



## รายงานการวิจัยฉบับสมบูรณ์

คู่มือทางการแพทย์แบบดิจิทัลสำหรับการบันทึกและวิเคราะห์เสียงหัวใจ  
A Digital Stethoscope for Recording and Analyzing the Heart Sound

นายเทอดศักดิ์ ลีวาทอง

ได้รับทุนสนับสนุนงานวิจัยจากงบประมาณเงินรายได้ ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. 2556

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง



## รายงานการวิจัยฉบับสมบูรณ์

หูฟังทางการแพทย์แบบดิจิทัลสำหรับการบันทึกและวิเคราะห์เสียงหัวใจ  
A Digital Stethoscope for Recording and Analyzing the Heart Sound

นายเทอดศักดิ์ ลีมหาทอง

ได้รับทุนสนับสนุนงานวิจัยจากเงินงบประมาณแผ่นดิน ประจำปีงบประมาณ 2556

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

สารบัญ

ชื่อโครงการ (ภาษาไทย) หูฟังทางการแพทย์แบบดิจิตอลสำหรับการบันทึกและวิเคราะห์เสียงหัวใจ

แหล่งเงิน งบประมาณเงินรายได้

ประจำปีงบประมาณ 2556 จำนวนเงินที่ได้รับการสนับสนุน 116,000 บาท

ระยะเวลาทำการวิจัย 1 ปี ตั้งแต่ 1 ต.ค. 2555 ถึง 30 ก.ย. 2556

ชื่อ-สกุล หัวหน้าโครงการ และผู้ร่วมโครงการวิจัย พร้อมระบุ หน่วยงานต้นสังกัด

นายเทอดศักดิ์ ถั่วหาทอง คณะวิศวกรรมศาสตร์

### บทคัดย่อ

โครงการนี้วิจัยเป็นการออกแบบและพัฒนาหูฟังทางการแพทย์แบบดิจิตอลสำหรับการบันทึกวิเคราะห์เสียงหัวใจ โดยที่หูฟังประกอบด้วย คอนเดนเซอร์ไมโครโฟนที่ติดอยู่กับ Stethoscope, วงจรกรองความถี่ต่ำและวงจรกรองความถี่สูงเพื่อเลือกเฉพาะช่วงความถี่ของสัญญาณเสียงหัวใจที่ต้องการเท่านั้น วงจรขยายสัญญาณ วงจรขยายกำลัง หลังจากสัญญาณผ่านวงจรดังกล่าวแล้ว สัญญาณจะแบ่งเป็นสองส่วน โดยส่วนแรกออกลำโพง เพื่อแสดงเสียงของหัวใจ สัญญาณอีกส่วนจะถูกแปลงจากสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิตอล จากนั้นสัญญาณจะถูกส่งผ่านไปยังรหัสเบอร์พาย และบลูทูธไปยังสมาร์ตโฟนแอนดรอยด์เพื่อแสดงผลต่อไป จากการทดลองพบว่าเสียงหัวใจที่ออกจากลำโพงมีคุณภาพเสียงที่เทียบเท่ากับเสียงที่ได้ยินจาก Stethoscope ที่แพทย์ใช้ฟัง และการใช้โทรศัพท์สมาร์ตโฟนบันทึกเสียงหัวใจทำให้เพิ่มความสะดวกในการใช้งาน

คำสำคัญ : หูฟังทางการแพทย์แบบดิจิตอล, วงจรกรองความถี่เสียง, รหัสเบอร์พาย, ไรคลื่นหัวใจรั่ว

**Research Title:** A Digital Stethoscope for Recording and Analyzing the Heart Sound.....

**Researcher:** Mr. Thurdsak Leauhatong.....

**Faculty:** Engineering..... **Department:** Electronics.....

## ABSTRACT

This research project is to design and develop a digital stethoscope for recording and analyzing the heart sound. The stethoscope consists of a condenser microphone which is attached to a stethoscope, low pass filter and high pass filter for selecting frequency range of the heart sound, preamplifier, and power amplifier. The heart sound signal is sent to the next two parts. The first part is sent to a speaker. The second part is sent to a Raspberry pi via an analog to digital converter circuit. The Raspberry pi sends the signal to an android smart phone via Bluetooth communication. The heart sound is saved and plotted in the smart phone. From the experiments, the quality of the heart sound from the speaker is equal to the heart sound from the convention stethoscope.

**Keywords :** Digital Stethoscope, Audio Filter, Raspberry pi, Valvular Heart Disease

## กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดีเนื่องจากผู้วิจัยได้รับความช่วยเหลือ นักศึกษาสาขาวิชา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ ที่ได้ให้ความร่วมมือในการดำเนินการทดลอง

นอกจากนี้ผู้วิจัยยังได้รับกำลังใจจากคุณพ่อ คุณแม่ และเพื่อนๆ ตลอดจนบุคคลต่างๆ ที่ให้กำลังใจ และความช่วยเหลืออีกมาก ที่ผู้วิจัยไม่สามารถกล่าวนามได้หมดในที่นี้ ผู้วิจัยรู้สึกซาบซึ้งในความกรุณาและความปรารถนาดีของทุกท่านเป็นอย่างยิ่ง จึงกราบขอบพระคุณและขอบคุณไว้ในโอกาสนี้

การวิจัยครั้งนี้ได้รับทุนสนับสนุนการวิจัยจากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง จากแหล่งทุน งบประมาณแผ่นดิน ตามมติคณะรัฐมนตรี ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. 2555

เทอดศักดิ์ ถั่วหาทอง

## สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ข
กิตติกรรมประกาศ.....	ค
สารบัญ.....	ง
สารบัญตาราง.....	ช
สารบัญภาพ.....	ซ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของ โครงการวิจัย.....	2
1.2 สมมุติฐานในการออกแบบหูฟังทางการแพทย์แบบดิจิทัลสำหรับการบันทึกและ วิเคราะห์เสียงหัวใจ.....	2
1.3 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	2
1.4 ส่วนประกอบของหูฟังแบบดิจิทัลสำหรับการบันทึกและวิเคราะห์เสียง หัวใจ.....	3
บทที่ 2 หลักการและทฤษฎี.....	4
2.1 โครงสร้างของหัวใจ.....	4
2.1.1 ชั้นเยื่อหุ้มหัวใจ (Pericardium).....	4
2.1.2 กล้ามเนื้อหัวใจ (Myocardium).....	4
2.1.3 ลิ้นหัวใจ.....	4
2.2 เสียงหัวใจ.....	5
2.2.1 เสียงหัวใจอันดับที่ 1 (S1).....	5
2.2.2 เสียงหัวใจอันดับที่ 2 (S2).....	6
2.2.3 เสียงหัวใจอันดับที่ 3 (S3).....	6
2.2.4 เสียงหัวใจอันดับที่ 4 (S4).....	6
2.2.5 เสียงเมอเมอร์ (Heart Murmur).....	7
2.2.5 เสียงเมอเมอร์ (Heart Murmur).....	7
2.3 หลักการฟังเสียงหัวใจ.....	7
2.3.1 เสียงหนึ่ง (First Heart Sound).....	9
2.3.2 เสียงสอง (second heart sound).....	9

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.3.3 เสียงสาม (third heart sound).....	9
2.3.4 เสียงสี่ (fourth heart sound).....	9
2.4 เซนเซอร์ (Sensor).....	10
2.4.1 สเตทโทสโคป (Stethoscope).....	10
2.4.2 คอนเดนเซอร์ ไมโครโฟน.....	10
2.5 ทฤษฎีวงจร.....	11
2.5.1 วงจรขยายแบบไม่กลับเฟส (Non-inverting Amplifier).....	11
2.5.2 วงจรกรองความถี่แบบบัทเทอร์เวิร์ท (Butterworth filter).....	12
2.6 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller).....	14
2.7 ราสเบอร์รี่พาย (Raspberry Pi).....	15
2.7.1 สเปคและอุปกรณ์ภายนอกของราสเบอร์รี่พาย.....	16
2.7.2 โปรแกรมที่ใช้งานกับราสเบอร์รี่พายในการสั่งการทำงานต่างๆ.....	18
2.8 เทคโนโลยี Bluetooth.....	19
2.9 การเขียนแอปพลิเคชันบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์.....	20
2.9.1 ที่มาและความสำคัญของแอนดรอยด์.....	20
2.9.2 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการเขียนโปรแกรม.....	20
<b>บทที่ 3 วิธีการออกแบบ.....</b>	<b>22</b>
3.1 การคำนวณและออกแบบวงจร.....	23
3.1.1 วงจรขยายสัญญาณภาคหน้า.....	24
3.1.2 วงจร Low Pass filter.....	24
3.1.3 วงจร high Pass filter.....	25
3.1.4 วงจรขยายกำลัง (Power amplifier).....	25
3.1.5 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller).....	26
3.1.5 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller).....	26
3.1.5.1 ลักษณะของไมโครคอนโทรลเลอร์ (PIC 18F26K80).....	27
3.1.5.2 การเชื่อมต่อของคอนโทรลเลอร์กับอุปกรณ์ต่างๆ.....	27
3.1.5.3 แผนผังการออกแบบและเขียนโปรแกรม (Flow Chart).....	28
3.1.6 โมดูลบลูทูธ.....	28

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.2 Raspberry Pi.....	28
3.2.1 กราฟฟิคยูเซอร์อินเตอร์เฟซของโปรแกรม (GUI).....	28
3.2.2 แผนผังการออกแบบและเขียนโปรแกรม (Flow Chart).....	30
3.3 Android Applications.....	31
3.3.1 กราฟฟิคยูเซอร์อินเตอร์เฟซของโปรแกรม (GUI).....	31
3.3.2 แผนผังการออกแบบและโปรแกรมบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ (Flow Chart).....	32
<b>บทที่ 4 ผลการทดลอง.....</b>	<b>33</b>
4.1 ผลการทดลองวงจรส่วนอนาล็อก.....	33
4.1.1 การตอบสนองทางความถี่ของวงจรทั้งหมด.....	33
4.1.2 การทดสอบใช้งานจริง.....	34
4.2 ผลการทดสอบการทำงานของรอสเบอรีพาย.....	35
4.2.1 การทดสอบวาดกราฟ.....	36
4.2.1.1 ทดสอบสัญญาณจากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์.....	36
4.2.1.2 ทดสอบกับสัญญาณจากวงจรส่งอนาล็อก.....	38
4.2.2 ทดสอบการใช้งานกล้อง.....	40
4.3 ผลการทดสอบแอปพลิเคชันบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์.....	40
4.3.1 การทดสอบเมนูกรอกข้อมูลประวัติส่วนตัว(Register).....	40
4.3.2 การทดสอบเมนูรับ-ส่งค่าผ่านบลูทูธ(Bluetooth).....	42
4.3.3 การทดสอบเมนูพล็อตกราฟข้อมูลจากบลูทูธแบบเรียลไทม์ (PlotGraph).....	42
<b>บทที่ 5 สรุปผลการทดลอง และวิจารณ์ผลการทดลอง.....</b>	<b>44</b>
5.1 บทสรุป.....	44
5.2 วิจารณ์ผลการทดลอง.....	44
<b>เอกสารอ้างอิง.....</b>	<b>45</b>
<b>สรุปค่าใช้จ่ายการดำเนินงานโครงการวิจัย.....</b>	<b>46</b>
<b>ข้อมูลประวัติคณะผู้วิจัย.....</b>	<b>47</b>

## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1 ตารางแสดงการอธิบายการทำงานของโปรแกรม.....	29

## สารบัญภาพ

ภาพที่	หน้า
2.1 ตัวอย่าง heart sound signal S1 และ S2.....	6
2.2 รูปภาพแสดง Heart Murmur.....	7
2.3 ภาพแสดงตำแหน่งการวัดเสียงหัวใจ.....	8
2.4 เสียง S1,S2,S3, และS4.....	8
2.5 Stethoscope.....	10
2.6 คอนเดนเซอร์ ไมโครโฟน.....	11
2.7 วงจรขยายแบบไม่กลับเฟส (Non-inverting Amplifier).....	11
2.8 วงจรกรองความถี่แบบบัทเทอร์เวิร์ธ.....	12
2.9 กราฟดับแรกผ่านการกรองความถี่ต่ำของบัทเทอร์เวิร์ธ.....	13
2.10 กราฟการเพิ่มของกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัทเทอร์เวิร์ธจำนวนที่ 1 และ 2.....	13
2.11 รูปลักษณะของ ไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ประกอบไปด้วยอุปกรณ์ต่างๆรวมเข้าไว้ด้วยกัน.....	15
2.12 สเปคของราสเบอร์พาย.....	16
2.13 รูปร่างลักษณะของราสเบอร์พายโมดูล B+.....	17
2.14 การทำงานของ GPIO พอร์ตของราสเบอร์พายโมดูล B+.....	17
2.15 รูปร่างลักษณะโปรแกรม Qt.....	18
2.16 หน้าต่างของการเขียนและออกแบบโปรแกรม.....	18
2.17 หน้าต่างของการออกแบบกราฟฟิกของโปรแกรม.....	19
2.18 พื้นฐานอุปกรณ์เชื่อมต่อเครือข่ายไร้สายส่วนบุคคล.....	19
2.19 รูปร่างลักษณะ HC-05.....	20
2.20 ตัวอย่างแอปพลิเคชันบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์.....	21
3.1 การเชื่อมต่อของอุปกรณ์ต่างๆเข้าด้วยกัน.....	22
3.2 ลำดับการทำงานของโครงงาน (Block diagram).....	23
3.3 วงจรขยายสัญญาณภาคหน้า.....	24
3.4 วงจรแบบ Butterworth Low Pass filter.....	24
3.5 วงจรแบบ Butterworth high Pass filter.....	25
3.6 วงจรขยายกำลังงาน (Power amplifier).....	26
3.7 ก. รูปร่างของ PIC 18F26K80.....	27
3.7 ข. การทำงานของขาต่าง ๆ.....	27

สารบัญญภาพ (ต่อ)

ภาพที่	หน้า
3.8 การเชื่อมต่อของคอนโทรลเลอร์กับอุปกรณ์ต่างๆ.....	27
3.9 แผนผังการออกแบบและเขียนโปรแกรม.....	28
3.10 อธิบายการทำงานของโปรแกรม.....	29
3.11 แผนผังการออกแบบและเขียนโปรแกรม (Flow Chart).....	30
3.12 อธิบายการทำงานของโปรแกรม.....	31
3.13 แผนผังการออกแบบและเขียนโปรแกรมบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ (Flow Chart).....	32
4.1 Band pass frequency response.....	33
4.2 กราฟเสียงหัวใจของคนปกติ คนที่ 1.....	34
4.3 กราฟเสียงหัวใจของคนปกติ คนที่ 2.....	34
4.4 กราฟเสียงหัวใจของคนปกติ คนที่ 3.....	35
4.5 กราฟเสียงหัวใจของคนปกติ คนที่ 4.....	35
4.6 โปรแกรมรับสัญญาณพังก์ชั่น เจนเนอเรเตอร์ 1 HZ.....	36
4.7 โปรแกรมรับสัญญาณพังก์ชั่น เจนเนอเรเตอร์ 2 HZ.....	36
4.8 โปรแกรมรับสัญญาณพังก์ชั่น เจนเนอเรเตอร์ 3 HZ.....	37
4.9 โปรแกรมรับสัญญาณพังก์ชั่น เจนเนอเรเตอร์ 5 HZ.....	37
4.10 โปรแกรมรับสัญญาณพังก์ชั่น เจนเนอเรเตอร์ 10 HZ.....	38
4.11 โปรแกรมรับข้อมูลของผู้ทดลองคนที่ 1.....	38
4.12 โปรแกรมรับข้อมูลของผู้ทดลองคนที่ 2.....	39
4.13 โปรแกรมรับข้อมูลของผู้ทดลองคนที่ 3.....	39
4.14 แสดงภาพวิดีโอบนโปรแกรมขณะรับข้อมูลและวาดกราฟ.....	40
4.15 แสดงภาพการทดสอบกรอกข้อมูลประวัติส่วนตัวลงแอปพลิเคชันแอนดรอย์.....	41
4.16 แสดงภาพการทดสอบดูข้อมูลประวัติส่วนตัวบนแอปพลิเคชันแอนดรอย์.....	41
4.17 แสดงภาพการทดสอบรับ-ส่งค่าผ่านบลูทูธบนแอปพลิเคชันแอนดรอย์.....	42
4.18 แสดงภาพการทดสอบพล็อตกราฟข้อมูลจากบลูทูธบนแอปพลิเคชันแอนดรอย์.....	43

## บทที่ 1

### บทนำ

จากข้อมูลของสำนักงานสถิติแห่งชาติระบุว่า ประเทศไทยได้ถูกจัดให้เป็นประเทศที่อยู่ในสังคมของผู้สูงอายุตั้งแต่ปี พ.ศ. 2548 และสำนักงานคณะกรรมการพัฒนาการเศรษฐกิจและสังคมแห่งชาติได้พยากรณ์ว่า “ประเทศไทยจะมีผู้สูงอายุถึง 1 ใน 4 ของประชากรและเป็นสังคมผู้สูงอายุแบบสมบูรณ์แบบภายในช่วงระหว่างปี พ.ศ. 2551-2571” นอกจากนี้ประเทศไทยยังเป็นพื้นที่เป้าหมายของประเทศพัฒนาแล้วในการเป็นบ้านหลังที่ 2 ของสังคมผู้สูงอายุหลายประเทศ ดังนั้นการเข้าสู่สังคมของผู้สูงอายุจึงเป็นทั้งโอกาสและภัยคุกคามที่สำคัญในการพัฒนาเศรษฐกิจและสังคม โดยด้านหนึ่งประเทศไทยจะมีโอกาสมากขึ้นในการขยายตลาดสินค้าและบริการเพื่อสุขภาพ แต่อีกด้านก็เป็นภัยคุกคามในเรื่องการเคลื่อนย้ายแรงงานที่มีฝีมือและทักษะไปสู่แหล่งที่มีผลตอบแทนสูง ทำให้ค่าใช้จ่ายในการดูแลผู้สูงอายุไทยสูงตามไปด้วย ดังนั้นจึงมีความจำเป็นอย่างยิ่งที่ประเทศไทยจะต้องส่งเสริมการพัฒนาเทคโนโลยีที่ทันสมัยและคุ้มค่าสำหรับสังคมผู้สูงอายุ ส่วนหนึ่งเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพระบบประกันสุขภาพให้ผู้สูงอายุทุกคนได้รับบริการที่มีคุณภาพ สะดวก รวดเร็วและเป็นธรรม และอีกส่วนหนึ่งเพื่อขับเคลื่อนให้ประเทศไทยเป็นเลิศในผลิตภัณฑ์และการบริการด้านสุขภาพ และการรักษาพยาบาลของผู้สูงอายุ

โรคลิ้นหัวใจตีบหรือรั่วเป็นปัญหาสุขภาพที่สำคัญของผู้สูงอายุ เกิดจากการที่ลิ้นหัวใจต้องเคลื่อนไหวและรับแรงจากเลือดตลอดเวลา ทำให้ลิ้นหัวใจหนาตัวขึ้นและมีหินปูน (Calcium) เข้าไปสะสมในเนื้อเยื่อ ทำให้ลิ้นหัวใจเกิดการตีบหรือรั่วขึ้นได้ ผู้สูงอายุที่มีลิ้นหัวใจรั่วเพียงเล็กน้อยจะไม่แสดงอาการใดๆ หรือแม้แต่ว่ายมากในหลายๆรายก็ไม่แสดงอาการ อาการต่างๆจะปรากฏเมื่อหัวใจไม่สามารถทนรับกับปริมาณเลือดที่เพิ่มขึ้นได้อีกต่อไป อาการที่เกิดขึ้นจึงเป็นอาการของภาวะหัวใจล้มเหลว (Heart Failure) เช่น หอบเหนื่อย ขาบวม ใจเต้นเร็ว เป็นต้น ดังนั้นจึงเป็นเรื่องสำคัญอย่างยิ่งสำหรับผู้สูงอายุที่จะต้องถูกตรวจพบอาการลิ้นหัวใจรั่วตั้งแต่ในระยะเริ่มต้น เพื่อให้ได้รับการดูแลรักษาที่ถูกต้องก่อนที่จะเกิดภาวะหัวใจล้มเหลว โดยแพทย์สามารถตรวจโรคลิ้นหัวใจขั้นต้นได้โดยตรวจประวัติอาการ และใช้หูฟังทางการแพทย์ (Stethoscope) เพื่อฟังเสียงหัวใจผิดปกติ เรียกว่า “เสียงฟู่” หรือ Murmur ซึ่งเป็นเสียงที่เกิดขึ้นจากลิ้นหัวใจตีบหรือรั่วก็ได้ แล้วแต่ตำแหน่งของลิ้นหัวใจ

