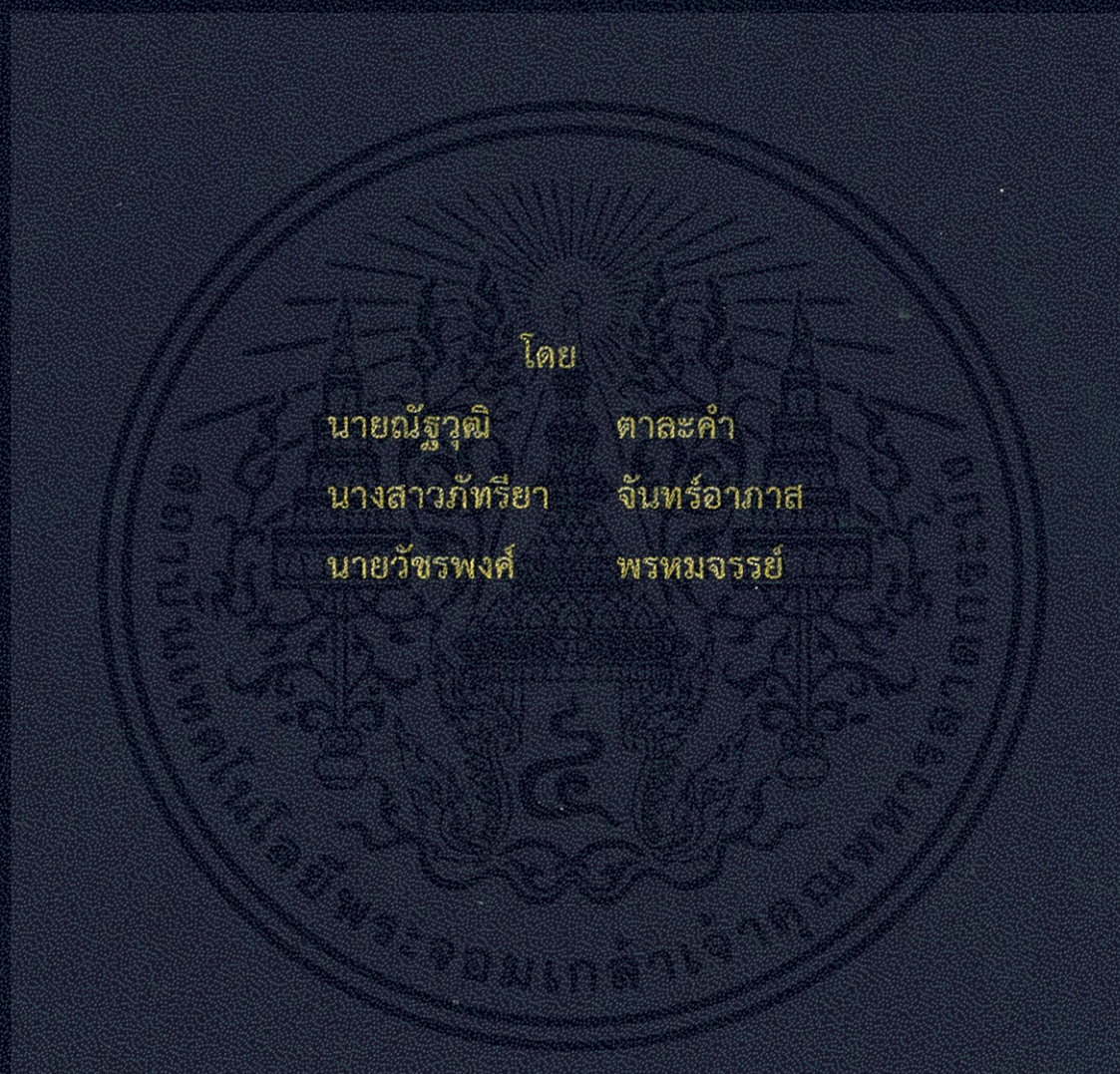


เครื่องวัดเสียงหัวใจผ่านอุปกรณ์เคลื่อนที่แบบแอนดรอยด์
THE HEART SOUND MEASUREMENT VIA AN ANDROID
MOBILE DEVICE



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2555

เครื่องวัดเสียงหัวใจผ่านอุปกรณ์เคลื่อนที่แบบแอนดรอยด์
THE HEART SOUND MEASUREMENT VIA AN ANDROID
MOBILE DEVICE



โดย
นายณัฐวุฒิ ตาละคำ
นางสาวภัทริยา จันท์อากาศ
นายวัชรพงศ์ พรหมจรรย์

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2555

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องวัดเสียงหัวใจผ่านอุปกรณ์เคลื่อนที่แบบแอนดรอยด์
THE HEART SOUND MEASUREMENT VIA AN ANDROID
MOBILE DEVICE

โดย

นายณัฐวุฒิ	ตาละคำ	52010365
นางสาวภัทรียา	จันทร์อากาศ	52010901
นายวัชรพงศ์	พรหมจรรย์	52011083

อาจารย์ที่ปรึกษา
ดร.สมปอง วิเศษพานิชกิจ

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2555



ปริญญาานิพนธ์ปีการศึกษา 2555

สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

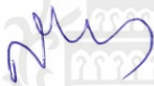
คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง เครื่องวัดเสียงหัวใจผ่านอุปกรณ์เคลื่อนที่แบบแอนดรอยด์

THE HEART SOUND MEASUREMENT VIA AN ANDROID MOBILE DEVICE

ผู้จัดทำ

- | | | |
|------------------|-------------|----------|
| 1. นายณัฐวุฒิ | ตาละคำ | 52010365 |
| 2. นางสาวภัทริยา | จันทร์อากาศ | 52010901 |
| 3. นายวัชรพงศ์ | พรหมจรรย์ | 52011083 |



อาจารย์ที่ปรึกษา

(ดร.สมปอง วิเศษพานิชกิจ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จได้ด้วยดีด้วยคำแนะนำและคำปรึกษาจาก ดร. สมปอง วิเศษพานิชกิจ ผศ.ดร.นภัทร สระเอี่ยม ผศ.ดร.ธเนศ พัฒนธาดาพงษ์ และ ผศ. ดร.อริญญา วลัยรัชต์ ที่ให้คำปรึกษาและเป็นผู้ช่วยเหลือแนะนำทั้งแนวทางทางด้านการศึกษา งานวิจัย ที่ตีมาตลอดทั้งยังแนะนำกระบวนการคิดและหลักการทำงานวิจัย ให้แก่ข้าพเจ้าเสมอมา ขอกราบขอบพระคุณท่านอาจารย์ทุกท่านเป็นอย่างสูงไว้ ณ โอกาสนี้

สุดท้ายนี้ปริญญานิพนธ์จะสำเร็จไม่ได้ถ้าไม่มีกำลังใจที่อบอุ่นของครอบครัว ที่คอยให้ความรัก ให้ความรัก ให้ความห่วงใยและให้การสนับสนุนในทุกเรื่องราวมาตลอดชีวิต คุณค่าและประโยชน์ใด ๆ อันพึงมีจากปริญญานิพนธ์นี้ขอมอบแต่บิดามารดา คณาจารย์และผู้มีพระคุณทุกท่าน

นายณัฐวุฒิ ตาละคำ
นางสาวภัทริยา จันทรอภาส
นายวัชรพงศ์ พรหมจรรย์
ผู้จัดทำ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องวัดเสียงหัวใจผ่านอุปกรณ์เคลื่อนที่แบบแอนดรอยด์
THE HEART SOUND MEASUREMENT VIA AN
ANDROID MOBILE DEVICE

โดย นายณัฐวุฒิ ตาละคำ 52010356
นางสาวภทริยา จันทร์อภาส 52010901
นายวัชรพงศ์ พรหมจรรย์ 52011083

อาจารย์ที่ปรึกษา ดร.สมpong วิเศษพานิชกิจ

บทคัดย่อ

ปฏิญานิพนธ์นี้เป็นการพัฒนาระบบตรวจสอบและวิเคราะห์การเต้นของหัวใจโดยใช้
อุปกรณ์เคลื่อนที่แบบแอนดรอยด์ โดยมีหลักการคือนำคลื่นหัวใจที่วัดได้ ซึ่งได้จากการใช้หูฟังแพทย์
เชื่อมต่อกับวงจรขยายวัดคลื่นหัวใจที่เป็นคลื่นเสียง จากนั้นนำผลที่ได้ไปวิเคราะห์ด้วยโปรแกรมที่
พัฒนาขึ้นบนอุปกรณ์เคลื่อนที่ เช่น แท็บเล็ต หรือ โทรศัพท์มือถือ และวิเคราะห์ผลแล้วแสดงผล
เพื่อใช้ตรวจสอบความผิดปกติของการเต้นของหัวใจเบื้องต้นได้

ABSTRACT

This thesis is the development of monitoring systems and analysis the
heart rate using an android mobile devices. The principle is that take cardiography,
which can be measured by using a stethoscope connected to the amplifier for
measuring the sound of heart beating. The results were analyzed with a program
developed on android mobile devices such as tablet or smartphone and displays
the results of the analysis to detect abnormalities of the heart rate initially.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	I
บทคัดย่อ	II
สารบัญ	III
สารบัญรูป	V
สารบัญตาราง	VI
บทที่ 1	
บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์	2
1.3 ขอบเขตของปริญญานิพนธ์	2
บทที่ 2	
ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง	3
2.1 โครงสร้างของหัวใจ	3
2.2 ความรู้เบื้องต้นการทำงานของหัวใจ	5
2.3 กายวิภาคของหัวใจ	6
2.4 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับเสียงเต้นหัวใจ	7
2.4.1 เสียงหัวใจอันดับหนึ่ง (FIRST HEART SOUND : S1)	8
2.4.2 เสียงหัวใจอันดับสอง (SECOND HEART SOUND : S2)	8
2.4.3 เสียงหัวใจอันดับสาม (THIRD HEART SOUND : S3)	9
2.4.4 เสียงหัวใจอันดับสี่ (FOURTH HEART SOUND : S4)	10
2.4.5 เมอร์เมอร์ (Murmur)	10
2.4.5.1 เมอร์เมอร์ระยะหัวใจบีบตัว (Systolic Murmur)	11
2.4.5.2 เมอร์เมอร์ระยะหัวใจคลายตัว (Diastolic Murmur)	12
2.5 ตารางแสดงเสียงหัวใจที่ผิดปกติจะมีช่วงความถี่ต่างๆ	14

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.6 หลักการพื้นฐานในการฟังเสียงต้นหัวใจของแพทย์	14
2.6.1 อุปกรณ์ในการฟังเสียงหัวใจ	15
2.6.1.1 ด้าน Bell Chest Pieces	15
2.6.1.2 ด้าน Diaphragm Chest Pieces	15
2.6.2 การวินิจฉัยแยกโรคจากการฟังเสียงเมอร์เมอร์	16
2.7 วงจรที่ใช้ในการขยายสัญญาณและวงจรกรองความถี่	19
2.7.1 วงจรขยายแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier)	19
2.7.2 วงจรกรองความถี่	20
2.7.2.1 การตอบสนองของวงจรกรองความถี่	21
2.7.2.2 ลำดับของวงจรกรองความถี่	23
2.8 ระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ (Android)	26
2.8.1 ระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ (Android)	26
2.8.2 วิวัฒนาการของแอนดรอยด์ (Android)	28
2.8.3 Android SDK	29
2.8.4 Eclipse	29
2.8.5 ลักษณะของแอนดรอยด์	29
2.8.6 เครื่องมือที่ใช้ในการพัฒนาแอปพลิเคชัน	30
2.8.7 การติดตั้งและอัปเดต	31
2.8.8 ส่วนการติดต่อกับผู้ใช้งาน (User Interface)	31
2.8.9 วิดเจ็ตอื่นๆ	32
2.8.10 เทคนิคการทำงานร่วมกับมัลติมีเดีย	33
2.8.10.1 เสียง	33

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.8.10.2 การสั่งให้เล่นไฟล์เสียงที่เลือกไว้	33
2.8.10.3 การบันทึกไฟล์เสียง	35
2.8.10.4 การจัดการข้อมูลเสียงแบบ RAW	36
บทที่ 3	
การออกแบบและการจัดทำปริญญานิพนธ์	37
3.1 การออกแบบ	37
3.2 การดัดแปลงหูฟังแพทย์ (Stethoscope)	38
3.3 การวิเคราะห์สัญญาณเสียงหัวใจโดยใช้ Fast Fourier Transform (FFT)	38
3.4 การออกแบบทางด้านฮาร์ดแวร์	41
3.4.1 วงจรขยายเสียงสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier)	41
3.4.2 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass filter) ที่ 700HZ	42
3.4.3 วงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High-Pass Filter) ที่ 3Hz	44
3.4.4 วงจรวัดเสียงสัญญาณหัวใจ	46
3.5 การออกแบบทางด้านซอฟต์แวร์	47
3.5.1 Pre-processing	47
3.5.2 การออกแบบส่วนของการประมวลผลโดยใช้ภาษาจาวา	47
3.5.3 การวิเคราะห์สัญญาณเสียงหัวใจที่ปกติและผิดปกติ	47
3.5.4 การประมวลผลอัตราการเต้นของหัวใจ	49
3.5.5 การสร้าง Application บน Android	49
3.5.5.1 ขั้นตอนแรกในการเริ่มสร้าง Android Application Project	49
3.5.5.2 การออกแบบ GUI สำหรับ Android	50
3.5.5.3 ส่วนเครื่องบันทึกเสียง (Audio Recorder)	52
3.5.5.4 การออกแบบส่วนแสดงผลสัญญาณบนแอนดรอยด์	54
3.5.5.5 การออกแบบส่วนแสดงอัตราการเต้นของหัวใจ	55
3.5.6 การทดสอบแอปพลิเคชันบนอีมีูลเลเตอร์	56

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.5.7 การติดตั้งในโทรศัพท์มือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์	58
บทที่ 4	
ผลการทดลอง	64
4.1 ผลการทดสอบอุปกรณ์ทางด้านฮาร์ดแวร์	64
4.1.1 วงจรขยายเสียงสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier)	64
4.1.2 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-Pass Filter) ที่ 700Hz	66
4.1.3 วงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High-Pass Filter) ที่ 3Hz	69
4.1.4 ผลการทดสอบวงจรวัดเสียงหัวใจ	71
4.2 ผลการทดสอบอุปกรณ์ทางด้านซอฟต์แวร์	72
4.2.1 ผลการทดลอง Pre-processing	72
4.2.2 ผลการทดลองในส่วนของแอปพลิเคชัน	73
4.2.3 ผลการทดลองด้านการประมวลผลของแอปพลิเคชัน	77
4.2.3.1 ทดลองด้วยการใส่เสียงหัวใจที่วัดได้	77
4.2.3.2 ทดลองด้วยการใส่เสียงหัวใจผิดปกติอ้างอิง	78
4.2.4 การทดสอบประสิทธิภาพ	80
บทที่ 5	
สรุปผลและข้อเสนอแนะ	83
5.1 สรุปผล	83
5.2 ข้อเสนอแนะ	83
บรรณานุกรม	84
ภาคผนวก	85

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 แสดงลักษณะพื้นผิวหน้าของหัวใจ	4
2.2 กายวิภาคของหัวใจ	6
2.3 ส่วนประกอบกราฟเสียงเต้นของหัวใจ	9
2.4 เมอร์เมอร์ประเภทต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นในรอบการทำงานของหัวใจ	13
2.5 หูฟัง (Stethoscope) ที่ใช้กับผู้ใหญ่ (ชาย) และเด็ก (ขวา)	16
2.6 ช่วงเวลาและคุณลักษณะการเกิดเสียงหัวใจ	17
2.7 บริเวณที่ใช้ในการฟังเสียงหัวใจ	18
2.8 วงจรขยายแบบไม่กลับเฟส	20
2.9 วงจรกรองความถี่และการทำงานของวงจรแต่ละชนิด	22
2.10 การตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ที่ลำดับต่างๆ	23
2.11 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านลำดับที่สอง	24
2.12 วงจรกรองความถี่สูงผ่านลำดับที่สอง	25
2.13 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่ในวงจรตัดแถบความถี่ (BRF)	26
3.1 บล็อกไดอะแกรมแสดงการทำงานของอุปกรณ์ทางด้านฮาร์ดแวร์	37
3.2 บล็อกไดอะแกรมแสดงการทำงานของอุปกรณ์ทางด้านซอฟต์แวร์	38
3.3 สัญญาณเสียงหัวใจปกติอ้างอิง	39
3.4 สัญญาณเสียงหัวใจอ้างอิงที่ผิดปกติ	39
3.5 สัญญาณเสียงหัวใจ S1	40
3.6 สัญญาณเสียงหัวใจ S2	40
3.7 สัญญาณเสียงหัวใจ S3	41
3.8 วงจรขยายเสียงสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier)	41
3.9 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass filter) ที่ 700 Hz	42
3.10 วงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High-pass filter) ที่ 3 Hz	44
3.11 วงจรวัดเสียงสัญญาณหัวใจ	46

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า	
3.12	ขั้นตอนแรกในการเริ่มสร้าง Android Application Project	50
3.13	การออกแบบ GUI สำหรับ Android	51
3.14	กำหนดเลย์เอาต์ให้แก่ ImageButton	51
3.15	การออกแบบหน้าต่าง GUI สำหรับหน้าต่างที่ใช้ในการบันทึกเสียง	52
3.16	การเพิ่ม Permission สำหรับ WRITE_EXTERNAL_STORAGE	53
3.17	การออกแบบส่วนแสดงผลสัญญาณ	54
3.18	การออกแบบหน้าต่าง GUI สำหรับหน้าต่างที่ใช้แสดงอัตราการเต้นของหัวใจ	55
3.19	การออกแบบส่วนแสดงผลอัตราการเต้นของหัวใจ	56
3.20	หน้าแรกของแอปพลิเคชันเมื่อทดสอบบนอิมูเลเตอร์	57
3.21	หน้าโฮมของแอปพลิเคชันเมื่อทดสอบบนอิมูเลเตอร์	57
3.22	หน้าบันทึกเสียงของแอปพลิเคชันเมื่อทดสอบบนอิมูเลเตอร์	58
3.23	การติดตั้งแอปพลิเคชันบนโทรศัพท์มือถือ	59
3.24	การยอมรับและติดตั้งแอปพลิเคชันบนอุปกรณ์เคลื่อนที่แบบแอนดรอยด์	59
3.25	การติดตั้งแอปพลิเคชัน	60
3.26	หน้าแรกของแอปพลิเคชันที่ทำการสร้างขึ้น	61
3.27	หน้าโฮมของแอปพลิเคชัน	61
3.28	หน้าเรคคอร์ดของแอปพลิเคชัน	62
3.29	หน้าแสดงอัตราการเต้นของหัวใจของแอปพลิเคชัน	62
3.30	หน้าแสดงสัญญาณเสียงหัวใจของแอปพลิเคชัน	63
4.1	สัญญาณที่ผ่านวงจรขยายสัญญาณอินพุตแบบไม่กลับเฟส	65
4.2	กราฟพลอตตอบสนองความถี่ของสัญญาณที่ผ่านวงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส	65
4.3	สัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass filter) ที่ 100Hz	66
4.4	สัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass filter) ที่ 400Hz	67

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.5 สัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass filter) ที่ 700Hz	67
4.6 สัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass filter) ที่ 2kHz	68
4.7 กราฟผลตอบสนองความถี่ของสัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	68
4.8 สัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่สูงผ่าน ที่ 1Hz	69
4.9 สัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่สูงผ่าน ที่ 3Hz	70
4.10 สัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่สูงผ่าน ที่ 5Hz	70
4.11 กราฟผลตอบสนองความถี่ของสัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่สูงผ่าน	71
4.12 สัญญาณที่ผ่านวงจรวัดเสียงสัญญาณหัวใจ	72
4.13 สัญญาณเสียงหัวใจที่ผ่านการปรับขนาดแล้วที่วัดได้	73
4.14 สัญญาณเสียงหัวใจที่ผ่านการปรับขนาดแล้วที่ผิดปกติ	73
4.15 หน้าบันทึกเสียงของแอฟพลิเคชัน	74
4.16 หน้าต่างที่ทำการเล่นเสียงที่บันทึกและแสดงที่อยู่ของไฟล์ที่ทำการบันทึก	74
4.17 ผลการประมวลเสียงหัวใจแบบปกติ	75
4.18 ผลการประมวลเสียงหัวใจแบบผิดปกติ	75
4.19 กราฟสัญญาณที่แสดงผ่านแอฟพลิเคชัน	76
4.20 การเดินของหัวใจที่คำนวณได้จากสัญญาณเสียงหัวใจ	76
4.21 ผลการประมวลผ่านแอฟพลิเคชันของเสียงหัวใจที่วัดได้	77
4.22 กราฟสัญญาณของหัวใจที่วัดได้	78
4.23 อัตราการเต้นของหัวใจที่วัดได้	78
4.24 ผลการประมวลผ่านแอฟพลิเคชันของเสียงหัวใจปกติอ้างอิง	79
4.25 กราฟสัญญาณของหัวใจผิดปกติ	79
4.26 อัตราการเต้นของหัวใจที่ผิดปกติ	80

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
2.1	เสียงหัวใจที่ผิดปกติจะมีช่วงความถี่ต่างๆ	14
3.1	แอมพลิจูดของ S3	48
4.1	การประเมินประสิทธิภาพ	81



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในการตรวจวินิจฉัยโรคของคนไข้ แพทย์สามารถทำได้โดยวิเคราะห์จากการเต้นของหัวใจของผู้ป่วย โดยสามารถฟังได้จากเสียงการเต้นของหัวใจซึ่งเสียงการเต้นของหัวใจในผู้ป่วยจะมีความแตกต่างกัน ซึ่งเครื่องมือที่แพทย์นำมาใช้ในการฟังเสียงการเต้นหัวใจ คือ หูฟังแพทย์ (Stethoscope) ดังนั้นในการตรวจวินิจฉัยความผิดปกติของผู้ป่วยแพทย์ต้องมีความเชี่ยวชาญเป็นอย่างมาก การฟังเสียงหัวใจ (cardiac auscultation) เป็นศิลปะที่สำคัญอย่างยิ่งสำหรับการประกอบอาชีพเวชกรรม แพทย์ทุกคนที่จะเรียนรู้และทำความเข้าใจอย่างลึกซึ้ง จะต้องอาศัยความรู้พื้นฐานทางกายวิภาคศาสตร์ สรีรวิทยา และการฝึกฝนฟังเสียงหัวใจบ่อย ๆ จนเกิดเป็นทักษะและประสบการณ์จึงจะวิเคราะห์ความผิดปกติได้อย่างถูกต้องเพื่อไม่ให้เกิดอันตรายต่อผู้ป่วยได้

ในปัจจุบันผู้ป่วยเกี่ยวกับโรคหัวใจมีปริมาณเพิ่มมากขึ้น และราคาของเครื่องมือทางการแพทย์มีราคาสูง ตลอดจนจำนวนเครื่องมือที่ใช้วินิจฉัยโรคมีจำนวนไม่เพียงพอกับจำนวนผู้ป่วย ซึ่งอาจส่งผลเสียตามมาคือเมื่อไม่มีเครื่องมือรักษาผู้ป่วยก็ไม่สามารถวินิจฉัยและรักษาผู้ป่วยให้หายจากอาการผิดปกติได้ โดยการตรวจวินิจฉัยความผิดปกติของหัวใจสามารถทำได้หลายวิธี แต่วิธีที่สะดวกและนิยมมากในปัจจุบันคือ การตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram) ซึ่งเป็นการตรวจวัดสัญญาณสรีรวิทยาที่มีประโยชน์อย่างมากในการช่วยแพทย์วินิจฉัยความผิดปกติของผู้ป่วยจะใช้เครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งสามารถแสดงผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ต่อเนื่องและเป็นเวลานาน นอกจากนั้นสามารถเก็บบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อนำไปให้แพทย์ใช้ในการวินิจฉัยความผิดปกติของผู้ป่วยโดยละเอียดอีกครั้ง โดยเครื่องตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเรียกอีกชื่อหนึ่งว่า EKG Monitor และอีกวิธีหนึ่งคือการวินิจฉัยโดยการฟังเสียงการเต้นของหัวใจ (Phonocardiogram) โดยการวินิจฉัยในวิธีนี้จะใช้หูฟังแพทย์ (Stethoscope) และในปัจจุบันพบว่ามีการใช้อุปกรณ์เคลื่อนที่แบบแอนดรอยด์เพิ่มขึ้น ซึ่งอุปกรณ์เคลื่อนที่แบบแอนดรอยด์นั้นมีความสามารถในการทำงานในหลายๆด้าน ทางผู้จัดทำจึงนำมาประยุกต์ใช้โดยนำมาใช้แสดงผลการวินิจฉัยความผิดปกติของผู้ป่วย ซึ่งข้อมูลที่นำมาแสดงผลได้จากการวัดเสียงการเต้นของหัวใจผ่านหูฟังแพทย์โดยใช้คอนเดนเซอร์ไมค์ในการรับเสียงสัญญาณ จากนั้นทำการบันทึกสัญญาณผ่านอุปกรณ์เคลื่อนที่แบบแอนดรอยด์ หลังจากนั้นนำสัญญาณไปวิเคราะห์โดยผ่านแอปพลิเคชันบนแอนดรอยด์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.2 วัตถุประสงค์

1. ศึกษาและวิเคราะห์ข้อมูลเกี่ยวกับการเต้นของคลื่นหัวใจ
2. ศึกษาการใช้โปรแกรม Eclipse เพื่อใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูลที่ได้จากคลื่นหัวใจและใช้ตรวจสอบความผิดปกติของการเต้นของหัวใจเบื้องต้น
3. สร้างแอปพลิเคชันเพื่อแสดงผลผ่านอุปกรณ์เคลื่อนที่แบบแอนดรอยด์

1.3 ขอบเขตของปริญญาานิพนธ์

วัตถุประสงค์หัวใจจากหูฟังแพทย์ผ่านวงจรที่ออกแบบไว้ และนำมาวินิจฉัยความผิดปกติของการเต้นของหัวใจเบื้องต้น โดยใช้คลื่นเสียงหัวใจเป็นข้อมูลในการวินิจฉัย รวมถึงสร้างแอปพลิเคชันเพื่อแสดงผลผ่านอุปกรณ์เคลื่อนที่แบบแอนดรอยด์



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง

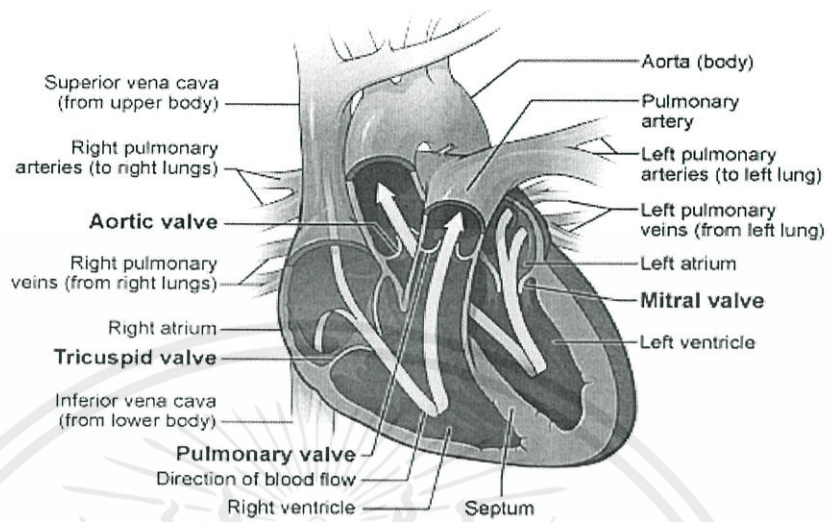
ในบทนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้องที่นำมาเป็นข้อมูลช่วยในการสร้างและออกแบบวงจรวัดสัญญาณเสียงหัวใจ รวมทั้งการวิเคราะห์สัญญาณเสียงหัวใจและการสร้างแอปพลิเคชันเพื่อวิเคราะห์เสียงหัวใจ ซึ่งกล่าวถึงความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับหัวใจ ลักษณะต่างๆของหัวใจ รวมทั้งทฤษฎีและหลักการการเกิดเสียงเต้นของหัวใจเพื่อนำข้อมูลมาใช้ได้อย่างถูกต้อง จากนั้นจะกล่าวถึงอุปกรณ์ที่นำมาใช้ในการวัดเสียงหัวใจซึ่งคือ หูฟังแพทย์ โดยจะกล่าวถึงหลักการทำงานของหูฟังแพทย์ จากนั้นจะกล่าวถึงความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับวงจรไฟฟ้าที่นำมาใช้ในการออกแบบวงจรวัดเสียงหัวใจ และสุดท้ายกล่าวถึงความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับการสร้างแอปพลิเคชันบนอุปกรณ์เคลื่อนที่แบบแอนดรอยด์

2.1 โครงสร้างของหัวใจ

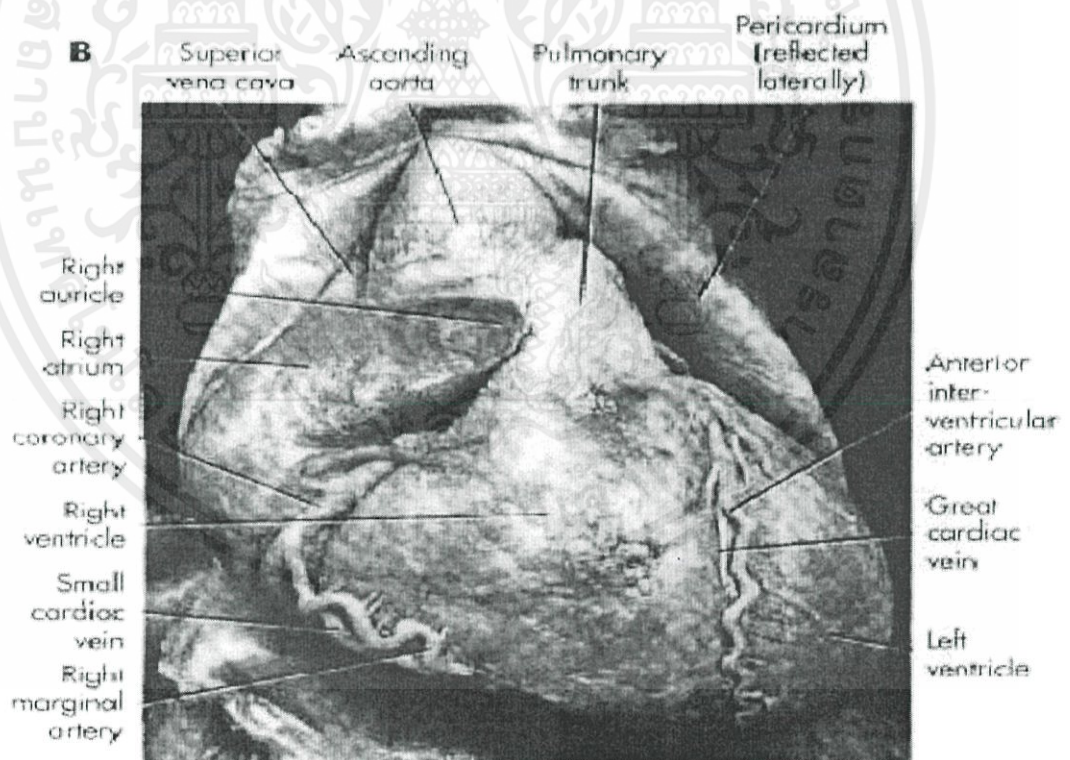
หัวใจประกอบด้วยเซลล์กล้ามเนื้อเนื้อเป็นส่วนใหญ่ จัดสานกันเป็นห้องหัวใจ 4 ห้อง โดยแบ่งเป็น 2 ซีก คือ ซีกซ้าย และ ซีกขวา โดยมีผนังกล้ามเนื้อชั้น เรียกว่า septum และแต่ละซีกแบ่งเป็นห้องบนและห้องล่าง สองห้องบนเรียกว่า atrium สองห้องล่างเรียกว่า ventricle ผนังของ atrium บางเมื่อเทียบกับผนังของ ventricle จึงยืดขยายได้ง่ายกว่า ทำให้รับเลือดที่กลับสู่หัวใจได้ แม้เพียงความดันต่ำๆ ส่วนผนังของ ventricle หนา เพราะจะต้องบีบตัวแรงเพื่อเอาชนะความดันในหลอดเลือดแดงใหญ่ จึงจะสามารถบีบเลือดออกไปได้

หัวใจซีกขวามีหน้าที่ขับเลือดที่ร่างกายใช้แล้วไปพอกที่ปอด ส่วนหัวใจซีกซ้ายมีหน้าที่รับเลือดจากปอดที่พอกแล้วไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกาย ฉะนั้นหัวใจซีกล่างซ้าย ต้องทำงานหนักมากในการบีบตัวดันเลือดไปสู่ระบบหลอดเลือดแดง ซึ่งมีความดันและความต้านทานสูง เมื่อเทียบกับหัวใจห้องล่างขวา ซึ่งบีบตัวดันเลือดไปปอด ซึ่งมีความดันและความต้านทานต่ำกว่า ฉะนั้นหัวใจห้องล่างซ้ายจึงหนักกว่าห้องล่างขวาประมาณ 2-3 เท่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ก) พื้นผิวในตำแหน่งกระดุกสันอก



