งานง่ายไม่ยุ่งยากจึงออกแบบปุ่มต่างๆ ให้มีลักษณะใหญ่ เพื่อให้ง่ายต่อผู้สูงอายุและจัดให้ดูเรียบง่ายต่อการใช้งาน



รูปที่ 3.12 อธิบายการทำงานของโปรแกรม

ตารางที่ 3.1 แสดงการอธิบายการทำงานของโปรแกรม

1.	กราฟ	5.	แสดงผลค่าความต่างศักย์
2.	ใส่ชื่อและนามสกุล	6.	รายการอุปกรณ์บันทึกเสียง
3.	ปุ่มให้เริ่มการทำงาน	7.	ค้นหาอุปกรณ์บันทึกเสียง
4.	ปุ่มให้หยุดการทำงาน	8.	บันทึกเสียง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 4

### การทดลองและผลการทดลอง

#### วิธีการทดลอง

1. ทดลอง Filter ทั้ง High pass filter และ Low pass filter โดยต้องการช่วงการทำงานอยู่ในช่วง 20 Hz – 660 Hz สำหรับเครื่องฟังเสียงหัวใจ และช่วง 20 Hz – 20 kHz สำหรับเครื่องฟังเสียงปอด ซึ่งมี Amplitude ประมาณ 100 mV
2. พล็อตกราฟ Frequency Response โดยใช้ PSpice
3. ทำการกัตลายวงจรและลงอุปกรณ์ แล้ววัดแรงดันที่ตกคร่อมแต่ละจุด
4. พล็อตกราฟ Frequency Response จากการวัดค่าด้วย Oscilloscope
5. ฟังเสียงความดังเบา ความชัดเจนของสัญญาณทางออกที่ได้

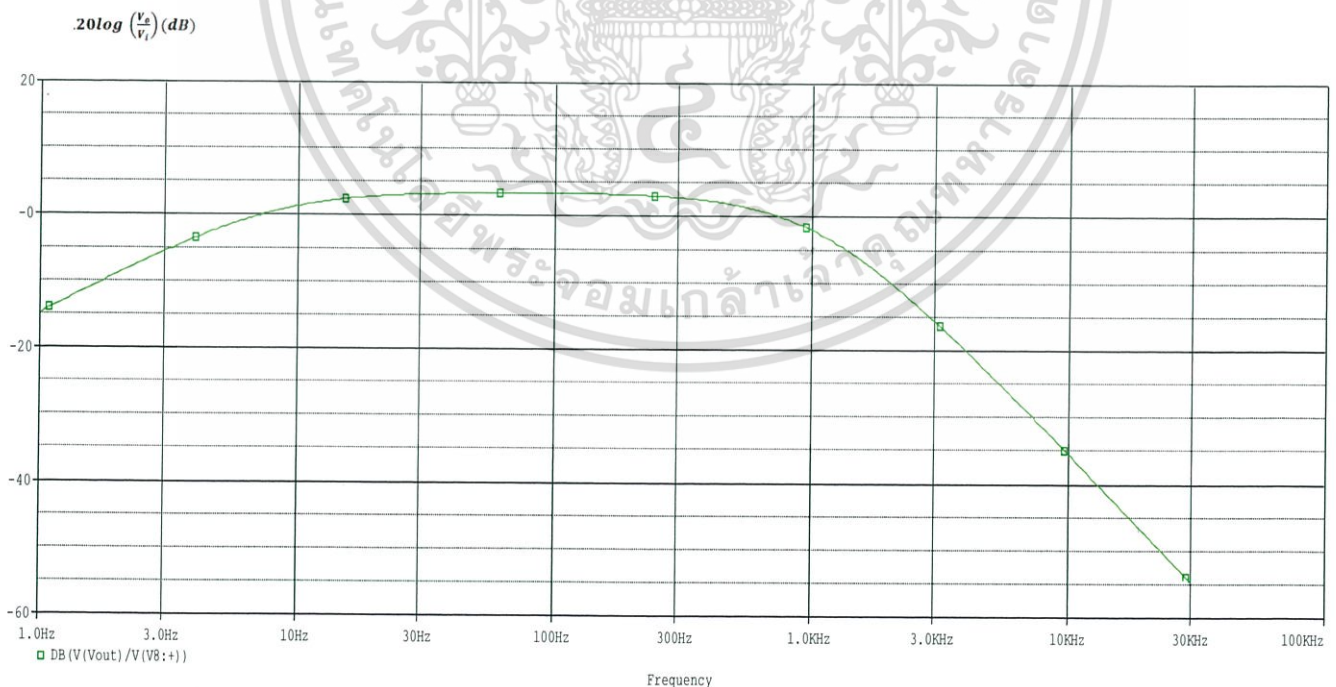
#### ผลการทดลอง

##### 4.1 ผลการทดลองส่วนทฤษฎี

###### 4.1.1 การตอบสนองทางความถี่ของวงจรทั้งหมด

###### 4.1.1.1 ทดลองวงจร Filter ของวงจรเครื่องวัดเสียงหัวใจ

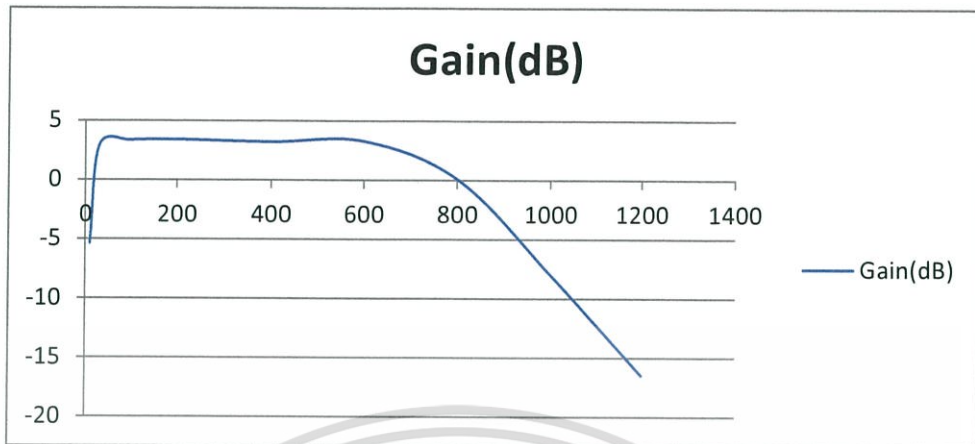
พล็อตกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง แอมพลิจูด (dB) กับความถี่ (Hz) ด้วย PSpice



รูปที่ 4.1 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแอมพลิจูด (dB) กับความถี่ (Hz) ของวงจรฟังเสียงหัวใจ ด้วย PSpice

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พล็อตกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง แอมพลิจูด (dB) กับความถี่ (Hz) จากการวัดสัญญาณ Output ของวงจร

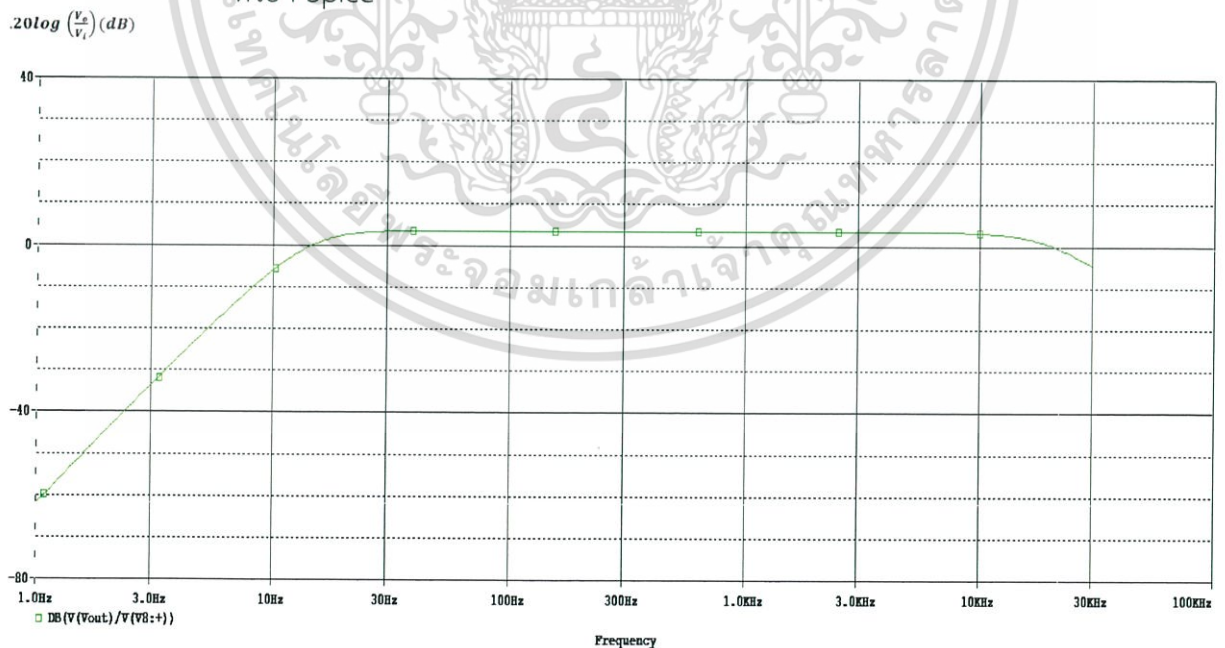


รูปที่ 4.2 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแอมพลิจูด (dB) กับความถี่ (Hz) ของวงจรฟังเสียงหัวใจ ด้วยการวัด