อย่างไรก็ตามปัจจุบันประเทศไทยมีปัญหาขาดแคลนแพทย์ โดยเฉพาะอย่างยิ่งในโรงพยาบาลของกระทรวงสาธารณสุขที่มีผู้ป่วยขอรับการตรวจรักษามากจนล้นโรงพยาบาล แต่มีจำนวนแพทย์อยู่น้อยจนทำให้แพทย์มีเวลาตรวจผู้ป่วยเพียง 2-4 นาที และแพทย์แต่ละคนต้องทำงานตรวจรักษาผู้ป่วยทั้งในและนอกเวลาราชการถึงสัปดาห์ละ 90-120 ชั่วโมง การที่แพทย์ต้องเร่งรีบทำงานและขาดเวลาพักผ่อน ทำให้มีความเสี่ยงต่อความผิดพลาดหรือความเข้าใจผิดของผู้ป่วย ทำให้มีคดีฟ้องร้องมากขึ้น จนทำให้แพทย์มีความเครียดและเมื่อมีทางเลือกอื่น ก็จะลาออกจากราชการไปอยู่โรงพยาบาลเอกชน ซึ่งได้รับเงินเดือนและ/หรือค่าตอบแทนที่ดีกว่า มีภาระงานที่เหมาะสม จึงทำให้จำนวนแพทย์ที่ยังเป็นข้าราชการอยู่มีจำนวนไม่เพียงพอที่จะให้การดูแลรักษาประชาชนอย่างมีมาตรฐานต่อไป

### 1.1 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย

โครงการวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์ที่จะพัฒนาและออกแบบหูฟังทางการแพทย์แบบดิจิทัล และ Web Application ที่ใช้ในการค้นหา, แสดงกราฟและฟังเสียงหัวใจ แพทย์หรือพยาบาลสามารถใช้หูฟังแบบดิจิทัลเพื่อฟังเสียงหัวใจ, บันทึกเสียงหัวใจลงในคอมพิวเตอร์ และนำกลับมาเปิดฟังอีกครั้ง โดยใช้ Web Application ประโยชน์ของหูฟังดิจิทัลคือ

- 1) แพทย์สามารถนำเสียงหัวใจที่ถูกบันทึก มาใช้เปรียบเทียบเสียงหัวใจของการรักษาแต่ละครั้ง เพื่อติดตามพัฒนาการของโรค และใช้เป็นประวัติการรักษาผู้ป่วยได้
- 2) โรงพยาบาลชุมชน หรือโรงพยาบาลอำเภอที่ขาดแคลนแพทย์เฉพาะทาง อาจส่งเสียงหัวใจที่บันทึกได้ไปให้กับแพทย์เฉพาะทางในโรงพยาบาลจังหวัด เพื่อให้แพทย์เฉพาะทางช่วยวิเคราะห์เสียงหัวใจ

ผู้สูงอายุในชนบทที่ห่างไกล สามารถได้รับการตรวจและวินิจฉัยโรคคลื่นหัวใจโดยแพทย์เฉพาะทางในโรงพยาบาลจังหวัด โดยที่ไม่จำเป็นต้องเดินทางไกลไปยังโรงพยาบาลจังหวัดที่อยู่ห่างไกล ช่วยลดค่าใช้จ่ายในดูแลรักษา, เพิ่มประสิทธิภาพของการบริการสาธารณสุขพื้นฐาน และเพิ่มความเป็นเลิศในการดูแลรักษาผู้สูงอายุ

### 1.2 สมมุติฐานในการออกแบบหูฟังทางการแพทย์แบบดิจิทัลสำหรับการบันทึกและวิเคราะห์เสียงหัวใจ

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

จึงมีแนวคิดที่จะทำเครื่องฟังเสียงหัวใจและนำสัญญาณที่ได้ มาเก็บไว้เป็นฐานข้อมูลในคอมพิวเตอร์เพื่อที่จะศึกษาสัญญาณเสียงหัวใจของผู้ป่วยโรคหัวใจต่างๆ และคาดว่าในอนาคตจะสามารถช่วยแพทย์ในการตรวจและวินิจฉัยโรคต่างๆที่เกิดขึ้นของหัวใจได้ชัดเจนยิ่งขึ้นเพียงแค่ส่งสัญญาณเสียงหัวใจที่วัดได้จากผู้ป่วย มาเทียบกับสัญญาณเสียงหัวใจที่มีอยู่ในฐานข้อมูล ก็จะสามารถวินิจฉัยโรคได้อย่างสะดวกและรวดเร็วมากยิ่งขึ้น

### 1.3 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

ออกแบบเครื่องฟังเสียงหัวใจให้มีเสียงที่เหมือนกับเสียงที่ฟังจาก สเตทโคสโคป  
(Stethoscope) ซึ่งเป็นเครื่องมือที่ใช้ในการฟังเสียงหัวใจของแพทย์มากที่สุดและส่งข้อมูล

สัญญาณเสียงไปแสดงบนคอมพิวเตอร์เพื่อเก็บเป็นฐานข้อมูลสัญญาณเสียงหัวใจ ซึ่งจะสามารถช่วยในการวินิจฉัยโรคต่างๆที่เกิดขึ้นของหัวใจและลิ้นหัวใจ

เครื่องวัดสัญญาณเสียงหัวใจสามารถฟังเสียงหัวใจได้ชัดเจนมากขึ้นพร้อมทั้งสามารถปรับระดับความดังของเสียงได้เพื่อให้แพทย์ฟังได้ชัดเจนมากยิ่งขึ้นพร้อมทั้งแสดงสัญญาณบนหน้าจอราสเบอร์รี่พาย (Raspberry Pi) โดยการเชื่อมต่อผ่านบลูทูธ(Bluetooth) กับ ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) เพื่อให้แพทย์สามารถวินิจฉัยโรคได้อย่างแม่นยำซึ่งจะเป็นประโยชน์ต่อแพทย์เพื่อใช้ในการวินิจฉัยโรคต่างๆต่อไป

#### 1.4 ส่วนประกอบของหูฟังแบบดิจิทัลสำหรับการบันทึกและวิเคราะห์เสียงหัวใจ

- 1) สเตทโทสโคป ทำหน้าที่วัดเสียงหัวใจขั้นแรก
- 2) คอนเดนเซอร์ไมโครโฟน ทำหน้าที่รับเสียงจากสเตทโทสโคปแล้วแปลงเป็นสัญญาณเสียง
- 3) วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านและวงจรกรองความถี่สูงผ่าน เพื่อปรับปรุงคุณภาพของสัญญาณ
- 4) วงจรขยายกำลัง TDA2822 ทำหน้าที่เป็นวงจรขยายกำลังเสียง
- 5) หูฟัง (Headphone) เป็นหูฟังแบบ in ear ซึ่งลดเสียงรบกวนจากภายนอกได้
- 6) ราสเบอร์รี่พายและไมโครคอนโทรลเลอร์

## บทที่ 2

### หลักการและทฤษฎี

#### 2.1 โครงสร้างของหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะขนาดใหญ่ในช่องอก โดยวางทับปอดทางด้านซ้ายและอยู่ใกล้กับหน้าอก ทำหน้าที่สูบฉีดเลือดให้ไหลอยู่ในระบบหลอดเลือดของร่างกาย หัวใจทำหน้าที่เป็นสูบที่มีประสิทธิภาพมากชนิดหนึ่ง และเป็นอวัยวะแรกที่เจริญเติบโตจนทำงานได้ของสัตว์เลี้ยงลูกด้วยนม ตั้งแต่อยู่ในครรภ์มารดา หัวใจประกอบด้วยระบบสูบสองส่วน ส่วนแรกคือ หัวใจด้านขวา ประกอบด้วย หัวใจห้องบนขวา (right atrium) และหัวใจห้องล่างขวา (right ventricle) ระบบนี้ทำหน้าที่สูบฉีดเลือดให้ไหลจากระบบหลอดเลือดดำของการไหลเวียนส่วนกาย เข้าสู่การไหลเวียนส่วนปอด หัวใจส่วนที่สองคือ หัวใจด้านซ้าย ประกอบด้วยหัวใจห้องบนซ้าย (left atrium) และหัวใจห้องล่างซ้าย (left ventricle) ทำหน้าที่สูบฉีดเลือดจากการไหลเวียนส่วนปอดไปยังการไหลเวียนส่วนกาย ด้วยการงานดังกล่าว ทำให้เลือดสามารถไหลหมุนเวียนผ่านหัวใจและระบบหลอดเลือดเพียงทางเดียวเท่านั้นในภาวะปกติ

##### 2.1.1 ชั้นเยื่อหุ้มหัวใจ (Pericardium)

เป็นเยื่อบางๆ ใสๆ ห่อหุ้มหัวใจ เป็นอวัยวะที่สำคัญแต่สามารถผ่าตัดเลาะออกไปได้ถ้าเกิดกรณีเป็นโรค โดยเยื่อหุ้มหัวใจจะประกอบด้วย Fibrous Pericardium ซึ่งเป็นเส้นใยที่เหนียว และแข็งแรงหุ้มอยู่นอกสุดของหัวใจและ Serous Pericardium ซึ่งเป็นเนื้อเยื่อที่ประกอบขึ้นจาก ชั้นนอก (Parietal layer) กับ ชั้นใน (Visceral layer) ซึ่งระหว่างชั้นนอกกับชั้นในนั้นจะมีของเหลวที่เรียกว่า Serous Fluid บรรจุอยู่เพื่อลดแรงเสียดทานขณะหัวใจเต้น

##### 2.1.2 กล้ามเนื้อหัวใจ (Myocardium)

เป็นชั้นที่มีความหนามากที่สุด ทำหน้าที่บีบตัวเพื่อส่งเลือดไปเลี้ยง ส่วนต่างๆ ของร่างกายและทำหน้าที่คลายตัวเพื่อรับเลือดกลับสู่หัวใจ กล้ามเนื้อหัวใจประกอบด้วยกล้ามเนื้อหลักอยู่ 2 ชนิดคือ

- 1) เนื้อเยื่อที่ทำหน้าที่ทำให้หัวใจบีบตัวโดยตรง
- 2) กล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่ในการนำไฟฟ้าได้แก่ Pacemaker cell หรือ Nodal cell เป็นกลุ่มเซลล์ที่สามารถให้กำเนิดกระแสประสาทได้เอง

##### 2.1.3 ลิ้นหัวใจ

ลิ้นหัวใจเป็นแผ่นของกล้ามเนื้อหัวใจและเนื้อเยื่อเกี่ยวพันที่แข็งแรงที่ยื่นออกมาจากผนังของหัวใจ เพื่อควบคุมทิศทางการไหลของเลือดภายในหัวใจ ให้เป็นไปในทิศทางเดียว โดยอาศัยความแตกต่างของความดันโลหิตในแต่ละห้อง ลิ้นหัวใจที่สำคัญได้แก่

- 1) ลิ้นหัวใจไตรคัสปิด (Tricuspid valve) มีสามกลีบ (cusps) อยู่ระหว่างหัวใจห้องบนขวาห้องล่างขวา
- 2) ลิ้นไมทรัล (Mitral valve) มีสองกลีบ บางครั้งเรียกว่า ลิ้นหัวใจไบคัสปิด (bicuspid valve) อยู่ระหว่าง หัวใจห้องบนซ้ายและล่างซ้าย
- 3) ลิ้นหัวใจพัลโมนารีเซมิลูนาร์ (pulmonary semilunar valve) มีสามกลีบ อยู่ระหว่าง หัวใจห้องล่างขวาและหลอดเลือดแดงพัลโมนารี
- 4) ลิ้นหัวใจเอออร์ติกเซมิลูนาร์ (Aortic semilunar valve) มีสามกลีบ อยู่ระหว่างหัวใจห้องล่างซ้ายและหลอดเลือดแดงใหญ่ ใกล้เคียงกับ โคนของลิ้นหัวใจนี้จะมีรูเปิดเล็กๆ ซึ่งเป็นทางเข้าของเลือดที่จะเข้าสู่ระบบ หลอดเลือดหัวใจ

## 2.2 เสียงหัวใจ

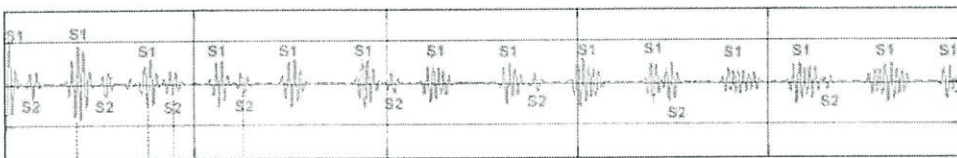
ในหนึ่งรอบการทำงานของหัวใจของคนปกตินั้น เราสามารถฟังเสียงหัวใจได้ 2 - 4 ครั้ง เสียงนี้เกิดจากการปิดของลิ้นหัวใจการแกว่งของเลือดในหัวใจและส่วนต้นของเอออร์ตาและหลอดเลือดพัลโมนารี การสั่นสะเทือนของผนังหัวใจและหลอดเลือดที่เกี่ยวข้อง และการเปลี่ยนแปลงอัตราเร็วการไหลของเลือด เสียงที่เกิดขึ้นนั้นมีสาเหตุจากหลายประการด้วยกัน เช่น การหดตัวของผนังห้องหัวใจ การเคลื่อนที่ของเลือดซึ่งเป็นการไหลวน และการเปิด-ปิดของลิ้นหัวใจ โดยทั่วไปแบ่งเสียงเด่นของหัวใจเป็น 2 ชนิด คือ heart sound และ heart murmurs โดยที่ heart sound มีลักษณะเป็นทรานเซียนที่มีความถี่ต่ำ ซึ่งเกิดจากการสั่นของลิ้นหัวใจหลังจากการเปิด-ปิด และจากโครงสร้างโดยรวม ส่วน heart murmurs มีลักษณะสัญญาณเสมือนสัญญาณรบกวนซึ่งมีโครงสร้างที่ซับซ้อน เนื่องจากเกิดขึ้นจากการไหลวนของโลหิตเสียงหัวใจจะมีทั้งหมด ดังนี้

### 2.2.1 เสียงหัวใจอันดับที่ 1 (S1)

เสียงหัวใจอันดับหนึ่ง ได้ยินในช่วงหัวใจห้องล่างบีบตัวเป็นเสียงที่มีช่วงเวลาในการได้ยินยาวที่สุด มีความถี่ค่อนข้างสูง เสียงนี้เกิดจากการปิดของลิ้น AV ทำให้เกิดการสั่นพร้อมกับการแกว่งของเลือดในหัวใจห้องล่างทำให้ผนังหัวใจห้องล่างเกิดการสั่นสะเทือน เสียงหัวใจอันดับหนึ่งมีส่วนประกอบย่อย 2 ส่วน คือ M1 และ T2 (Mitral Valve ปิดก่อน Tricuspid Valve เล็กน้อย) ซึ่งหมายถึงเสียงที่เกิดจากการปิดของลิ้นไมทรัล และลิ้นไตรคัสปิดตามลำดับ ปกติไม่สามารถฟังให้แยกเป็นสองเสียงได้ชัดเจนแต่จะสามารถแยกได้ในขณะที่หายใจเข้า เนื่องจากการหายใจเข้า เลือดไหลกลับหัวใจด้านขวาได้ดีกว่าหัวใจด้านซ้าย

### 2.2.2 เสียงหัวใจอันดับที่ 2 (S2)

เสียงหัวใจอันดับสองได้ยินในช่วงหัวใจคลายตัวเป็นเสียงหัวใจที่มีความถี่สูงสุด แต่มีความดัง และช่วงเวลาสั้นกว่าเสียงหัวใจอันดับหนึ่ง เสียงนี้เกิดจาก Semilunar Valves ปิดในขณะที่หัวใจห้อง ล่างคลายตัว ทำให้เลือดในส่วนต้นของหลอดเลือดเอออร์ตาและหลอดเลือดแดงพัลโมนารีไหลย้อนกลับเข้าหัวใจ และดันให้เสียงนี้เกิดจากการปิดของลิ้นครึ่งทรงกลม (Semilunar Valves) ปิด อย่างรวดเร็ว เลือดจึงไหลออกจากหัวใจลดลง เสียงหัวใจอันดับสองประกอบด้วย 2 เสียงย่อย คือ A2 และ P2 โดย A2 เป็นเสียงที่เป็นผลมาจากการปิดของลิ้นเอออร์ติก (Aortic Valves) ส่วน P2 เป็น ผลมาจากการปิดของลิ้นพัลโมนารี (Pulmonary Valves) โดยที่จะได้ยินเสียง A2 ก่อน P2 ในผู้ป่วย ที่ลิ้นหัวใจตีบ ลิ้นพัลโมนารีจะปิดก่อนลิ้นเอออร์ติก ทำให้ได้ยินเสียง P2 ก่อน A2 เรียกภาวะนี้ว่า การแยกของเสียงหัวใจอันดับสองแบบผกผัน (Paradoxical or Reversal Splitting of S2) ในภาวะที่มีการกีดกันแขนงของกลุ่มเส้นใยของฮีสด้านซ้ายและความดันเลือดสูงก็สามารถพบความผิดปกติเช่นนี้ได้



ภาพที่ 2.1 ตัวอย่าง heart sound signal S1 และ S2

### 2.2.3 เสียงหัวใจอันดับที่ 3 (S3)

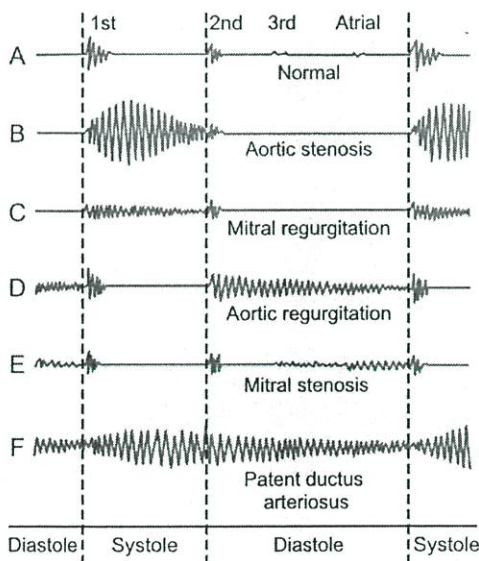
เสียงหัวใจอันดับสามเป็นเสียงหัวใจที่เกิดขึ้นในช่วงที่หัวใจห้องล่างและห้องบนคลายตัวหรือ ระยะหัวใจห้องล่างคลายตัวรับเลือด เป็นเสียงที่มีความถี่ต่ำและความดังน้อย เกิดจากการไหลของ เลือดจากหัวใจห้องบนลงห้องล่าง ปกติเสียงนี้เบามากและไม่ได้ยิน แต่อาจได้ยินชัดเจนในเด็กและใน ผู้ใหญ่ที่กำลังออกกำลังกาย ทั้งนี้เนื่องจาก ในภาวะดังกล่าวเลือดจากหัวใจห้องบนไหลลงหัวใจห้องล่าง มากและรวดเร็วเสียงนี้ได้ยินชัดที่บริเวณทรวงอกกับตรงขั้วหัวใจ

### 2.2.4 เสียงหัวใจอันดับที่ 4 (S4)

เสียงหัวใจอันดับสี่เป็นเสียงหัวใจที่ได้ยินก่อนเสียงหัวใจอันดับหนึ่งเล็กน้อย เป็นเสียงที่มีความถี่ต่ำมากและมีความดังน้อยที่สุด ปกติจะไม่ได้ยินเสียงนี้ แต่อาจได้ยินชัดขึ้นในผู้ป่วยที่เป็นโรค ความดันเลือดสูงและในขณะออกกำลังกาย ซึ่งในภาวะนี้หัวใจห้องบนบีบตัวแรงขึ้น