(ข) ภาพถ่ายบริเวณพื้นผิวหน้าของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้เฉพาะในการศึกษาเท่านั้น ไม่ให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 รูปที่ 2.1 แสดงลักษณะพื้นผิวหน้าของหัวใจ
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2 ความรู้เบื้องต้นการทำงานของหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่มีความสำคัญและแข็งแรงมาก มีโครงสร้างภายนอกที่ไม่ซับซ้อนมาก แต่ในส่วนของการทำงานแล้ว จะซับซ้อนมาก การทำงานของแต่ละระบบในหัวใจต้องมีความสัมพันธ์กัน สามารถแบ่งหัวใจออกตามลักษณะ(กายวิภาค)และตามหน้าที่ได้ ดังนี้

2.2.1 เยื่อหุ้มหัวใจ เป็นเยื่อบางๆ โสๆ ห่อหุ้มหัวใจไว้ เป็นสาเหตุของโรคบางชนิด เช่น เยื่อหุ้มหัวใจอักเสบ ติดเชื้อ มะเร็งแพร่กระจาย มายังเยื่อหุ้มหัวใจ เป็นต้น เยื่อหุ้มหัวใจเป็นอวัยวะที่สำคัญแต่ไม่จำเป็นถึงชีวิตในกรณีที่ เป็นโรคอาจทำการผ่าตัดเลาะเยื่อหุ้มหัวใจทิ้งได้

2.2.2 หลอดเลือดหัวใจ จะอยู่บริเวณภายนอกหัวใจ (เยื่อหุ้มหัวใจ) ส่งแขนงเล็กๆลงไปเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจ หลอดเลือดหัวใจมีเส้นใหญ่ๆ อยู่ 2 เส้น คือ ขวา (Right Coronary Artery) เลี้ยงหัวใจด้านขวา และซ้าย (Left Coronary Artery) เลี้ยงหัวใจด้านซ้ายเป็นส่วนใหญ่ ด้านซ้ายจะแตกแขนงใหญ่ๆ 2 แขนง คือ Left Anterior Descending Artery และ Left Circumflex Artery ซึ่งจะมีแขนงเล็กๆ อีกมากมาย โรคของหลอดเลือดหัวใจอาจเกิดจากหลายสาเหตุ แต่ที่พบบ่อยที่สุดเกิดจากการสะสมของไขมันที่ผนัง ทำให้หลอดเลือดหัวใจตีบและตันในที่สุด

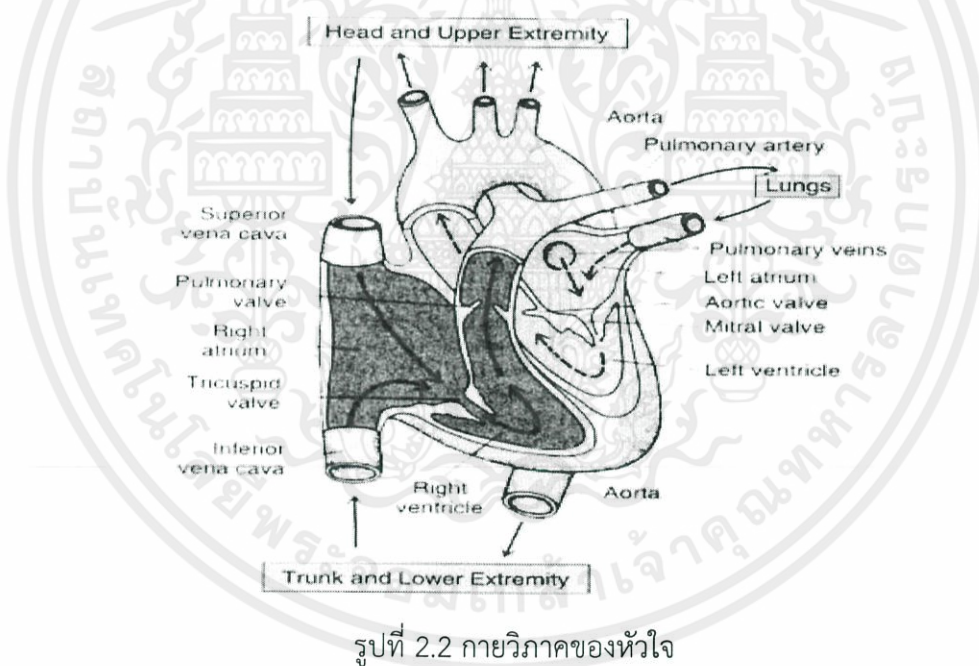
2.2.3 กล้ามเนื้อหัวใจ เป็นส่วนที่ทำหน้าที่ในการบีบตัวไล่เลือดไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกาย และขยายตัวเพื่อรับเลือดกลับเข้าสู่หัวใจ จึงเป็นส่วนที่มีความสำคัญอย่างมาก หากกล้ามเนื้อหัวใจบีบตัวหรือคลายตัวผิดปกติแล้ว ก็จะทำให้เกิดปัญหาต่างๆตามมา ซึ่งส่วนมากอาจไม่สามารถแก้ไขให้กลับเป็นปกติได้ การทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจต้องอาศัยพลังงานที่ได้จากสารอาหารที่ถูกนำมาโดยหลอดเลือดหัวใจ ดังนั้นโรคของหลอดเลือดหัวใจจึงมีผลต่อกล้ามเนื้อหัวใจโดยตรง

2.2.4 ลิ้นหัวใจและผนังกันห้องหัวใจ หัวใจคนเรามี 4 ห้องแบ่ง ซ้าย-ขวา โดยผนังของกล้ามเนื้อหัวใจ และแบ่งห้อง บน-ล่าง โดยลิ้นหัวใจ เลือดระหว่างห้องซ้าย-ขวาจึงไม่ปะปนกัน ในบางครั้งการสร้างผนังกันห้องหัวใจไม่สมบูรณ์ เกิดเป็นรูโหว่ขึ้นได้ เป็นชนิดหนึ่งของโรคหัวใจพิการแต่กำเนิด ลิ้นหัวใจทำหน้าที่ให้เลือดไหลผ่านและไม่ไหลย้อนกลับ ดังนั้นหากลิ้นหัวใจผิดปกติ เช่น ตีบ ฉีกขาด ปิดไม่สนิท (รั่ว) ก็ย่อมทำให้เกิดโรคต่างๆขึ้น โรคลิ้นหัวใจที่เป็นปัญหามากที่สุดคือ ลิ้นหัวใจพิการรูมาติก ซึ่งเป็นผลจากการติดเชื้อคอคอกอักเสบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3 กายวิภาคของหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะในช่องอก โดยวางทับปอดทางด้านซ้ายและอยู่ใกล้กับหน้าอก ทำหน้าที่สูบฉีดเลือดให้ไหลอยู่ในระบบหลอดเลือดของร่างกาย หัวใจประกอบด้วยระบบสูบ 2 ส่วน ส่วนแรกคือหัวใจด้านขวา ประกอบด้วย หัวใจด้านบนขวา (Right atrium) และหัวใจด้านล่างขวา (Right ventricle) ระบบนี้ทำหน้าที่สูบฉีดเลือดจากหลอดเลือดดำของระบบไหลเวียนส่วนร่างกาย เข้าสู่ระบบไหลเวียนปอด หัวใจส่วนที่สองคือหัวใจด้านซ้าย ประกอบด้วย หัวใจด้านบนซ้าย (Left atrium) และหัวใจด้านล่างซ้าย (Left ventricle) ทำหน้าที่สูบฉีดเลือดจากระบบไหลเวียนส่วนปอด ไปยังระบบไหลเวียนส่วนร่างกาย ด้วยระบบการทำงานดังกล่าวทำให้เลือดสามารถไหลหมุนเวียนผ่านหัวใจและระบบหลอดเลือดเพียงทางเดียวเท่านั้นในภาวะปกติ ในแง่สรีรวิทยาแล้วการแบ่งหัวใจออกเป็นด้านซ้ายและด้านขวานั้นถูกต้อง แต่การแบ่งเช่นนี้ไม่ถูกต้องตามหลักทางกายวิภาคศาสตร์ เพราะหัวใจห้องล่างขวาวางตัวอยู่ด้านหน้าอกใกล้กับกระดูก Sternum ส่วนหัวใจห้องล่างซ้ายวางตัวอยู่ด้านหลังของหัวใจห้องล่างขวาเยื้องไปทางด้านซ้ายและอยู่ชิดไปทางด้านหลังของทรวงอก



รูปที่ 2.2 กายวิภาคของหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะซึ่งประกอบด้วยกล้ามเนื้อพิเศษหุ้มโดยรอบและสามารถบีบตัวได้ตลอดเวลา วงจรการทำงานของหัวใจประกอบด้วยช่วงการบีบตัวหรือหดตัว เรียกว่า Systole ช่วงคลายตัวเรียกว่า Diastole และตามด้วยระยะพัก (Pause) เรียกการทำงานครบวงจรนี้ว่า รอบการทำงานของหัวใจ (Cardiac cycle) เมื่อหัวใจทำงานรอบหนึ่งๆ จะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางเชิงกลต่าง ๆ เช่น ความดัน ปริมาตร และการไหลของเลือด เป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้งานเพียงครั้งเดียวเท่านั้นไปจนญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวใจประกอบด้วยลิ้นหัวใจจำนวน 4 ลิ้น แยกได้เป็น 2 กลุ่ม กลุ่มแรกได้แก่ ลิ้นเออर्टิก (Aortic valve) ซึ่งกั้นระหว่างหัวใจห้องล่างซ้ายกับหลอดเลือดเออर्टิกา และลิ้นพัลโมนารี (Pulmonary valve) กั้นระหว่างหัวใจห้องล่างขวากับหลอดเลือดแดงพัลโมนารี แต่ละลิ้นมีส่วนประกอบเป็นเนื้อเยื่อเกี่ยวพันต่างๆ มีรูปร่างเป็นครึ่งทรงกลม (Semilunar) จำนวนสามชิ้น โดยหันด้านโค้งไปยังด้านในของหัวใจห้องล่างที่เกี่ยวข้อง จะเปิดให้เลือดไหลออกจากหัวใจได้เพียงทางเดียวเท่านั้นเมื่อหัวใจห้องล่างบีบตัว และจะปิดสนิทเมื่อหัวใจห้องล่างคลายตัว ลิ้นกลุ่มที่สอง ได้แก่ ลิ้นไตรคัสปิด (Tricuspid valve) ซึ่งกั้นระหว่างหัวใจห้องบนขวากับหัวใจห้องล่างขวา เป็นลิ้นที่มีสามลิ้นย่อยและลิ้นไมทรัล (Mitral valve) กั้นระหว่างหัวใจห้องบนซ้ายกับหัวใจห้องล่างซ้าย ประกอบด้วยสองลิ้นย่อย ลิ้นในกลุ่มนี้ไม่มีลักษณะเป็นครึ่งทรงกลม แต่เป็นแผ่นเนื้อเยื่อที่ถูกยึดโดยใยกล้ามเนื้อคอร์ดเทนดีน (Chordae tendineae) ซึ่งติดกับกล้ามเนื้อพัพพิลลารี (Papillary muscle) อีกทอดหนึ่ง กล้ามเนื้อนี้มีจุดยึดที่ส่วนขั้วหัวใจห้องล่างที่เกี่ยวข้อง เมื่อหัวใจห้องล่างบีบตัว กล้ามเนื้อพัพพิลลารีจะหดตัวช่วยดึงรั้งไม่ให้ลิ้นไตรคัสปิดและลิ้นไมทรัลถูกดันย้อนขึ้นไปยังหัวใจห้องบนจนเกิดรั่วขึ้นได้ ลิ้นกลุ่มแรกเรียกรวมกันว่า ลิ้นครึ่งทรงกลม (Semilunar valve) ส่วนลิ้นส่วนที่สองเรียกว่า ลิ้นเอวี (Atrioventricular valve)

2.4 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับเสียงเต็นหัวใจ

ในหนึ่งรอบการทำงานของหัวใจของคนปกตินั้น สามารถฟังเสียงหัวใจได้ 2 - 4 ครั้ง เสียงนี้เกิดจากการปิดของลิ้นหัวใจ การแกว่งของเลือดในหัวใจและส่วนต้นของเออर्टิกาและหลอดเลือดพัลโมนารี การสั่นสะเทือนของผนังห้องหัวใจและหลอดเลือดที่เกี่ยวข้อง และการเปลี่ยนแปลงอัตราเร็วการไหลของเลือด

เสียงที่เกิดขึ้นนั้นมีสาเหตุจากหลายประการด้วยกัน เช่น การหดตัวของผนังห้องหัวใจ การเคลื่อนที่ของเลือดซึ่งเป็นการไหลวน (Turbulent flow) และการเปิด-ปิดของลิ้นหัวใจ โดยทั่วไปแบ่งเสียงเต็นหัวใจเป็น 2 ชนิดคือ heart sounds และ heart murmurs โดยที่ heart sounds มีลักษณะเป็นทรานเซียนที่มีความถี่ต่ำซึ่งเกิดจากการสั่นของลิ้นหัวใจหลังจากการเปิด-ปิด และจากโครงสร้างโดยรวม ส่วน heart murmurs มีลักษณะสัญญาณเหมือนสัญญาณรบกวน ซึ่งมีโครงสร้างที่ซับซ้อน เนื่องจากเกิดขึ้นจากการไหลเวียนของโลหิต เสียงเต็นหัวใจมีส่วนประกอบดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

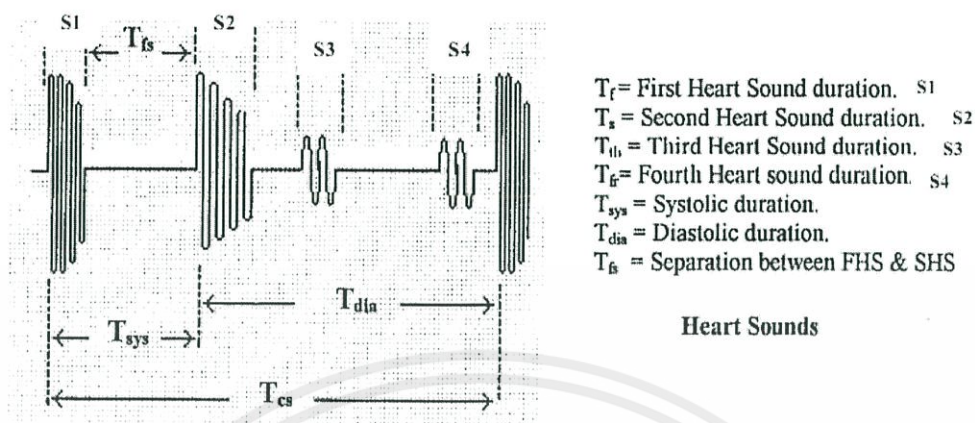
2.4.1 เสียงหัวใจอันดับหนึ่ง (First heart sound: S1)

เสียงหัวใจอันดับหนึ่งได้ยินในช่วงหัวใจห้องล่างบีบตัวแบบปริมาตรคงที่ เป็นเสียงที่มีช่วงเวลาในการได้ยินยาวที่สุด มีความถี่ค่อนข้างสูง เสียงนี้เกิดจากการปิดของลิ้น AV (Atrioventricular valves) ทำให้เกิดการสั่น พร้อมกับการแกว่งของเลือดในหัวใจห้องล่างทำให้ผนังหัวใจห้องล่างการสั่นสะท้อน ปกติไม่สามารถฟังให้แยกเป็นสองเสียงได้ชัดเจนแต่อาจได้ยินแยกออกจากกันได้บ้างในขณะหายใจเข้า เนื่องจากขณะหายใจเข้าเลือดไหลกลับหัวใจด้านขวาได้ดีกว่าด้านซ้าย อันเป็นผลมาจากการลดลงของความดันในช่องอก เลือดจะไหลไปยังหัวใจด้านซ้ายน้อยลง เพราะการขยายของถุงลมในปอด ทำให้ความต้านทานของหลอดเลือดขนาดเล็กในปอดเพิ่มขึ้น เลือดจึงไหลจากหัวใจห้องบนลงหัวใจห้องล่างขวาได้มากขึ้น แต่ไหลลงหัวใจห้องล่างซ้ายน้อยลง ทำให้ลิ้นไมทรัลปิดเร็วขึ้น แต่ลิ้นไตรคัสปิดช้าลงจึงเกิดเป็นเสียงย่อย M1 และ T1 แยกจากกันขึ้น อย่างไรก็ตาม การแยกของเสียงย่อยในภาวะนี้ มีความสำคัญและความเด่นชัดน้อยกว่าเสียงหัวใจอันดับสอง

2.4.2 เสียงหัวใจอันดับสอง (Second heart sound: S2)

เสียงหัวใจอันดับสองได้ยินในช่วงหัวใจคลายตัวแบบปริมาตรคงที่ เป็นเสียงหัวใจที่มีความถี่สูงสุด แต่มีความดังและช่วงเวลาสั้นกว่าเสียงหัวใจอันดับหนึ่ง เสียงนี้เกิดจากการปิดของลิ้นครึ่งทรงกลม (semilunar valves) อย่างรวดเร็วเมื่อหัวใจห้องล่างคลายตัว ทำให้ความดันเลือดในเอออร์ตาและหลอดเลือดแดงพัลโมนารีสูงกว่าความดันในหัวใจห้องล่างที่เกี่ยวข้อง เลือดจึงไหลออกจากหัวใจลดลงร่วมกับผลของการที่เลือดไหลออกจากหัวใจลดลงโดยตรง และการหดของหลอดเลือดทั้งสองเนื่องจากคุณสมบัติในการยืดหยุ่น ทำให้เลือดในส่วนต้นของหลอดเลือดเอออร์ตาและหลอดเลือดแดงพัลโมนารีไหลย้อนกลับเข้าหัวใจ และดันให้เสียงนี้เกิดจากการปิดของลิ้นครึ่งทรงกลมปิดอย่างรวดเร็ว ผลที่ตามมาคือเกิดการแกว่งของเลือดในส่วนต้นของหลอดเลือดทั้งสอง และในหัวใจห้องล่าง เป็นเหตุให้เกิดการสั่นสะท้อนของลิ้นหัวใจโครงสร้างรอบลิ้น ส่วนต้นของหลอดเลือดที่เกี่ยวข้องและผนังห้องหัวใจ จนเกิดเสียงหัวใจอันดับสองขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.3 ส่วนประกอบกราฟเสียงเต้นของหัวใจ

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

2.4.3 เสียงหัวใจอันดับสาม (Third heart sound: S3)

เสียงหัวใจอันดับสามเป็นเสียงหัวใจที่เกิดขึ้นในช่วงที่หัวใจห้องล่างและห้องบนคลายตัวหรือระยะหัวใจห้องล่างคลายตัวรับเลือด เป็นเสียงที่มีความถี่ต่ำและความดังน้อย เกิดจากการไหลของเลือดจากหัวใจห้องบนลงห้องล่าง แล้วทำให้หัวใจห้องล่างมีปริมาตรมากขึ้น แต่หลังจากนั้นการไหลของเลือดดังกล่าวกลับลดลง การลดลงของการไหลกลับการเพิ่มขึ้นของปริมาตรและความดันในหัวใจห้องล่างนี้ ทำให้เกิดการแกว่งของเลือดในหัวใจห้องล่าง แล้วทำให้ผนังหัวใจห้องล่างเกิดการสั่นสะเทือนและเกิดเสียงหัวใจอันดับสามขึ้น ปกติเสียงนี้เบาและไม่ได้ยิน แต่อาจได้ยินชัดเจนใน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นโดยผู้จัดทำเอกสารเพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น ไม่สามารถนำออกจำหน่ายหรือทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาต หากต้องการข้อมูลเพิ่มเติม กรุณาติดต่อผู้จัดทำเอกสาร

เด็ก และในผู้ใหญ่ที่กำลังออกกำลังกาย ทั้งนี้เนื่องจากในภาวะดังกล่าวเลือดจากหัวใจห้องบนไหลลงหัวใจห้องล่างมากและรวดเร็ว เสียงนี้ได้ยินชัดบริเวณทรวงอกที่ตรงกับหัวใจ

2.4.4 เสียงหัวใจอันดับสี่ (Fourth heart sound: S4)

เสียงหัวใจอันดับสี่เป็นเสียงหัวใจที่ได้ยินก่อนเสียงหัวใจอันดับหนึ่งเล็กน้อย เป็นเสียงที่มีความถี่ต่ำมากและมีความดังน้อยที่สุด เสียงหัวใจนี้เกิดจากการบีบตัวของหัวใจห้องบน ทำให้เลือดไหลลงหัวใจห้องล่างมากขึ้น ในขณะที่หัวใจห้องล่างมีปริมาตรเลือดมากอยู่แล้ว เป็นเหตุให้เกิดการแกว่งของเลือดในหัวใจห้องล่าง และผนังหัวใจห้องล่างเกิดการสั่นสะเทือนจนเกิดเสียงอันดับสี่ขึ้นปกติจะไม่ได้ยินเสียงนี้ แต่อาจได้ยินเสียงนี้ชัดขึ้นในผู้ป่วยที่เป็นโรคความดันเลือดสูงและในขณะที่ออกกำลังกาย ซึ่งภาวะนี้หัวใจห้องบนบีบตัวแรงขึ้น

2.4.5 เมอร์เมอร์ (murmur)

เมอร์เมอร์เป็นเสียงเบาๆ ที่มีลักษณะเป็นเสียงรบกวน (Noise) เกิดจากการไหลหมุนวนของเลือดหรือของไหลต่างๆ ที่เกิดขึ้นในบริเวณใดๆ แล้วทำให้เกิดการสั่นสะเทือนของโครงสร้างที่เกี่ยวข้องขึ้น ในภาวะปกติจะพบการไหลเช่นนี้ได้ในส่วนต้นของเอออร์ตาและหลอดเลือดแดงพัลโมนารี ในช่วงต้นของระยะบีบเลือดออกจากหัวใจหรือเมื่อลิ้นครึ่งทรงกลมเปิด จัดเป็นเมอร์เมอร์ระยะหัวใจบีบตัวช่วงต้น (Early systolic murmur) ซึ่งได้ยินต่อจากเสียงหัวใจอันดับหนึ่งเป็นช่วงเวลาสั้นๆปกติเบามาก แต่ถ้าหัวใจบีบตัวแรงและเร็วอาจได้ยินเสียงนี้ชัดเจนขึ้น อย่างไรก็ตามปกติจะแยกเสียงนี้ออกจากเสียงหัวใจอันดับหนึ่งได้ค่อนข้างยาก เพราะดังติดต่อกันในช่วงสั้นๆ แต่ถ้าฟังบ่อยๆ จนเกิดความชำนาญก็จะสามารถแยกเสียงเมอร์เมอร์ออกจากเสียงหัวใจได้

เมอร์เมอร์ที่หลอดเลือดเกิดจากการตีบของหลอดเลือดทำให้เลือดไหลผ่านบริเวณนี้ด้วยความเร็วที่สูงจนเกิดการไหลหมุนวนและการสั่นสะเทือนของผนังหลอดเลือดและโครงสร้างใกล้เคียงขึ้น สามารถตรวจสอบได้โดยวางเครื่องฟังตรวจตะบนผิวหนังบริเวณนั้น เมอร์เมอร์ที่หลอดเลือดอาจแยกได้ 2 กลุ่มคือ กลุ่มที่มีโทนของเสียงแบบเดียวคล้ายเครื่องดนตรี (Musical murmur or semipuretone) และกลุ่มที่มีคลื่นเสียงหลายโทนผสมกัน (Noisy murmur) การวัดความดันเลือดแบบฟังเสียง ก็อาศัยหลักการบีบหลอดเลือดให้ตีบลง แล้วลดความดันของการบีบลงอย่างช้าๆ เมื่อหลอดเลือดขยายเล็กน้อยจะได้ยินเมอร์เมอร์เนื่องจากการไหลหมุนวน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่รับเมอร์เมอร์ในหัวใจ เกิดจากความผิดปกติของลิ้นหัวใจไมทรัล และลิ้นเอออร์ติก ด้านการคำ
ไม่ เป็นส่วนใหญ่ ซึ่งเป็นส่วนประกอบของหัวใจด้านซ้าย ส่วนลิ้นหัวใจด้านขวาพบความผิดปกติได้ไปใช้

น้อยกว่าทั้งนี้เนื่องจากหัวใจด้านซ้ายทำงานมากกว่าหัวใจด้านขวา การคาดคะเนการเกิดเมอร์เมอร์ ในหัวใจใช้หลักที่ว่า“ในขณะที่หัวใจบีบตัวหรือคลายตัวลิ้นหัวใจใดที่ควรปิดต้องปิดอย่างสนิทและลิ้นหัวใจใดควรเปิดต้องเปิดอย่างเต็มที่” ถ้าลิ้นตีบ (Stenosis) หรือลิ้นรั่ว (Insufficiency or regurgitation) จะทำให้มีการไหลอย่างรวดเร็วและหมุนวนทำให้เกิดเมอร์เมอร์ขึ้น เมอร์เมอร์ของหัวใจแบ่งได้ 3 ประเภท ดังนี้

2.4.5.1 เมอร์เมอร์ระยะหัวใจบีบตัว (Systolic murmur)

เมอร์เมอร์ระยะหัวใจบีบตัวได้ยินชัดเจนขณะที่หัวใจห้องล่างบีบตัว เสียงนี้เกิดขึ้นในระหว่างเสียงหัวใจอันดับหนึ่งและอันดับสอง ที่พบได้บ่อยมีดังนี้

1) ลิ้นเอออร์ติกตีบ (Aortic stenosis)

ถ้าลิ้นเอออร์ติกตีบจะได้ยินเมอร์เมอร์ในขณะที่หัวใจห้องล่างบีบตัว เสียงจะดังชัดเจนในช่วงกลางระหว่างเสียงหัวใจอันดับหนึ่งและอันดับสอง เนื่องจากลิ้นเอออร์ติกตีบทำให้เปิดช่องลิ้นได้แคบลงเลือดจึงไหลผ่านด้วยความเร็วจนเกิดการหมุนวนได้เมื่อหัวใจห้องล่างซ้ายมีความดันสูงสุด ความปกติชนิดนี้จะทำให้ลิ้นพัลโมนารีปิดก่อนลิ้นเอออร์ติก ลิ้นเอออร์ติกปิดทีหลังเพราะเลือดออกจากหัวใจห้องล่างซ้ายได้ช้ากว่าหัวใจห้องล่างขวา ทำให้ความดันในหัวใจห้องล่างซ้ายลดลงได้ช้ากว่าหัวใจห้องล่างขวา

2) ลิ้นไมทรัลรั่ว (Mitral insufficiency)

ปกติลิ้นไมทรัลจะปิดสนิทขณะหัวใจห้องล่างบีบตัว เมื่อเกิดการรั่ว หัวใจห้องล่างบีบตัวมีความดันเพิ่มขึ้น เลือดจะไหลผ่านรอยรั่วไปยังหัวใจห้องบนซ้ายด้วยความรวดเร็ว เลือดที่ไหลย้อนขึ้นไปนี้จะไปชนกับเลือดที่อยู่ในหัวใจห้องบนซ้ายทำให้เกิดการหมุนวนและเมอร์เมอร์ขึ้น ความผิดปกตินี้ทำให้ได้ยินเสียงเมอร์เมอร์ค่อนข้างสม่ำเสมอตลอดระยะบีบเลือดออกจากหัวใจ และไม่สามารถแยกเสียงหัวใจอันดับหนึ่งและอันดับสองออกจากกันได้อย่างเด่นชัด แต่ภาวะนี้ทำให้ได้ยินเสียงหัวใจอันดับสามชัดเจนขึ้น เนื่องจากมีปริมาตรเลือดในหัวใจห้องบนซ้ายไหลลงหัวใจห้องล่างซ้ายมากขึ้นเมื่อหัวใจห้องล่างคลายตัว ทั้งนี้เพราะหัวใจห้องบนซ้ายได้รับเลือดมากขึ้นจากการไหลย้อนไปจากหัวใจห้องล่างซ้ายดังกล่าว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3) ความบกพร่องของผนังประจันหัวใจห้องล่าง (Ventricular septal defect)

ถ้าผนังประจันของหัวใจห้องล่างรั่ว ขณะหัวใจห้องล่างบีบตัวเลือดจะไหลจากหัวใจห้องล่างซ้ายผ่านรอยรั่วไปยังหัวใจห้องล่างขวา เพราะความดันในหัวใจห้องล่างซ้ายสูงกว่าความดันในหัวใจห้องล่างขวา เลือดไหลผ่านรอยรั่วด้วยความเร็ว และกระทบกับเลือดในห้องตรงข้าม ทำให้เกิดการไหลหมุนวนและเมอร์เมอร์ขึ้น ในภาวะนี้จะได้ยินเสียงหัวใจอันดับสองแยกเป็น S2 และ P2 อย่างชัดเจนเนื่องจากลิ้นเอออร์ติกปิดเร็วเพราะเลือดไหลออกจากหัวใจได้เร็วและปริมาณมาก คือไหลได้ทั้งทางเอออร์ตาและหัวใจห้องล่างขวา ส่วนลิ้นพัลโมนารีปิดช้ากว่าปกติเพราะมีเลือดที่ต้องบีบออกไปมากขึ้น

นอกจากความผิดปกติทั้งสามแล้ว ลิ้นหัวใจห้องล่างขวาอาจมีความผิดปกติ และทำให้เกิดเมอร์เมอร์ได้ในทำนองเดียวกัน แต่อาจมีความดังเบากว่า เพราะความดันและแรงบีบตัวของหัวใจด้านขวาน้อยกว่าหัวใจด้านซ้ายมาก

2.4.5.2 เมอร์เมอร์ระยะหัวใจคลายตัว (Diastolic murmur)

เมอร์เมอร์ระยะหัวใจคลายตัว ได้ยินชัดเจนในช่วงที่หัวใจห้องล่างคลายตัว รับเลือดจากหัวใจห้องบนซึ่งอยู่หลังช่วงเวลาที่ได้ยินเสียงหัวใจอันดับหนึ่งและสอง ความผิดปกติที่พบบ่อยมีดังนี้

1) ลิ้นไมทรัลตีบ (Mitral stenosis)

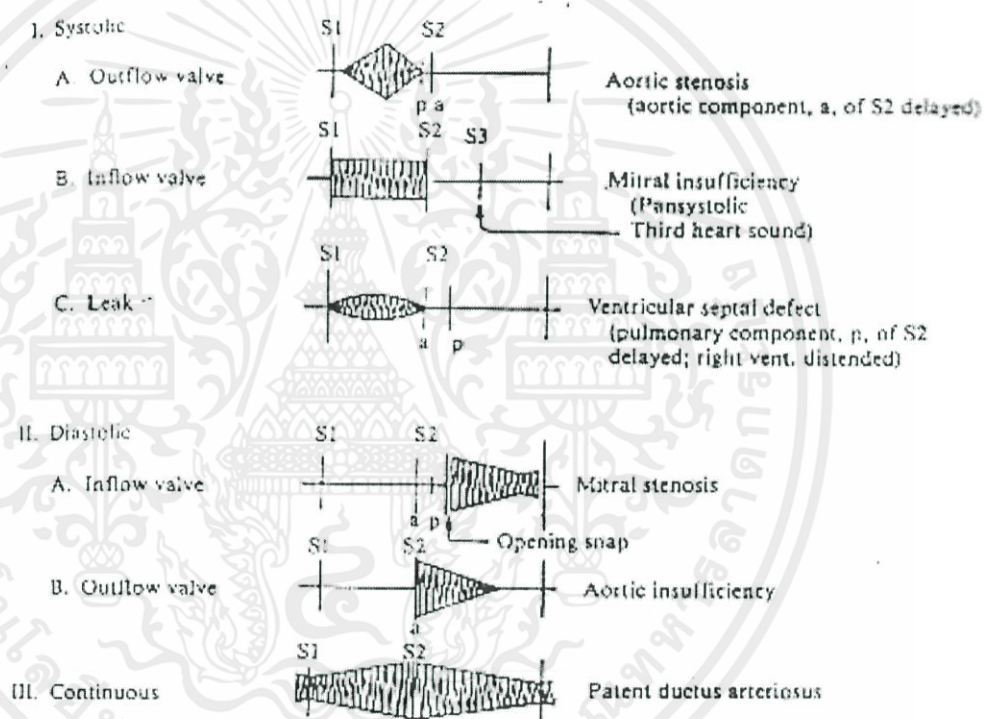
ปกติขณะหัวใจห้องล่างคลายตัวลิ้นไมทรัลจะเปิด ถ้าเกิดการตีบจะทำให้เปิดได้ช้าและแคบ เลือดจึงไหลผ่านช่องลิ้นที่แคบนี้ด้วยความเร็วจนเกิดเมอร์เมอร์ขึ้น จะได้ยินเมอร์เมอร์นี้ได้ชัดเจนหลังเสียงหัวใจอันดับสองเล็กน้อยและได้ยินต่อเนื่องจนได้ยินเสียงหัวใจอันดับหนึ่งของรอบทำงานของหัวใจรอบถัดไป

2) ลิ้นเอออร์ติกรั่ว (Aortic insufficiency)

ปกติขณะหัวใจห้องล่างคลายตัว ลิ้นเอออร์ติกต้องปิดสนิท ถ้าเกิดการรั่วขณะหัวใจห้องล่างคลายตัวความดันเลือดในเอออร์ตาซึ่งสูงกว่าความดันในหัวใจห้องล่างซ้าย จะดันให้เลือดไหลย้อนเข้าหัวใจผ่านรอยรั่วนี้ด้วยความเร็ว และไปกระทบกับเลือดที่ค้างอยู่ในหัวใจห้องล่างซ้าย ไม่ว่าจะเกิดการเปลี่ยนแปลงทำให้เลือดไหลหมุนวนและเกิดเมอร์เมอร์ขึ้น จะได้ยินเมอร์เมอร์ชนิดนี้ต่อเนื่องจาก