ค่าที่ได้มีอัตราขยาย 1.5 เท่า เมื่อผ่านวงจร preamplifier และ filter มีค่าแอมพลิจูด 3.5 dB แบนด์วิดท์อยู่ในช่วงความถี่ 20 – 660 Hz

#### 4.1.1.2 ทดลองวงจร Filter ของวงจรเครื่องวัดเสียงปอด

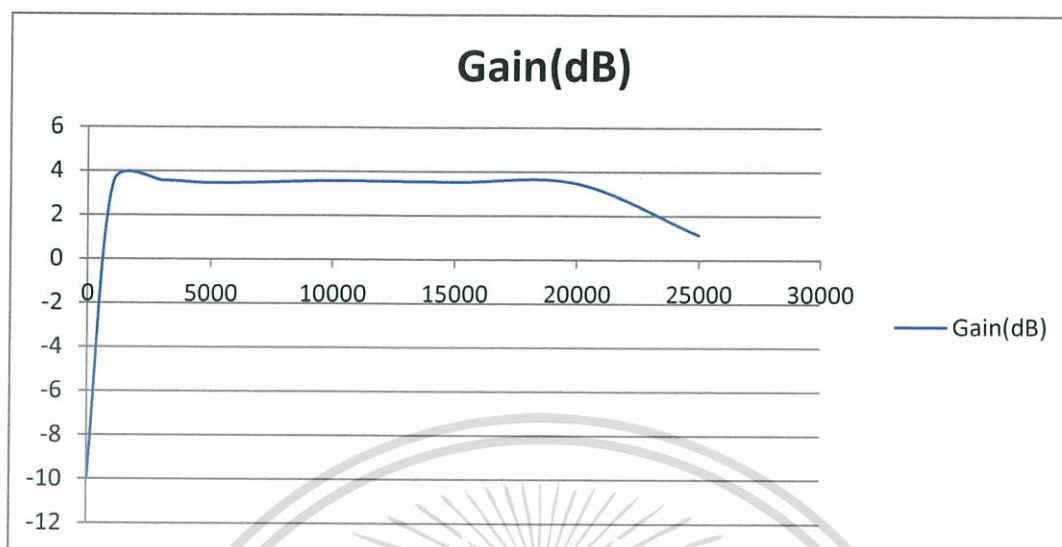
พล็อตกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง แอมพลิจูด (dB) กับความถี่ (Hz) ด้วย PSpice



รูปที่ 4.3 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแอมพลิจูด (dB) กับความถี่ (Hz) ของวงจรฟังเสียงปอด ด้วย PSpice

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พล็อตกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง แอมพลิจูด (dB) กับความถี่ (Hz) จากการวัดสัญญาณ Output ของวงจร



รูปที่ 4.4 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแอมพลิจูด (dB) กับความถี่ (Hz) ของวงจรฟังเสียงปอด ด้วยการวัด

ค่าที่ได้มีอัตราขยาย 1.5 เท่า เมื่อผ่านวงจร preamplifier และ filter มีค่าแอมพลิจูด 3.5 dB แบนด์วิดท์อยู่ในช่วงความถี่ 20 – 20,000 Hz

## 4.2 การทดสอบใช้งานจริง

### 4.2.1 ทดลองเครื่องวัดเสียงหัวใจ

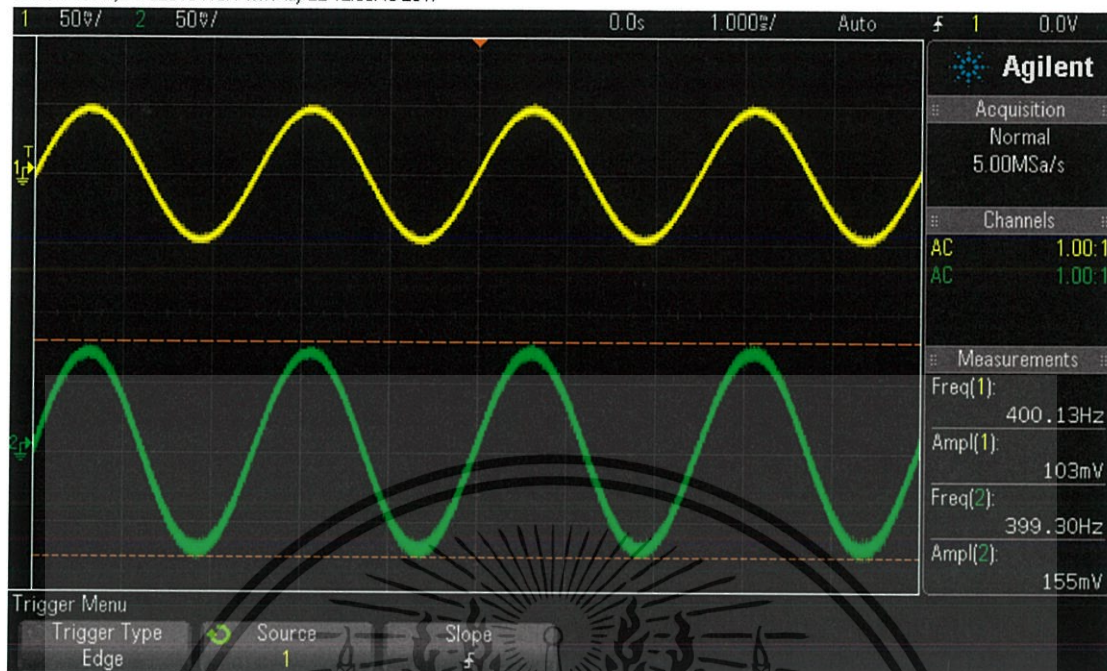
#### 4.2.1.1 รับ Input จากฟังก์ชันเจน

ป้อน Input จากฟังก์ชันเจนซึ่งมี Amplitude ประมาณ 100 mV<sub>p-p</sub> ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกับระดับสัญญาณเสียงหัวใจ แล้ววัดค่า Output จาก Pre-amplifier, High pass filter, Low pass filter และ Power amplifier ตามลำดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 1). ทดลอง Pre-amplifier (Channel 1: Input, Channel 2: Output)

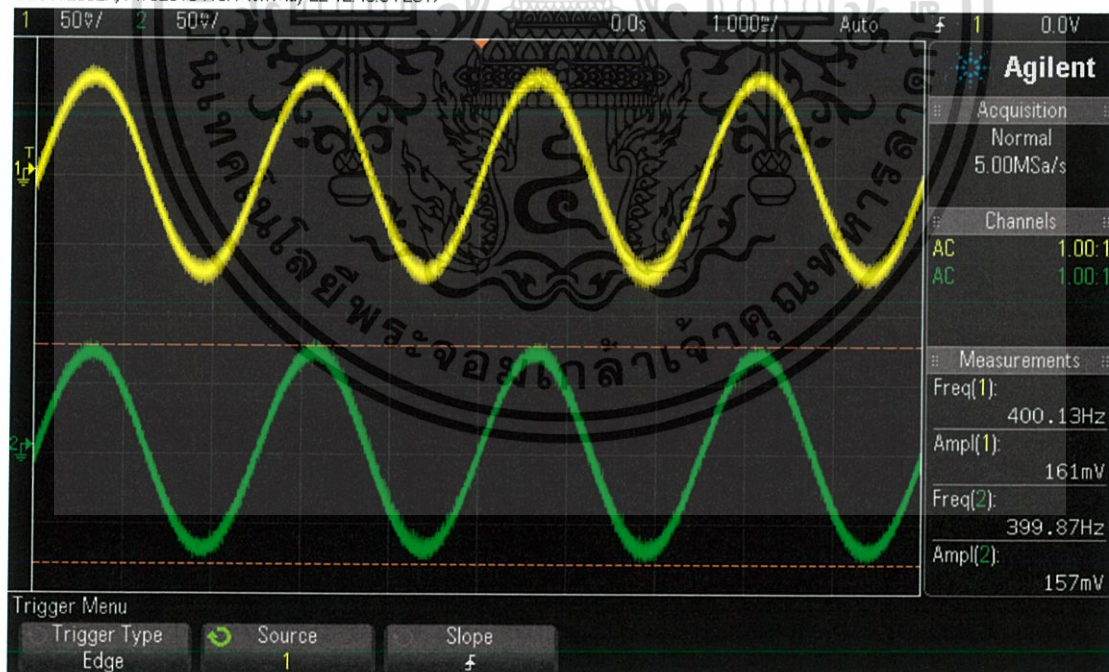
DSO-X 2002A, MY52013419, Mon May 22 12:39:43 2017



รูปที่ 4.5: กราฟแสดง Pre-amplifier ของวงจรฟังเสียงหัวใจ

## 2). ทดลอง High pass filter (Channel 1: Input, Channel 2: Output)

DSO-X 2002A, MY52013419, Mon May 22 12:43:34 2017



รูปที่ 4.6: กราฟแสดง High pass filter ของวงจรฟังเสียงหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 3). ทดลอง Low pass filter (Channel 1: Input, Channel 2: Output)