### 2.2.5 เสียงเมอเมอร์ (Heart Murmur)

เสียงฟู่ของหัวใจ (Heart Murmur) คือเสียงหัวใจอย่างหนึ่งซึ่งเกิดจากการที่เลือดที่ไหลผ่าน หัวใจ มีการไหลปั่นป่วนมากพอที่จะเกิดเป็นเสียงให้ได้ยิน ส่วนใหญ่จะได้ยินได้ด้วยการฟังผ่านหูฟัง เท่านั้นเสียงฟู่ของหัวใจชนิดปกติ (functional murmur, physiologic murmur) คือเสียงฟู่ของหัวใจที่เกิดจากภาวะอื่นๆ ที่ไม่ได้เป็นผลจากความผิดปกติของโครงสร้างของหัวใจโดยตรง เสียงฟู่ของหัวใจชนิดปกตินี้ไม่บ่งบอกถึงอันตรายแต่อย่างใด (innocent murmur) เสียงฟู่ของหัวใจอาจบ่งบอก ความผิดปกติได้หลายอย่าง เช่น ภาวะลิ้นหัวใจตีบหรือรั่ว หรือมีการไหลของเลือดผ่านช่องทางที่ปกติ แล้วไม่ควรจะมี (เช่น ผ่นังกั้นหัวใจมีช่องว่าง) เสียงฟู่เหล่านี้เรียกว่าเสียงฟู่ของหัวใจชนิดมีพยาธิสภาพ (pathologic murmur) ซึ่งควรได้รับการตรวจเพิ่มเติม โดยผู้เชี่ยวชาญเสียงฟู่ของหัวใจมักแบ่งออก ตามระยะเวลาที่เกิดเสียงขึ้น ได้แก่ เสียงฟู่หัวใจช่วงหัวใจบีบตัว (systolic heart murmur) และเสียง ฟู่หัวใจช่วงหัวใจคลาย (diastolic heart murmur) อย่างไรก็ตามก็มีเสียงฟู่หัวใจชนิดต่อเนื่อง (continuous murmurs) ซึ่งเป็นเสียงฟู่ที่ดังตลอดทั้งช่วงหัวใจบีบตัวและหัวใจคลาย และไม่สามารถ จำแนกลงไปในสองกลุ่มนี้ได้



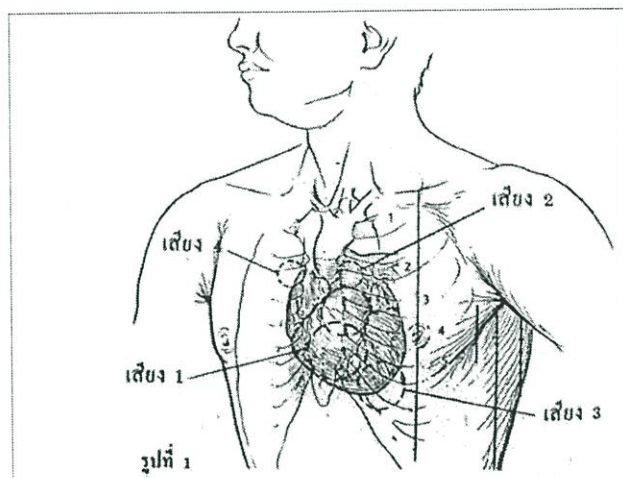
ภาพที่ 2.2 รูปภาพแสดง Heart Murmur

### 2.3 หลักการฟังเสียงหัวใจ

การตรวจทรวงอกด้วยการฟัง นอกจากจะใช้ฟังเสียงที่เกิดจากการหายใจแล้ว ยังใช้ฟังเสียงที่เกิดจากหัวใจเด่นได้ด้วย เสียงที่เกิดจากหัวใจเด่น อาจแบ่งออกเป็น

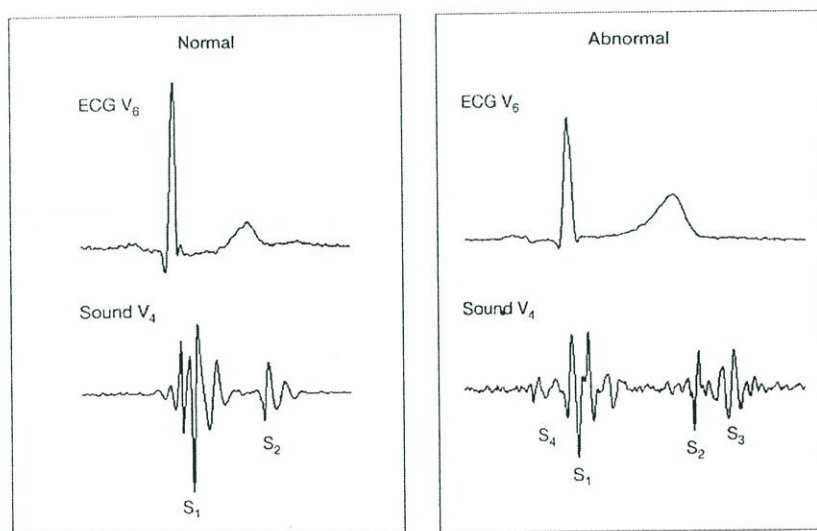
1. เสียงหัวใจ (heart sounds)
2. เสียงฟู่ (heart murmurs)

## 3. เสียงอื่น ๆ



ภาพที่ 2.3 ภาพแสดงตำแหน่งการวัดเสียงหัวใจ

เสียงหัวใจที่ได้ยินชัด จะได้ยินในบริเวณทรวงอกด้านหน้าตรงตำแหน่งหัวใจ (ดูภาพที่ 2.3) แต่ อาจจะแบ่งบริเวณทรวงอกด้านหน้าของหัวใจเป็น 4 ส่วนตามตำแหน่งที่ได้ยินเสียงผิดปกติของลิ้น หัวใจทั้ง 4 ได้ (ดูภาพที่ 2.3) เสียงหัวใจที่ได้ยินชัดในทุกตำแหน่ง คือ เสียงหนึ่งและเสียงสอง



ภาพที่ 2.4 เสียง S1,S2,S3, และS4

### 2.3.1 เสียงหนึ่ง (First Heart Sound)

เสียงหนึ่ง คือเสียงที่ได้ยินพร้อมกับการเต้นของหัวใจ (ห้องล่าง) ดังนั้น เสียงหนึ่งคือเสียงที่ได้ยินพร้อมกับการเต้นของหัวใจที่เห็นได้ในบริเวณหน้าอก โดยเฉพาะที่ซอกหัวใจ (ดูภาพที่ 2.4) และพร้อมกับการเต้นของชีพจรที่คลำได้ที่คอ (การคลำชีพจรที่ข้อมือ ซึ่งมาช้ากว่าชีพจรที่คอมาก อาจจะทำให้เข้าใจผิดคิดว่าเสียงสองเป็นเสียงหนึ่งได้)

### 2.3.2 เสียงสอง (second heart sound)

เสียงสอง คือเสียงที่ได้ยินขณะที่หัวใจ (ห้องล่าง) ไม่เต้น จึงฟังได้ในขณะที่ไม่เห็นการเต้นของหัวใจ และในขณะที่คลำชีพจรไม่ได้ (หรือช่วงระหว่างชีพจรเต้น) เสียงหนึ่ง มักจะทุ้มกว่า เบากว่า และยาว (นาน) กว่าเสียงสองในคนที่หัวใจเต้นไม่เร็วนัก เราจะได้ยินเสียงหนึ่งและเสียงสองติดต่อกันเป็นคู่ ๆ (ดูภาพที่ 2.4) ในคนที่หัวใจเต้นเร็วมาก เสียงหนึ่งและเสียงสองที่ได้ยินจะไม่แยกกันเป็นคู่ ๆ ทำให้บางครั้งฟังไม่ออกว่าเสียงไหนเป็นเสียงหนึ่ง เสียงไหนเป็นเสียงสอง ต้องใช้การจับชีพจรหรือการเห็นการเต้นของหัวใจที่ผนังหน้าอก จึงจะแยกเสียงหนึ่งและเสียงสองได้ในคนที่ผนังหน้าอกบาง ๆ เช่นในเด็ก ในคนที่ผอมบางอาจจะได้ยินเสียงสามและในบางกรณีอาจจะได้ยินเสียงสี่ด้วย

### 2.3.3 เสียงสาม (third heart sound)

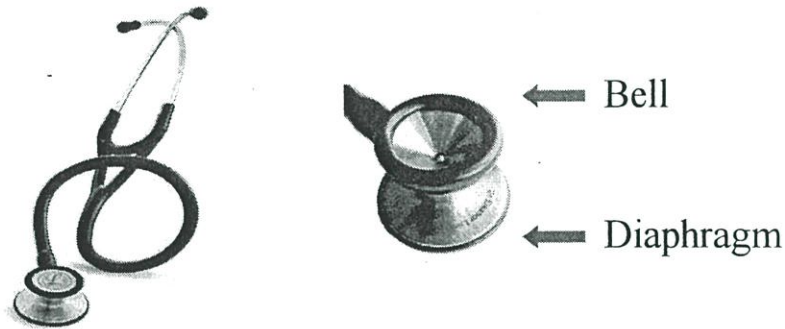
เสียงสามคือ เสียงที่เกิดตามหลังเสียงสอง เป็นเสียงที่เบากว่าเสียงหนึ่งและเสียงสอง (ดูภาพที่ 2.4) ฟังยากจะฟังได้ชัดเจนเมื่อใช้ส่วนกรวยรับเสียง (bell piece) ของเครื่องฟัง ตะเบาๆ ในบริเวณซอกหัวใจ (apex) หรือหน้าหัวใจ (precordium) ในท่านอนหงาย

### 2.3.4 เสียงสี่ (fourth heart sound)

เสียงสี่คือ เสียงที่เกิดตามหลังเสียงสาม โดยทั่วไปจะได้ยินติดกับเสียงหนึ่ง ทำให้ได้ยินคล้ายเสียงหนึ่งแต่เป็นเสียงสองเสียง (ดูภาพที่ 2.4) แต่แยกจากเสียงหนึ่งแต่เป็นสองเสียงได้ เพราะ เสียงสี่เป็นเสียงละเอียด (เสียงที่มีความถี่สูง) จึงฟังชัดด้วยกรวยรับเสียงแต่เสียงหนึ่งแต่เป็นสองเสียงเป็นเสียงที่หยาบกว่า จึงฟังชัดด้วยดรัมรับเสียง และเสียงหนึ่งที่แยกเป็นสองเสียง มักจะมีความดังของทั้งสองเสียงใกล้เคียงกัน (ดูภาพที่ 2.4) ส่วนเสียงสี่นั้น ค่อยกว่าเสียงหนึ่งมาก สองเสียงที่ได้ยินจึงเป็นเสียงค่อนกับเสียงดังเสียงหนึ่งที่ได้ยินเป็นสองเสียงนอกจากจะเป็น เสียงสี่ กับเสียงหนึ่ง และเสียงหนึ่งที่แยกเป็นสองเสียงแล้ว ยังอาจเกิดจากเสียงหนึ่งกับเสียงสะบัดพุ่ง (ejection sound) ซึ่งจะฟังได้คล้ายกับเสียงหนึ่งที่แยกเป็นสอง แต่เสียงหลัง (เสียงที่สอง) จะมีลักษณะคล้ายเสียงกล้วค้อ (เสียงกล้ำ) ซึ่งอาจจะเกิดเป็นหลาย ๆ เสียงแทนที่จะเป็นสองเสียงก็ได้

## 2.4 เซนเซอร์ (Sensor)

### 2.4.1 สเตโทสโคป (Stethoscope)



ภาพที่ 2.5 Stethoscope

Stethoscope เป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่ใช้ฟังเสียงหัวใจส่วนใหญ่ Stethoscope แบบมาตรฐาน จะมีหัว bell กับ diaphragm บางรุ่นจะรวมหัว bell กับ diaphragm เข้าด้วยกันเป็นหัวเดียว (tunable diaphragm) หากกดเบาๆ ลงบน chest wall ก็จะกรองเสียงสูง (high frequency) ออกไป ทำหน้าที่เหมือนหัว bell ในทางกลับกัน หากกดแน่นขึ้นก็จะกรองเสียงต่ำ (low frequency) ออกไป ทำหน้าที่เหมือนหัว diaphragm อีกรุ่นที่ไม่ค่อยเห็นใช้กันที่บ้านเราก็คือ corrugated diaphragm แต่หากใครมีใช้ก็จะใช้วิธีการกดที่ chest wall ด้วยแรงที่ต่างกันเพื่อให้ได้ variable sound frequency ด้าน bell chest pieces มีลักษณะคล้ายถ้วยหรือระฆัง ใช้ฟังเสียงทุ่มต่ำ เช่น S3, S4 gallop, diastolic rumbling murmur ของ mitral stenosis ที่ apex เป็นต้น วิธีใช้ให้แตะเบาๆ ที่ผิวหนังหน้าอก โดยให้เพียงน้ำหนักของ chest pieces เอง ให้พอคลุมผิวหนังที่รอบวงคล้ายสูญญากาศ หากผิวหนังไม่รอบวงจะไม่ได้ยิน ดังนั้นหากผู้ป่วยเป็นคนผอมหรือเป็นเด็กเล็ก bell chest pieces ที่เล็กจะมีประโยชน์มาก ด้าน diaphragm chest pieces มีลักษณะเป็นแผ่นเรียบ ออกแบบมาเพื่อใช้ฟังเสียงแหลม เช่น S2 ทั้ง 2 components, systolic ejection murmur ที่พบ ใน aortic หรือ pulmonic stenosis, pansystolic murmur ที่พบ ใน mitral regurgitation หรือ ventricular septal defect วิธีใช้ให้กดแรงพอสมควร เพื่อให้แนบไปกับผิวหนังบริเวณที่ต้องการจะ ฟังมากที่สุด

### 2.4.2 คอนเดนเซอร์ ไมโครโฟน

คอนเดนเซอร์หรือ คาร์ปาสเตอร์ไมโครโฟนเป็นไมโครโฟนประเภทหนึ่งที่มีผู้ใช้พอกับไดนามิกไมโครโฟน สามารถรับเสียงได้ไวมาก และมักติดอยู่กับเครื่องบันทึกเสียงทั่วไป คอนเดนเซอร์ ไมโครโฟน ต้องมีไฟเลี้ยงจ่ายให้อยู่ตลอดเวลาที่มีการใช้งานซึ่งอยู่ระหว่าง 2.2-10 โวลต์ที่มาจาก แบตเตอรี่ที่บรรจุเข้าไปในตัวไมโครโฟน หรือจากมิกเซอร์โดยผ่านทางสายไมโครโฟน หลักการทำงาน คือเมื่อมีการเคลื่อนไหวเข้าใกล้และห่างออกจากกันระหว่างไดอะแฟรม

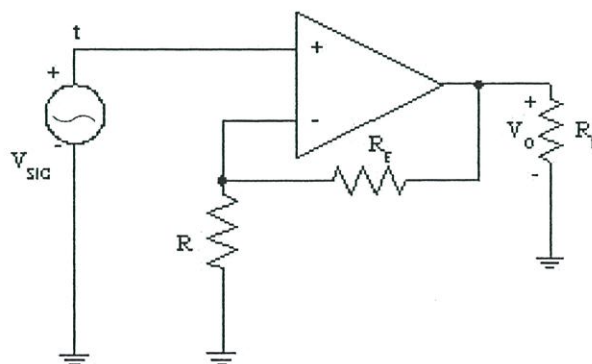
กับแบคเพลท (Back plate) โดยแบคเพลทจะอยู่กับที่และส่วนที่เป็นไดอะแฟรมจะเคลื่อนไหวตามเสียงที่เข้ามา จึงทำให้เกิดการ เปลี่ยนแปลงทางคุณสมบัติทางประจุไฟฟ้าและทำให้เกิดกระแสไฟฟ้าขึ้นซึ่งมีขนาดเล็กลงมาก ซึ่งจะถูกร่นำไปขยายโดยภาคขยายเล็กๆ ซึ่งซ่อนอยู่เพื่อขยายสัญญาณและเพื่อแยกค่าอิมพีแดนซ์ของไมโครโฟนออกจากค่าอิมพีแดนซ์ที่ต่ำที่ตัวไมโครโฟนต่ออยู่ คอนเดนเซอร์ไมโครโฟนมีคุณสมบัติทางเสียงที่ดี เหมือนธรรมชาติ ใช้กับงานที่ต้องการการตอบสนองทาง Transient เช่น เครื่องดนตรีที่เป็นพวก Percussion และนิยมใช้กันมากในห้องบันทึกเสียง และงานทั่วไป ความทนทานจะสู้ไดนามิก ไมโครโฟนไม่ได้ วัตถุประสงค์หลักของการกระทำของเสียง การกระทบกระเทือนอย่างแรง และ สภาพแวดล้อม เช่น ความชื้น ราคาจะสูงกว่าไดนามิกไมโครโฟน



ภาพที่ 2.6 คอนเดนเซอร์ ไมโครโฟน

## 2.5 ทฤษฎีวงจร

### 2.5.1 วงจรขยายแบบไม่กลับเฟส (Non-inverting Amplifier)



ภาพที่ 2.7 วงจรขยายแบบไม่กลับเฟส (Non-inverting Amplifier)

วงจรมอนิเตอร์สัญญาณ หรือเรียกสั้นๆว่า Amp เป็นอุปกรณ์หรือวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่ช่วยเพิ่มขนาดหรือกำลังของสัญญาณเอาต์พุต ให้มีรูปร่างเหมือนสัญญาณอินพุต แต่มีขนาดใหญ่กว่าตามที่ต้องการและสอดคล้องกับไฟเลี้ยงของวงจร

สามารถคำนวณอัตราขยายของวงจรได้จากสมการด้านล่าง

$$Av = \frac{V_o}{V_{SIG}} = 1 + \frac{R_F}{R} \quad (1)$$

โดยที่

$Av$  คือ ค่าอัตราขยาย

$V_o$  คือ ค่าสัญญาณที่ออกมาจากวงจรด้านเอาต์พุต

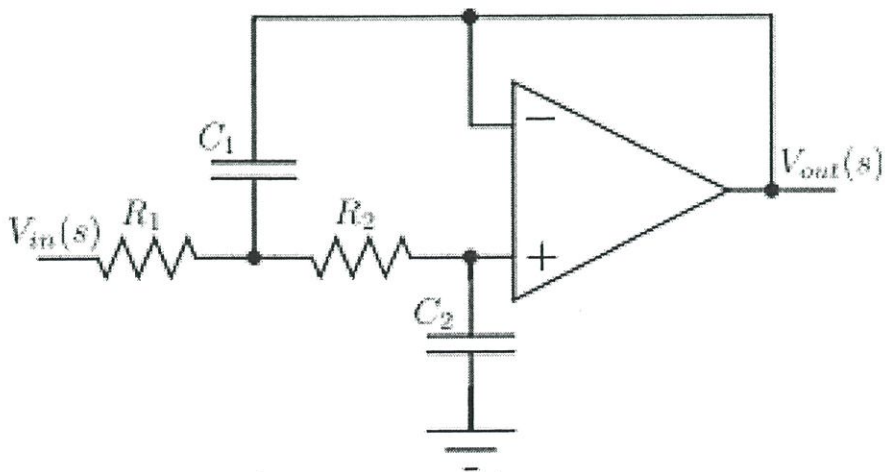
$V_{SIG}$  คือ ค่าสัญญาณที่จ่ายให้วงจรด้านอินพุต

$R, R_F$  คือ ค่าความต้านทาน

### 2.5.2 วงจรกรองความถี่แบบบัทเทอร์เวิร์ธ (Butterworth filter)

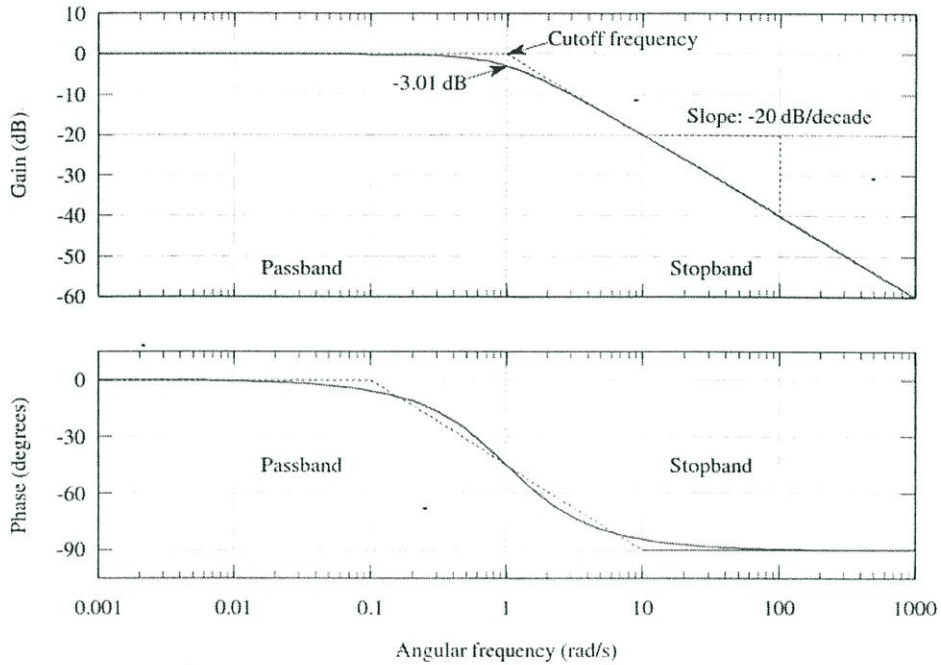
วงจรกรองความถี่แบบบัทเทอร์เวิร์ธ เป็นการประมวลผลการตอบสนองหรือการกรองของสัญญาณที่มีความเรียบของสัญญาณและความเร็วในการกรองสัญญาณได้ดี โดยจะกรองสัญญาณที่ไม่ต้องการออก (Stop Band) และจะทำให้ได้สัญญาณที่ต้องการ (Pass Band) อย่างสมบูรณ์ สามารถหาความถี่คัทออฟ  $f_c$  ได้จากสมการที่ (2)