เสียงหัวใจอันดับสองไปสักครู่หนึ่งจึงหายไป ไม่ได้ดังต่อเนื่องจนได้ยินเสียงหัวใจอันดับอีกรอบ ทั้งนี้เนื่องจากเลือดไหลย้อนกลับหัวใจได้น้อยลง อันเป็นผลจากการที่ความดันเลือดในเอออร์ตาลดลงเข้าใกล้ความดันในหัวใจห้องล่างซ้ายมากขึ้น

ส่วนความผิดปกติของลิ้นหัวใจด้านล่างขวาพบได้เล็กน้อย แต่ถ้ามีความผิดปกติขึ้นก็จะได้ยินเมอร์เมอร์ในทำนองเดียวกันกับที่กล่าวมาแล้ว เพียงแต่เสียงที่เกิดขึ้นอาจมีความดังและช่วงเวลาสั้นกว่าที่พบในหัวใจด้านซ้ายด้วยเหตุผลดังกล่าวก่อนหน้า



รูปที่ 2.4 เมอร์เมอร์ประเภทต่างๆ ที่เกิดขึ้นในรอบการทำงานของหัวใจ

3) เมอร์เมอร์ต่อเนื่อง (continuous murmur)

ในบางกรณีสามารถได้ยินเมอร์เมอร์ในหัวใจได้อย่างต่อเนื่อง โดยไม่สามารถแยกเสียงหัวใจออกเป็นอันดับต่างๆ ได้อย่างชัดเจน ความผิดปกติที่สำคัญ ได้แก่ เด็กที่มีหลอดเลือดดักตัสอาร์เทอริโอซิส (ductus arteriosus) ซึ่งเชื่อมหลอดเลือดแดงพัลโมนารีกับเอออร์ตา ส่วนที่โค้งลงไปยังช่องท้องหลอดเลือดเชื่อมนี้มีไนฟิตัส ปกติจะตีบและฝ่อหายไปเมื่อคลอดจากครรภ์มารดา ถ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้ในขอบเขตการวิจัยเท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ทางการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีกรนำไปใช้

หลอดเลือดนี้ไม่ฝ่อหายไปจะทำให้เลือดจากเอออร์ตาไหลย้อนเข้าสู่ปอดอยู่ตลอดเวลา เนื่องจากความดันเลือดในเอออร์ตาสูงกว่าความดันในปอดมากเลือดที่ไหลย้อนนี้มีความเร็วทำให้เกิดการหมุนวนและเมอร์เมอร์ขึ้นตลอดเวลา

จากการศึกษาพบว่า กราฟเสียงเต้นหัวใจของผู้ป่วยโรคหัวใจแต่ละประเภทจะมีคุณลักษณะที่แตกต่างกัน ดังนั้นข้อมูลจากการวิเคราะห์กราฟเสียงเต้นหัวใจจึงสามารถนำมาใช้ประกอบในการแยกประเภทของผู้ป่วยโรคหัวใจได้

2.5 ตารางแสดงเสียงหัวใจที่ผิดปกติจะมีช่วงความถี่ต่างๆ

เสียง	ความถี่ (Hz)
High Pitch Heart Murmur เกิดจากการไหลของเลือดโดยไหลจากส่วนของหัวใจหรือหลอดเลือดที่มีความดันสูงสู่ส่วนที่มีความดันต่ำกว่า	660
Low Pitch Heart Murmur เกิดจากการไหลของเลือดจากส่วนหนึ่งของหัวใจไปสู่อีกส่วนหนึ่งที่มีความแตกต่างของความดันไม่มากนัก	400
Presystolic Murmur เกิดจาก atrium บีบหดตัวไล่เลือดผ่าน Mitral Valve	140
Systolic และ Diastolic Murmurs	120 - 660
Pericardial Rub	140 - 660

ตารางที่ 2.1 แสดงเสียงหัวใจที่ผิดปกติจะมีช่วงความถี่ต่างๆ

2.6 หลักการพื้นฐานในการฟังเสียงเต้นหัวใจของแพทย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ การฟังเสียงหัวใจ (Cardiac auscultation) เป็นสิ่งที่สำคัญอย่างยิ่งสำหรับการการคัดกรองผู้ป่วยโรคหัวใจ แพทย์ทุกคนที่จะเรียนรู้และทำความเข้าใจอย่างลึกซึ้ง จะต้องอาศัยความรู้

พื้นฐานทางกายวิภาคศาสตร์ สรีรวิทยา และการฝึกฝนฟังเสียงหัวใจบ่อยๆ จนเกิดเป็นทักษะและประสบการณ์

การฟังเสียงหัวใจเปรียบได้กับการฟังเสียงดนตรีหรือฟังเพลง มีท่วงทำนอง มีเนื้อเพลง มีเสียงประกอบจากเครื่องดนตรีนานาชนิด หากได้ศึกษาหรือมีพื้นฐานในการฟังก็จะสามารถจดจำ และเรียนรู้สาระจากดนตรีหรือเพลงนั้นๆ ได้อย่างถ่องแท้ (Music appreciation) เมื่อมีจุดมุ่งหมายในการฟังก็จะสามารถตีความเสียงนั้นๆ ได้ การฟังครั้งเดียวไม่เพียงพอต้องฟังหลายๆ ครั้งหลายๆ ท่อน โดยตั้งใจฟังเฉพาะเสียงบางเสียงที่สนใจเป็นช่วงๆ ไป ดังนั้นในการฟังเสียงหัวใจสิ่งที่สำคัญที่สุดคือ การรู้จักทำการแยกแยะเสียงหัวใจ และสามารถวิเคราะห์ถึงที่มาและสาเหตุของการเกิดเสียงเพื่อใช้เป็นข้อมูลในการแปลผลและวินิจฉัยความผิดปกติที่เกิดขึ้นได้

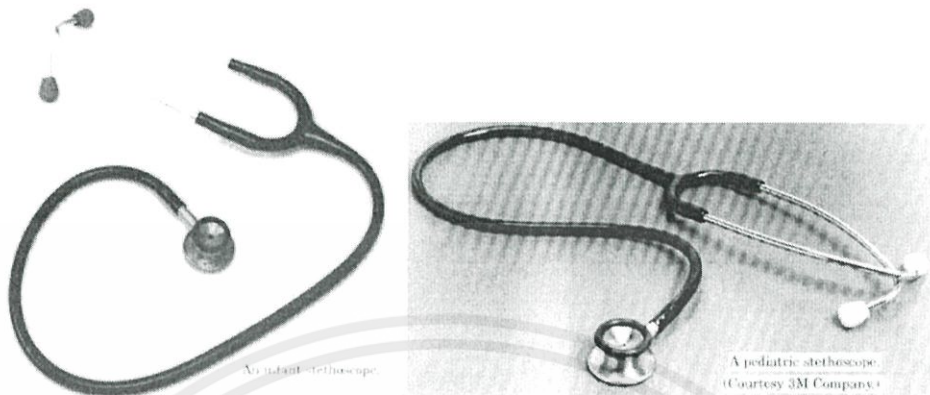
2.6.1 อุปกรณ์ในการฟังเสียงหัวใจ

แม้ว่าการทำงานของหัวใจทำให้เกิดเสียงขึ้น แต่ปกติแล้วการฟังเสียงหัวใจจะใช้เครื่องช่วยฟังเรียกว่า “หูฟัง” (Stethoscope) เป็นอุปกรณ์ในการฟังเสียงหัวใจที่ใช้กันอย่างแพร่หลาย ลักษณะหูฟังโดยทั่วไปจะมี 2 ด้าน ดังนี้

2.6.1.1 ด้าน Bell chest pieces มีลักษณะคล้ายถ้วยหรือระฆัง ใช้ฟังเสียงทุ้มต่ำ (Low pitch หรือ Lowfrequency) เช่น S3, S4 gallop, diastolic rumbling murmur ของ mitral stenosis ที่ apex เป็นต้น วิธีใช้ให้ตะเบา ๆ ที่ผิวหนังหน้าอก โดยใช้เพียงน้ำหนักของ chest pieces เอง ให้พอคลุมผิวหนังทั่วรอบวงคล้ายสูญญากาศ หากแต่ผิวหนังไม่รอบวงจะไม่ได้ยิน ดังนั้นหากผู้ป่วยผอมหรือเป็นเด็กเล็ก Bell chest pieces ที่เล็กจะมีประโยชน์มาก เนื่องจากผู้ป่วยผอมจะมีกระดูกซี่โครง (ribs) เต็มขึ้นการใช้ Bell chest pieces ที่ใหญ่จะคร่อมอยู่ระหว่างกระดูกซี่โครง 2 ซี่ จึงได้ยินไม่ชัดหรืออาจไม่ได้ยินอะไรเลย

2.6.1.2 ด้าน Diaphragm chest pieces มีลักษณะเป็นแผ่นเรียบ ออกแบบมาเพื่อใช้ฟังเสียงแหลม (High pitch หรือ High frequency) เช่น S2 ทั้ง 2 components (S2A และ S2P), systolic ejection murmur ที่พบใน aortic หรือ pulmonic stenosis, pansystolic murmur ที่พบใน mitral regurgitation หรือ ventricular septal defect วิธีใช้ให้กดแรงพอสมควร เพื่อให้แนบไปกับผิวหนังบริเวณที่ต้องการจะฟังมากที่สุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.5 หูฟัง (Stethoscope) ที่ใช้กับผู้ใหญ่ (ซ้าย) และเด็ก (ขวา)

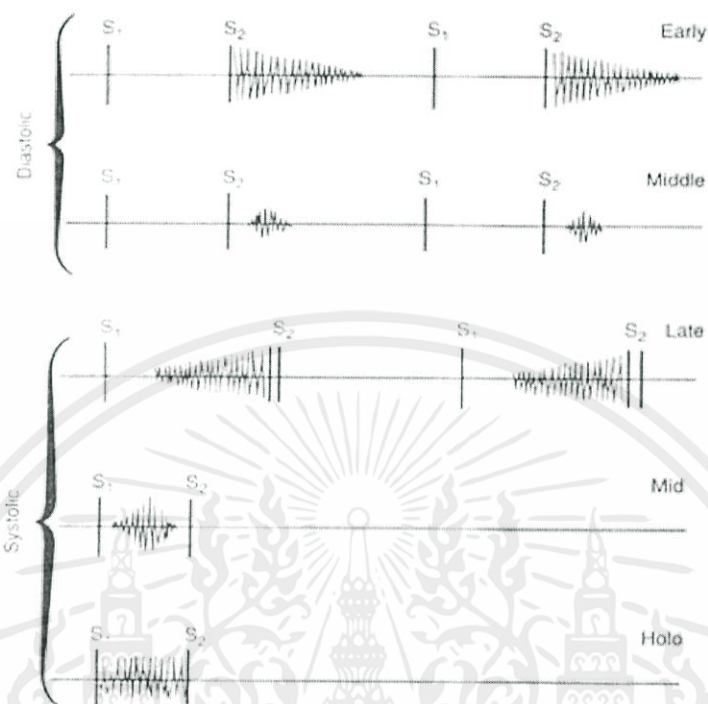
หลักการนี้เองที่ผู้ตรวจสามารถนำมาใช้ ในกรณีที่สงสัยว่าเสียงที่กำลังได้ยินอยู่นั้น เป็น low pitch หรือ high pitch หากเสียงนั้นฟังได้ชัดเจนด้วย bell เมื่อใช้กฎวิธี เสียงจะเบาลง หรือหายไปเมื่อกด bell แรงขึ้น เป็นสิ่งบ่งชี้ว่าเสียงนั้นเป็น low pitch ในทางกลับกันหากฟังได้เบา หรือไม่ชัดด้วย bell แต่เมื่อกดแรงขึ้นจะได้ยินเสียงชัดขึ้น เป็นสิ่งบ่งชี้ว่าเสียงนั้นเป็น high pitch ด้วยเหตุผลนี้จึงแนะนำให้ฟังเสียงหัวใจด้วยด้าน bell ก่อน แล้วจึงใช้ด้าน diaphragm เพื่อการตรวจหัวใจที่ถูกต้องและฟังได้ครบถ้วน

2.6.2 การวินิจฉัยแยกโรคจากการฟังเสียงเมอร์เมอร์

ในการแยกแยะเสียง heart murmur ให้พิจารณาคุณลักษณะของเสียง ดังนี้

- 1.) Timing ของ murmur อยู่ในช่วง systolic, diastolic หรือเป็นแบบ continuous
- 2.) Point of maximum intensity ของ murmur
- 3.) Pitch และ quality ของ murmur ว่าเป็นแบบ high, medium หรือ low pitch และมี shape เป็นแบบ pansystolic (holosystolic) หรือ systolic ejection murmur
- 4.) Finer timing เช่น early, mid, late systole หรือ diastole เป็นการบอกความสัมพันธ์ของ heart murmur กับ heart sound

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

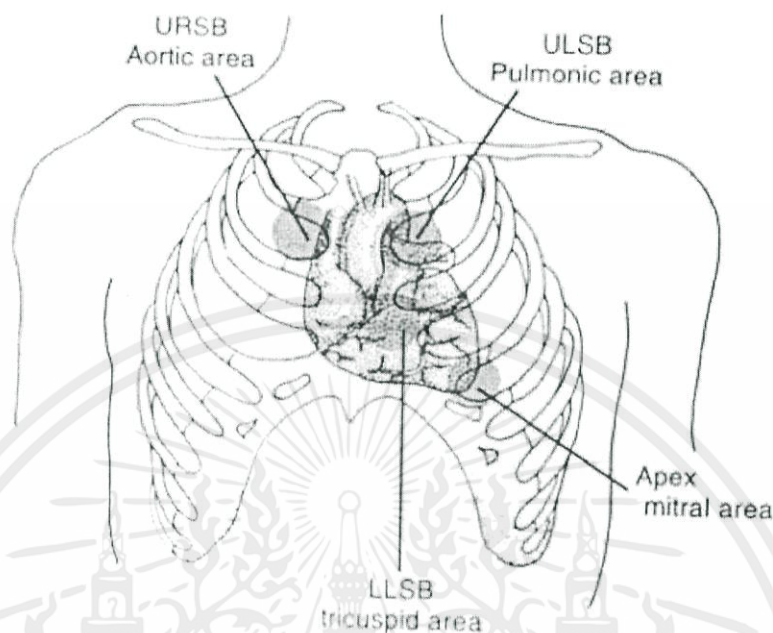


รูปที่ 2.6 ช่วงเวลาและคุณลักษณะการเกิดเสียงหัวใจ

ในขณะที่หัวใจเต้นช้า การจำแนก murmur ว่าอยู่ในช่วง systolic หรือ diastolic ทำได้ไม่ยากนัก แต่ถ้าอัตราการเต้นของหัวใจเร็วขึ้น จะทำให้ฟังยากขึ้น จึงต้องอาศัยการคลำชีพจรของ carotid artery ควบคู่ไปด้วย ถ้า heart murmur มาพร้อมกับชีพจรจะเป็น systolic murmur แต่ถ้ามาหลังชีพจรจะเป็น diastolic murmur

การหา point of maximum intensity ควรฟังเฉพาะใน 4 บริเวณที่สำคัญคือ apex, lower left sternal border (LLSB), upper left sternal border (ULSB) และ upper right sterna border (URSB) ดังแสดงในรูปที่ 2.7

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.7 บริเวณที่ใช้ในการฟังเสียงหัวใจ

การฟังเสียงหัวใจในผู้ป่วยนั้น ควรจะฟังให้ทั่วทั้ง precordium รวมด้านข้าง (ราวนมและใต้รักแร้) ด้านหลัง (Interscapular area) และควรฟังในหลาย ๆ ท่า เช่น ท่านอน, นั่ง, นอนหงาย หรือนอนตะแคงซ้าย เช่น กรณีต้องการฟังเสียงหัวใจที่บริเวณ apex ให้ชัดเจน ก็พยายามทำให้หัวใจเข้ามาชิด chest wall มากขึ้น หรือกรณีสงสัยว่าจะเป็น mitral valve prolapsed การฟังขณะผู้ป่วยนั่งยองจะได้ยิน mid-ejection click และ mid systolic murmur ได้ดีขึ้น

Surface anatomy ของ chest wall มีความสำคัญอย่างมากในการฟังเสียงหัวใจ และเป็นเคล็ดลึกลับนำไปสู่ความเข้าใจ ผู้ตรวจจะตอบคำถามตัวเองได้ว่าต้องการฟังเสียงหัวใจเสียงใดที่บริเวณใด โดยคาดว่าลิ้นหัวใจนั้นอยู่ที่ใด และลักษณะการกระจายของเสียง (Extend of radiation of murmur) จะช่วยในการแยกว่าเสียงหัวใจที่ผิดปกตินี้จะเกิดจากลิ้นหัวใจใด หรือโครงสร้างของหัวใจส่วนใด

การวิเคราะห์ pitch และ quality นั้น จะพิจารณา heart murmur เป็นลักษณะคล้ายสัญญาณรบกวน (Noise) ที่มี band of frequency หรือแถบของเสียงเป็นกลุ่ม ๆ ซึ่งต่างกับเอกสารนี้ musical sound ที่มีเพียง fundamental frequency หรือเป็นเสียงที่มีความถี่เดียว ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เสียง high pitch heart murmur เกิดเนื่องจากการรบกวนการไหลของเลือด โดยไหลจากส่วนของหัวใจหรือหลอดเลือดที่มีความดันสูงไปส่วนที่มีความดันต่ำกว่า เช่น aortic valve หรือ pulmonic valve stenosis, ventricular septal defect ขนาดเล็ก หรือ mitral regurgitation เป็นต้น

เสียง low pitch heart murmur เกิดเนื่องจากการรบกวนการไหลของเลือด โดยไหลจากส่วนหนึ่งของหัวใจไปสู่อีกส่วนหนึ่งที่มีความแตกต่างของความดันไม่มากนัก เช่น ที่พบใน mitral valve stenosis ความดันเลือดใน left atrial ในช่วง diastolic ถึงแม้จะสูงขึ้นแต่ก็ไม่ต่างจากความดัน diastolic ใน ventricle มากนัก โดยเลือดพยายามไหลผ่านลิ้นที่ตีบนี้

ความเข้าใจใน cardiac cycle ที่ดี จะทำให้สามารถเข้าใจถึงความแตกต่างของเสียง ช่วงเวลาที่เกิดเสียง รวมถึง configuration ของเสียงเมอร์เมอร์ได้อย่างถูกต้อง

ความรู้พื้นฐานด้านการฟังเสียงหัวใจ และประสบการณ์ในการวินิจฉัยโรคของแพทย์ ถือเป็นข้อมูลสำคัญในการทำงานวิจัยนี้ เนื่องจากข้อมูลดังกล่าวจะใช้เป็นฐานความรู้และจะถูกรวบรวมเก็บไว้ในระบบ จำเป็นจะต้องเรียกข้อมูลในฐานความรู้เพื่อใช้ในการวินิจฉัยโรค ดังนั้นระบบจะสามารถวินิจฉัยโรคได้อย่างถูกต้องเพียงใดนั้น จึงขึ้นอยู่กับข้อมูลในฐานความรู้เป็นสำคัญ

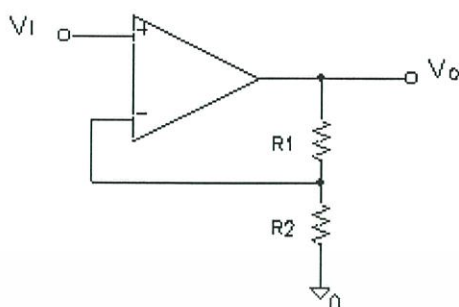
2.7 วงจรที่ใช้ในการขยายสัญญาณและวงจรรองความถี่

2.7.1 วงจรขยายแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier)

สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2.8 ซึ่งเมื่อทำการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของกระแสที่โหนด ขาลบของออปแอมป์โดยสมมุติให้ทิศทางกระแสไหลออกจากโหนดทั้งหมด จะได้อัตราขยายลูปปิดของวงจรดังนี้

$$\frac{v_o}{v_i} = \frac{R_1 + R_2}{R_2} \quad (2.1)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.8 วงจรขยายแบบไม่กลับเฟส

2.7.2 วงจรกรองความถี่

วงจรกรองความถี่ (Filters) สามารถแบ่งออกเป็น 2 แบบใหญ่ ๆ คือ แบบพาสซีฟ (Passive filters) และแบบแอคทีฟ (Active filters) วงจรกรองความถี่เป็นวงจรที่สามารถทำหน้าที่เลือกความถี่ที่ต้องการหรือตัดความถี่ที่ไม่ต้องการออกก็ได้ การใช้งานวงจรกรองความถี่สามารถใช้กรองสัญญาณรบกวน หรือกรองเอาสัญญาณข่าวสารออกมาจากคลื่นพาห้ในระบบวิทยุ ดังนั้นอุปกรณ์ที่นำมาใช้ในวงจรกรองความถี่ ถ้าเป็นแบบพาสซีฟจะใช้ตัวต้านทาน ตัวเก็บประจุ และตัวเหนี่ยวนำ ส่วนในวงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟ จะใช้ตัวต้านทาน ตัวเก็บประจุ ร่วมกับอุปกรณ์ที่สามารถทำการขยายสัญญาณ เช่น ออปแอมป์ ทำให้วงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟมีข้อดีกว่าแบบพาสซีฟ คือ

ไม่มีการสูญเสียของสัญญาณเนื่องจากออปแอมป์สามารถทำการขยายสัญญาณเพื่อชดเชยการลดทอนของสัญญาณได้

ราคาถูกโดยเฉลี่ยแล้ววงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟจะมีราคาถูกกว่าแบบพาสซีฟ เนื่องจาก ตัวเหนี่ยวนำที่ใช้ในแบบพาสซีฟมีราคาแพง และสร้างได้ยากกว่า

การปรับค่าวงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟสามารถปรับค่าความถี่ที่ต้องการได้ง่ายภายใต้ย่านความถี่ที่กว้างกว่าที่สามารถปรับได้ในแบบพาสซีฟ

การแยกระหว่างอินพุตและเอาต์พุต เนื่องจากวงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟมีการใช้ออปแอมป์ประกอบในวงจรทำให้วงจรกรองความถี่แบบนี้มีอินพุตอินพีแดนซ์สูงและเอาต์พุตอิมพีแดนซ์ต่ำ ทำให้ไม่มีผลการรบกวนกันระหว่างแหล่งจ่ายสัญญาณอินพุตและโหลด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แต่อย่างไรก็ตาม การกรองความถี่แบบแอกทีฟก็มีข้อเสียอยู่บางประการ เมื่อเทียบกับแบบพาสซีฟ คือ

การตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่แบบแอกทีฟ มีความสามารถในการตอบสนองความถี่ได้แคบกว่าแบบพาสซีฟเนื่องจากขีดจำกัดของออปแอมป์ ยกตัวอย่างเช่น ออปแอมป์เบอร์ 741 มีความสามารถในการตอบสนองความถี่ได้เพียง 1 MHz

แหล่งจ่ายไฟเลี้ยงเนื่องจากการใช้ออปแอมป์ทำให้ต้องใช้แหล่งจ่ายไฟเลี้ยงในการทำงานในขณะที่แบบพาสซีฟไม่ต้องใช้แหล่งจ่ายไฟเลี้ยง

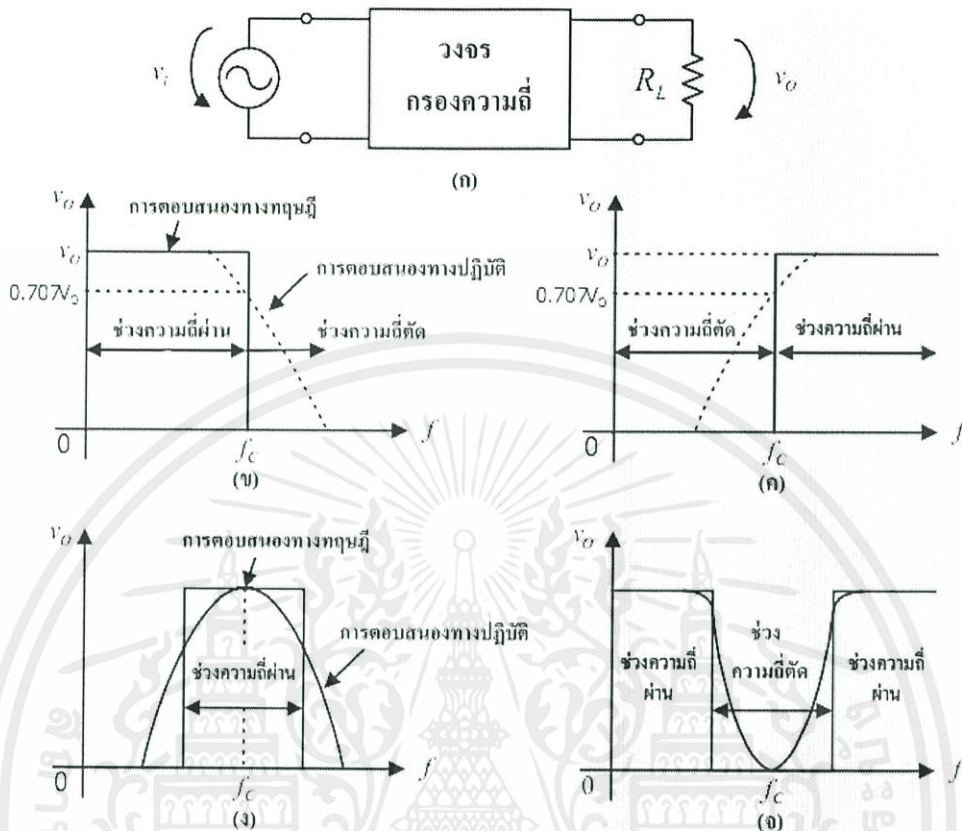
2.7.2.1 การตอบสนองของวงจรกรองความถี่

วงจรกรองความถี่แบบแอกทีฟสามารถแบ่งออกตามหน้าที่การทำงานได้แบ่งออกเป็น 4 ชนิด ได้แก่

- วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low pass filter, LPF)
- วงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High pass filter, HPF)
- วงจรกรองแถบความถี่ผ่าน (Band pass filter, BPF)
- วงจรตัดแถบความถี่ (Notch filter หรือ Band Eliminate filter, BEF)

การทำงานของวงจรกรองความถี่แต่ละชนิด แสดงดังรูปที่ 2.9

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



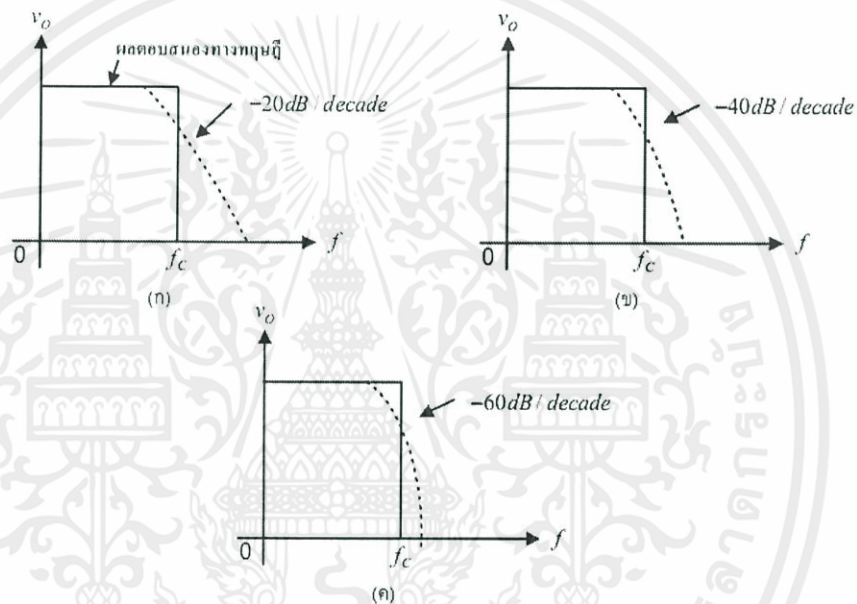
รูปที่ 2.9 วงจรกรองความถี่และการทำงานของวงจรแต่ละชนิด

- (ก) วงจรทดสอบวงจรกรองความถี่
- (ข) การทำงานของวงจร LPF
- (ค) การทำงานของวงจร HPF
- (ง) การทำงานของวงจร BPF
- (จ) การทำงานของวงจร BEF

จากรูปที่ 2.9 (ข) ซึ่งเป็นผลการตอบสนองความถี่ของวงจร LPF จะพบว่าในทางทฤษฎีหรืออุดมคติถ้าความถี่ของอินพุตมีค่ามากกว่าความถี่ตัดที่ต้องการ (Cutoff frequency, f_c) แล้ววงจรจะตัดสัญญาณความถี่นั้น ไม่ให้ออกไปที่เอาต์พุตเลย แต่ในทางปฏิบัติวงจรไม่สามารถตอบสนองความถี่เช่นนี้ได้ วงจรจะค่อยๆ ลดการตอบสนองความถี่ของช่วงที่ไม่ต้องการลง ส่วนผลการตอบสนองความถี่ของวงจร HPF ดัง รูปที่ 2.9 (ค) มีลักษณะตรงกันข้ามกับวงจร LPF ส่วนในรูปที่ 2.9 (ง) เป็นผลการตอบสนองความถี่ของวงจร BPF คือ วงจรจะยอมให้ความถี่เฉพาะแถบหรือช่วงที่ต้องการเท่านั้นออกไปที่เอาต์พุตสำหรับผลของวงจร BEF ดังรูปที่ 2.9 (จ) ก็จะมีลักษณะตรงข้ามกับวงจร BPF

2.7.2.2 ลำดับของวงจรกรองความถี่

จากในรูปที่ 2.9 (ข) จะเห็นว่าในทางปฏิบัติแล้ว เมื่อความถี่อินพุตเปลี่ยนแปลงถึงจุดตัดความถี่ (f_c) ของวงจรจะค่อยๆ ลดการตอบสนองความถี่ลง โดยอัตราการเปลี่ยนแปลงนี้จะขึ้นอยู่กับลำดับ (Order) ของวงจรกรองความถี่ซึ่งโดยทั่วไป วงจรกรองความถี่มีตั้งแต่ลำดับที่ 1 2 3 และ 4 ไปเรื่อยๆ จนถึงลำดับที่ n สำหรับตัวอย่างลำดับของวงจรกรองความถี่ที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงการตอบสนองความถี่ของวงจรของความถี่ต่ำผ่าน (LPF) แสดงไว้ในรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.10 การตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ที่ลำดับต่างๆ

(ก) ลำดับที่ 1 (First order)

(ข) ลำดับที่ 2 (Second order)

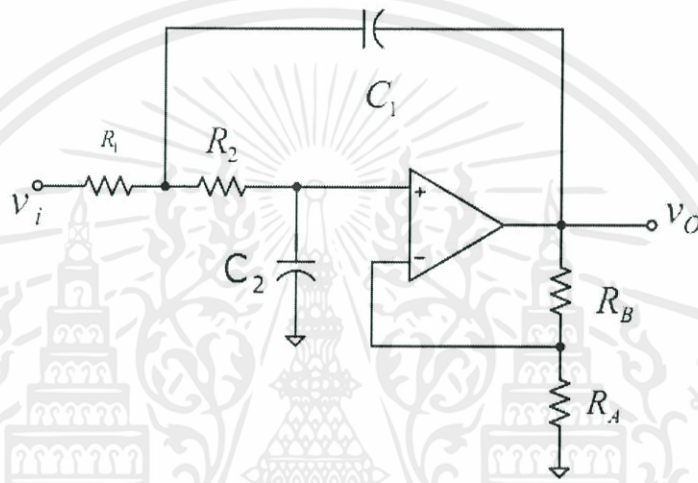
(ค) ลำดับที่ 3 (Third order)

จากรูปที่ 2.10 จะเห็นว่าวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ตอบสนองความถี่ได้ใกล้เคียงกับอุดมคติมากที่สุด คือ ลำดับที่ 3 ถ้าลำดับยิ่งสูงกว่านี้ การตอบสนองความถี่ก็จะยิ่งใกล้เคียงกับอุดมคติมากขึ้นไปอีก แต่ก็ทำให้วงจรกรองความถี่ที่มีลำดับสูงขึ้นมีความซับซ้อนเพิ่มขึ้นตามไปด้วย ในทางใช้งานจริง มักจะนิยมใช้วงจรกรองความถี่ลำดับที่ 2 (second order filter) มากกว่าเนื่องจากสามารถใช้อุปกรณ์เพียงตัวเดียวสร้างได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารวงจรกรองความถี่ลำดับที่ 2 จากรูปที่ 2.10 (ข) พบว่ามีอัตราการตกของความถี่เมื่อเทียบการค่าไม่ว่ากรณีกับอัตราขยายเท่ากับ -40 dB/decade โดยเครื่องหมายลบแสดงถึง อัตราให้เห็นว่าเป็นการตกและ

ตัวเลขนี้หมายความว่าถึง วงจรกรองความถี่ต่ำอยู่ลำดับที่ 2 ซึ่งจะมีอัตราการตกของอัตราขยาย 40 dB ต่อช่วง 10 เท่าของความถี่ ยกตัวอย่างเช่น ที่ความถี่ 1kHz วงจรกรองความถี่มีอัตราขยาย 40 dB = 10000 เท่า หรือหากเทียบเป็นกำลังงาน ถึงจะมีค่าเป็น 100 เท่า เมื่อความถี่เพิ่มขึ้นไป ถึง 10kHz วงจรกรองความถี่มีอัตราขยายลดลงเหลือ 0 dB (1 เท่า) เนื่องจากความถี่ 1kHz ไปยังความถี่ 10kHz จะเรียกที่ 1 decade

1) วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านลำดับที่ 2



รูปที่ 2.11 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านลำดับที่ 2

วงจรของความถี่ต่ำผ่านลำดับที่สอง สามารถสร้างได้ง่ายโดยใช้ออปแอมป์เพียงตัวเดียว ดังในรูปที่ 2.11 วงจรนี้อาจจะเรียกว่า วงจรกรองความถี่แบบ Sallen and Key ซึ่งตั้งชื่อตามผู้ออกแบบวงจร สำหรับวงจรมีความถี่ตัด (Cut off frequency, f_c) สามารถกำหนดได้จากค่าอุปกรณ์ที่ต่ออยู่ภายนอกตามสมการ (2.2)

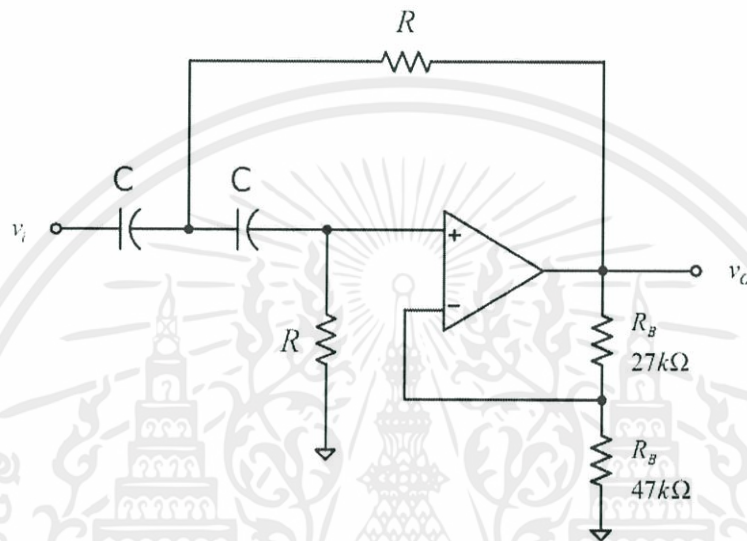
$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (2.2)$$

ถ้าหากกำหนดให้ $R_1 = R_2 = R$ และ $C_1 = C_2 = C$ สามารถลดรูปสมการได้เป็น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับค่า f_c ซึ่งหมายถึงเพื่อ $\frac{1}{2\pi RC}$ เท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ในการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนตัวต้านทาน R_A และ R_B มีไว้เพื่อเป็นตัวกำหนดอัตราขยายของวงจรรูปปิด (A_{CL})

2) วงจรกรองความถี่สูงผ่านลำดับที่ 2



รูปที่ 2.12 วงจรกรองความถี่สูงผ่านลำดับที่ 2

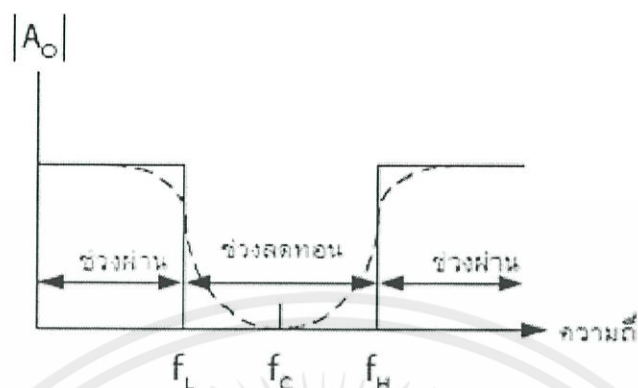
วงจรกรองความถี่สูงผ่านลำดับที่ 2 มีลักษณะวงจรคล้ายกับวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านในรูปที่ 2.11 เพียงแต่สลับตำแหน่งของ R และ C เท่านั้นดังแสดงในรูปที่ 2.12 ส่วนค่าความถี่ตัด (f_c) สามารถหาได้จากสมการ (2.4)

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.4)$$

3) วงจรตัดแถบความถี่ (BRF)

วงจรลดทอนสัญญาณช่วงความถี่ (Band Reject Filter: BRF) หมายถึง วงจรที่กำจัดความถี่บางช่วงออกไป บางครั้งจะเรียกว่า นอตช์ฟิลเตอร์ (Notch filter)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.13 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายกับความถี่ในวงจรตัดแถบความถี่ (BRF)

2.8 ระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ (Android)

2.8.1 ระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ (Android)

แอนดรอยด์ (Android) กูเกิลแอนดรอยด์ (Google Android) หรือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ (Android Operating System) เป็นชื่อเรียกชุดซอฟต์แวร์หรือแพลตฟอร์ม (Platform) สำหรับอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่มีหน่วยประมวลผลเป็นส่วนประกอบ เช่น คอมพิวเตอร์ โทรศัพท์เคลื่อนที่ อุปกรณ์เล่นอินเทอร์เน็ตขนาดพกพา เป็นต้น แอนดรอยด์ถือกำเนิดอย่างเป็นทางการในวันที่ 5 พฤศจิกายน 2550 โดยบริษัทกูเกิล จุดประสงค์ของแอนดรอยด์มีจุดเริ่มต้นมาจากบริษัท Android Inc. ที่ได้นำเอาระบบปฏิบัติการลินุกซ์ (Linux) ซึ่งนำไปใช้งานกับเครื่องเซิร์ฟเวอร์ (Server) เป็นหลัก นำมาลดทอนขนาดตัว (แต่ไม่ลดทอนความสามารถ) เพื่อให้เหมาะสมแก่การนำไปติดตั้งบนอุปกรณ์พกพา ที่มีขนาดพื้นที่จัดเก็บข้อมูลที่จำกัด โดยที่แอนดรอยด์จะใช้สัญลักษณ์หุ่นยนต์ เป็นหุ่นยนต์ที่คอยช่วยเหลืออำนวยความสะดวกแก่ผู้ที่พกพาทุกที่ทุกเวลา

กูเกิลแอนดรอยด์เป็นชื่อเรียกอย่างเป็นทางการของแอนดรอยด์ เนื่องจากปัจจุบันบริษัทกูเกิลเป็นผู้ถือสิทธิบัตรในตราสัญลักษณ์ชื่อและรหัสต้นฉบับ (Source Code) ของแอนดรอยด์ภายใต้เงื่อนไขการพัฒนาแบบ GPL โดยเปิดให้นักพัฒนา (Developer) สามารถนำรหัสต้นฉบับไปพัฒนาปรับแต่งได้อย่างเปิดเผย ทำให้แอนดรอยด์มีผู้เข้าร่วมพัฒนาจำนวนมากและเอกสารนี้พัฒนาไปได้อย่างรวดเร็ว ทรัพยากรใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประเภทของชุดซอฟต์แวร์เนื่องจากแอนดรอยด์นั้นเปิดให้นักพัฒนาเข้าไปชมรหัสต้นฉบับได้ ทำให้มีผู้พัฒนาจากหลายฝ่ายนำเอารหัสต้นฉบับมาปรับแต่งและสร้างแอนดรอยด์ในแบบฉบับของตนเอง จึงแบ่งประเภทของแอนดรอยด์ออกได้ 3 ประเภท ดังนี้

1. Android Open Source Project (AOSP) เป็นแอนดรอยด์ประเภทแรกที่ถูกเปิดให้สามารถนำต้นฉบับแบบเปิดไปติดตั้งใช้งานในอุปกรณ์ต่างๆโดยไม่ต้องเสียค่าใช้จ่ายใดๆ

2. Open Handset Mobile (OHM) เป็นแอนดรอยด์ที่ได้รับการพัฒนาร่วมกับกลุ่มบริษัทผู้ผลิตอุปกรณ์พกพา ที่เข้าร่วมกับกุเกิลในนาม Open Handset Alliances (OHA) ซึ่งบริษัทเหล่านี้จะพัฒนาแอนดรอยด์ในแบบฉบับของตนเองออกมา โดยรูปร่างหน้าตาการแสดงผล และฟังก์ชันการใช้งาน จะมีความเป็นเอกลักษณ์ และมีลิขสิทธิ์เป็นของตนเอง พร้อมได้รับสิทธิ์ในการมีบริการเสริมต่างๆ จากกุเกิล ที่เรียกว่า Google Mobile Service (GMS) ซึ่งเป็นบริการเสริมที่ทำให้แอนดรอยด์มีประสิทธิภาพ เป็นไปตามจุดประสงค์ของแอนดรอยด์ แต่การจะได้มาซึ่ง GMS นั้น ผู้ผลิตจะต้องทำการทดสอบระบบ และขออนุญาตกับทางกุเกิลก่อน จึงจะนำเครื่องออกสู่ตลาดได้

3. Cooking หรือ Customize เป็นแอนดรอยด์ที่นักพัฒนานำเอารหัสต้นฉบับจากแหล่งต่างๆ มาปรับแต่ง ในแบบฉบับของตนเอง โดยจะต้องทำการปลดล็อคสิทธิ์การใช้งานอุปกรณ์ หรือ Unlock เครื่องก่อน จึงจะสามารถติดตั้งได้ โดยแอนดรอยด์ประเภทนี้ถือเป็นประเภทที่มีความสามารถมากที่สุด เท่าที่อุปกรณ์เครื่องนั้นๆ จะรองรับได้ เนื่องจากได้รับการปรับแต่งให้เข้ากับอุปกรณ์นั้นๆ จากผู้ใช้งานจริง

สิทธิ์ในการใช้งานระบบ เช่นเดียวกับระบบปฏิบัติการทั่วไป ที่มีการจำกัดการใช้งาน และการเข้าถึงส่วนต่างๆ ภายในระบบ เพื่อความปลอดภัยของระบบและผู้ใช้ งาน อุปกรณ์ที่ติดตั้งระบบแอนดรอยด์จึงมีการจำกัดสิทธิ์ไว้ (เว้นแต่ได้ทำการปลดล็อคสิทธิ์ หรือ root เครื่องแล้ว) สามารถแบ่งสิทธิ์ของผู้ใช้ในการเข้าถึงระบบคร่าวๆ ได้ดังต่อไปนี้

1. สิทธิ์ root สิทธิ์การใช้ใช้งานระดับรากซึ่งถือว่าเป็นรากฐานของระบบ จึงมีความสามารถในการเข้าถึงทุกๆ ส่วนของระบบ

2. สิทธิ์ ADB (Android Develop Bridge) นักพัฒนาสามารถเข้าถึงส่วนต่างๆ ของระบบได้ผ่านสิทธิ์นี้

3. Application & System สิทธิ์ของโปรแกรมในการเข้าถึงระบบ และสิทธิ์ของระบบในการเข้าถึงอุปกรณ์ โดยสิทธิ์เหล่านี้ ตัวระบบจะเป็นตัวจัดการมอบและถอนสิทธิ์ ตามเงื่อนไขที่กำหนดซึ่งจะถูกแบ่งย่อยออกเป็นหลายหัวข้อ

4. End-user ผู้ใช้งานขั้นสุดท้าย ซึ่งก็คือผู้ใช้งานทั่วไป ที่ใช้การเข้าถึงส่วนต่างๆ ของระบบผ่านช่องทางสิทธิ์ที่โปรแกรมได้รับอีกที โดยจะถูกจำกัดไม่ให้เข้าถึงในส่วนที่เป็นอันตรายต่อระบบ

ไม่ว่ากรณีใดๆ ก็ตามหากมีการเปลี่ยนแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.8.2 วิวัฒนาการของแอนดรอยด์ (Android)

กูเกิลได้สังเกตเห็นถึงอัตราการเติบโตของการใช้งานอินเทอร์เน็ตบนอุปกรณ์แบบพกพาจึงก่อตั้งบริษัท Android, Inc. ขึ้นมาในปี พ.ศ.2548 โดยมีเป้าหมายที่จะพัฒนาระบบปฏิบัติการเพื่อใช้งานบนอุปกรณ์พกพา ส่วนทาง Apple ได้เปิดตัว iPhone ในปี พ.ศ.2550 ด้วยแนวคิดของการนำจอภาพแบบสัมผัสหลายจุดมาใช้งาน แคมยังเสนอตลาดเอาไว้ให้จำหน่ายหรือจับจ่ายซื้อแอปพลิเคชันด้วย แอนดรอยด์ถูกพัฒนาอย่างรวดเร็วโดยได้นำคุณสมบัติเหล่านี้มารวมไว้ในระบบปฏิบัติการและทำให้รองรับการทำงานแบบมัลติทาสก์กิ้ง (Multitasking) ด้วยการทำงานร่วมกับระบบงานที่รองรับการทำงานระดับองค์กรเช่นระบบของอีเมลของ Microsoft Exchange ระบบเครือข่ายส่วนตัวแบบเสมือน (Virtual Private Network VPN) หรือการลบข้อมูลในอุปกรณ์พกพาจากระยะไกล ก็คล้ายๆกับรูปแบบการทำงานของระบบปฏิบัติการ BlackBerry ที่บริษัท Research In Motion ได้นำมาใช้กับโทรศัพท์มือถือ BlackBerry ทุกรุ่น

คุณสมบัติการรองรับอุปกรณ์ที่หลากหลายและสามารถทำงานร่วมกันนำกันได้นั้น ทำให้แอนดรอยด์ได้รับความนิยมอย่างสูง แต่ในขณะเดียวกันก็กลายเป็นปัญหาที่ค่อนข้างใหญ่สำหรับนักพัฒนาด้วย เพราะจะต้องพัฒนาแอปพลิเคชันให้ใช้งานได้กับอุปกรณ์แทบทั้งหมด ซึ่งอุปกรณ์ที่มีในท้องตลาดนั้นมีความแตกต่างทั้งเรื่องขนาดของหน้าจอ ความเร็วในการประมวลผล เลยทำให้ผลลัพธ์ในการทำงานของแอปพลิเคชันที่แสดงออกมาบนอุปกรณ์แต่ละรุ่นแตกต่างกันไป นอกจากนี้ยังคาดเดาความเร็วในการทำงานได้ยากด้วย และคงเป็นไปได้ถ้าจะนำแอปพลิเคชันไปลองทดสอบกับอุปกรณ์ทุกรุ่น

ระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์พยายามแก้ไขปัญหานี้ด้วยการทำให้รูปแบบการพัฒนาแอปพลิเคชันสามารถทำงานได้บนหลายแพลตฟอร์ม และได้รับประสบการณ์การใช้งานที่ใกล้เคียงกัน โดยแยกเอาการทำงานของแอปออกจากรูปแบบการติดต่อกับฮาร์ดแวร์โดยตรง มาเป็นการติดต่อกับไลบรารีของระบบปฏิบัติการแทน ซึ่งจะทำให้มีความยืดหยุ่นในการปรับแต่งมากขึ้น ในกรณีที่มีการเปลี่ยนฮาร์ดแวร์เป็นรุ่นอื่นๆ ที่ใหม่ขึ้นแอปพลิเคชันที่ใช้งานอยู่ในปัจจุบันก็ยังทำงานได้เป็นปกติ จึงเป็นแนวคิดในอุดมคติของการพัฒนาแอปพลิเคชัน

ดังนั้นในขั้นตอนของการพัฒนาแอปพลิเคชัน สภาพแวดล้อมของระบบที่จะใช้ในการพัฒนาและทดสอบการทำงานของแอปพลิเคชันจึงเป็นสิ่งที่สำคัญ ทางกูเกิล จึงได้นำเสนอปลั๊กอินที่ใช้ในการพัฒนาแอปพลิเคชันที่มีชื่อว่า ADT (Android Development Tool) ซึ่งทำงานร่วมกับโปรแกรม Eclipse เลยทำให้ได้สภาพแวดล้อมในการพัฒนาแอปพลิเคชันที่สามารถจำลองการทำงานบนโปรเซสเซอร์ ARM ได้ และถ้าผู้ใช้งานแอปพลิเคชันนั้นๆ พบข้อผิดพลาดในการทำงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ไม่ให้นำไปใช้หรือเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แอปพลิเคชันก็จะแจ้งข้อผิดพลาดดังกล่าวกลับไปยังผู้พัฒนาแอปพลิเคชันผ่านทาง Android Market ได้

2.8.3 Android SDK

Android SDK ย่อมาจาก Android Software Development Kit ซึ่งเป็นชุดโปรแกรมที่ทางกูเกิลพัฒนาออกมาเพื่อให้นักพัฒนาแอปพลิเคชัน หรือผู้สนใจทั่วไปดาวน์โหลดไปใช้ โดยไม่มีค่าใช้จ่าย ซึ่งเป็นหนึ่งในปัจจัยที่ทำให้แอปพลิเคชันบนแอนดรอยด์เพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็ว ซึ่งในชุด SDK จะมีโปรแกรมและไลบรารีต่างๆ ที่จำเป็นต่อการพัฒนาแอปพลิเคชันบนแอนดรอยด์

2.8.4 Eclipse

Eclipse เป็นเครื่องมือสำหรับใช้ในการพัฒนาซอฟต์แวร์ โดยเฉพาะสำหรับภาษา Java และเนื่องจาก Eclipse เป็นซอฟต์แวร์ open source ที่พัฒนาขึ้นเพื่อใช้โดยนักพัฒนาเอง ทำให้ความก้าวหน้าในการพัฒนา Eclipse เป็นไปอย่างต่อเนื่องและรวดเร็ว

Eclipse มีองค์ประกอบหลักที่เรียกว่า Eclipse Platform ซึ่งให้บริการพื้นฐานหลักสำหรับรวบรวมเครื่องมือต่างๆ จากภายนอกให้สามารถเข้ามาทำงานร่วมกันในสภาพแวดล้อมเดียวกัน และองค์ประกอบที่เรียกว่า Plug-in Development Environment (PDE) ซึ่งใช้ในการเพิ่มความสามารถในการพัฒนาซอฟต์แวร์มากขึ้น เครื่องมือภายนอกจะถูกพัฒนาในรูปแบบที่เรียกว่า Eclipse plug-ins ดังนั้นหากต้องการให้ Eclipse ทำงานใดเพิ่มเติม ก็เพียงแค่พัฒนา Plug-in สำหรับงานนั้นขึ้นมา และนำ Plug-in นั้นมาติดตั้งเพิ่มเติมให้กับ Eclipse ที่มีอยู่เท่านั้น Eclipse Plug-in ที่มีมาพร้อมกันใน Eclipse เมื่อ download มาครั้งแรกเรียกว่า Java Development Toolkit (JDT) ซึ่งเป็นเครื่องมือในการเขียนและ debug โปรแกรมภาษา Java

2.8.5 ลักษณะของแอนดรอยด์

ระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์มีจุดเด่นที่น่าสนใจอยู่หลายจุด การทำความรู้จักกับจุดเด่นเหล่านี้จะทำให้เข้าใจการทำงานของแอนดรอยด์มากขึ้น จะได้ว่าอะไรที่ทำได้และทำไม่ได้บนระบบปฏิบัติการนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับเป็นข้อมูลเบื้องต้นเกี่ยวกับระบบปฏิบัติการที่ทำงานแบบฝังตัวโดยใช้โครงสร้างเดียวกับลินุกซ์ (Linux) ซึ่งใช้ลินุกซ์เคอร์เนล (Linux Kernel) เป็นแกนหลักในการทำงาน แต่การทำงานรอบ

ข้างจะไม่ถูกฝังลงในเคอร์เนล หรือพุดง่าย ๆ ก็คือโครงสร้างมาตรฐานของลินุกซ์จะไม่รองรับการทำงานของ X Windows และ GNU C ดังนั้นระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์จึงใช้ประโยชน์จากจาวาเฟรมเวิร์ค แต่เฟรมเวิร์คที่ใช้กันจะไม่ใช้เฟรมเวิร์คมาตรฐาน ไม่สามารถใช้ Swing ได้ และไม่มีไลบรารี Timer ให้ใช้งานด้วยแอนดรอยด์จึงใช้ไลบรารีของตัวเองแทน ไลบรารีเหล่านี้ได้รับการปรับปรุงให้มีประสิทธิภาพการทำงานที่เหมาะสมกับการทำงานอุปกรณ์พกพา

แอนดรอยด์มีลักษณะเป็นระบบปฏิบัติการแบบเปิด หมายความว่านักพัฒนาสามารถดูและใช้งานซอร์สโค้ดของระบบปฏิบัติการได้ รวมถึงการเข้าถึงเรดิโอสแต็ค (Radio Stack) เพื่อควบคุมการใช้งานระบบสื่อสารต่างๆบนฮาร์ดแวร์ด้วย ซอร์สโค้ดพวกนี้ถือเป็นแหล่งข้อมูลอันดับต้นๆ สำหรับศึกษาการทำงานของแอนดรอยด์เลยทีเดียวได้ในกรณีที่ไม่สามารถหาเอกสารอ้างอิงการทำงาน นักพัฒนาจึงสามารถเขียนแอปพลิเคชันให้ทำงานในแบบที่แอนดรอยด์ทำได้ และสามารถสร้างคอมโพเนนต์ (Component) ที่มีการทำงานใกล้เคียงกับคอมโพเนนต์ของระบบได้ด้วย แต่อย่างไรก็ตาม ในระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ยังคงมีฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์บางส่วนที่ไม่เปิดให้นักพัฒนาเข้าถึงได้โดยตรง อย่างเช่นการทำงานของระบบระบุพิกัด (GPS) เป็นต้น

อีกจุดเด่นหนึ่งของระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ที่พัฒนาโดยกูเกิลและกูเกิลยังเป็นผู้พัฒนาระบบปฏิบัติการ Chrome อีกด้วย ซึ่งแอนดรอยด์ถูกออกแบบมาให้ทำงานแบบฝังตัวบนอุปกรณ์พกพา ส่วน Chrome ถูกสร้างขึ้นเพื่อรองรับโครงสร้างการทำงานแบบคลาวด์ (Cloud) โดยอุปกรณ์ที่เหมาะสมกับการทำงานแบบ Cloud คือกลุ่มเน็ตบุ๊ก นับเป็นตัวเลือกที่เหมาะสมที่อยู่กึ่งกลางระหว่างโทรศัพท์มือถือกับเครื่องแล็ปท็อปนั่นเอง และในตอนนี้แอนดรอยด์ก็กำลังพัฒนา Cloud ให้ใช้งานได้ครอบคลุมยิ่งขึ้นอยู่ การพัฒนาแอปพลิเคชันบน Cloud จะคล้ายกับการพัฒนาแอปพลิเคชันบนแอนดรอยด์ นั่นหมายความว่าเมื่อมีการใช้งานร่วมกับ Cloud จำนวนของผู้ที่ใช้แอนดรอยด์ก็จะยิ่งเพิ่มขึ้น

2.8.6 เครื่องมือที่ใช้ในการพัฒนาแอปพลิเคชัน

ชุดเครื่องมือที่ใช้พัฒนาแอปพลิเคชันบนแอนดรอยด์ประกอบไปด้วย แพลตฟอร์มเครื่องมือ ตัวอย่างชุดคำสั่ง และเอกสารประกอบการพัฒนาแอปพลิเคชันบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ ซึ่งทั้งหมดนี้จะทำงานร่วมกับชุดเครื่องมือในการพัฒนาแอปพลิเคชันภาษาจาวา โดยจะมีลักษณะเป็นโปรแกรมปลั๊กอินเพื่อเชื่อมต่อกับเครื่องมือเขียนแอปอย่างเช่น Eclipse Integrated Development Environment

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.8.7 การติดตั้งและอัปเดต

มีเว็บไซต์หลายแห่งบนอินเทอร์เน็ตที่พูดถึงขั้นตอนการติดตั้งและใช้งานชุดพัฒนา แอปพลิเคชันบนแอนดรอยด์ อย่างเช่น <http://developer.android.com/com/sdk/> เป็นเว็บไซต์หนึ่งที่มีข้อมูลที่เป็นประโยชน์อยู่มากมาย และมีข้อมูลเกี่ยวกับขั้นตอนการติดตั้งชุดพัฒนาแอปพลิเคชันบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์โดยละเอียดด้วย ซึ่งสามารถศึกษาและทดลองติดตั้งได้ด้วยตนเอง ตามขั้นตอนโดยสรุปดังนี้

1. ติดตั้งชุดพัฒนาแอปพลิเคชันภาษาจาวา หรือ Java Development Kit (ในกรณีที่ จะพัฒนาแอปพลิเคชันบนแอนดรอยด์เวอร์ชัน 2.1 ขึ้นไป จะต้องติดตั้ง JDK เวอร์ชัน 6 สำหรับในแอนดรอยด์เวอร์ชันก่อนหน้านี้จะทำงานร่วมกับ JDK เวอร์ชัน 5)
2. ติดตั้งโปรแกรม Eclipse Classic (เช่น เวอร์ชัน 3.5.2) ถ้าจะติดตั้งบน Windows ให้คลายไฟล์นี้ก่อนใช้งาน
3. ติดตั้งชุดพัฒนาแอปบนแอนดรอยด์ หรือ Android Starter Package SDK (เช่น เวอร์ชัน r06) เช่นเดียวกัน ถ้าจะติดตั้งบน Windows ให้คลายไฟล์นี้ก่อนใช้งาน
4. เมื่อติดตั้งโปรแกรมทั้งหมดเสร็จเรียบร้อยแล้ว ก็เปิด Eclipse ขึ้นมา และไปที่เมนู Help

2.8.8 ส่วนการติดต่อกับผู้ใช้งาน (User Interface)

ในระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์นั้น ส่วนการติดต่อกับผู้ใช้งาน (UI – User Interface) จะประกอบไปด้วย ส่วนของจอ การสัมผัสจอ และการกดปุ่มต่างๆ ทางกายภาพได้พัฒนาเฟรมเวิร์คเพื่อสนับสนุนการทำงานเหล่านี้ไว้ ทำให้สามารถรับรองกับการทำงานร่วมกันในอุปกรณ์แอนดรอยด์หลายๆแบบได้

โครงสร้างของรีซอร์สในไดเรกทอรีและค่าแอททริบิวต์ที่เกี่ยวข้อง

การแสดงผลบนจอภาพโดยการกำหนดเลเอาท์นั้นๆ จะใช้รีซอร์สที่สร้างขึ้น ซึ่งไฟล์ แอคทิวิตี้และอินเทินต์ โดยจะถูกจัดเก็บอยู่ในโปรเจกต์แอนดรอยด์ ด้านล่างนี้คือการสรุปแบบคร่าวๆ ถึงโครงสร้างของรีซอร์สในไดเรกทอรี

- res/anim/ -- จัดเก็บไฟล์ประเภทภาพเคลื่อนไหวในรูปแบบเฟรม
- res/drawable/ -- จัดเก็บไฟล์ประเภทรูปภาพ ซึ่งสามารถแก้ไขและปรับแต่งให้มีขนาดที่เหมาะสมในระหว่างการคอมไพล์แอปพลิเคชันได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้ในวงจำกัดการอื่นที่มิได้ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- res/layout/ -- จัดเก็บไฟล์ประเภท XML (Extensible Markup Language) ที่ใช้ในการกำหนดเลย์เอาต์
- res/values/ -- จัดเก็บไฟล์ประเภท XML ที่ประกาศรายละเอียดของรีซอร์ส เช่น arrays.xml , colors.xml , dimens.xml , strings.xml และ styles.xml
- res/xml/ -- จัดเก็บไฟล์ประเภท XML อื่นๆที่ไม่เข้าพวกกับกลุ่มข้างต้น
- res/raw/ -- จัดเก็บไฟล์รีซอร์สอื่นๆ ที่ไม่เข้าพวกกับกลุ่มข้างต้น เช่น ไฟล์รูปภาพที่ไม่สามารถแก้ไขได้ เป็นต้น

อ็อบเจกต์ UI แต่ละตัวจะมีค่าแอททริบิวต์ที่สามารถกำหนดค่าได้จำนวน 3 ค่า ซึ่งค่าเหล่านี้จะใช้ในการปรับแต่ง UI ได้แก่ ค่าของขนาดอ็อบเจกต์ ข้อความที่แสดงในอ็อบเจกต์ และสีของอ็อบเจกต์ โดยการกำหนดขนาดของอ็อบเจกต์นั้น ควรใช้หน่วยเป็น dp และ sp เพื่อให้สามารถรองรับการทำงานบนอุปกรณ์ได้หลายแบบ

การกำหนดรูปแบบและมุมมองของแอปพลิเคชันให้เป็นไปในทิศทางเดียวกันนั้น จะใช้คุณสมบัติของไฟล์รีซอร์สแบบโกลบอล (Global) มาช่วยในการกำหนดค่าของแอททริบิวต์ ซึ่งจะช่วยให้ง่ายในการนำค่าเหล่านี้มาใช้ในภายหลัง โดยจะเก็บค่านี้ในรูปแบบของไฟล์ XML อย่างเช่น

- ขนาดของอ็อบเจกต์ จะประกาศในไฟล์ XML res/values/dimens.xml
- ข้อความและลาเบล จะประกาศในไฟล์ XML res/values/strings.xml
- สีของอ็อบเจกต์ จะประกาศในไฟล์ XML res/values/colors.xml

2.8.9 วิดเจ็ตอื่นๆ

ระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์มีวิดเจ็ตให้เลือกใช้ในการพัฒนาแอปพลิเคชันอยู่หลายอย่าง วิดเจ็ตส่วนใหญ่ที่ใช้กันได้แก่

- Button มีลักษณะเป็นปุ่มกดสี่เหลี่ยม สามารถแสดงข้อความหรือรูปภาพได้ และตอบสนองต่อการกดเพื่อทำงานต่างๆที่ได้กำหนดไว้
- Checkbox มีลักษณะเป็นปุ่มพร้อมเครื่องหมายถูกและมีข้อความอธิบาย สามารถสลับสถานการณ์กดและไม่กดได้ บางครั้งเรียกว่า Toggle Button
- Radio Button มีลักษณะเป็นปุ่มกลมๆ เหมือนจุด เลือกด้วยการแตะสัมผัส ปุ่มแบบนี้จะรองรับการเลือกได้แค่ปุ่มเดียวเท่านั้น ปุ่มที่ถูกเลือกจะมีสถานะ On ส่วนปุ่มอื่นๆที่เหลือจะมีสถานะเป็น Off
- Spinner มีลักษณะเป็นปุ่มที่แสดงข้อมูลที่ผู้ใช้งานเลือกอยู่ขณะนั้นและมีลูกศร เพื่อแสดงรายการของตัวเลือกอื่นๆ บางครั้งจะเรียกว่า Combo List box

- Progress Bar มีลักษณะเป็นแถบยาวตามแนวนอน ใช้เพื่อแสดงสถานะต่างๆ ในแบบเปอร์เซ็นต์ของงานที่กำลังทำอยู่ วิดเจ็ตนี้มีหน้าที่แสดงผลอย่างเดียว
- Seek bar มีลักษณะเหมือน Progress Bar เพียงแต่สามารถลากและเปลี่ยนแปลงค่าได้ มักใช้แสดงระยะเวลาที่ต้องใช้ในการเล่นไฟล์เสียง โดยผู้ใช้สามารถลากไปยังตำแหน่งต่างๆบนแถบนี้เพื่อเลือกเล่นไฟล์เสียง ณ ตำแหน่งที่เลือกได้

2.8.10 เทคนิคการทำงานร่วมกับมัลติมีเดีย

2.8.10.1 เสียง

การบันทึกและเล่นข้อมูลเสียงจะมีเฟรมเวิร์คอยู่ 2 ชนิดที่เรียกใช้งานได้ ซึ่งการเลือกใช้นั้นจะขึ้นอยู่กับประเภทการทำงานของแอปพลิเคชัน ซึ่งได้แก่

MediaPlayer/Media/Recorder – เมธอดมาตรฐานที่ใช้จัดการข้อมูลเสียง ซึ่งจะอยู่บนรูปของไฟล์หรือข้อมูลแบบสตรีมก็ได้ เวลาทำงานเฟรมเวิร์คชนิดนี้จะสร้างเทรคเป็นของตัวเอง

AudioTrack/AudioRecorder – เฟรมเวิร์คชนิดนี้สามารถเข้าถึงข้อมูลเสียงแบบ Raw ในสถานะพร้อมใช้งานโดยไม่จำเป็นต้องจัดเก็บอยู่ในรูปของไฟล์ก่อนใช้งานได้ เวลาทำงานเฟรมเวิร์คจะไม่สามารถสร้างเทรคของตัวเอง

2.8.10.2 การสั่งให้เล่นไฟล์เสียงที่เลือกไว้

จะใช้คลาส MediaPlayer และ MediaPlayer ในการบันทึกและเล่นข้อมูลเสียงและข้อมูลวิดีโอ ซึ่งในหัวข้อนี้จะทดลองการใช้งานร่วมกับข้อมูลเสียง โดยมีขั้นตอนการทำงานดังนี้

1. สร้างอินสแตนซ์จากคลาส MediaPlayer

```
MediaPlayer m_mediaPlayer = new MediaPlayer();
```

2. กำหนดแหล่งข้อมูลที่จะใช้งาน ซึ่งสามารถสร้างจากข้อมูลเสียงแบบ Raw ได้

```
m_mediaPlayer = MediaPlayer.create(this, R.raw.my_music);
```

นอกจากนั้น ยังสามารถใช้ข้อมูลประเภทสตรีมได้เช่นกัน แต่จะต้องใช้คำสั่ง
ไม่ว่ากรณีเพิ่มเติมเพื่อเตรียมการทำงานดังนี้

```
m_mediaPlayer.setDataSource(path);
m_mediaPlayer.prepare();
```

ในการทำงานของชุดคำสั่งนั้น จะต้องใช้คำสั่ง try-catch มาครอบไว้เพื่อป้องกันข้อผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้นในกรณีที่ระบบหาแหล่งข้อมูลไม่พบ

3. เริ่มต้นเล่นข้อมูล

```
m_mediaPlayer.start();
```

4. เมื่อเล่นข้อมูลเสียงเสร็จแล้วก็หยุดการทำงานของ MediaPlayer และยกเลิกอินสแตนซ์เพื่อคืนหน่วยความจำกลับสู่ระบบ

```
m_mediaPlayer.stop();
m_mediaPlayer.release();
```