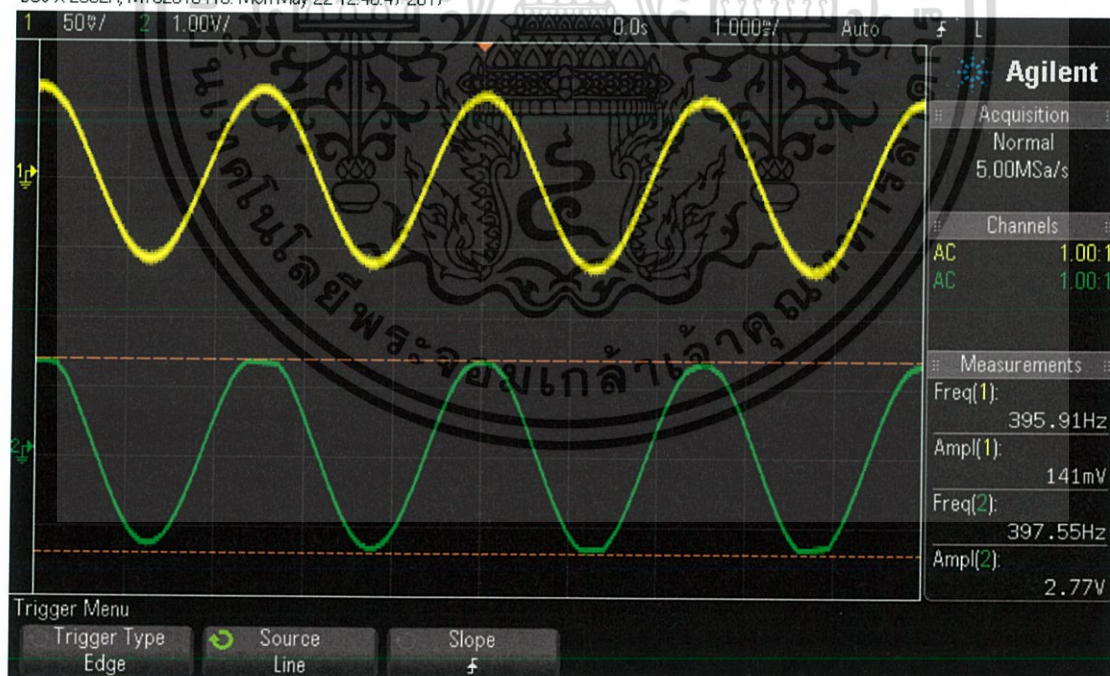
DSO-X 2002A, MY52013419: Mon May 22 12:43:55 2017



รูปที่ 4.7: กราฟแสดง Low pass filter ของวงจรฟังเสียงหัวใจ

## 4). ทดลอง Power amplifier (Channel 1: Input, Channel 2: Output)

DSO-X 2002A, MY52013419: Mon May 22 12:45:47 2017



รูปที่ 4.8: กราฟแสดง Power amplifier ของวงจรฟังเสียงหัวใจ

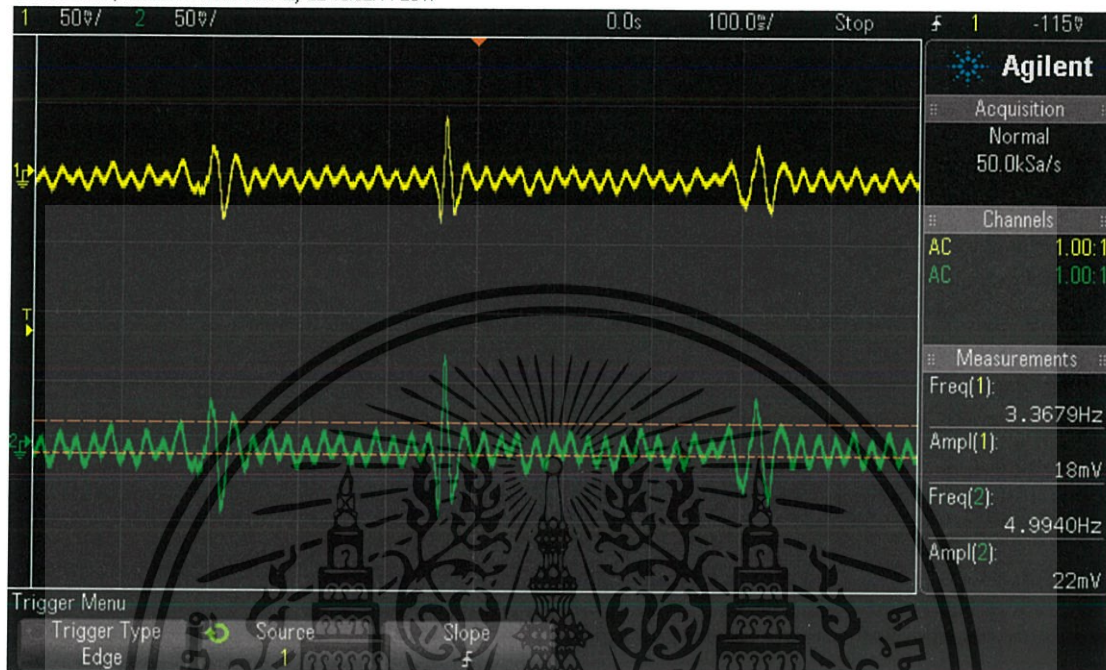
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.2.1.2 Input จากสเตทโทสโคป (Stethoscope)

ป้อน Input จากสเตทโทสโคปซึ่งวัดสัญญาณเสียงหัวใจจริง แล้ววัดค่า Output จาก Pre-amplifier, High pass filter, Low pass filter และ Power amplifier ตามลำดับ

1). ทดลอง Pre-amplifier (Channel 1: Input, Channel 2: Output)

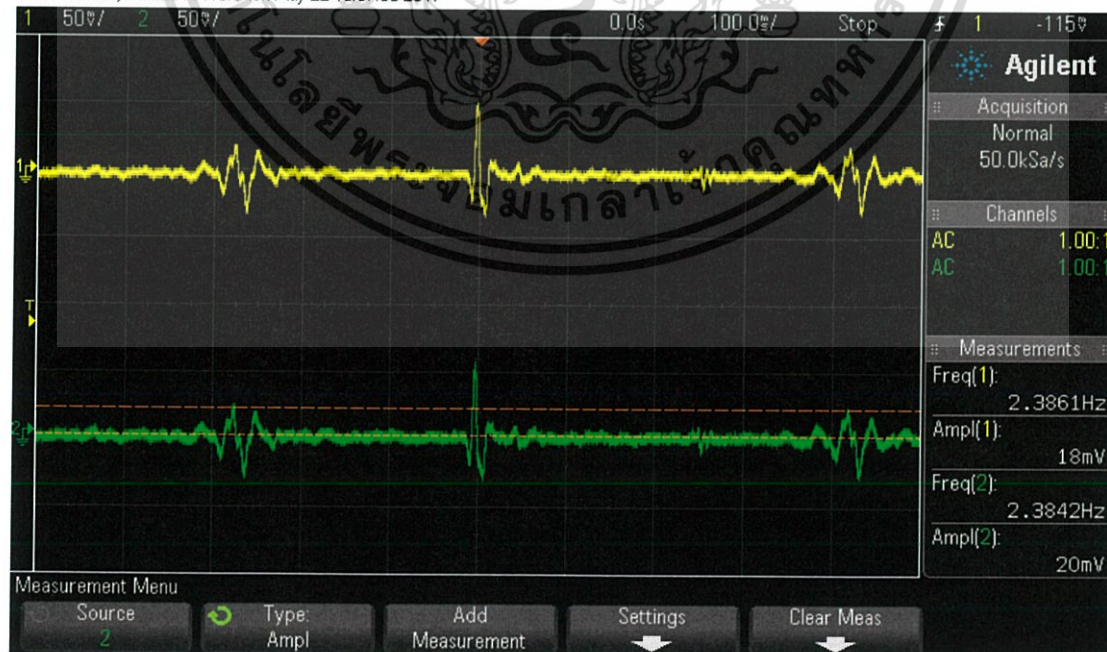
DSO-X 2002A, MY52013419: Mon May 22 13:02:11 2017



รูปที่ 4.9 สัญญาณเสียงหัวใจ Pre-amplifier

2). ทดลอง High pass filter (Channel 1: Input, Channel 2: Output)

DSO-X 2002A, MY52013419: Mon May 22 13:07:53 2017



รูปที่ 4.10 สัญญาณเสียงหัวใจ High pass filter

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 3). ทดลอง Low pass filter (Channel 1: Input, Channel 2: Output)

DSO-X 2002A, MY52013419: Mon May 22 13:09:25 2017



รูปที่ 4.11 สัญญาณเสียงหัวใจ Low pass filter

## 4). ทดลอง Power amplifier (Channel 1: Input, Channel 2: Output)

DSO-X 2002A, MY52013419: Mon May 22 13:11:56 2017



รูปที่ 4.12 สัญญาณเสียงหัวใจ Power amplifier

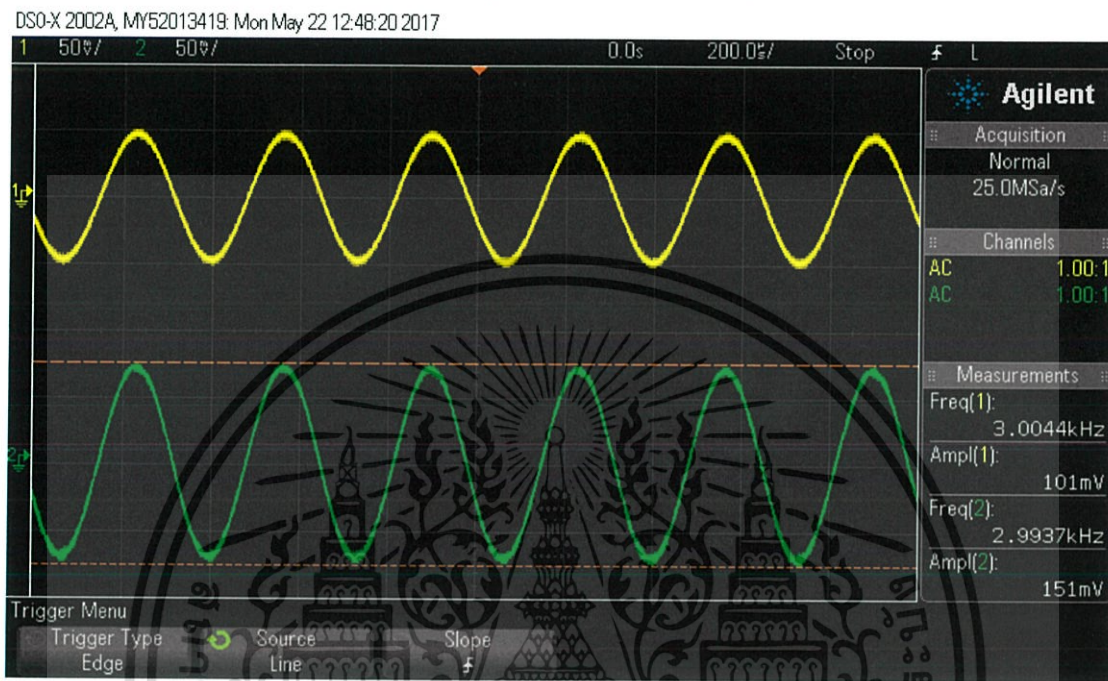
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 4.2.2 ทดลองเครื่องวัดเสียงปอด