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1R_2C_1C_2}} \quad (2)$$

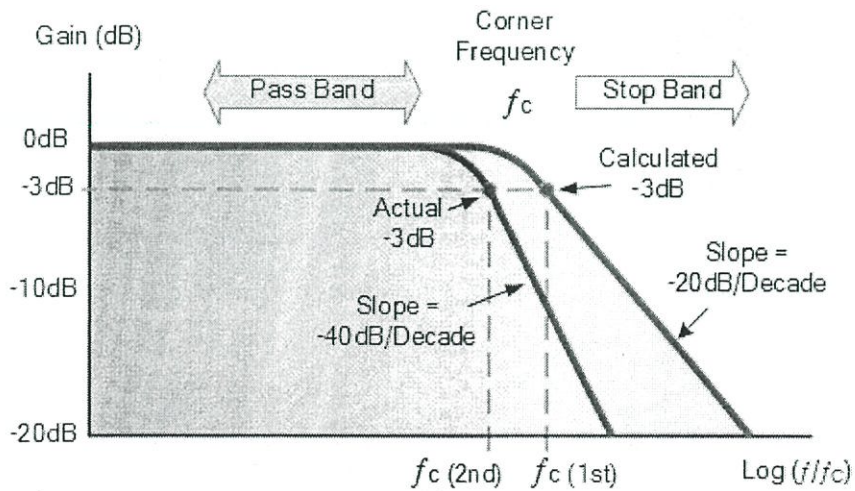


ภาพที่ 2.8 วงจรกรองความถี่แบบบัทเทอร์เวิร์ธ

จากภาพที่ 2.9 จะเห็นได้ว่าค่าที่กรองความถี่ต่ำผ่านจะได้ออกมาจะใกล้เคียงกับข้อมูลที่ ต้องการมากขึ้นเมื่อผ่านวงจรกรองความถี่แบบบัทเทอร์เวิร์ธ ซึ่งความชันของกราฟและการตัด ความถี่ที่ไม่ต้องการจะขึ้นอยู่กับจำนวนของตัววงจรแบบบัทเทอร์เวิร์ธ ดังภาพที่ 2.10



ภาพที่ 2.9 กราฟได้บแรกผ่านการกรองความถี่ต่ำของบัทเทอร์เวิร์ธ



ภาพที่ 2.10 กราฟการเพิ่มของกรองความถี่ต่ำผ่านแบบบัทเทอร์เวิร์ธจำนวนที่ 1 และ 2

การคำนวณหาค่าการลดทอนของวงจรถองความถี่แบบบัทเทอร์เวิร์ธ จากสมการที่ (3) จะขึ้นอยู่กับความเร็วเชิงมุม  $\omega$  และค่าพารามิเตอร์  $\varepsilon$  จากสมการที่ (4)

$$A(\omega) = 10 \log \left[ 1 + \varepsilon^2 \left( \frac{\omega}{\omega_p} \right)^{2n} \right] \text{ dB} \quad (3)$$

$$\varepsilon = \sqrt{10^{0.1A_{max}} - 1} \quad (4)$$

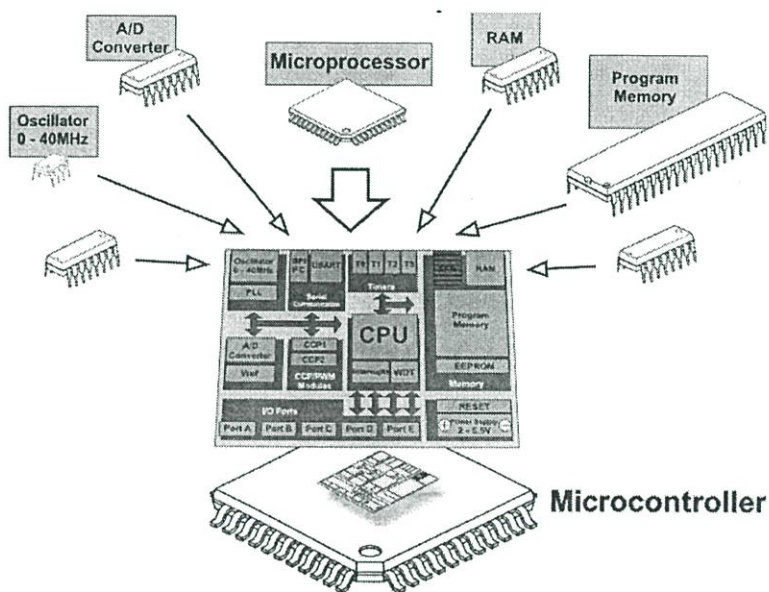
## 2.6 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller)

อุปกรณ์ควบคุมขนาดเล็ก ซึ่งบรรจุความสามารถที่คล้ายคลึงกับระบบคอมพิวเตอร์ โดยในไมโครคอนโทรลเลอร์ได้รวมเอาซีพียู, หน่วยความจำ และพอร์ต ซึ่งเป็นส่วนประกอบหลักสำคัญของระบบคอมพิวเตอร์เข้าไว้ด้วยกัน โดยทำการบรรจุเข้าไว้ในตัวถังเดียวกัน โครงสร้างโดยทั่วไปของไมโครคอนโทรลเลอร์นั้น สามารถแบ่งออกมาได้เป็น 5 ส่วนใหญ่ๆ ดังต่อไปนี้

1. หน่วยประมวลผลกลางหรือซีพียู (CPU: Central Processing Unit) ทำหน้าที่เป็นศูนย์กลางควบคุมการทำงานของระบบคอมพิวเตอร์ทั้งหมด โดยนำข้อมูลจากอุปกรณ์รับ ข้อมูลมาทำงาน ประมวลผลข้อมูลตามคำสั่งของโปรแกรม และส่งผลลัพธ์ออกไปหน่วยแสดงผล
2. หน่วยความจำ (Memory) สามารถแบ่งออกเป็น ส่วน คือ หน่วยความจำที่มีไว้สำหรับเก็บโปรแกรมหลัก (Program Memory) เปรียบเสมือนฮาร์ดดิสก์ของ เครื่องคอมพิวเตอร์ตั้งโต๊ะ คือข้อมูลใดๆ ที่ถูกเก็บไว้ในนี้จะไม่สูญหายไปแม้ไม่มีไฟเลี้ยง อีกส่วน หนึ่งคือ หน่วยความจำข้อมูล (Data Memory) ใช้เป็นเหมือนกระดาษทดในการ คำนวณของซีพียู และเป็นที่พักข้อมูลชั่วคราวขณะทำงาน แต่หากไม่มีไฟเลี้ยง ข้อมูลก็จะ หายไปคล้ายกับ หน่วยความจำ (RAM) ในเครื่องคอมพิวเตอร์ทั่วๆ ไป แต่สำหรับ ไมโครคอนโทรลเลอร์ สมัยใหม่ หน่วยความจำข้อมูลจะมีทั้งที่เป็นหน่วยความจำแรม ซึ่ง ข้อมูลจะหายไปเมื่อ ไม่มีไฟเลี้ยง และเป็นอีอีพรอม (EEPROM : Erasable Electrically Read-Only Memory) ซึ่ง สามารถเก็บข้อมูลได้แม้ไม่มีไฟเลี้ยง
3. ส่วนติดต่อกับอุปกรณ์ภายนอก หรือพอร์ต (Port) มี 2 ลักษณะคือ พอร์ตอินพุต (Input Port) และพอร์ตส่งสัญญาณหรือพอร์ตเอาต์พุต (Output Port) ส่วนนี้จะใช้ในการ เชื่อมต่อกับ อุปกรณ์ภายนอก ถือว่าเป็นส่วนที่สำคัญมาก ใช้ร่วมกันระหว่างพอร์ตอินพุต เพื่อรับ สัญญาณ อาจจะด้วยการกดสวิตช์ เพื่อนำไปประมวลผลและส่งไปพอร์ตเอาต์พุต เพื่อ แสดงผลเช่น การติดสว่างของหลอดไฟ เป็นต้น
4. ช่องทางเดินของสัญญาณ หรือบัส (BUS) คือเส้นทางการแลกเปลี่ยนสัญญาณข้อมูล ระหว่าง ซีพียู หน่วยความจำและพอร์ต เป็นลักษณะของสายสัญญาณ จำนวนมากอยู่ภายใน

ตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยแบ่งเป็นบัสข้อมูล (Data Bus) , บัสแอดเดรส (Address Bus) และบัสควบคุม (Control Bus)

5. วงจรกำเนิดสัญญาณนาฬิกา นับเป็นส่วนประกอบที่สำคัญมากอีกส่วนหนึ่ง เนื่องจากการทำงานที่เกิดขึ้นในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ จะขึ้นอยู่กับกรกำหนดจังหวะ หากสัญญาณนาฬิกามีความถี่สูง จังหวะการทำงานก็จะสามารถทำได้ถี่ขึ้นส่งผลให้ไมโครคอนโทรลเลอร์จ้วนนั้น มีความเร็วในการประมวลผลสูงตามไปด้วย



ภาพที่ 2.11 รูปลักษณะของ ไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ประกอบไปด้วยอุปกรณ์ต่างๆรวมเข้าไว้ด้วยกัน

## 2.7 ราสเบอร์รี่พาย (Raspberry Pi)

ราสเบอร์รี่ พายเป็นบอร์ดคอมพิวเตอร์ขนาดเล็กที่สามารถเชื่อมต่อกับ จอมอนิเตอร์คีย์บอร์ด และเมาส์ได้ สามารถนำมาประยุกต์ใช้ในการทำโครงการทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ การเขียนโปรแกรมหรือเป็นเครื่องคอมพิวเตอร์ตั้งโต๊ะขนาดเล็กบอร์ดRaspberry Pi รองรับระบบปฏิบัติการลินุกซ์ (Linux Operating System) ได้หลายระบบ เช่น Raspbian (Debian) Pidora (Fedora) และ Arch Linux เป็นต้น โดยติดตั้งบน SD Card บอร์ด Raspberry Pi นี้ถูกออกแบบมาให้มี CPU GPU และ RAM อยู่ภายในชิปเดียวกัน มีจุดเชื่อมต่อ GPIO ให้ผู้ใช้สามารถนำไปใช้ร่วมกับอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์อื่นๆ ได้อีกด้วย

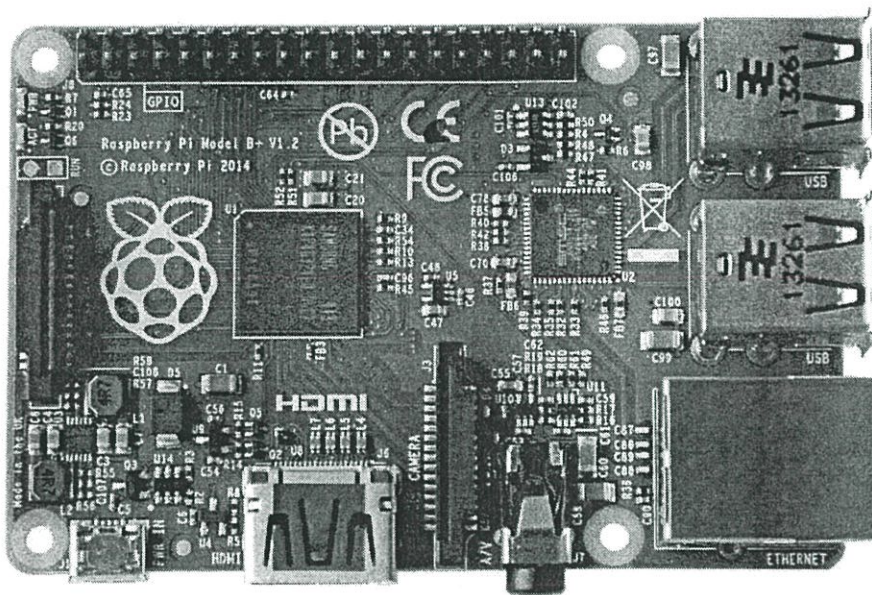
### 2.7.1 สเปคและอุปกรณ์ภายนอกของราสเบอร์รี่พาย

ราสเบอร์รี่พายเป็นอุปกรณ์ขนาดเล็กเสมือนคอมพิวเตอร์ที่ใช้กันทั่วไปแต่ ราสเบอร์รี่พาย มีสเปคที่ด้อยกว่าคอมพิวเตอร์แต่ด้วยการทำงานที่หลากหลาย เช่น สามารถใช้งานเป็น Server ได้มี GPIO เชื่อมต่อกัน ราคาประหยัดและ สามารถหาอุปกรณ์เสริมอื่นๆ ได้ง่าย

ภายในตัวอุปกรณ์มีพอร์ต GPIO เพื่อเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ภายนอก นอกจากนี้ยังมีโมดูลเสริมเพื่อใช้งานกับตัวบอร์ดหลักอีกด้วย

Chip	Broadcom BCM2835 SoC
Core architecture	ARM11
CPU	700 MHz Low Power ARM1176JZFS core
GPU	Dual Core VideoCore IV
	Open GL ES 2.0, hardware-accelerated OpenVG, 1080p30 H.264 high-profile decode Capable of 1Gpixel/s, 1.5Gtexel/s or 24GFLOPs with texture filtering and DMA infrastructure
Memory	512MB SDRAM
Operating System	Boots from Micro SD card, running a version of the Linux operating system Supports Debian GNU/Linux, Fedora, Arch Linux, RISC OS and More
Power	Micro USB socket 5V, 2A
Ethernet	10/100 BaseT Ethernet socket
Video Output	HDMI (rev 1.3 & 1.4) Composite RCA (PAL and NTSC)
Audio Output	3.5mm jack, HDMI
USB	4 x USB2.0 Ports with up to 1.2A output
GPIO Interface	40-pin 2.54 mm (100 mil) expansion header: 2x20 strip Providing 27 GPIO pins as well as +3.3 V, +5 V and GND supply lines
Camera Interface	15-pin MIPI Camera Serial Interface (CSI-2)
JTAG	Not populated
Display Interface	Display Serial Interface (DSI) 15 way flat flex cable connector with two data lanes and a clock lane
Memory Card Slot	SDIO

ภาพที่ 2.12 สเปคของราสเบอร์รี่พาย



ภาพที่ 2.13 รูปร่างลักษณะของราสเบอร์รี่พาย โมดูล B+

### Raspberry Pi B+ J8 Header

Pin#	NAME	NAME	Pin#
01	3.3v DC Power	DC Power 5v	02
03	GPIO02 (SDA1, I2C)	DC Power 5v	04
05	GPIO03 (SCL1, I2C)	Ground	06
07	GPIO04 (GPIO_GCLK)	(TXD0) GPIO14	08
09	Ground	(RXD0) GPIO15	10
11	GPIO17 (GPIO_GEN0)	(GPIO_GEN1) GPIO18	12
13	GPIO27 (GPIO_GEN2)	Ground	14
15	GPIO22 (GPIO_GEN3)	(GPIO_GEN4) GPIO23	16
17	3.3v DC Power	(GPIO_GEN5) GPIO24	18
19	GPIO10 (SPI_MOSI)	Ground	20
21	GPIO09 (SPI_MISO)	(GPIO_GEN6) GPIO25	22
23	GPIO11 (SPI_CLK)	(SPI_CE0_N) GPIO08	24
25	Ground	(SPI_CE1_N) GPIO07	26
27	ID_SD (I2C ID EEPROM)	(I2C ID EEPROM) ID_SC	28
29	GPIO05	Ground	30
31	GPIO06	GPIO12	32
33	GPIO13	Ground	34
35	GPIO19	GPIO16	36
37	GPIO26	GPIO20	38
39	Ground	GPIO21	40

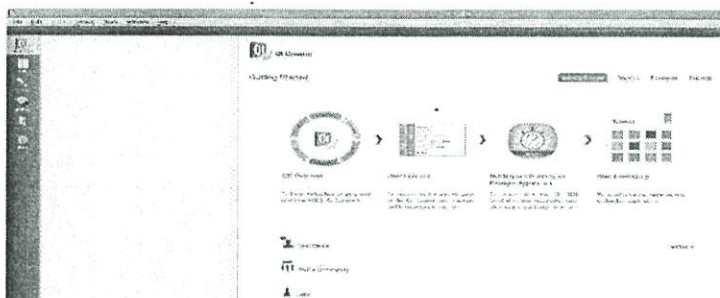
Rev. 1.1  
16/07/2014

<http://www.element14.com>

ภาพที่ 2.14 การทำงานของ GPIO พอร์ตของราสเบอร์รี่พาย โมดูล B+

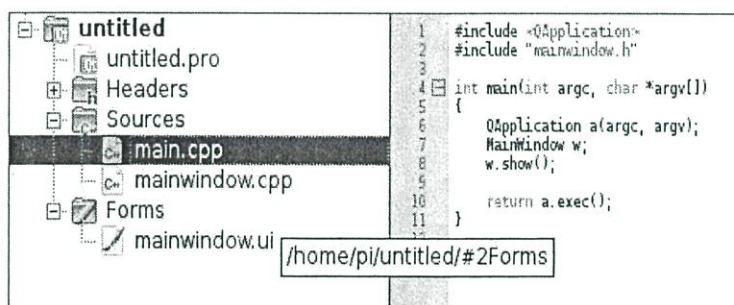
## 2.7.2 โปรแกรมที่ใช้งานกับระบบบอร์ดพีในกาสร้างการทำงานต่างๆ

โปรแกรม Qt จะมีส่วนของการเขียนโปรแกรมและ การออกแบบของยูสเซอร์อินเทอร์เฟซ (GUI) ของโปรแกรม



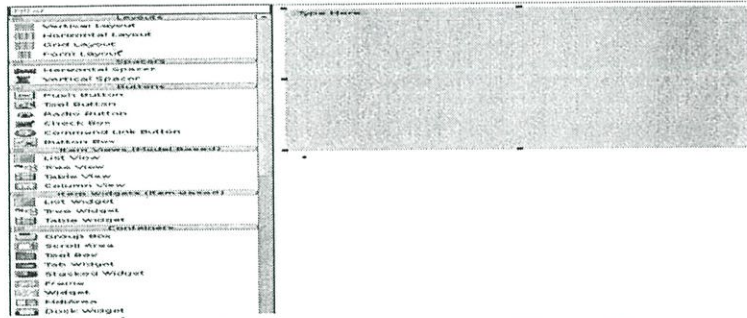
ภาพที่ 2.15 รูปร่างลักษณะโปรแกรม Qt

จากภาพที่ 2.15 จะเป็นหน้าต่างสำหรับการเขียนโปรแกรมเพื่อระบการทำงานต่างๆ ภายใต้ User Interface ที่ได้ถูกออกแบบไว้ในหน้าต่างดังภาพที่ 2.16



ภาพที่ 2.16 หน้าต่างของการเขียนและออกแบบโปรแกรม

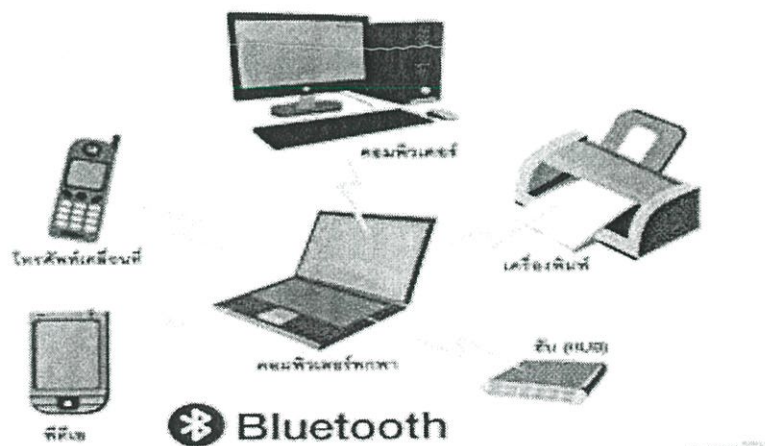
หน้าต่างการออกแบบ User Interface ของโปรแกรม Qt จะมี tools การใช้งานต่างๆ เช่น Push Button, Label และ Text Edit เป็นต้น