ในที่นี้ใช้คำสั่ง ListFiles มาใช้ในการสร้างรายการของไฟล์ที่จะเอามาเล่น ในการทำงานนี้จะเก็บไฟล์เสียงที่ใช้ไว้ในไดเรกทอรี /sdcard/music/ ซึ่งไดเรกทอรีนี้สามารถเปลี่ยนในภายหลังได้ตามความต้องการ

เมื่อสั่ง ListFiles ได้ส่งค่าของไฟล์ที่ต้องการจะเล่นกลับมายังระบบแล้ว จากนั้นจะเริ่มต้นการทำงานของ MediaPlayer และสั่งให้เมธอด startMP() เริ่มทำงาน โดยหลังจากเริ่มทำงานแล้วจะปรากฏปุ่มบนจอภาพ ซึ่งแสดงข้อความบนปุ่มว่า Pause

ใช้เมธอด pauseMP() เพื่อหยุดการทำงานของ MediaPlayer และเปลี่ยนข้อความบนปุ่มเป็น Play ซึ่งผู้ใช้สามารถกดปุ่มดังกล่าวเพื่อเล่นเพลงหรือหยุดเพลงได้ตามต้องการ

โดยปกติแล้ว MediaPlayer จะสร้างเทร็ดขึ้นมาเองเพื่อรองรับการทำงานอยู่เบื้องหลัง และเทร็ดนี้จะไม่หยุดทำงานไปจนกว่าแอกทิวิตีจะหยุดทำงาน เหตุผลที่มามีการทำงานลักษณะนี้ก็เพราะว่าการทำงานดังกล่าวจะเหมาะกับการเล่นข้อมูลเสียงและเพื่อให้ผู้พัฒนาสามารถควบคุมการทำงานต่างๆ เพิ่มเติมในระหว่างที่กำลังเล่นไฟล์เสียงได้นั่นเอง ดังนั้นจะต้องสั่งให้ MediaPlayer เล่นหรือหยุดเล่นไฟล์เสียงโดยใช้คำสั่ง onPause() และ onResume() ในแอกทิวิตีหลัก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.8.10.3 การบันทึกไฟล์เสียง

การบันทึกเสียงด้วยการใช้คำสั่ง MediaRecorder นั้นจะคล้าย กับการใช้คำสั่ง MediaPlayer ในหัวข้อก่อนหน้านี้ เพียงแต่จะต้องกำหนดการทำงานบางอย่างเพิ่มเติมก่อนที่จะใช้งาน ดังนี้

MediaRecorder.AudioSource :

- MIC – ไมโครโฟนในตัวเครื่อง
- VOICE_UPLINK – ส่งข้อมูลในขณะที่กำลังเรียกสาย
- VOICE_DOWNLINK – รับข้อมูลในขณะที่กำลังเรียกสาย
- VOICE_CALL – รับและส่งข้อมูลเสียงในขณะที่กำลังเรียกสาย
- CAMCORDER – ไมโครโฟนที่ทำงานร่วมกับกล้องถ่ายรูป (ถ้ามี)
- VOICE_RECOGNITION – ปรับการทำงานของไมโครโฟนเพื่อรองรับการวิเคราะห์เสียง (ถ้ามี)

MediaRecorder.OutputFormat :

- THREE_GPP – ไฟล์ประเภท 3GPP
- MPEG_4 – ไฟล์ประเภท MPEG4
- AMR_NB – ไฟล์ประเภทช่วงความถี่เสียงแคบ

MediaRecorder.AudioEncoder :

- AMR_NB – การเข้ารหัสข้อมูลประเภทช่วงความถี่เสียงแคบ

ขั้นตอนในการบันทึกเสียง มีดังนี้

1. สร้างอินสแตนซ์ของ MediaRecorder

```
MediaRecorder m_Recorder = new MediaRecorder();
```

2. กำหนดแหล่งข้อมูลที่จะใช้งาน อย่างเช่น ไมโครโฟน

```
m_Recorder.SetAudioSource(MediaRecorder.AudioSource.MIC);
```

3. กำหนดประเภทของไฟล์เอาต์พุต และรูปแบบการเข้ารหัส

```
m_Recorder.setOutputFormat(MediaRecorder.OutputFormat.THREE_GPP);
```

```
m_Recorder.setAudioEncoder(MediaRecorder.AudioEncoder.AMR_NB);
```

4. กำหนดไดเรกทอรีที่จะใช้ในการจัดเก็บข้อมูลที่บันทึก

```
m_Recorder.setOutputFile(path);
```

5. เริ่มการบันทึก

```
m_Recorder.prepare();
```

```
m_Recorder.start();
```

เมื่อจบขั้นตอนการบันทึกเสียงแล้วก็สามารถใช้ชุดคำสั่งก่อนหน้านี้มาเล่นไฟล์เสียงที่บันทึกไว้นี้ได้