### 4.2.2.1 Input จากฟังก์ชันเจน

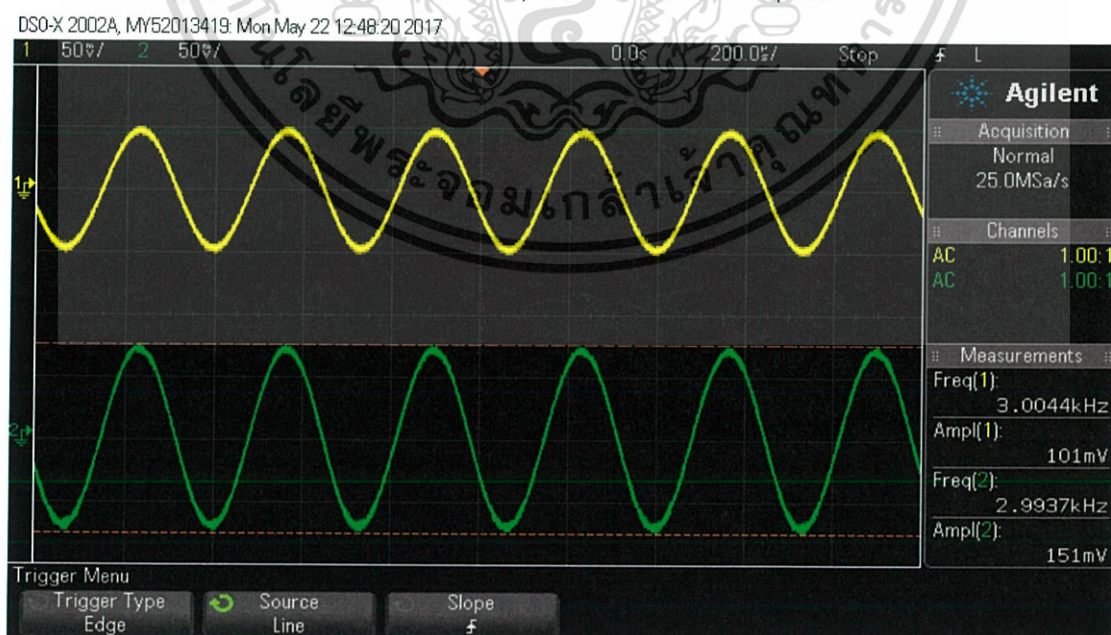
ป้อน Input จากฟังก์ชันเจนซึ่งมี Amplitude ประมาณ  $100 \text{ mV}_p$  แล้ววัดค่า Output จาก Pre-amplifier, High pass filter, Low pass filter และ Power amplifier ตามลำดับ

1). ทดลอง Pre-amplifier (Channel 1: Input, Channel 2: Output)



รูปที่ 4.13 กราฟแสดง Pre-amplifier ของวงจรฟังเสียงปอด

2). ทดลอง High pass filter (Channel 1: Input, Channel 2: Output)



รูปที่ 4.14 กราฟแสดง High pass filter ของวงจรฟังเสียงปอด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 3). ทดลอง Low pass filter (Channel 1: Input, Channel 2: Output)

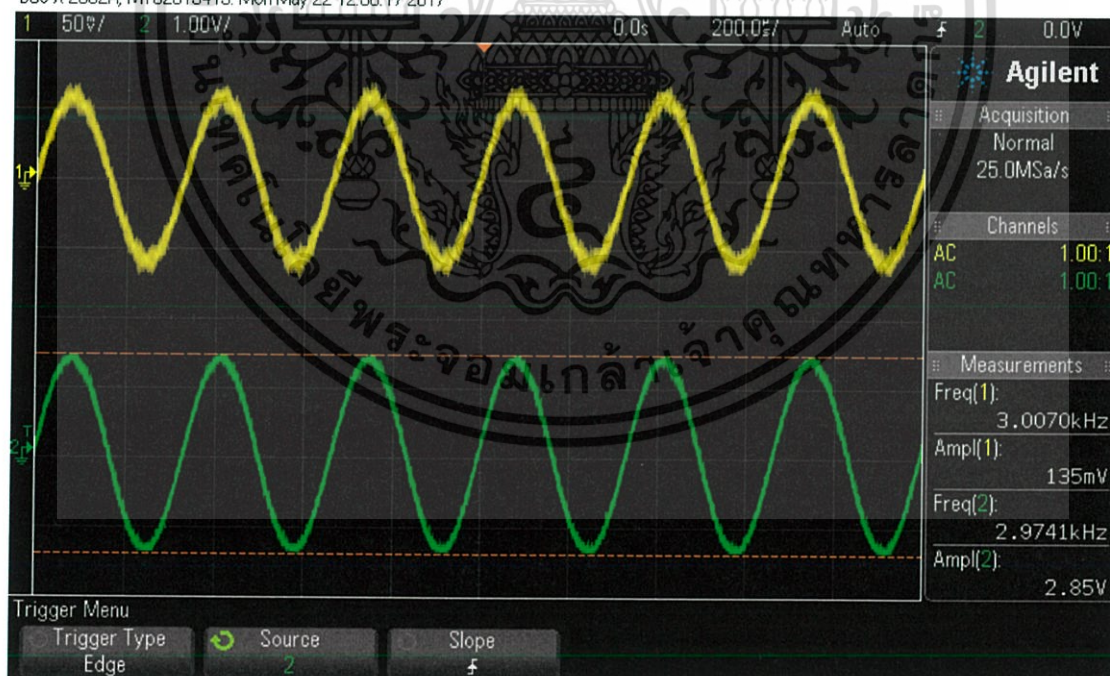
DSO-X 2002A, MY52013419, Mon May 22 12:49:33 2017



รูปที่ 4.15 กราฟแสดง Low pass filter ของวงจรฟังเสียงปอด

## 4). ทดลอง Power amplifier (Channel 1: Input, Channel 2: Output)

DSO-X 2002A, MY52013419, Mon May 22 12:50:17 2017



รูปที่ 4.16 กราฟแสดง Power amplifier ของวงจรฟังเสียงปอด

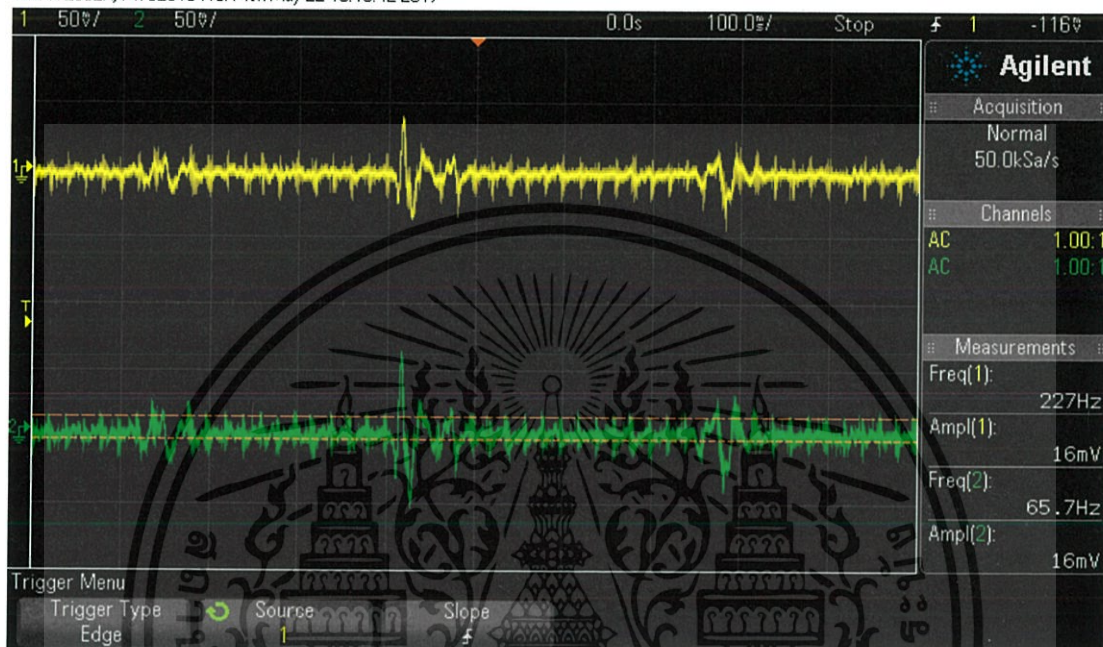
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.2.2.2 Input จากสเตทโทสโคป (Stethoscope)