ภาพที่ 2.17 หน้าต่างของการออกแบบกราฟฟิคของโปรแกรม

## 2.8 เทคโนโลยี Bluetooth

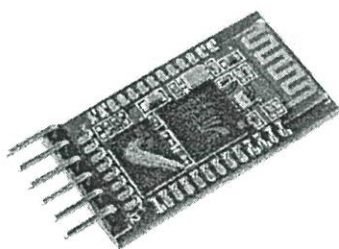
Bluetooth คือ เทคโนโลยีไร้สายเป็นระบบสื่อสารของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์แบบสองทาง ด้วยคลื่นวิทยุระยะสั้น (Short-Range Radio Links) โดยปราศจากการใช้สายเคเบิล ใช้ในการเชื่อมต่อระหว่างโทรศัพท์มือถือกับอุปกรณ์ ในโทรศัพท์เคลื่อนที่รุ่นก่อนและในการวิจัย ไม่ได้มุ่งเฉพาะการส่งข้อมูลเพียงอย่างเดียวแต่ยังศึกษาถึงการส่งข้อมูลที่เป็นเสียง เพื่อใช้สำหรับ ชุดหูฟัง (Headset) บนโทรศัพท์มือถือด้วย



ภาพที่ 2.18 พื้นฐานอุปกรณ์เชื่อมต่อเครือข่ายไร้สายส่วนบุคคล

Bluetooth จะใช้สัญญาณวิทยุความถี่ในช่วง 2.4 ถึง 2.4835 GHz ระยะทำการของ Bluetooth จะอยู่ที่ 5-10 เมตร โดยมีระบบป้องกันโดยใช้การป้อนรหัสก่อนการเชื่อมต่อ และป้องกันการดัก

สัญญาณระหว่างสื่อสาร โดยระบบจะสลับช่องสัญญาณไปมา จะมีความสามารถในการเลือกเปลี่ยนความถี่ที่ใช้ในการติดต่อเองอัตโนมัติ โดยที่ไม่จำเป็นต้องเรียงตามหมายเลขช่องทำให้การคักฟังหรือลักลอบขโมยข้อมูลทำได้ยากขึ้น โดยหลักของ Bluetooth จะถูกออกแบบมาเพื่อใช้กับอุปกรณ์ที่มีขนาดเล็กซึ่งมีปริมาณการรับข้อมูลน้อย เช่น ไฟล์ภาพ, เสียง, แอปพลิเคชันต่าง ๆ และสามารถเคลื่อนย้ายได้ง่าย แต่ต้องอยู่ในระยะที่กำหนดไว้เท่านั้น นอกจากนี้ยังใช้พลังงานต่ำ กินไฟน้อย และสามารถใช้งานได้นาน โดยไม่ต้องนำไปชาร์จไฟบ่อย ๆ ด้วย ซึ่งจะทำให้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่ถือเคลื่อนย้ายได้สามารถติดต่อเชื่อมโยงสื่อสารแบบไร้สายระหว่างกันในช่วงระยะห่างสั้น ๆ ได้จึงได้เลือกใช้ HC-05 และมีสเปคตามลำดับต่อไปนี้



ภาพที่ 2.19 รูปร่างลักษณะ HC-05

## 2.9 การเขียนแอปพลิเคชันบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์

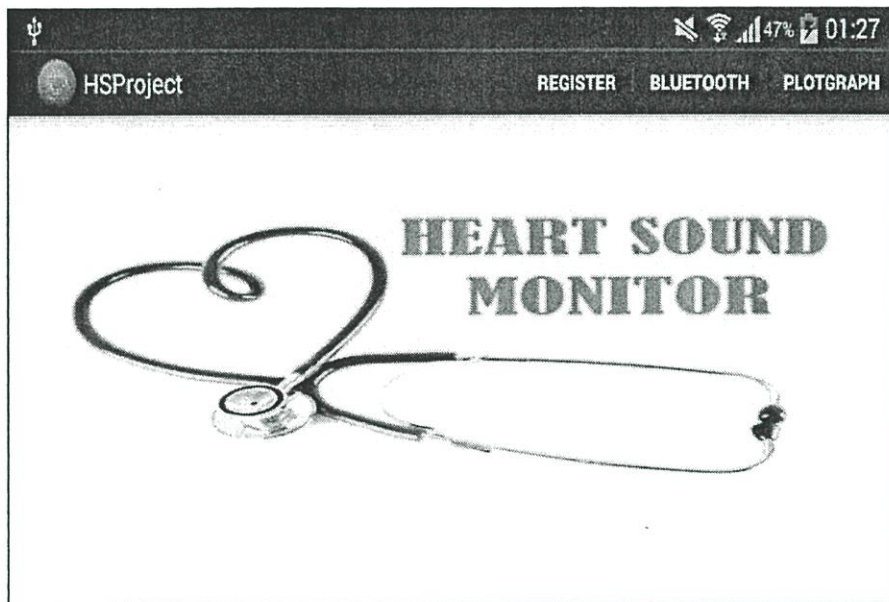
### 2.9.1 ที่มาและความสำคัญของแอนดรอยด์

เป็นที่ทราบกันดีแล้วว่า Android ได้รับความนิยมมากที่สุดในระบบปฏิบัติการที่ถูกติดตั้งบนสมาร์ตโฟน (Smartphone) หรือแท็บเล็ต (Tablets) ในรุ่นต่างๆ ที่ออกสู่ท้องตลาดในปัจจุบัน แอนดรอยด์เป็นระบบปฏิบัติการที่เป็นระบบเปิดของบริษัท กูเกิล (Google) เมื่อประมาณปี 2549 ที่ทำงานบน สมาร์ตโฟน หรือแท็บเล็ต ทำหน้าที่ควบคุมอุปกรณ์ต่างๆ ร่วมกับแอปพลิเคชันที่พัฒนาขึ้นบนแอนดรอยด์ ความสามารถของ แอนดรอยด์ นั้นทำได้หลากหลายมาก สามารถเขียนทำงานร่วมกับ Hardware ได้เกือบทุกอย่าง เช่น การเขียน แอนดรอยด์ จัดการด้านฐานข้อมูล การเขียนควบคุมกับอุปกรณ์ภายนอก การพัฒนาด้าน GPS หรือแม้กระทั่งการออกแบบกราฟิกหรือการเขียนเกมส์ต่างๆ สามารถพัฒนาใน แอนดรอยด์ ได้เช่นเดียวกัน

### 2.9.2 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการเขียนโปรแกรม

1. Eclipse Development Tools and Java Development Kit (JDK)
2. ADT (Android Development Tools Plugin for eclipse)

3. Android SDK
4. Android Virtual Device Manager (Emulator)
5. Java Language
6. Android Phone

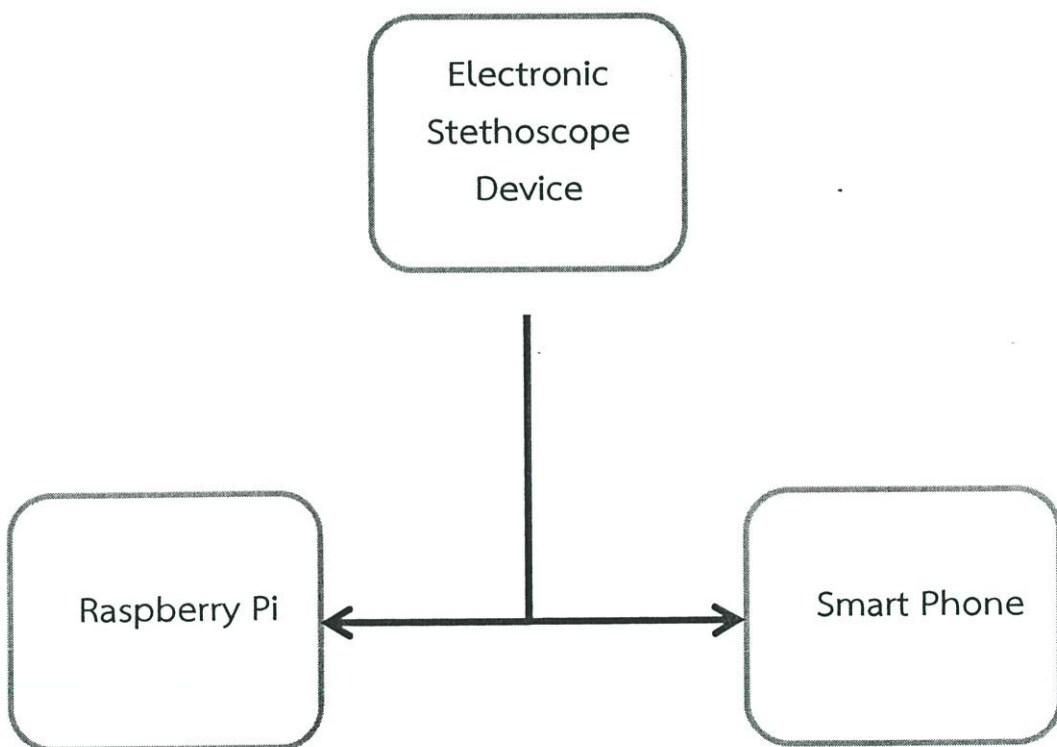


ภาพที่ 2.20 ตัวอย่างแอปพลิเคชันบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์

### บทที่ 3

#### วิธีการออกแบบ

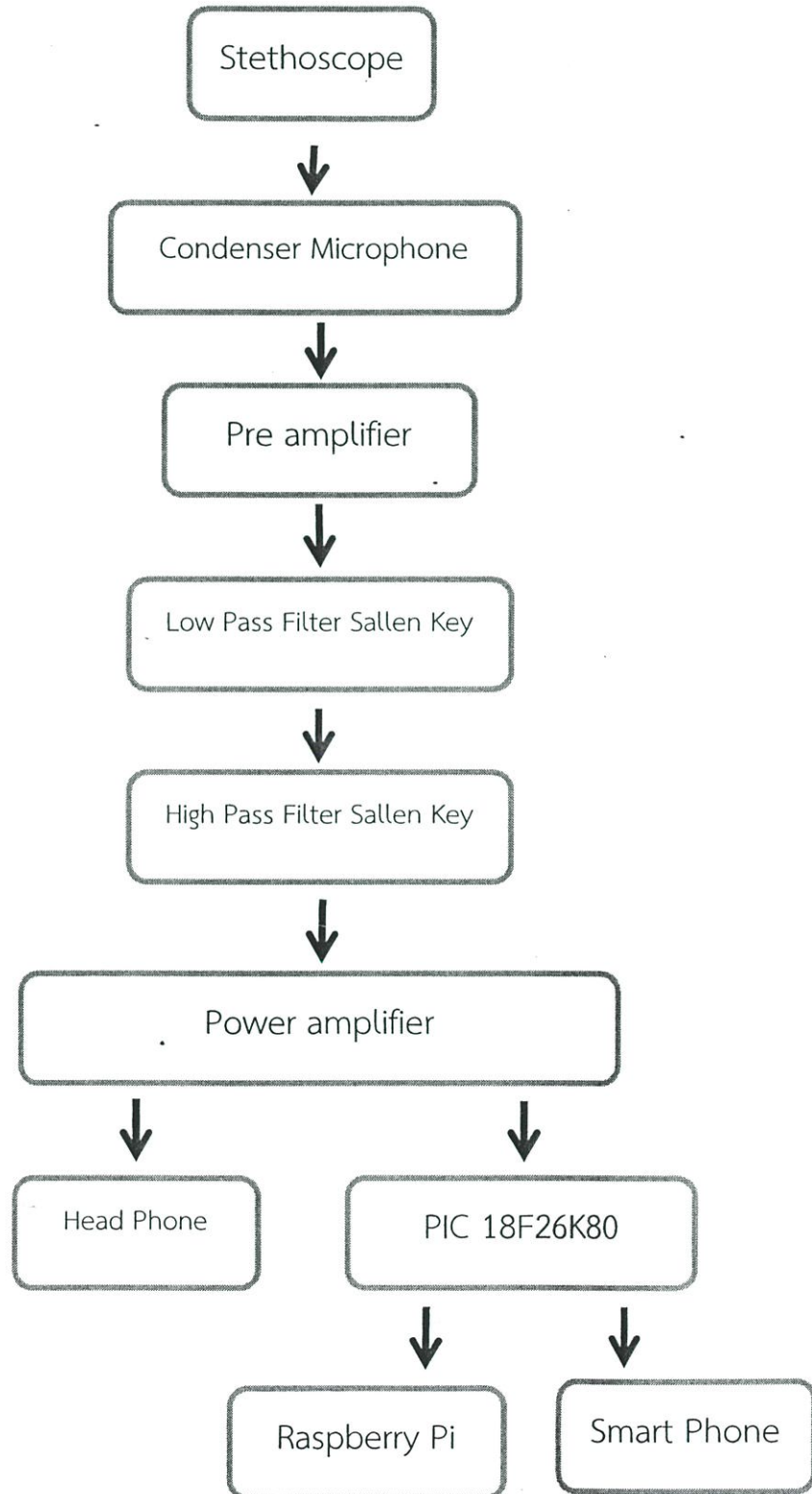
ในการปฏิบัติงานให้สำเร็จได้ตามวัตถุประสงค์ ภายในระยะเวลาที่กำหนดนั้นจำเป็นต้องมีการวางแผนโครงการเพื่อให้ทราบถึงแนวทางและขั้นตอนในการปฏิบัติงานที่ถูกต้อง แผนโครงการดังกล่าวสามารถเขียนเป็นแผนผังการดำเนินงานในการทำโครงการเรื่องวัดสัญญาณเสียงหัวใจได้ดังแสดงในภาพ



ภาพที่ 3.1 การเชื่อมต่อของอุปกรณ์ต่างๆเข้าด้วยกัน

### 3.1 การคำนวณและออกแบบวงจร

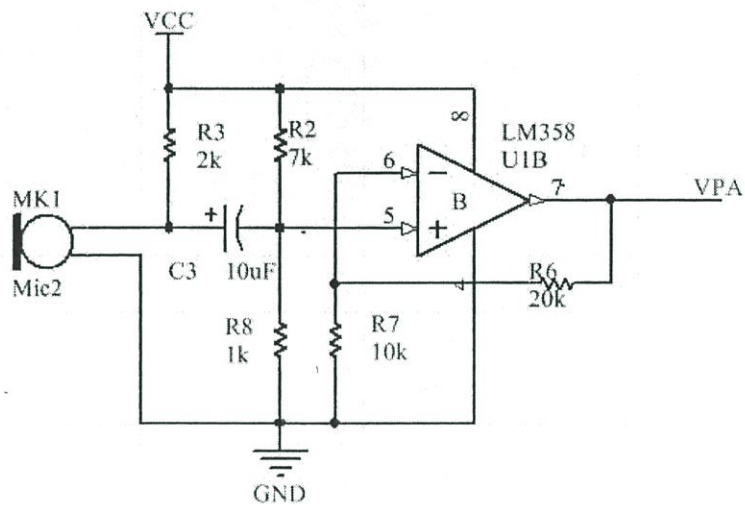
Block Diagram เครื่องวัดสัญญาณเสียงหัวใจ (HEART SOUND MONITOR)



ภาพที่ 3.2 ลำดับการทำงานของโครงงาน (Block diagram)

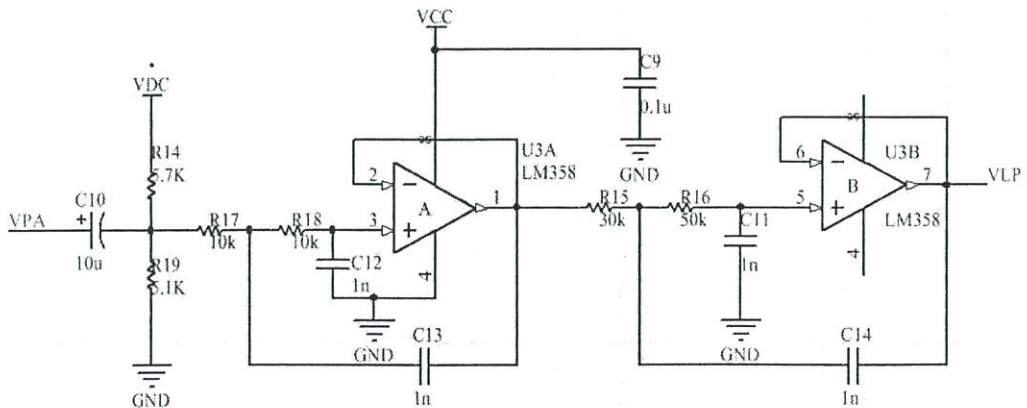
### 3.1.1 วงจรขยายสัญญาณภาคหน้า

วงจรขยายสัญญาณภาคหน้า โดยไมโครโฟนถูกไบอัสแรงดันด้วย R3 เพื่อใช้งานสัญญาณผ่าน C3 เพื่อตัดสัญญาณไฟตรงและให้สัญญาณที่ได้รับผ่านเข้าสู่ออปแอมป์ขาที่ 5 โดยมี R2 และ R8 เพื่อขยับระดับแรงดันไฟตรงให้เหมาะสมกับวงจรขยาย จากนั้นทำการขยายสัญญาณโดยออปแอมป์ อัตราขยายของวงจรควบคุมด้วยโครงข่ายป้อนกลับ R6 และ R7 ซึ่งสามารถคำนวณได้ดัง สมการที่ 1 ซึ่งในโครงการวิจัยนี้ได้ออกแบบไว้ที่ 3 เท่า



ภาพที่ 3.3 วงจรขยายสัญญาณภาคหน้า

### 3.1.2 วงจร Low Pass filter

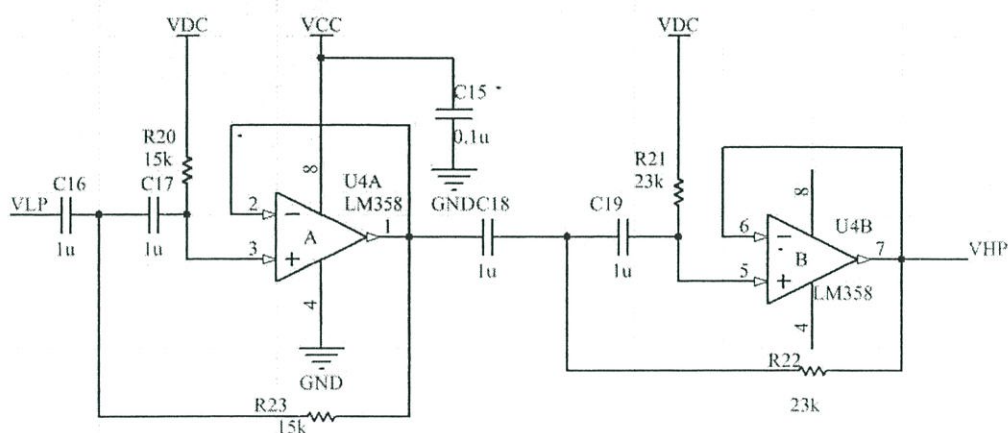


ภาพที่ 3.4 วงจรแบบ Butterworth Low Pass filter

วงจรแบบ Butterworth Low Pass filter ใช้ในการกรองความถี่ต่ำผ่าน สามารถคำนวณได้ตามสมการใน สมการที่ 2 โดยใช้ R17,R18,C12,C13,R15,R16,C11 และ C14 ซึ่งความถี่สูงที่สุดออกไฟได้ถูกออกแบบไว้ที่ 15 kHz

### 3.1.3 วงจร high Pass filter

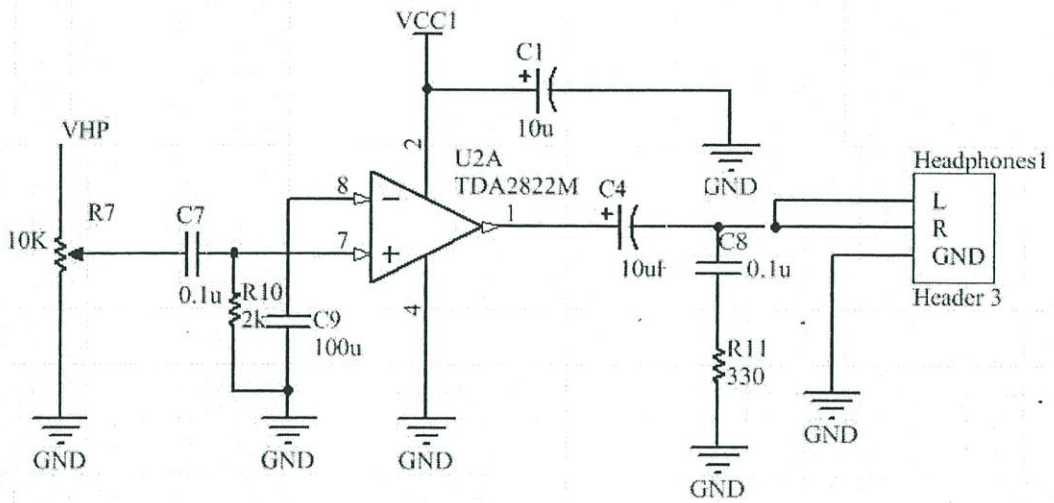
วงจรแบบ Butterworth high Pass filter ใช้ในการกรองสัญญาณความถี่สูง ผ่านสามารถคำนวณได้ตาม สมการที่ 2 โดยใช้ R20,R23,C16,C17,R21,R1622,C18 และ C19 ซึ่งมีความถี่ต่ำที่สุดออกไฟได้ถูกออกแบบไว้ที่ 6.9 Hz