2.8.10.4 การจัดการข้อมูลเสียงแบบ Raw

เฟรมเวิร์ค MediaRecorder/MediaPlayer มักจะมีการใช้ในแอปพลิเคชันที่ทำงานกับเสียงเป็นส่วนใหญ่ แต่การที่จะทำงานกับข้อมูลเสียงแบบ Raw ซึ่งเป็นข้อมูลที่ส่งมาจากไมโครโฟนโดยตรงจะไม่มีเก็บข้อมูลลงไฟล์นั้น ใช้คำสั่ง AudioRecorder และ AudioTrack แทน โดยในขั้นแรกต้องกำหนดสิทธิ์การบันทึกเสียงลงในไฟล์ Manifest ก่อนดังนี้

```
<uses-permission android:name="android.permission.RECORD_AUDIO" />
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การออกแบบและการจัดทำปริญญานิพนธ์

ในบทนี้เป็นวิธี การออกแบบและสร้างอุปกรณ์ทางด้านฮาร์ดแวร์ซึ่งประกอบด้วย วงจรขยายเสียงสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier) วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass Filter) และวงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High-pass Filter) โดยสัญญาณเสียงที่ได้จาก อุปกรณ์ทางด้านฮาร์ดแวร์จะถูกบันทึกผ่านอุปกรณ์เคลื่อนที่แบบแอนดรอยด์ โดยใช้แอปพลิเคชันที่สร้างขึ้น ซึ่งจะทำให้การประมวลผลและแสดงผลผ่านทางหน้าแอปพลิเคชันบนอุปกรณ์เคลื่อนที่แบบแอนดรอยด์

3.1 การออกแบบ

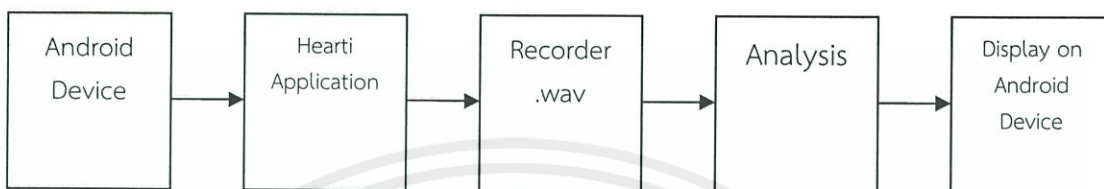
การทำงานของวงจรมันเริ่มจากการนำคอนเดนเซอร์ไมค์ไปต่อกับหูฟังแพทย์เพื่อรับสัญญาณเสียงหัวใจโดยสัญญาณที่ผ่านหูฟังแพทย์นั้นจะมีระดับแรงดัน 200mVpp ซึ่งอยู่ในระดับที่ต่ำมาก จึงต้องมีการขยายสัญญาณเสียงพื้นฐานที่ได้จากการผ่านคอนเดนเซอร์ไมค์ก่อนโดยใช้ วงจรขยายเสียงสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier) ที่มีอัตราการขยายแรงดัน 11 เท่า สัญญาณเสียงหัวใจจะถูกขยายแรงดันเป็น 2Vpp ซึ่งจะช่วยให้ความสะดวกในการ ออกแบบซอฟต์แวร์ในการตรวจวัดระดับแรงดัน และช่วยให้ใช้แหล่งจ่ายไฟที่มีขนาดไม่ใหญ่เกิน ความจำเป็น จากนั้นสัญญาณเสียงจะถูกส่งไปยังวงจรกรองความถี่ เพราะเสียงหัวใจทั่วไปจะมีความถี่ระหว่าง 5 - 660Hz โดยสัญญาณเสียงจะถูกส่งเข้าวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass Filter) ที่ 700Hz และวงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High-pass Filter) ที่ 3Hz เมื่อได้เสียงหัวใจ ดังกล่าวแล้วจะทำการบันทึกสัญญาณเสียงผ่านอุปกรณ์เคลื่อนที่แบบแอนดรอยด์ ซึ่งส่วนแรกสามารถสรุปการทำงานได้ดังบล็อกไดอะแกรมดังนี้



รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมแสดงการทำงานของอุปกรณ์ทางด้านฮาร์ดแวร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อสัญญาณเสียงที่ได้จากอุปกรณ์ทางด้านฮาร์ดแวร์ถูกบันทึกผ่านอุปกรณ์เคลื่อนที่แบบแอนดรอยด์ โดยใช้แอปพลิเคชันที่สร้างขึ้นแล้วจะทำการประมวลผลและแสดงผลผ่านทางหน้าแอปพลิเคชัน ซึ่งส่วนที่สองสามารถสรุปการทำงานได้ดังบล็อกไดอะแกรมดังนี้



รูปที่ 3.2 บล็อกไดอะแกรมแสดงการทำงานของอุปกรณ์ทางด้านซอฟต์แวร์

3.2 การตัดแปลงหูฟังแพทย์ (Stethoscope)

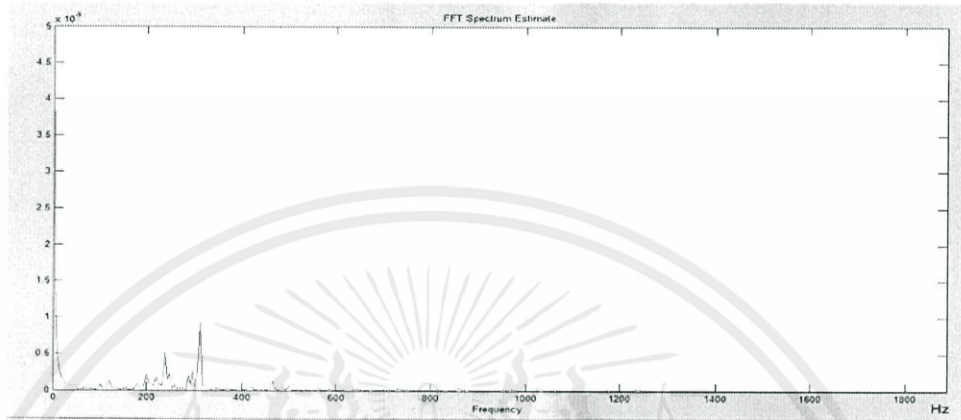
การตัดแปลงหูฟังแพทย์เพื่อนำมาใช้ในการรับสัญญาณเสียงนั้นทำได้โดยการนำคอนเดนเซอร์ไมค์มาติดไว้ที่หูฟังในบริเวณที่แพทย์ใช้ฟังเสียงการเต้นของหัวใจ หลังจากนั้นลองทดสอบว่าคอนเดนเซอร์ไมค์ที่ติดเข้าไปนั้นสามารถรับสัญญาณเสียงที่ผ่านหูฟังแพทย์ได้หรือไม่ โดยการต่อเข้ากับวงจรขยายเสียงสัญญาณ จากนั้นวัดสัญญาณโดยออสซิลโลสโคปพบว่าสัญญาณเกิดขึ้น แสดงว่าคอนเดนเซอร์ไมค์สามารถรับเสียงสัญญาณได้

3.3 การวิเคราะห์สัญญาณเสียงหัวใจโดยใช้ Fast Fourier Transform (FFT)

เมื่อนำสัญญาณเสียงหัวใจอ้างอิงที่ปกติและเสียงหัวใจอ้างอิงที่ผิดปกติมาวิเคราะห์ผ่านกระบวนการ Fast Fourier Transform (FFT) ด้วยโปรแกรม Matlab ซึ่งเป็นการแปลงค่าจากสัญญาณเสียงหัวใจให้อยู่ในรูปของโดเมนความถี่ (Frequency Domain) เพื่อให้ทราบความถี่ของเสียงหัวใจ S1 S2 และ S3 โดยกำหนดสุ่มจุดในสัญญาณเสียงหัวใจมา 4096 จุด เพื่อให้มีความละเอียดในการวิเคราะห์สัญญาณเสียงหัวใจที่วัดได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ได้จากฟังก์ชัน $\text{Soundheart} = \text{abs}(\text{fft}(\text{SoundheartN}, 4096))$ โดยแสดงผลการวิเคราะห์ที่ได้ดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 สัญญาณเสียงหัวใจปกติอ้างอิง

การวิเคราะห์สัญญาณเสียงหัวใจอ้างอิงที่ผิดปกติ สามารถวิเคราะห์ได้จากฟังก์ชัน $\text{Soundheart} = \text{abs}(\text{fft}(\text{SoundheartAb}, 4096))$ สามารถแสดงผลการวิเคราะห์ที่ได้ดังรูปที่ 3.4



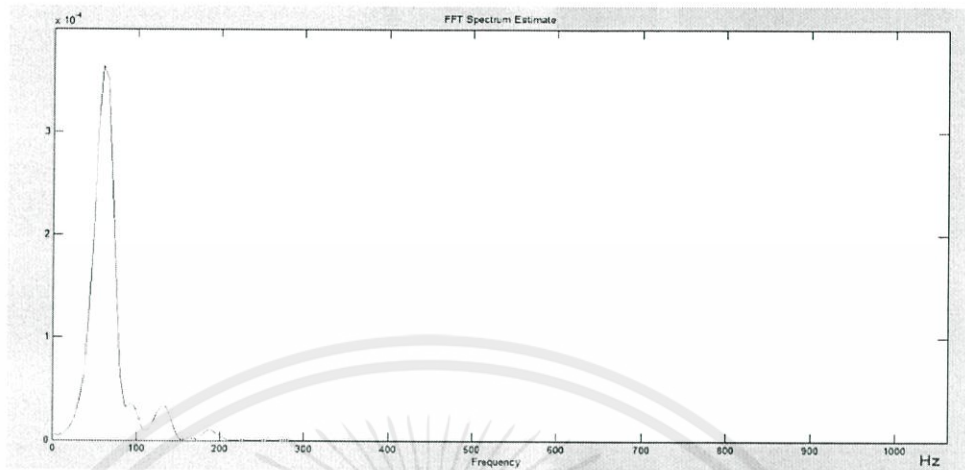
รูปที่ 3.4 สัญญาณเสียงหัวใจอ้างอิงที่ผิดปกติ

การวิเคราะห์สัญญาณเสียงหัวใจ S1 สามารถวิเคราะห์ได้จากฟังก์ชัน

$\text{Soundheart} = \text{abs}(\text{fft}(\text{SoundheartS1}, 4096))$ สามารถแสดงผลการวิเคราะห์ได้ดัง

รูปที่ 3.5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

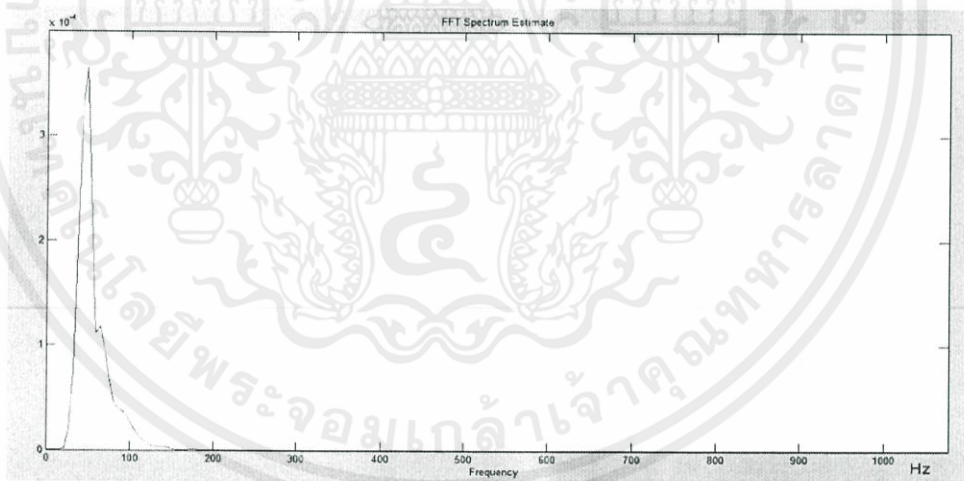


รูปที่ 3.5 สัญญาณเสียงหัวใจ S1

การวิเคราะห์สัญญาณเสียงหัวใจ S2 สามารถวิเคราะห์ได้จากฟังก์ชัน

$\text{Soundheart} = \text{abs}(\text{fft}(\text{SoundheartS2}, 4096))$ สามารถแสดงผลการวิเคราะห์ที่ได้ดัง

รูปที่ 3.6



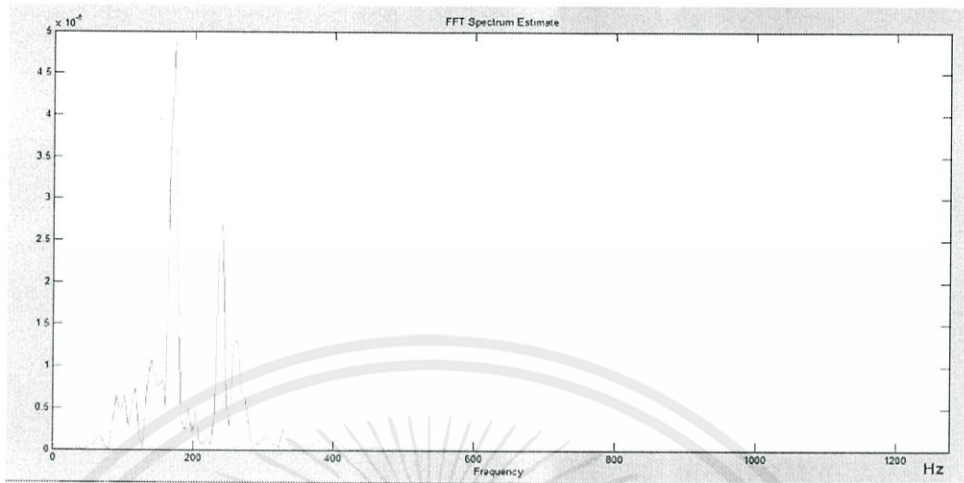
รูปที่ 3.6 สัญญาณเสียงหัวใจ S2

การวิเคราะห์สัญญาณเสียงหัวใจ S3 สามารถวิเคราะห์ได้จากฟังก์ชัน

$\text{Soundheart} = \text{abs}(\text{fft}(\text{SoundheartS3}, 4096))$ สามารถแสดงผลการวิเคราะห์ที่ได้ดัง

รูปที่ 3.7

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



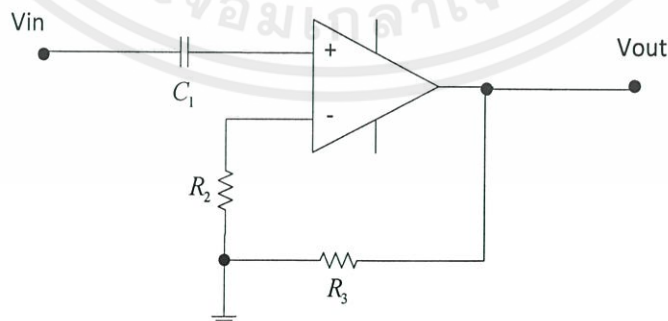
รูปที่ 3.7 สัญญาณเสียงหัวใจ S3

หลังจากนำสัญญาณเข้ากระบวนการ Fast Fourier Transform (FFT) วิเคราะห์โดยโปรแกรม Matlab แล้วพบว่าความถี่ของสัญญาณเสียงหัวใจอ้างอิงที่ผิดปกติและสัญญาณเสียงหัวใจที่ปกตินั้นมีความถี่อยู่ในช่วง 5-600Hz

3.4 การออกแบบทางด้านฮาร์ดแวร์

3.4.1 วงจรขยายเสียงสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier)

เมื่อวัดเสียงการเต้นของหัวใจโดยผ่านหูฟังแพทย์แล้ว สัญญาณเสียงจะถูกส่งไปยังวงจรขยายเสียงสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier) เนื่องจากสัญญาณที่ผ่านคอนเดนเซอร์ไมค์มานั้นจะมีระดับแรงดันต่ำจึงต้องทำการขยายสัญญาณเสียง ได้ดังรูปที่ 3.8



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 3.8 วงจรขยายเสียงสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier)
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คิดเปลี่ยนแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูป 3.8 วงจรขยายเสียงสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier) สามารถคำนวณอัตราขยายได้โดยสมการ

$$A_v = 1 + \frac{R_3}{R_2} \quad (3.1)$$

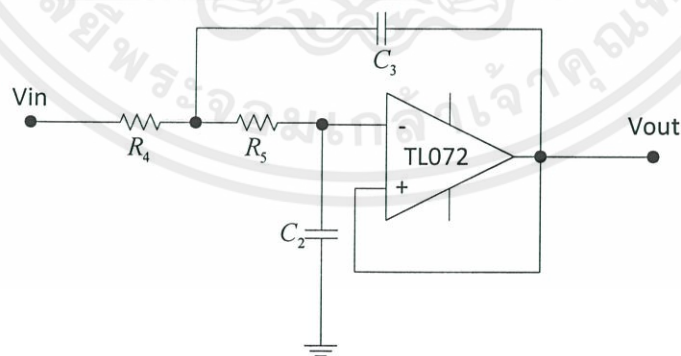
จากสมการ 3.1 ให้ $R_2 = 1k\Omega$ และ $R_3 = 10k\Omega$ จะได้

$$A_v = 1 + \frac{10k}{1k} = 11$$

จะได้อัตราขยายของสัญญาณมีค่าประมาณ 11 เท่า หากต้องการอัตราการขยายที่เพิ่มขึ้นสามารถปรับอัตราขยายได้โดยปรับค่าความต้านทาน R_3 ให้มีค่าเพิ่มขึ้นได้

3.4.2 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass filter) ที่ 700Hz

เนื่องจากสัญญาณเสียงการเต้นของหัวใจปกติอยู่ในช่วงความถี่ 5 - 660Hz จึงต้องทำการสร้างวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass filter) ที่ 700Hz เพื่อกำจัดสัญญาณที่เข้ามารบกวน ซึ่งอาจทำให้การประมวลผลเกิดความผิดพลาดและทำให้สัญญาณที่ได้มีความชัดเจนมากขึ้น วงจรที่ใช้เป็นวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านลำดับที่ 2 (Second order low-pass filter) ได้ดังรูปที่ 3.9



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนรูปที่ 3.9 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass filter) ที่ 700Hz ใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{C_2 C_3 R_4 R_5}} \quad (3.2)$$

กำหนดให้

$$C_2 = C_3 = 0.1\mu F$$

$$f_c = 700\text{Hz}$$

กำหนดให้ $R_4 = R_5 = R$

จากสมการที่ 3.2 แทนค่า f_c และ $C_2 = C_3$ เพื่อหาค่า $R_4 = R_5 = R$ จะได้

$$700^2 = \left(\frac{1}{2\pi\sqrt{(0.1\mu)(0.1\mu)R_1 R_2}} \right)^2$$

$$700^2 = \frac{1}{(4\pi^2)(0.1\mu)(0.1\mu)R^2}$$

$$R^2 = \frac{1}{(4\pi^2)(0.1\mu)(0.1\mu)(490000)}$$

$$= 5169448.145 \Omega^2$$

$$R = 2273.64 \Omega$$

ในการใช้งานจริงใช้ค่า $R_4 = R_5 = 2.2k\Omega$ จะได้

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{(0.1\mu)(0.1\mu)(2.2k)(2.2k)}}$$

$$f_c = 723.43 \text{ Hz}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น ค่าความต้านทานของ R_4, R_5 มีความคลาดเคลื่อน 5 %

ถ้า $R_4 = R_5 = 2.09k\Omega$ จะได้

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{(0.1\mu)(0.1\mu)(2.09k)(2.09k)}}$$

$$f_c = 761.51Hz$$

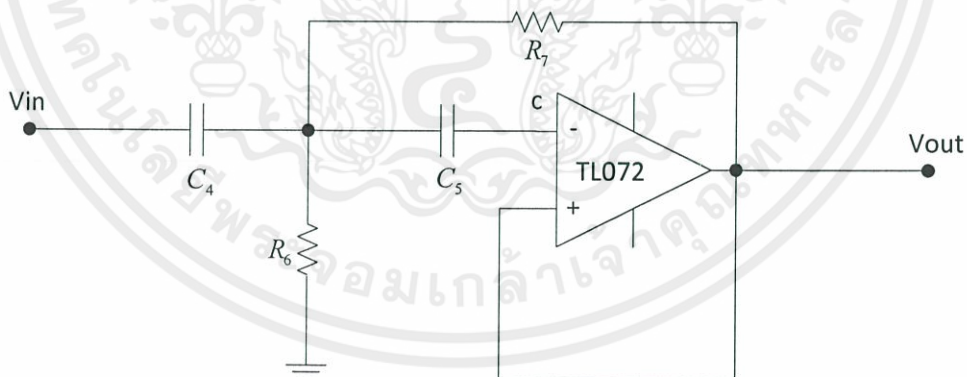
ถ้า $R_4 = R_5 = 2.31k\Omega$ จะได้

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{(0.1\mu)(0.1\mu)(2.31k)(2.31k)}}$$

$$f_c = 688.98Hz$$

3.4.3 วงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High-pass filter) ที่ 3Hz

เช่นเดียวกันกับวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ 700Hz คือสร้างขึ้นเพื่อทำให้สัญญาณเสียงที่ได้มีความชัดเจนและสมบูรณ์มากขึ้น จึงต้องมีวงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High-pass filter) ที่ 3Hz ดังนั้นวงจรที่ใช้เป็นวงจรกรองความถี่สูงผ่านลำดับที่ 2 (Second Order High-pass filter) ได้ดังรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.10 วงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High-pass filter) ที่ 3Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษานั่น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{C_4 C_5 R_6 R_7}} \quad (3.3)$$

กำหนดให้

$$f_c = 3 \text{ Hz}$$

$$C_4 = C_5 = 470 \mu\text{F}$$

กำหนดให้ $R_6 = R_7 = R$

จากสมการ 3.3 แทนค่า f_c และ $C_4 = C_5$ เพื่อหาค่า $R_6 = R_7 = R$ จะได้

$$3^2 = \frac{1}{(2\pi)^2 (470\mu)(470\mu)(R^2)}$$

$$R^2 = \frac{1}{(2\pi)^2 (470\mu)(470\mu)(9)}$$

$$R^2 = 12740.95665 \Omega^2$$

$$R = 112.87 \Omega$$

ในการใช้งานจริงใช้ค่า $R_6 = R_7 = 110 \Omega$ จะได้

$$f_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{(470\mu)(470\mu)(110)(110)}}$$

$$f_c = 3.08 \text{ Hz}$$

ค่าความต้านทานของ R_6, R_7 มีค่าความคลาดเคลื่อน 5 %

ถ้า $R_6 = R_7 = 104.5 \Omega$ จะได้

$$f_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{(470\mu)(470\mu)(104.5)(104.5)}}$$

$$f_c = 3.24 \text{ Hz}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

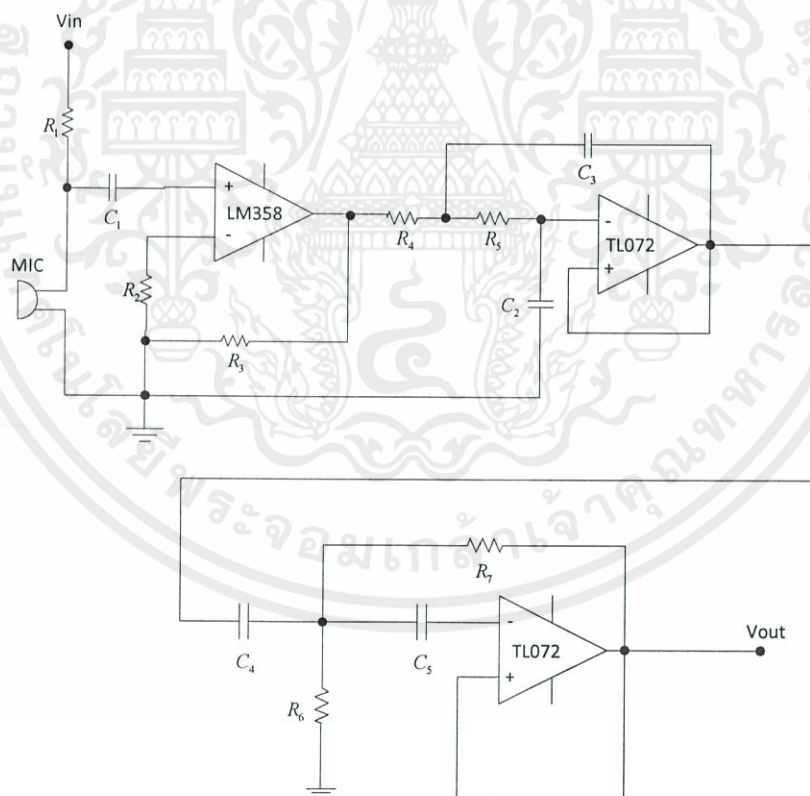
ถ้า $R_6 = R_7 = 115.5\Omega$ จะได้

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{(470\mu)(470\mu)(115.5)(115.5)}}$$

$$f_c = 2.93\text{Hz}$$

3.4.4 วงจรวัดเสียงสัญญาณหัวใจ

การออกแบบวงจรรวมเสียงสัญญาณหัวใจสร้างจากการรวมวงจรทั้งหมดที่ได้กล่าวมาข้างต้นแล้วเข้าด้วยกัน โดยวงจรรขยายแบบไม่กลับเฟสใช้ออปแอมป์ LM358 ส่วนวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านและวงจรกรองความถี่สูงผ่าน ใช้ออปแอมป์ TL072 โดยออปแอมป์ทั้งคู่นี้กินไฟต่ำ และสามารถทำงานได้ด้วยไฟเลี้ยงที่แรงดัน 1.5V ทั้งไฟบวกและไฟลบ จึงเหมาะที่จะนำมาใช้กับวงจรที่ใช้ไฟเลี้ยงด้วยถ่านไฟฉาย อีกทั้งออปแอมป์ทั้งสองเบอร์นี้ยังหาซื้อได้ง่าย และราคาไม่แพงอีกด้วย ซึ่งสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.11



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 3.11 วงจรวัดเสียงสัญญาณหัวใจ
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแบบสงวนเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.5 การออกแบบทางด้านซอฟต์แวร์

3.5.1 Pre-processing

ในกระบวนการ Pre-processing นั้นทำโดยกระบวนการ Normalization ซึ่งอธิบายกระบวนการ Normalization ไว้ในหัวข้อถัดไป

3.5.1.1 Normalization

ขั้นตอนแรกเป็นการนำสัญญาณมาทำการปรับขนาดให้ขนาดของสัญญาณสูงสุดมีค่า 1 และต่ำสุดมีค่า -1 เพื่อเป็นมาตรฐานเดียวกันในการนำค่าไปพิจารณาในส่วนของการประมวลผล

3.5.2 การออกแบบส่วนของการประมวลผลโดยใช้ภาษาจาวา

ใช้ภาษาจาวาในการเขียนส่วนของการประมวลผลโดยรับสัญญาณเสียงที่เป็นไฟล์ .wav จากนั้นโปรแกรมจะทำการหาค่าแอมพลิจูดที่สูงที่สุดของสัญญาณเสียงหัวใจโดยการหาที่ละ 1000 แชมเปิลเริ่มจากแชมเปิลแรกของสัญญาณเสียง เมื่อเจอค่าสูงสุดแล้วจะเก็บหานั้นไว้เพื่อใช้เทียบกับ 1000 แชมเปิลถัดไปทำเช่นนี้เรื่อยๆ จนครบทุกแชมเปิลของสัญญาณเสียง

3.5.3 การวิเคราะห์สัญญาณเสียงหัวใจที่ปกติและผิดปกติ

ในการแยกสัญญาณเสียงหัวใจที่ปกติและผิดปกตินั้นจะนำค่าแอมพลิจูดสูงสุดในแต่ละ 1000 แชมเปิลที่โปรแกรมรันออกมาซึ่งเก็บอยู่ในรูปแบบของอาร์เรย์ที่ชื่อว่า maxArr[] ซึ่งเป็นชนิดตัวแปร float มาคูณ 10 แล้วเก็บค่าในรูปแบบของอาร์เรย์ที่ชื่อว่า Arrnew[] เป็นชนิดของตัวแปร int เพื่อให้จุดของทศนิยมนั้นหายไป จากนั้นเขียนโค้ดประมวลผลหาแอมพลิจูดที่สูงที่สุด 3 อันดับแรกและกำหนดให้เป็นแอมพลิจูดของ S1 S2 และ S3

เมื่อได้ค่าของแอมพลิจูดที่สูงที่สุด 3 อันดับซึ่งกำหนดให้เป็นค่าของแอมพลิจูด S1 S2 และ S3 ตามลำดับ S3 เป็นแอมพลิจูดหลักที่ใช้ตัดสินว่าสัญญาณเสียงหัวใจนั้นเป็นสัญญาณที่ผิดปกติหรือไม่ ซึ่ง S3 นั้นเป็นได้ทั้งแอมพลิจูดของเสียงหัวใจที่ผิดปกติและอาจเกิดจากสัญญาณเสียงรบกวนที่เกิดขึ้นจากรบกวนรบกวนเสียง การศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในโปรแกรมได้กำหนด S3 ต้องมีค่ามากกว่า 0.1 ถึงจะเป็นแอมพลิจูดของ S3 ถ้าต่ำกว่านั้นเป็นสัญญาณรบกวน ที่เกิดขึ้นจากวงจร ซึ่งค่าแอมพลิจูดที่ไม่เกิน 0.1 ซึ่งค่า 0.1 นั้นได้จากการทดลองนำเสียงหัวใจที่ผิดปกติมาหาค่าเฉลี่ยแอมพลิจูดของ S3 จำนวน 34 สัญญาณ พบว่ามีแอมพลิจูดต่ำสุดที่ 0.13 แอมพลิจูดสูงสุดที่ 0.9 และมีค่าเฉลี่ยที่ 0.41 ดังตารางที่ 3.1

Abnormal Heart Sound	S3 Amplitude
1	0.90
2	0.42
3	0.15
4	0.51
5	0.44
6	0.87
7	0.13
8	0.76
9	0.85
10	0.42
11	0.21
12	0.57
13	0.13
14	0.31
15	0.24
16	0.57
17	0.38
18	0.36
19	0.52
20	0.17
21	0.21
22	0.19
23	0.84
24	0.32
25	0.43

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับ 24. ใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่ควรเผยแพร่ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Abnormal Heart Sound	S3 Amplitude
26	0.26
27	0.26
28	0.16
29	0.81
30	0.16
31	0.37
32	0.20
33	0.58
34	0.19
Average	0.41
Max	0.90
Min	0.13

ตารางที่ 3.1 แอมพลิจูดของ S3

จากนั้นใช้สั่ง if กับ else เป็นตัวตัดสินใจ โดยใส่เงื่อนไขในคำสั่ง if ว่า S1 S2 ต้องไม่เท่ากัน และ S3 ต้องน้อยกว่าหรือเท่ากับ 0.1 กำหนดให้สัญญาณเสียงนั้นเป็นสัญญาณเสียงหัวใจปกติ นอกเหนือจากนั้นเป็น else และกำหนดให้เป็นสัญญาณเสียงของหัวใจที่ผิดปกติ

3.5.4 การประมวลผลอัตราการเต้นของหัวใจ

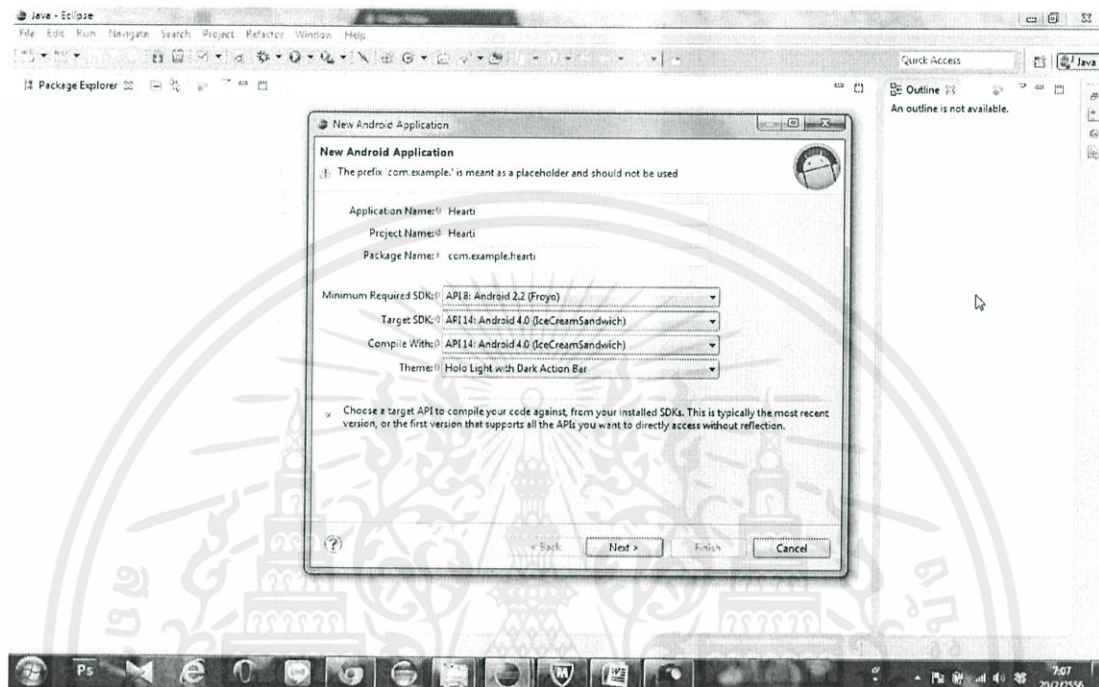
นำสัญญาณที่ผ่านกระบวนการ Normalization แล้วนำมาหาคาบระหว่างตำแหน่งแอมพลิจูดของ S1 กับ S1 ครั้งถัดไป จากนั้นเมื่อหาคาบได้แล้วนำค่านั้นมาคูณกับ 60 และหารด้วยจำนวนแอมพลิจูดเพื่อทำให้เป็นจำนวนครั้งต่อนาที

3.5.5 การสร้าง Application บน Android

3.5.5.1 ขั้นตอนแรกในการเริ่มสร้าง Android Application Project

ไปที่ file > new > other > Android > Android Application Project จากนั้นใส่ Application name , Project name และเลือก Minimum Required SDK , Target SDK ไม่ว่าจะกรณิดาทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และ compile with ตามที่ต้องการ จากนั้นกด Next ไปจนถึงหน้าสุดท้ายแล้วจึงตั้งชื่อ Activity ที่ต้องการ จากนั้นกด Finish ก็จะได้ Project Hearti ขึ้นมา ดังรูปที่ 3.12



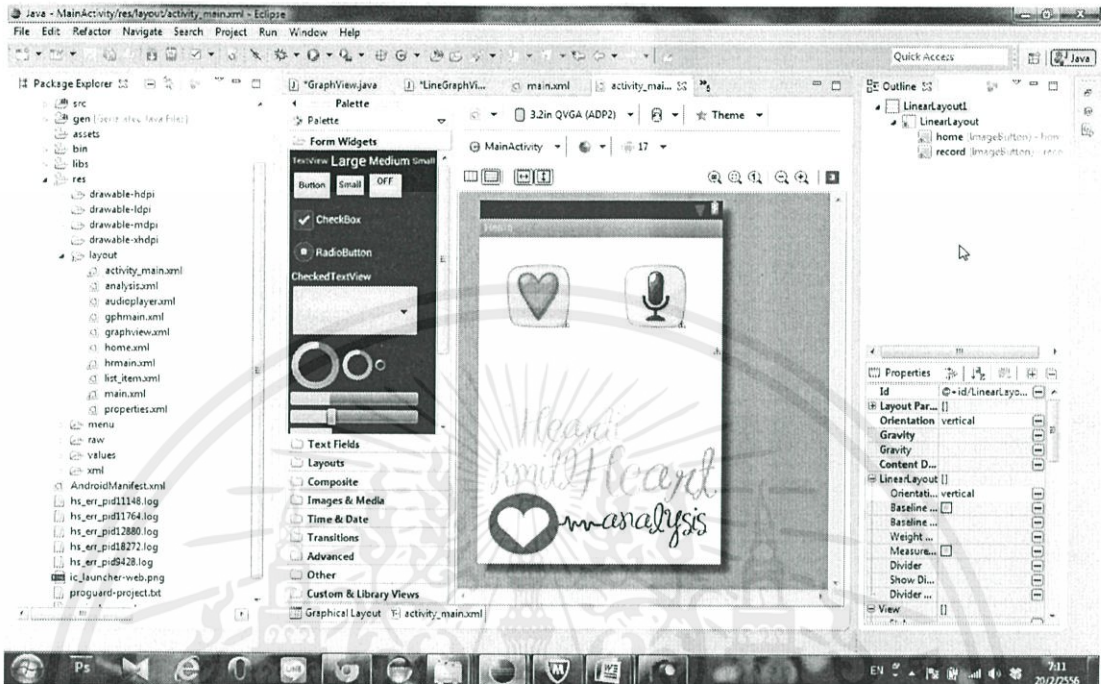
รูปที่ 3.12 ขั้นตอนแรกในการเริ่มสร้าง Android Application Project

3.5.5.2 การออกแบบ GUI สำหรับ Android

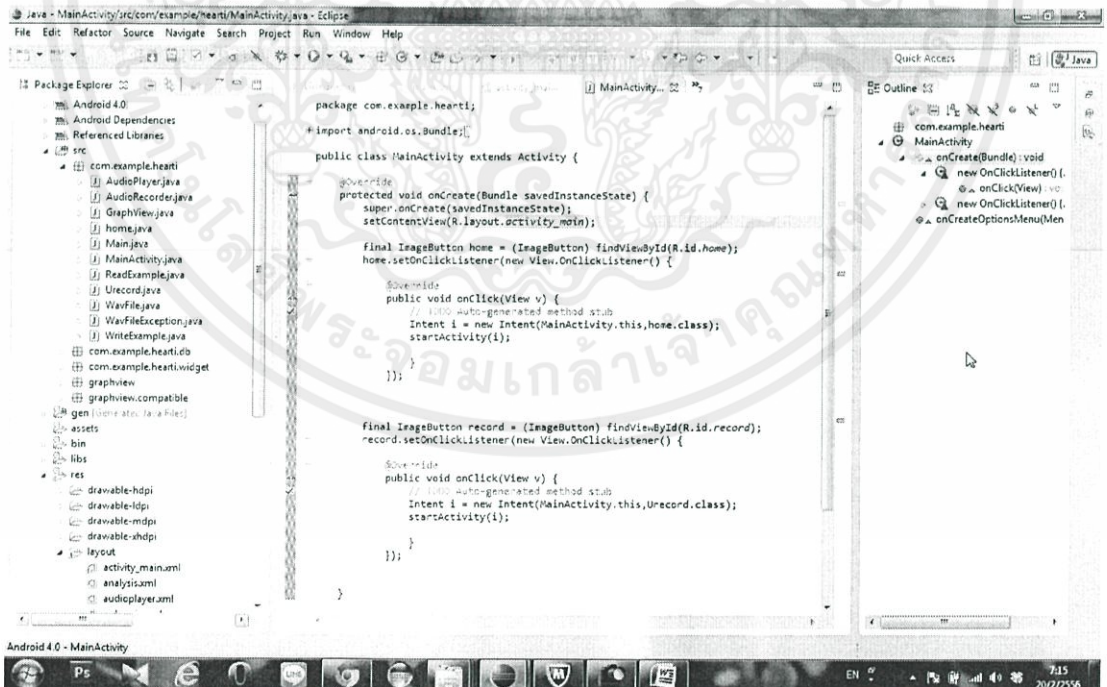
การออกแบบ GUI สำหรับ Android ให้ไปที่โฟลเดอร์ res/layout จะพบหน้าต่างของแอปพลิเคชันที่ทำการสร้างขึ้นมาจากขั้นตอนแรก สามารถทำการแก้ไขและออกแบบ GUI แบบต่างๆให้เหมาะสมตามที่ต้องการได้

หน้าแรกของแอปพลิเคชัน ทำการสร้าง ImageButton ในหน้า activity_main.xml จากนั้น ไปที่ src/com.example.heartanalysis เลือก MainActivity.java เพื่อทำการกำหนดเลย์เอาต์ของแอกติวิตี้ได้โดยเรียกฟังก์ชัน setContentView() และส่งค่า Resource ID ให้แก่เลย์เอาต์ ในที่นี้กำหนดเป็น R.layout.activity_main จากนั้นใช้ฟังก์ชัน ImageButton และส่งค่า Resource ID ให้แก่เลย์เอาต์ในที่นี้กำหนดเป็น R.id.home และเรียกใช้ฟังก์ชัน setContentView() และ setOnClickListener อีกครั้งเพื่อกำหนดเลย์เอาต์ให้แก่ ImageButton และทำให้ ImageButton สามารถเชื่อมโยงไปยังคลาสและเลย์เอาต์ที่ต้องการ ดังรูปที่ 3.13 และ 3.14

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไมอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.13 การออกแบบ GUI สำหรับ Android

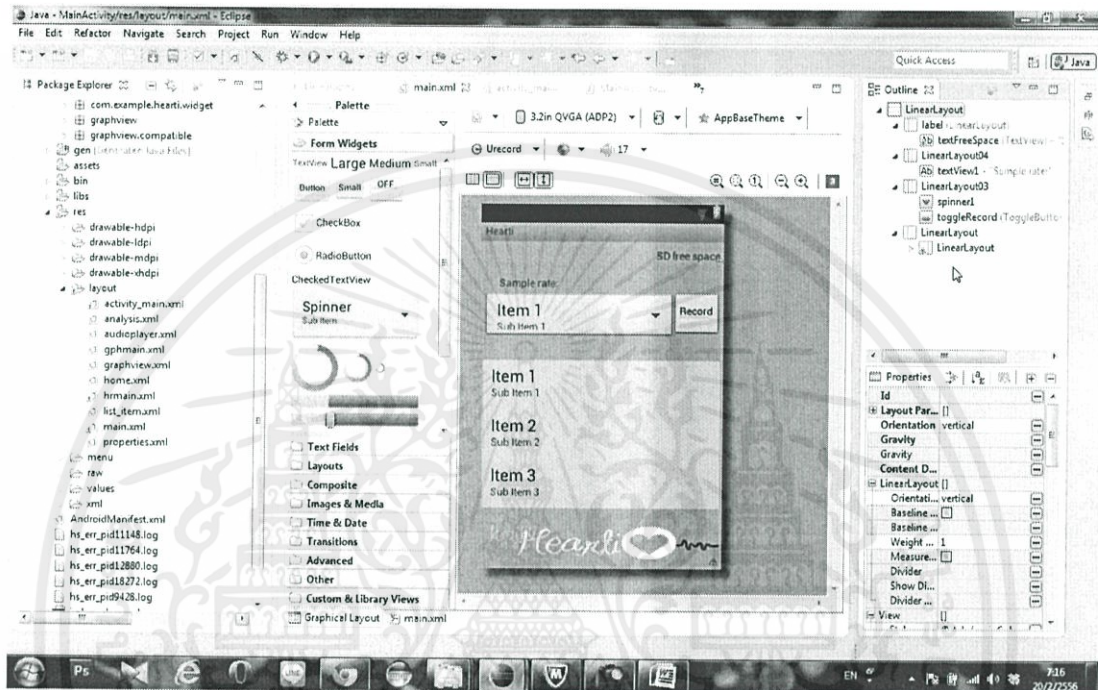


รูปที่ 3.14 กำหนดเลขเอาต์ให้แก่อImageButton

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีให้ดาวน์โหลดเอกสารนี้ฟรีที่ www.kit.ac.th และต้องขอขอบคุณที่นำเอกสารนี้มาเผยแพร่

3.5.5.3 ส่วนเครื่องบันทึกเสียง (Audio Recorder)

ทำการออกแบบหน้าต่าง GUI สำหรับหน้าต่างที่ใช้ในการบันทึกเสียง ดังรูปที่ 3.15



รูปที่ 3.15 การออกแบบหน้าต่าง GUI สำหรับหน้าต่างที่ใช้ในการบันทึกเสียง

จะทำการสร้างเครื่องบันทึกเสียงอย่างง่ายขึ้นโดยขั้นแรกทำการสร้างคลาส AudioRecorder และทำการ public class AudioRecorder จากนั้นทำการประกาศตัวแปรต่างๆ ในไฟล์ AudioRecorder.java สำหรับการบันทึกเสียง และทำเช่นเดียวกับกับ AudioPlayer สำหรับการเล่นไฟล์เสียงที่ทำการบันทึก

นำเข้าคลาสที่ต้องการและทำการประกาศตัวแปรที่ใช้ในคลาสทั้งหมด โดย

AudioRecorder recorder เป็นออบเจ็คของคลาส AudioRecorder โดยมีการเรียกใช้ฟังก์ชัน AudioRecord.OnRecordPositionUpdateListener สร้างขึ้นเพื่อใช้ในการบันทึกเสียง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมทอด playAudio() สร้างขึ้นเพื่อใช้ในการเล่นเสียงที่บันทึกและทำการเพิ่มฟังก์ชัน filePathText.setText("Playing: " + fullPath) เพื่อกำหนดให้ในหน้า AudioPlayer มีการแสดง path ที่ใช้บันทึกไฟล์เสียง

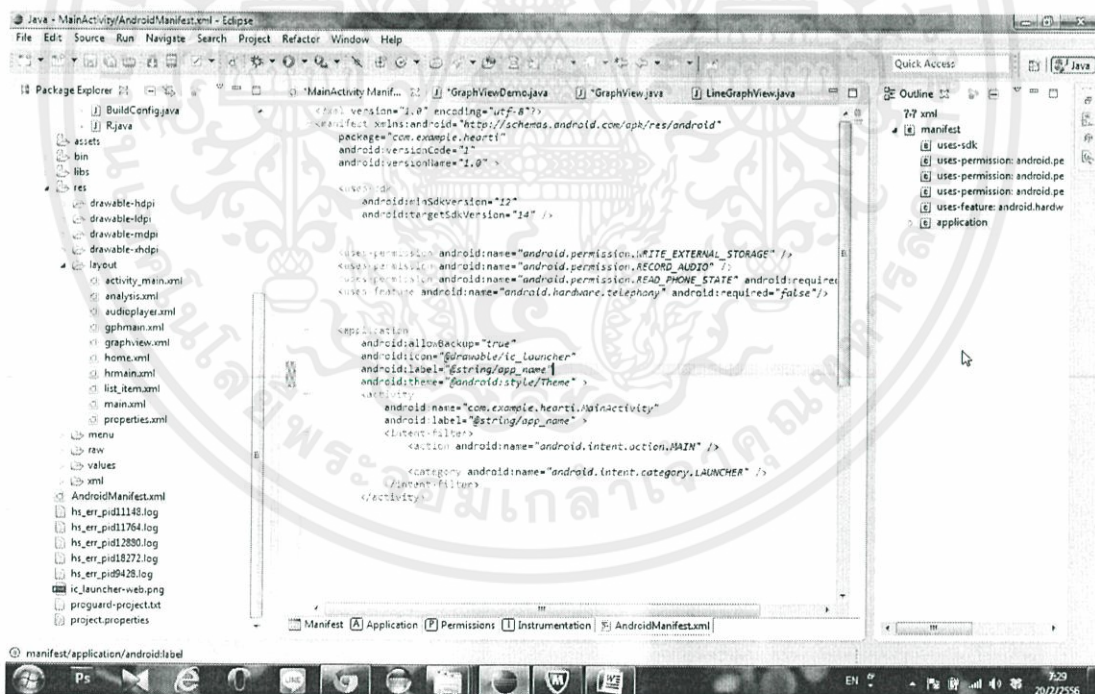
String fullPath เป็นการกำหนด path ที่ต้องการบันทึกไฟล์เสียง

สร้างเมทอด onStart() และ onStop() สำหรับเริ่มและหยุดการบันทึกเสียงและเมทอด play() สำหรับเล่นไฟล์เสียงที่บันทึกไว้

เขียนโค้ดเพิ่มเติมที่เมทอด onCreate() เพื่อบันทึกเสียงเมื่อคลิกปุ่ม Record และฟังเสียงเมื่อคลิกปุ่ม Play

จากนั้นทำการเพิ่ม Permission สำหรับบันทึกเสียงและเขียนข้อมูลลง SD Card เนื่องจากแอปพลิเคชันมีการบันทึกไฟล์เสียงลงไปใน SD Card จึงมีความจำเป็นที่จะต้องเพิ่มสิทธิ์ให้กับโปรแกรมโดยแก้ไขไฟล์ AndroidManifest.xml

และทำการเพิ่ม Permission สำหรับ WRITE_EXTERNAL_STORAGE สำหรับเขียนข้อมูลลงใน SD Card หากไม่ให้สิทธิ์โปรแกรมก็จะไม่สามารถบันทึกข้อมูลลงใน SD Card ได้ ส่วน RECORD_AUDIO เป็น Permission อนุญาตให้บันทึกเสียงได้ ดังรูปที่ 3.16



รูปที่ 3.16 การเพิ่ม Permission สำหรับ WRITE_EXTERNAL_STORAGE

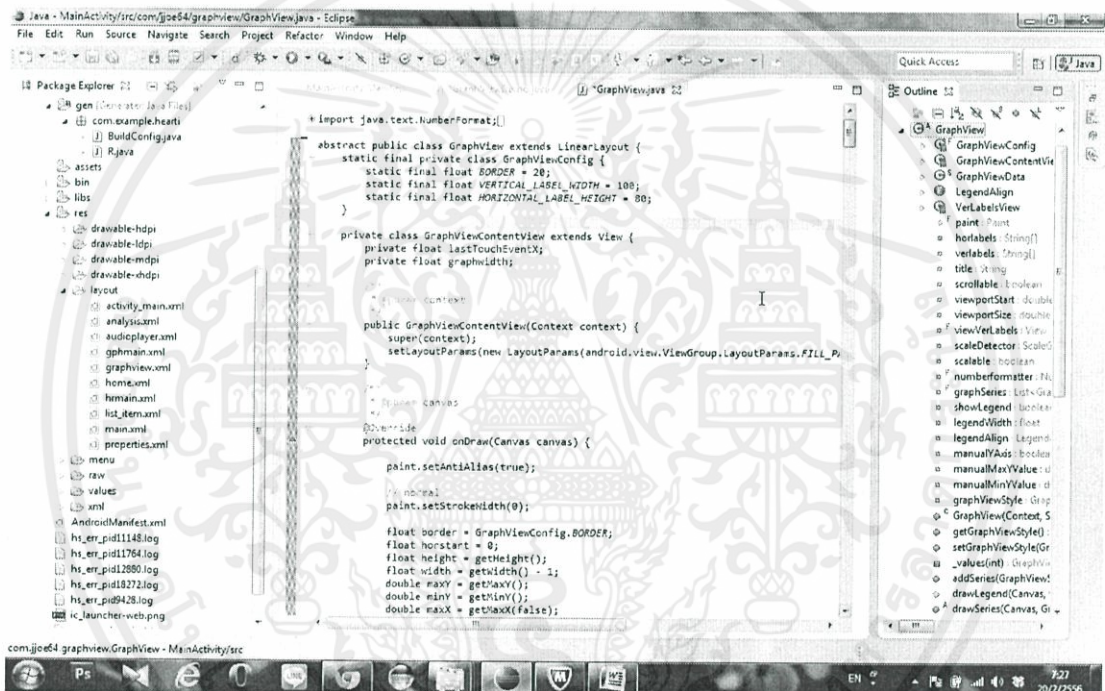
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.5.5.4 การออกแบบส่วนแสดงผลสัญญาณบนแอนดรอยด์

สำหรับการออกแบบในส่วนนี้ จะต้องใช้ คลาส graphics เพื่อใช้ในการวาดกราฟ และต้องทำการนำเข้าไลบรารีในการวาดกราฟก่อนจึงจะสามารถเรียกใช้ฟังก์ชันในการเขียนกราฟได้ในที่นี้จะใช้กราฟเส้นในการนำค่ามาพล็อตเป็นกราฟ

โดย `getDrawBackground()` เป็นคำสั่งในการกำหนดพื้นหลังของกราฟที่แสดง
`onDraw()` เป็นคำสั่งให้วาดกราฟ

`drawSeries()` เป็นคำสั่งให้นำค่าที่ต้องการมาวาดกราฟ ดังแสดงในรูปที่ 3.17

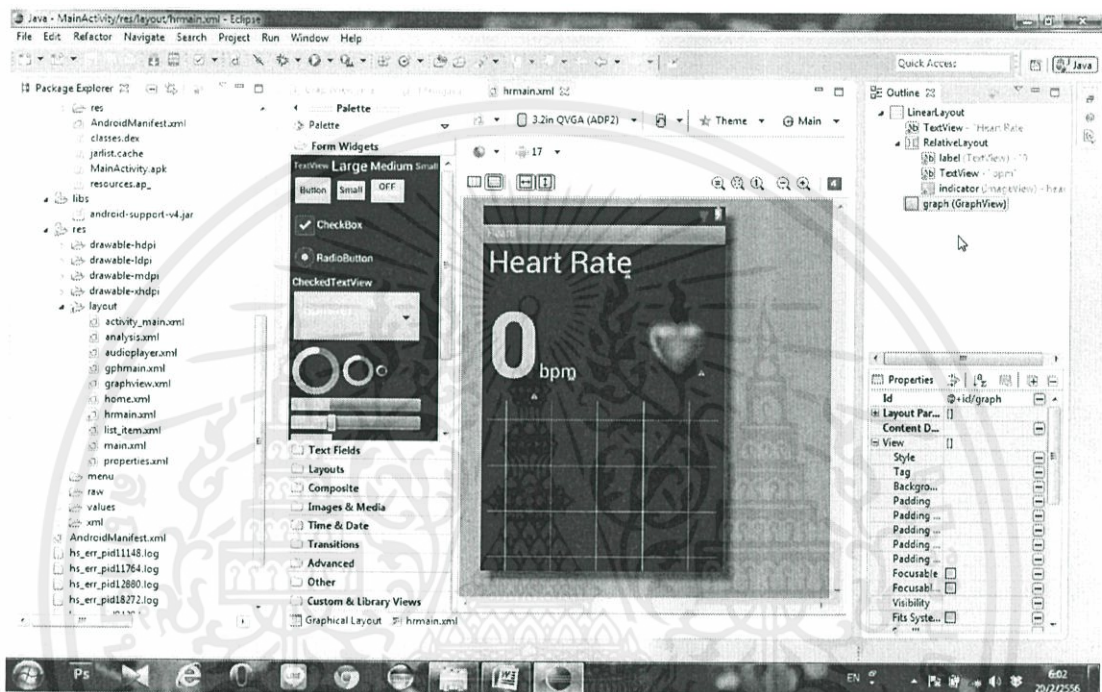


รูปที่ 3.17 การออกแบบส่วนแสดงผลสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.5.5 การออกแบบส่วนแสดงอัตราการเต้นของหัวใจ

ทำการออกแบบหน้าต่าง GUI สำหรับหน้าต่างที่ใช้แสดงอัตราการเต้นของหัวใจ ดังรูปที่ 3.18



รูปที่ 3.18 การออกแบบหน้าต่าง GUI สำหรับหน้าต่างที่ใช้แสดงอัตราการเต้นของหัวใจ

ทำการประกาศตัวแปรหลักทั้งหมดและทำการผูก ID ให้กับตัวแปรนั้นๆ ในการสร้างแอนิเมชันให้กับหน้านี้จะต้องใช้คลาส Animation มาทำภาพเคลื่อนไหว

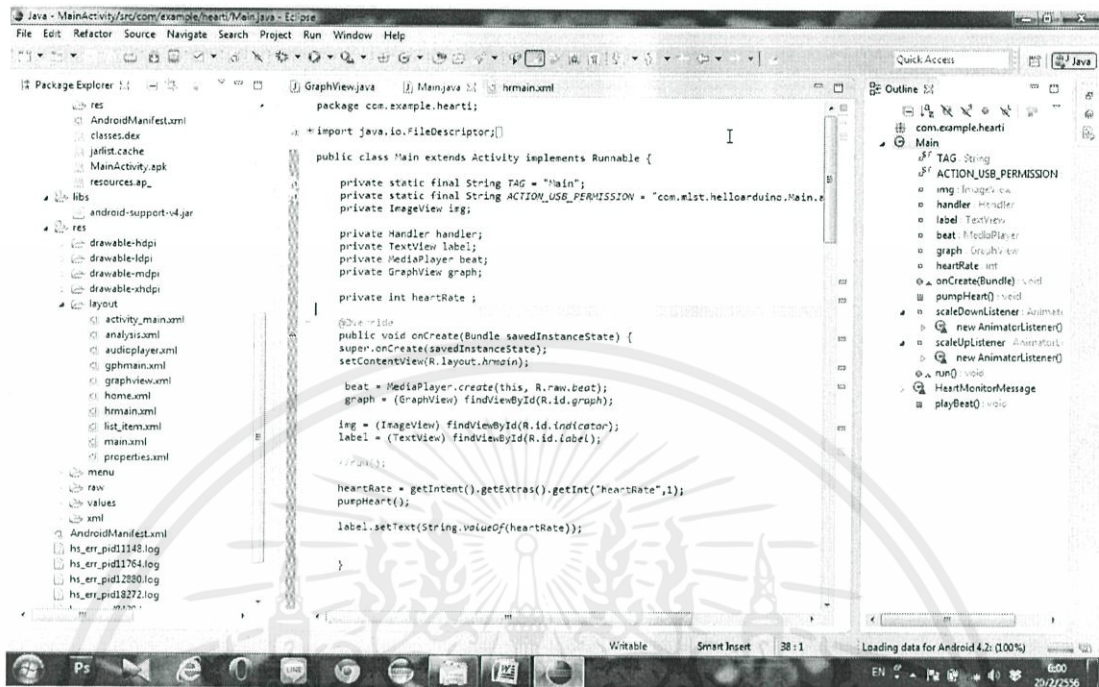
โดย setDuration() เป็นคำสั่งกำหนดระยะเวลาการเคลื่อนไหว

onAnimationStart() เป็นคำสั่งให้ทำงาน

onAnimationRepeat() เป็นคำสั่งให้ทำงานซ้ำ

onAnimationEnd() เป็นคำสั่งให้หยุดการทำงาน ดังรูปที่ 3.19

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

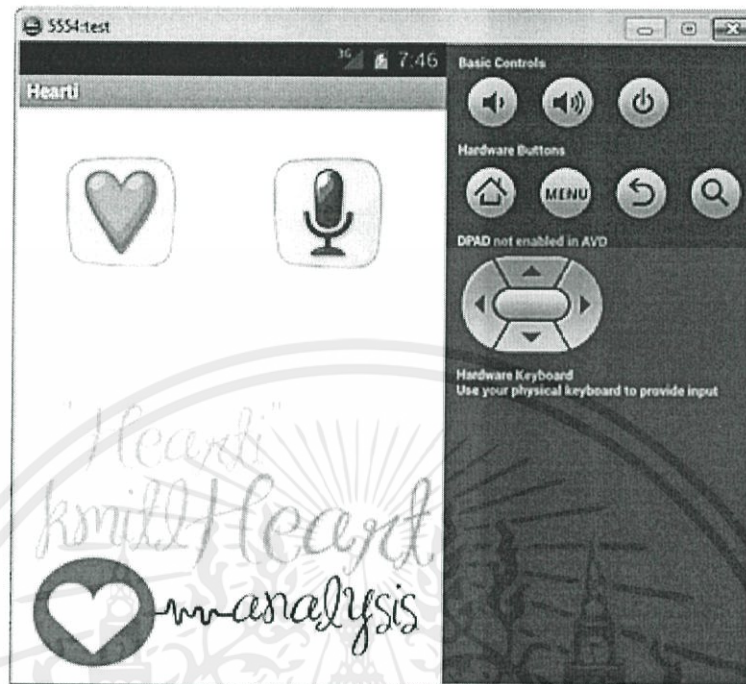


รูปที่ 3.19 การออกแบบส่วนแสดงอัตราการเต้นของหัวใจ

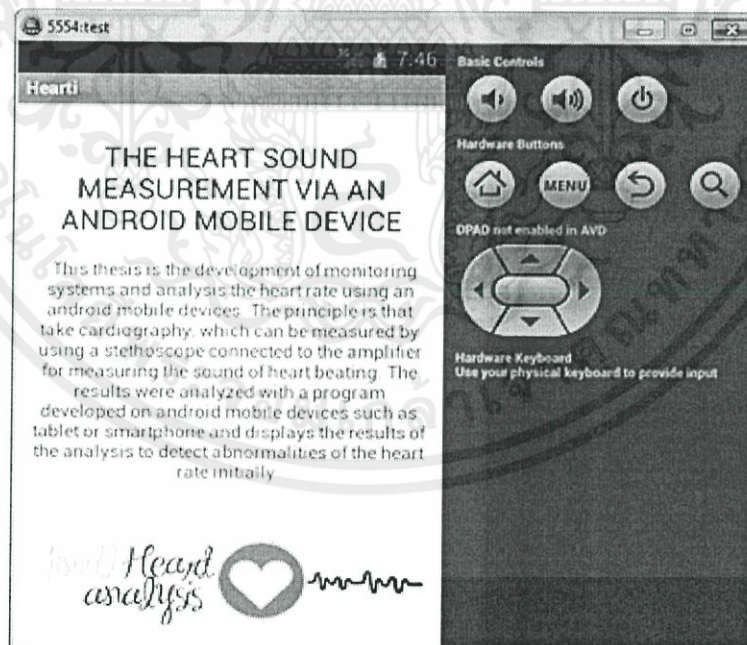
3.5.6 การทดสอบแอปพลิเคชันบนอิมูเลเตอร์

เมื่อทำการออกแบบครบแล้วจึงลองทดสอบแอปพลิเคชันบนอิมูเลเตอร์เพื่อทดสอบการทำงานของแอปพลิเคชันก่อนนำมาติดตั้งบนอุปกรณ์เคลื่อนที่แบบแอนดรอยด์ ดังรูปที่ 3.20 3.21 และ 3.22

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

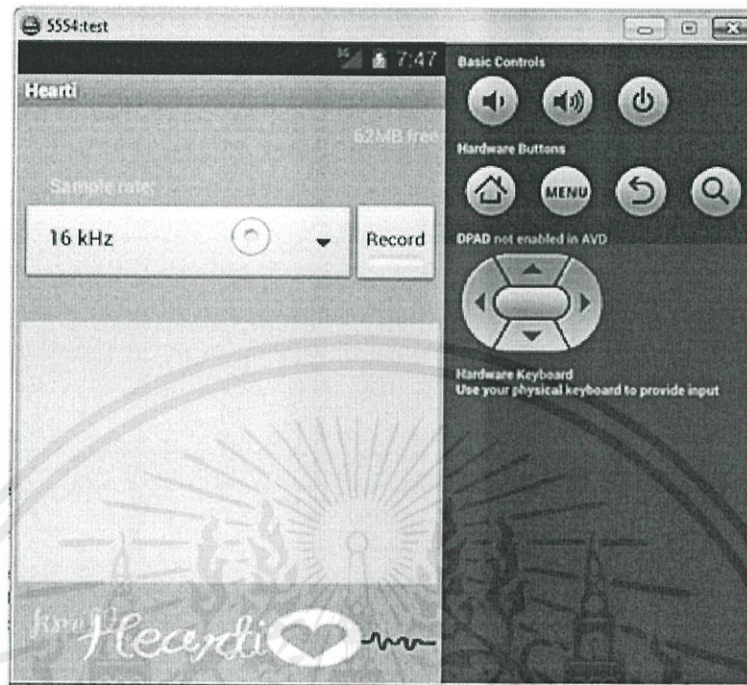


รูปที่ 3.20 หน้าแรกของแอปพลิเคชันเมื่อทดสอบบนอิมูเลเตอร์



รูปที่ 3.21 หน้าโฮมของแอปพลิเคชันเมื่อทดสอบบนอิมูเลเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาด้านนี้ ไม่อนุญาตให้ทำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

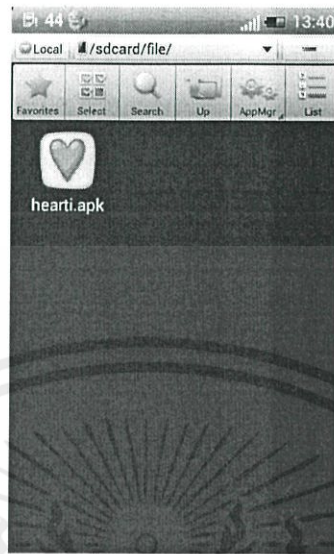


รูปที่ 3.22 หน้าบันทึกเสียงของแอปพลิเคชันเมื่อทดสอบบนอิมูเลเตอร์

3.5.7 การติดตั้งในโทรศัพท์มือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์

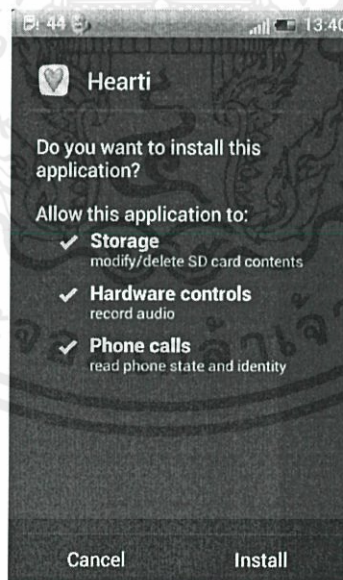
การบันทึกเสียงที่ได้จากส่วนของหูฟังแพทย์และวงจรมัลติเพล็กซ์สัญญาณเสียงส่วนต่างๆ และประมวลผลเสียงหัวใจ โดยอาศัยการการสร้างแอปพลิเคชันที่ชื่อว่า Hearti ที่สร้างขึ้นโดยโปรแกรม Eclipse และทำการประมวลผลเมื่อได้ผลแล้ว จะเรียกใช้งานบนโทรศัพท์มือถือ โดยนำผลที่ได้มาติดตั้งในโทรศัพท์มือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์เวอร์ชัน 4.0 ดังรูปที่ 3.23

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



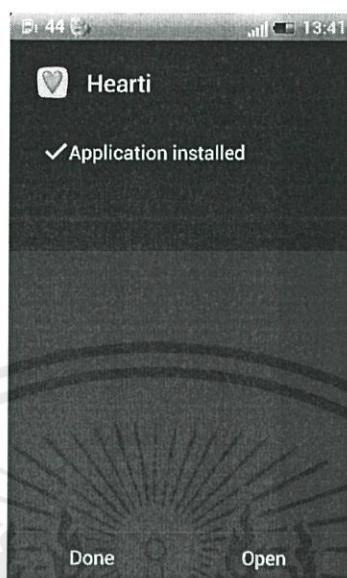
รูปที่ 3.23 การติดตั้งแอปพลิเคชันบนโทรศัพท์มือถือ

การติดตั้งในโทรศัพท์มือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ ต้องทำการ export โปรเจกต์ให้เป็นไฟล์ Hearti.apk ก่อนจึงจะทำการติดตั้งในโทรศัพท์ได้ จากนั้นทำการติดตั้งลงบนโทรศัพท์ระบบแอนดรอยด์ ดังรูปที่ 3.24 และ 3.25



รูปที่ 3.24 การยอมรับและติดตั้งแอปพลิเคชันบนอุปกรณ์เคลื่อนที่แบบแอนดรอยด์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.25 การติดตั้งแอปพลิเคชัน

เมื่อทำการติดตั้งแอปพลิเคชันเรียบร้อยแล้ว สามารถเปิดใช้งานแอปพลิเคชันบนโทรศัพท์มือถือดังกล่าวได้ทันที

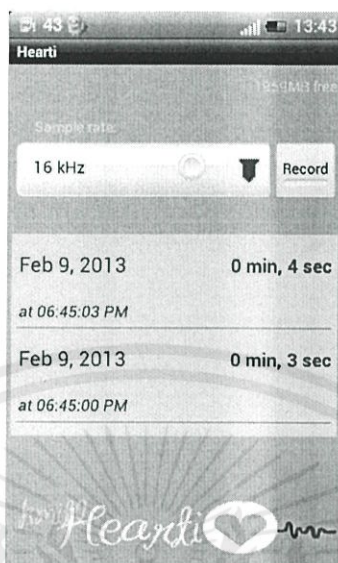
โดยรูปที่ 3.26 แสดงหน้าแรกของแอปพลิเคชันที่ทำการสร้างขึ้น เมื่อกดปุ่มโฮมจะแสดงหน้าโฮมของแอปพลิเคชันดังรูปที่ 3.27 และเมื่อกดปุ่มเรคคอร์ดจะเข้าไปที่หน้าเรคคอร์ดซึ่งแสดงดังรูปที่ 3.28 หน้าแสดงอัตราการเต้นของหัวใจของแอปพลิเคชัน แสดงได้ดังรูปที่ 3.29 หน้าแสดงสัญญาณเสียงหัวใจของแอปพลิเคชัน แสดงได้ดังรูปที่ 3.30

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.27 หน้าโฮมของแอปพลิเคชัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

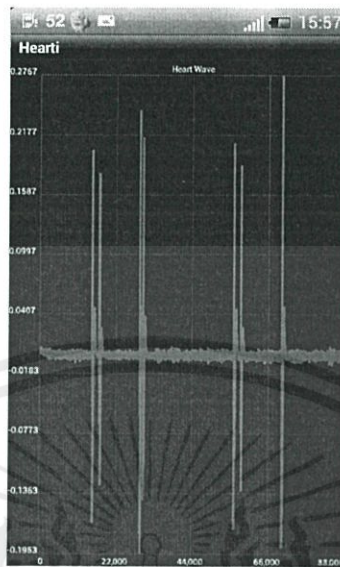


รูปที่ 3.28 หน้าเรคคอร์ดของแอปพลิเคชัน



รูปที่ 3.29 หน้าแสดงอัตราการเต้นของหัวใจของแอปพลิเคชัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.30 หน้าแสดงสัญญาณเสียงหัวใจของแอปพลิเคชัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

ผลการทดลอง

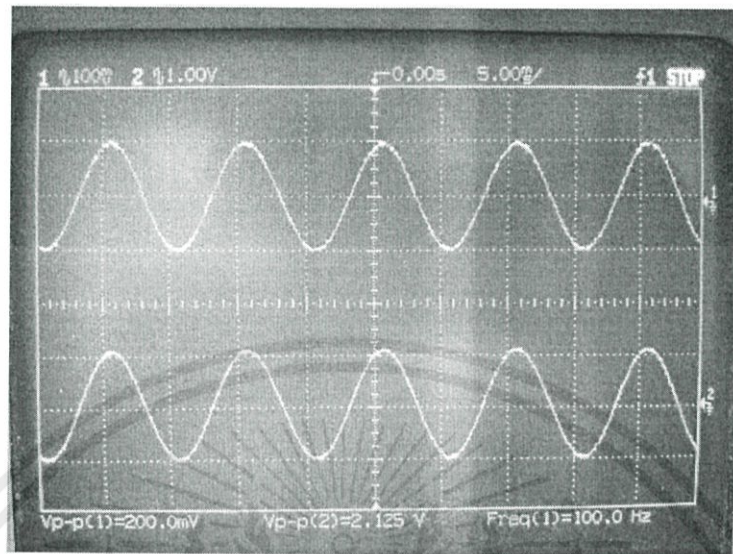
ในบทนี้เป็นผลการทดลองอุปกรณ์ทางด้านฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ โดยการทดสอบอุปกรณ์ทางด้านฮาร์ดแวร์จะแยกทดสอบวงจรเป็นส่วนๆ ซึ่งในแต่ละวงจรจะทำการป้อนสัญญาณอินพุตเข้าไป จากนั้นเมื่อทดสอบวงจรแต่ละวงจรเรียบร้อยแล้วจะทำการหากราฟผลตอบสนองความถี่เพื่อดูว่าในแต่ละวงจรมีความสามารถตอบสนองได้ในช่วงที่ความถี่เท่าใดบ้าง และทำการทดสอบวงจรรวมทั้งหมดอีกครั้ง จากนั้นจะทำการทดสอบอุปกรณ์ทางด้านซอฟต์แวร์โดยทำการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ทางด้านฮาร์ดแวร์คือนำมาเชื่อมต่อกับอุปกรณ์เคลื่อนที่แบบแอนดรอยด์และเมื่อสัญญาณเสียงที่ได้จากอุปกรณ์ทางด้านฮาร์ดแวร์ถูกบันทึกผ่านอุปกรณ์เคลื่อนที่แบบแอนดรอยด์โดยใช้แอปพลิเคชันที่สร้างขึ้นแล้วจะทำการประมวลผลและแสดงผลผ่านทางหน้าแอปพลิเคชัน โดยผลการทดลองมีดังนี้

4.1 ผลการทดสอบอุปกรณ์ทางด้านฮาร์ดแวร์

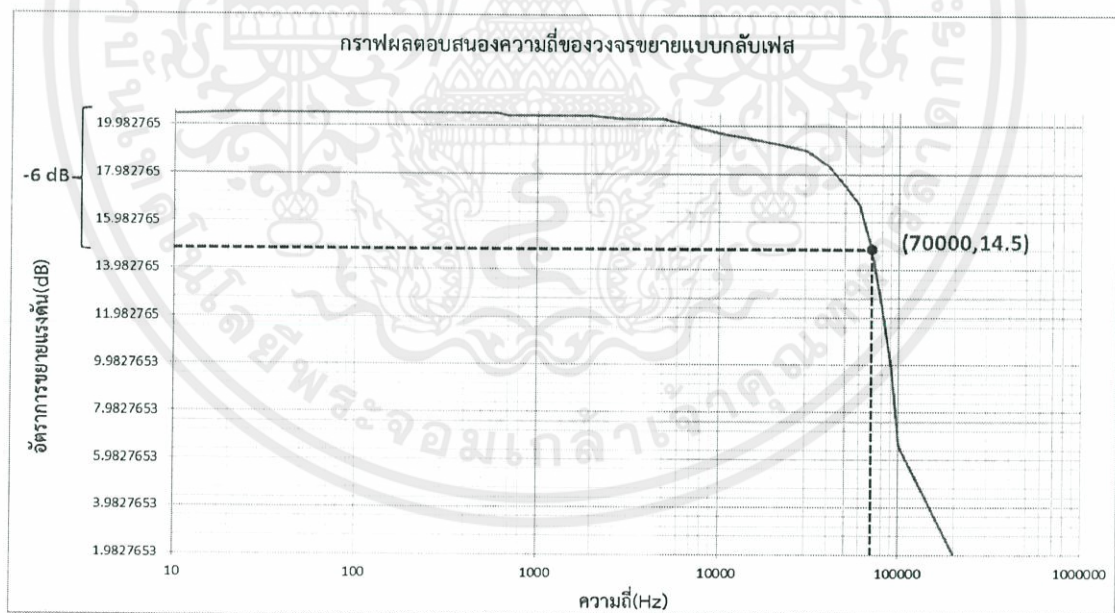
4.1.1 วงจรขยายเสียงสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting Amplifier)

ในการทดสอบวงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟสจะป้อนสัญญาณจากเครื่องกำเนิดสัญญาณ เนื่องจากสัญญาณเสียงหัวใจมีแรงดันขนาด 200mVpp จึงออกแบบวงจรให้มีอัตราขยายแรงดัน 11 เท่า เพื่อให้สัญญาณเสียงหัวใจที่ได้ดังชัดเจน ในการทดสอบทำการออกแบบอินพุตสัญญาณรูปไซน์ความถี่ 100Hz ที่ 200mVpp ซึ่งจะใช้แทนสัญญาณข้อมูลในการส่งเข้าวงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟสเพื่อสังเกตรูปร่างของสัญญาณและความผิดเพี้ยนที่อาจจะเกิดขึ้นได้ซึ่งจะแสดงสัญญาณได้ ดังรูปที่ 4.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.1 สัญญาณที่ผ่านวงจรขยายสัญญาณอินพุตแบบไม่กลับเฟส โดย ช่องที่ 1 รูปสัญญาณอินพุตคลื่นไซน์ความถี่ 100Hz ที่ 200mVpp ช่องที่ 2 รูปสัญญาณเอาต์พุตคลื่นไซน์ที่ถูกขยายแล้ว

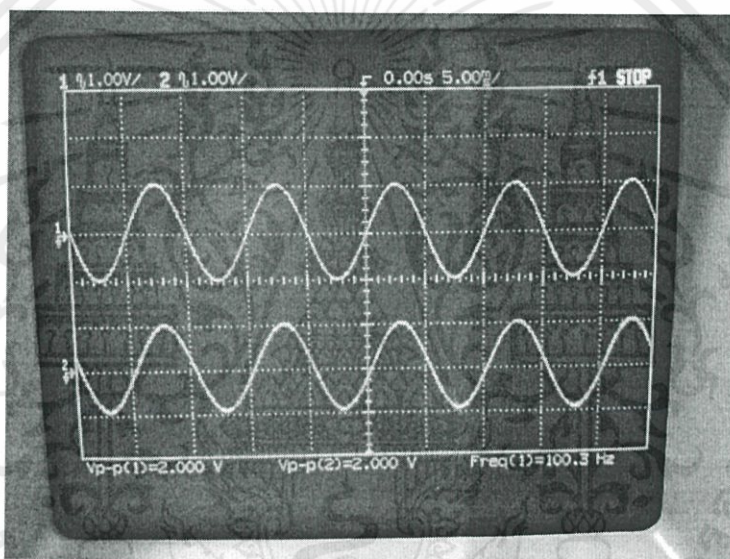


รูปที่ 4.2 กราฟผลตอบสนองความถี่ของสัญญาณที่ผ่านวงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

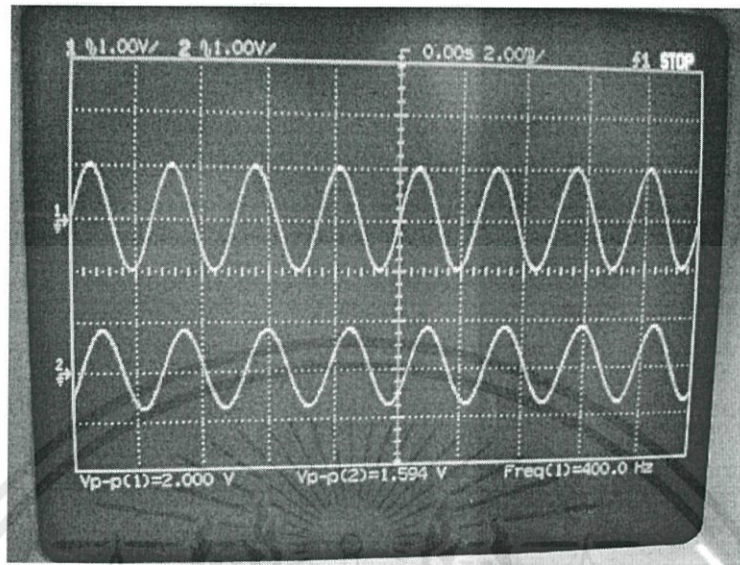
4.1.2 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass filter) ที่ 700Hz

ในการทดสอบวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass filter) ที่ 700Hz จะป้อนสัญญาณจากเครื่องกำเนิดสัญญาณ เนื่องจากสัญญาณเสียงหัวใจมีความถี่ช่วง 5 - 660Hz และเป็นเสียงหัวใจที่ต้องถูกขยาย 11 เท่า ในการทดสอบทำการออกแบบอินพุตสัญญาณรูปไซน์ความถี่โดยป้อนสัญญาณรูปไซน์ความถี่ 100Hz 400Hz 700Hz และ 2kHz ขนาด 2Vpp ซึ่งจะใช้แทนสัญญาณข้อมูลในการส่งเข้าวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass filter) ที่ 700Hz เพื่อสังเกตรูปร่างของสัญญาณและความผิดเพี้ยนที่อาจจะเกิดขึ้นได้ ซึ่งจะแสดงสัญญาณได้ ดังรูปที่ 4.3 4.4 4.5 และ 4.6



รูปที่ 4.3 สัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass filter) ที่ 100Hz โดย ช่องที่ 1 รูปสัญญาณอินพุตคลื่นไซน์ความถี่ 100Hz ที่ 2Vpp
ช่องที่ 2 รูปสัญญาณเอาต์พุตคลื่นไซน์ที่ผ่านวงจรวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

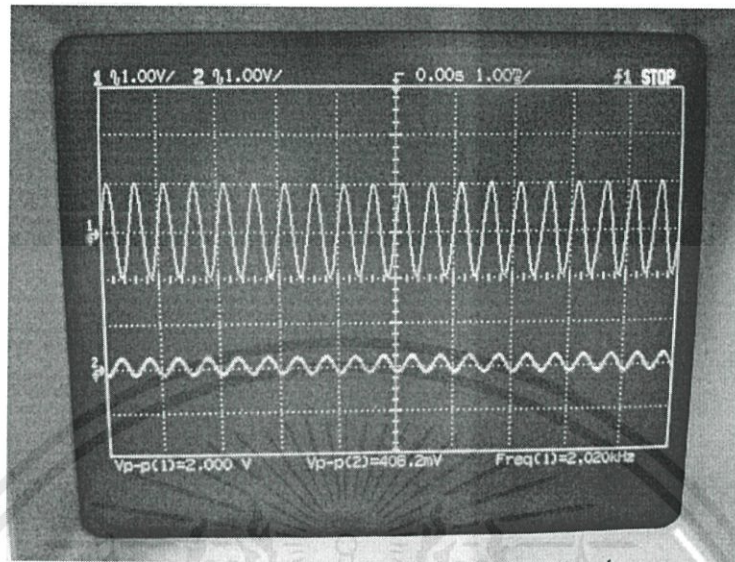


รูปที่ 4.4 สัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass filter) ที่ 400Hz โดย ช่องที่ 1 รูปสัญญาณอินพุตคลื่นไซน์ความถี่ 400Hz ที่ 2Vpp
ช่องที่ 2 รูปสัญญาณเอาต์พุตคลื่นไซน์ที่ผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

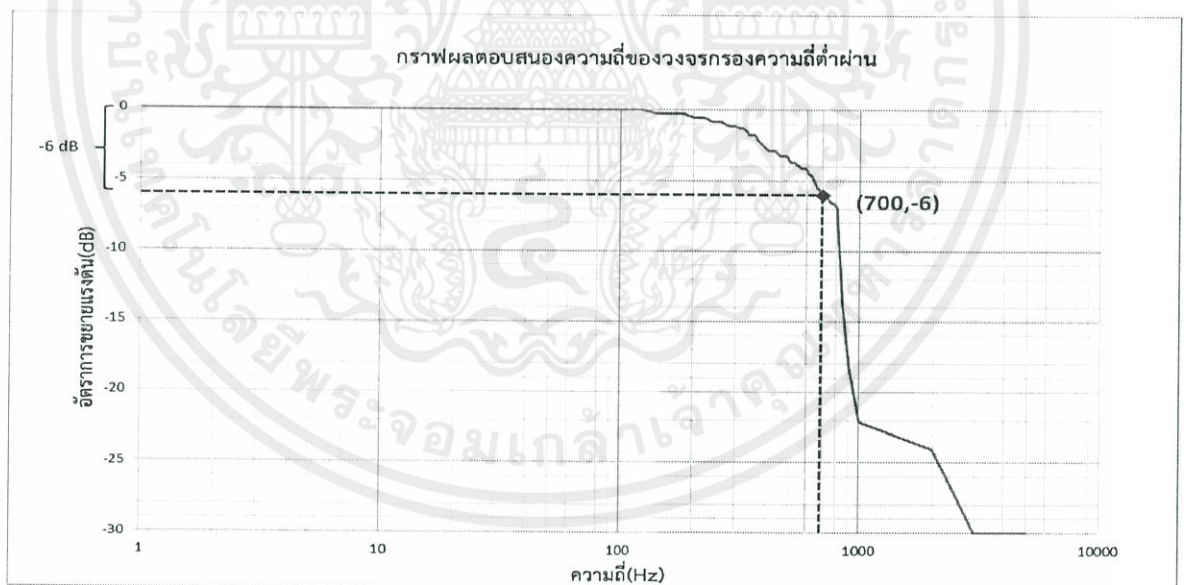


รูปที่ 4.5 สัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass filter) ที่ 700Hz โดย ช่องที่ 1 รูปสัญญาณอินพุตคลื่นไซน์ความถี่ 700Hz ที่ 2Vpp
ช่องที่ 2 รูปสัญญาณเอาต์พุตคลื่นไซน์ที่ผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.6 สัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass filter) ที่ 2kHz โดย ช่องที่ 1 รูปสัญญาณอินพุตคลื่นไซน์ความถี่ 2kHz ที่ 2Vpp
ช่องที่ 2 รูปสัญญาณเอาต์พุตคลื่นไซน์ที่ผ่านวงจรวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

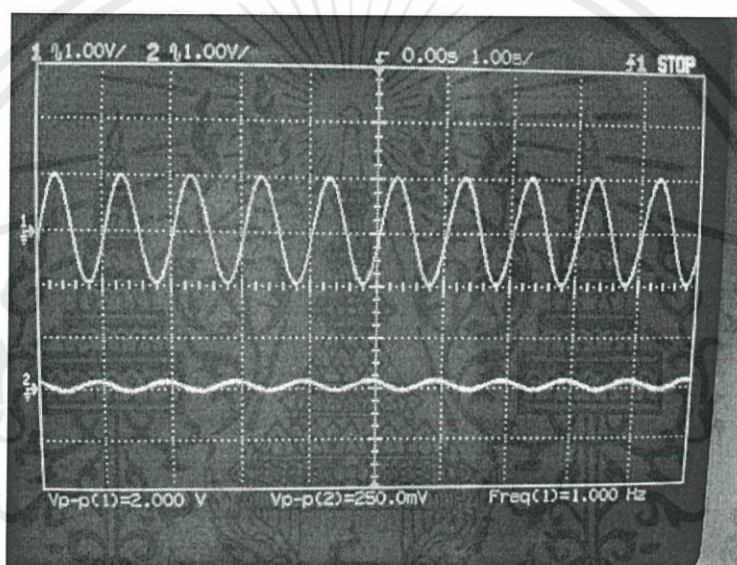


รูปที่ 4.7 กราฟผลตอบสนองความถี่ของสัญญาณที่ผ่านวงจรวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

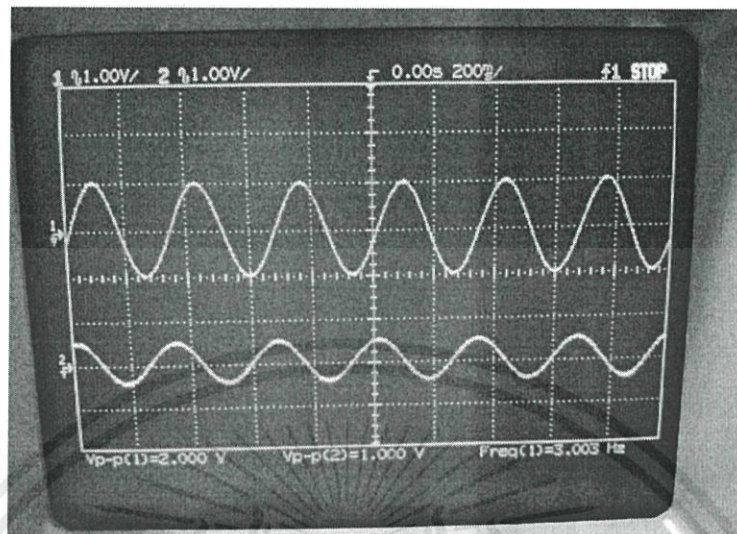
4.1.3 วงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High-pass filter) ที่ 3Hz

ในการทดสอบวงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High-pass filter) ที่ 3Hz จะป้อนสัญญาณจากเครื่องกำเนิดสัญญาณ เนื่องจากสัญญาณเสียงหัวใจมีความถี่ช่วง 5 - 660Hz และเป็นเสียงหัวใจที่ต้องถูกขยาย 11 เท่า โดยป้อนสัญญาณรูปไซน์ความถี่ 1Hz 3Hz และ 5Hz ขนาด 2Vpp ซึ่งจะใช้แทนสัญญาณข้อมูลในการส่งเข้าวงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High-pass filter) ที่ 3Hz เพื่อสังเกตรูปร่างของสัญญาณและความผิดเพี้ยนที่อาจจะเกิดขึ้นได้ ซึ่งจะแสดงสัญญาณได้ ดังรูปที่ 4.8 4.9 และ 4.10

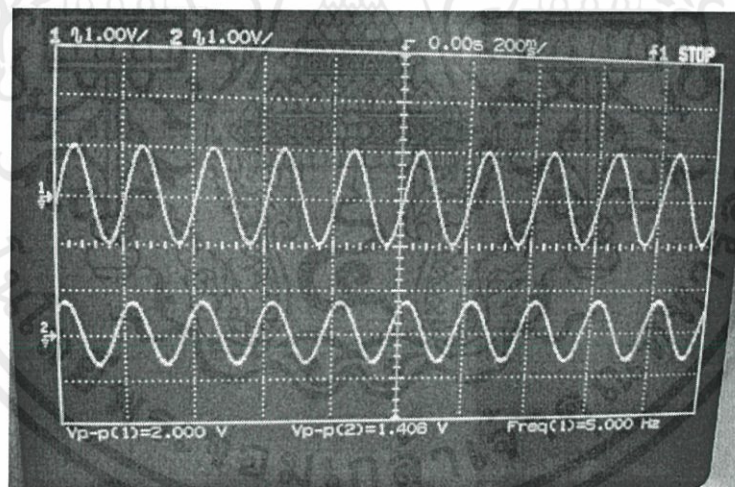


รูปที่ 4.8 สัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่สูงผ่าน ที่ 1Hz โดย ช่องที่ 1 รูปสัญญาณอินพุตคลื่นไซน์ความถี่ 1Hz ที่ 2Vpp ช่องที่ 2 รูปสัญญาณเอาต์พุตคลื่นไซน์ที่ผ่านวงจรกรองความถี่สูงผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

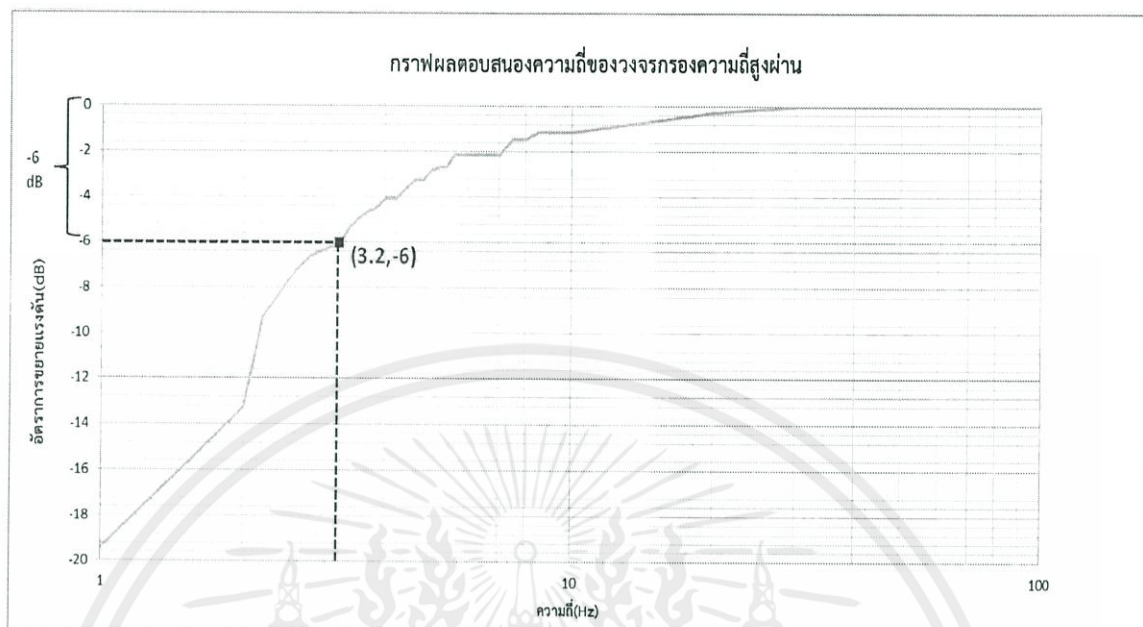


รูปที่ 4.9 สัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่สูงผ่าน ที่ 3Hz
โดย ช่องที่ 1 รูปสัญญาณอินพุตคลื่นไซน์ความถี่ 3Hz ที่ 2Vpp
ช่องที่ 2 รูปสัญญาณเอาต์พุตคลื่นไซน์ที่ผ่านวงจรกรองความถี่สูงผ่าน



รูปที่ 4.10 สัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่สูงผ่าน ที่ 5Hz
โดย ช่องที่ 1 รูปสัญญาณอินพุตคลื่นไซน์ความถี่ 5Hz ที่ 2Vpp
ช่องที่ 2 รูปสัญญาณเอาต์พุตคลื่นไซน์ที่ผ่านวงจรกรองความถี่สูงผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

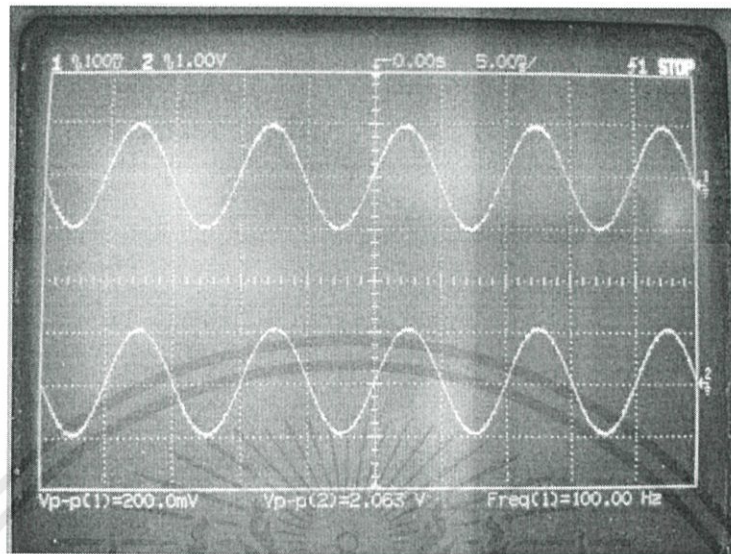


รูปที่ 4.11 กราฟผลตอบสนองความถี่ของสัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่สูงผ่าน

4.1.4 ผลการทดสอบวงจรวัดเสียงหัวใจ

ในการทดสอบวงจรรวมจะป้อนสัญญาณจากเครื่องกำเนิดสัญญาณ เนื่องจากสัญญาณเสียงหัวใจมีความถี่ช่วง 5 - 660Hz ขนาด 200mVpp ในการทดลองจึงออกแบบอินพุตเป็นสัญญาณรูปไซน์ความถี่ 100Hz ที่ 200mVpp แล้วป้อนเข้าวงจรรวม ซึ่งจะแสดงสัญญาณได้ ดังรูปที่ 4.12

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



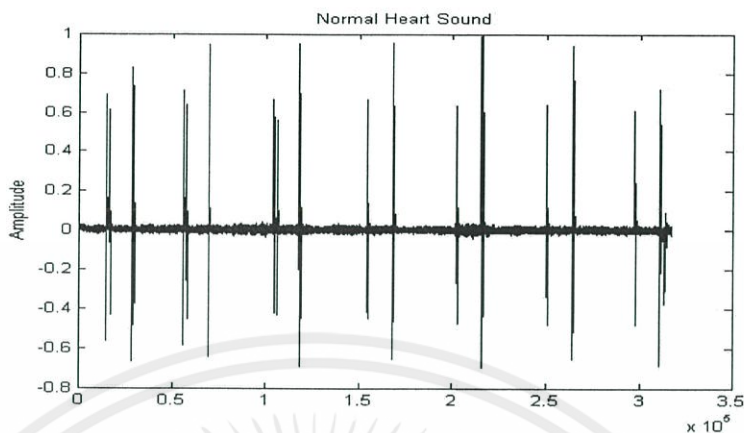
รูปที่ 4.12 สัญญาณที่ผ่านวงจรวัดเสียงสัญญาณหัวใจ
โดย ช่องที่ 1 รูปสัญญาณอินพุตคลื่นไซน์ความถี่ 100Hz ที่ 200mVpp
ช่องที่ 2 รูปสัญญาณเอาต์พุตคลื่นไซน์ที่ผ่านวงจรรวม

4.2 ผลการทดสอบอุปกรณ์ทางด้านซอฟต์แวร์

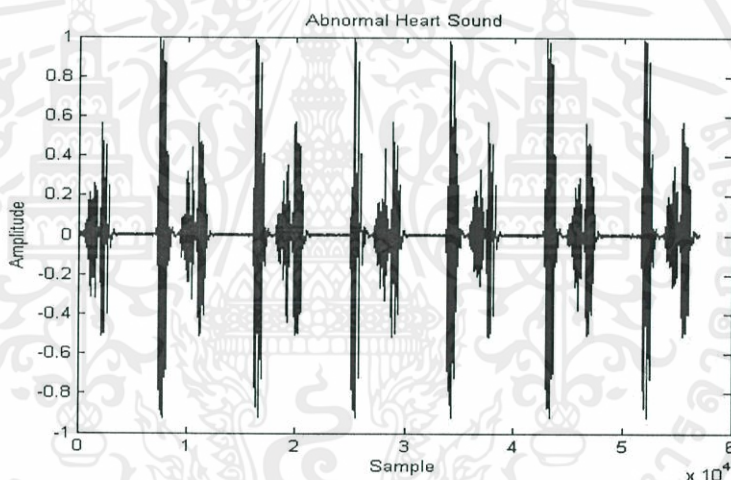
4.2.1 ผลการทดลอง Pre-processing

นำสัญญาณเสียงหัวใจที่วัดได้มาทำการปรับขนาดให้ขนาดของสัญญาณสูงสุดมีค่า 1 และ -1 เพื่อเป็นมาตรฐานเดียวกันในการนำค่าไปพิจารณาในส่วนของการประมวลผล แสดงดังรูปที่ 4.13 และ 4.14

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.13 สัญญาณเสียงหัวใจที่วัดได้ที่ผ่านการปรับขนาดแล้ว

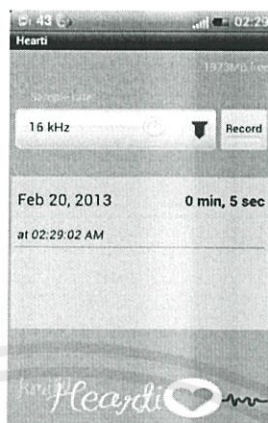


รูปที่ 4.14 สัญญาณเสียงหัวใจผิดปกติที่ผ่านการปรับขนาดแล้ว

4.2.2 ผลการทดลองในส่วนของแอปพลิเคชัน

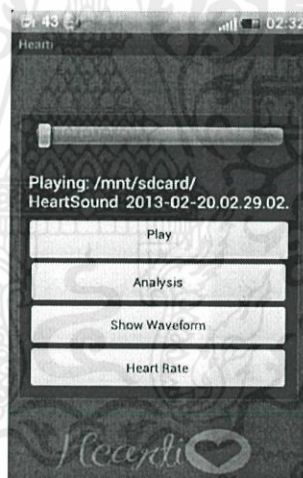
หลังจากทำการติดตั้งแอปพลิเคชันที่ได้ออกแบบไว้ แล้วทำการทดสอบการทำงานของแอปพลิเคชันเมื่อกดที่ปุ่ม record จะพบว่า ที่ปุ่ม record จะเปลี่ยนเป็น stop และเมื่อบันทึกเสียงเสร็จกดที่ปุ่ม stop จะพบว่ามีไฟล์เสียงที่ทำการบันทึกแสดงขึ้นมาดังรูปที่ 4.15

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



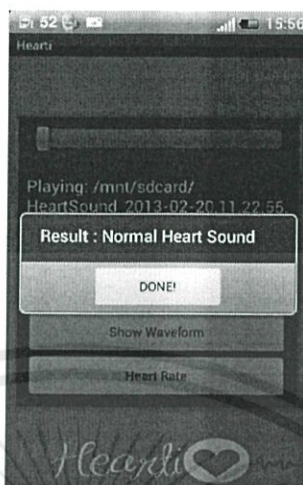
รูปที่ 4.15 หน้าบันทึกเสียงของแอปพลิเคชัน

เมื่อกดไฟล์เสียงที่บันทึกจะแสดงหน้าต่างขึ้นมาโดยจะทำการเล่นเสียงที่บันทึกและแสดงที่อยู่ของไฟล์ที่ทำการบันทึกดังรูปที่ 4.16



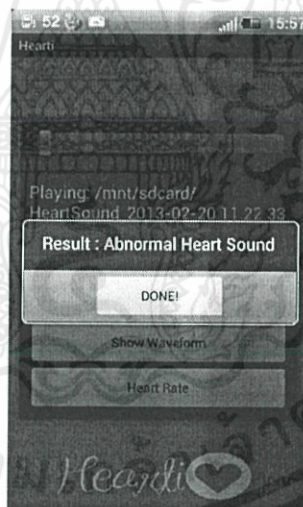
รูปที่ 4.16 หน้าต่างที่แสดงการเล่นเสียงที่บันทึกและแสดงที่อยู่ของไฟล์ที่ทำการบันทึก หลังจากนั้นจะพบว่ามีปุ่ม Analysis เพื่อทำการวิเคราะห์เสียงหัวใจที่ทำการบันทึกหากเสียงหัวใจที่บันทึกปกติ หลังจากกดปุ่ม Analysis แล้วจะแสดงคำว่า Result : Normal Heart Sound ดังรูปที่ 4.17

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.17 ผลการประมวลเสียงหัวใจแบบปกติ

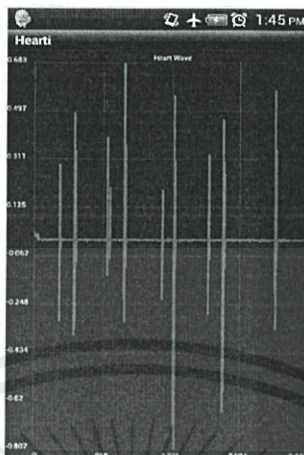
หากเสียงหัวใจที่บันทึกผิดปกติ หลังจากกดปุ่ม Analysis จะแสดงคำว่า Result : Abnormal Heart Sound ซึ่งแสดงดังรูปที่ 4.18



รูปที่ 4.18 ผลการประมวลเสียงหัวใจแบบผิดปกติ

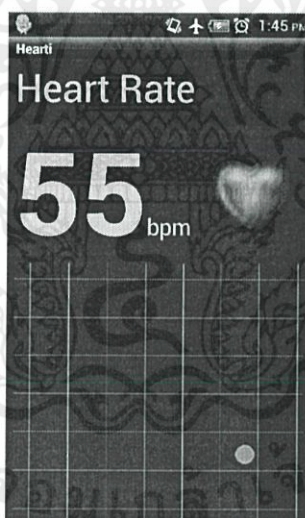
หากกดที่ปุ่ม Show Waveform แอปพลิเคชันจะทำการแสดงกราฟสัญญาณที่ได้ ดังรูปที่ 4.19

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.19 กราฟสัญญาณที่แสดงผ่านแอปพลิเคชัน

หากกดที่ปุ่ม Heart Rate จะเป็นการแสดงอัตราการเต้นของหัวใจที่คำนวณได้จากสัญญาณเสียงหัวใจ ดังรูปที่ 4.20



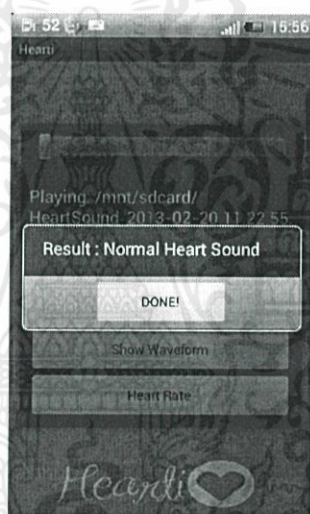
รูปที่ 4.20 การเต้นของหัวใจที่คำนวณได้จากสัญญาณเสียงหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.3 ผลการทดลองด้านการประมวลผลของแอปพลิเคชัน

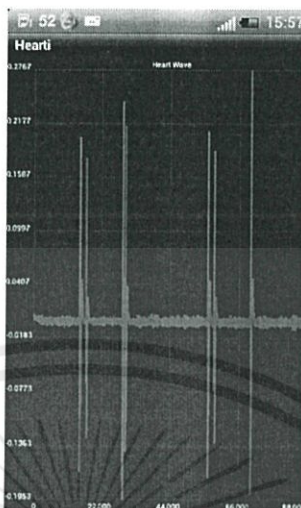
4.2.3.1 ทดลองด้วยการใส่เสียงหัวใจที่วัดได้

หลังจากทำการทดลองการทำงานเบื้องต้นแอปพลิเคชันแล้ว จากนั้นจะทำการทดลองการประมวลผลโดยการนำเอาเสียงสัญญาณที่วัดได้ เข้าไปทดลองในแอปพลิเคชัน เมื่อกดที่ปุ่ม Analysis เพื่อวิเคราะห์ผล แอปพลิเคชันจะแสดงผลการทดลองออกมาคือ Result : Normal Heart Sound ดังนั้นแสดงได้ว่าเสียงหัวใจนี้ปกติ เมื่อกดที่ปุ่ม Show Waveform แอปพลิเคชันจะทำการแสดงกราฟสัญญาณ และเมื่อกดที่ปุ่ม Heart Rate แอปพลิเคชันจะแสดงอัตราการเต้นของหัวใจที่คำนวณได้ ซึ่งแสดงดังรูปที่ 4.21 4.22 และ 4.23

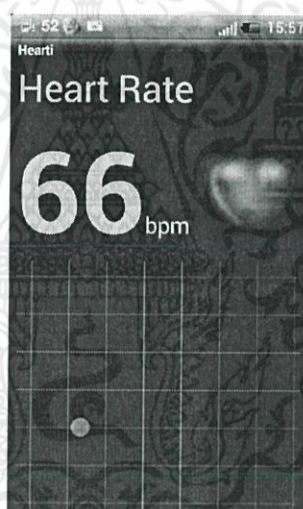


รูปที่ 4.21 ผลการประมวลผลผ่านแอปพลิเคชันของเสียงหัวใจที่วัดได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.22 กราฟสัญญาณของหัวใจที่วัดได้

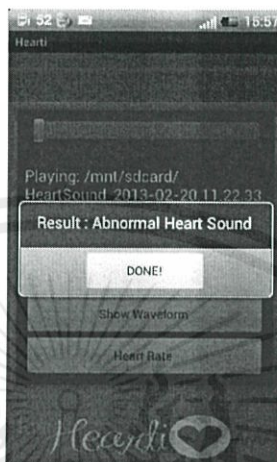


รูปที่ 4.23 อัตราการเต้นของหัวใจที่วัดได้

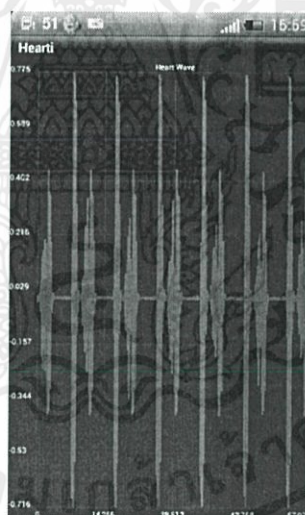
4.2.3.2 ทดลองด้วยการใส่เสียงหัวใจผิดปกติอ้างอิง

หลังจากทำการทดลองการทำงานเบื้องต้นของแอปพลิเคชันแล้ว จากนั้นจะทำการทดลองการประมวลผลโดยการนำเอาเสียงสัญญาณผิดปกติอ้างอิง เข้าไปทดลองในแอปพลิเคชัน เมื่อกดที่ปุ่ม Analysis เพื่อวิเคราะห์ผล แอปพลิเคชันจะแสดงผลการทดลองออกมาคือ Result : เอกสารนี้ Abnormal Heart Sound ดังนั้นแสดงได้ว่าเสียงหัวใจนี้ผิดปกติ เมื่อกดที่ปุ่ม Show Waveform การคำนวณว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แอปพลิเคชันจะทำการแสดงกราฟสัญญาณ และเมื่อกดที่ปุ่ม Heart Rate แอปพลิเคชันจะแสดงอัตราการเต้นของหัวใจที่คำนวณได้ ซึ่งแสดงดังรูปที่ 4.24 4.25 และ 4.26

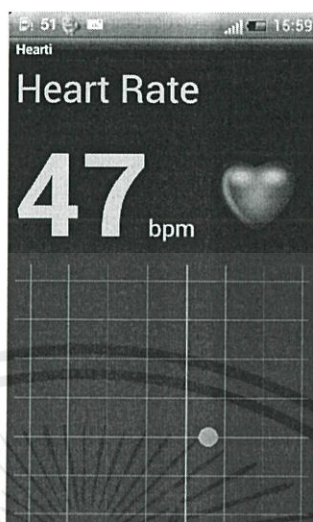


รูปที่ 4.24 ผลการประมวลผลผ่านแอปพลิเคชันของเสียงหัวใจผิดปกติอ้างอิง



รูปที่ 4.25 กราฟสัญญาณของหัวใจผิดปกติอ้างอิง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.26 อัตราการเต้นของหัวใจผิดปกติอ้างอิง

4.2.4 การทดสอบประสิทธิภาพ

ในการทดสอบประสิทธิภาพจะนำเสียงสัญญาณปกติและเสียงสัญญาณผิดปกติอ้างอิง ซึ่งได้จากการวัดเสียงสัญญาณหัวใจผ่านวงจรวัดสัญญาณและตัวอย่างเสียงสัญญาณที่ได้มาจาก เว็บไซต์ต่างๆดังนี้

<http://cprworks.com/Cardiology%20Heart%20Sounds.html>

http://www.openheartsurgery.com/heart_sounds.html

[http://www.littmann.com/wps/portal/3M/en_US/3M-](http://www.littmann.com/wps/portal/3M/en_US/3M-Littmann/stethoscope/littmann-learning-institute/heart-lung-sounds/)

[Littmann/stethoscope/littmann-learning-institute/heart-lung-sounds/](http://www.littmann.com/wps/portal/3M/en_US/3M-Littmann/stethoscope/littmann-learning-institute/heart-lung-sounds/)

<http://www.audiomicro.com/free-sound-effects/free-emergency/free-medical/page-3>

<http://www.med.umich.edu/lrc/psb/heartsounds/index.htm>

<http://depts.washington.edu/physdx/heart/demo.html>

<http://rwjms1.umdj.edu/shindler/auscultation.html>

<http://www.dundee.ac.uk/medther/Cardiology/as.htm>

<http://www.thinklabsmedical.com/sound-library.html>

<http://www.peterjbentley.com/heartchallenge/>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อได้สัญญาณเสียงหัวใจตัวอย่างมาจำนวน 60 ตัวอย่าง ซึ่งเสียงหัวใจตัวอย่างนั้นจะระบุว่าเป็นปกติหรือผิดปกติ จากนั้นนำมาทดสอบการทำงาน ว่าสามารถประมวลผลได้ถูกต้องหรือไม่ โดยกำหนดให้

เสียงหัวใจตัวอย่าง N คือเสียงสัญญาณหัวใจที่ปกติ

เสียงหัวใจตัวอย่าง A เป็นเสียงหัวใจที่ผิดปกติ

✓ คือประมวลผลได้ถูกต้อง

✗ คือประมวลผลไม่ถูกต้อง

ผลการทดสอบแสดงได้ดังตารางที่ 4.1

สัญญาณเสียงหัวใจที่นำมาทดสอบ			
N1	✓	A1	✓
N2	✓	A2	✓
N3	✗	A3	✓
N4	✓	A4	✓
N5	✓	A5	✓
N6	✓	A6	✓
N7	✓	A7	✓
N8	✓	A8	✓
N9	✗	A9	✓
N10	✓	A10	✓
N11	✓	A11	✓
N12	✓	A12	✓
N13	✓	A13	✗
N14	✗	A14	✓
N15	✓	A15	✓
N16	✓	A16	✓
N17	✓	A17	✗
N18	✓	A18	✓
N19	✗	A19	✓
N20	✓	A20	✓
N21	✓	A21	✗

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อใช้ในการเรียนการสอนเท่านั้น ไม่ควรนำออกไปใช้ประโยชน์ในการอื่น
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สัญญาณเสียงหัวใจที่นำมาทดสอบ			
N22	✓	A22	✓
N23	✓	A23	✗
N24	✓	A24	✓
N25	✓	A25	✓
N26	✓	A26	✓
N27	✓	A27	✓
N28	✓	A28	✓
N29	✓	A29	✗
N30	✓	A30	✓
จำนวนครั้งที่ถูก/ทั้งหมด		51/60	
ประสิทธิภาพ (%)		85%	

ตารางที่ 4.1 การประเมินประสิทธิภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผล

จากการทดสอบพบว่า เมื่อทำการวัดเสียงหัวใจผ่านวงจรที่ได้ออกแบบไว้แล้ว วงจรวัดเสียงหัวใจสามารถทำหน้าที่ขยายและกรองความถี่เสียงหัวใจที่ได้จากหูฟังแพทย์ให้เหลือเฉพาะช่วง 3Hz ถึง 700Hz ได้ ซึ่งสามารถคงคุณลักษณะของสัญญาณเสียงหัวใจที่มีความถี่ในช่วง 5Hz ถึง 660Hz ได้ดี เมื่อทำการบันทึกเสียงหัวใจด้วยอุปกรณ์เคลื่อนที่แบบแอนดรอยด์พบว่าเสียงที่ได้นั้นมีรูปแบบใกล้เคียงกับเสียงหัวใจอ้างอิง และเมื่อนำไปประมวลผลผ่านแอปพลิเคชันที่สร้างขึ้นมาบนอุปกรณ์เคลื่อนที่แบบแอนดรอยด์ พบว่าแอปพลิเคชันที่สร้างขึ้นมาสามารถวิเคราะห์เสียงหัวใจ วัดอัตราการเต้นของหัวใจ และแสดงกราฟสัญญาณของเสียงหัวใจได้ โดยอัตราการเต้นของหัวใจปกติจะมีอัตราอยู่ที่ 60-120 ครั้งต่อนาที และหากเป็นนักกีฬาหรือออกกำลังกายเป็นประจำจะมีอัตราการเต้นของหัวใจอยู่ที่ 40-50 ครั้งต่อนาที อัตราการเต้นของหัวใจจะมีอัตราการเต้นมากหรือน้อยจะประกอบด้วยหลายปัจจัย เช่น อายุ เพศ การออกกำลังกาย ยาที่รับประทาน ท่าทางและความเครียด แอปพลิเคชันที่สร้างขึ้นนั้นสามารถประเมินประสิทธิภาพในการทำงานได้ 85%

5.2 ข้อเสนอแนะ

1. ควรวัดเสียงหัวใจในสภาวะที่ร่างกายคงที่ เช่น ไม่มีอาการเหนื่อยหอบ หรือสภาวะทางอารมณ์ เป็นต้น เนื่องจากอาการดังกล่าวอาจทำให้ผลการวิเคราะห์เสียงหัวใจนั้นผิดจากความเป็นจริงได้
2. ควรเพิ่มการบันทึกข้อมูลผู้ใช้เบื้องต้นได้ เช่น ชื่อ อายุ วัน และเวลาที่ทำการวิเคราะห์ เป็นต้น เพื่อเพิ่มความสะดวกในการจัดการข้อมูลของผู้วิเคราะห์
3. เนื่องจากเสียงหัวใจมีความถี่ต่ำ จึงควรเลือกใช้แอมป์เปิดเรทในการบันทึกเสียงที่เหมาะสม หากเลือกแอมป์เปิดเรทมากเกินไปจะเป็นการสิ้นเปลืองหน่วยความจำโดยไม่จำเป็น
4. ในการออกแบบวงจรในส่วนภาครับเสียงหัวใจจากหูฟังแพทย์ อาจจะใช้คอนเดนเซอร์ไมค์ 2 ตัว เพื่อช่วยลดสัญญาณรบกวนจากสภาพแวดล้อมภายนอก
5. ควรวัดอายุการใช้งานของแบตเตอรี่ว่าใช้ได้ยาวนานเท่าใด เพื่อเป็นข้อมูลแก่ผู้ใช้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ของคณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ห้ามทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาต

บรรณานุกรม

- [1] Haibin Wang, Jian Chen and Yukiang Hu. *Heart sound Measurement and Analysis System with Digital stethoscope*. IEEE Department of Mechanical Engineering Yamaguchi University, 755-8611 Japan, 2009.
- [2] รสจรินทร์ บุญทวัน. “ระบบการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไร้สาย.” วิทยานิพนธ์ปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต, สาขาวิชาอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ, 2549.
- [3] จีรสุดา โกษีย์ภรณ์. *วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์*. พิมพ์ครั้งที่ 1. กรุงเทพฯ: ห้างหุ้นส่วนจำกัด วี.เจ. ฟรินตัง, 2551.
- [4] วิทวัส แก้วพรรณา, กนกวรรณ วราชน, บุญญภัทรินทร์ ชันละ. “ระบบวิเคราะห์ข้อมูลจากหูฟังแพทย์โดยใช้โทรศัพท์แอนดรอยด์”, วิทยานิพนธ์ปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต, สาขาวิศวกรรมโทรคมนาคม คณะวิศวกรรมศาสตร์, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2554.
- [5] ไพโรจน์ เวชชพิพัฒน์. รวมโค้ด *Android App The Android Developer’s Cookbook*. พิมพ์ครั้งที่ 1. กรุงเทพฯ: ทู ดิจิตอล คอนเท้นท์ แอน มีเดีย, 2554.
- [6] Jalel Chebil, and Jamal Al-Nabulsi “Classification Of Heart Sound Signals Using Discrete Wavelet Analysis.” <http://www.sciencedirect.com/science>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก
โปรแกรมที่ใช้ในการออกแบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โปรแกรมในส่วน Matlab

```
Soundheart = abs(fft(SoundheartN,4096))
Soundheart = abs(fft(SoundheartAb,4096))
Soundheart = abs(fft(SoundheartS1,4096))
Soundheart = abs(fft(SoundheartS2,4096))
Soundheart = abs(fft(SoundheartS3,4096))
```

โปรแกรมในส่วนแอนดรอยด์

```
package com.example.hearti;

import java.io.File;
import java.io.IOException;

import android.app.Activity;
import java.text.SimpleDateFormat;

import android.app.AlertDialog;
import android.content.Context;
import android.content.DialogInterface;
import android.content.Intent;
import android.content.pm.PackageManager;
import android.media.MediaPlayer;
import android.media.MediaPlayer.OnPreparedListener;
import android.os.Bundle;
import android.os.Handler;
import android.telephony.PhoneStateListener;
import android.telephony.TelephonyManager;
import android.util.Log;
import android.view.Gravity;
import android.view.MotionEvent;
import android.view.View;
import android.view.View.OnClickListener;
import android.view.View.OnTouchListener;
import android.widget.AdapterView;
import android.widget.Button;
```

```

import android.widget.SeekBar;
import android.widget.TextView;
import android.widget.Toast;
import android.widget.ToggleButton;

public class AudioPlayer extends Activity {

protected static final char N = 0;

static double[] totalBuffer = new double[500000];
static int[] Normalize = new int[500000];

String fullPath;
MediaPlayer mediaPlayer;
int pausePosition = 0;
int numFrame;
SeekBar seekBar;
Runnable notification;
ToggleButton togglePlay;
Handler handler = new Handler();
TextView filePathText;
TextView AnalysisView;
TelephonyManager telephonyManager;
boolean isPhone;
PhoneStateListener callEventListener;
String str;
String trackPath;
int heartRate;

@Override
public void onCreate(Bundle savedInstanceState) {
super.onCreate(savedInstanceState);
setContentView(R.layout.audioplayer);

PackageManager pm = getPackageManager();

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ไม่อนุญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
isPhone = pm.hasSystemFeature(PackageManager.FEATURE_TELEPHONY);
```

```
filePathText = (TextView) findViewById(R.id.textFilePath);
```

```
seekBar = (SeekBar) findViewById(R.id.seekBar);
```

```
togglePlay = (ToggleButton) findViewById(R.id.toggleButton1);
```

```
mediaPlayer = new MediaPlayer();
```

```
Bundle extras = getIntent().getExtras();
```

```
if (extras != null) {
```

```
    fullPath = extras.getString("AUDIO_FILE_PATH");
```

```
    filePathText.setText("Playing: " + fullPath);
```

```
    filePathText.setSelected(true);
```

```
    // Log.v("from AudioPlayer", fullPath);
```

```
    processHeartSound();
```

```
}
```

```
final Button analysis = (Button)findViewById(R.id.analysisbtn) ;
```

```
analysis.setOnClickListener(new View.OnClickListener() {
```

```
    @Override
```

```
    public void onClick(View v) {
```

```
        Clickanalysisbtn();
```

```
    }
```

```
});
```

```
final Button ww = (Button)findViewById(R.id.ww) ;
```

```
ww.setOnClickListener(new View.OnClickListener() {
```

```
    @Override
```

```
    public void onClick(View v) {
```

```
        // TODO Auto-generated method stub
```

```
        Intent i = new Intent(AudioPlayer.this,GraphViewDemo.class);
```

```
        Log.d("Test Heart","num Frame : " + String.valueOf(numFrame) );
```

```

Log.d("Test Heart","Total : " + String.valueOf(totalBuffer.length) );
//i.putExtra("waveForm", totalBuffer);
i.putExtra("totalFrame", numFrame);
startActivity(i);
}
});

```

```

final Button hr = (Button)findViewById(R.id.hr) ;
hr.setOnClickListener(new View.OnClickListener() {

```

```

@Override
public void onClick(View v) {
// TODO Auto-generated method stub
Intent i = new Intent(AudioPlayer.this,Main.class);
i.putExtra("heartRate", heartRate);
startActivity(i);
}
});

```

```

seekBar.setOnTouchListener(new OnTouchListener() {
@Override
public boolean onTouch(View v, MotionEvent event) {
seekTo(v);
return false;
}
});

```

```

togglePlay.setOnClickListener(new OnClickListener() {
public void onClick(View v) {

```

```

if (togglePlay.isChecked()) {

```

```

if (pausePosition > 0) {
mediaPlayer.seekTo(pausePosition);
}

```

```

mediaPlayer.start();

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีเหตุผลบางประการที่ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

seekBarUpdater();

} else {
if (mediaPlayer.isPlaying()) {
pauseAudio();
}

}

}

});

if (isPhone) {

callEventListener = new PhoneStateListener(){

@Override
public void onCallStateChanged(int state, String incomingNumber) {
super.onCallStateChanged(state, incomingNumber);
//         if (state == TelephonyManager.CALL_STATE_IDLE){
//             //....
//         }
if (state == TelephonyManager.CALL_STATE_RINGING){

if (mediaPlayer.isPlaying()) {
pauseAudio();
togglePlay.setChecked(false);
}
}
}
};

telephonyManager =
(TelephonyManager) getSystemService(Context.TELEPHONY_SERVICE);
telephonyManager.listen(callEventListener, PhoneStateListener.LISTEN_CALL_STATE);
}

```

```
playAudio();
}
```

```
protected void Clickanalysisbtn() {
// TODO Auto-generated method stub
```

```
AlertDialog.Builder builder = new AlertDialog.Builder(this);
builder.setMessage(str);
builder.setCancelable(false);
builder.setPositiveButton("DONE!", new DialogInterface.OnClickListener() {
```

```
@Override
public void onClick(DialogInterface dialog, int which) {
// TODO Auto-generated method stub
```

```
dialog.dismiss();
}
});
builder.show();
```

```
}
```

```
@Override
public void onPause() {
super.onPause();
// Log.i("AudioPlayer", "onPause() called");
//this.finish();
```

```
}
```

```
@Override
```

```
public void onStop() {
super.onStop();
// Log.i("AudioPlayer", "onStop() called");
//this.finish();
```

เอกสารนี้เป็นลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

//          if (mediaPlayer != null) {
//              if (mediaPlayer.isPlaying()) {
//                  pauseAudio();
//                  togglePlay.setChecked(false);
//              }
//          }
}

```

```

@Override
public void onDestroy() {
    super.onDestroy();
    // Log.i("AudioPlayer", "onDestroy() called");

    handler.removeCallbacks(notification);
    mediaPlayer.stop();
    mediaPlayer.release();
    if (isPhone) {
        telephonyManager.listen(callEventListener, PhoneStateListener.LISTEN_NONE);
    }
}

public void seekTo(View v) {
    if (mediaPlayer.isPlaying()) {
        SeekBar sb = (SeekBar) v;
        mediaPlayer.seekTo(sb.getProgress());
    }
}
}

```

```

public void seekBarUpdater() {

```

```

    if (mediaPlayer.isPlaying()) {

```

```

        seekBar.setProgress(mediaPlayer.getCurrentPosition());

```

```

        notification = new Runnable() {

```

```

            public void run() {

```

```

                seekBarUpdater();

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อใช้ในการเรียนการสอนเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

}
};
handler.postDelayed(notification, 1000);
} else {
mediaPlayer.pause();
seekBar.setProgress(0);
pausePosition = 0;
togglePlay.setChecked(false);
//this.finish();
}
}

public void playAudio() {

try {
mediaPlayer.reset();
mediaPlayer.setDataSource(fullPath);
mediaPlayer.prepare();
mediaPlayer.setOnPreparedListener(new OnPreparedListener() {
public void onPrepared(MediaPlayer mp) {
seekBar.setMax(mediaPlayer.getDuration());
mediaPlayer.start();
seekBarUpdater();
}
});

togglePlay.setChecked(true);

} catch (IOException e) {
Log.e(getString(R.string.app_name), e.getMessage());
}
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
public void pauseAudio() {
```

```

mediaPlayer.pause();
pausePosition = mediaPlayer.getCurrentPosition();
handler.removeCallbacks(notification);
seekBar.setProgress(pausePosition);
}

```

```

public static double[] getWaveForm(){
return totalBuffer;
}

```

```

public void processHeartSound()
{
final int maxFrames = 1000;

try{
WavFile wavFile = WavFile.openWavFile(new File(fullPath));
wavFile.display();
int numChannels = wavFile.getNumChannels();
double[] buffer = new double[1000];
int[] Normalize = new int[500000];
double min = Double.MAX_VALUE;
double max = Double.MIN_VALUE;
int cha = (int)(wavFile.getNumFrames()/maxFrames);

```

```

double [] maxArr = new double[cha+2];

```

```

int count1=0 ,count2=0;

```

```

numFrame = (int)wavFile.getNumFrames();

```

```

wavFile.readFrames(totalBuffer,(int)wavFile.getNumFrames());

```

```

boolean WavEOF = true;

```

```

do

```

```

{
int i,j;
for ( i=count1*1000, j=0 ;i < (count1+1)*1000;i++, j++)
{
if(i == numFrame)
{
WavEOF = false;
break;
}
buffer[j] = totalBuffer[i];
}

for (int s=0 ; s< maxFrames* numChannels ; s++)
{
if (buffer[s] > max) max = buffer[s];

if (buffer[s] < min) min = buffer[s];
}
maxArr[(int) count1++]=max;
}
while (WavEOF);

System.out.printf("Min: %f, Max: %f\n", min, max);
for (int i = 0; i < maxArr.length; i++) {
// System.out.println(maxArr[i]);
}

```

// เก็บค่า แต่ละ sample ของสัญญาณไว้ใน Arr[]

```

long maxnormalize = ((long) ((max*10)/max));
long Numberframes = wavFile.getNumFrames();

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
// คุณ แล้วทำเป็น int เพื่อให้ทศนิยมหายไป
```

```
int [] Arrnew;
Arrnew = new int[1000];
for (int i = 0; i < maxArr.length; i++){
Arrnew[i]= (int) ((double) maxArr[i]*10);

}
int S1=0;int S2=0;int S3=0;
for (int i = 1; i < Arrnew.length; i++){
if(Arrnew[i]>Arrnew[S1]){ S1 = i;}}

for (int n = 1; n < Arrnew.length; n++){
if(Arrnew[n]!=Arrnew[S1]){
if(Arrnew[n]>Arrnew[S2])S2=n;}}

for (int a = 1; a < Arrnew.length; a++){
if((Arrnew[a]!=Arrnew[S1])&&(Arrnew[a]!=Arrnew[S2])){
if(Arrnew[a]>Arrnew[S3]) S3=a;}
}

wavFile.close();

for(int k =0; k < numFrame; k++)
{
double t = totalBuffer[k]*10/max;
Normalize[k] = (int) Math.floor(t);
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
////////////////////////////////////

```

int Samplerate=(int) wavFile.getSampleRate();
int Samples1 = 0;int Samples2 = 0;int z;
int Realnormalize = (int) (maxnormalize-1);

for(int k =0; k <= Samplerate*2 ;k++){

if((Normalize[k]>0)&&(Normalize[k] ==(int) Realnormalize)){

Samples1=k;
z=k+2000;
for(int i=z;i<numFrame;i++){
if(Normalize[i] == Realnormalize){
Samples2=i;
break;
}
}
}
}

int Period=Samples2-Samples1;
int Heartrate = (Period*60)/Samplerate;

////////////////////////////////////

if((Arnew[S1] != Arnew[S2] ) && (Arnew[S3] < 1)){
str = "Result : Normal Heart Sound";}
else {
str="Result : Abnormal Heart Sound";
}
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีเหตุดเบบลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
 Heartrate = Math.abs(Heartrate);
 if(Heartrate < 1)
 Heartrate = 1;

```
else if (Heartrate > 120)
Heartrate = 120;

Log.d("Test Heart","Heart Rate : " + String.valueOf(Heartrate) );
heartRate = Heartrate;
}
catch (Exception e)
{
System.err.println(e);

}
}}
```



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้