ป้อน Input จากสเตทโทสโคปซึ่งวัดสัญญาณเสียงปอดจริงเมื่อหายใจเข้าและออก แล้ววัดค่า Output จาก Pre-amplifier, High pass filter, Low pass filter และ Power amplifier ตามลำดับ

##### 1). ทดลอง Pre-amplifier (Channel 1: Input, Channel 2: Output)

DSO-X 2002A, MY52013419, Mon May 22 13:19:42 2017



รูปที่ 4.17 สัญญาณเสียงปอด Pre-amplifier

##### 2). ทดลอง High pass filter (Channel 1: Input, Channel 2: Output)

DSO-X 2002A, MY52013419, Mon May 22 13:20:26 2017



รูปที่ 4.18 สัญญาณเสียงปอด High pass filter

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 3). ทดลอง Low pass filter (Channel 1: Input, Channel 2: Output)

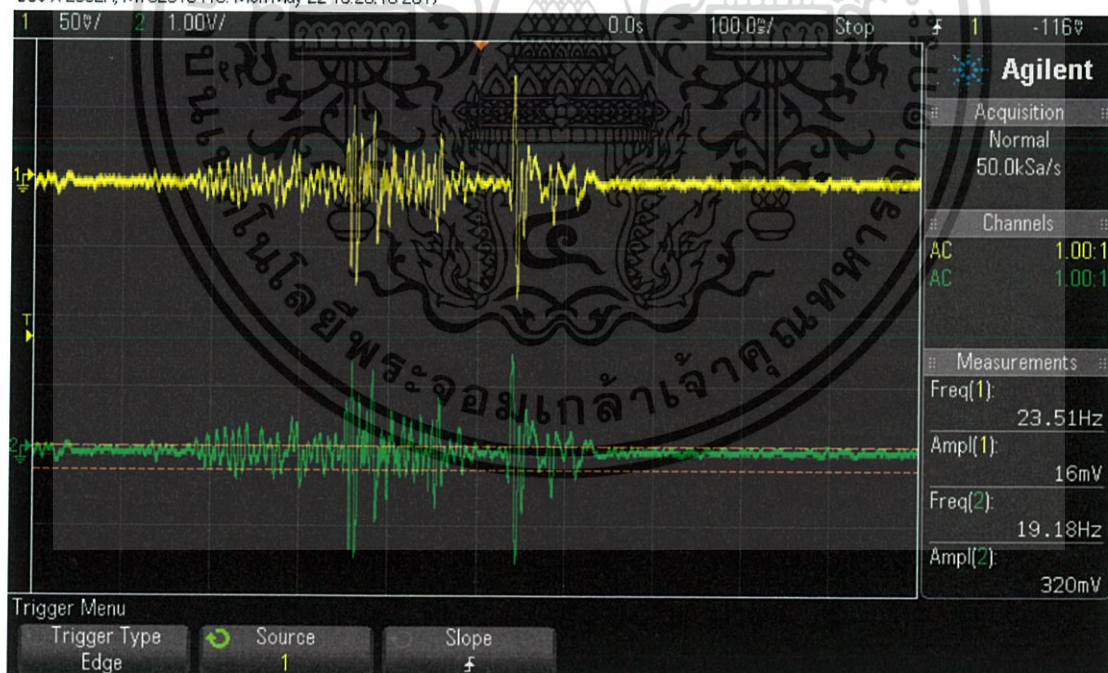
DSO-X 2002A, MY52013419: Mon May 22 13:21:53 2017



รูปที่ 4.19 สัญญาณเสียงปอด Low pass filter

## 4). ทดลอง Power amplifier (Channel 1: Input, Channel 2: Output)

DSO-X 2002A, MY52013419: Mon May 22 13:23:10 2017



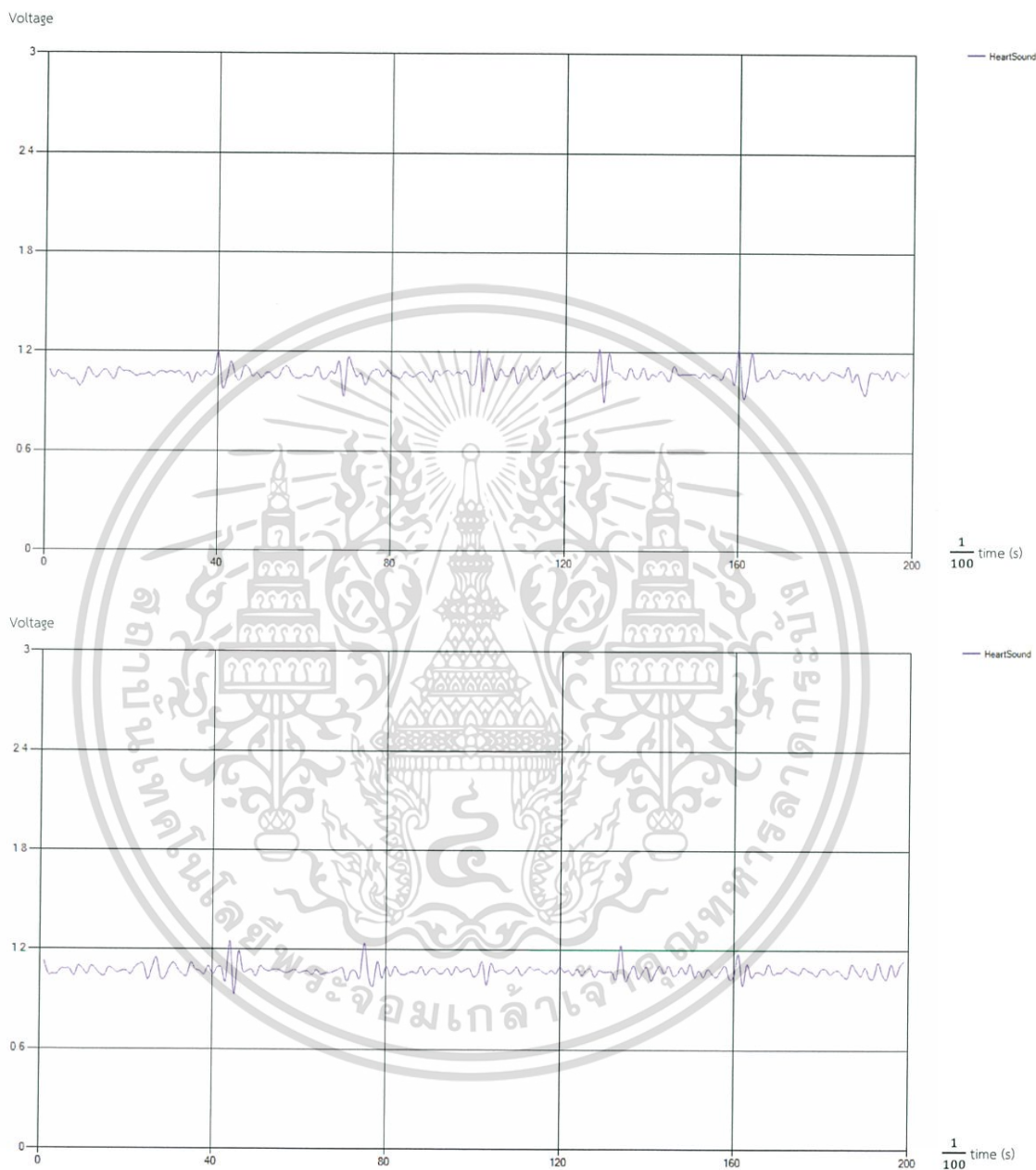
รูปที่ 4.20 สัญญาณเสียงปอด Power amplifier

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 4.3 ผลการทดสอบใช้โปรแกรม Visual Studio

### 4.3.1 วัดเสียงสัญญาณหัวใจ

วัดสัญญาณเสียงหัวใจของคนที่ 1



รูปที่ 4.21 สัญญาณเสียงหัวใจคนที่ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