ภาพที่ 3.5 วงจรแบบ Butterworth high Pass filter

### 3.1.4 วงจรขยายกำลัง (Power amplifier)

วงจขยายกำลัง (Power amplifier) และมีความสามารถในการจ่ายกระแสกับกำลังงานสูงกว่าวงจขยายทั่วไป ใช้กับโหลดที่อิมพีแดนซ์ต่ำอย่างเช่นหูฟัง โดยมีอัตราขยาย(Gain)ที่ 100 เท่า



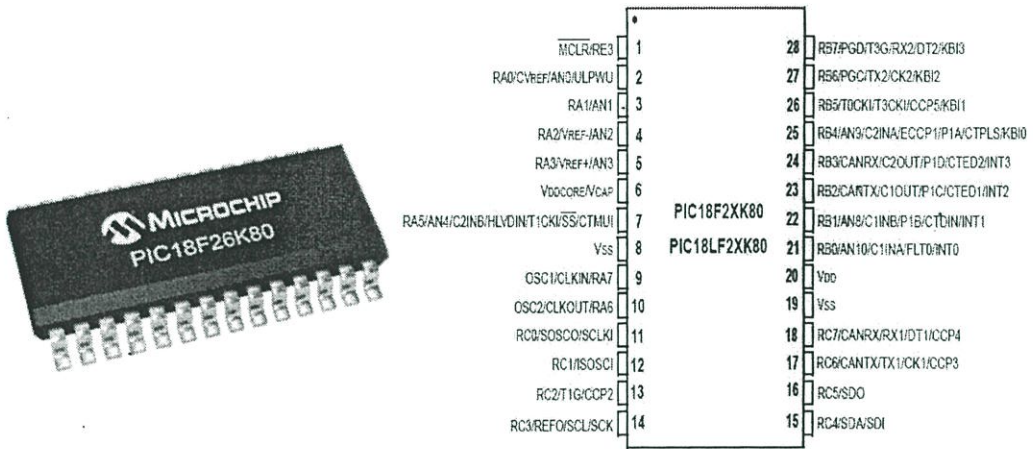
ภาพที่ 3.6 วงจรขยายกำลังงาน (Power amplifier)

### 3.1.5 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller)

เนื่องจากไมโครคอนโทรลเลอร์ สามารถทำงานได้หลากหลาย และสามารถตั้ง ควบคุมการทำงานได้ นอกจากนี้ยังมีโหมดการทำงานตามที่เราต้อง คือ ADC (Analog to Digital Converter) ส่วนภาครับสัญญาณอนาล็อกแปลงไปเป็นสัญญาณดิจิทัล และ UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter) ทำหน้าที่รับส่งข้อมูลแบบอะซิงโครนัสสำหรับมาตรฐานการรับส่งข้อมูลแบบ RS-232 จึงได้เลือกใช้ ตระกูล PIC 18F26K80 ซึ่งประกอบด้วย ADC 12 bits และ UART 2 พอร์ตซึ่งพอเหมาะกับการใช้งาน เนื่องจากต้องการให้ทำงานรับค่าจากวงจรอนาล็อกและส่งข้อมูลไปให้ รัสเบอร์พายโดยตรงและส่งข้อมูลโดยใช้โมดูลบลูทูธเป็นตัวส่งให้กับโทรศัพท์เคลื่อนที่

3.1.5.1 ลักษณะของไมโครคอนโทรลเลอร์ (PIC 18F26K80)

PIC 18F26K80 มีทั้งหมด 28 ขา ใช้ไฟเลี้ยง 3.3 V มีพอร์ตการเชื่อมต่อแบบอนาล็อกเป็นดิจิตอล 12 บิตและมีพอร์ตการส่งแบบยูอาร์ที 2 พอร์ต



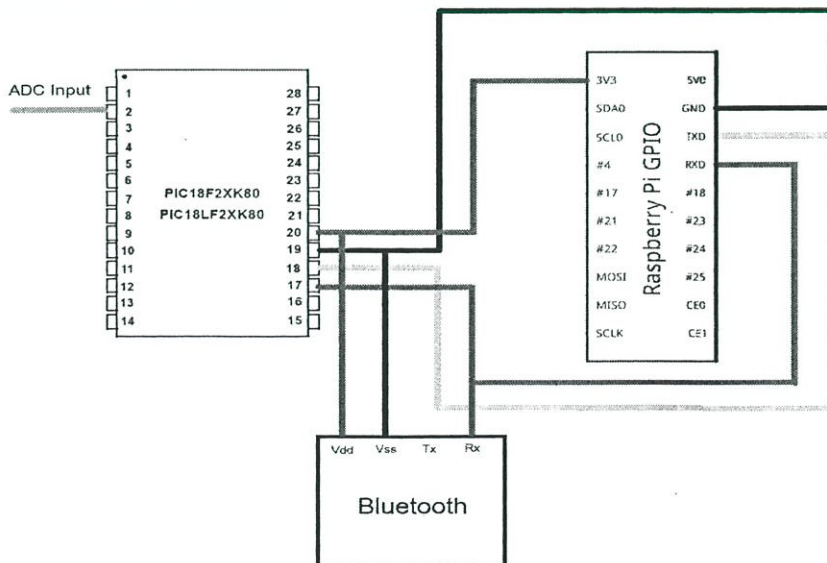
ก).

ข).

ภาพที่ 3.7 ก). รูปร่างของ PIC 18F26K80 ข). การทำงานของขาต่างๆ

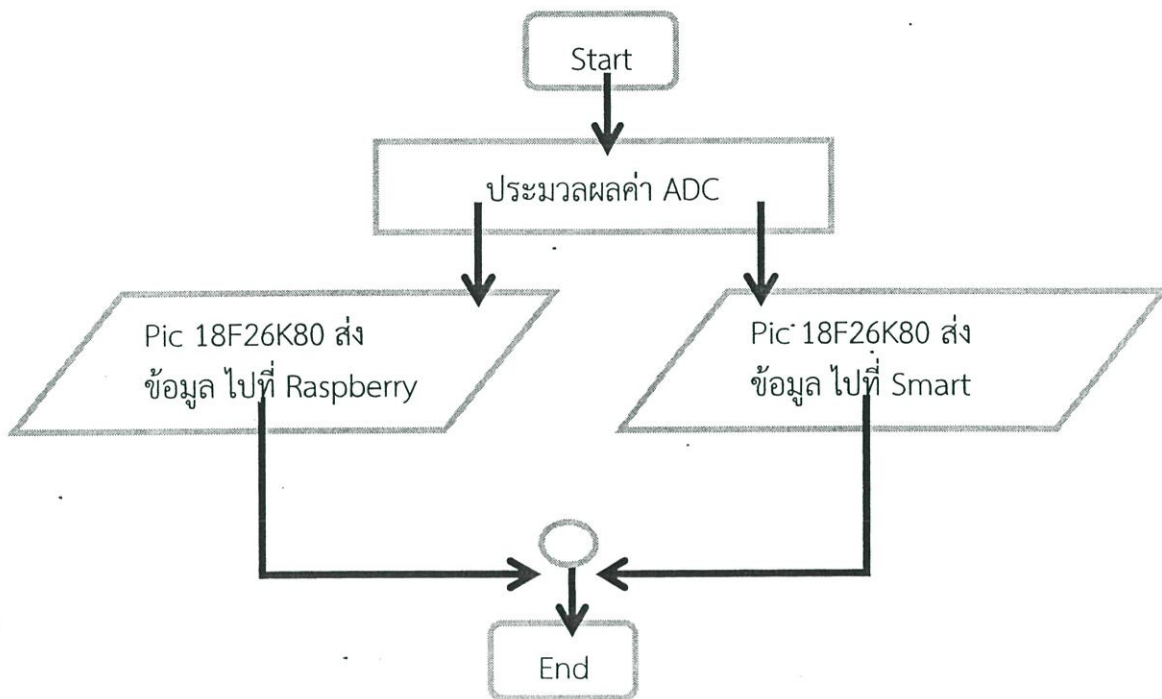
3.1.5.2 การเชื่อมต่อของคอนโทรลเลอร์กับอุปกรณ์ต่างๆ

คอนโทรลเลอร์จะรับค่าอนาล็อกจากวงจรสแตดิโคมและ นำค่าที่ได้ส่งผ่านไปยังราบเบอร์รี่พาย และส่งไปที่สมาร์ทโฟนโดยใช้โมดูลบลูทูธ การส่งข้อมูลทั้งหมดจะใช้การส่งแบบ UART



ภาพที่ 3.8 การเชื่อมต่อของคอนโทรลเลอร์กับอุปกรณ์ต่างๆ

### 3.1.5.3 แผนผังการออกแบบและเขียนโปรแกรม (Flow Chart)



ภาพที่ 3.9 แผนผังการออกแบบและเขียนโปรแกรม

### 3.1.6 โมดูลบลูทูธ

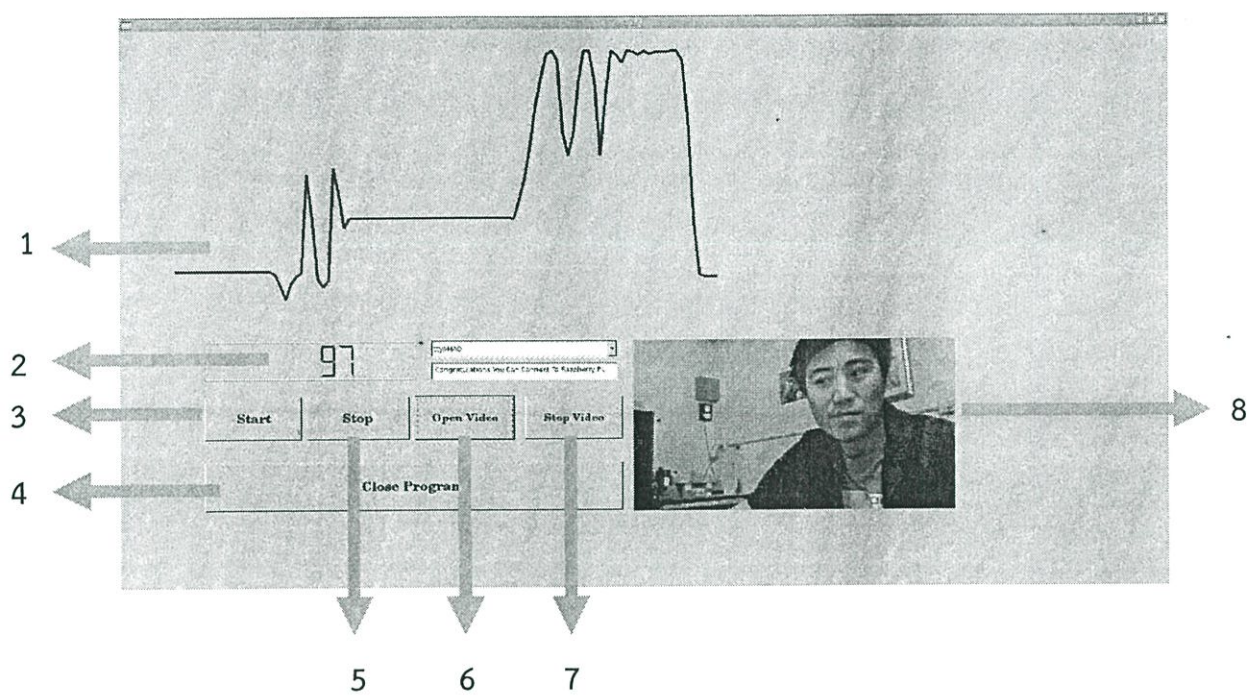
โมดูลบลูทูธจะส่งข้อมูลระหว่างคอนโทรลเลอร์กับ โทรศัพท์สมาร์ทโฟนโดยข้อมูลที่ส่งไปนั้นจะส่งแบบ UART และ ข้อมูลที่ส่งไปนั้นจะเป็นข้อมูลที่รับจากพอร์ตนาล็อกเป็นดิจิทัล โดยโมดูลที่ใช้เป็นโมดูล HC-05 การส่งข้อมูลเป็นการส่งแบบ Serial port

## 3.2 Raspberry Pi

ราสเบอร์รี่พาย สามารถนำมาประยุกต์ใช้ในการทำโครงงานทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ และการเขียนโปรแกรม เนื่องจากราสเบอร์รี่พายมีระบบปฏิบัติการและสามารถเขียนโปรแกรม โดยใช้โปรแกรม Qt ซึ่งเป็นการเขียนโดยใช้ภาษา C++

### 3.2.1 กราฟฟิคยูเอชไอของโปรแกรม (GUI)

เนื่องจากเราต้องการเขียนให้ผู้ใช้ ที่เป็นผู้ป่วย หรือผู้สูงอายุ ใช้งานง่ายไม่ยุ่งยากจึง ออกแบบปุ่มต่างๆ ให้มีลักษณะใหญ่ เพื่อให้ง่ายต่อผู้สูงอายุและ จัดให้ดูเรียบง่ายต่อการใช้งาน

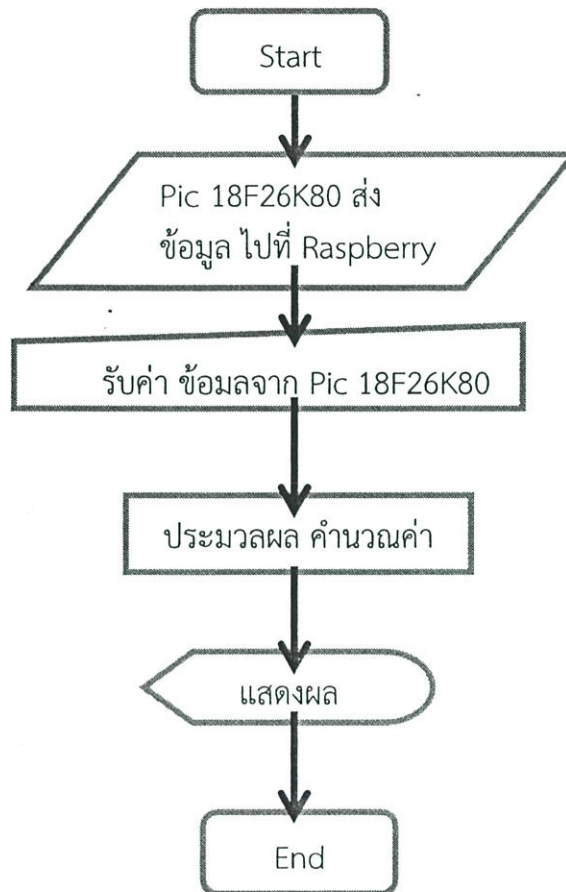


ภาพที่ 3.10 อธิบายการทำงานของโปรแกรม

ตารางที่ 3.1 ตารางแสดงการอธิบายการทำงานของโปรแกรม

1	การวาดกราฟ	5.	ปุ่มหยุดการทำงาน
2.	แสดงผลที่รับได้	6.	เปิดการทำงานวิดีโอ
3.	ปุ่มให้เริ่มการทำงาน	7.	ปุ่มหยุดการทำงานวิดีโอ
4.	ปุ่มปิดการทำงานของโปรแกรม	8.	แสดงผลของวิดีโอ

### 3.2.2 แผนผังการออกแบบและเขียนโปรแกรม (Flow Chart)



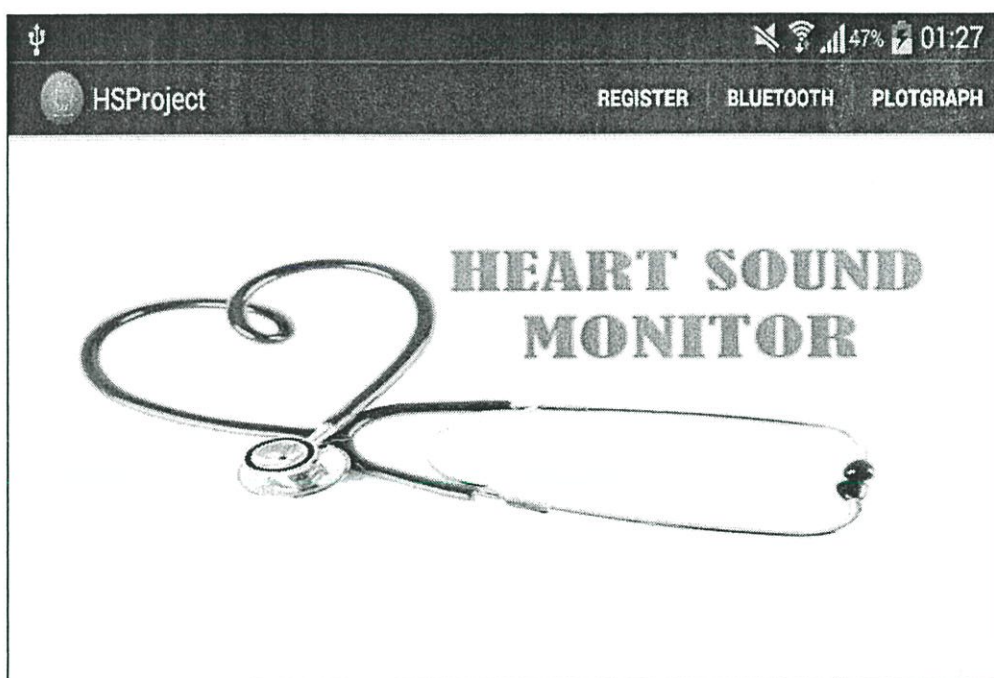
ภาพที่ 3.11 แผนผังการออกแบบและเขียนโปรแกรม (Flow Chart)

### 3.3 Android Applications

ระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ ทำงานบนสมาร์ตโฟนหรือแท็บเล็ต ทำหน้าที่ควบคุมอุปกรณ์ต่างๆร่วมกับแอปพลิเคชันที่พัฒนาขึ้นบนแอนดรอยด์ ความสามารถของแอนดรอยด์นั้นทำได้หลากหลายมาก สามารถเขียนทำงานร่วมกับ Hardware ได้เกือบทุกอย่าง เช่น การเขียนแอนดรอยด์จัดการด้านฐานข้อมูล การเขียนควบคุมกับอุปกรณ์ภายนอก การพัฒนาด้าน GPS หรือแม้กระทั่งการออกแบบกราฟิกหรือการเขียนเกมส์ต่างๆ

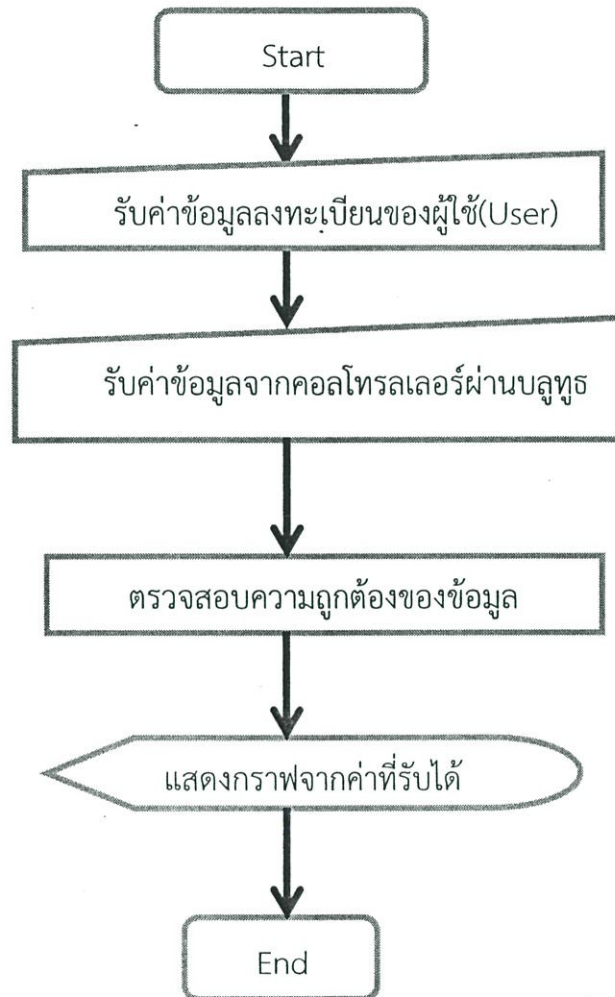
#### 3.3.1 กราฟฟิคยูเซอร์อินเตอเฟสของโปรแกรม (GUI)

เนื่องจากเราต้องการเขียนให้ผู้ใช้ ที่เป็นผู้ป่วย หรือผู้สูงอายุ ใช้งานง่ายไม่ยุ่งยากจึงออกแบบปุ่มต่างๆ ให้มีลักษณะเรียบง่าย มองแล้วดูสบายตาใช้สี โทนขาวดำ เพื่อให้ง่ายต่อการใช้งานของผู้สูงอายุ



ภาพที่ 3.12 อธิบายการทำงานของโปรแกรม

## 3.3.2 แผนผังการออกแบบและโปรแกรมบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ (Flow Chart)



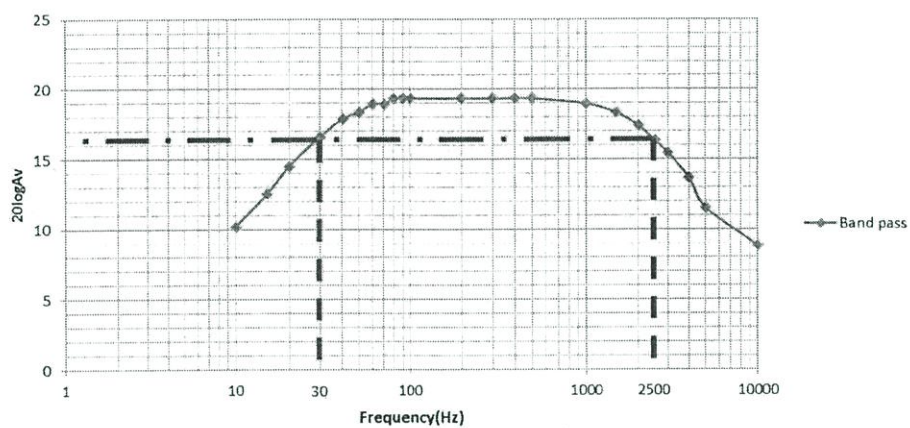
ภาพที่ 3.13 แผนผังการออกแบบและเขียนโปรแกรมบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ (Flow Chart)

## บทที่ 4

### ผลการทดลอง

#### 4.1 ผลการทดลองวงจรส่วนอนาล็อก

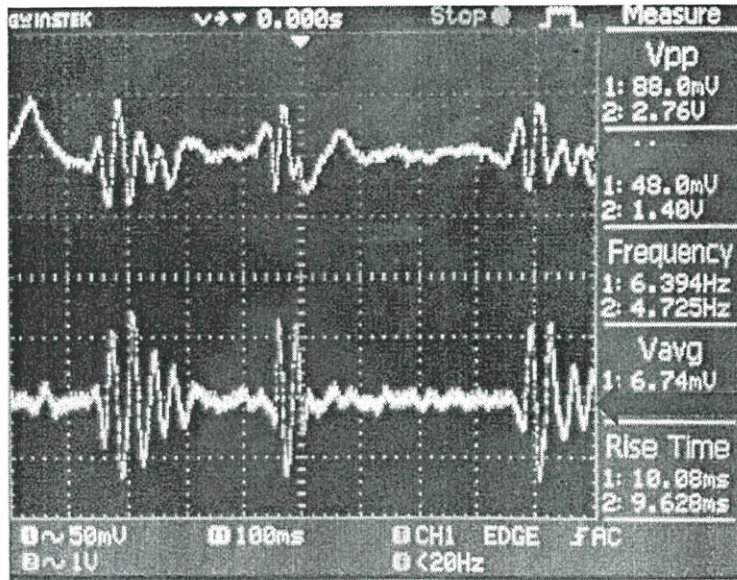
##### 4.1.1 การตอบสนองทางความถี่ของวงจรทั้งหมด



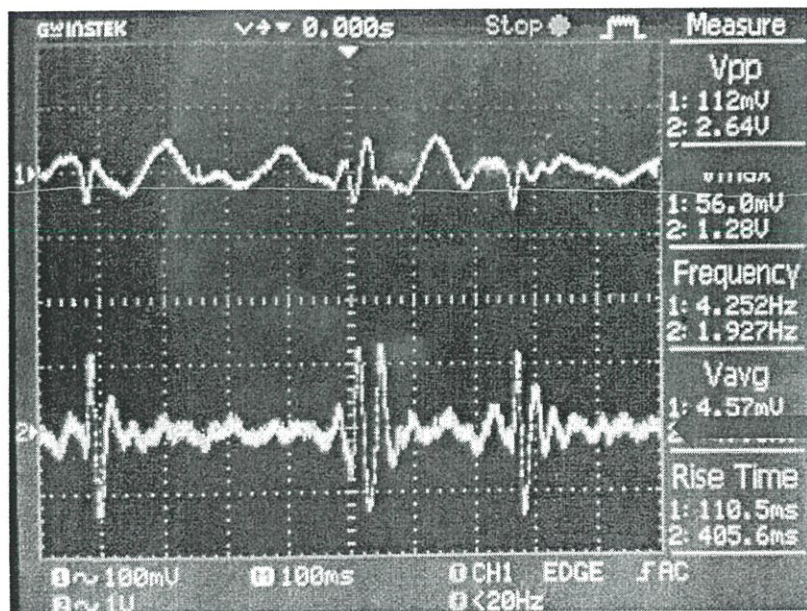
ภาพที่ 4.1 Band pass frequency response

4.1.2 การทดสอบใช้งานจริง

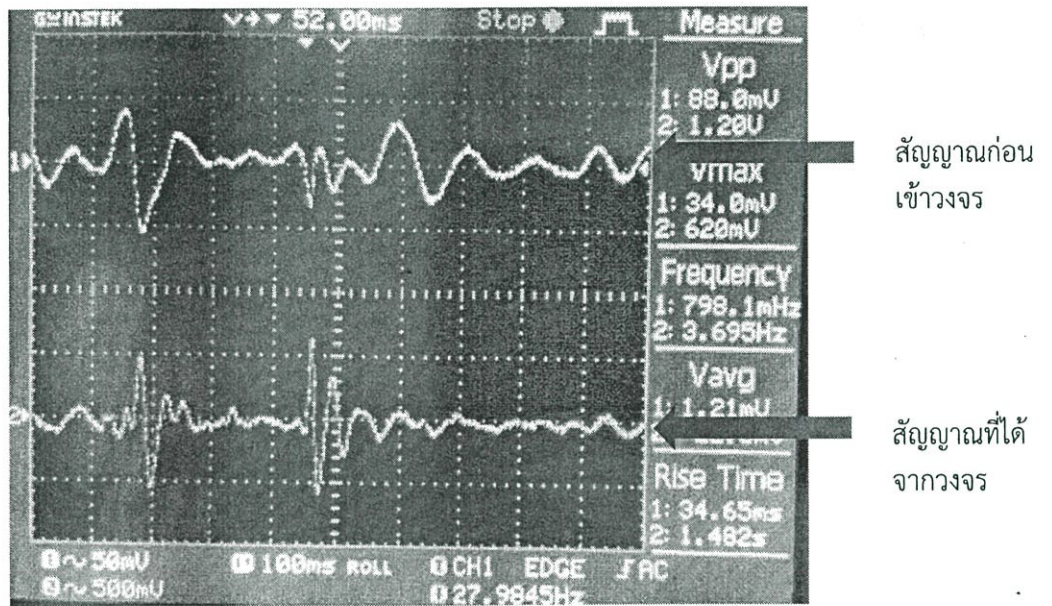
นำเครื่องวัดสัญญาณเสียงหัวใจไปทดลองวัดสัญญาณเสียงหัวใจของคนปกติเพื่อดูอัตรา  
การขยายสัญญาณหัวใจว่า ได้ผลตามที่ออกแบบไว้หรือไม่ และเทียบกับกราฟอนาลอกที่พล็อตได้



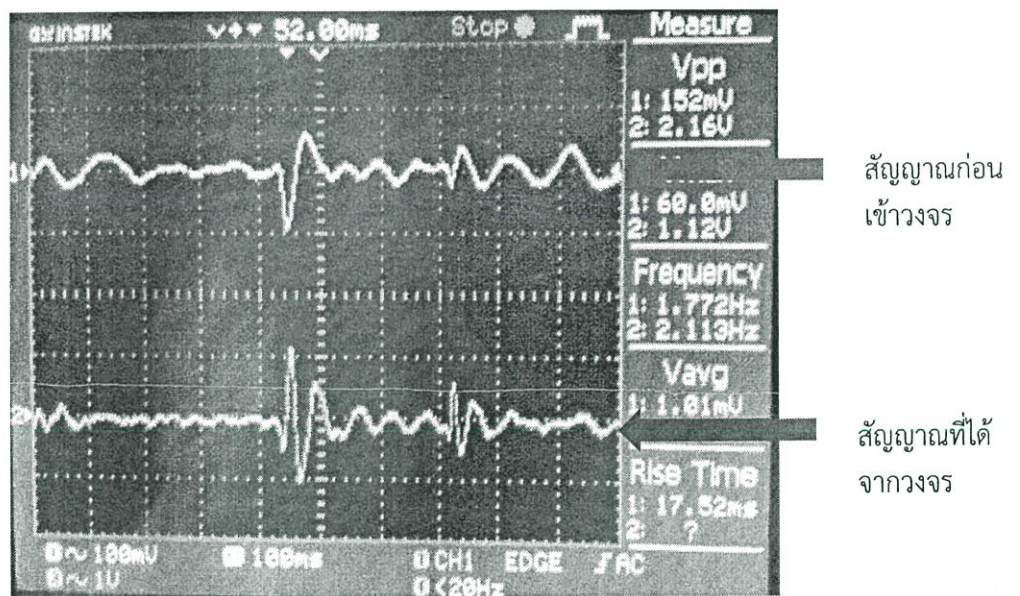
ภาพที่ 4.2 กราฟเสียงหัวใจของคนปกติ คนที่ 1



ภาพที่ 4.3 กราฟเสียงหัวใจของคนปกติ คนที่ 2



ภาพที่ 4.4 กราฟเสียงหัวใจของคนปกติ คนที่ 3



ภาพที่ 4.5 กราฟเสียงหัวใจของคนปกติ คนที่ 4

#### 4.2 ผลการทดสอบการทำงานของรอสเบอร์รี่พาย

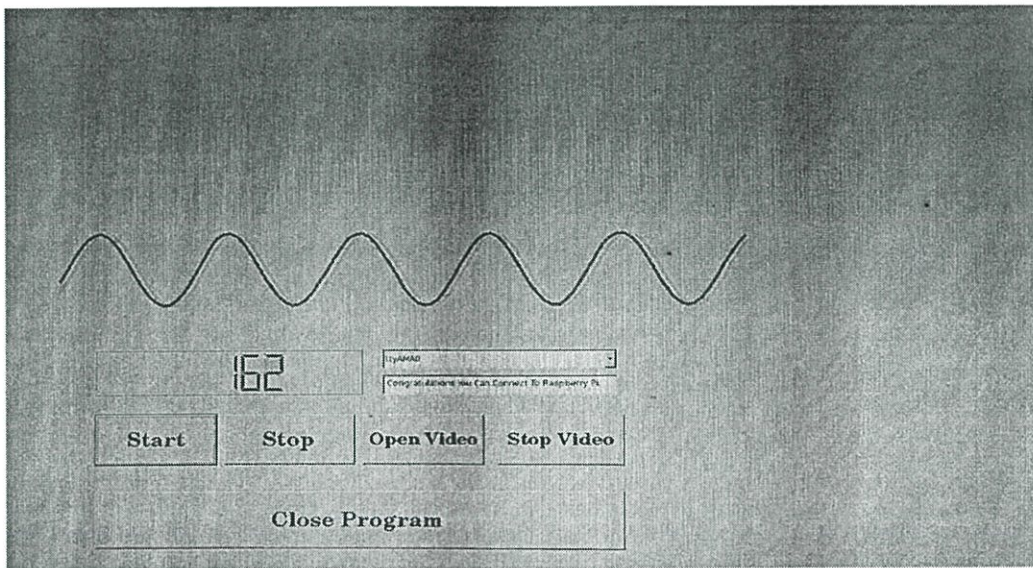
เขียนโปรแกรมสำเร็จแล้วจึงต้องมีการทดสอบการใช้งาน เพื่อให้ทราบประสิทธิภาพการทำงานของอุปกรณ์

#### 4.2.1 การทดสอบวาดกราฟ

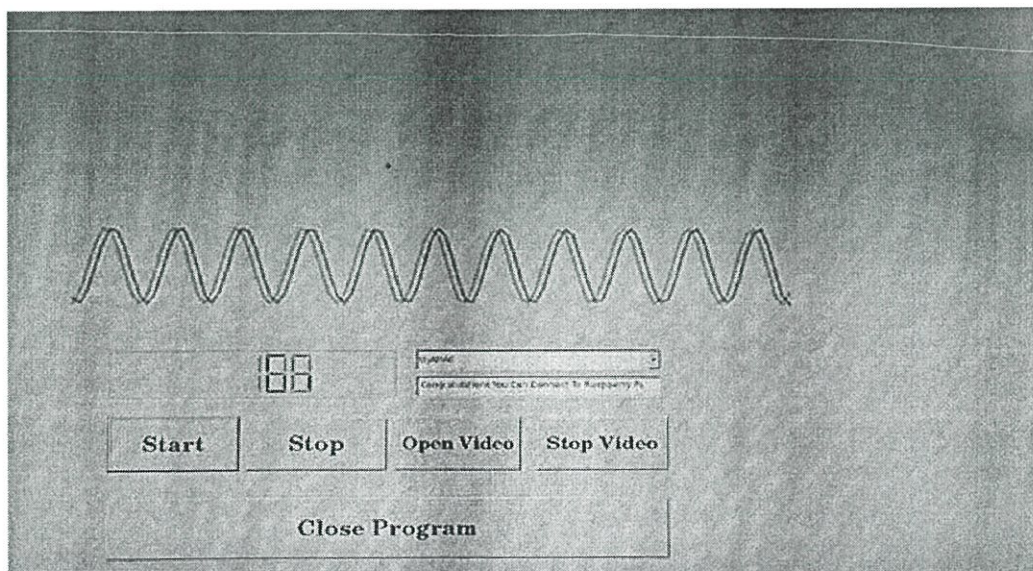
เนื่องจากการเขียนโปรแกรมมีการวาดกราฟ เพื่อแสดงผลที่รับได้เป็นไปตามที่ต้องการหรือไม่ ทำให้สามารถสังเกตค่าได้ง่าย

##### 4.2.1.1 ทดสอบสัญญาณจากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์

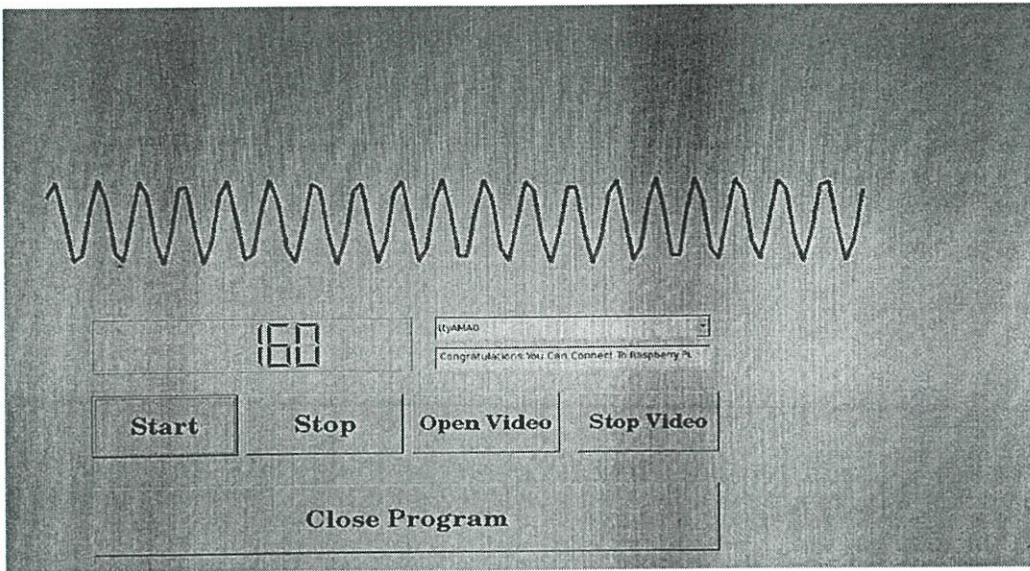
นำโปรแกรมที่สำเร็จแล้วมาทดสอบกับ ฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์ โดยทดสอบความถี่สัญญาณที่ 1 Hz 2 Hz 3 Hz 5 Hz และ 10 Hz



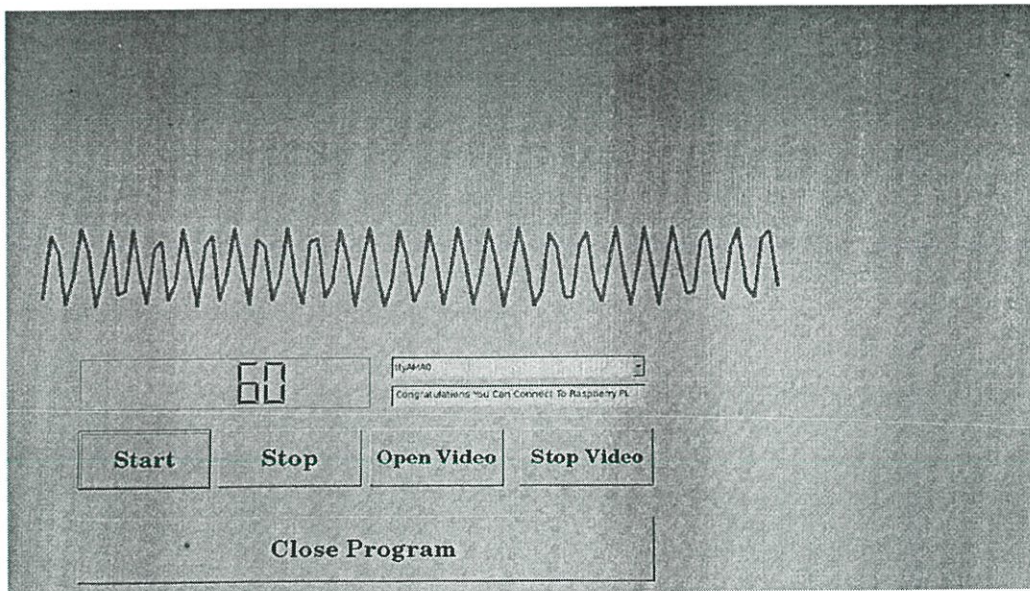
ภาพที่ 4.6 โปรแกรมรับสัญญาณฟังก์ชัน เจนเนอเรเตอร์ 1 Hz



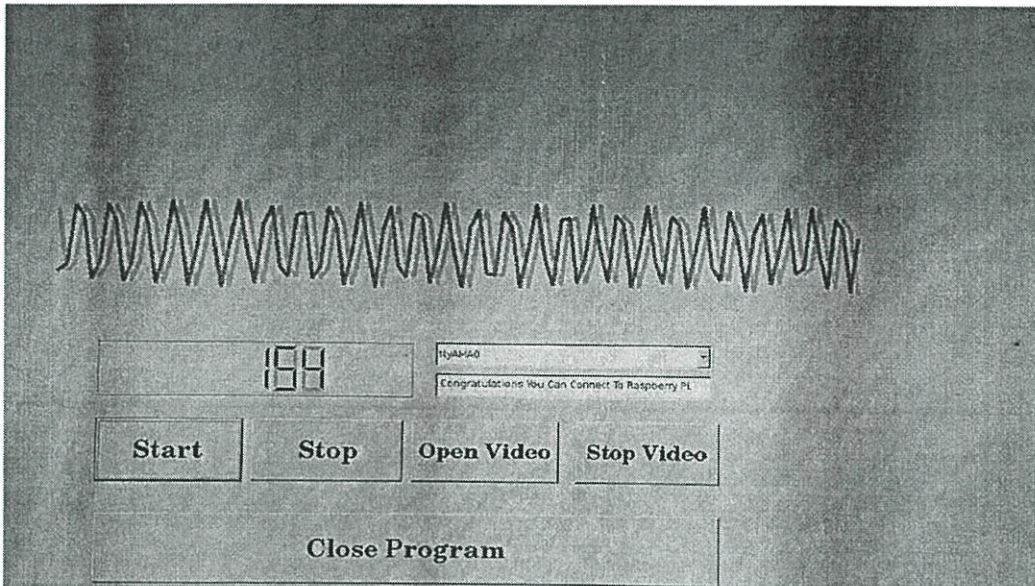
ภาพที่ 4.7 โปรแกรมรับสัญญาณฟังก์ชัน เจนเนอเรเตอร์ 2 Hz