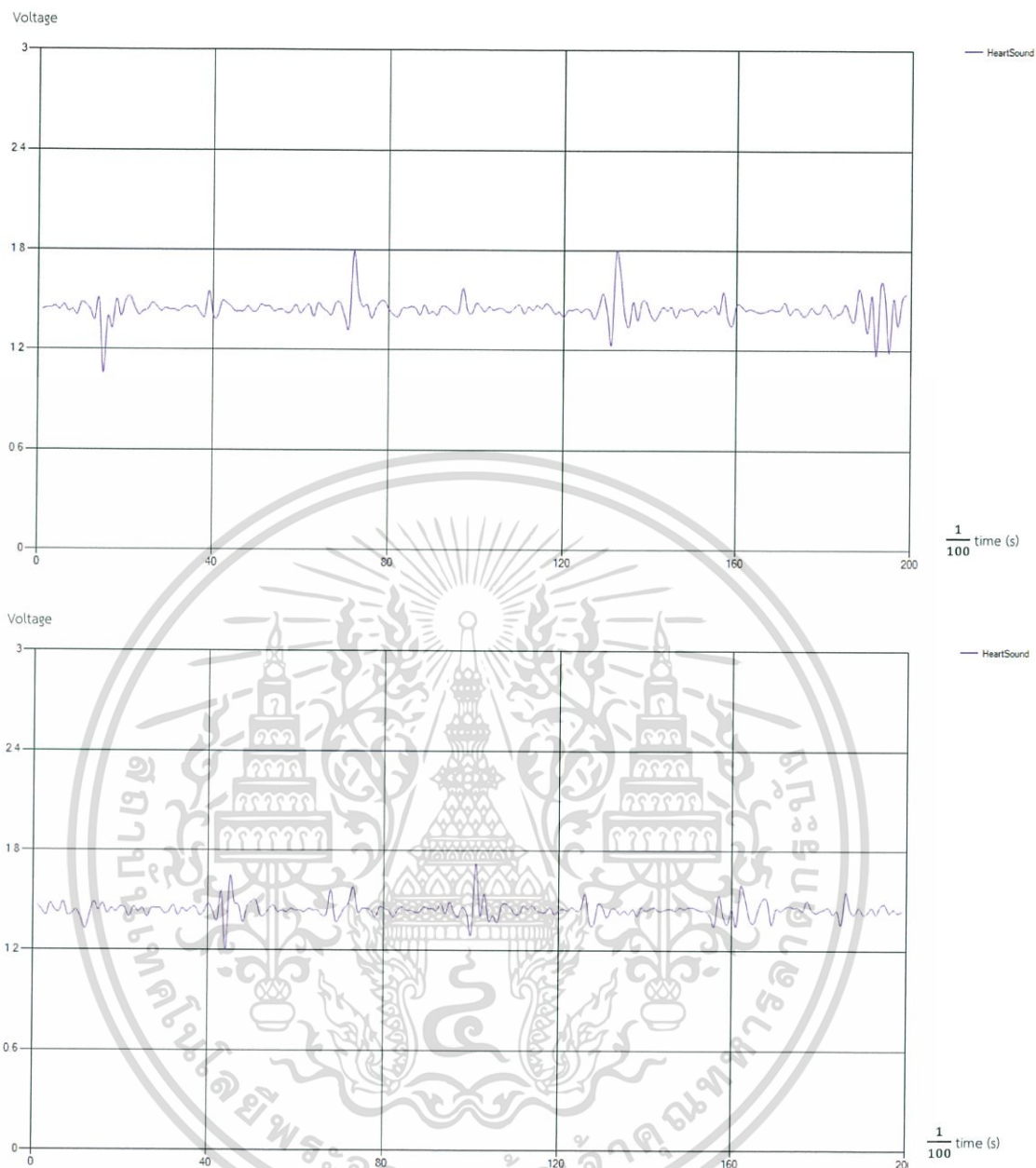
## วัดสัญญาณเสียงหัวใจของคนที่ 2



รูปที่ 4.22 สัญญาณเสียงหัวใจคนที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

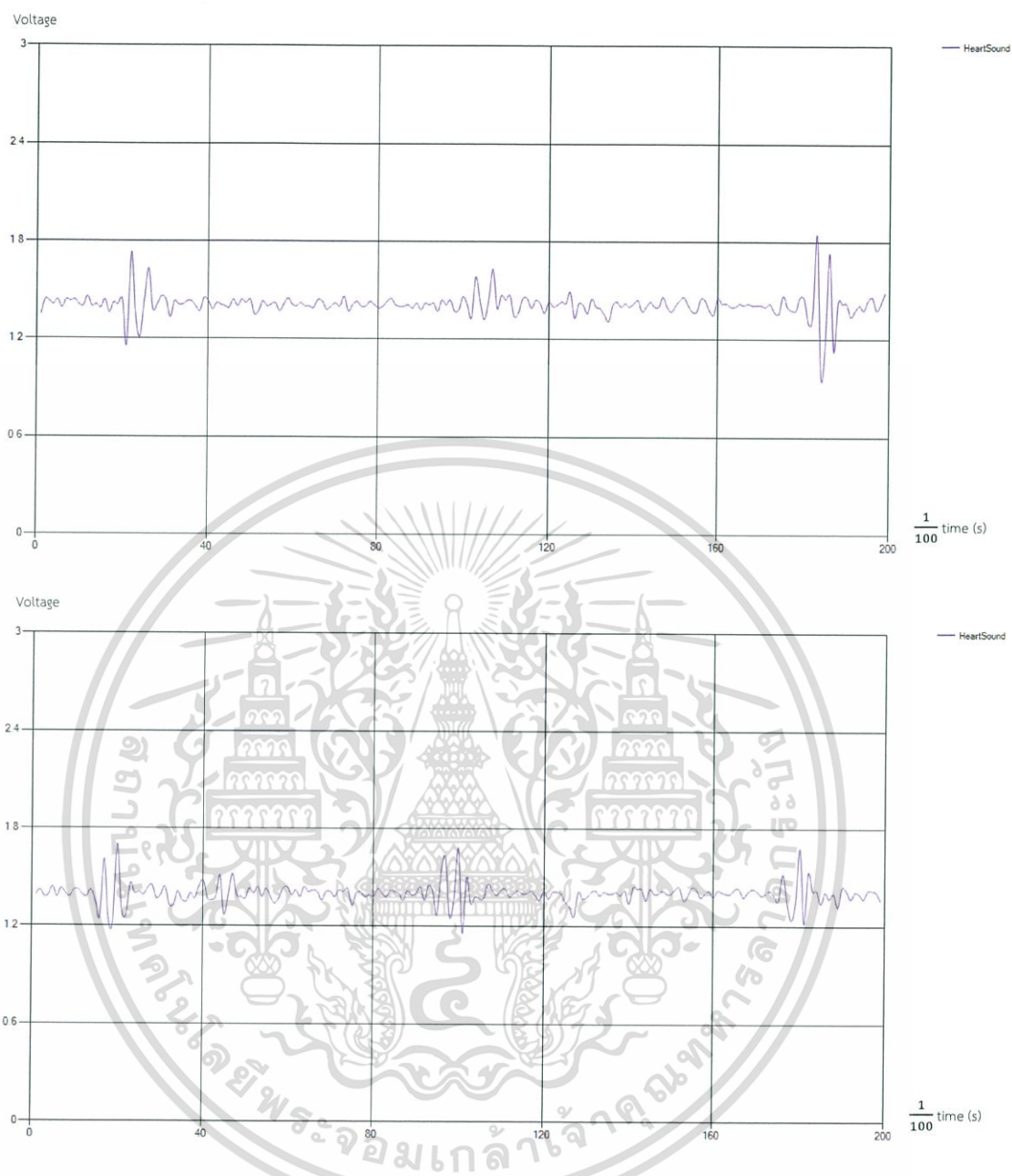
### วัดสัญญาณเสียงหัวใจของคนที่ 3



รูปที่ 4.23 สัญญาณเสียงหัวใจคนที่ 3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### วัดสัญญาณเสียงหัวใจของคนที่ 4 (โรคความดัน)

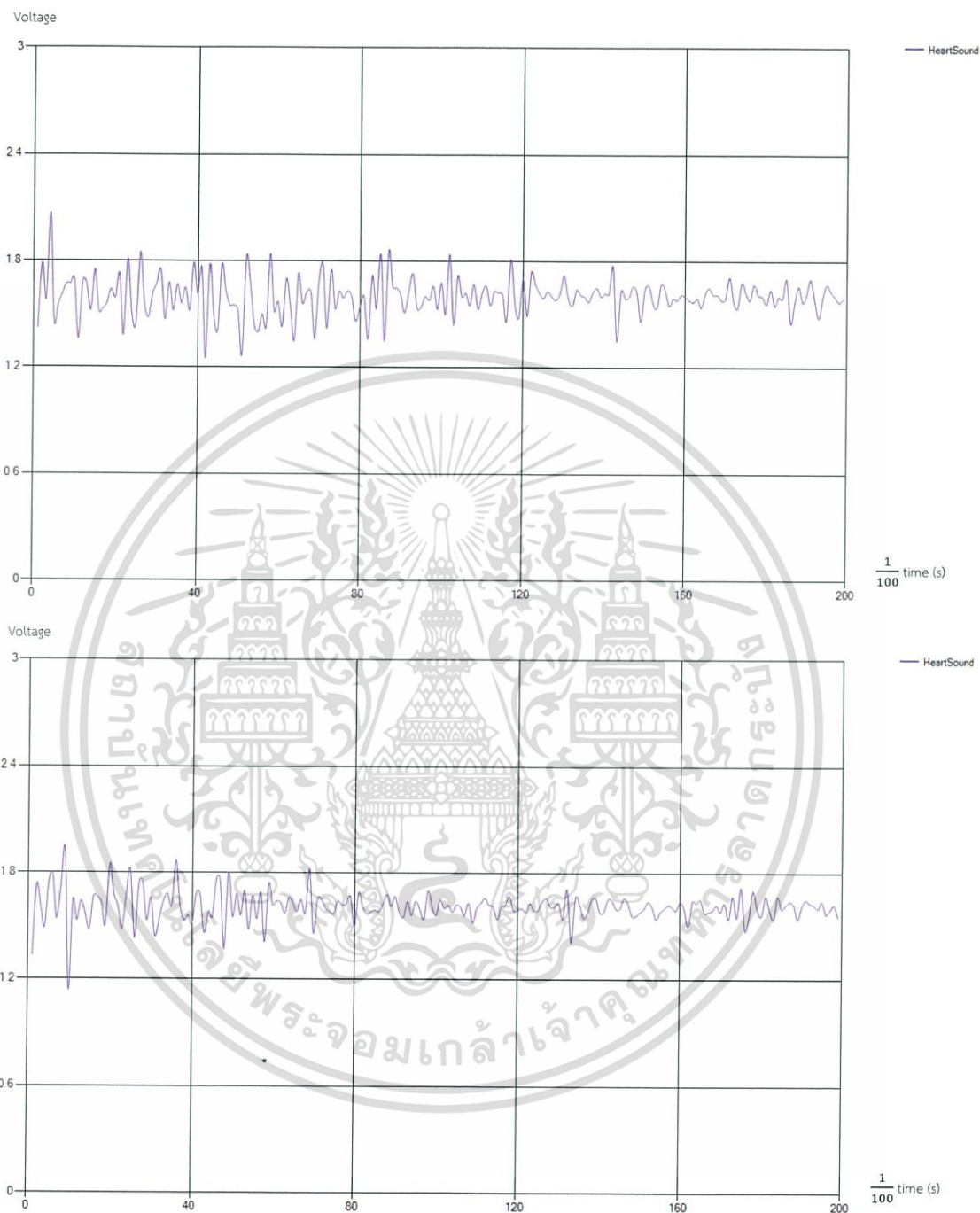


รูปที่ 4.24 สัญญาณเสียงหัวใจคนที่ 4 (โรคความดัน)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 4.3.2 วัดเสียงปอด

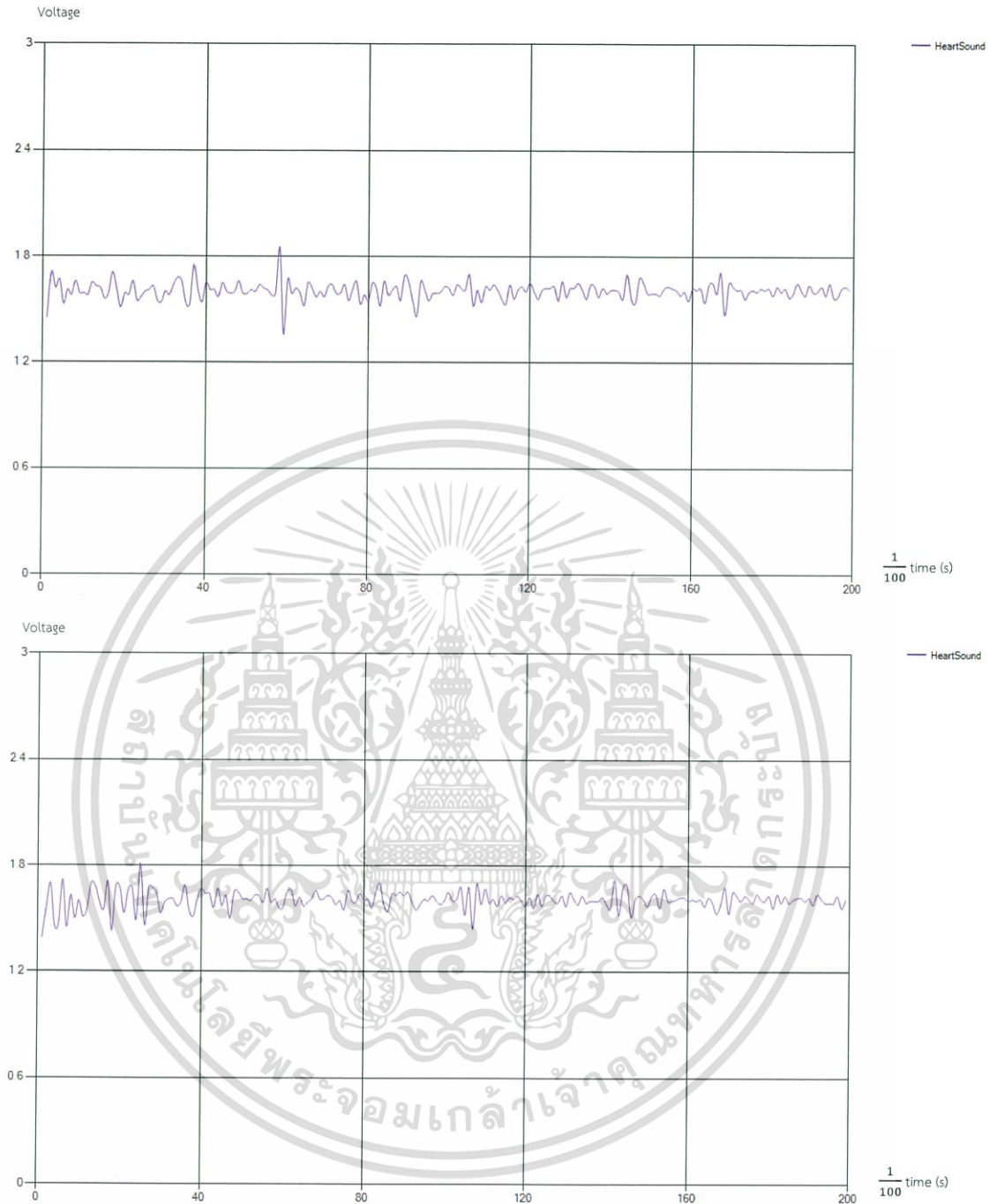
#### วัดสัญญาณเสียงปอดของคนที่ 1



รูปที่ 4.25 สัญญาณเสียงปอดคนที่ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

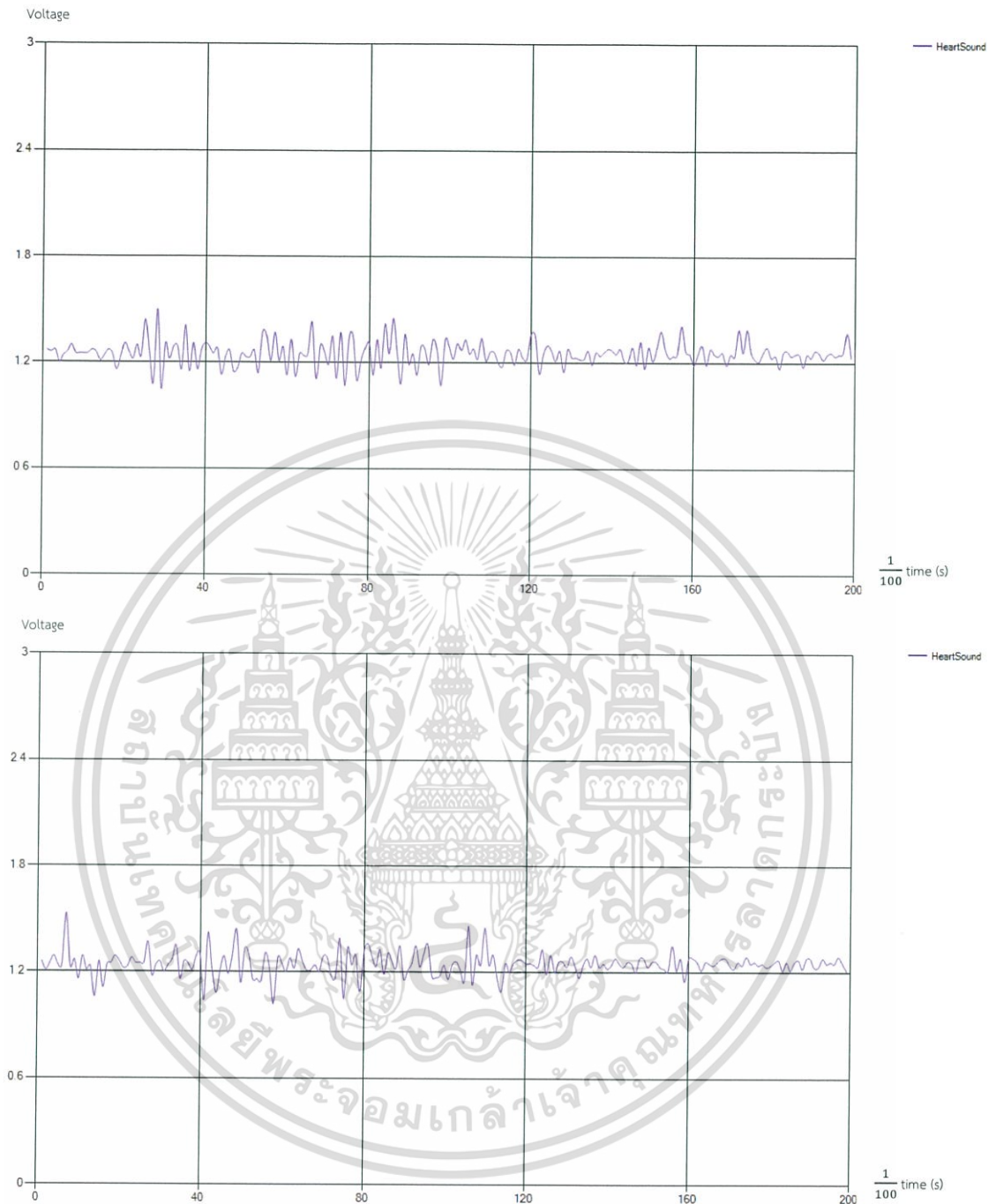
## วัดสัญญาณเสียงปอดของคนที่ 2



รูปที่ 4.26 สัญญาณเสียงปอดคนที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

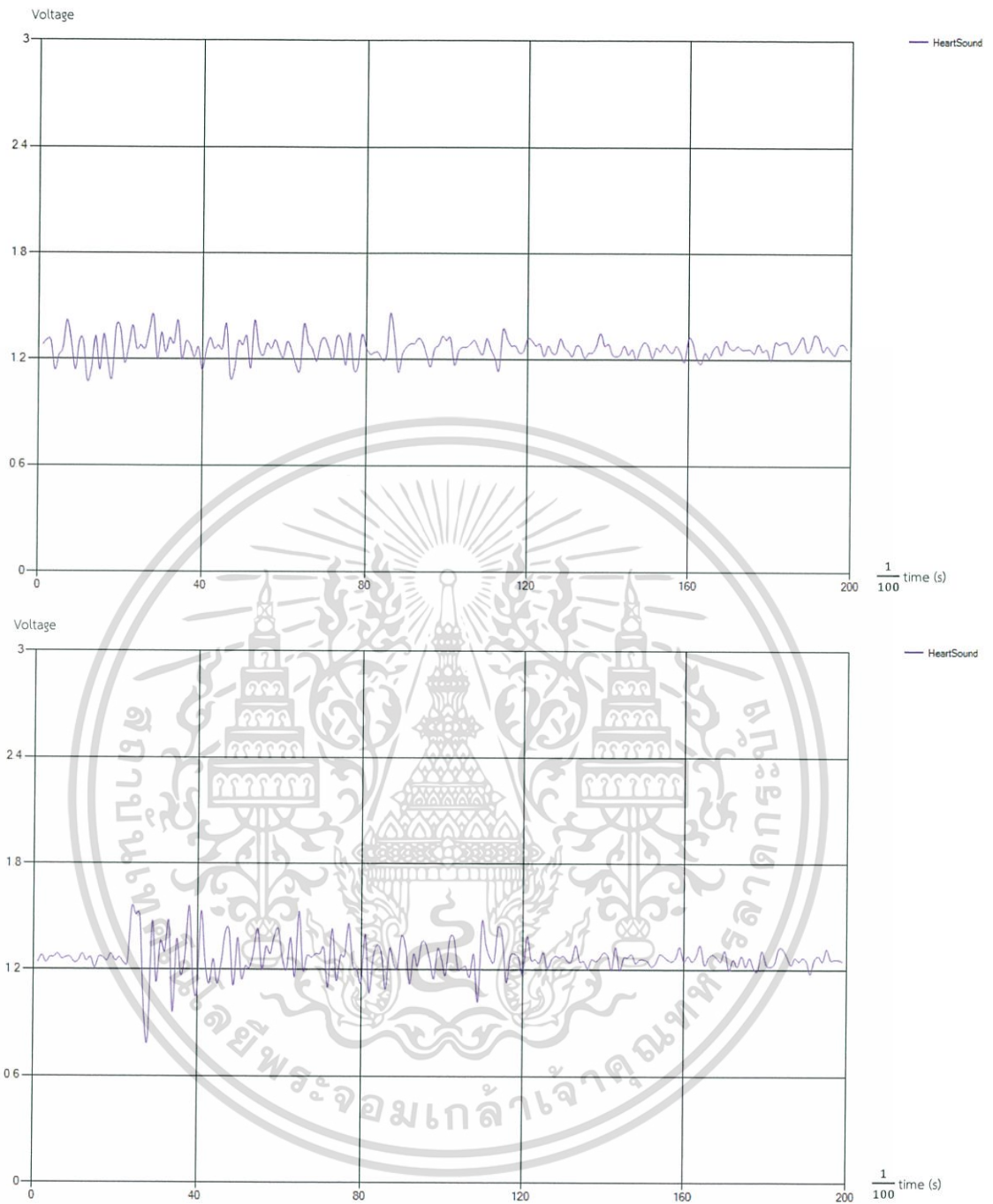
### วัดสัญญาณเสียงปอดของคนที่ 3



รูปที่ 4.27 สัญญาณเสียงปอดคนที่ 3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## วัดสัญญาณเสียงปอดของคนที่ 4



รูปที่ 4.28 สัญญาณเสียงปอดคนที่ 4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 5

### สรุปผลการทดลอง

#### 5.1 บทสรุป

จากการสร้างและออกแบบเครื่องวัดเสียงหัวใจและเสียงของปอดแล้ว ได้ผลการทดลองที่ตรงตามทฤษฎีโดยวงจรสามารถกรองสัญญาณในช่วงความถี่ที่ไม่ต้องการได้ ซึ่งสัญญาณเสียงหัวใจจะอยู่ในช่วง 20 Hz ถึง 400 Hz และ เสียงของปอดจะอยู่ในช่วง 20 Hz ถึง 20 kHz เมื่อต่อ Stethoscope เข้ากับวงจรแล้ว ทำให้ได้สัญญาณเสียงหัวใจที่เรียบยิ่งขึ้นและได้ยินเสียงของปอดเมื่อหายใจเข้าออกได้ชัดเจน หรือกล่าวได้ว่าวงจรกรองสัญญาณได้กรองเฉพาะสัญญาณที่ต้องการตามทฤษฎี แต่สำหรับเสียงของหัวใจได้กรองความถี่ได้ตามที่ต้องการคือ 20 Hz ถึง 660 Hz เพื่อต้องการฟังเสียงหัวใจของคนผิดปกติของหัวใจด้วย หลังจากนั้นได้นำสัญญาณเข้าส่วนขยายของเราคือวงจร Amplifier เพื่อขยายสัญญาณให้ได้ตามต้องการ หลังจากนั้น output ที่ได้ มาต่อเข้ากับ วงจร Power Amplifier ต่อ load หูฟัง ทำให้สามารถได้ยินเสียงหัวใจได้อย่างชัดเจน คล้ายคลึงกับเสียงที่ฟังจาก Stethoscope โดยตรง และสามารถเก็บสัญญาณที่ได้เป็นกราฟและเป็นไฟล์เสียงที่ได้รับจากเครื่องวัดเสียงหัวใจและเสียงของปอดได้

#### 5.2 ปัญหาที่เกิดขึ้นจากการทดลอง

- 1) เนื่องจากต้องการออกแบบวงจรกรองสัญญาณ เลือกค่าอุปกรณ์ต่างๆเอง เพราะค่าที่ได้จากคำนวณไม่ได้มีขายทุกค่า ต้องเลือกค่าที่ใกล้เคียงที่มีขายทั่วไป ให้สามารถกรองความถี่ใกล้เคียงกับที่ต้องการ
- 2) เนื่องจากสัญญาณเสียงหัวใจนั้นเล็กและเบามาก จึงไม่สามารถได้ยินได้อย่างชัดเจนจึงต้องศึกษา วงจร Power Amplifier เพื่อช่วยให้ได้ยินชัดเจนยิ่งขึ้น
- 3) หาผู้ป่วยที่หัวใจผิดปกติและปอดมาวัดเสียงหัวใจได้ยาก และตอนนี้ยังไม่สามารถขออนุญาตแพทย์เพื่อเข้าไปบันทึกข้อมูลของเสียงหัวใจและเสียงปอดได้ จึงไม่มีข้อมูลเปรียบเทียบผลการทดลองกับความเป็นจริง
- 4) เนื่องจากทดลองฟังกับผู้คนหลายวัยทำให้ทราบว่าเสียงหัวใจที่ฟังได้จากผู้รับการทดลองมีทั้งเสียงดังและเสียงเบา จึงทำให้หาผลการทดลองที่แน่นอนได้ยาก
- 5) เสียงที่ได้ยินยังคงมีสัญญาณรบกวนบ้างเล็กน้อยที่เกิดจากภายนอกและวงจร
- 6) Arduino UNO R3 เมื่อส่งข้อมูลที่มีความเร็วมากกว่า 200Hz โปรแกรมรับข้อมูลได้ไม่ครบถ้วน แล้วเกิดการแสดงผลแบบหน่วง

## เอกสารอ้างอิง

- [1] กิตตินันท์ พลสวัสดิ์. 2554. *คู่มือเรียนและใช้งาน Visual C#*. นนทบุรี: ไอดีซีฯ. 20 มีนาคม 2560.
- [2] มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์. 2559. *ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับหัวใจ*. แหล่งที่มา : [http://kb.psu.ac.th/psukb/bitstream/2553/2488/8/242741\\_ch2.pdf](http://kb.psu.ac.th/psukb/bitstream/2553/2488/8/242741_ch2.pdf). 5 มีนาคม 2559.
- [3] มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์. 2559. *ทฤษฎีเกี่ยวกับเสียงเด่นหัวใจ*. แหล่งที่มา : [http://kb.psu.ac.th/psukb/bitstream/2553/2482/9/273035\\_ch2.pdf](http://kb.psu.ac.th/psukb/bitstream/2553/2482/9/273035_ch2.pdf). 5 มีนาคม 2559.
- [4] รศ.ดร.มนตรี ศิริปรัชญานันท์. 2559. *Active filter design*. แหล่งที่มา : <http://www.te.kmutnb.ac.th/msn/221419filter.pdf>. 5 มีนาคม 2559
- [5] Bannok banmuang. 2559. *Op-Amp*. แหล่งที่มา : <http://bannok-elec.blogspot.com/2013/05/operational-amplifiersop-amp.html>. 5 มีนาคม 2559.
- [6] National Semiconductor Corporation. 2559. *LM386*. แหล่งที่มา : <http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/8887/NSC/LM386.html>. 6 มีนาคม 2559.
- [7] Pediatric clinics of north America, Volume 45. *Number 1*. 5 March 2016.
- [8] STMicroelectronics GROUP OF COMPANIES. 2559. *LM358*. แหล่งที่มา : <http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/22762/STMICROELECTRONICS/LM358.html>. 6 มีนาคม 2559.
- [9] Texas Instruments. 2559. *OPA2335*. แหล่งที่มา : <http://www.ti.com/product/OPA2335/description>. 26 สิงหาคม 2559.
- [10] Microchip Technology. 2559. *MCP1702*. แหล่งที่มา : <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/22008a.pdf>. 26 สิงหาคม 2559.
- [11] Microchip Technology. 2559. *MCP73831*. แหล่งที่มา : <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/20001984g.pdf>. 27 สิงหาคม 2559.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้