ภาพที่ 4.8 โปรแกรมรับสัญญาณฟังก์ชัน เจนเนอเรเตอร์ 3 Hz



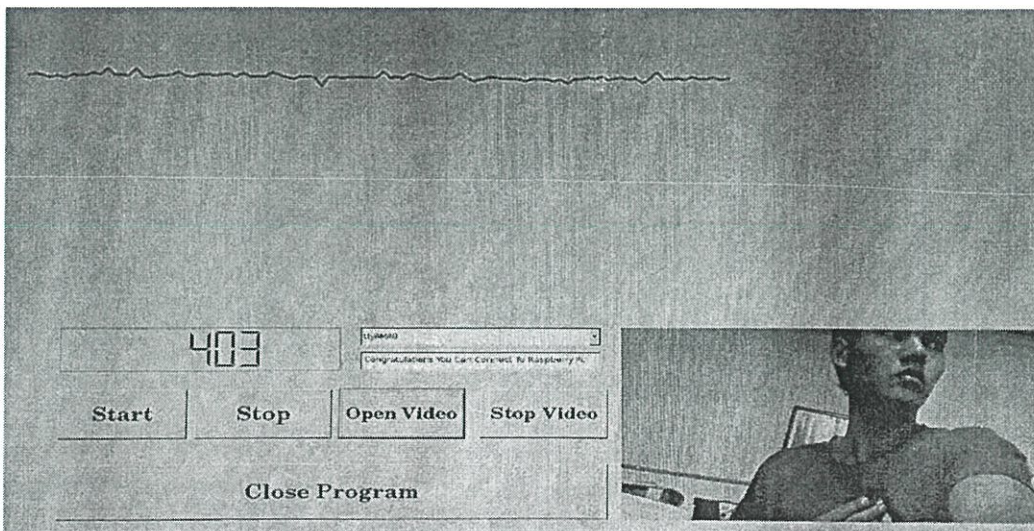
ภาพที่ 4.9 โปรแกรมรับสัญญาณฟังก์ชัน เจนเนอเรเตอร์ 5 Hz



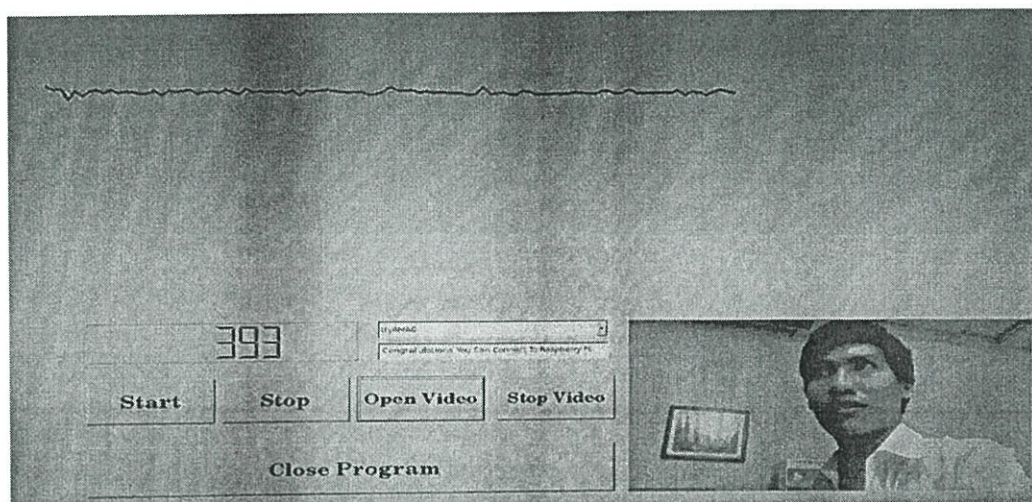
ภาพที่ 4.10 โปรแกรมรับสัญญาณฟังก์ชัน เจนเนอเรเตอร์ 10 HZ

#### 4.2.1.2 ทดสอบกับสัญญาณจากวงจรส่งอนาล็อก

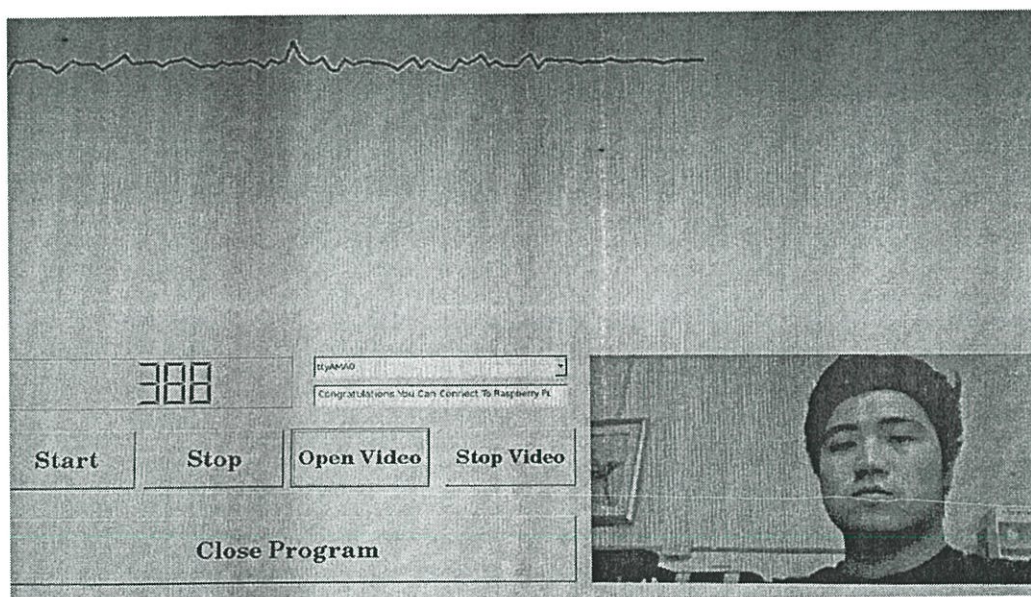
นำโปรแกรมไปทดลองกับ วงจรอนาล็อกที่ส่งข้อมูลให้กับคอนโทรลเลอร์แล้ว ส่งผ่านมาให้ราสเบอร์รี่พาย รันโปรแกรมรับข้อมูลแล้ววาดกราฟที่ได้จากวงจร



ภาพที่ 4.11 โปรแกรมรับข้อมูลของผู้ทดลองคนที่ 1



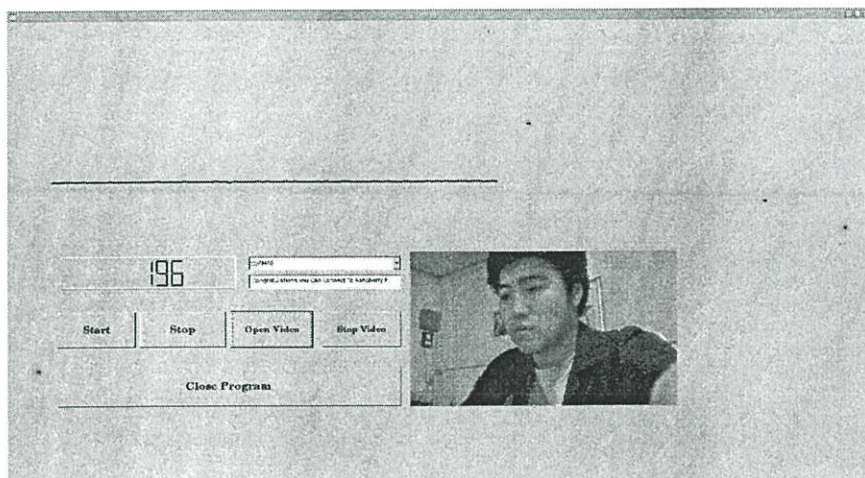
ภาพที่ 4.12 โปรแกรมรับข้อมูลของผู้ทดลองคนที่ 2



ภาพที่ 4.13 โปรแกรมรับข้อมูลของผู้ทดลองคนที่ 3

#### 4.2.2 ทดสอบการใช้งานกล้อง

รหัสเบอริพาย มีคอนเน็คเตอร์ต่อกับกล้องสามารถนำมาใช้งานได้ซึ่งในที่นี้ได้นำมารวมกับโปรแกรมขณะที่โปรแกรมรับข้อมูลและวาดกราฟก็จะมีกล้องวิดีโอแสดงผลตามด้วย



ภาพที่ 4.14 แสดงภาพวิดีโอบนโปรแกรมขณะรับข้อมูลและวาดกราฟ

#### 4.3 ผลการทดสอบแอปพลิเคชันบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์

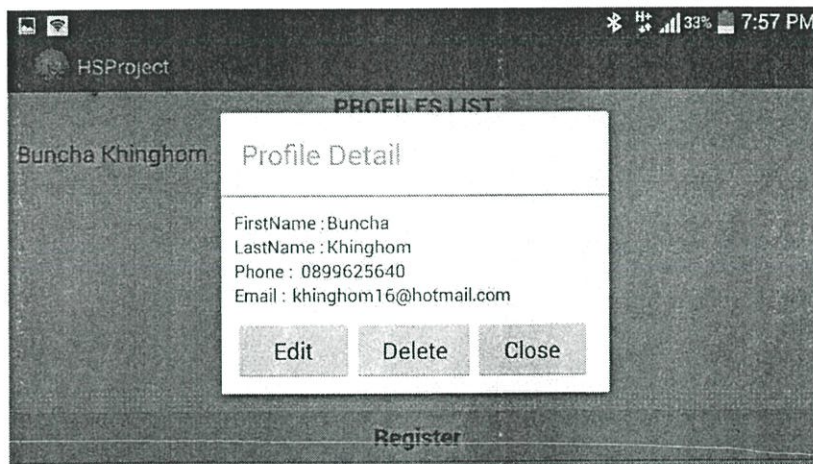
เขียนโปรแกรมสำเร็จแล้วจึงต้องมีการทดสอบการใช้งาน เพื่อให้ทราบประสิทธิภาพการใช้งานของอุปกรณ์

##### 4.3.1 การทดสอบเมนูกรอกข้อมูลประวัติส่วนตัว(Register)

เนื่องจากการเขียนโปรแกรมมีผู้ใช้งานจำนวนมาก จึงจำเป็นต้องกรอกข้อมูลประวัติส่วนตัวทุกครั้งสำหรับคนไข้ ผู้ป่วย หรือผู้ทดลองใช้โปรแกรม เพื่อนำไปเก็บเป็นฐานข้อมูล



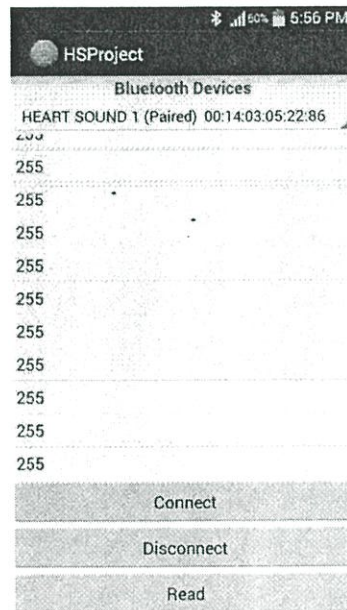
ภาพที่ 4.15 แสดงภาพการทดสอบกรอกข้อมูลประวัติส่วนตัวลงแอปพลิเคชันแอนดรอยด์



ภาพที่ 4.16 แสดงภาพการทดสอบดูข้อมูลประวัติส่วนตัวบนแอปพลิเคชันแอนดรอยด์

#### 4.3.2 การทดสอบเมนูรับ-ส่งค่าผ่านบลูทูธ(Bluetooth)

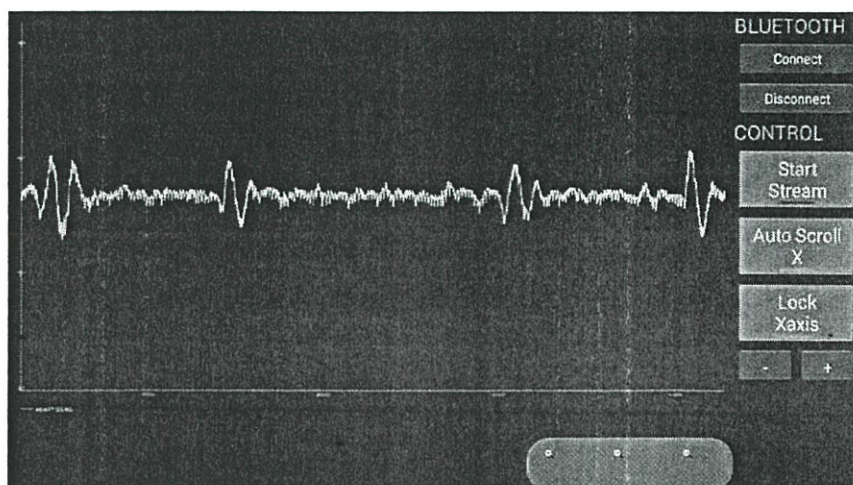
การเขียนโปรแกรมเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ภายนอก(electronic stethoscope) เมื่อเชื่อมต่อสำเร็จ จำเป็นต้องทำการทดสอบรับ-ส่งค่าผ่านบลูทูธและตรวจสอบความถูกต้อง



ภาพที่ 4.17 แสดงภาพการทดสอบรับ-ส่งค่าผ่านบลูทูธบนแอปพลิเคชันแอนดรอยด์

#### 4.3.3 การทดสอบเมนูพล็อตกราฟข้อมูลจากบลูทูธแบบเรียลไทม์ (PlotGraph)

หลังการเขียนโปรแกรมเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ภายนอก(electronic stethoscope) และรับ-ส่งค่าผ่านบลูทูธและตรวจสอบความถูกต้อง ได้แล้ว จันำค่าข้อมูลไปพล็อตกราฟแบบเรียลไทม์เพื่อนำกราฟนั้นไปเปรียบเทียบกับกราฟที่ได้จากออสซิลโลสโคป(oscilloscope) และตรวจสอบความถูกต้อง



ภาพที่ 4.18 แสดงภาพการทดสอบพล็อตกราฟข้อมูลจากบลูทูธบนแอปพลิเคชันแอนดรอยด์

## บทที่ 5

### สรุปผลการทดลอง และวิจารณ์ผลการทดลอง

#### 5.1 บทสรุป

จากการสร้างและออกแบบเครื่องวัดเสียงหัวใจแล้ว ได้ผลการทดลองที่ตรงตามทฤษฎีโดยวงจรสามารถกรองสัญญาณในช่วงความถี่ที่ไม่ต้องการได้ ซึ่งสัญญาณเสียงหัวใจจะอยู่ในช่วง 20 Hz ถึง 2 KHz และเมื่อต่อ stethoscope เข้ากับวงจรแล้ว ทำให้ได้สัญญาณเสียงหัวใจที่เรียบยิ่งขึ้น หรือกล่าวได้ว่าวงจรกรองสัญญาณได้กรองเฉพาะสัญญาณที่ต้องการตามทฤษฎี เมื่อกรองความถี่ได้แล้วตามที่ต้องการคือ 20 Hz ถึง 2 KHz เราได้นำสัญญาณมาเข้าส่วนขยายของเราคือวงจร Amplifier เพื่อขยายสัญญาณให้ได้ตามต้องการ หลังจากนั้น output ที่ได้ มาต่อเข้ากับ วงจร Power Amplifier ต่อ load หูฟัง ทำให้สามารถได้ยินเสียงหัวใจได้อย่างชัดเจน คล้ายคลึงกับเสียงที่ฟังจาก Stethoscope โดยตรง และได้มีวงจรเพื่อแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัล และส่งผ่านข้อมูลโดยใช้บลูทูธเป็นตัวส่งไปยังแอปพลิเคชันบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ และต่อกับราสเบอร์รี่พายโดยตรง เมื่อราสเบอร์รี่พาย ได้ข้อมูลแล้วจึงนำข้อมูลที่ไปวาดกราฟ และวิธีโอษฐ์ใช้งานส่วนของ แอปพลิเคชันบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ได้นำข้อมูลที่รับได้ไปพล็อตกราฟแบบเรียลไทม์ เพื่อใช้ในการตรวจสอบกับค่าที่ได้จากออสซิลโลสโคปและราสเบอร์รี่พาย และเก็บเป็นฐานข้อมูลของคนที่ใช้ต่อไป

#### 5.2 วิจารณ์ผลการทดลอง

สัญญาณที่ได้จากส่วนอนาล็อกยังมีคุณภาพเสียงที่ยังไม่ค่อยดีนัก ยังพบเสียงที่เกิดจากสัญญาณรบกวนอยู่ระดับหนึ่ง แต่ยังคงฟังเสียงหัวใจได้อย่างชัดเจน

ราสเบอร์รี่พาย ไม่สามารถแสดงกราฟได้ตามความเป็นจริงเนื่องจากการวาดกราฟใช้เวลาเนิ่นนานไปส่งผลให้อัตราการรับข้อมูลของอุปกรณ์มีค่าต่ำจนรูปกราฟที่วาดได้มีค่าผิดเพี้ยน

### เอกสารอ้างอิง

- [1] Tian Xian-ting and Zhao Zhi-dong, "Heart Sound Acquisition Based on PDA and Bluetooth," [Online]. Available: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=06098495>
- [2] STMicroelectronics, "TDA2822D, DUAL LOW-VOLTAGE POWER AMPLIFIER," [Online]. Available: <http://www.st.com/web/en/resource/technical/document/datasheet/CD00000132.pdf>
- [3] "บทความการพัฒนาโปรแกรมบน Raspberry Pi ด้วย Qt," 28 February 2015. [Online]. Available: <http://thaieasyelec.com/>
- [4] "Learn Resources" 14 February 2015. [Online]. Available: <https://www.raspberrypi.org/resources/learn/>

## สรุปค่าใช้จ่ายการดำเนินงานโครงการวิจัย

ค่าวัสดุ สำหรับวงจรชุดต้นแบบหูฟังแบบดิจิตอล

ค่าอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์สำหรับทำชุดต้นแบบหูฟังแบบดิจิตอล เป็นเงิน 50,000 บาท

ค่าอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์สำหรับทำชุดสำเร็จหูฟังแบบดิจิตอลจำนวน 2 ชุด เป็นเงิน 66,000 บาท

รวม 116,000 บาท

## ข้อมูลประวัติคณะผู้วิจัย

### ประวัติส่วนตัว

ชื่อ-สกุล นาย เทอดศักดิ์ ลีวหาทอง

ตำแหน่งปัจจุบัน อาจารย์ระดับ 7

### ประวัติการศึกษา

ชื่อข้อปริญญา	สาขา	สถาบันที่จบ	ปีที่จบ
Doctor of Engineering	Science and Technology	มหาวิทยาลัยโตไก	2552
วิศวกรรมศาสตร มหาบัณฑิต วศ.ม.	วิศวกรรมไฟฟ้า	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหารลาดกระบัง	2540
วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต วศ.บ.	อิเล็กทรอนิกส์	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหารลาดกระบัง	2535

สาขาวิจัยที่มีความชำนาญพิเศษ (แตกต่างจากวุฒิการศึกษา)

- ระบบไมโครคอนโทรลเลอร์ และระบบสมองกลฝังตัว

- การออกแบบวงจรอิเล็กทรอนิกส์

- ระบบแจ้งเตือนการล้มของผู้สูงอายุ

- ระบบดูแลสุขภาพทางไกลของผู้สูงอายุ

- การประมวลผลภาพ (Image Processing) และการประมวลผลสัญญาณดิจิทัล (Digital Signal Processing)

- โปรแกรมจัดเก็บและบริหารภาพทางการแพทย์ (Picture Archieves and Communication System : PACS)

ทุนการศึกษาและทุนวิจัยที่เคยได้รับ

ปี พ.ศ.	ทุนการศึกษาและทุนวิจัย	สถาบันที่ให้
2552	โครงการประยุกต์ข้อมูลทางการแพทย์ (Medical Information Application)	ศูนย์การแพทย์สมเด็จพระเทพรัตนราชสุดาฯ สยามบรมราชกุมารี
2552	โครงการวิจัยเรื่องระบบการแยกส่วนภาพเซลล์เม็ดเลือดขาว	งบประมาณเงินรายได้ของคณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
2553	โครงการวิจัยเรื่องระบบดูแลผู้สูงอายุทางไกลผ่านโทรศัพท์เคลื่อนที่	งบประมาณเงินรายได้ของคณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
2554	ระบบการค้นหารูปภาพด้วยรายละเอียดของภาพ	สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ
2555	ระบบแจ้งเตือนการล้มของผู้สูงอายุผ่านโทรศัพท์เคลื่อนที่	งบประมาณเงินรายได้ของคณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง