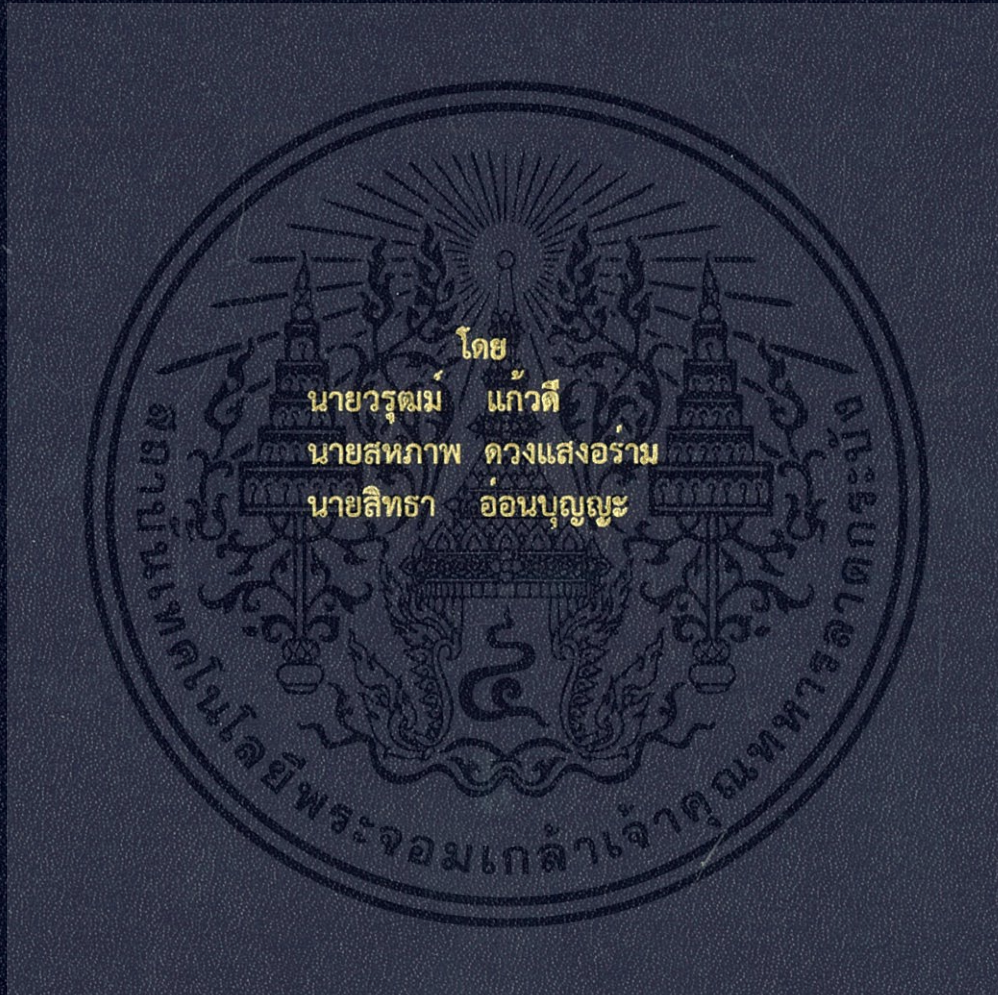


เครื่องวิเคราะห์เสียงหัวใจสำหรับตรวจหาโรคลิ้นหัวใจ
HEART SOUND ANALYZER FOR DETECT HEART VALVE DISEASE



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2559

เครื่องวิเคราะห์เสียงหัวใจสำหรับตรวจหาโรคลิ้นหัวใจ
HEART SOUND ANALYZER FOR DETECT HEART VALVE DISEASE

โดย

นายวรุฒม์	แก้วดี	56011094
นายสหภาพ	ดวงแสงอร่าม	56011287
นายสิทธิธา	อ่อนบุญญะ	56011301

อาจารย์ที่ปรึกษา

ผศ.ดร. สิริภาพ

ตู้ประกาย

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2559

ผ่านการตรวจรูปเล่มแล้ว

(*Signature*)

อาจารย์ที่ปรึกษา

23/5/60

วิศวกรรมโทรคมนาคม
Telecommunications Engineering

ผ่านการตรวจชิ้นงานแล้ว

(*Signature*)

กรรมการผู้ตรวจชิ้นงาน

วิศวกรรมโทรคมนาคม
Telecommunications Engineering

ปริญญาานิพนธ์ปีการศึกษา 2559

ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง เครื่องวิเคราะห์เสียงหัวใจสำหรับตรวจหาโรคลิ้นหัวใจ

HEART SOUND ANALYZER FOR DETECT HEART VALVE DISEASE

ผู้จัดทำ

1. นายวรุฒม์ แก้วดี 56011094
2. นายสหภาพ ดวงแสงอราม 56011287
3. นายสิทธิ อ่อนบุญญะ 56011301

(ผศ.ดร. สิริภพ

ตู้ประกาย)

อาจารย์ที่ปรึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

โครงการฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดีนั้น ทางคณะผู้จัดทำขอขอบพระคุณอาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.ดร. สิริภพ ตู้ประกาย ที่ได้ให้คำปรึกษาและชี้แนะแนวทางในการทำโครงการ ตลอดจนคณาจารย์ทุกท่านที่ได้ให้ความรู้กับทางคณะผู้จัดทำทั้งในอดีตและปัจจุบัน ทั้งยังขอขอบคุณพี่ๆในห้องปฏิบัติการทุกท่านสำหรับคำแนะนำต่างๆตลอดช่วงเวลาที่ผ่านมา

สุดท้ายนี้ขอขอบพระคุณ บิดา มารดา และครอบครัวของทางคณะผู้จัดทำที่มอบความปรารถนาดีและกำลังใจที่สำคัญเสมอมา อีกทั้งยังส่งเสริมทางด้านการศึกษาของคณะผู้จัดทำเป็นอย่างดี รวมถึงการสนับสนุนในทุกๆเรื่อง จนทำให้โครงการฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี



นายวรุฒม์

แก้วดี

นายสหภาพ

ดวงแสงอร่าม

นายสิทธิธา

อ่อนบุญญะ

ผู้จัดทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องวิเคราะห์เสียงหัวใจสำหรับตรวจหาโรคลิ้นหัวใจ

HEART SOUND ANALYZER FOR DETECT HEART VALVE DISEASE

โดย	นายวรุฒม์	แก้วดี	56011094
	นายสหภาพ	ดวงแสงอร่าม	56011287
	นายสิทธา	อ่อนบุญญะ	56011301

อาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.ดร. สิริภพ ตู้ประกาย

บทคัดย่อ

ปฏิญานินพนธ์ฉบับนี้เป็นการนำเสนอเครื่องมือที่สามารถวินิจฉัยตรวจหาโรคลิ้นหัวใจรั่วเบื้องต้น โดยอาศัยข้อมูลเสียงการเต้นของหัวใจ ตัวอุปกรณ์นั้นแบ่งเป็นสองส่วนคือ ส่วนเครื่องมือในการวัดเสียงหัวใจและส่วนโปรแกรมสำหรับใช้วิเคราะห์เสียงหัวใจเพื่อสรุปผลว่ามีความผิดปกติหรือไม่ เครื่องมือวิเคราะห์ชิ้นนี้หวังเป็นอย่างยิ่งว่าจะช่วยลดปัญหาการขาดแคลนแพทย์ผู้เชี่ยวชาญในการวินิจฉัยบางพื้นที่ อีกทั้งช่วยเพิ่มโอกาสในการวินิจฉัยโรคลิ้นหัวใจรั่วเบื้องต้นแก่ผู้ป่วย

Abstract

This project is presented the equipment diagnose heart valve disease primarily by using sound of heartbeat. The structure of the equipment is divided to 2 parts, frist part is a tool to measure and engine part to analyze sound of heartbeat. With a graph showing heart sound analysis each procedure as well as showing a final result of heartbeat analysis. Sincerely, the tool analyzes will help reduce the shortage of medical professionals in the diagnosis in some areas. Moreover, this will provides opportunities for initial patients to receive treatments

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	I
บทคัดย่อ	II
สารบัญ	III
สารบัญรูป	V
บทที่ 1	
บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์	2
1.3 ขอบเขตของโครงการ	2
บทที่ 2	
ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง	3
2.1 ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับหัวใจ	3
2.2 ทฤษฎีที่นำมาใช้ในการวิเคราะห์	15
2.3 ความรู้เบื้องต้นโปรแกรม Matlab	19
บทที่ 3	
การออกแบบและการจัดทำโครงการ	24
3.1 การออกแบบ	24
3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง	43
3.3 การจัดเก็บผลการทดลอง	44

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

		หน้า
บทที่ 4	ผลการทดลอง	45
	4.1 การทดสอบประสิทธิภาพของหูฟังและวงจรรองความถี่	45
	4.2 การทดสอบการทำงานของโปรแกรมวิเคราะห์ผ่านการวัดโดย stethoscope	46
	4.3 การทดสอบการทำงานของโปรแกรมวิเคราะห์ผ่านการวัดโดยไฟล์เสียง	54
	4.4 การทดสอบการทำงานของโปรแกรมวิเคราะห์อัตราการเต้นของหัวใจ	59
บทที่ 5	สรุปผลและข้อเสนอแนะ	65
	5.1 สรุปผล	65
	5.2 ข้อเสนอแนะ	65
บรรณานุกรม		66
ภาคผนวก	โค้ดคำสั่งการเริ่มต้นใช้งาน Graphic user interface	67

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

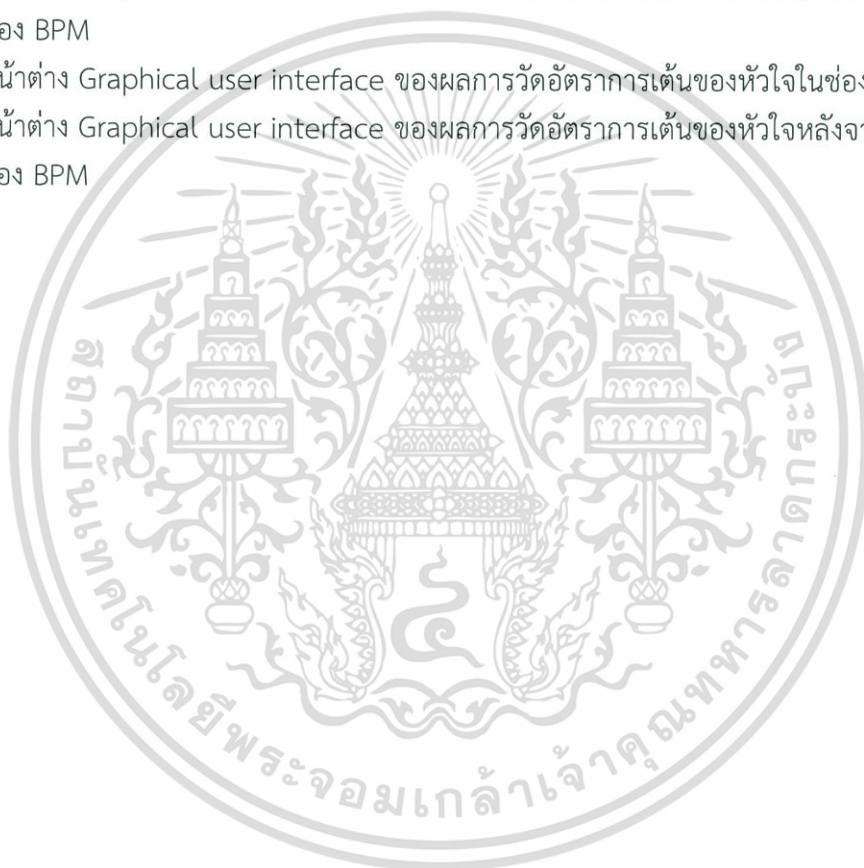
สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 รูปร่างและตำแหน่งของหัวใจ	3
2.2 รูปวาดโครงสร้างภายนอกของหัวใจผิวหนังด้านเวนทรอล	4
2.3 รูปวาดโครงสร้างภายนอกของหัวใจผิวหนังด้านดอร์ซอล	5
2.4 รูปวาดแสดงลักษณะห้องหัวใจ	5
2.5 ลักษณะลิ้นของหัวใจที่ทำหน้าที่ควบคุมการไหลของเลือด	6
2.6 กลไกการทำงานของหัวใจ	8
2.7 กราฟสัญญาณ ECG (ด้านบน) และสัญญาณ PCG (ด้านล่าง) ของหัวใจปกติ	9
2.8 เมอร์เมอร์ประเภทต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นในรอบการทำงานของหัวใจ	13
2.9 ตำแหน่งต่างๆ ใช้ฟังเสียงการเต้นของหัวใจ	14
2.10 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของทั้งสองสัญญาณโดยใช้การครอสคอร์รีเลชัน	15
2.11 ขั้นตอนการครอสคอร์รีเลชันและการหักล้างกันของทั้งสองคาบสัญญาณการเต้นของหัวใจ	16
2.12 ตัวอย่างกราฟสัญญาณที่ถูกจับกรอบด้วยวิธีการแปลงฮิลเบิร์ต	17
2.13 กราฟสัญญาณการเต้นของหัวใจดั้งเดิมและกราฟสัญญาณที่ผ่านการจับกรอบ	18
2.14 บล็อกไดอะแกรมภาษาระดับสูงสำหรับการเขียนโปรแกรม	20
2.15 ส่วนประกอบภายในของ Matlab	22
3.1 ลำดับการทำงานของโปรแกรมในส่วนการวิเคราะห์สัญญาณ	25
3.2 วงจรที่ใช้ในการบันทึกผลการทดลองโดยที่ใน Part1 เป็นวงจร Amplifier	26
3.3 การเชื่อมต่อระหว่างวงจรขยายกับไมโครโฟน	27
3.4 วงจรกรองสัญญาณความถี่สูงผ่าน	27
3.5 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน	28
3.6 บล็อกขั้นตอนที่ใช้ในการวิเคราะห์เสียง	29
3.7 กราฟตัวอย่างผลการแปลง Hilbert Transform ของสัญญาณเสียงหัวใจ	31
3.8 กราฟผลการ cross-correlation ของสัญญาณเสียงหัวใจ	31

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.9 กราฟครึ่งของสัญญาณ Cross-correlation ของสัญญาณเสียงหัวใจ	32
3.10 กราฟผลการตัดสัญญาณเสียงหัวใจหนึ่งคาบ	33
3.11 กราฟผลการแปลง Hilbert Transform ของสัญญาณหนึ่งคาบ	33
3.12 กราฟผลการ Cross-correlation ของสัญญาณเสียงหัวใจหนึ่งคาบ	34
3.13 กราฟสัญญาณหนึ่งคาบที่ผ่าน Hilbert Transform และถูกกลับค่า	35
3.14 กราฟผลของการ Cross-correlation ระหว่างสัญญาณเดิมกับสัญญาณที่กลับค่า	35
3.15 กราฟผลการตัด S1 และ S2 ของสัญญาณเสียงหนึ่งคาบ	36
3.16 หน้าต่างผลการตัดแบ่งสัญญาณเสียง S1 และ S2 ของหัวใจทั้งสองคาบ	37
3.17 หน้าต่างผลการเลื่อนค่าของสัญญาณ	39
3.18 หน้าต่างแสดงผลการวิเคราะห์ของสัญญาณเสียงต้นของหัวใจ	40
3.19 แสดงหน้าต่าง Graphical User Interface ที่ออกแบบ	41
3.20 ภาพอุปกรณ์ Stethoscope	43
3.21 ภาพอุปกรณ์ Microphone Amplifier	43
3.22 ภาพอุปกรณ์ USB Audio Adapter	44
4.1 อุปกรณ์ที่ใช้ในการตรวจวัดเสียงหัวใจ	45
4.2 กราฟเสียงการเต้นของหัวใจที่ถูกบันทึกโดยไม่ผ่านวงจรกรองความถี่	46
4.3 กราฟเสียงการเต้นของหัวใจที่ถูกบันทึกโดยผ่านวงจรกรองความถี่	46
4.4 การใช้อุปกรณ์ในการวิเคราะห์สัญญาณเสียงต้นของหัวใจ	47
4.5 หน้าต่าง Graphical user interface ของอาสาสมัครที่มีหัวใจปกติคนที่ 1	47
4.6 หน้าต่าง Graphical user interface ของอาสาสมัครที่มีหัวใจปกติคนที่ 2	48
4.7 หน้าต่าง Graphical user interface ของอาสาสมัครที่มีหัวใจปกติคนที่ 3	49
4.8 หน้าต่าง Graphical user interface ของอาสาสมัครที่มีหัวใจปกติคนที่ 4	50
4.9 หน้าต่าง Graphical user interface ของอาสาสมัครที่มีหัวใจปกติคนที่ 5	51
4.10 หน้าต่าง Graphical user interface ของอาสาสมัครที่มีหัวใจปกติคนที่ 6	52
4.11 หน้าต่าง Graphical user interface ของอาสาสมัครที่มีหัวใจปกติคนที่ 7	53
4.12 หน้าต่าง Graphical user interface ของไฟล์เสียงมีเสียงลิ้นหัวใจ Aortic ตีบผิดปกติ	54
4.13 หน้าต่าง Graphical user interface ของไฟล์เสียงมีเสียงลิ้นหัวใจ Mitral รั่วผิดปกติ	55

4.14	หน้าต่าง Graphical user interface ของไฟล์เสียงมีเสียงลิ้นหัวใจ Mitral รั่วผิดปกติ	56
4.15	หน้าต่าง Graphical user interface ของไฟล์เสียงมีเสียงลิ้นหัวใจ Mitral รั่วผิดปกติ	57
4.16	หน้าต่าง Graphical user interface ของไฟล์เสียงมีสุขภาพดีและไม่มีโรคประจำตัว	58
4.17	หน้าต่าง Graphical user interface ของผลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจในช่อง BPM	59
4.18	หน้าต่าง Graphical user interface ของผลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจหลังจากลุก-นั่งในช่อง BPM	60
4.19	หน้าต่าง Graphical user interface ของผลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจในช่อง BPM	61
4.20	หน้าต่าง Graphical user interface ของผลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจหลังจากลุก-นั่งในช่อง BPM	62
4.21	หน้าต่าง Graphical user interface ของผลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจในช่อง BPM	63
4.22	หน้าต่าง Graphical user interface ของผลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจหลังจากลุก-นั่งในช่อง BPM	64



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

เสียงการเต้นของหัวใจนั้นเป็นข้อมูลสำคัญที่สามารถใช้ในการวินิจฉัยเบื้องต้นของโรคที่เกี่ยวข้องกับหัวใจได้โดยเฉพาะโรคลิ้นหัวใจรั่วข้อมูลเสียงการเต้นของหัวใจนั้นสามารถนำมาใช้ในการวิเคราะห์เบื้องต้นได้ ซึ่งเสียงการเต้นของหัวใจของคนที่เป็นโรคลิ้นหัวใจรั่วนั้นจะมีเสียงที่ต่างจากเสียงหัวใจของคนปกติ การเกิดเสียงที่ผิดปกตินี้จะเรียกว่าเมอร์เมอร์ (murmur) เกิดจากการที่ลิ้นหัวใจนั้นปิดไม่สนิทจึงทำให้มีเสียงลมเกิดขึ้น ดังนั้นเมื่อนำข้อมูลเสียงการเต้นของหัวใจของคนที่เป็นโรคลิ้นหัวใจรั่วมาวิเคราะห์เป็นกราฟเสียงเทียบกับเสียงการเต้นของหัวใจของคนปกติจะสามารถแบ่งแยกได้ชัดเจนว่าข้อมูลเสียงการเต้นของหัวใจนั้นมาจากหัวใจที่เป็นโรคลิ้นหัวใจรั่วหรือหัวใจที่ปกติ ซึ่งจากความแตกต่างนี้เราจึงมีแนวคิดที่จะสร้างอุปกรณ์ซึ่งสามารถฟังเสียงการเต้นของหัวใจและสามารถวิเคราะห์ได้ว่าเสียงการเต้นของหัวใจที่ฟังนั้นเป็นเสียงของหัวใจที่ลิ้นหัวใจรั่วหรือเสียงของหัวใจปกติโดยอัตโนมัติ

โรคลิ้นหัวใจรั่วนั้นมีโอกาสขึ้นกับคนมีอายุมากกว่าคนมีอายุน้อย และในปัจจุบันคนมีอายุยืนขึ้นจึงให้ทำคนที่เป็นโรคลิ้นหัวใจรั่วนั้นมีสูงขึ้นตามไปด้วย โรคลิ้นหัวใจรั่วนั้นจะไม่แสดงอาการในระยะแรกจึงทำให้ผู้ป่วยบางคนนั้นไม่รู้ตัว และเนื่องจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญด้านการวินิจฉัยหัวใจนั้นมีไม่เพียงพอและไม่สามารถกระจายตัวไปสู่โรงพยาบาลตามชนบทได้อย่างทั่วถึง จึงทำผู้ป่วยไม่ทราบว่าตนเองเป็นโรคลิ้นหัวใจรั่วหรือไม่ อุปกรณ์ตัวนี้ถูกสร้างขึ้นมาเพื่อที่จะช่วยทดแทนแพทย์ผู้เชี่ยวชาญที่ขาดแคลนตามชนบท ซึ่งตัวอุปกรณ์นั้นจะนำมาใช้ในการวินิจฉัยเบื้องต้นเพื่อตรวจสอบความเป็นไปได้ในการเกิดโรคลิ้นหัวใจรั่วก่อนที่จะเข้ารับการรักษาโดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญการต่อไป ซึ่งคิดว่าตัวอุปกรณ์นี้จะสามารถช่วยเหลือและมีประโยชน์กับผู้ป่วยที่เป็นโรคลิ้นหัวใจรั่วไม่มากนัก

1.2 วัตถุประสงค์

1. เพื่อศึกษาและฝึกการใช้งานอุปกรณ์ต่างๆทางการแพทย์ควบคู่กับอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ และศึกษาเขียนโปรแกรมคำสั่งผ่าน Matlab เพื่อนำมาใช้ในการเปรียบเทียบระหว่างข้อมูลเสียงการเต้นของหัวใจที่เป็นปกติและที่เป็นโรคคลื่นหัวใจ
2. เพื่อสร้างและออกแบบเครื่องมือที่สามารถวัดเสียงการเต้นของหัวใจพร้อมทั้งวิเคราะห์ข้อมูลเสียงและสามารถทำการระบุได้ว่าข้อมูลเสียงนั้นเป็นข้อมูลเสียงของหัวใจที่เป็นปกติหรือหัวใจที่เป็นโรคคลื่นหัวใจและมีการเก็บบันทึกไฟล์ข้อมูลเสียงพร้อมแสดงข้อมูลกราฟเสียงผ่านหน้าต่างแสดง Graphical User Interface
3. เพื่อใช้เป็นต้นแบบและแนวคิดในการพัฒนาอุปกรณ์ตรวจวัดและวิเคราะห์หัวใจในการเกิดโรคคลื่นหัวใจ

1.3 ขอบเขตของปริญญานิพนธ์

โครงการฉบับนี้เป็นการออกแบบและสร้างอุปกรณ์ที่ใช้ในการตรวจและวิเคราะห์เสียงของหัวใจ เพื่อตรวจสอบว่าข้อมูลเสียงหัวใจนั้นเป็นเสียงที่มาจากหัวใจที่เป็นโรคคลื่นหัวใจหรือไม่ โดยตัวอุปกรณ์นั้นจะสามารถวิเคราะห์และสรุปได้จากเสียงเลยว่าหัวใจนั้นเป็นโรคคลื่นหัวใจหรือไม่ โดยการวิเคราะห์เสียงเต้นของหัวใจนั้นจะทำการฟังเสียงของหัวใจผ่าน Stethoscope และใช้ไมโครโฟนในการรับข้อมูลเสียง จากนั้นทำการวิเคราะห์ข้อมูลเสียงผ่านโปรแกรม Matlab และแสดงผลสรุปการวิเคราะห์ข้อมูลเสียงผ่าน Graphical User Interface โดยควบคุมการทำงานของอุปกรณ์บนเครื่องคอมพิวเตอร์ส่วนตัว

บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง

2.1 ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับหัวใจ

หัวใจ (Heart หรือ Cardiac) เป็นอวัยวะที่มีหน้าที่สำคัญคือ การสูบฉีดโลหิตไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย หัวใจทำให้โลหิตไหลเวียน นำออกซิเจนจากอากาศจากปอดไปเลี้ยงเซลล์ทุกชนิดทางหลอดเลือดแดง และนำคาร์บอนไดออกไซด์จากเซลล์ของร่างกายกลับมาทางหลอดเลือดดำเพื่อปล่อยออกไปกับลมหายใจออก ทั้งนี้หัวใจจะทำหน้าที่ร่วมกับปอดเสมอ หัวใจเป็นอวัยวะที่อยู่ในทรวงอกด้านซ้าย ตั้งอยู่ระหว่างปอดซ้ายและปอดขวาค่อนมาทางด้านซ้าย ขอบขวาของหัวใจอยู่ด้านหลังของกระดูกหน้าอก (Sternum) และขอบซ้ายสุดของหัวใจอยู่ตรงกับแนวกึ่งกลางของกระดูกไหปลาร้าข้างซ้าย ตัดกับแนวช่องซี่โครงช่องที่ห้า ดังรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 รูปร่างและตำแหน่งของหัวใจ [1]

2.1.1 โครงสร้างของหัวใจ

โครงสร้างผนังของหัวใจ โครงสร้างหลักของผนังหัวใจมี 3 ชั้นดังนี้

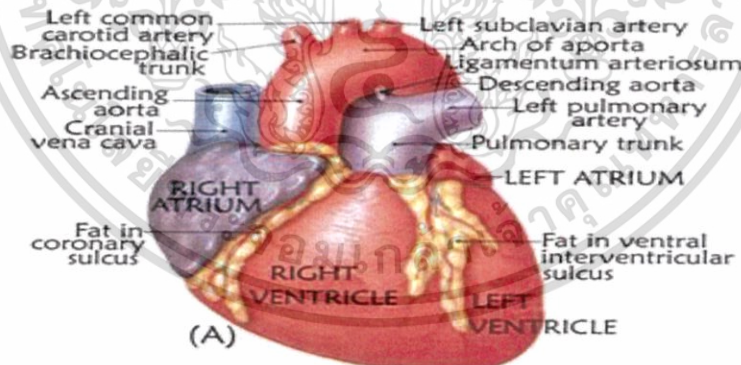
1. ชั้นอีพิการ์เดียม (epicardium) เป็นชั้นนอกสุด เป็นชั้นของเยื่อหุ้มหัวใจ (pericardium) ซึ่งแยกเป็น 2 ชั้น ได้แก่ วิสเซอร์อล เพอริคาร์เดียม (visceral pericardium) เป็นเยื่อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซีรัส (serous membrane) อยู่ชั้นใน และพับซ้อนต่อเนืองออกมาที่บริเวณส่วนฐานของหัวใจเป็นส่วนของ ชั้นพาริทอล เพอริคาร์เดียม (parietal pericardium) อยู่ชั้นนอก ชั้นนี้เป็นเยื่อเส้นใย ระหว่าง 2 ชั้นนี้เป็นช่องว่างมีของเหลวใส (serous fluid) ทำหน้าที่ป้องกันการกระแทกกระเทือน หรือเป็นเบาะเพื่อลดแรงกระแทกกระทึกในขณะที่หัวใจทำงาน

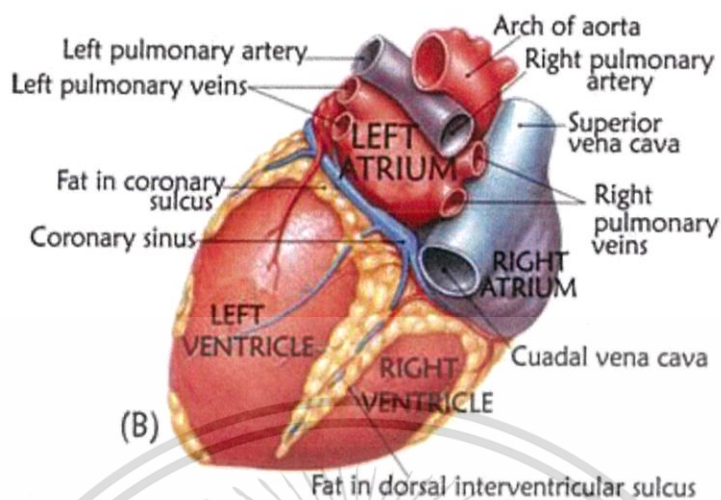
2. ชั้นไมโอคาร์เดียม (myocardium) เป็นชั้นกลาง เป็นชั้นกล้ามเนื้อหัวใจเป็นส่วนใหญ่ แต่มีเนื้อเยื่อบางส่วนเปลี่ยนแปลงไปทำหน้าที่นำคลื่นไฟฟ้าของหัวใจซึ่งมี 2 กลุ่ม กลุ่มแรกเป็นเซลล์พิเศษทำหน้าที่สร้างคลื่นไฟฟ้า ได้แก่ ไฮโนเอเทรียล โนด เป็นเซลล์เริ่มต้นการทำงาน บางทีเรียกว่า โนดอล เซลล์ (nodal cells) เซลล์อีกกลุ่มหนึ่งได้แก่ เอตริโอเวนตริคิวลาร์ โนด (atrioventricular node ; A-V node) เป็นกลุ่มเซลล์ที่ทำหน้าที่นำคลื่นไฟฟ้าให้กระจายไปทั่วทั้งหัวใจเรียกว่า ระบบเหนี่ยวนำพิเศษ (special conducting system) ได้แก่ เอ-วี บันเดิล (A-V bundle) และเส้นใยเพอร์คินเจ (Perkinje fiber)

3. ชั้นในสุดเรียกว่า ชั้นเอนโดคาร์เดียม (endocardium) เป็นชั้นเยื่อภายในผนังของหัวใจ ประกอบด้วยเซลล์เอนโดทีเลียมบุไปถึงลิ้นหัวใจ และบุไปถึงผนังด้านในของหลอดเลือดรวมไปถึงหลอดเลือดฝอยที่เหลือชั้นนี้เพียงชั้นเดียว ม้วนตัวประกบกันเป็นท่อ สามารถดูโครงสร้างของหัวใจได้ที่รูปที่ 2.2 และรูปที่ 2.3



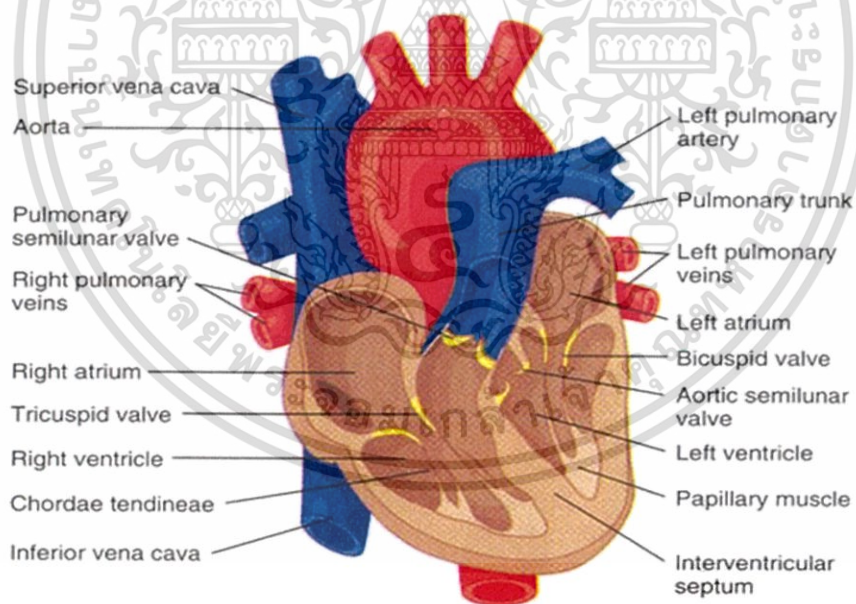
รูปที่ 2.2 รูปวาดโครงสร้างภายนอกของหัวใจฉิวหน้าด้านเวนทรอล [1]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.3 รูปร่างโครงสร้างภายนอกของหัวใจมีหน้าด้านดอร์ซอล [1]

2.1.2 ลักษณะห้องของหัวใจ

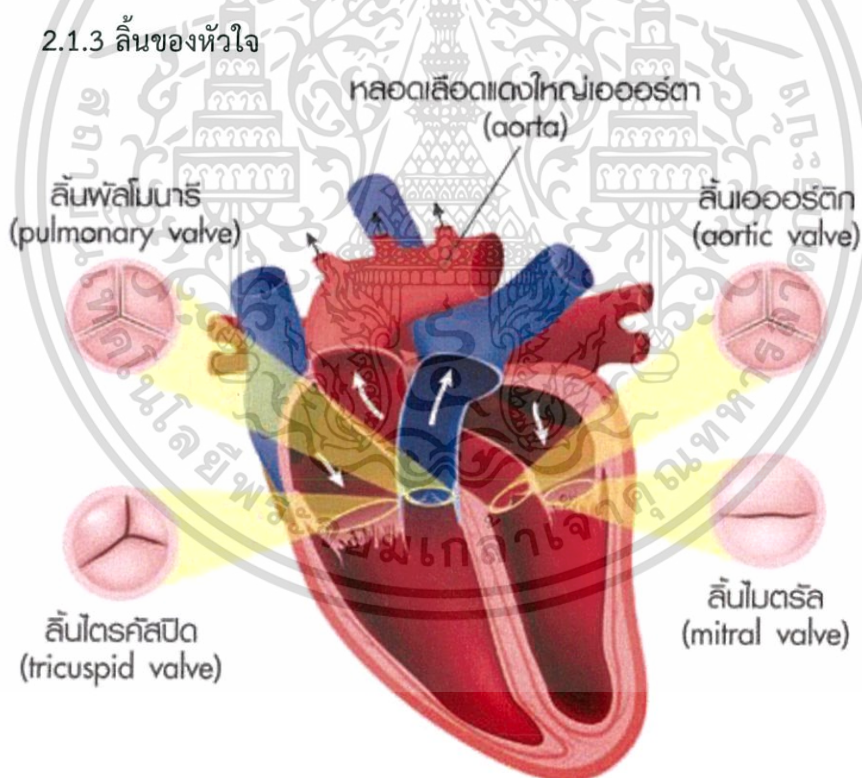


รูปที่ 2.4 ลักษณะห้องหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ลักษณะห้องของหัวใจ หัวใจมี 4 ห้องซึ่งแสดงดังรูปที่ 2.4 มีห้องหัวใจดังนี้ [1]

- ห้องขวาบน (Right atrium) รับเลือดจากหลอดเลือดดำใหญ่ 2 เส้นคือ Superior vena cava และ Inferior vena cava
- ห้องขวาล่าง (Right ventricle) รับเลือดดำจากหัวใจห้องบนขวาผ่านลิ้นหัวใจชื่อ Tri cuspid valve แล้วส่งไปยังปอด โดยผ่านลิ้นหัวใจอีกลิ้นซึ่งชื่อ Pulmonary valve เข้าสู่หลอดเลือดใหญ่ที่เข้าสู่ปอดที่ชื่อ Pulmonary artery
- ห้องซ้ายบน (Left atrium) รับเลือดแดงที่พอกแล้วจากปอดซ้ายและขวา
- ห้องซ้ายล่าง (Left ventricle) รับเลือดแดงจากห้องซ้ายบนผ่านทางลิ้นหัวใจชื่อ Mitral valve และบีบตัวส่งเลือดแดงออกเลี้ยงร่างกายโดยผ่านทางลิ้นหัวใจอีกลิ้นที่ชื่อ Aortic valve เข้าไปสู่ท่อเลือดแดงใหญ่ชื่อ Aorta ซึ่งจะแตกแขนงเป็นหลอดเลือดแดงขนาดต่างๆ ไปจนถึงเป็นหลอดเลือดฝอยทั่วร่างกาย ซึ่งหัวใจห้องซ้ายล่างนี้มีผนังหนาที่สุดในหัวใจทั้ง 4 ห้อง



รูปที่ 2.5 ลักษณะลิ้นของหัวใจที่ทำหน้าที่ควบคุมการไหลของเลือด [1]

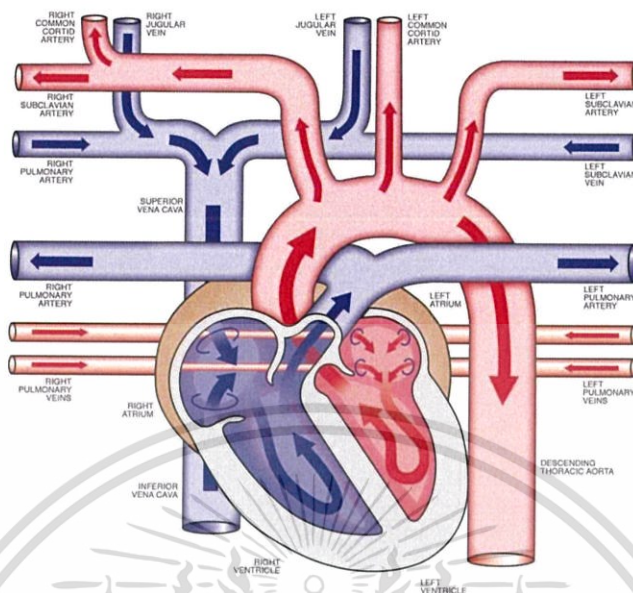
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับลิ้นของหัวใจ แสดงดังรูปที่ 2.5 ทำหน้าที่ควบคุมทิศทางการไหลของเลือดที่ผ่านเข้าหรือออกจากหัวใจ ได้แก่

- Tricuspid valve กั้นระหว่าง หัวใจห้องบนขวา กับ ห้องล่างขวามี 3 แผ่นเรียงเป็นวงทำหน้าที่ป้องกันการย้อนกลับของเลือดดำจาก ห้องล่างขวาขึ้นไปยังห้องบนขวา
- Pulmonary valve กั้นระหว่าง หัวใจห้องล่างขวา กับหลอดเลือดปอด Pulmonary artery มี 2 แผ่นเรียงเป็นวงทำหน้าที่ป้องกันการย้อนกลับของเลือดจากหลอดเลือดปอด Pulmonary artery กลับมายังหัวใจห้องล่างขวา
- Mitral valve กั้นระหว่างหัวใจห้องบนซ้าย และห้องล่างซ้าย ทำหน้าที่ป้องกันการย้อน กลับของเลือดแดงจากห้องล่างซ้ายกลับขึ้นไปยังห้องบนซ้าย
- Aortic valve กั้นระหว่างหัวใจห้องล่างซ้าย กับท่อเลือดแดงใหญ่ Aorta ทำหน้าที่ป้องกันการย้อนกลับของเลือดจาก Aorta กลับเข้ามายังหัวใจห้องล่างซ้าย

2.1.4 กลไกการทำงานของหัวใจ

หัวใจฉีดเลือดจากห้องล่างขวา (right ventricle) ไปสู่ปอดเพื่อแลกเปลี่ยนออกซิเจน และถ่ายคาร์บอนไดออกไซด์ ส่วนหัวใจห้องล่างซ้าย (left ventricle) ฉีดเลือดไปเลี้ยงร่างกายเวลา ventricle บีบตัว เลือดที่ออกจากหัวใจจะดันให้ผนังของเส้นเลือดขยายตัวเมื่อ ventricle คลายตัว (relaxation) ผนังของเส้นเลือดจะกลับมีขนาดเท่าเดิมทำให้มีกำลังบีบเลือดให้ไหลไปสู่เลือดฝอย โดยสม่ำเสมอ เลือดที่ไหลผ่าน capillaries จะมีความดันต่ำ (low pressure) และไหลช้าพอที่จะให้เกิดการแลกเปลี่ยนออกซิเจนและสารอาหารระหว่างเลือดกับ tissue fluid ดังรูปภาพประกอบ 2.6



รูปที่ 2.6 กลไกการทำงานของหัวใจ [2]

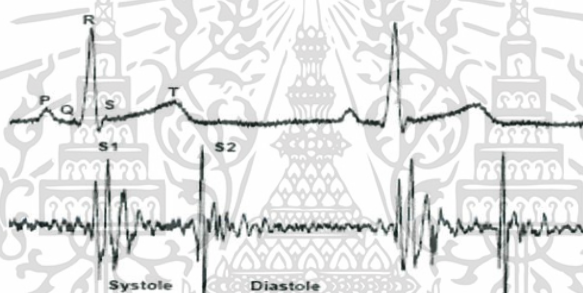
เมื่อหัวใจทำงาน artium จะบีบตัวก่อนแล้ว ventricle บีบตาม มี ario-ventricular bundle รับสัญญาณกระแสไฟฟ้าระหว่างกล้ามเนื้อของ artium ไป ventricle หัวใจบีบตัวเมื่อได้รับการกระตุ้นจาก sino-atrial node เรียกว่า pace maker กระแสไฟฟ้าจะกระจายจาก sino-atrial node ไปตลอดทั่วกล้ามเนื้อของ artium โดยมี fibers ติดต่อกับ left artium ดังนั้น artium ทั้ง 2 ข้างจึงบีบตัวพร้อมกัน กระแสไฟฟ้าที่ไปถึง ario-ventricular node จะผ่านไปตาม ario-ventricular bundle และ branche ข่ายขวาลงไป purkinje network สู่กล้ามเนื้อของ ventricle ทำให้ muscle fibers ของหัวใจหดตัวพร้อมกัน

การทำงานของหัวใจเกิดขึ้นเป็นจังหวะติดต่อกัน มีการบีบตัว (systole) และคลายตัว (diastole) เกิดขึ้นสลับกันเป็นวงจรซ้ำ ๆ กันเช่นนี้เรื่อยไป โดยวงจรของการทำงานนี้จะเริ่มจากหัวใจห้องบน (atrial systole) บีบตัวก่อน การบีบตัวทำให้ความดันใน artium สูงขึ้น ลิ้น atrioventricular ทั้งสองเปิด เลือดจะไหลเข้า ventricle เมื่อเลือดไหลเข้าสู่ ventricle เต็มแล้วทำให้เกิดความดันมาที่ ventricle มีผลให้ลิ้น atrioventricular ปิด ขณะนั้น ventricles ก็หดตัวตาม ความดันใน ventricles จะสูงขึ้นอย่างรวดเร็ว จึงมีผลให้ลิ้น aortic และ pulmonic เปิด ทำให้เลือด ไหลผ่านออกสู่ภายนอกหัวใจ เมื่อหัวใจคลายตัว เลือดจะไหลเข้าสู่ artium และ ventricles จึงทำให้ลิ้น aortic และ pulmonic ปิด เพื่อป้องกันการไหลย้อนกลับของเลือดจากภายนอกหัวใจ แต่ลิ้น atrioventricular ทั้งสองจะเปิดเพื่อให้เลือดที่ artium ไหลลงสู่ ventricles พร้อมกับการบีบตัวของ artium จะทำให้เลือดไหลลงสู่ ventricles อีกครั้งหนึ่ง เหตุการณ์ดังกล่าวเป็นวงจรการทำงานของหัวใจ

2.1.5 สัญญาณเสียงหัวใจ

สัญญาณเสียงหัวใจ (Phonocardiogram) เป็นสัญญาณทางด้านการแพทย์ที่แสดงความถูกต้อง นอกจากใช้เครื่องหูฟัง ซึ่งเป็นเครื่องมือแรกที่ถูกนำมาใช้ในการฟังเสียงเต้นของหัวใจ PCG เป็นการสั่นของสัญญาณเสียงที่เกี่ยวกับหัวใจและการไหลเวียนของเลือดและแสดงเป็นการบันทึกเสียงหัวใจ การบันทึกของสัญญาณ PCG จะต้องเตรียมทรานสดิวเซอร์เพื่อเปลี่ยนสัญญาณเสียงสั่นเป็นสัญญาณทางไฟฟ้าโดยใช้ไมโครโฟน, ทรานสดิวเซอร์ความดัน ซึ่งจะวางบนหน้าอกตามตำแหน่งที่ต้องการวัดเสียงหัวใจปกติจะถูกแสดงในจังหวะการเต้นที่ปกติแต่เสียงหัวใจคนเป็นโรคก็จะแสดง ในจังหวะการเต้นที่แตกต่างจากคนปกติหรือเรียกว่าเมอร์เมอร์ (murmur) ซึ่งสัญญาณ PCG ทำให้ง่ายต่อการวินิจฉัยโรค

การเกิดของเสียงหัวใจวัฏจักรของเสียงหัวใจที่ปกติประกอบด้วย 2 เสียง เสียงแรกคือ S1 และเสียงที่ 2 คือ S2 ดังรูปประกอบที่ 2.7 แสดงสัญญาณ PCG และสัญญาณ ECG ของหัวใจปกติ S1 จะเกิดเมื่อกล้ามเนื้อ ventricle บีบตัว และสัมพันธ์กับเวลาของ QRS ในสัญญาณ ECG



รูปที่ 2.7 กราฟสัญญาณ ECG (ด้านบน) และสัญญาณ PCG (ด้านล่าง)ของหัวใจปกติ [3]

การเริ่มต้นของ S1 เกิดจากการบีบตัวของกล้ามเนื้อ ventricle ทำให้เลือดไหลไปตามลิ้น atrio-ventricular (AV) ดังภาพประกอบที่ 2.7 แสดงการเกิดของเสียงหัวใจที่ลำดับต่างๆ ของ S1 และ S2 ลำดับที่ 2 ของ S1 เริ่มเมื่อลิ้น AV เกิดการปิดตัวทำให้ลิ้น aortic และ pulmonary เปิด เลือดจะถูกดันออกไปจากหัวใจห้องล่าง ลำดับที่ 3 ของ S1 เกิดจากการสั่นของเลือดระหว่างผนังของหัวใจห้องบนและหัวใจห้องล่าง ตามด้วยลำดับที่ 4 ของ S1 เกิดจากแรงดันเลือดที่ออกอย่างรวดเร็วไป ตามหลอดเลือดแดง aorta และ pulmonary artery ซึ่งทั้งหมดนี้เป็นช่วงบีบตัว (systolic) เสียงลำดับที่ 2 คือ S2 เรียกว่าช่วงคลายตัว (diastolic) ของหัวใจห้องบนและหัวใจ ห้องล่างเกิดการไหลของเลือดจากห้องบนสู่ห้องล่าง ทำให้ลิ้น AV เกิดการเปิด สวมลิ้น aortic และ pulmonary ปิด

ในบางครั้งจะได้ยินเสียง S3 ซึ่งเกิดขึ้นเพราะหัวใจห้องล่างมีเลือดเต็มและผนังยืดขยาย ในช่วงคลายตัวการสั้นของ S3 มีความถี่ต่ำอยู่ในช่วง diastole และ S4 อาจได้ยินในบางครั้งซึ่งเกิดจากการบีบตัวของหัวใจห้องบนทำให้เลือดไหลสู่หัวใจห้องล่าง ซึ่งจากเหตุผลในข้างต้นของการเกิดเสียงทำให้เกิดการเปิดปิดวาล และทำให้เราได้ยินเสียงสั้นของหัวใจ โดยปกติแล้วความถี่สัญญาณการเต้นของหัวใจปกติเมื่อนำมาพลอตในแกนความถี่แล้วจะอยู่ในช่วง 50-200Hz และช่วงความถี่เสียงของเสียงหัวใจที่ผิดปกติจะอยู่ในช่วงที่ต่ำกว่า 1kHz ลงมา [2]

2.1.6 ความผิดปกติของเสียงที่เกิดจากโรคลิ้นหัวใจ

หากมีความผิดปกติของลิ้นหัวใจ เช่น ลิ้นหัวใจรั่วหรือปิดไม่สนิท (insufficiency) หรือลิ้นหัวใจแข็งทำให้เปิดยาก (stenosis) หรือมีความผิดปกติที่ผนัง (septum) ของหัวใจ เหล่านี้จะทำให้เกิดเสียงผิดปกติเรียกว่าเมอร์เมอร์(murmur)

เมอร์เมอร์เป็นเสียงเบาๆ ที่มีลักษณะเป็นเสียงรบกวน (noise) เกิดจากการไหลหมุนวนของเลือดหรือของไหลต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นในบริเวณใด ๆ แล้วทำให้เกิดการสั่นสะเทือนของโครงสร้างที่เกี่ยวข้องขึ้นในภาวะปกติเราจะพบการไหลเช่นนี้ได้เป็นส่วนต้นของเอออร์ตาและหลอดเลือดแดงพัลโมนารีในช่วงต้นของระยะบีบเลือดออกจากหัวใจหรือเมื่อลิ้นครึ่งทรงกลมเปิดจัดเป็นเมอร์เมอร์ระยะหัวใจบีบตัวช่วงต้น (early systolic murmur) ซึ่งได้ยินต่อจากเสียงหัวใจอันดับหนึ่งเป็นช่วงเวลาสั้น ๆ ปกติเบามาก แต่ถ้าหัวใจบีบตัวแรงและเร็วอาจได้ยินเสียงนี้ชัดเจนขึ้น อย่างไรก็ตามปกติเราแยกเสียงนี้ ออกจากเสียงหัวใจอันดับหนึ่งได้ค่อนข้างยาก เพราะดังติดต่อกันในช่วงสั้นๆ แต่ถ้าฟังบ่อยๆจนเกิดความชำนาญก็จะสามารถแยกเสียงเมอร์เมอร์ออกจากเสียงหัวใจได้

เมอร์เมอร์ที่หลอดเลือดเกิดจากการตีบของหลอดเลือดทำให้เลือดไหลผ่านบริเวณนี้ด้วยความเร็วที่สูงจนเกิดการไหลหมุนวน และการสั่นสะเทือนของผนังหลอดเลือดและโครงสร้างใกล้เคียงขึ้นสามารถตรวจสอบได้โดยวางเครื่องฟังตรวจตะบนผิวหนังบริเวณนั้น เมอร์เมอร์ที่หลอดเลือดอาจแยกได้ 2 กลุ่มคือ กลุ่มที่มีโทนของเสียงแบบเดียวคล้ายเครื่องดนตรี (musical murmur or semipure tone) และกลุ่มที่มีคลื่นเสียงหลายโทนผสมกัน (noisy murmur) การวัดความดันเลือดแบบฟังเสียงก็อาศัยหลักการบีบหลอดเลือดให้ตีบลง แล้วลดความดันของการบีบลงอย่างช้า ๆ เมื่อหลอดเลือดขยายเล็กน้อยจะได้ยินเมอร์เมอร์เนื่องจากการไหลหมุนวน

สำหรับเมอร์เมอร์ในหัวใจเกิดจากความผิดปกติของลิ้นหัวใจไมทรัลและลิ้นเอออร์ติกเป็นส่วนใหญ่ซึ่งเป็นส่วนประกอบของหัวใจด้านซ้าย ส่วนลิ้นหัวใจด้านขวาพบความผิดปกติได้น้อยกว่า ทั้งนี้เนื่องจากหัวใจด้านซ้ายทำงานมากกว่าหัวใจด้านขวา การคาดคะเนการเกิดเมอร์เมอร์ในหัวใจใช้ หลักที่ว่า “ในขณะที่หัวใจบีบตัวหรือคลายตัว ลิ้นหัวใจใดที่ควรปิดต้องปิดอย่างสนิทและลิ้นหัวใจใดควรเปิดต้องเปิดอย่างเต็มที่” ถ้าลิ้นตีบ (stenosis) หรือลิ้นรั่ว (insufficiency or regurgitation) จะทำให้มีการ ไหลอย่างรวดเร็วและหมุนวน ทำให้เกิดเมอร์เมอร์ขึ้น

2.1.7 เมอร์เมอร์ของหัวใจแบ่งได้ 3 ประเภท ดังนี้

1. เมอร์เมอร์ระยะหัวใจบีบตัว (systolic murmur) เมอร์เมอร์ระยะหัวใจบีบตัวได้ยินชัดเจนขณะที่หัวใจห้องล่างบีบตัว เสียงนี้เกิดขึ้นในระหว่างเสียงหัวใจอันดับหนึ่งและอันดับสอง ที่พบได้บ่อยมีดังนี้

1.1 ลิ้นเอออร์ติกตีบ (aortic stenosis)

ถ้าลิ้นเอออร์ติกตีบจะได้ยินเมอร์เมอร์ในขณะที่หัวใจห้องล่างบีบตัว เสียงจะดังชัดเจนในช่วงกลางระหว่างเสียงหัวใจอันดับหนึ่งและอันดับสอง เนื่องจากลิ้นเอออร์ติกตีบทำให้เปิดช่องลิ้นได้แคบลง เลือดจึงไหลผ่านด้วยความเร็วจนเกิดการหมุนวนได้เมื่อหัวใจห้องล่างซ้ายมีความดันสูงสุด ความปกติชนิดนี้จะทำให้ลิ้นพัลโมนารีปิดก่อนลิ้นเอออร์ติก ลิ้นเอออร์ติกปิดทีหลังเพราะเลือดออกจากหัวใจห้องล่างซ้ายได้ช้ากว่าหัวใจห้องล่างขวา ทำให้ความดันในหัวใจห้องล่างซ้ายลดลงได้ช้ากว่าหัวใจห้องล่างขวา

1.2 ลิ้นไมทรัลรั่ว (mitral insufficiency)

ปกติลิ้นไมทรัลจะปิดสนิทขณะหัวใจห้องล่างบีบตัว เมื่อเกิดการรั่วหัวใจห้องล่างบีบตัวมีความดันเพิ่มขึ้น เลือดจะไหลผ่านรอยรั่วไปยังหัวใจห้องบนซ้ายด้วยความรวดเร็ว เลือดที่ไหลย้อนขึ้นไปนี้จะไปชนกับเลือดที่อยู่ในหัวใจห้องบนซ้ายทำให้เกิดการหมุนวนและเมอร์เมอร์ขึ้น ความปกตินี้ทำให้ได้ยินเสียงเมอร์เมอร์ค่อนข้างสม่ำเสมอตลอดระยะบีบเลือดออกจากหัวใจและไม่สามารถแยกเสียงหัวใจอันดับหนึ่งและอันดับสองออกจากกันได้อย่างเด่นชัด แต่ภาวะนี้ทำให้ได้ยินเสียงหัวใจอันดับสามชัดเจนขึ้น เนื่องจากมีปริมาณเลือดในหัวใจห้องบนซ้ายไหลลงหัวใจห้องล่างซ้ายมากขึ้นเมื่อหัวใจห้องล่างคลายตัว ทั้งนี้เพราะหัวใจห้องบนซ้ายได้รับเลือดมากขึ้นจากการไหลย้อนไปจากหัวใจห้องล่างซ้าย ดังกล่าวแล้ว

1.3 ความบกพร่องของผนังประจันหัวใจห้องล่าง (ventricular septal defect)

ถ้าผนังประจันของหัวใจห้องล่างรั่วขณะหัวใจห้องล่างบีบตัวเลือดจะไหลจากหัวใจห้องล่างซ้ายผ่านรอยรั่วไปยังหัวใจห้องล่างขวาเพราะความดันในหัวใจห้องล่างซ้ายสูงกว่าความดันในหัวใจห้องล่างขวาเลือดไหลผ่านรอยรั่วด้วยความเร็วและกระทบกับเลือดในห้องตรงข้ามทำให้เกิดการไหลหมุนวนและเมอร์เมอร์ขึ้นในภาวะนี้จะได้ยินเสียงหัวใจอันดับสองแยกเป็นเอสสองและพีสองอย่างชัดเจนเนื่องจากลิ้นเอออร์ติกปิดเร็วเพราะเลือดไหลออกจากหัวใจได้เร็วและปริมาณมากคือไหลได้ทั้งทางเอออร์ตาและหัวใจห้องล่างขวาส่วนลิ้นพัลโมนารีปิดช้ากว่าปกติเพราะมีเลือดที่ต้องบีบออกไปมากขึ้น

นอกจากความผิดปกติทั้งสามแล้ว ลิ้นหัวใจห้องล่างขวาอาจมีความผิดปกติและทำให้เกิดเมอร์เมอร์ได้ในทำนองเดียวกัน แต่อาจมีความดังเบากว่าเพราะความดันและแรงบีบตัวของหัวใจด้านขวาน้อยกว่าหัวใจด้านซ้ายมาก

2. เมอร์เมอร์ระยะหัวใจคลายตัว (diastolic murmur)

เมอร์เมอร์ระยะหัวใจคลายตัว ได้ยินชัดเจนในช่วงที่หัวใจห้องล่างคลายตัวรับเลือดจากหัวใจห้องบนซึ่งอยู่หลังช่วงเวลาที่ได้ยินเสียงหัวใจอันดับหนึ่งและสอง ความผิดปกติที่พบบ่อยมีดังนี้

2.1 ลิ้นไมทรัลตีบ (mitral stenosis)

ปกติขณะหัวใจห้องล่างคลายตัวลิ้นไมทรัลจะเปิด ถ้าเกิดการตีบจะทำให้เปิดได้ช้าและแคบเลือดจึงไหลผ่านช่องลิ้นที่แคบนี้ด้วยความเร็วจนเกิดเมอร์เมอร์ขึ้น เราได้ยินเมอร์เมอร์นี้ได้ชัดเจนหลังเสียงหัวใจอันดับสองเล็กน้อยและได้ยินต่อเนื่องจนได้ยินเสียงหัวใจอันดับหนึ่งของรอบทำงานของหัวใจรอบถัดไป

2.2 ลิ้นเอออร์ติกรั่ว (aortic insufficiency)

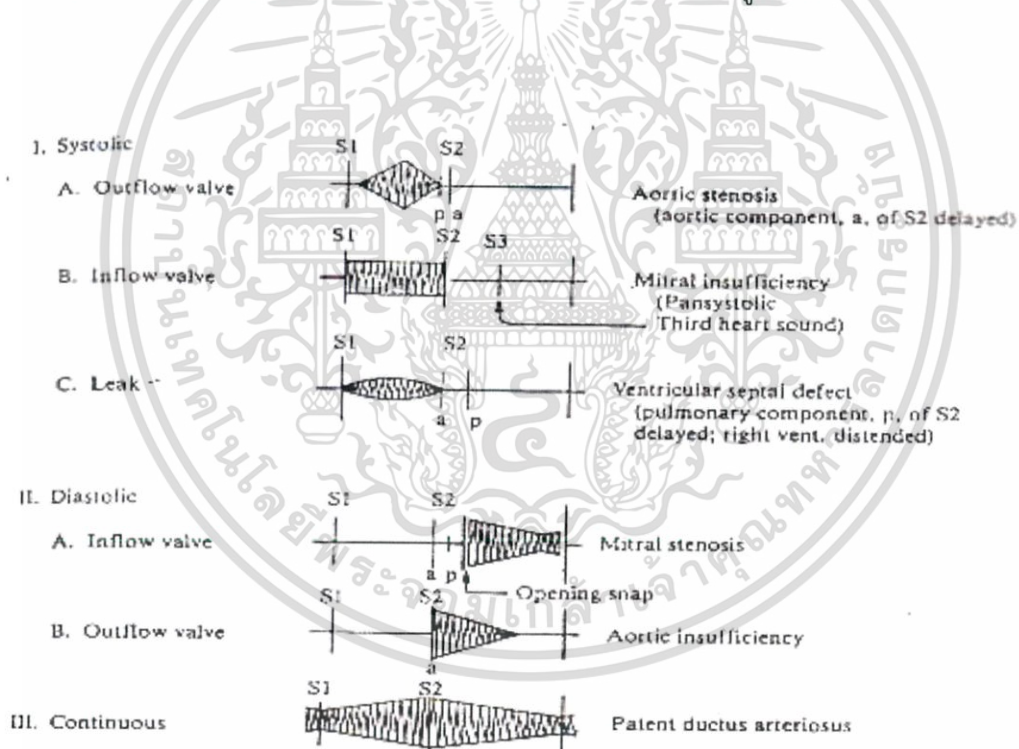
ปกติขณะหัวใจห้องล่างคลายตัวลิ้นเอออร์ติกต้องปิดสนิท ถ้าเกิดการรั่วขณะหัวใจห้องล่างคลายตัว ความดันเลือดในเอออร์ตาซึ่งสูงกว่าความดันในหัวใจห้องล่างซ้ายจะดันให้เลือดไหลย้อนเข้าหัวใจผ่านรอยรั่วนี้ด้วยความเร็ว และไปกระทบกับเลือดที่ค้างอยู่ในหัวใจห้องล่างซ้าย การเปลี่ยนแปลงทำให้เลือดไหลหมุนวนและเกิดเมอร์เมอร์ขึ้น เราจะได้ยินเมอร์เมอร์ชนิดนี้ต่อเนื่องจากเสียงหัวใจอันดับสองไปสักครู่หนึ่งจึงหายไปไม่ได้ดังต่อเนื่องจนได้ยินเสียงเสียงหัวใจอันดับอื่กรอบ ทั้งนี้เนื่องจากเลือดไหลย้อนกลับหัวใจได้น้อยลงอันเป็นผลจากการที่ความดันเลือดในเอออร์ตาลดลงเข้าใกล้ความดันในหัวใจห้องล่างซ้ายมากขึ้น ส่วนความผิดปกติของลิ้นหัวใจด้านล่างขวาพบได้เล็กน้อยแต่ถ้ามีความผิดปกติขึ้นก็จะได้ยิน

เมอร์เมอร์ในทำนองเดียวกันกับที่กล่าวมาแล้ว เพียงแต่เสียงที่เกิดขึ้นอาจมีความดังและช่วงเวลาน้อยกว่าที่พบในหัวใจด้านซ้ายด้วยเหตุผลดังกล่าวก่อนหน้านี้

3. เมอร์เมอร์ต่อเนื่อง (continuous murmur)

ในบางกรณีเราสามารถได้ยินเมอร์เมอร์ในหัวใจได้อย่างต่อเนื่อง โดยไม่สามารถแยกเสียงหัวใจออกเป็นอันดับต่าง ๆ ได้อย่างชัดเจน ความผิดปกติที่สำคัญ ได้แก่ เด็กที่มีหลอดเลือดดักต์อาร์เทอริโอซิส (ductus arteriosus) ซึ่งเชื่อมหลอดเลือดแดงพัลโมนารีกับเอออร์ตา ส่วนที่โค้งลงไปยังช่องท้อง หลอดเลือดเชื่อมนี้มีในพีตัสและปกติจะตีบและฝ่อหายไปเมื่อคลอดจากครรภ์มารดา ถ้าหลอดนี้ไม่ฝ่อหายไปจะทำให้เลือดจากเอออร์ตาไหลย้อนเข้าสู่ปอดอยู่ตลอดเวลา เนื่องจากความดันเลือดในเอออร์ตาสูงกว่าความดันในปอดมาก เลือดที่ไหลย้อนนี้มีความเร็วทำให้เกิดการหมุนวนและเมอร์เมอร์ขึ้นตลอดเวลา

ซึ่งจากที่กล่าวมาสามารถแยกประเภทของการเกิดเมอร์เมอร์ได้ดังรูป 2.8



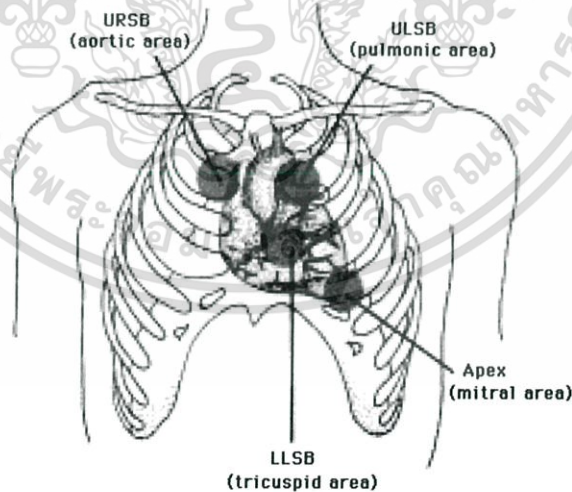
รูปที่ 2.8 เมอร์เมอร์ประเภทต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นในรอบการทำงานของหัวใจ [3]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากการศึกษาพบว่า กราฟเสียงเต้นหัวใจของผู้ป่วยโรคหัวใจแต่ละประเภทจะมีคุณลักษณะที่ต่างกักัน ดังนั้นข้อมูลจากการวิเคราะห์กราฟเสียงเต้นหัวใจจึงสามารถนำมาใช้ในการวิเคราะห์หาผู้ป่วยที่เป็นโรคลิ้นหัวใจรั่วได้

2.1.8 การฟังเสียงหัวใจ จะฟัง 4 ตำแหน่ง แสดงดังรูปที่ 2.9

- ตำแหน่งที่ 1 Aortic Valvular Area อยู่ที่ช่องซี่โครงที่ 2 ขีดกับขอบขวาของกระดูกสันอก (Strenum) เป็นเสียงที่เกิดจากลิ้นหัวใจ Aortic เพราะหลอดเลือด Aorta เมื่อออกจาก Left Ventricle จะโค้งย้อนไปทางด้านหลังแต่ส่วนที่อยู่ใกล้กับผนังหน้าอกคือบริเวณนี้ โดยลิ้นหัวใจ Aortic นี้เป็นต้นตอของเสียงที่ 2 ฉะนั้นจึงฟังเสียงที่ 2 ของหัวใจได้ชัดเจนในบริเวณนี้
- ตำแหน่งที่ 2 Pulmonary Valvular Area อยู่ช่องซี่โครงที่ 2 ขีดกับขอบซ้ายของกระดูกสันอกเป็นเสียงที่เกิดจากลิ้นหัวใจ Pulmonary กลไกการเกิดก็เป็นทำนองเดียวกับ Aortic Valvular Area
- ตำแหน่งที่ 3 Tricuspid Valvular Area อยู่บริเวณด้านซ้ายของลิ้นปี่ ตรงช่องซี่โครงที่ 4 ตำแหน่งนี้วัดสัญญาณเสียงที่เกิดจากลิ้นหัวใจ Tricuspid ได้ชัดเจนเพราะเสียงที่เกิดขึ้นนี้จะกระจายตามผนังของเวนตริเคิลขวาซึ่งขีดกับผนังหน้าอกบริเวณนี้
- ตำแหน่งที่ 4 Mitral Valvular Area อยู่ตำแหน่งของ Apex อยู่ช่องซี่โครงที่ 5 เสียงที่ฟังได้ชัดเจนบริเวณนี้คือเสียงที่ 1 โดยเสียงที่ได้ยินเป็นเสียงที่เกิดจากลิ้นหัวใจ Mitral จะได้ยินชัดเจนที่สุดทั้งนี้เพราะเมื่อเสียงเกิดจากลิ้นนี้จะกระจายออกมาตามอวัยวะที่แข็งคือ เวนตริเคิลซ้าย เพื่อออกมาภายนอก ดังนั้นจะได้ยินเสียงชัดเจนตรง ApexBeat นอกจากนี้ต้นตอของเสียงที่ 1 เกิดจากลิ้นหัวใจ Mitral เป็นส่วนใหญ่ ดังนั้นตำแหน่งนี้จึงฟังได้ชัดเจน



รูปที่ 2.9 ตำแหน่งต่างๆใช้ฟังเสียงการเต้นของหัวใจ [2]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

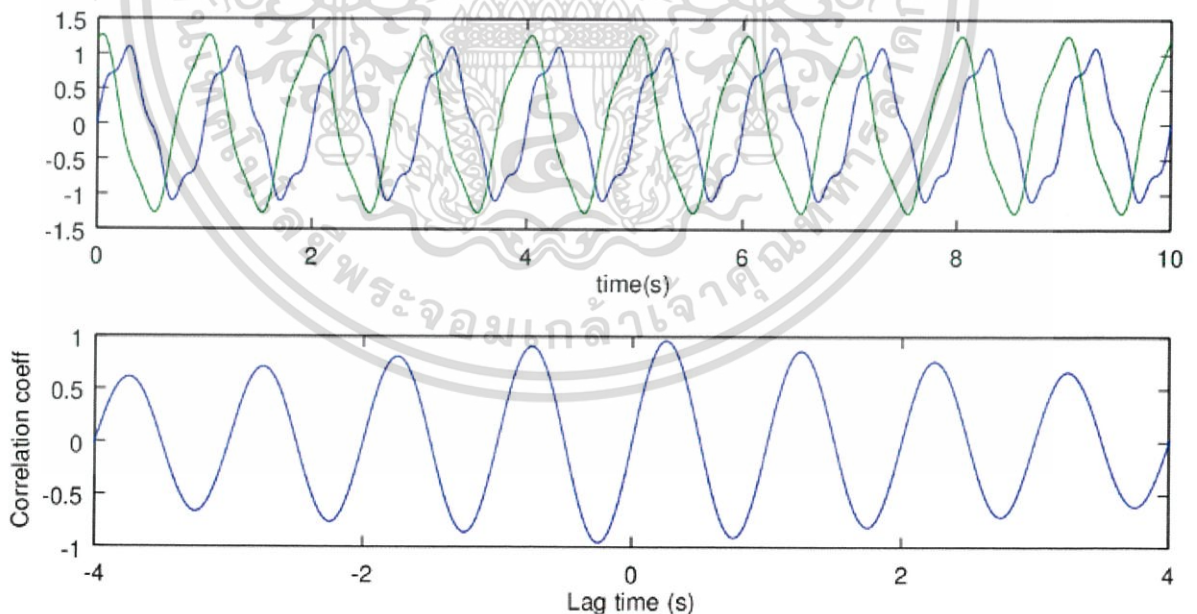
2.2 ทฤษฎีที่นำมาใช้ในการวิเคราะห์

2.2.1 ครอสคอร์รีเลชัน (Cross Correlation)

การครอสคอร์รีเลชันเป็นเครื่องมือที่ใช้ตรวจสอบความสัมพันธ์ของสองสัญญาณว่ามีความคล้ายกันมากน้อยเพียงใด [4] ซึ่งนิยามได้ดังสมการที่ 2-1

$$R(T) = V(\tau)W^*(t - \tau) \quad (2-1)$$

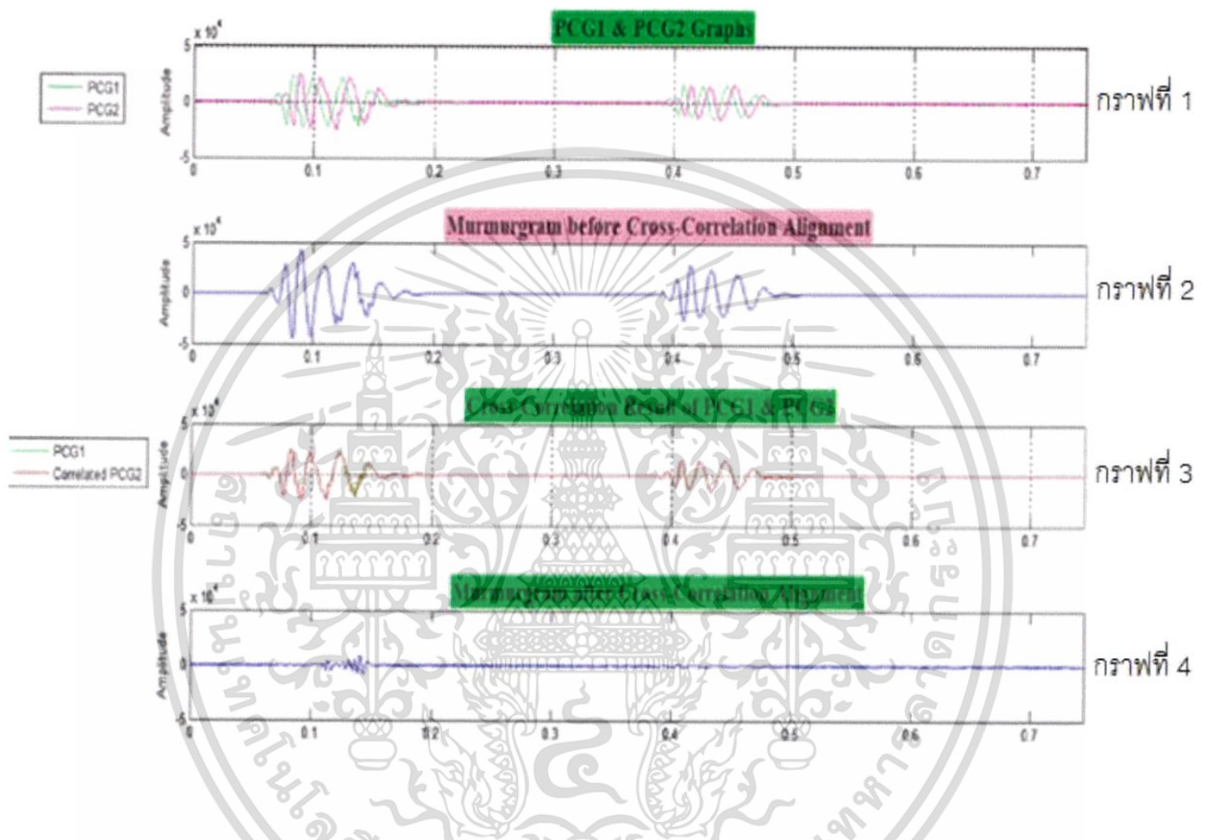
จะเห็นว่าครอสคอร์รีเลชันก็คือการหาค่าเฉลี่ยของผลคูณระหว่างสัญญาณที่หนึ่ง $v(t)$ กับคอนจูเกตของ สัญญาณที่สองที่ถูกเลื่อนเวลาไป τ คือ $W^*(-t)$ เป็นการหาว่าสัญญาณทั้งสองมีความสัมพันธ์คือเหมือนกันมากน้อยแค่ไหน กล่าวคือถ้าสัญญาณที่มีความสัมพันธ์กันมากก็จะมีค่าคอร์รีเลชันสูงในขณะที่ถ้ามีความสัมพันธ์กันน้อยครอสคอร์รีเลชันนี้ก็จะต่ำ ซึ่งแสดงโดยกราฟดังรูปที่ 2.10 จะเห็นได้ว่าค่าครอสคอร์รีเลชันจะมีค่าที่เปลี่ยนแปลงตามเวลาใดๆซึ่งค่าที่เปลี่ยนแปลงนี้เกิดจากการเลื่อนของสัญญาณชุดที่สองเพื่อหาความสัมพันธ์กับสัญญาณชุดที่หนึ่ง ซึ่งค่าครอสคอร์รีเลชันจะมีค่ามากที่สุดเมื่อเวลาที่สัญญาณทั้งสองซ้อนทับกันมากที่สุดหรือมีความสัมพันธ์กันมากที่สุด



รูปที่ 2.10 กราฟความสัมพันธ์ของทั้งสองสัญญาณโดยใช้การครอสคอร์รีเลชัน [4]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และจากคุณสมบัติข้างต้นเราสามารถนำค่าครอสคอร์รีเลชันนี้มาหาตำแหน่งเวลาที่ทั้งสัญญาณทั้งสองมีความคล้ายคลึงกันมากที่สุดโดยอาศัยการอิงจากเวลาที่ค่าครอสคอร์รีเลชันมีค่ามากที่สุด ซึ่งจากคุณสมบัตินี้เราจึงสามารถนำมาใช้เป็นเครื่องมือในการเลื่อนตำแหน่งคาบสัญญาณการเต้นของหัวใจทั้งสองคาบให้ตรงกันเพื่อตรวจหาเมอร์เมอร์ของหัวใจได้ แสดงดังรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.11 ขั้นตอนการครอสคอร์รีเลชันและการหาค่าค่าของทั้งสองคาบสัญญาณการเต้นของหัวใจ [4]

จะเห็นได้ว่ารูปที่ 2.11 (กราฟที่ 1) จะแสดงคาบสัญญาณการเต้นของหัวใจของทั้งสองสัญญาณซึ่งมีตำแหน่งที่ไม่ตรงกัน จากนั้นเมื่อเราทำการครอสคอร์รีเลชันปรับตำแหน่งของสัญญาณทั้งสองดังรูปที่ 2.11 (กราฟที่ 3) และจากนั้นทำการหาค่าค่าสัญญาณ s_1 และ s_2 ของทั้งสองสัญญาณที่มีตำแหน่งตรงกันดังรูปที่ 2.11 (กราฟที่ 4) ซึ่งจากกราฟจะเห็นได้ว่าเมื่อสัญญาณ s_1 และ s_2 หักล้างไปแล้วไม่เกิดแอมพลิจูดของสัญญาณที่เป็นเมอร์เมอร์เกิดขึ้นจึงสรุปได้ว่าสัญญาณเสียงที่ได้ไม่ใช่เสียงเต้นของหัวใจที่เป็นโรคลิ้นหัวใจรั่ว

2.2.2 ทฤษฎีการแปลงฮิลเบิร์ต (Hilbert transform)

การแปลงฮิลเบิร์ตเป็นเทคนิคที่มีประโยชน์ที่ใช้คำนวณค่าขณะใดขณะหนึ่งของสัญญาณ โดยเฉพาะอย่างยิ่งในการคำนวณค่าขณะใดขณะใดขณะหนึ่งของขนาดและความถี่ของสัญญาณ [6] ซึ่งค่าขนาดสัญญาณขณะใดขณะหนึ่งคือค่าขนาดของสัญญาณที่อยู่ในรูปจำนวนเชิงซ้อนและค่าความถี่ขณะใดขณะหนึ่งจะอยู่ในรูปอัตราการเปลี่ยนแปลงของมุมเฟสสัญญาณ ซึ่งจะสามารถหาความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ 2-2

$$H(u(t)) = \lim_{\epsilon \rightarrow 0} \frac{1}{\pi} \int_{|s-t|}^{\infty} \frac{u(s)}{t-s} ds \quad (2-2)$$

ซึ่งหนึ่งในประโยชน์ของการแปลงฮิลเบิร์ตคือการใช้เพื่อวิเคราะห์สัญญาณหรือวิธีที่เรียกว่า Analytic Signal. คือการนำสัญญาณตัวอย่าง $s(t)$ และสัญญาณที่ผ่านการแปลงฮิลเบิร์ต $\hat{s}(t)$ ไปคิดคำนวณผ่านสมการจำนวนเชิงซ้อนได้ดังสมการที่ 2-3 หรือ 2-4

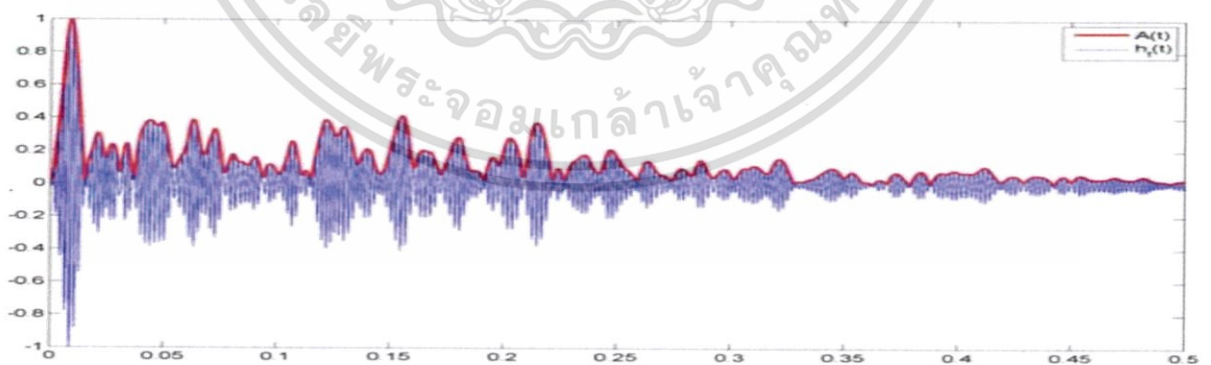
$$s_A(t) = s(t) + js^{\wedge}(t) \quad (2-3)$$

$$s_A(t) = A(t)e^{j\varphi(t)} \quad (2-4)$$

$A(t)$ คือ ค่าขนาดของสัญญาณขณะใดขณะหนึ่ง

$\varphi(t)$ คือ ค่ามุมเฟสขณะใดขณะหนึ่ง

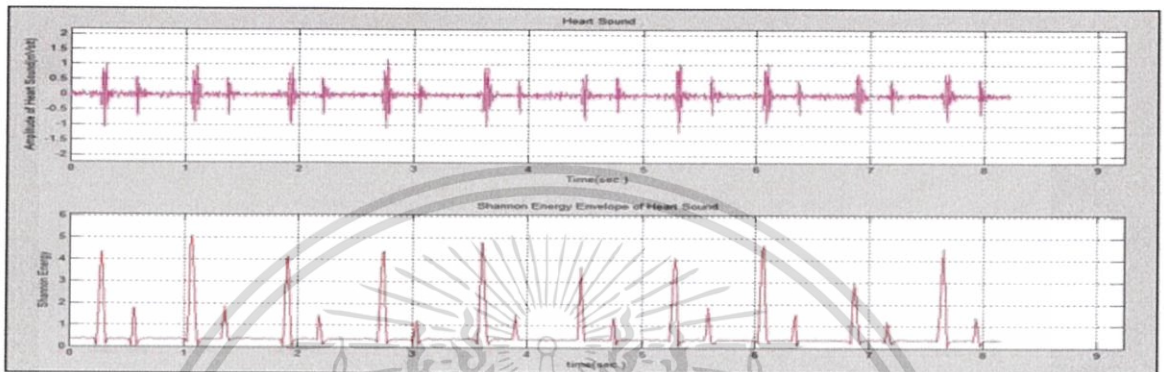
ซึ่งเราสามารถได้ประโยชน์จากการหาค่าขนาดของสัญญาณขณะใดขณะหนึ่งได้มากมาย โดยเฉพาะการนำมาใช้เพื่อจับกรอบของสัญญาณ ดังรูปที่ 2.12



รูปที่ 2.12 ตัวอย่างกราฟสัญญาณที่ถูกจับกรอบด้วยวิธีการแปลงฮิลเบิร์ต [6]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซึ่งเราได้นำเทคนิคการแปลงฮิลเบิร์ตเพื่อมาใช้ในการจับกรอบของสัญญาณเสียงต้นของหัวใจเพื่อทำให้สัญญาณนั้นง่ายต่อการวิเคราะห์ สัญญาณที่ผ่านการจับกรอบจะสามารถแยกตำแหน่ง s1 และ s2 ของเสียงได้ชัดเจนกว่าสัญญาณดั้งเดิม ทำให้เราสามารถที่จะตรวจสอบระยะเวลาห่างคาบของสัญญาณได้แม่นยำขึ้น ดังแสดงดังรูปที่ 2.13



รูปที่ 2.13 กราฟสัญญาณการเต้นของหัวใจดั้งเดิมและกราฟสัญญาณที่ผ่านการจับกรอบ

2.3 โปรแกรม Matlab

Matlab เป็น ภาษาคอมพิวเตอร์ระดับสูงที่มาพร้อมด้วยสภาพแวดล้อมการทำงานเชิงโต้ตอบ(คล้ายเครื่องคิดเลข) ซึ่งสามารถคำนวณคณิตศาสตร์ที่ซับซ้อนได้อย่างรวดเร็วมากกว่าภาษาคอมพิวเตอร์สมัยก่อน เช่น ภาษา C, C++ หรือ Fortran

Matlab เป็นภาษาคอมพิวเตอร์ระดับสูงที่ใช้สำหรับคำนวณเชิงตัวเลข (Numerical Computing: อธิบายด้านล่าง) แสดงผลกราฟฟิก และเขียนแอฟพลเคชั่น ทำให้เราสามารถคำนวณผลลัพธ์ พัฒนาอัลกอลิทึม สร้างแบบจำลอง และแอฟพลเคชั่นได้ง่ายและรวดเร็วมาก ภายในตัว Matlab ประกอบ ด้วยภาษาคอมพิวเตอร์ ทูลบ็อกซ์ (Toolbox: กลุ่มฟังก์ชันสำเร็จรูปในแต่ละสาขาวิชา) และฟังก์ชันพื้นฐานจำนวนมาก ทำให้การวิเคราะห์ทำได้หลากหลายวิธี พร้อมกับคำตอบที่รวดเร็วกว่าโปรแกรมตารางคำนวณ (Spreadsheet) หรือภาษาคอมพิวเตอร์สมัยก่อน เช่น C, C++, Fortran, Java และอื่นๆ

คุณสามารถนำ Matlab ไปประยุกต์ใช้งานได้หลายสาขามาก ทั้ง การประมวลผลสัญญาณ (Signal Processing) การสื่อสาร (Communication) การประมวลผลภาพและวิดีโอ (Image and

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Video Processing) ระบบควบคุม (Control System) การวัดและควบคุม (Instruments and Control) การคำนวณทางเศรษฐศาสตร์ (Economic) การคำนวณทางชีววิทยา (Biology) และอื่นๆ มีนักวิทยาศาสตร์และวิศวกรหลายล้านคนทั้งในแวดวงการศึกษาและอุตสาหกรรมที่ใช้ Matlab ในการคำนวณเชิงตัวเลข

2.3.1 ชนิดของซอฟต์แวร์คำนวณคณิตศาสตร์ด้วยคอมพิวเตอร์

การคำนวณคณิตศาสตร์ด้วยคอมพิวเตอร์สามารถทำได้หลายแนวทาง เช่น การเขียนโปรแกรมด้วยภาษาคอมพิวเตอร์ทั่วไป เช่น ภาษา C, Fortran หรืออื่นๆ สำหรับคำนวณสมการนั้นๆ หรือใช้โปรแกรมเฉพาะทาง มีทั้งที่ทำการค้า เช่น Matlab, Mathcad, Mathematica, Maple เป็นต้น และโปรแกรมที่ใช้งานได้ฟรี เช่น Scilab, Octave เป็นต้น โดยแบ่งออกตามลักษณะการใช้งานได้ 2 วิธีคือ

1. Numerical Computing (Technical Computing) เป็นการคำนวณคณิตศาสตร์เชิงตัวเลข คือ แทนค่าตัวแปรด้วยตัวเลขแล้วให้โปรแกรมคำนวณคำตอบเป็นตัวเลข ซอฟต์แวร์ที่คนนิยมใช้กันมาก คือ Matlab และ Scilab

2. Symbolic Computing เป็นการคำนวณคณิตศาสตร์เชิงตัวแปร คือ ป้อนสมการที่ติดค่าตัวแปรไว้แล้วให้โปรแกรมคำนวณหาคำตอบที่อยู่ในรูปสมการตัวแปร โปรแกรมสำคัญที่คนนิยมใช้กันคือ Mathematica, Maple, Mathcad

2.3.2 การสร้างแอปพลิเคชันหรือฟังก์ชันเฉพาะงาน โดยเขียนโปรแกรม m-file

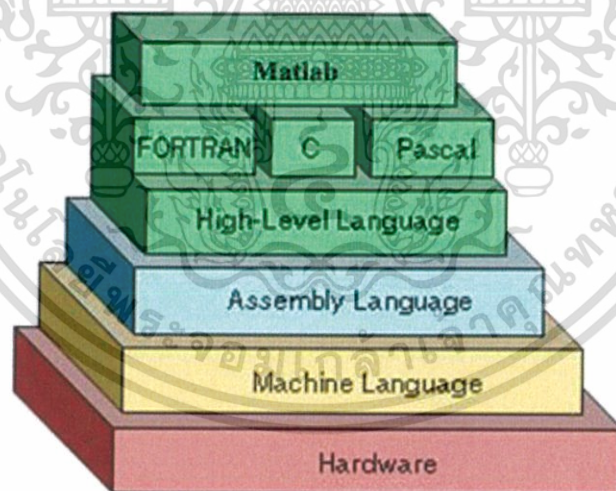
การเขียนฟังก์ชันเพิ่มเติมให้กับ Matlab ด้วยภาษา Matlab เราเคยรู้กันว่า ถ้าอยากเขียนโปรแกรมหรือสร้างแอปพลิเคชันบนวินโดวส์ไว้ใช้งานเอง เราก็ใช้ภาษาซีสำหรับวินโดวส์เขียนได้ ถ้าอยากได้แอปพลิเคชันที่รันบนลินุกซ์เราก็สามารถใช้ภาษาซีสำหรับลินุกซ์สร้างได้ เช่นเดียวกันถ้าเราอยากได้ฟังก์ชันหรือซอฟต์แวร์ที่ทำงานบน Matlab เราก็ต้องใช้ภาษา Matlab เพราะรองรับการเขียนไฟล์นามสกุล m-file แอปพลิเคชันหรือฟังก์ชันบน Matlab แบ่งออกได้ 2 แบบ คือ ฟังก์ชันกับสคริปต์

1. ฟังก์ชัน เป็น m-file ที่ต้องป้อนตัวแปรอินพุตหรือรับค่าจากเอาต์พุตในการทำงาน นั่นคือ ส่วนใหญ่ฟังก์ชันใน Matlab เราจะเรียกเพื่อการคำนวณเท่านั้น เช่น `det()` เป็นฟังก์ชันสำเร็จรูปใน Matlab สำหรับคำนวณค่าดีเทอร์มิแนนต์ (Determinant) ของเมตริกซ์ เมื่อเรียกใช้เราต้องใส่ค่าตัวแปรเมตริกซ์ที่ต้องการคำนวณไว้ในวงเล็บ ส่วนคำตอบจะกำหนดตัวแปรเพื่อรับค่าหรือไม่ก็ได้ เพราะ Matlab กำหนดตัวแปร `ans` เพื่อรับคำตอบบน Command Windows โดยอัตโนมัติอยู่แล้ว

2. สคริปต์ เป็น m-file ที่รวมคำสั่งหรือฟังก์ชันต่างๆ เข้าไว้ด้วยกัน เพื่อทำงานอย่างใดอย่างหนึ่งโดยเฉพาะ สะดวกในการทำซ้ำ เพียงแค่เรียกชื่อสคริปต์ของคุณบน Command Windows เท่านั้นคำสั่งในสคริปต์ก็จะทำงาน ส่วนใหญ่มักเป็นแอปพลิเคชันไว้ใช้งานของใครของมัน เช่น สคริปต์พล็อตรูป Sine

2.3.3 ภาษาคอมพิวเตอร์ระดับสูงและส่วนประกอบต่างๆ Matlab

ก่อนจะไปใช้งาน MATLAB เราลองมาเข้าใจคำว่าภาษาระดับสูงสำหรับเขียนโปรแกรม (High Level programming Language) ว่ามีลักษณะอย่างไร และในซอฟต์แวร์สำหรับคำนวณเชิงตัวเลขที่นิยมกัน เช่น MATLAB, Scilab, Octave และอื่นๆ ก็เป็นภาษาระดับสูงคล้ายๆ กัน นั่นคือ เมื่อเข้าใจ Matlab สามารถใช้งานของฟรีเช่น Scilab และ Octave ได้ง่าย ตอนนี้จะให้ภาพรวมภาษา Matlab ส่วนประกอบหลักของโปรแกรม และการใช้ Matlab เพื่อการคำนวณเชิงเทคนิคในงานวิจัยและการสร้างนวัตกรรม ซึ่งสามารถแสดงบล็อกไดอะแกรมได้ดังรูป 2.14



รูปที่ 2.14 บล็อกไดอะแกรมภาษาระดับสูงสำหรับการเขียนโปรแกรม [7]

อธิบายโดยสรุปได้ว่า ภาษาคอมพิวเตอร์ระดับสูง เป็น ภาษาทางการโปรแกรม เช่น ซี ฟอแทรน หรือ ปาสคาล นั้นทำให้โปรแกรมเมอร์เขียนโปรแกรมที่สะดวกและไม่เป็นอิสระจากฮาร์ดแวร์ของคอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

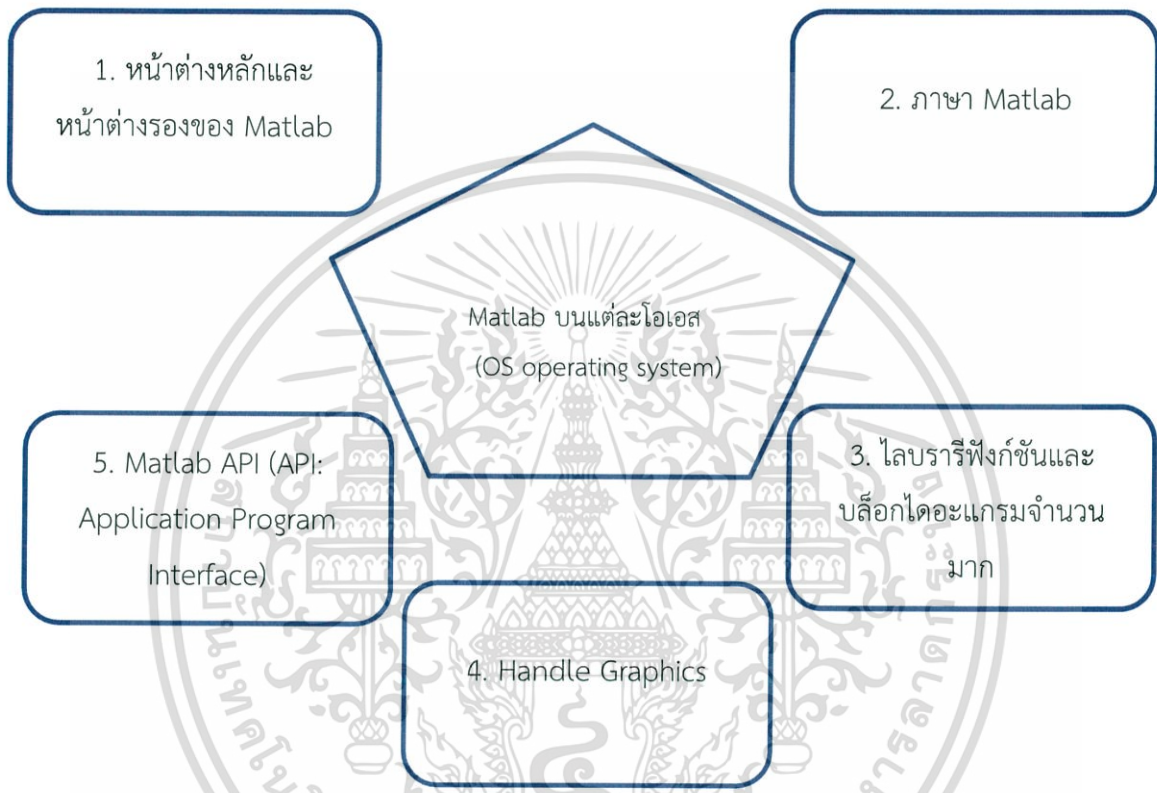
นั่นคือ ภาษาคอมพิวเตอร์เป็นการพิจารณาเป็นระดับสูง เนื่องจากเข้าสู่ภาษามนุษย์แะอนาคคนจากภาษาเวอร์ซวล แตกต่างจากภาษาแอสแซมบลีที่เป็นภาษาระดับล่าง (Low-Level) เนื่องจากสิ่งเหล่านี้ใกล้เคียงกับภาษาเครื่องประโยชน์หลักของภาษาระดับสูงมากกว่าภาษาระดับล่างคืออ่านง่ายกว่า และน่าเชื่อถือที่สุดท้ายโปรแกรมที่ถูกเขียนขึ้นจากภาษาระดับสูงจะถูกแปลเป็นภาษาเครื่องโดยตัวคอมไพเลอร์หรืออินเตอร์พรีเตอร์ภาษาระดับสูงได้ออกแบบในยุค 1950 ปัจจุบันภาษาระดับสูงมีมากมาย และแตกต่างกันออกไป ประกอบด้วย Ada Algol Basic Cobol c++ fortran lisp pascal และ Prolog ภาษาระดับสูงที่ออกพัฒนาออกมาเรื่อยๆ จะเพิ่มการโต้ตอบด้วยรูปภาพ การขับเคลื่อนด้วยเหตุการณ์ (Event-Drive) เพื่อให้เขียนโปรแกรมที่ตอบสนองผู้ใช้ได้อย่างสวยงาม มีประสิทธิภาพ และรวดเร็ว สิ่งที่ต้องจำไว้คือ Matlab เป็นภาษาใกล้เคียงภาษามนุษย์ ดังนั้น คำสั่งต่างๆ ก็ใกล้เคียงกับภาษาอื่นมาก เช่น ภาษาซี ทำให้คุณสามารถศึกษาการเขียนโปรแกรมได้ง่าย ชื่อฟังก์ชันสื่อความหมายชัดเจน ยังมีพื้นฐานการเขียนโปรแกรมแล้วมาเขียนแอปพลิเคชันบน Matlab ยิ่งง่ายไปอีก



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.4 ส่วนประกอบสำคัญของ MATLAB

Matlab ได้ออกแบบมาเพื่อสนับสนุนการทำงานของผู้ใช้อยู่ 5 ส่วน เพื่อช่วยในการวิเคราะห์ข้อมูล แสดงผลข้อมูล เชื่อมต่อกับสิ่งต่างๆ ภายนอกได้อย่างรวดเร็วและมีประสิทธิภาพสูงสุดดังรูปที่ 2.15



รูปที่ 2.15 ส่วนประกอบภายในของ Matlab [7]

1. หน้าต่างหลักและหน้าต่างรองของ Matlab หรือที่เรียกกันว่า Matlab Desktop Environment ช่วยให้ผู้ใช้งานได้ง่ายและรวดเร็วมากยิ่งขึ้น ในส่วนนี้ประกอบด้วยชุดเครื่องมือที่ช่วยให้เราสามารถใส่ฟังก์ชันและไฟล์ต่างๆ ด้วยเครื่องมือแบบรูปภาพ (GUI) ประกอบด้วยหน้าต่างย่อย Current Folder, Command Windows, Command History และ Workspace

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. ภาษา Matlab ใช้สำหรับเขียนแอปพลิเคชันหรือฟังก์ชันของตนเอง ไว้ใช้งาน โดยเฉพาะ Matlab เวอร์ชัน 2013a มีแอปพลิเคชันให้ดาวน์โหลดเพิ่มเติมได้ฟรีบนเว็บไซต์ www.mathworks.com โดยใช้ Matlab Editor เขียนในรูปฟังก์ชัน m-file พร้อมเครื่องมือตรวจสอบบั๊กในโปรแกรม

3. โลบรารีฟังก์ชันและบล็อกไดอะแกรมจำนวนมากและครอบคลุมหลายสาขาวิชา ส่วนนี้จะรวบรวมฟังก์ชัน m-file หรือ mdl ของ Simulink เป็นไฟล์ย่อยๆ ไว้ โดยแต่ละไฟล์จะเป็นไฟล์ที่สร้างขึ้นมาเพื่อใช้กำหนดลักษณะในการคำนวณ เราเรียกว่า อัลกอริทึม (Algorithms) แบบต่างๆ เริ่มจากฟังก์ชันง่ายๆ เช่นการบวก ฟังก์ชันตรีโกณมิติพื้นฐาน เช่น sine, cos, tan ไปจนถึงฟังก์ชันที่มีความซับซ้อนมีขั้นตอนในการคำนวณมากๆ เช่นการหาอินเวอร์สของเมตริกซ์ การหาค่าสมการเชิงซ้อน หรือการหารูทโลคัส เป็นต้น

ส่วนนี้ประกอบด้วยฟังก์ชันพื้นฐาน เช่น บวกลบ คูณ หาร sine, cost, log, x^2 และฟังก์ชันเฉพาะสาขาวิชา ซึ่งเราเรียกว่าทูลบ็อกซ์ (Toolbox) เช่น Control System, Bioinformatic, Signal Processing, Fuzzy Logic, Aerospace, Image Processing, Econometrics และอื่นๆ

4. Handle Graphics เป็นโลบรารีฟังก์ชันใน Matlab สำหรับแสดงผลข้อมูลเป็นกราฟฟิก รูปภาพ เสียง วิดีโอ พร้อมด้วย โลบรารี Guide เป็นเครื่องมือสำหรับสร้างแอปพลิเคชันแบบ GUI (Graphical User Interface) โดยเลียนแบบการเขียนโปรแกรมจาก Visual Basic ดังนั้นทำให้คุณสามารถนำอัลกอไปพัฒนาแอปพลิเคชันบน Matlab เพื่อใช้งานเองหรือแจกจ่ายได้อย่างรวดเร็ว

5. Matlab API (API: Application Program Interface) เป็นส่วนติดต่อกับภาษาคอมพิวเตอร์อื่นๆ โปรแกรมภายนอก นามสกุลไฟล์ต่างๆ และสามารถพัฒนาให้เชื่อมต่อกับฮาร์ดแวร์ได้ง่าย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การออกแบบและการจัดทำปฏิญญานิพนธ์

ในส่วนของโครงการนี้การออกแบบและสร้างชิ้นงานนั้นจะนำทฤษฎีจากบทที่ 2 มาใช้เป็นความรู้พื้นฐาน โดยเนื้อหาในบทนี้จะกล่าวถึงภาพรวมในการออกแบบระบบซึ่งมีทั้งในส่วนของฮาร์ดแวร์ ซอฟต์แวร์ และอธิบายรายละเอียดวิธีการต่างๆที่ใช้ในการสร้างและออกแบบระบบในแต่ละส่วน

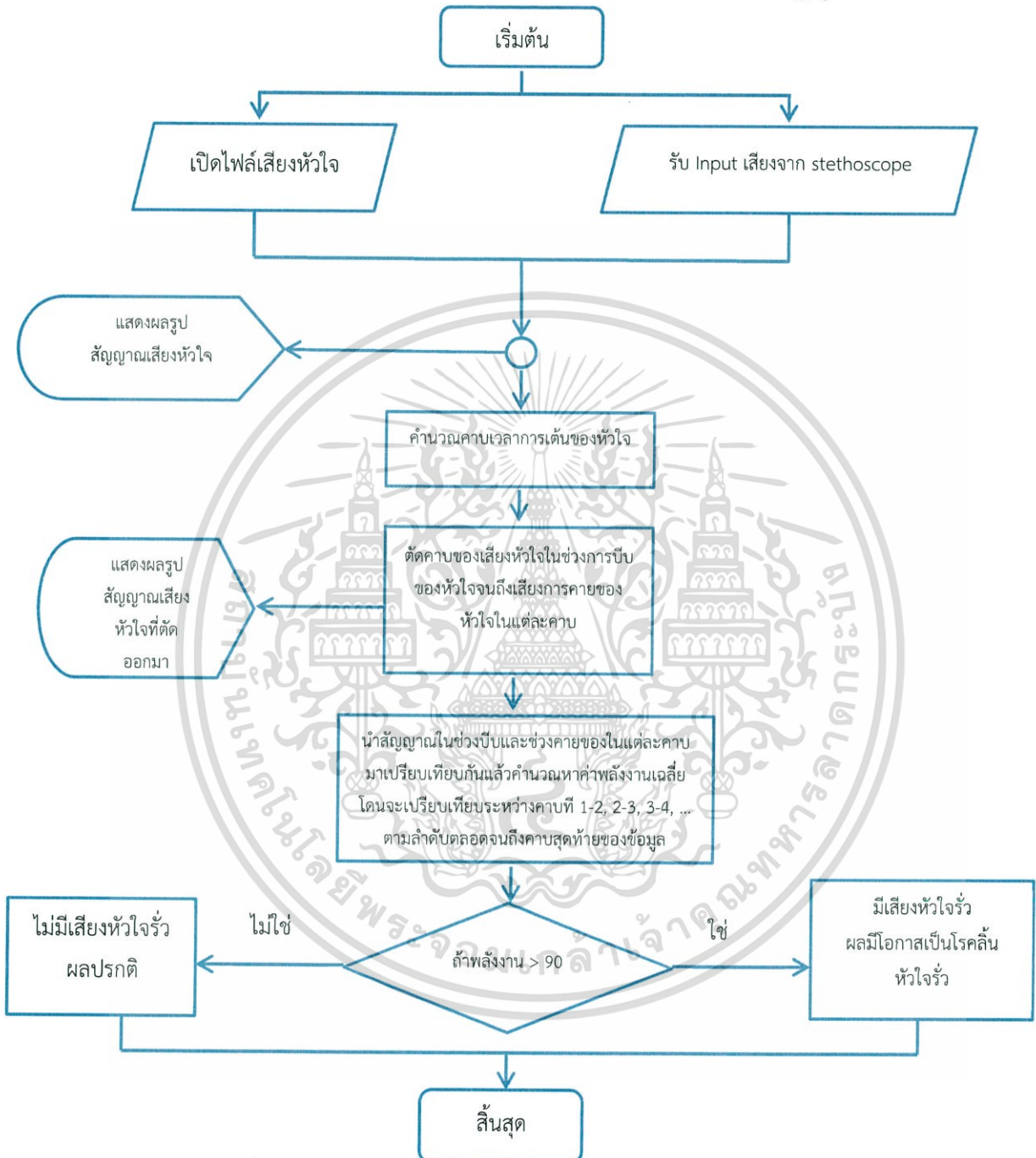
3.1 การออกแบบ

ในหัวข้อนี้จะทำการอธิบายถึงวิธีการออกแบบส่วนต่างๆของระบบ ตั้งแต่การออกแบบวงจรที่ใช้รับสัญญาณเสียงหัวใจ การออกแบบโปรแกรมเพื่อใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณเสียงหัวใจ การออกแบบหน้าจอแสดงผล และการออกแบบคำสั่งที่ใช้ในการควบคุมตัวอุปกรณ์



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.1 การออกแบบระบบโดยรวมของเครื่องวิเคราะห์สัญญาณเสียงหัวใจ



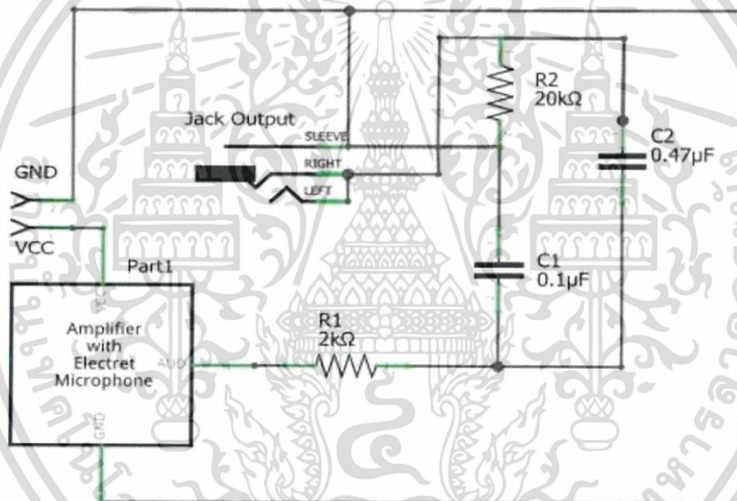
รูปที่ 3.1 ลำดับการทำงานของโปรแกรมในส่วนการวิเคราะห์สัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 3.1 ลำดับการทำงานเริ่มต้นจากการบันทึกเสียงการเต้นของหัวใจจาก Stethoscope เป็นเวลา 6 วินาที หรือนำไฟล์เสียงหัวใจที่เคยบันทึกไว้ไปตัดสัญญาณให้เหลือสองคาบ หลังจากนั้นนำสัญญาณเสียงทั้งสองคาบมาเปรียบเทียบหาผลต่างกัน ในลำดับถัดไปนำผลต่างของสัญญาณที่ได้ไปหาค่าพลังงาน แล้วนำค่าพลังงานไปเปรียบเทียบเพื่อไปหาผลของการตรวจวัด โดยที่ถ้าหากปริมาณพลังงานมีค่ามากกว่าส่งผลให้มีโอกาสเป็นโรคคลื่นหัวใจรั่วหากต่ำกว่า 90 คือหัวใจปรกติดี

3.1.2 การออกแบบวงจรที่ใช้รับสัญญาณเสียงหัวใจ

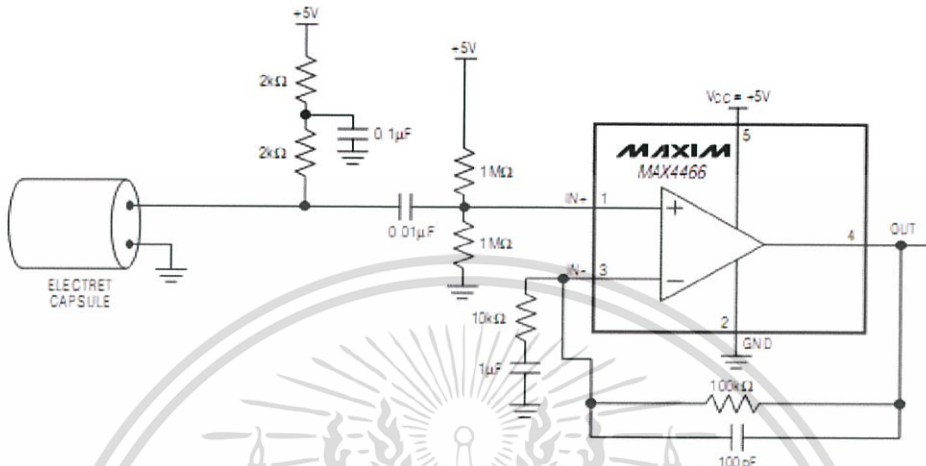
วงจรในเครื่องรับสัญญาณเสียงหัวใจจะประกอบไปด้วยวงจร Amplifier วงจร High Pass filter และวงจร Low Pass Filter โดยรับสัญญาณ Input มาจาก Microphone ที่ติดอยู่กับ Stethoscope ดังรูปที่3.2



รูปที่ 3.2 วงจรที่ใช้ในการบันทึกผลการทดลองโดยที่ในPart1เป็นวงจร Amplifier

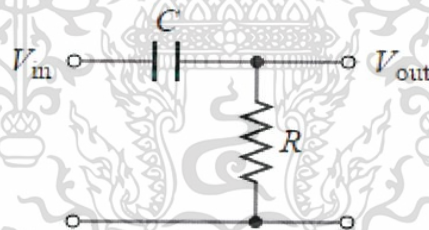
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.2.1 วงจร Amplifier หรือวงจรขยายสัญญาณ โดยวงจรขยายสัญญาณที่ใช้ นั้นเราใช้เป็นโมดูล MAX4466 ซึ่งต่อเข้ากับ ไมโครโฟนที่ซึ่งรับสัญญาณเสียงมาจาก Stethoscope แสดง ดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 แสดงการเชื่อมต่อระหว่างวงจรขยายกับไมโครโฟน [8]

3.1.2.2 วงจร High Pass filter หรือวงจรกรองสัญญาณความถี่สูงผ่าน จะเป็น วงจรที่ทำหน้าที่กรองความถี่ที่ต่ำกว่าที่เลือกไว้ไม่ให้อ่าน ซึ่งการออกแบบวงจรกรองสัญญาณความถี่สูง ผ่านแสดงดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 แสดงวงจรกรองสัญญาณความถี่สูงผ่าน

โดยในการออกแบบวงจรกรองสัญญาณความถี่สูงผ่านจะกำหนด Cutoff Frequency ที่ประมาณ 17 Hz ซึ่งสามารถคำนวณค่าตัวต้านทานและตัวเก็บประจุได้จากสมการที่ 3-1

$$\text{Cut off frequency(Hz)} = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3-1)$$

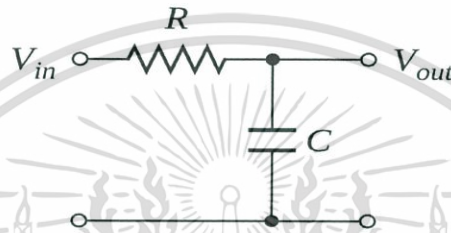
ในการคำนวณกำหนดค่า $C=0.47 \mu\text{F}$, Cutoff Frequency=17 Hz สามารถคำนวณค่าความต้านทาน ได้ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$R = \frac{1}{2\pi \times 0.47 \mu F \times 17}$$

$$R = 19919 \Omega \text{ (เลือกใช้ } 20000 \Omega \text{)}$$

3.2.2.3 วงจร Low Pass Filter หรือวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน จะเป็นวงจรที่ทำหน้าที่กรองความถี่ที่สูงกว่าที่เลือกไว้ไม่ให้ผ่าน ซึ่งการออกแบบวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำสูงผ่านแสดงดังรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 แสดงวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน

โดยในการออกแบบวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่านจะกำหนด Cutoff Frequency ที่ประมาณ 800 Hz ซึ่งสามารถคำนวณค่าตัวต้านทานและตัวเก็บประจุได้จากสมการที่ 3-1

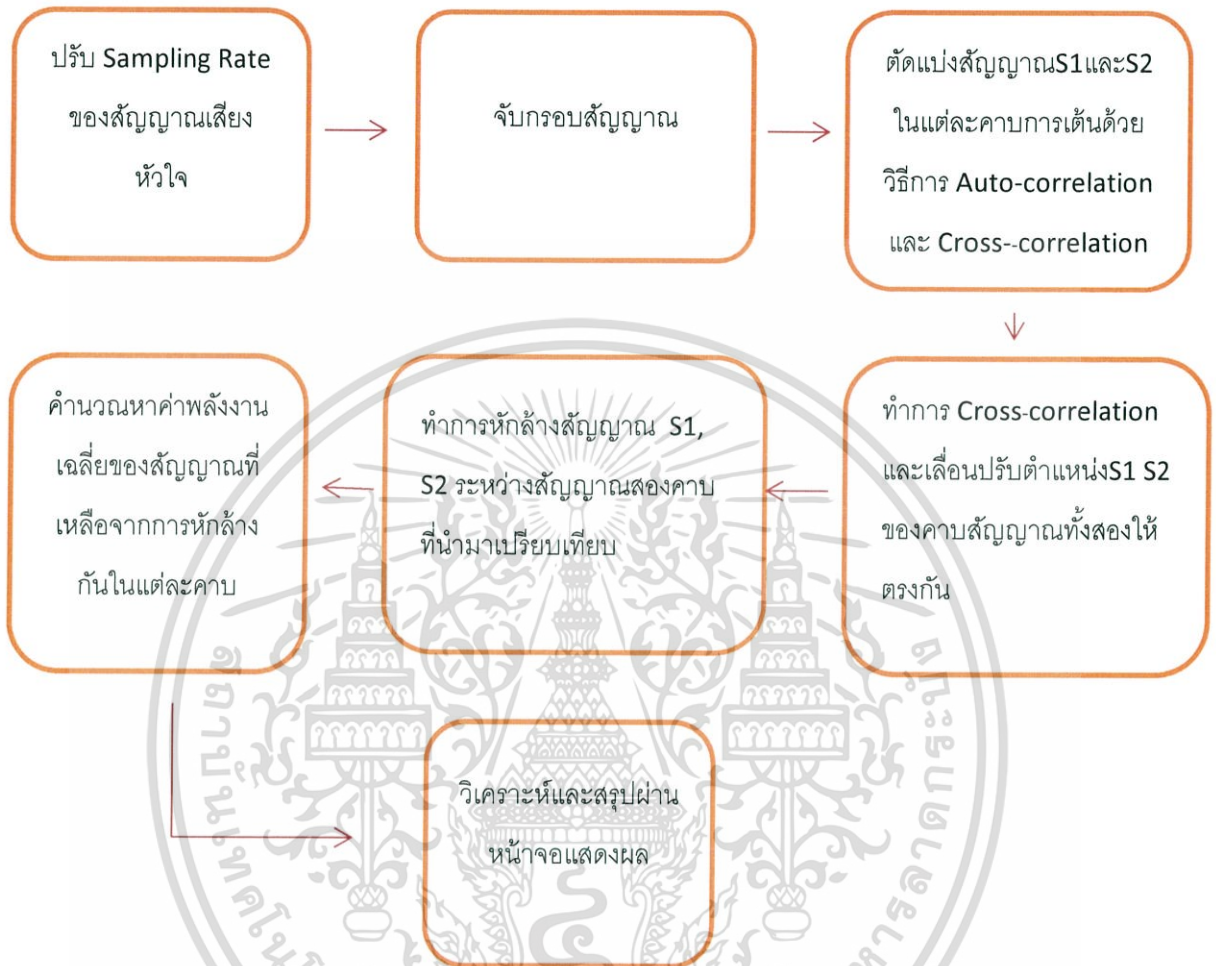
ในการคำนวณกำหนดค่า $C = 0.1 \mu F$, Cutoff Frequency = 800 Hz สามารถคำนวณค่าความต้านทานได้ดังนี้

$$R = \frac{1}{2\pi \times 0.1 \mu F \times 800}$$

$$R = 1989 \Omega \text{ (เลือกใช้ } R = 2000 \Omega \text{)}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.3 การออกแบบโปรแกรมที่ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณเสียงหัวใจ



รูปที่ 3.6 แสดงบล็อกขั้นตอนที่ใช้ในการวิเคราะห์เสียง

ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงกระบวนการในการวิเคราะห์สัญญาณเสียงการเต้นของหัวใจ โดยผ่านโปรแกรม MATLAB ซึ่งจะอธิบายถึงขั้นตอนต่างตลอดจนการวิเคราะห์และสรุปผล ในการอธิบายจะมีการอธิบายถึงคำสั่งบางส่วนที่ใช้ในการวิเคราะห์ของโปรแกรมเพื่อความเข้าใจโดยละเอียด ซึ่งขั้นตอนต่างๆแสดงดังรูปที่ 3.6 และอธิบายรายละเอียดคำสั่งดังนี้

3.1.3.1 การปรับ Sampling Rate

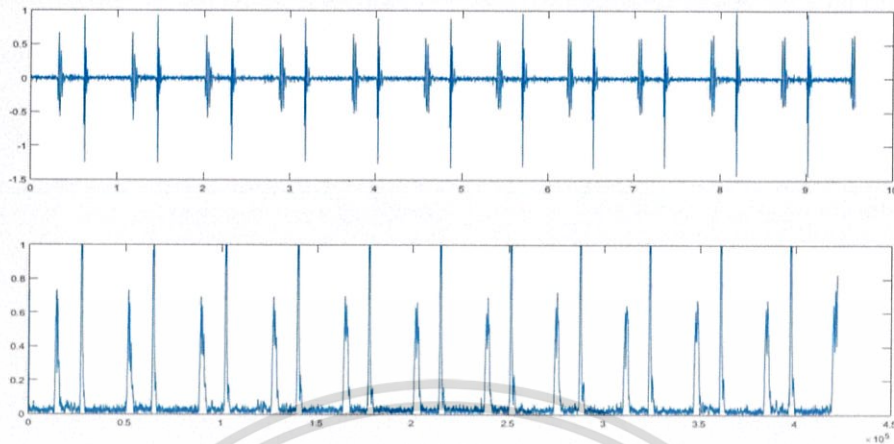
ในขั้นแรกการที่จะวิเคราะห์ไฟล์เสียงจำเป็นต้องมีปรับค่า Sampling Rate ของไฟล์ให้เท่ากันก่อนที่จะเริ่มการวิเคราะห์ ซึ่งค่า Sampling Rate ที่ปรับใช้สำหรับนั้นเลือกค่าไว้ที่ 8000 Hz

```
[F,PathName,FilterIndex] = uigetfile({'*.wav*'}, 'Select your File ');
guidata(hObject, handles);
b=strcat(PathName,F);
[input fs]=audioread(b);
input=resample(input, 8000,fs);
fs=8000;
handles.inputwav=input;
handles.fs=fs;
```

3.1.3.2 การจับกรอบสัญญาณ

เมื่อรับสัญญาณเสียงข้อมูลเข้ามา สัญญาณเสียงข้อมูลที่รับเข้านั้นในขั้นแรกจะเป็นสัญญาณที่วิเคราะห์และนำไปคำนวณได้ยาก ดังนั้นเราจึงต้องมีการเปลี่ยนแปลงรูปแบบสัญญาณข้อมูลให้ง่ายต่อการวิเคราะห์ จึงนำสัญญาณไปผ่านกระบวนการ Hilbert Transform การแปลง Hilbert Transform ซึ่งสัญญาณที่ได้จะเรียบขึ้นง่ายต่อการคำนวณและการนำไปวิเคราะห์ สัญญาณข้อมูลก่อนและหลังการแปลง Hilbert Transform แสดงได้ดังรูป 3.7

```
t=(1/handles.fs)*(1:length(handles.inputwav));
handles.inputwav=handles.inputwav/max(handles.inputwav); %normalize
hil_f = hilbert(handles.inputwav); %ใช้ Hilbert transform เพื่อจับกรอบสัญญาณ
abs_f = abs(hil_f);
```

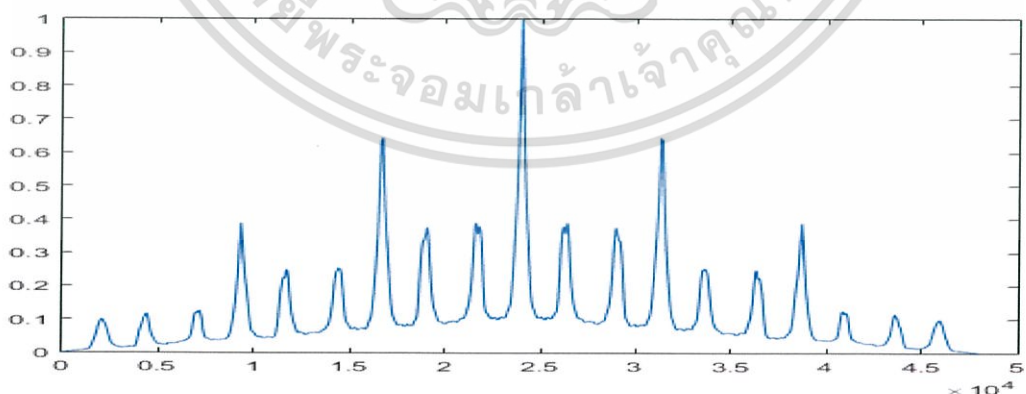


รูปที่ 3.7 กราฟตัวอย่างผลการแปลง Hilbert Transform ของสัญญาณเสียงหัวใจ

3.1.3.3 Auto-correlation และตัดแบ่งสัญญาณ

การตัดแบ่งสัญญาณเสียงจะเริ่มจากการตัดสัญญาณเสียงออกมาหนึ่งคาบโดยช่วงคาบเวลาหนึ่งคาบนั้นเราจะหาจากการนำสัญญาณที่ผ่านการแปลง Hilbert Transform มา Auto-correlation ซึ่งผลที่ได้จากการ Auto-correlation แสดงได้ดังรูปที่ 3.8 ซึ่งความยาวข้อมูลนั้นเพิ่มขึ้นเป็นสองเท่าและรูปภาพมีความสมมาตร

`[c] = xcorr(y,'coeff');` % autocorrelation y signal และ normalization แกน y



รูปที่ 3.8 กราฟผลการ Auto-correlation ของสัญญาณเสียงหัวใจ

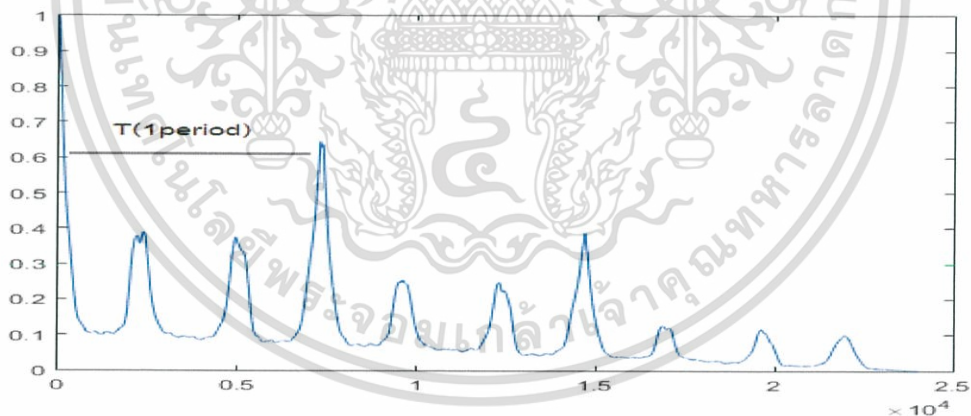
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปภาพจะสังเกตเห็นได้ว่าระยะห่างระหว่างจุด peak แต่ละ peak นั้นมีค่าเท่ากับระยะเวลาหนึ่งคาบของเสียงต้นของหัวใจ ในการระยะห่าง ชั้นแรกเราจะทำการแบ่งสัญญาณที่ได้มาจากการ Auto-correlation ออกเป็นครึ่งหนึ่งจากนั้นทำการหาค่า peak ที่ถัดจาก peak แรกโดยการกำหนดช่วงระยะเวลาการหา peak ซึ่งกราฟแสดงการหาค่าคาบการเต้นของหัวใจและผลการตัดคาบการเต้นของหัวใจแสดงได้ดังรูปที่ 3.9 และ 3.10 ตามลำดับ

```

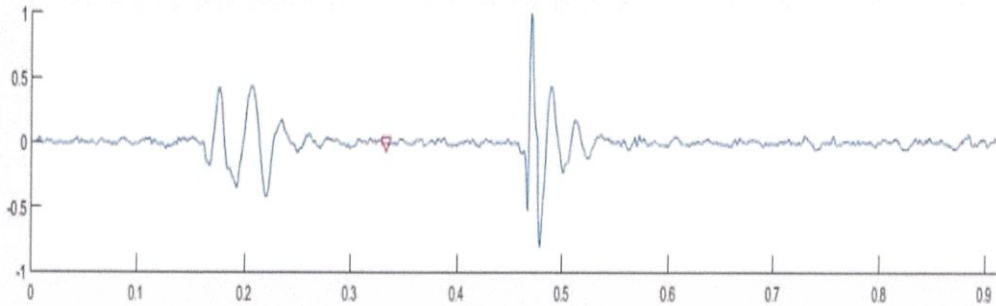
c_cut = c(length(hil_f)+1:end); %ตัดเอาข้อมูลส่วนครึ่งหลัง เนื่องจากการ
correlation ข้อมูลจะมีความยาวเป็น 2 เท่าของข้อมูลเดิม
[~, index] = max(c_cut(4000:end)); %หาค่าตำแหน่งของค่าสูงสุดของ c_cut ในช่วงที่
กำหนด
true_index = index+4000; %true_index ความยาวคาบ
period1=handles.inputwav(1:true_index); %ตัด inputwav มา1ความยาวคาบ
period2=handles.inputwav((true_index+1):(2*true_index));%ตัด inputwav คาบ
ถัดไป
period3=abs_f(1:true_index);
period4=abs_f((true_index+1):(2*true_index));

```



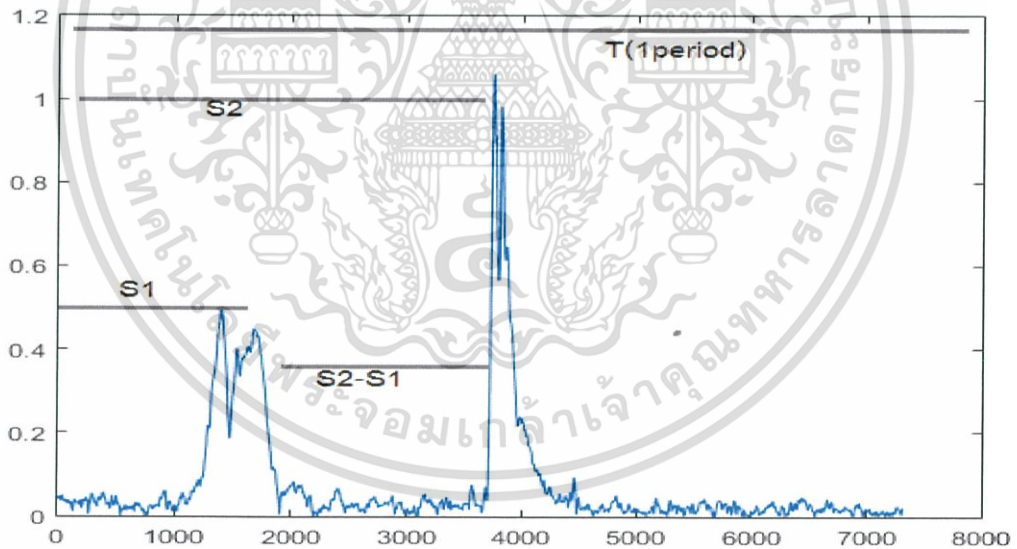
รูปที่ 3.9 กราฟครึ่งของสัญญาณ Auto-correlation ของสัญญาณเสียงหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.10 กราฟผลการตัดสัญญาณเสียงหัวใจหนึ่งคาบ

เมื่อได้สัญญาณเสียงการเต้นของหัวใจมาหนึ่งคาบแล้วขั้นตอนต่อไปเราต้องการที่จะทำการแยก S1 และ S2 ในหนึ่งคาบการเต้นออกจากกัน โดยจากการสังเกตกราฟสัญญาณเสียงที่ผ่านการแปลง Hilbert Transform ดังรูปที่ 3.11



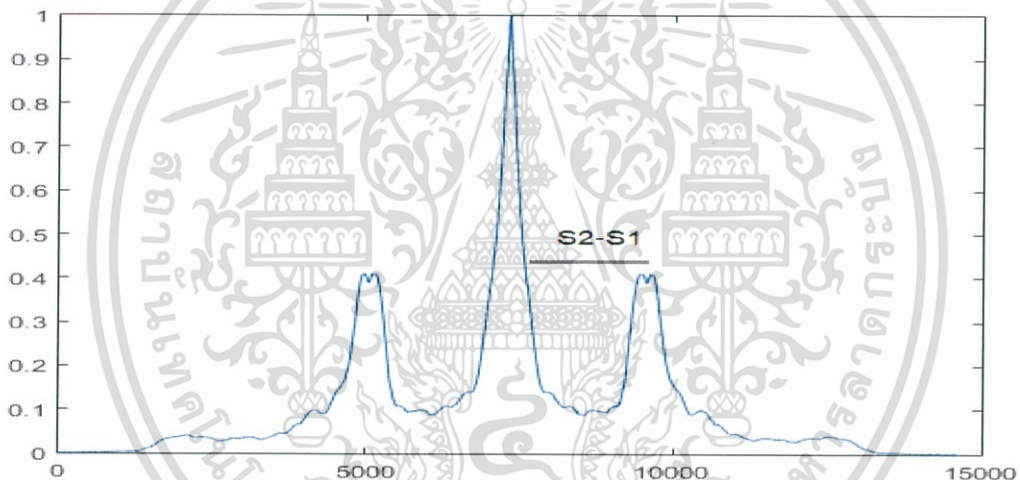
รูปที่ 3.11 กราฟผลการแปลง Hilbert Transform ของสัญญาณหนึ่งคาบ

เราสามารถที่จะหาระยะการเกิด S1 และระยะการเกิด S2 ได้โดยวิธี Auto-correlation และ Cross-correlation ของสัญญาณ ในการหาระยะการเกิด S2-S1 เราสามารถหาระยะได้จากการนำสัญญาณหนึ่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คาบที่ผ่านการแปลง Hilbert Transform มา Auto-correlation ซึ่งผลการ Auto-correlation แสดงได้ดังรูป 3.12 จากนั้นทำการตัดครึ่งของสัญญาณโดยเลือกสัญญาณช่วงเวลาด้านขวา จากนั้นทำการตรวจหาตำแหน่งค่า peak ซึ่งตำแหน่งโดยวัดจากระยะค่ากึ่งกลางกราฟ Auto-correlation จะมีค่าเท่ากับระยะเวลาการเกิดสัญญาณระหว่าง S1 และ S2

```
[cutc] = xcorr(period3,'coeff'); %auto_correlation period3 signal เพื่อหา
ระยะห่างของ S1,S2
midcutc=cutc(length(period3)+900:end); %ตัดเอาข้อมูล correlation ส่วนหลัง
+900 เพื่อไม่นำค่าสูงสุดตรงกลางที่เกิดจาก correlation มาใช้
[~,loca]=max(midcutc);
loca=loca+900; %ระยะห่างระหว่างS1และS2
```

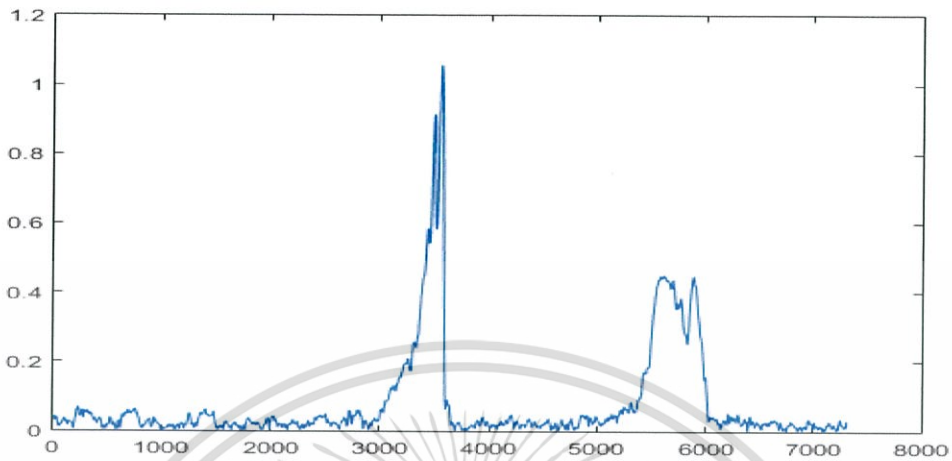


รูปที่ 3.12 กราฟผลการ Auto-correlation ของสัญญาณเสียงหัวใจหนึ่งคาบ

การหาระยะการเกิดเสียง S1 ขั้นแรกเราจะทำการกลับค่าสัญญาณเสียงหนึ่งคาบที่ผ่านการแปลง Hilbert Transform ซึ่งผลการกลับค่าของสัญญาณแสดงได้ดังรูปที่ 3.13

```
k=length(period3);
for i=1:length(period3)
period5(i)=period3(k); %flip ข้อมูล period3
k=k-1;
end
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.13 กราฟสัญญาณหนึ่งคาบที่ผ่าน Hilbert Transform และถูกกลับค่า

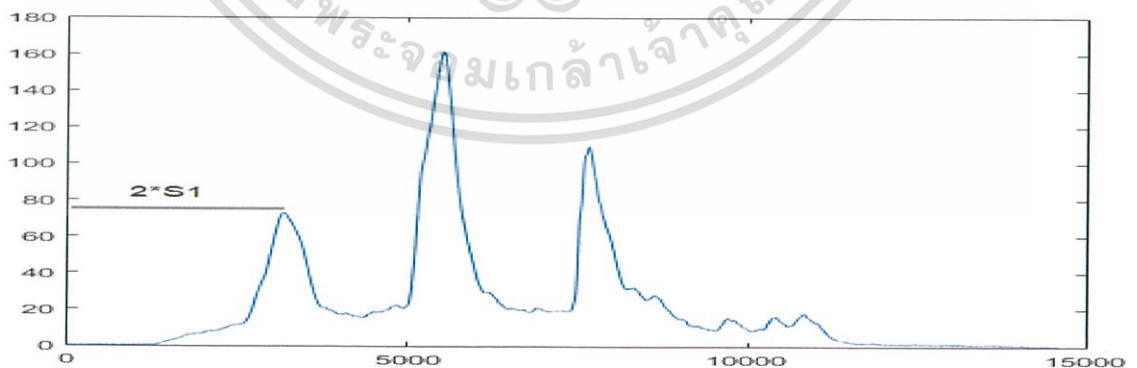
จากนั้นให้ทำการ Cross-correlation กันระหว่างสัญญาณเสียงเดิมกับสัญญาณเสียงที่ถูกกลับค่า ซึ่งผลกราฟการ Cross-correlation แสดงได้ดังรูปที่ 3.14

`[cutcS] = xcorr(period3,period5); %cross-correlation สัญญาณหนึ่งคาบกับสัญญาณคาบหนึ่งคาบที่ถูกกลับค่าเพื่อหาตำแหน่งของ S1`

`[~,maxcut]=max(cutcS);`

`midcutc2=cutcS(1:maxcut-720);`

`[~,loca2S]=max(midcutc2); %loca2S ตำแหน่งของ 2*S1`



รูปที่ 3.14 กราฟผลของการ Cross-correlation ระหว่างสัญญาณเดิมกับสัญญาณที่กลับค่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อได้ตำแหน่งการเกิด S1 และ S2 แล้วเราสามารถที่จะหาตำแหน่งที่เราจะตัดแบ่งโดยเป็นตำแหน่งกึ่งกลางระหว่าง S1 และ S2 หาได้ซึ่งผลจากการตัดสัญญาณแสดงได้ดังรูปที่ 3.15

```
loc2a=floor((loca2S+loca))/2; %loc2a ตำแหน่งระหว่าง S1,S2
```

```
s1_1=period1(1:loc2a); %สัญญาณคาบแรกตั้งแต่1ถึงตำแหน่งระหว่าง S1,S2
```

```
s2_1=period1(length(s1_1)+1:end); %สัญญาณคาบแรกตั้งแต่ตำแหน่งระหว่าง
```

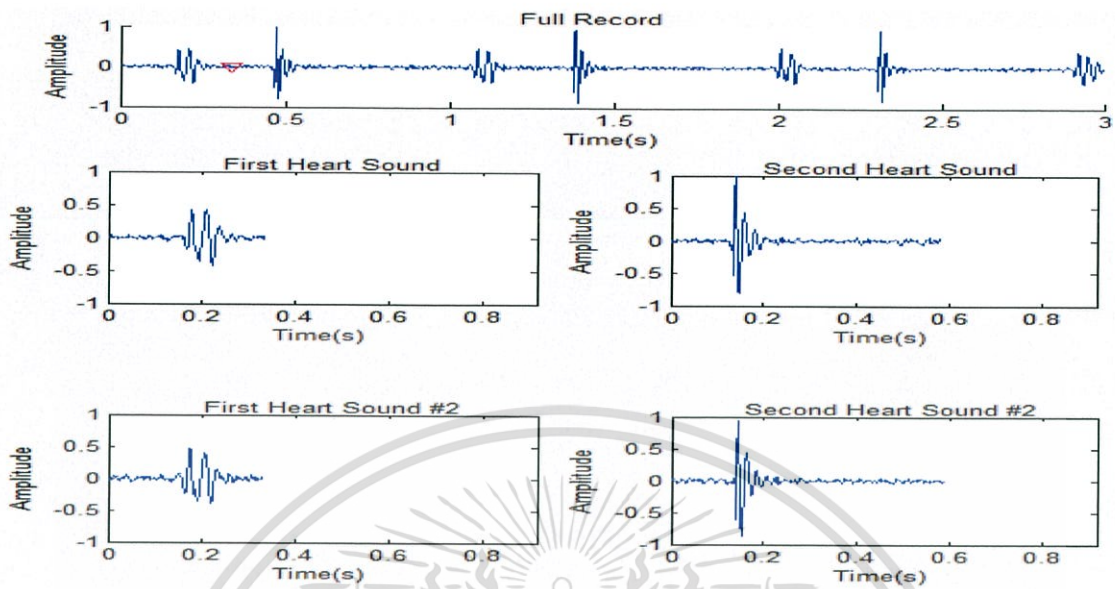
S1,S2 จนสิ้นสุด



รูปที่ 3.15 กราฟผลการตัด S1 และ S2 ของสัญญาณเสียงหนึ่งคาบ

เมื่อแบ่งสัญญาณเสียงในคาบแรกเสร็จแล้วต่อมาให้ใช้วิธีเดิมในการตัดแบ่งสัญญาณเสียงของคาบถัดๆไป เพื่อมาใช้เทียบ ซึ่งผลของการตัดแบ่งสัญญาณเสียงของทั้งสองคาบแสดงได้ดังรูปที่ 3.16

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.16 หน้าต่างผลการตัดแบ่งสัญญาณเสียง S1 และ S2 ของหัวใจทั้งสองคาบ

3.1.3.4 การ Cross-correlation ปรับตำแหน่ง S1, S2 ของคาบสัญญาณทั้งสองคาบให้ตรงกันและทำการหักล้างสัญญาณ

ในการเปรียบเทียบสัญญาณ S1 และ S2 ก่อนการเปรียบเทียบต้องมีการปรับตำแหน่งของสัญญาณทั้งสองให้มีข้อมูลที่ตรงกันก่อน โดยใช้วิธีการ Cross-correlation ของสัญญาณ S1 และ S2 ในคาบที่หนึ่งเทียบกับสัญญาณ S1 และ S2 ในคาบที่สอง จากนั้นให้หาตำแหน่งที่ค่า Cross-correlation เยอะที่สุดเพื่อเป็นตำแหน่งที่ใช้เลื่อนสัญญาณ S1 และ S2 ของทั้งสองคาบเข้าหากัน จากนั้นทำการหักล้างสัญญาณกันระหว่าง S1 และ S2 ที่ตรงกันของทั้งสองคาบ ผลที่เหลือจากการหักล้างคือสัญญาณเสียงของเมอร์เมอร์ ดังรูปที่ 3.17

%ปรับเลื่อนสัญญาณที่มีความเหมือนกันให้อยู่ในตำแหน่งที่ตรงกัน

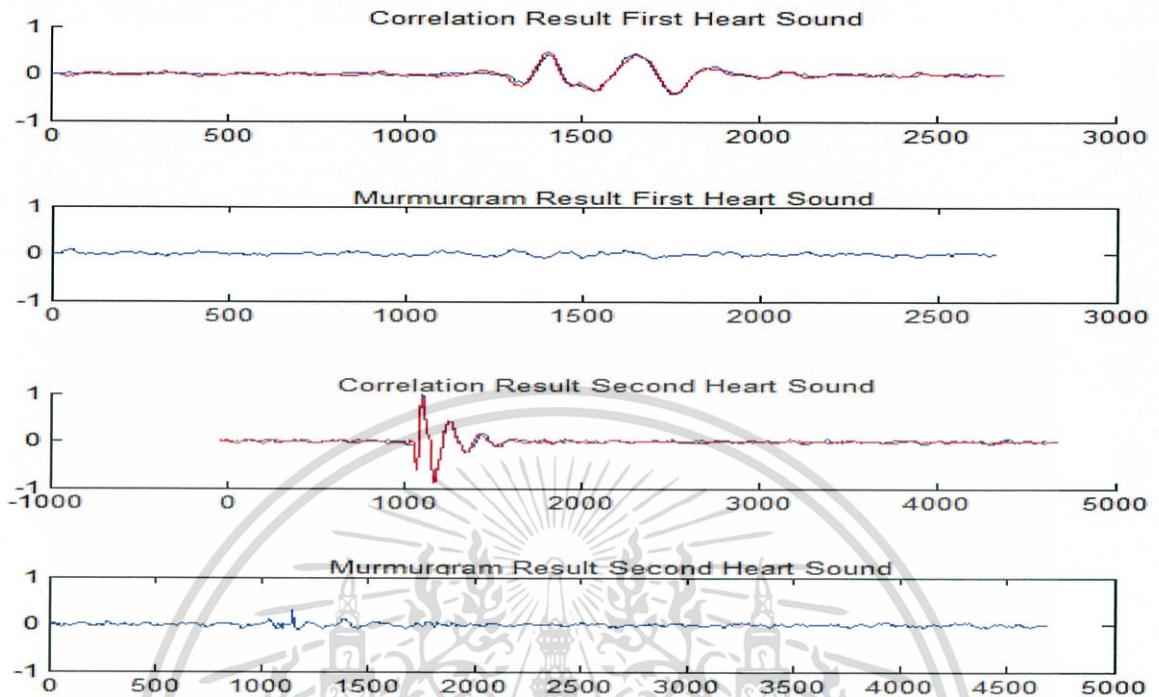
s1corr=xcorr(s1_1,s1_2); %หาตำแหน่งที่เหมือนกันด้วยการ cross-correlation สัญญาณ S1 คาบช่วงเวลาหน้ากับคาบช่วงเวลาหลัง

```

[s1max,s1d]=max(s1corr); %ตำแหน่งของค่าสูงสุดคือตำแหน่งที่มีความเหมือนกันของ
สัญญาณ
delays1=s1d-lengsig1; %ค่า delay ของตำแหน่งสัญญาณที่เหมือนกัน
s2corr=xcorr(s2_1,s2_2); %หาตำแหน่งที่เหมือนกันด้วยการ cross-correlation สัญญาณ
S2 คาบช่วงเวลาน้ำกับคาบช่วงเวลาหลัง
[s2max,s2d]=max(s2corr);
delays2=s2d-lengsig2;
%ถ้า delay มากกว่า 0 ให้เลื่อนตำแหน่งที่เหมือนกันของ S1 คาบช่วงเวลาหลังไปหาคาบ
ช่วงเวลาหน้า
if delays1>0
Sfifted_s1=[zeros(1,delays1) s1_2(1:lengsig1-delays1)];
correlated_murmurgram=-(Sfifted_s1-s1_1);
end
%ถ้า delay น้อยกว่า 0 ให้เลื่อนตำแหน่งที่เหมือนกันของ S1 คาบช่วงเวลาหน้าไปหาคาบ
ช่วงเวลาหลัง
if delays1<=0
Sfifted_s1=[s1_2(1-delays1:lengsig1) zeros(1,-delays1)];
correlated_murmurgram=Sfifted_s1-s1_1; %นำสัญญาณที่เลื่อนให้ตรงกันแล้วมาลบกัน
end
%ทำเช่นเดียวกันแต่เปลี่ยนเป็น S2-----
if delays2>0
Sfifted_s2=[zeros(1,delays2) s2_2(1:lengsig2-delays2)];
correlated_murmurgram_2=-(Sfifted_s2-s2_1);
end
if delays2<=0
Sfifted_s2=[s2_2(1-delays2:lengsig2) zeros(1,-delays2)];
correlated_murmurgram_2=Sfifted_s2-s2_1;
end
end

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.17 หน้าต่างผลการเลื่อนค่าของสัญญาณ

3.1.3.4 วิเคราะห์พลังงานของสัญญาณเมอร์เมอร์เพื่อหาความผิดปกติ

นำสัญญาณเมอร์เมอร์ที่ได้จากการเปรียบเทียบระหว่างทุกคาบสัญญาณมาคำนวณหาค่าพลังงานเฉลี่ยของสัญญาณโดยใช้สมการที่ 3-3 และเปรียบเทียบค่าที่คำนวณมาได้โดยกำหนดถ้าค่าพลังงานของสัญญาณเมอร์เมอร์ต่ำกว่า 90 ให้กำหนดเป็นเสียงหัวใจปกติและถ้าค่าพลังงานของสัญญาณเมอร์เมอร์สูงกว่า 90 จะกำหนดให้เป็นเสียงหัวใจผิดปกติ โดยผลการวิเคราะห์แสดงได้ดังรูปที่ 3.18

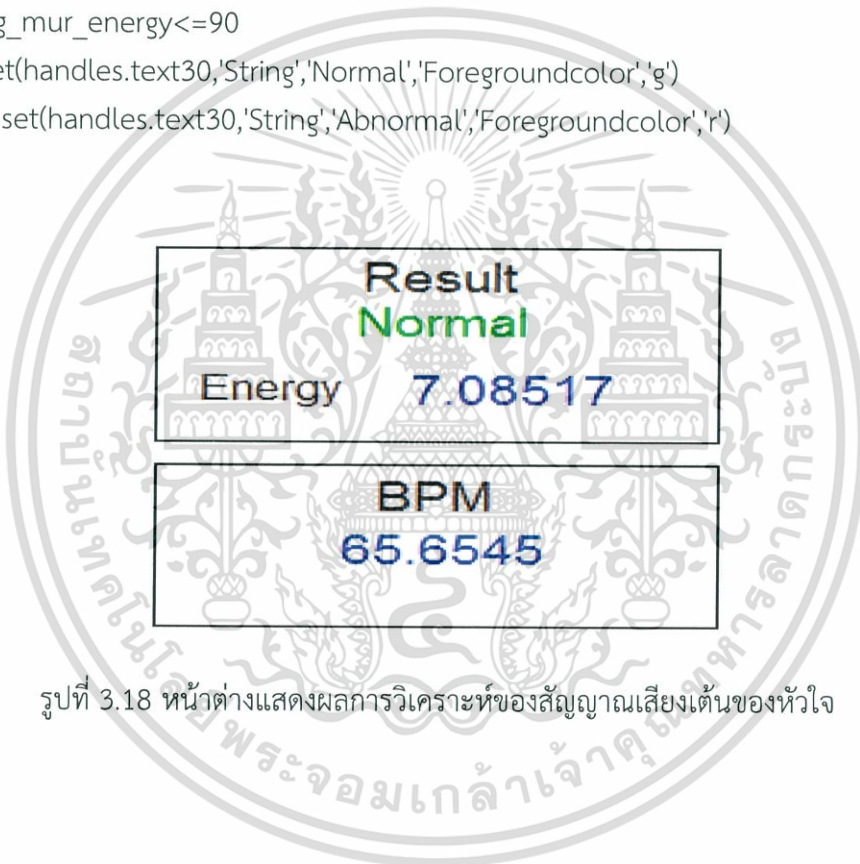
$$Es = \sum_{-\infty}^{\infty} |x(t)|^2 dt \quad (3-3)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

mur_energy
mur_energy=sum(mur_energy);
avg_mur_energy=mur_energy/(num_period-2)
heartRate
avg_heartRate=sum(heartRate)/(num_period-1)
set(handles.text2,'String',avg_mur_energy,'ForegroundColor','b')
set(handles.bpm,'String',avg_heartRate,'ForegroundColor','b')
%ถ้า energy น้อยกว่า 90 ให้แสดงว่า Normal ถ้าไม่แสดงว่า Abnormal
if avg_mur_energy<=90
    set(handles.text30,'String','Normal','ForegroundColor','g')
else set(handles.text30,'String','Abnormal','ForegroundColor','r')
end

```

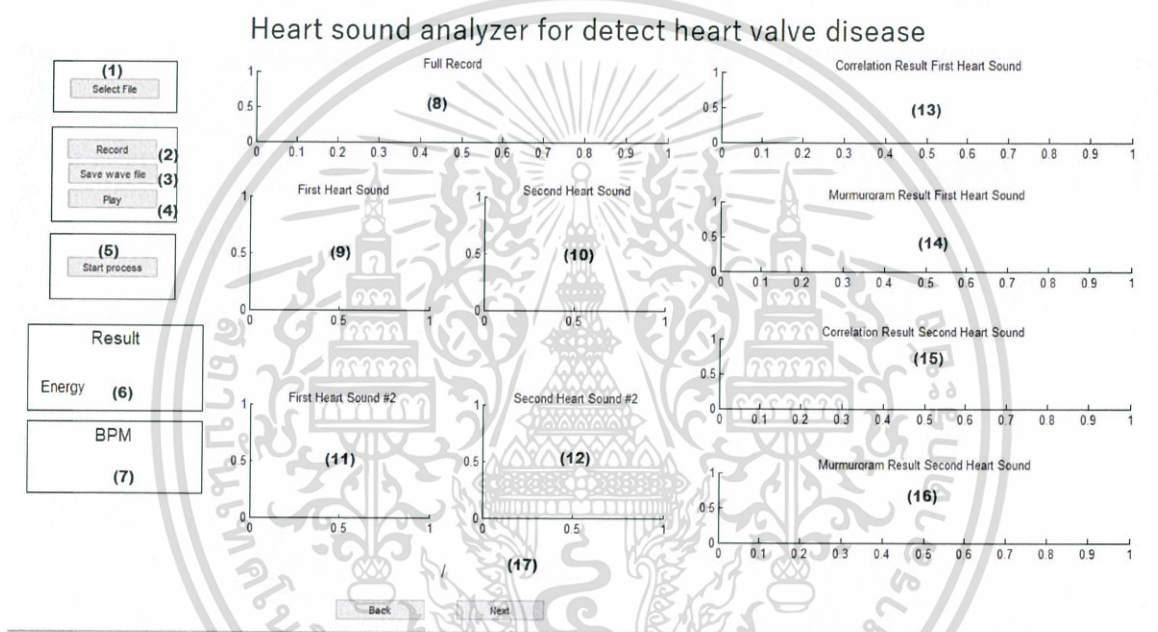


รูปที่ 3.18 หน้าต่างแสดงผลการวิเคราะห์ของสัญญาณเสียงเต้นของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.4 การออกแบบ Graphical User Interface

ในการสร้าง Graphical User Interface หรือการสร้างหน้าต่างแสดงผลเป็นการเพิ่มความสะดวกสบายแก่ผู้ใช้เพื่อให้ผู้ใช้สามารถดูรายละเอียดต่างๆผ่านหน้าจอแสดงผล ทั้งนี้ในการสร้างและออกแบบหน้าต่างแสดงผลเราได้เลือกใช้โปรแกรม MATLAB เนื่องจากตัวโปรแกรมแสดงผลเองสามารถแสดงกราฟสัญญาณที่วิเคราะห์ได้อย่างครบถ้วนและตัวหน้าต่างยังสามารถปรับเปลี่ยนค่าตัวเลขต่างๆได้อีกด้วย ทั้งนี้เราจึงเลือกใช้โปรแกรม MATLAB ในการวิเคราะห์และแสดงผลของสัญญาณ หน้าต่าง Graphical User Interface ที่ได้ออกแบบมานั้นแสดงดังรูปที่ 3.19



รูปที่ 3.19 แสดงหน้าต่าง Graphical User Interface ที่ออกแบบ

หน้าต่าง Graphical User Interface จะประกอบไปด้วยปุ่มกดคำสั่ง ช่องแสดงผล และกราฟแสดงสัญญาณในแต่ละขั้นตอน ซึ่งมีหน้าที่ดังต่อไปนี้

- หมายเลข 1 ปุ่มคำสั่งที่ใช้สำหรับเลือกไฟล์เสียงที่บันทึกไว้เพื่อนำมาวิเคราะห์
- หมายเลข 2 ปุ่มคำสั่งที่ใช้สำหรับการเริ่มการบันทึกเสียง ซึ่งจะทำการบันทึกเป็นเวลา 6 วินาทีก่อนหยุดบันทึก
- หมายเลข 3 ปุ่มคำสั่งที่ใช้สำหรับการเก็บบันทึกไฟล์เสียงที่บันทึกได้เข้าสู่แฟ้ม

- หมายเลข 4 ปุ่มคำสั่งที่ใช้สำหรับในการเล่นไฟล์เสียงที่บันทึกไว้
- หมายเลข 5 ปุ่มคำสั่งที่ใช้สำหรับเป็นการเริ่มการวิเคราะห์เสียงที่บันทึก
- หมายเลข 6 ช่องแสดงผลลัพธ์ของการวิเคราะห์เสียง
- หมายเลข 7 ช่องแสดงค่า BPM ที่คำนวณได้
- หมายเลข 8 แสดงกราฟสัญญาณเสียงที่บันทึกเข้ามา
- หมายเลข 9 แสดงกราฟสัญญาณเสียงการเต้นของหัวใจที่ถูกตัดในคาบช่วงเวลาหน้า
- หมายเลข 10 แสดงกราฟสัญญาณเสียงการเต้นของหัวใจที่ถูกตัดในคาบช่วงเวลาหน้า
- หมายเลข 11 แสดงกราฟสัญญาณเสียงการเต้นของหัวใจที่ถูกตัดในคาบช่วงเวลาหลัง
- หมายเลข 12 แสดงกราฟสัญญาณเสียงการเต้นของหัวใจที่ถูกตัดในคาบช่วงเวลาหลัง
- หมายเลข 13 แสดงกราฟผลการเลื่อนสัญญาณจากวิธีการ Cross-correlation ของสัญญาณที่ถูกตัดใน ส่วนแรก
- หมายเลข 14 แสดงกราฟผลการหักล้างกันของสัญญาณที่ถูกตัดในส่วนแรก
- หมายเลข 15 แสดงกราฟผลการเลื่อนสัญญาณจากวิธีการ Cross-correlation ของสัญญาณที่ถูกตัดใน ส่วนที่สอง
- หมายเลข 16 แสดงกราฟผลการหักล้างกันของสัญญาณที่ถูกตัดในส่วนที่สอง
- หมายเลข 17 ปุ่มปรับหน้าจอกำหนดแสดงผลการเปรียบเทียบกันของสัญญาณในแต่ละคาบเพื่อใช้ ตรวจสอบ ความถูกต้องของการวิเคราะห์ โดยจะแสดงผลการเปรียบเทียบระหว่างคาบที่ 1-2, 2-3, 3-4, ตามลำดับจนถึงคาบสุดท้ายของข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง

เครื่องมือที่ใช้ในการทดลองจะแบ่งออกเป็นในส่วนของฮาร์ดแวร์ และ ซอร์ฟแวร์

ส่วนของฮาร์ดแวร์ที่ใช้มีดังนี้

- Stethoscope

เป็นอุปกรณ์ที่มีหน้าที่ช่วยในการฟังเสียงจากภายในของร่างกาย โดยในโครงงานนี้อุปกรณ์นี้ใช้สำหรับฟังเสียงการเต้นของหัวใจ ภาพของอุปกรณ์แสดงดังรูปที่ 3.20



รูปที่ 3.20 ภาพอุปกรณ์ Stethoscope

- Microphone Amplifier

เป็นอุปกรณ์ที่ใช้เปลี่ยนแปลงสัญญาณเสียงจากไมค์โครโฟนเพื่อให้เหมาะแก่การบันทึกเสียง โดยมีหน้าที่ควบคุมระดับความดังของสัญญาณเสียง ภาพของอุปกรณ์แสดงดังรูปที่ 3.21



รูปที่ 3.21 ภาพอุปกรณ์ Microphone Amplifier

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- USB Audio Adapter

อุปกรณ์ที่ทำให้คอมพิวเตอร์สามารถรับสัญญาณเสียงหรือแสดงข้อมูลออกมาในรูปแบบเสียงได้ ภาพของอุปกรณ์แสดงดังรูปที่ 3.22



รูปที่ 3.22 ภาพอุปกรณ์ USB Audio Adapter

ส่วนของซอฟต์แวร์ที่ใช้มีดังนี้

- Matlab

3.3 การจัดเก็บผลการทดลอง

- ทำการทดสอบวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณเสียงการเต้นของหัวใจกับไฟล์สัญญาณเสียงจากตัวอย่างผู้ป่วย เพื่อทดสอบประสิทธิภาพการวิเคราะห์ของอุปกรณ์
- ทำการทดสอบวิเคราะห์สัญญาณเสียงการเต้นของหัวใจกับอาสาสมัคร เพื่อทดสอบประสิทธิภาพการทำงานของอุปกรณ์ในการใช้งานจริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

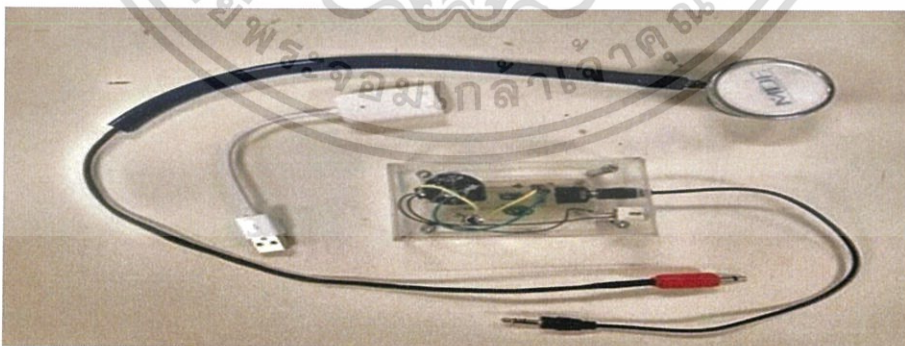
บทที่ 4

ผลการทดลอง

ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงการทดสอบประสิทธิภาพของตัวอุปกรณ์ ทดสอบการทำงานในขั้นตอนต่างๆของโปรแกรมวิเคราะห์ พร้อมทั้งทดลองการวิเคราะห์จริงกับคนที่มีหัวใจปกติและทดลองวิเคราะห์ไฟล์เสียงหัวใจที่ผิดปกติเพื่อตรวจสอบประสิทธิภาพในการวิเคราะห์ของอุปกรณ์

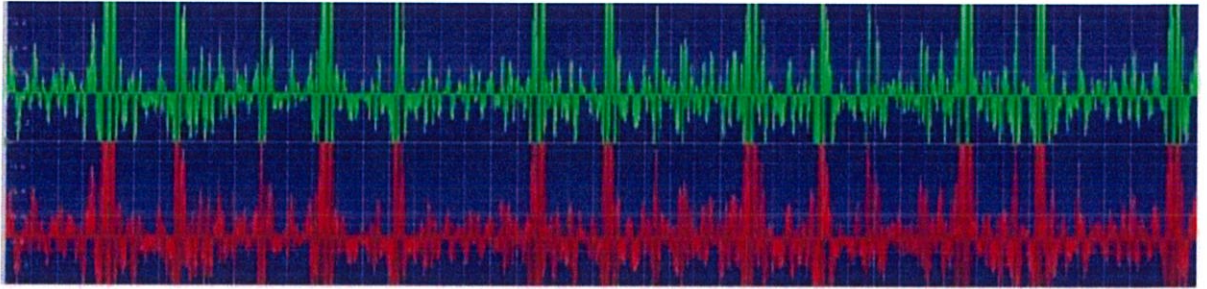
4.1 การทดสอบประสิทธิภาพของหูฟังและวงจรรองความถี่

ในการทดสอบประสิทธิภาพของหูฟังและวงจรรองความถี่ จะทดสอบโดยการนำอุปกรณ์มาบันทึกเสียงการเต้นของหัวใจ ซึ่งภาพอุปกรณ์ในการฟังเสียงแสดงดังรูปที่ 4.1 ในการทดสอบอุปกรณ์ จะทำการทดสอบการบันทึกเสียงการเต้นของหัวใจเป็น 2 รอบ ซึ่งรอบแรกจะทำการทดสอบการบันทึกเสียงการเต้นของหัวใจผ่านอุปกรณ์โดยใช้หูฟัง stethoscope โดยไม่ผ่านวงจรรองความถี่ ซึ่งกราฟเสียงการเต้นของหัวใจที่วัดได้ในครั้งแรกแสดงดังรูปที่ 4.2 ในการทดสอบครั้งที่สอง จะเป็นการทดสอบการบันทึกเสียงการเต้นของหัวใจผ่านอุปกรณ์โดยใช้หูฟัง stethoscope ต่อผ่านเข้ากับวงจรรองความถี่ที่ออกแบบขึ้น กราฟเสียงหัวใจที่บันทึกได้ในครั้งที่สองแสดงดังรูปที่ 4.3 จะเห็นได้ว่ากราฟที่บันทึกได้ทั้งสองรอบนั้นมีความแตกต่างกันมาก ซึ่งในกราฟเสียงการเต้นของหัวใจการบันทึกครั้งที่สองนั้นปรากฏจังหวะการเต้นของหัวใจได้ชัดเจนกว่ากราฟแรกที่บันทึกโดยไม่ผ่านวงจรรองความถี่ ถึงแม้ว่ากราฟในการบันทึกครั้งที่สองจะมีสัญญาณรบกวนอยู่บ้างเล็กน้อยแต่ก็สามารถที่จะนำข้อมูลเสียงไปวิเคราะห์ผ่านโปรแกรมได้ จึงสรุปได้ว่าตัวอุปกรณ์ที่ใช้ตรวจวัดเสียงหัวใจนั้นมีประสิทธิภาพเพียงพอ

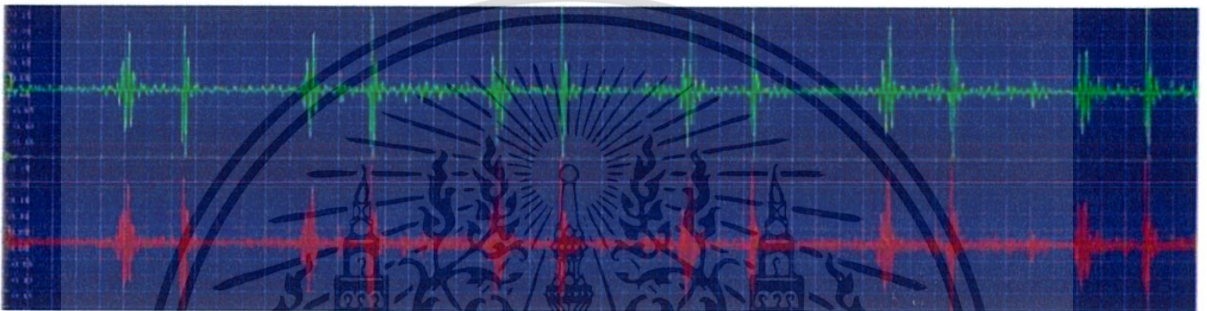


รูปที่ 4.1 อุปกรณ์ที่ใช้ในการตรวจวัดเสียงหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.2 กราฟเสียงการเต้นของหัวใจที่ถูกบันทึกโดยไม่ผ่านวงจรรองความถี่

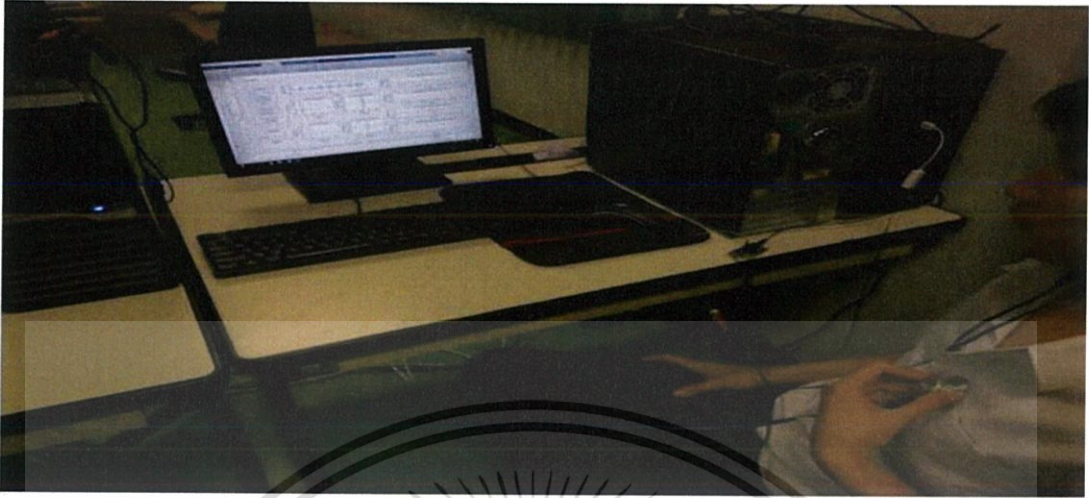


รูปที่ 4.3 กราฟเสียงการเต้นของหัวใจที่ถูกบันทึกโดยผ่านวงจรรองความถี่

4.2 การทดสอบการทำงานของโปรแกรมวิเคราะห์ผ่านการวัดโดย stethoscope

ในการทดสอบการทำงานของโปรแกรมวิเคราะห์จะทดสอบตามขั้นตอนในการวิเคราะห์ โดยการทดสอบจะทำการทดสอบโดยนำอุปกรณ์มาวิเคราะห์เสียงหัวใจของคนจริงๆ โดยรับเสียงการเต้นของหัวใจจากไมโครโฟนที่อยู่ในหูฟัง stethoscope ซึ่งแสดงภาพการวัดจริงดังรูปที่ 4.4 และมีการใช้อุปกรณ์ในการวิเคราะห์ที่ไฟล์เสียงหัวใจที่ผิดปกติเพื่อตรวจสอบประสิทธิภาพในการวิเคราะห์โดยค่าที่เราใช้เปรียบเทียบนั้นคือเมื่อค่าพลังงานมีค่ามากกว่า 90 จะถือว่าเป็นสัญญาณเสียงหัวใจที่มีความผิดปกติ

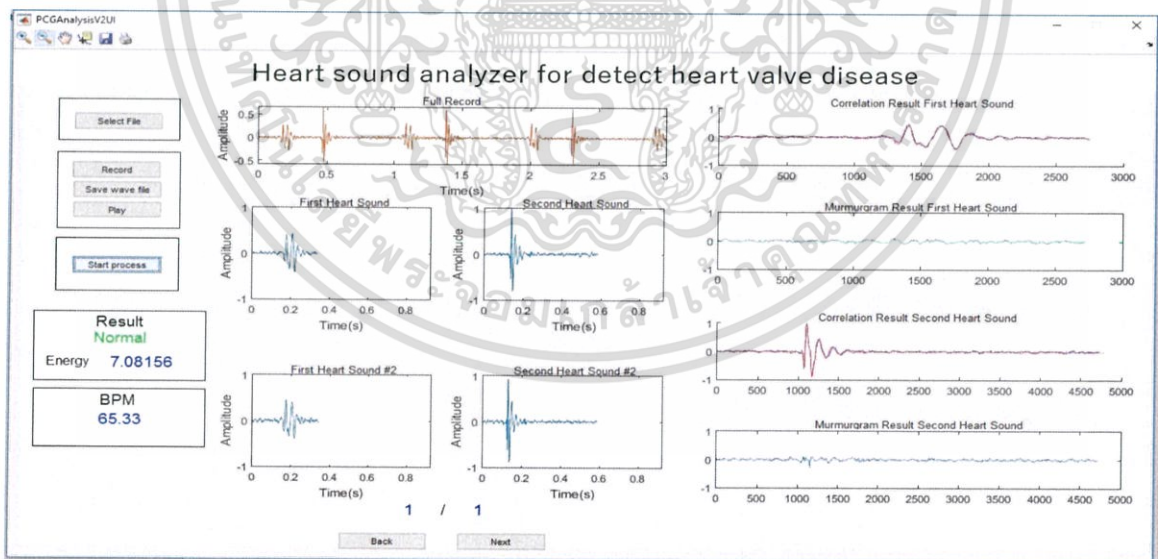
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.4 การใช้อุปกรณ์ในการวิเคราะห์สัญญาณเสียงเต้นของหัวใจ

4.2.1 การทดสอบครั้งที่ 1

ในการทดสอบครั้งที่ 1 ได้ทดสอบการวัดเสียงหัวใจซึ่งเป็นอาสาสมัครเพศชายอายุ 21 ปี ซึ่งมีร่างกายแข็งแรงและไม่มีโรคประจำตัว ซึ่งสามารถแสดงผลการวิเคราะห์ผ่านหน้าต่าง Graphical user interface ดังรูปที่ 4.5



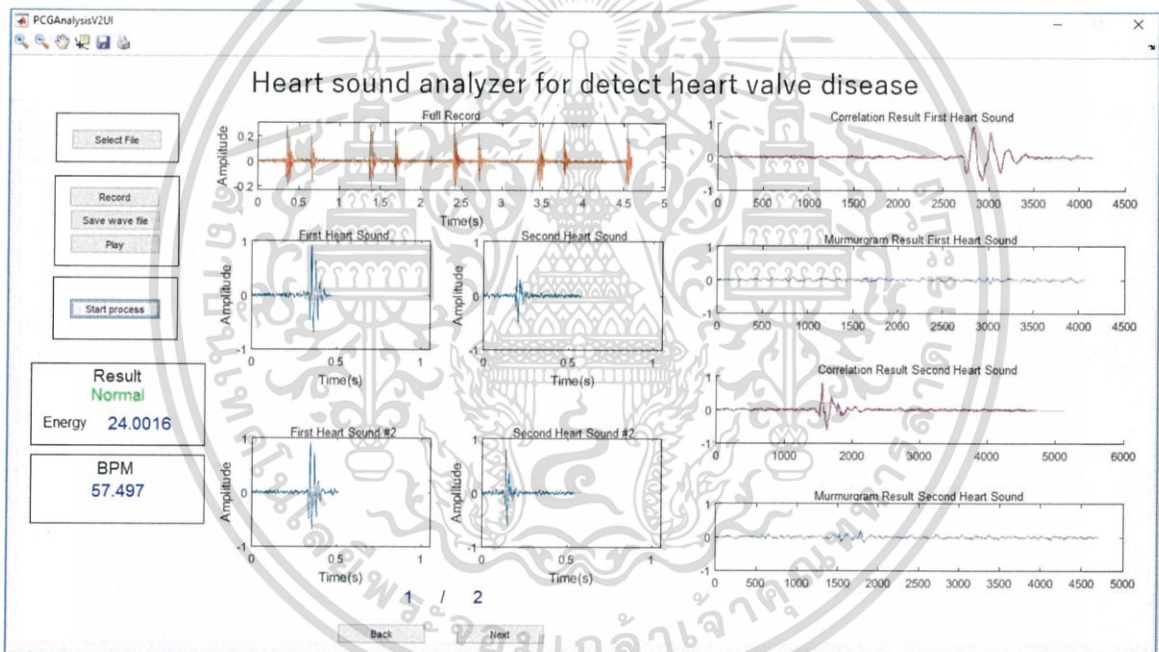
รูปที่ 4.5 หน้าต่าง Graphical user interface ของอาสาสมัครที่มีหัวใจปกติคนที่ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.5 จะเห็นได้ว่ากราฟสัญญาณเสียงการเต้นของหัวใจทั้งสองคาบนั้นเมื่อ หักล้างกันสัญญาณที่เกิดจากการหักล้างนั้นจะมีขนาดของสัญญาณที่ต่ำและทำการคำนวณค่าพลังงาน จากสัญญาณที่เหลือได้เท่ากับ 7.08156 ซึ่งมีค่าน้อยกว่าเกณฑ์น้อยกว่าค่าที่กำหนด

4.2.2 การทดสอบครั้งที่ 2

ในการทดสอบครั้งที่ 2 ได้ทดสอบการวัดเสียงหัวใจซึ่งเป็นอาสาสมัครเพศชายอายุ 21 ปี ซึ่งมีร่างกายแข็งแรงและไม่มีโรคประจำตัว ซึ่งสามารถแสดงผลการวิเคราะห์ผ่านทางหน้าต่าง Graphical user interface ดังรูปที่ 4.6



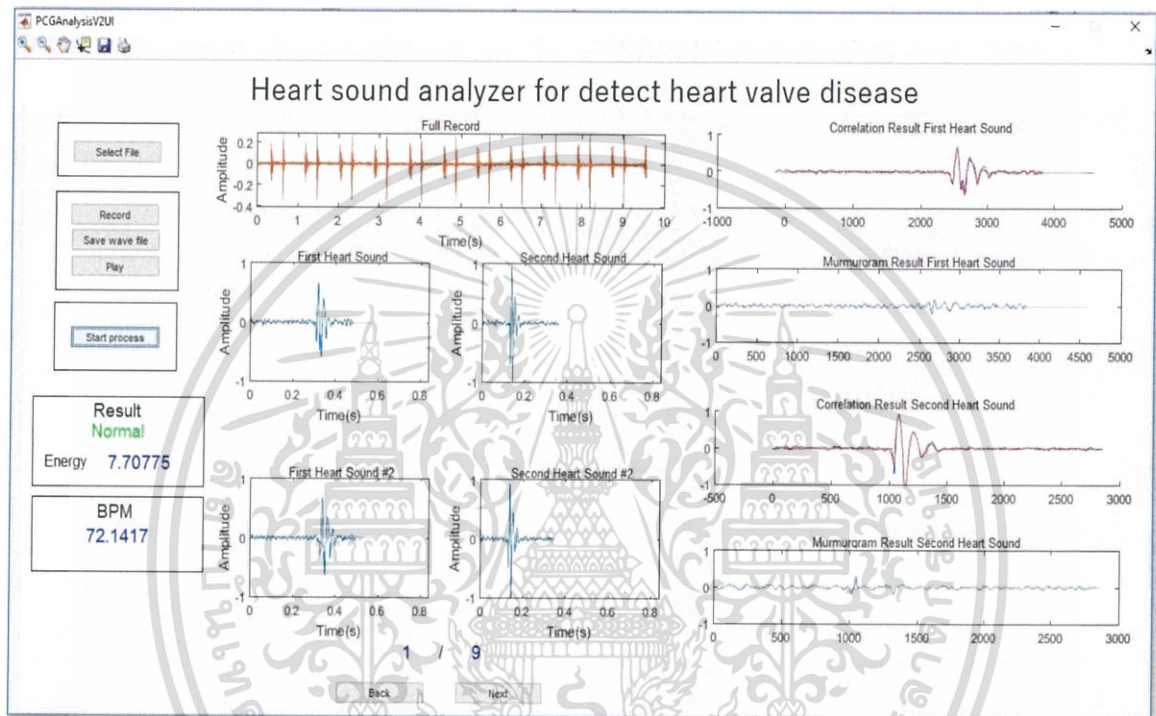
รูปที่ 4.6 หน้าต่าง Graphical user interface ของอาสาสมัครที่มีหัวใจปกติคนที่ 2

จากรูปที่ 4.6 จะเห็นได้ว่ากราฟสัญญาณเสียงการเต้นของหัวใจทั้งสองคาบนั้นเมื่อ หักล้างกันสัญญาณที่เกิดจากการหักล้างนั้นจะมีขนาดของสัญญาณที่ต่ำและทำการคำนวณค่าพลังงาน จากสัญญาณที่เหลือได้เท่ากับ 24.0016 ซึ่งมีค่าน้อยกว่าเกณฑ์น้อยกว่าค่าที่กำหนด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.3 การทดสอบครั้งที่ 3

ในการทดสอบครั้งที่ 3 ได้ทดสอบการวัดเสียงหัวใจซึ่งเป็นอาสาสมัครเพศชายอายุ 22 ปี ซึ่งมีร่างกายแข็งแรงและไม่มีโรคประจำตัว ซึ่งสามารถแสดงผลการวิเคราะห์ผ่านหน้าต่าง Graphical user interface ดังรูปที่ 4.7



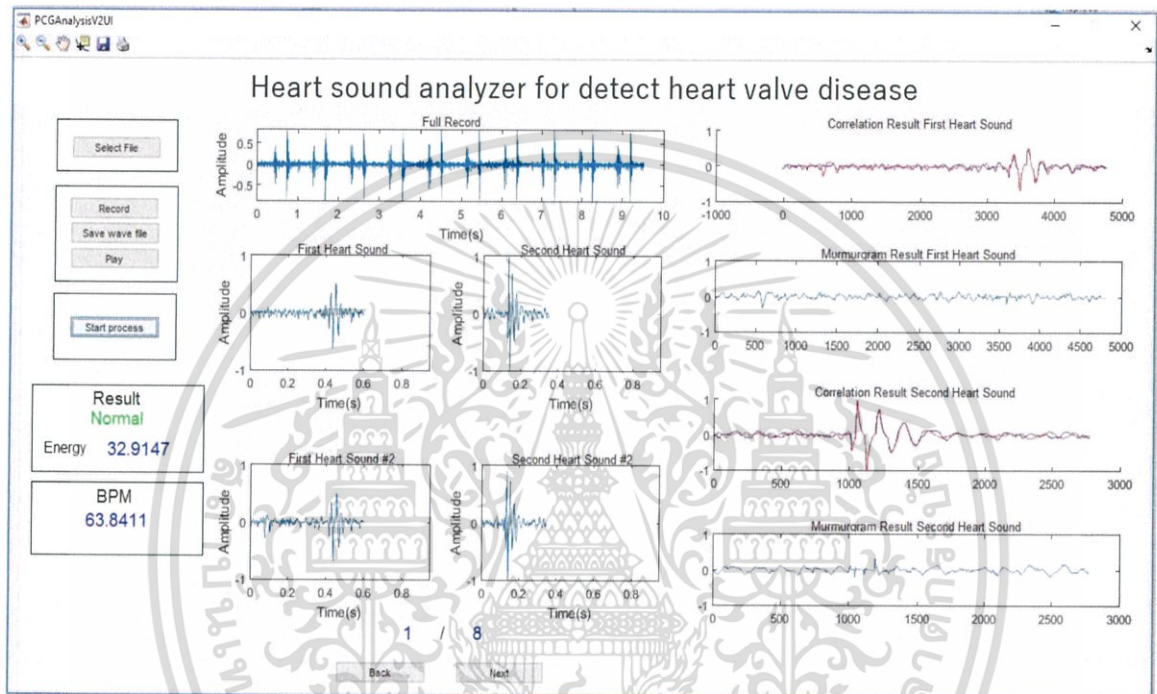
รูปที่ 4.7 หน้าต่าง Graphical user interface ของอาสาสมัครที่มีหัวใจปกติคนที่ 3

จากรูปที่ 4.7 จะเห็นได้ว่ากราฟสัญญาณเสียงการเต้นของหัวใจทั้งสองคาบนั้นเมื่อ หักล้างกันสัญญาณที่เกิดจากการหักล้างนั้นจะมีขนาดของสัญญาณที่ต่ำและทำการคำนวณค่าพลังงาน จากสัญญาณที่เหลือได้เท่ากับ 7.70775 ซึ่งมีค่าน้อยกว่าเกณฑ์น้อยกว่าค่าที่กำหนด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.4 การทดสอบครั้งที่ 4

ในการทดสอบครั้งที่ 4 ได้ทดสอบการวัดเสียงหัวใจซึ่งเป็นอาสาสมัครเพศชายอายุ 21 ปี ซึ่งมีร่างกายแข็งแรงและไม่มีโรคประจำตัว ซึ่งสามารถแสดงผลการวิเคราะห์ผ่านหน้าต่าง Graphical user interface ดังรูปที่ 4.8

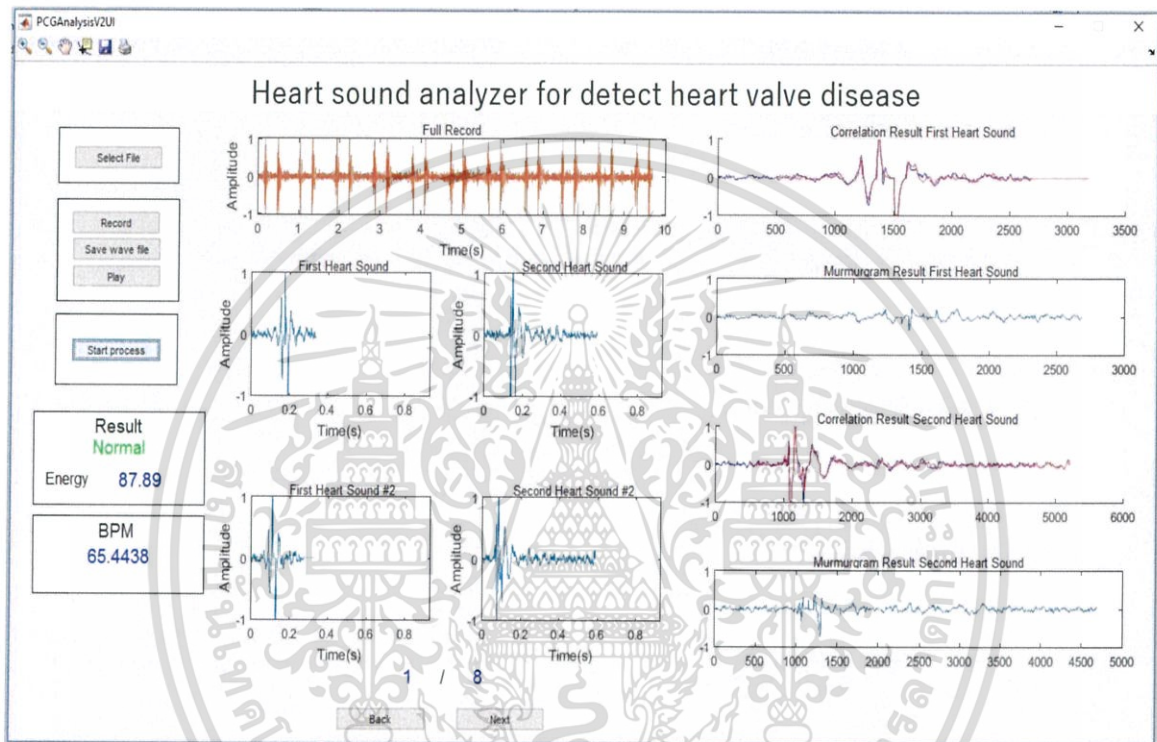


รูปที่ 4.8 หน้าต่าง Graphical user interface ของอาสาสมัครที่มีหัวใจปกติคนที่ 4

จากรูปที่ 4.8 จะเห็นได้ว่ากราฟสัญญาณเสียงการเต้นของหัวใจทั้งสองคาบนั้นเมื่อ หักล้างกันสัญญาณที่เกิดจากการหักล้างนั้นจะมีขนาดของสัญญาณที่ต่ำและทำการคำนวณค่าพลังงาน จากสัญญาณที่เหลือได้เท่ากับ 32.9147 ซึ่งมีค่าน้อยกว่าเกณฑ์น้อยกว่าค่าที่กำหนด

4.2.5 การทดสอบครั้งที่ 5

ในการทดสอบครั้งที่ 5 ได้ทดสอบการวัดเสียงหัวใจซึ่งเป็นอาสาสมัครเพศชายอายุ 22 ปี ซึ่งมีร่างกายแข็งแรงและไม่มีโรคประจำตัว ซึ่งสามารถแสดงผลการวิเคราะห์ผ่านหน้าต่าง Graphical user interface ดังรูปที่ 4.9

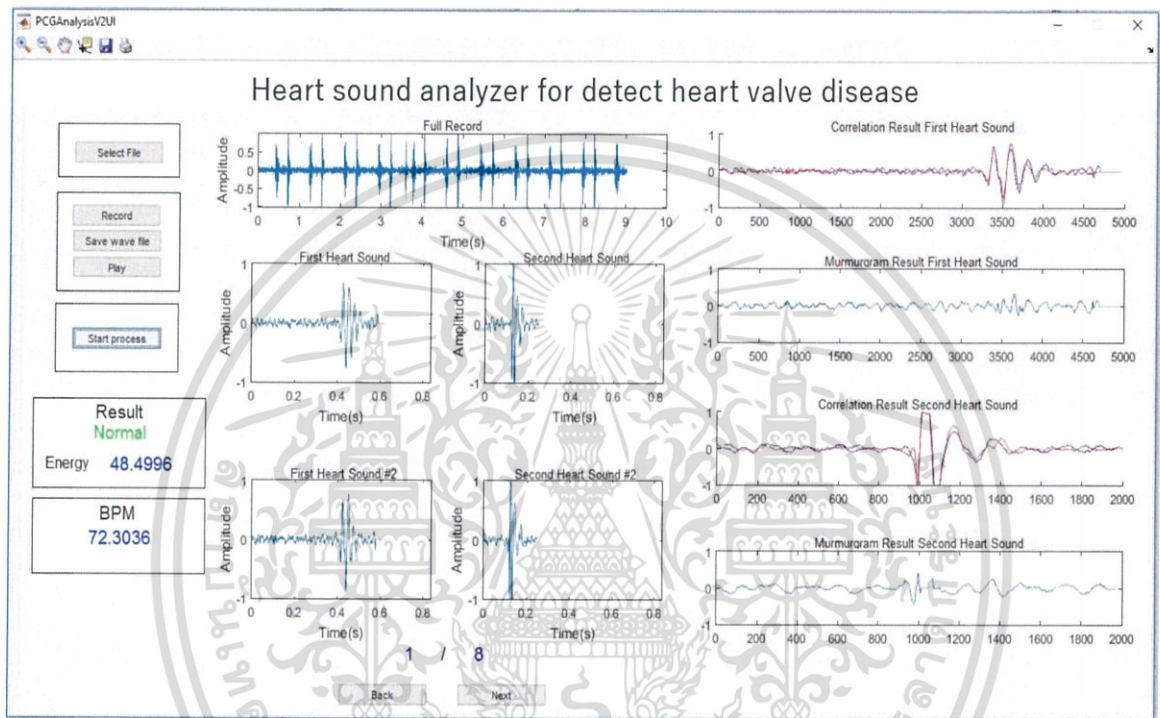


รูปที่ 4.9 หน้าต่าง Graphical user interface ของอาสาสมัครที่มีหัวใจปกติคนที่ 5

จากรูปที่ 4.9 จะเห็นได้ว่ากราฟสัญญาณเสียงการเต้นของหัวใจทั้งสองคาบนั้นเมื่อ หักล้างกันสัญญาณที่เกิดจากการหักล้างนั้นจะมีขนาดของสัญญาณที่ต่ำและทำการคำนวณค่าพลังงาน จากสัญญาณที่เหลือได้เท่ากับ 87.89 ซึ่งมีค่าน้อยกว่าเกณฑ์น้อยกว่าค่าที่กำหนด

4.2.6 การทดสอบครั้งที่ 6

ในการทดสอบครั้งที่ 6 ได้ทดสอบการวัดเสียงหัวใจซึ่งเป็นอาสาสมัครเพศชายอายุ 22 ปี ซึ่งมีร่างกายแข็งแรงและไม่มีโรคประจำตัว ซึ่งสามารถแสดงผลการวิเคราะห์ผ่านทางหน้าต่าง Graphical user interface ดังรูปที่ 4.10

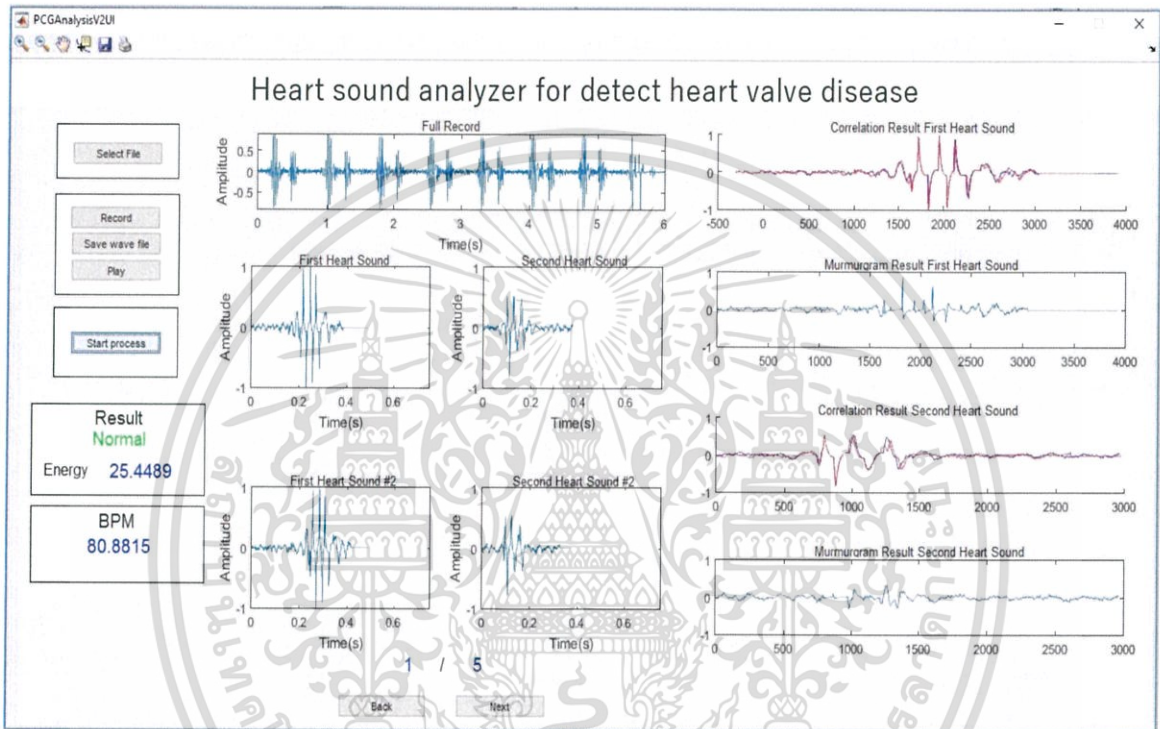


รูปที่ 4.10 หน้าต่าง Graphical user interface ของอาสาสมัครที่มีหัวใจปกติคนที่ 6

จากรูปที่ 4.10 จะเห็นได้ว่ากราฟสัญญาณเสียงการเต้นของหัวใจทั้งสองคาบนั้นเมื่อ หักล้างกันสัญญาณที่เกิดจากการหักล้างนั้นจะมีขนาดของสัญญาณที่ต่ำและทำการคำนวณค่าพลังงาน จากสัญญาณที่เหลือได้เท่ากับ 48.4996 ซึ่งมีค่าน้อยกว่าเกณฑ์น้อยกว่าค่าที่กำหนด

4.2.7 การทดสอบครั้งที่ 7

ในการทดสอบครั้งที่ 7 ได้ทดสอบการวัดเสียงหัวใจซึ่งเป็นอาสาสมัครเพศชายอายุ 22 ปี ซึ่งมีร่างกายแข็งแรงและไม่มีโรคประจำตัว ซึ่งสามารถแสดงผลการวิเคราะห์ผ่านหน้าต่าง Graphical user interface ดังรูปที่ 4.11



รูปที่ 4.11 หน้าต่าง Graphical user interface ของอาสาสมัครที่มีหัวใจปกติคนที่ 7

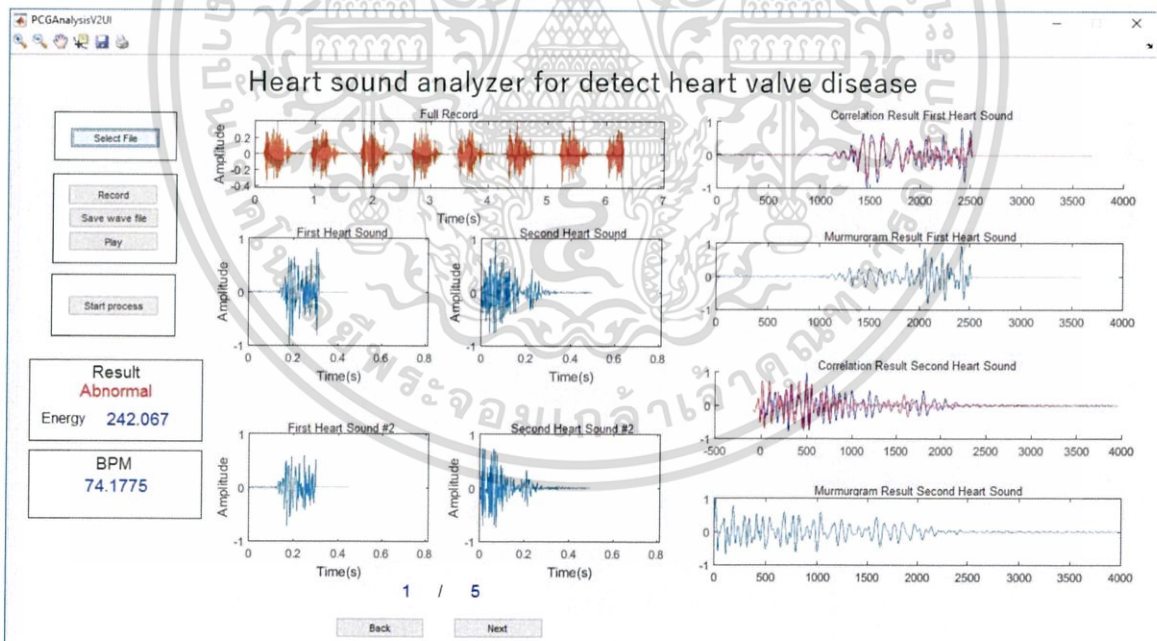
จากรูปที่ 4.11 จะเห็นได้ว่ากราฟสัญญาณเสียงการเต้นของหัวใจทั้งสองคาบนั้นเมื่อ หักล้างกันสัญญาณที่เกิดจากการหักล้างนั้นจะมีขนาดของสัญญาณที่ต่ำและทำการคำนวณค่าพลังงาน จากสัญญาณที่เหลือได้เท่ากับ 25.4489 ซึ่งมีค่าน้อยกว่าเกณฑ์น้อยกว่าค่าที่กำหนด

4.3 การทดสอบการทำงานของโปรแกรมวิเคราะห์ผ่านการวัดโดยไฟล์เสียง

ในการทดสอบการทำงานของโปรแกรมวิเคราะห์จะทดสอบตามขั้นตอนในการวิเคราะห์ โดยการทดสอบจะทำการทดสอบโดยนำโปรแกรมวิเคราะห์เสียงหัวใจของคนจริงๆ โดยรับเสียงการเต้นของหัวใจจากไฟล์เสียงที่ได้มีการบันทึกไว้ และวิเคราะห์ไฟล์เสียงหัวใจที่ผิดปกติเพื่อตรวจสอบประสิทธิภาพในการวิเคราะห์ โดยค่าพลังงานที่เราใช้เปรียบเทียบนั้นคือเมื่อค่าพลังงานมีค่ามากกว่า 90 จะถือว่าเป็นสัญญาณเสียงหัวใจที่มีความผิดปกติ

4.3.1 การทดสอบครั้งที่ 1

ในการทดสอบครั้งที่ 1 ได้ทดสอบโดยใช้ไฟล์เสียงของผู้มีความผิดปกติของลิ้นหัวใจที่มีลิ้น Aortic ตีบ ซึ่งสามารถแสดงผลการวิเคราะห์ผ่านหน้าต่าง Graphical user interface ดังรูปที่ 4.12



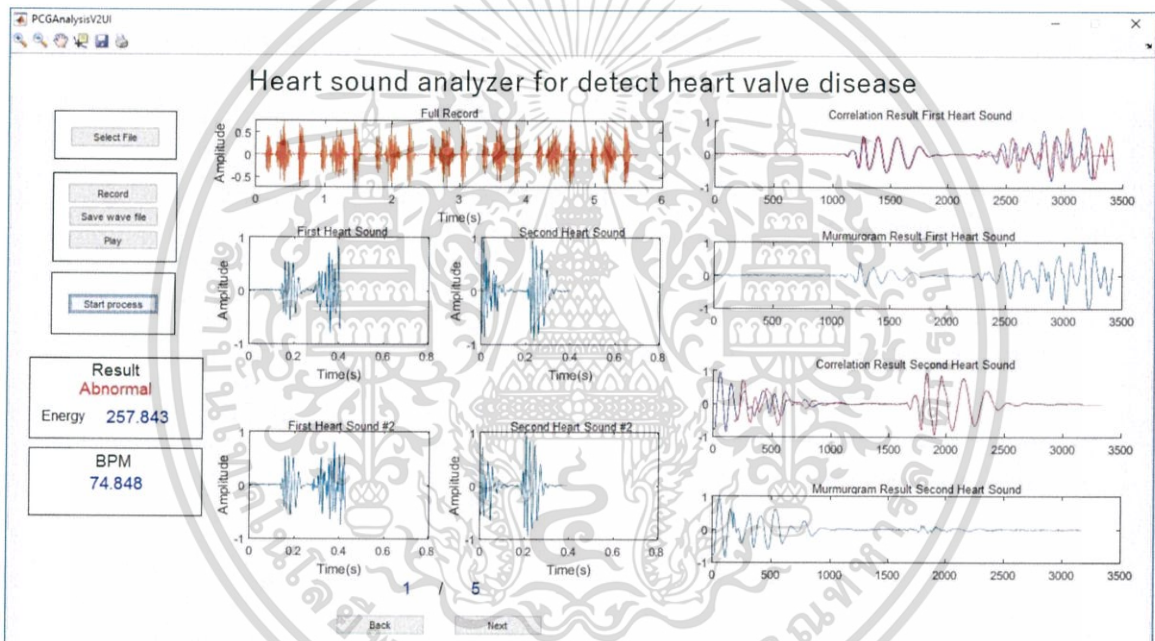
รูปที่ 4.12 หน้าต่าง Graphical user interface ของไฟล์เสียงมีเสียงลิ้นหัวใจ Aortic ตีบผิดปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.12 จะเห็นได้ว่ากราฟสัญญาณเสียงการเต้นของหัวใจทั้งสองคาบนั้นเมื่อหักล้างกันสัญญาณที่เกิดขึ้นยังคงมีขนาดของสัญญาณหลงเหลืออยู่และทำการคำนวณค่าพลังงานจากสัญญาณที่เหลือได้เท่ากับ 242.067 ซึ่งเห็นได้ชัดว่าค่าพลังงานที่ได้นั้นมีความแตกต่างกับค่าพลังงานที่วิเคราะห์ในเสียงหัวใจปกติ

4.3.2 การทดสอบครั้งที่ 2

ในการทดสอบครั้งที่ 2 ได้ทดสอบโดยใช้ไฟล์เสียงของผู้มีความผิดปกติของลิ้นหัวใจที่มีลิ้น Mitral รั่ว ซึ่งสามารถแสดงผลการวิเคราะห์ผ่านหน้าต่าง Graphical user interface ดังรูปที่ 4.13

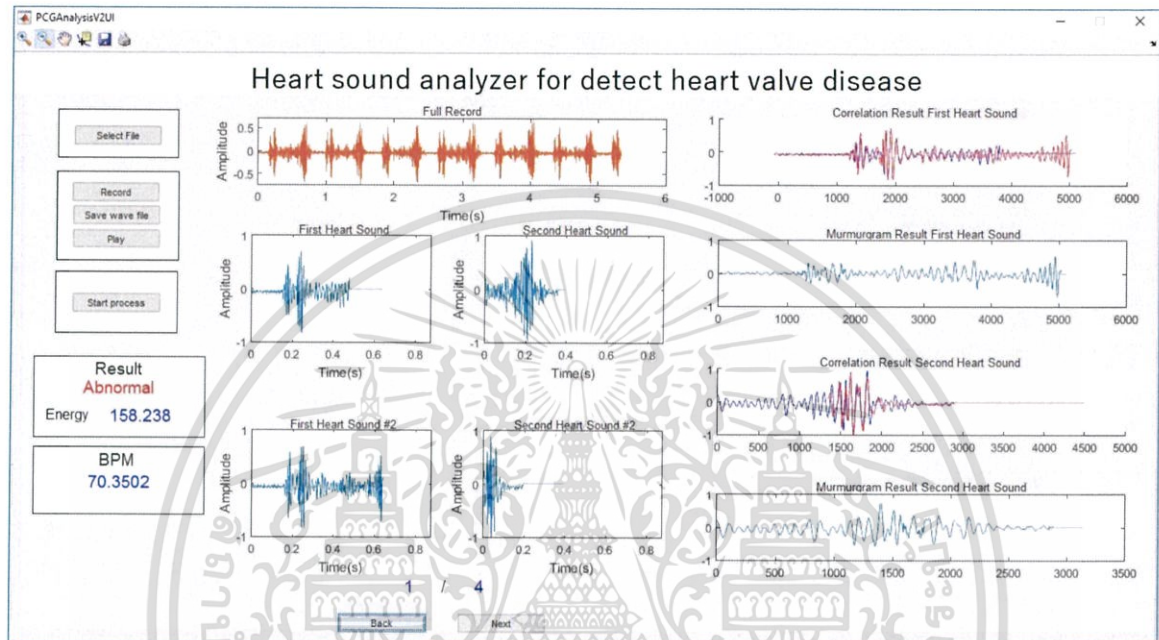


รูปที่ 4.13 หน้าต่าง Graphical user interface ของไฟล์เสียงมีเสียงลิ้นหัวใจ Mitral รั่วผิดปกติ

จากรูปที่ 4.13 จะเห็นได้ว่ากราฟสัญญาณเสียงการเต้นของหัวใจทั้งสองคาบนั้นเมื่อหักล้างกันสัญญาณที่เกิดขึ้นยังคงมีขนาดของสัญญาณหลงเหลืออยู่และทำการคำนวณค่าพลังงานจากสัญญาณที่เหลือได้เท่ากับ 257.843 ซึ่งเห็นได้ชัดว่าค่าพลังงานที่ได้นั้นมีความแตกต่างกับค่าพลังงานที่วิเคราะห์ในเสียงหัวใจปกติ

4.3.3 การทดสอบครั้งที่ 3

ในการทดสอบครั้งที่ 3 ได้ทดสอบโดยใช้ไฟล์เสียงของผู้ที่มีความผิดปกติของลิ้นหัวใจที่มีลิ้น Mitral รั่ว ซึ่งสามารถแสดงผลการวิเคราะห์ผ่านหน้าต่าง Graphical user interface ดังรูปที่ 4.14

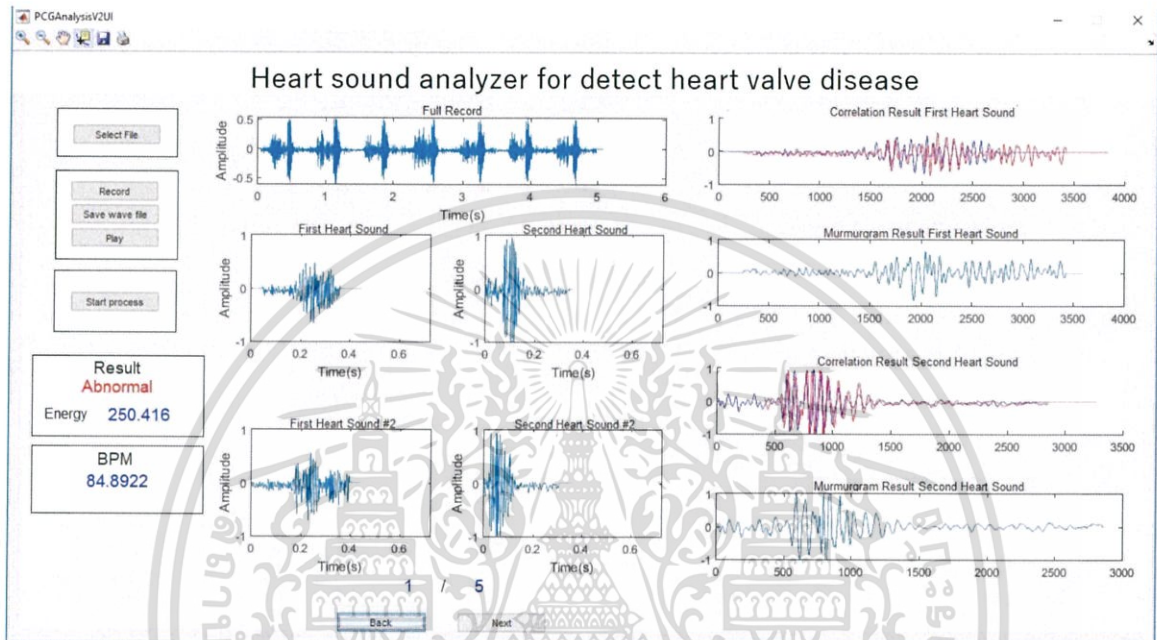


รูปที่ 4.14 หน้าต่าง Graphical user interface ของไฟล์เสียงมีเสียงลิ้นหัวใจ Mitral รั่วผิดปกติ

จากรูปที่ 4.14 จะเห็นได้ว่ากราฟสัญญาณเสียงการเต้นของหัวใจทั้งสองคาบนั้นเมื่อหักล้างกันสัญญาณที่เกิดขึ้นยังคงมีขนาดของสัญญาณหลงเหลืออยู่และทำการคำนวณค่าพลังงานจากสัญญาณที่เหลือได้เท่ากับ 158.238 ซึ่งเห็นได้ชัดว่าค่าพลังงานที่ได้นั้นมีความแตกต่างกับค่าพลังงานที่วิเคราะห์ในเสียงหัวใจปกติ

4.3.4 การทดสอบครั้งที่ 4

ในการทดสอบครั้งที่ 4 ได้ทดสอบโดยใช้ไฟล์เสียงของผู้มีความผิดปกติของลิ้นหัวใจที่มีลิ้น Mitral รั่ว ซึ่งสามารถแสดงผลการวิเคราะห์ผ่านหน้าต่าง Graphical user interface ดังรูปที่ 4.15

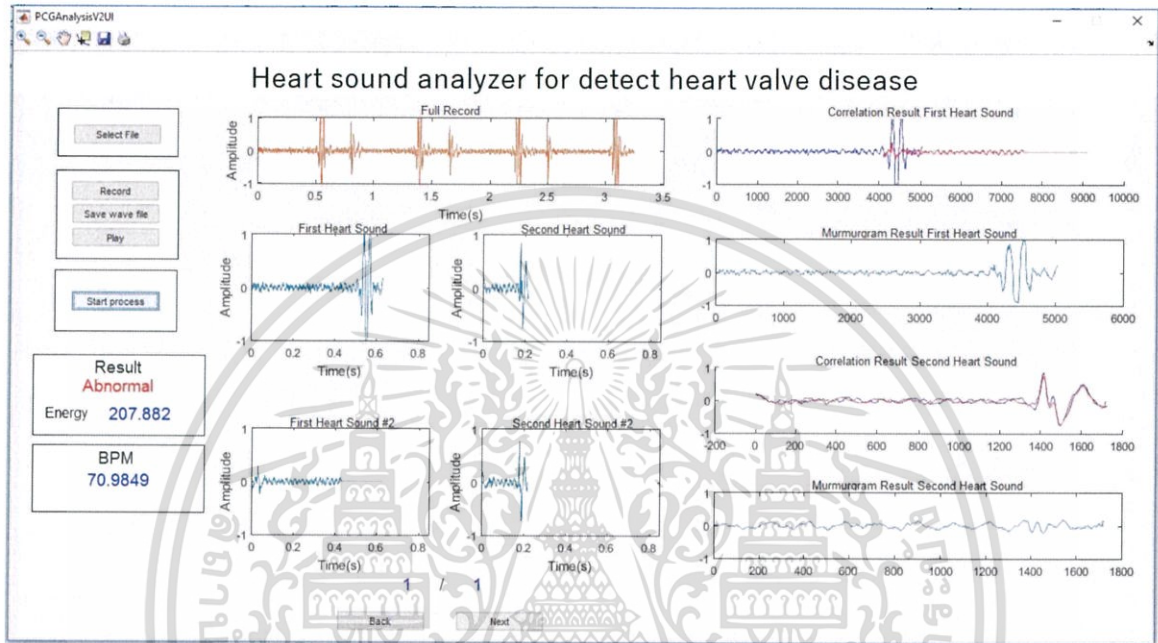


รูปที่ 4.15 หน้าต่าง Graphical user interface ของไฟล์เสียงมีเสียงลิ้นหัวใจ Mitral รั่วผิดปกติ

จากรูปที่ 4.15 จะเห็นได้ว่ากราฟสัญญาณเสียงการเต้นของหัวใจทั้งสองคาบนั้นเมื่อหักล้างกันสัญญาณที่เกิดขึ้นยังคงมีขนาดของสัญญาณหลงเหลืออยู่และทำการคำนวณค่าพลังงานจากสัญญาณที่เหลือได้เท่ากับ 250.416 ซึ่งเห็นได้ชัดว่าค่าพลังงานที่ได้นั้นมีความแตกต่างกับค่าพลังงานที่วิเคราะห์ในเสียงหัวใจปกติ

4.3.5 การทดสอบครั้งที่ 5

ในการทดสอบครั้งที่ 4 ได้ทดสอบโดยใช้ไฟล์เสียงของผู้มีสุขภาพดีและไม่มีโรคประจำตัว ซึ่งสามารถแสดงผลการวิเคราะห์ผ่านหน้าต่าง Graphical user interface ดังรูปที่ 4.16



รูปที่ 4.16 หน้าต่าง Graphical user interface ของไฟล์เสียงมีสุขภาพดีและไม่มีโรคประจำตัว

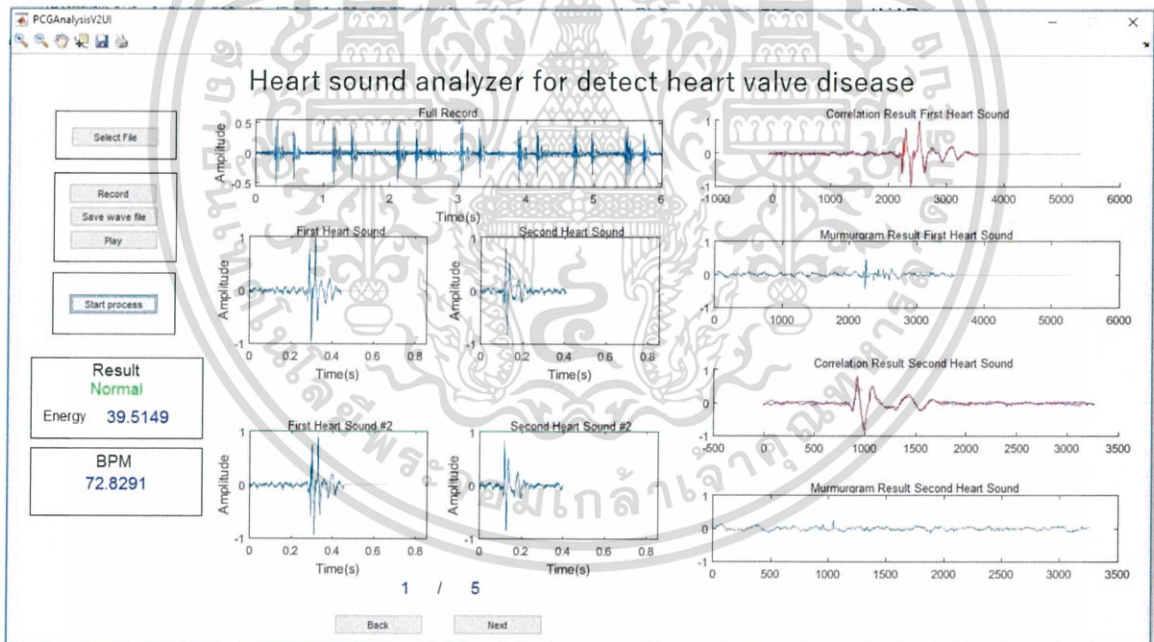
จากรูปที่ 4.16 จะเห็นได้ว่ากราฟสัญญาณเสียงการเต้นของหัวใจทั้งสองคาบนั้นเมื่อหักล้างกันสัญญาณที่เกิดขึ้นยังคงมีขนาดของสัญญาณหลงเหลืออยู่และทำการคำนวณค่าพลังงานจากสัญญาณที่เหลือได้เท่ากับ 207.882 ซึ่งเห็นได้ชัดว่าค่าพลังงานที่ได้นั้นมีความแตกต่างกับค่าพลังงานที่วิเคราะห์ในเสียงหัวใจปกติ ความผิดพลาดที่เกิดขึ้นนี้เกิดจากอัตราการเต้นของหัวใจที่วัดมาได้นั้นมีการเปลี่ยนแปลงกะทันหันเกิดอันมีสาเหตุมาจากมีความผิดพลาดระหว่างการวัด

4.4 การทดสอบการทำงานของโปรแกรมวิเคราะห์อัตราการเต้นของหัวใจ

ในการทดสอบการทำงานของโปรแกรมวิเคราะห์อัตราการเต้นของหัวใจ โดยการแบ่งเป็น 2 การบันทึกผล ในการบันทึกผลอัตราการเต้นของหัวใจในครั้งที่ 1 นั้นจะวัดในขณะที่ไม่มีการออกกำลังกาย และในการบันทึกผลอัตราการเต้นของหัวใจในครั้งที่ 2 จะทำการวัดหลังจากผู้ทำการทดลองลุก-นั่ง เป็นจำนวน 30 ครั้ง โดยนำค่าที่วัดได้ไปเปรียบเทียบกับเกณฑ์อัตราการเต้นหัวใจที่ 60-90 ครั้งต่อนาที

4.4.1 การทดสอบครั้งที่ 1

ในการวัดครั้งที่ 1 ได้ทดสอบการวัดอัตราการเต้นของหัวใจซึ่งเป็นอาสาสมัครเพศชายอายุ 21 ปี ซึ่งมีร่างกายแข็งแรงและไม่มีโรคประจำตัว ซึ่งสามารถแสดงผลการวัดผ่านหน้าต่าง Graphical user interface ดังรูปที่ 4.17

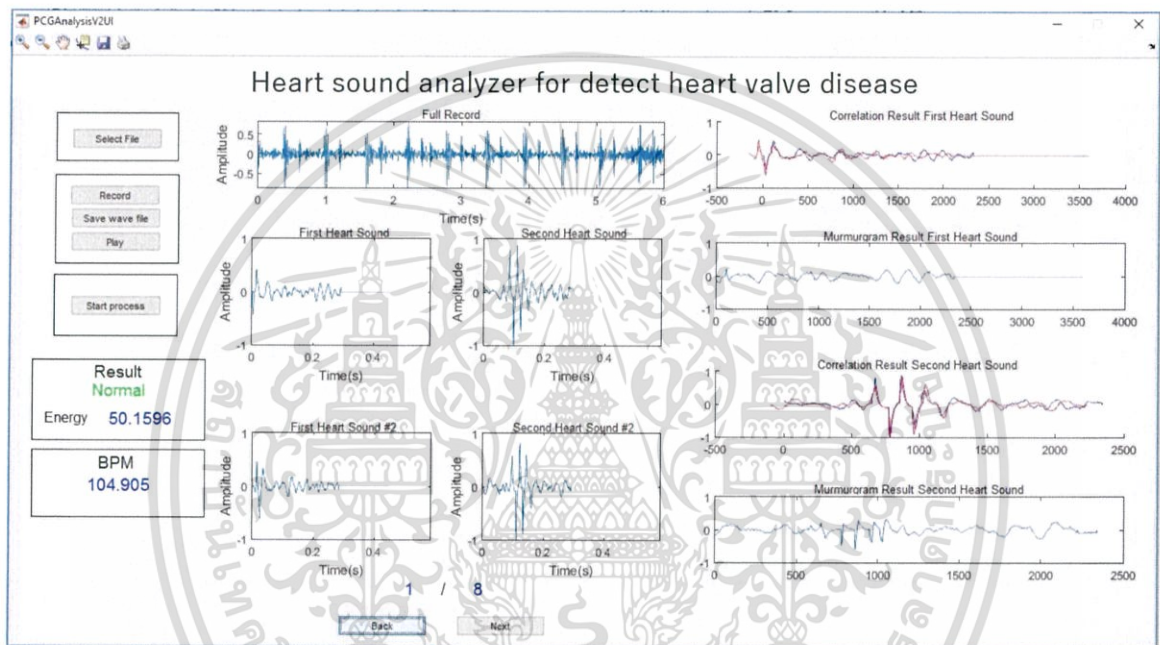


รูปที่ 4.17 หน้าต่าง Graphical user interface ของผลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจในช่วง BPM

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.17 จะเห็นได้ว่าอัตราการเต้นของหัวใจที่วัดได้ในช่อง BPM นั้นมีค่า 72.8291 ครั้งต่อนาที ซึ่งอยู่ในช่วงเกณฑ์ปกติ

ในการวัดครั้งที่ 2 ได้ทดสอบการวัดอัตราการเต้นของหัวใจหลังจากทำการลุก-นั่งเป็นจำนวน 30 ครั้ง ซึ่งสามารถแสดงผลการวัดผ่านหน้าต่าง Graphical user interface ดังรูปที่ 4.18



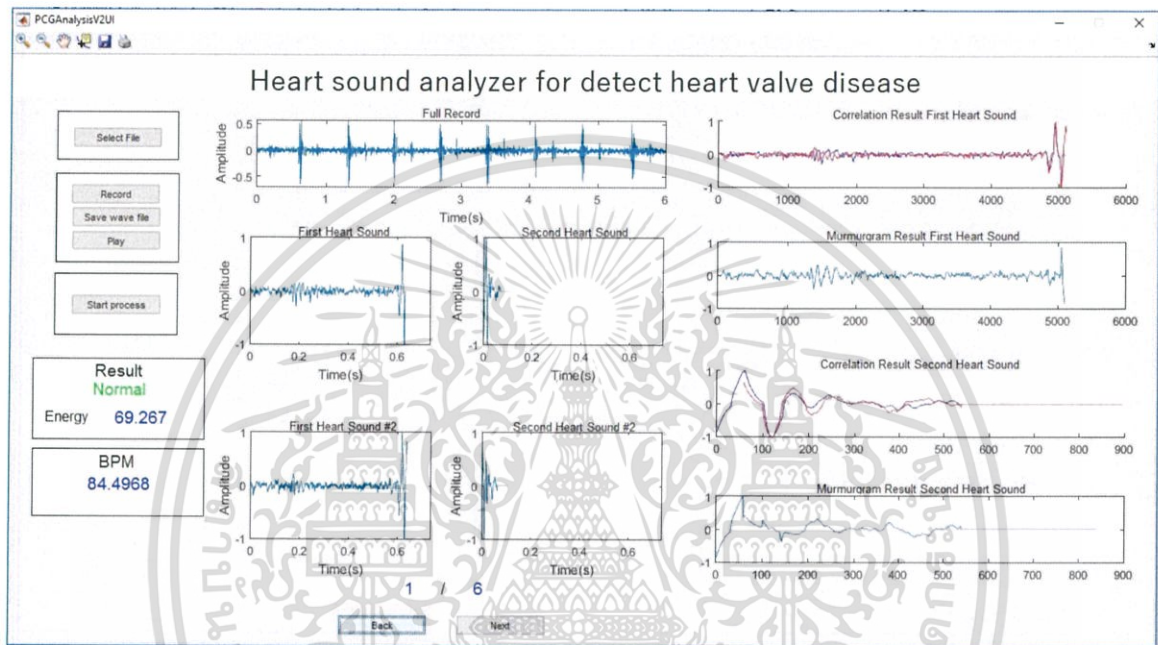
รูปที่ 4.18 หน้าต่าง Graphical user interface ของผลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจหลังจากลุก-นั่งในช่อง BPM

จากรูปที่ 4.18 จะเห็นได้ว่าอัตราการเต้นของหัวใจที่วัดได้ในช่อง BPM นั้นมีค่า 104.905 ครั้งต่อนาที ซึ่งอยู่ในช่วงเกณฑ์ที่สูงกว่าปกติเนื่องจากการออกกำลังกายที่เกิดขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4.2 การทดสอบครั้งที่ 2

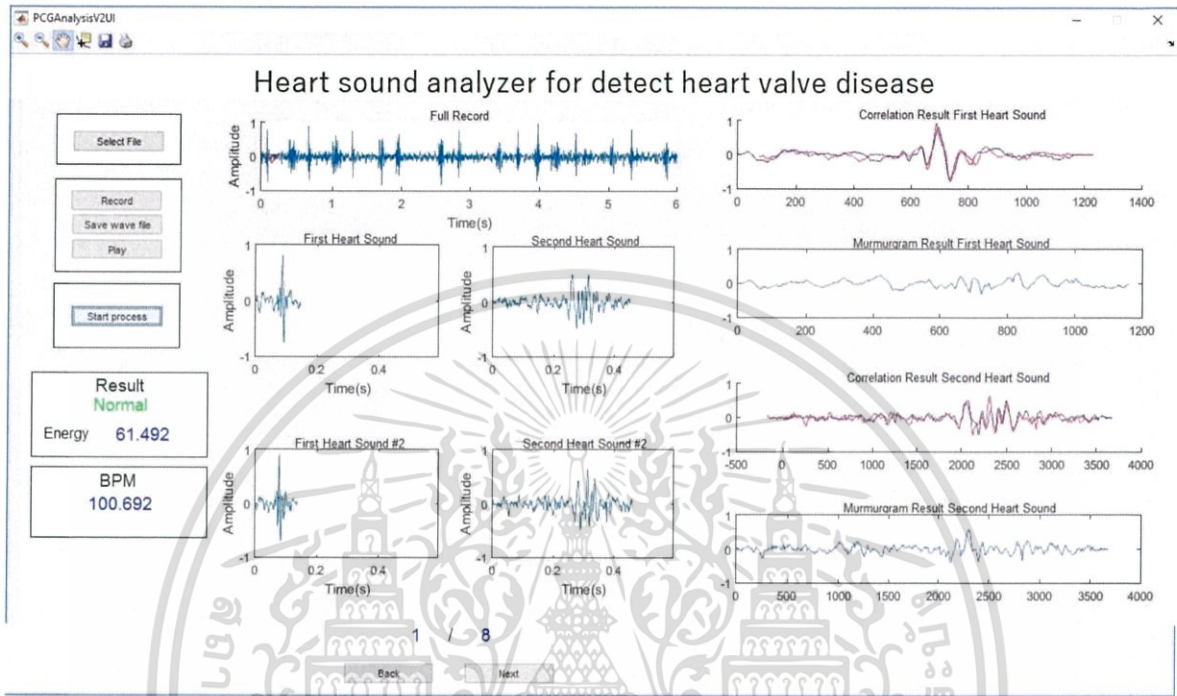
ในการวัดครั้งที่ 1 ได้ทดสอบการวัดอัตราการเต้นของหัวใจซึ่งเป็นอาสาสมัครเพศชายอายุ 21 ปี ซึ่งมีร่างกายแข็งแรงและไม่มีโรคประจำตัว ซึ่งสามารถแสดงผลการวัดผ่านหน้าต่าง Graphical user interface ดังรูปที่ 4.19



รูปที่ 4.19 หน้าต่าง Graphical user interface ของผลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจในช่อง BPM

จากรูปที่ 4.19 จะเห็นได้ว่าอัตราการเต้นของหัวใจที่วัดได้ในช่อง BPM นั้นมีค่า 84.4968 ครั้งต่อนาที ซึ่งอยู่ในช่วงเกณฑ์ปกติ

ในการวัดครั้งที่ 2 ได้ทดสอบการวัดอัตราการเต้นของหัวใจหลังจากทำการลุก-นั่งเป็นจำนวน 30 ครั้ง ซึ่งสามารถแสดงผลการวัดผ่านหน้าต่าง Graphical user interface ดังรูปที่ 4.20



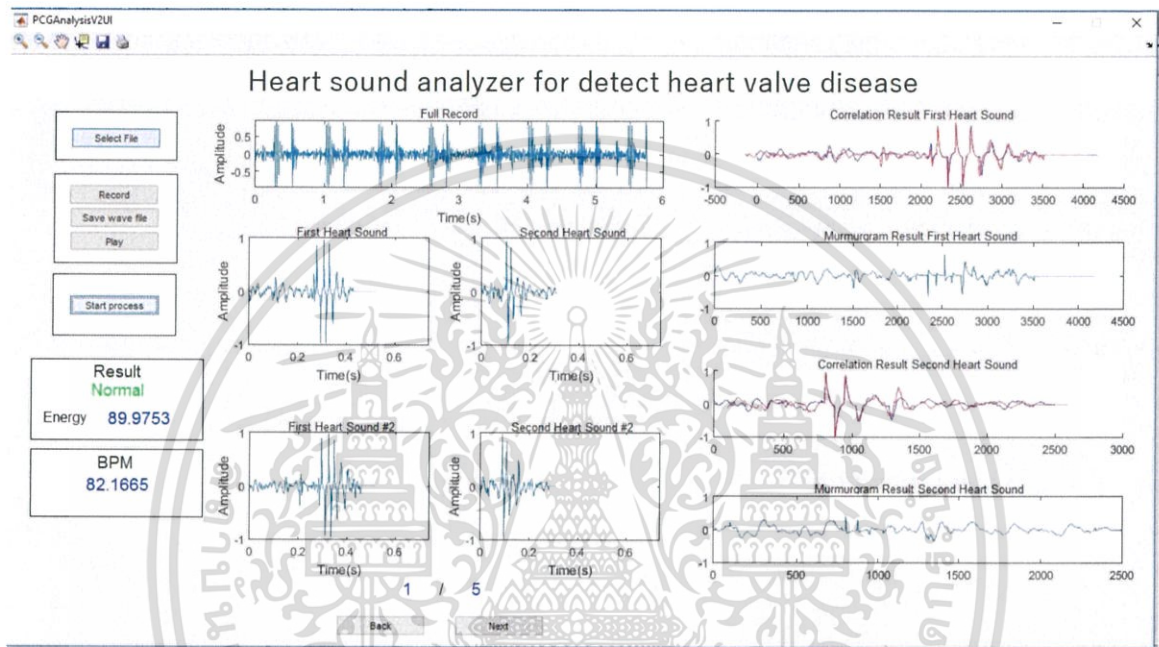
รูปที่ 4.20 หน้าต่าง Graphical user interface ของผลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจหลังจากลุก-นั่งในช่อง BPM

จากรูปที่ 4.20 จะเห็นได้ว่าอัตราการเต้นของหัวใจที่วัดได้ในช่อง BPM นั้นมีค่า 100.692 ครั้งต่อนาที ซึ่งอยู่ในช่วงเกณฑ์ที่สูงกว่าปกติเนื่องจากการออกกำลังกายที่เกิดขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4.3 การทดสอบครั้งที่ 3

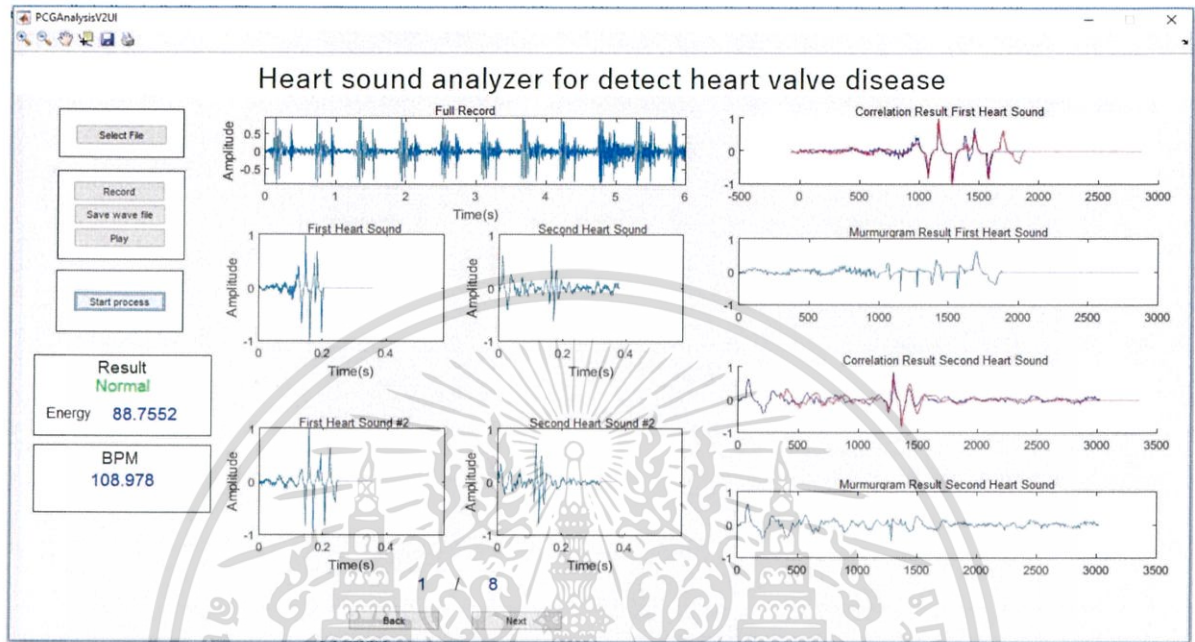
ในการวัดครั้งที่ 1 ได้ทดสอบการวัดอัตราการเต้นของหัวใจซึ่งเป็นอาสาสมัครเพศชายอายุ 21 ปี ซึ่งมีร่างกายแข็งแรงและไม่มีโรคประจำตัว ซึ่งสามารถแสดงผลการวัดผ่านหน้าต่าง Graphical user interface ดังรูปที่ 4.21



รูปที่ 4.21 หน้าต่าง Graphical user interface ของผลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจในช่อง BPM จากรูปที่ 4.21 จะเห็นได้ว่าอัตราการเต้นของหัวใจที่วัดได้ในช่อง BPM นั้นมีค่า 82.1665 ครั้งต่อนาที ซึ่งอยู่ในช่วงเกณฑ์ปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการวัดครั้งที่ 2 ได้ทดสอบการวัดอัตราการเต้นของหัวใจหลังจากทำการลุก-นั่งเป็นจำนวน 30 ครั้ง ซึ่งสามารถแสดงผลการวัดผ่านหน้าต่าง Graphical user interface ดังรูปที่ 4.22



รูปที่ 4.22 หน้าต่าง Graphical user interface ของผลการวัดอัตราการเต้นของหัวใจหลังจากลุก-นั่งในช่อง BPM

จากรูปที่ 4.22 จะเห็นได้ว่าอัตราการเต้นของหัวใจที่วัดได้ในช่อง BPM นั้นมีค่า 108.987 ครั้งต่อนาที ซึ่งอยู่ในช่วงเกณฑ์ที่สูงกว่าปกติเนื่องจากการออกกำลังกายเกิดขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผล

เครื่องบันทึกเสียงและวัดอัตราการเต้นของหัวใจที่ได้ออกแบบสร้างขึ้นมา สามารถส่งเสียงหัวใจผ่านหูฟังทำให้ได้ยินชัดเจน สามารถวัดเสียงหัวใจแล้วแสดงผลในรูปแบบของกราฟและวิเคราะห์หาโรคลิ้นหัวใจรั่วเบื้องต้นได้ โดยใช้การวิเคราะห์สัญญาณเสียงด้วยการนำสัญญาณเสียงหัวใจในช่วงการบีบ (S1) และคาย (S2) ของทั้งสองคาบการเต้นของหัวใจมาหักล้างกันแล้วคำนวณหาค่าพลังงานของสัญญาณหลักจากการหักล้าง ค่าพลังงานของสัญญาณนี้สามารถบ่งบอกถึงความผิดปกติหรือปกติได้ ซึ่งค่าพลังงานของเสียงหัวใจที่เป็นปกตินั้นจะมีค่าไม่เกิน 90 แต่ถ้าในกรณีของสัญญาณเสียงหัวใจผิดปกติจากไฟล์เสียงตัวอย่าง เช่น กรณีลิ้นหัวใจ Aortic ตีบ จะได้ค่าพลังงานประมาณ 250 และไฟล์เสียงตัวอย่างลิ้นหัวใจรั่วชนิด Mitral ได้ค่าพลังงานอยู่ในช่วง 200 ถึง 300 ซึ่งสามารถเห็นผลการวิเคราะห์ได้ชัดเจนและสามารถเก็บบันทึกไฟล์เสียงเพื่อนำไปให้ผู้ชำนาญการวิเคราะห์ในขั้นตอนต่อไปได้อีกด้วย ทั้งนี้ตัวโปรแกรมยังสามารถวัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจได้ซึ่งจากการทดลองจะพบว่าค่าที่คำนวณได้นั้นมีค่าใกล้เคียงกับค่าที่วัดจากเครื่องมือวัดอัตราการเต้นของหัวใจ จึงสรุปได้ว่าตัวโปรแกรมมีความน่าเชื่อถือทั้งในเรื่องของการวิเคราะห์ความผิดปกติและการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

5.2 ข้อเสนอแนะ

เครื่องนี้อาจมีการวิเคราะห์ผิดพลาดได้หากสัญญาณเสียงมีเสียงจากภายนอกรบกวนมากเกินไป ค่าที่นำมาคิดในการจำแนกประเภทของเสียงนั้นยังไม่ความแม่นยำเนื่องจากตัวอย่างเสียงหัวใจที่ผิดปกติที่นำมาใช้วิเคราะห์นั้นยังไม่เพียงพอที่จะสรุปค่าในการจำแนกได้ จึงต้องมีการนำเครื่องไปใช้งานจริงเพื่อเก็บผลทางสถิติเพื่อเพิ่มความแม่นยำในการวิเคราะห์ผลต่อไป

บรรณานุกรม

- [1] “โครงสร้างพื้นฐานของหัวใจ.”
<http://fat.surin.rmuti.ac.th/teacher/songchai/circulatory/structure%20of%20heart.htm>.
- [2] นายวัชรพงศ์ ทองรัตแก้ว. “เครื่องวัดและประมวลผลเสียงเต้นของหัวใจ” วิทยานิพนธ์ปริญญา
 วิทยา ศาสตรมหาบัณฑิต., สาขาวิชาอุปกรณ์การแพทย์ ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์
 การแพทย์, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ, 2548
- [3] “ทฤษฎีเกี่ยวกับเสียงเต้นของหัวใจ”
kb.psu.ac.th/psukb/bitstream/2553/2482/9/273035_ch2.pdf
- [4] “Cross-correlation”
<https://en.wikipedia.org/wiki/Cross-correlation>
- [5] Mohammad Ali Akbari, Kamran Hassani, John D Doyle, Mahdi Navidbakhsh, Maryam Sangargir, Kourosh Bajelani, Zahra Sadat Ahmadi. “Digital Subtraction Phonocardiography applied to the detection and characterization of heart murmur.”
<http://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-10-109>
- [6] “Hilbert.”
<https://www.mathworks.com/help/signal/ref/hilbert.html>
- [7] Phakinee Anunonthat. “Matlab คือ อะไร?”
<http://matabthai.blogspot.com/2013/04/matlab.html>
- [8] MAXIM Corp.” MAX4465–MAX4469.”

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

function varargout = PCGAnalysisV2UI(varargin)

%-----code เริ่มต้นการใช้งาน GUI-----
% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',  gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @PCGAnalysisV2UI_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @PCGAnalysisV2UI_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [], ...
                  'gui_Callback',    []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before PCGAnalysisV2UI is made visible.
function PCGAnalysisV2UI_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin   command line arguments to PCGAnalysisV2UI (see VARARGIN)
% Choose default command line output for PCGAnalysisV2UI
handles.output = hObject;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes PCGAnalysisV2UI wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = PCGAnalysisV2UI_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
% varargout  cell array for returning output args (see VARARGOUT);
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
% Get default command line output from handles structure

varargout{1} = handles.output;

%-----ปุ่ม Select File-----
% --- Executes on button press in pushbutton1.
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

[F,PathName,FilterIndex] = uigetfile({'*.wav*'}, 'Select your File ');
guidata(hObject, handles);
b=strcat(PathName,F);
[input fs]=audioread(b);
input=resample(input, 8000,fs);
fs=8000;
handles.inputwav=input;
handles.inputwav_play = input;
handles.fs=fs;
axes(handles.axes1);
time = 0:1/fs:(length(handles.inputwav)-1)/fs;
yax=min(input);
yam=max(input);
plot(time, input);ylim([yax(1,1) yam(1,1)])
xlabel('Time(s)');
ylabel('Amplitude');
guidata(hObject,handles);

%-----๒๓ Start Process-----
% --- Executes on button press in pushbutton2.
function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to pushbutton2 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

t=(1/handles.fs)*(1:length(handles.inputwav));

handles.inputwav=handles.inputwav/max(handles.inputwav); %normalization ข้อมูล
hil_f = hilbert(handles.inputwav); %ใช้ Hilbert transform เพื่อจับรอบสัญญาณ
abs_f = abs(hil_f);

%y=abs_f-mean(abs_f);
y=abs_f;

[c] = xcorr(y,'coeff'); %auto_correlation y signal และ normalization แทน y
c_cut = c(length(hil_f)+1:end); %ตัดเอาข้อมูลส่วนครึ่งหลัง เนื่องจากการ correlation ข้อมูลจะมีความยาวเป็น 2 เท่า
ของข้อมูลเดิม

[~, index] = max(c_cut(4000:end)); %หาค่าตำแหน่งของค่าสูงสุดของ c_cut ในช่วงที่กำหนด
true_index = index+4000-1; %true_index ความยาวคาบ
num_period = fix(length(handles.inputwav)/true_index);
handles.num_period=num_period;
set(handles.text27,'String',num_period-2,'ForegroundColor','b')
set(handles.text26,'String','1','ForegroundColor','b')

for j=1:num_period-1
    l2=1;
    [c] = xcorr(y,'coeff'); %auto_correlation y signal และ normalization แทน y

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

c_cut = c(length(hil_f)+1:end); %ตัดเอาข้อมูลส่วนครึ่งหลัง เนื่องจาก correlation ข้อมูลจะมีความยาวเป็น 2 เท่า
ของข้อมูลเดิม
[~, index] = max(c_cut(4000:end)); %หาค่าตำแหน่งของค่าสูงสุดของ c_cut ในช่วงที่กำหนด
true_index(j) = index+4000-1; %true_index ความยาวคาบ
heartRate(j) = 60/(true_index(j)/handles.fs);

for l=1:true_index(j)
period1(j,l)=handles.inputwav(1); %ตัด inputwav มาความยาวคาบ
period3(j,l)=abs_f(1);
end
for l=true_index(j)+1:(2*true_index(j))
period2(j,l2)=handles.inputwav(1);%ตัด inputwav คาบถัดไป
period4(j,l2)=abs_f(1);
l2=l2+1;
end
handles.inputwav=handles.inputwav(true_index(j):end);
hil_f = hilbert(handles.inputwav); %ใช้ Hilbert transform เพื่อจับกรอบสัญญาณ
abs_f = abs(hil_f);
y=abs_f;

end

for j=1:num_period-1
[cutc(j,:)] = xcorr(period3(j,:), 'coeff'); %auto_correlation period3 signal เพื่อ
หาระยะห่างของ S1, S2
% figure
% plot(cutc)

k(j)=length(period3(j,:));
for i=1:length(period3(j,:))
period5(j,i)=period3(j,k(j)); %flip ข้อมูล period3
k(j)=k(j)-1;
end

midcutc(j,:)=cutc(j,length(period3(j,:))+900:end); %ตัดเอาข้อมูล correlation ส่วนหลัง +900
เพื่อไม่นำค่าสูงสุดตรงกลางที่เกิดจาก correlation มาใช้
[~, loca(j)] = max(midcutc(j,:));
loca(j)=loca(j)+900; %ความยาวของ S1 ถึง S2

[cutcS(j,:)] = xcorr(period3(j,:), period5(j,:)); %cross-correlation สัญญาณคาบแรก กับ
สัญญาณคาบแรกที่ flip เพื่อหาตำแหน่งของ S1
[~, maxcut(j)] = max(cutcS(j,:));
for l=1:maxcut(j)-720
midcutc2(j,l)=cutcS(j,l);
end
[~, loca2S(j)] = max(midcutc2(j,:)); %loca2S ตำแหน่งของ (2*S1)

loc2a(j) = floor(loca2S(j)/2+loca(j)/2); %loc2a ตำแหน่งระหว่าง S1, S2

l2=1;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

for l=1:loc2a(j)
s1_1(j,l)=period1(j,l); %สัญญาณคาบแรกตั้งแต่1ถึงตำแหน่งระหว่าง S1,S2
end
for l=length(s1_1(j,:))+1:length(period1)
s2_1(j,l2)=period1(j,l); %สัญญาณคาบแรกตั้งแต่ตำแหน่งระหว่าง S1,S2 จนถึงสุด
l2=l2+1;
end

end

%-----

for j=1:num_period-2
%=====ปรับความยาวสัญญาณให้เท่ากัน ด้วยการเติม 0
if(length(s1_1(j,:))>length(s1_1(j+1,:)))
for i=length(s1_1(j+1,:))+1:length(s1_1(j,:))
s1_1(j+1,i)=0;
end
end
if(length(s1_1(j+1,:))>length(s1_1(j,:)))
for i=length(s1_1(j,:))+1:length(s1_1(j+1,:))
s1_1(j,i)=0;
end
end
lensig1(j)=length(s1_1(j,:));
if(length(s2_1(j,:))>length(s2_1(j+1,:)))
for i=length(s2_1(j+1,:))+1:length(s2_1(j,:))
s2_1(j+1,i)=0;
end
end
if(length(s2_1(j+1,:))>length(s2_1(j,:)))
for i=length(s2_1(j,:))+1:length(s2_1(j+1,:))
s2_1(j,i)=0;
end
end
lensig2(j)=length(s2_1(j,:));

%ปรับ matrix ให้ตรงกัน
s1_1(j,:)=s1_1(j,:)' ;
s1_1(j+1,:)=s1_1(j+1,:)' ;

s2_1(j,:)=s2_1(j,:)' ;
s2_1(j+1,:)=s2_1(j+1,:)' ;

%ปรับเลื่อนสัญญาณที่มีความเหมือนกันให้อยู่ในตำแหน่งที่ตรงกัน
slcorr(j,:)=xcorr(s1_1(j,:),s1_1(j+1,:)); %หาค่าตำแหน่งที่เหมือนกันด้วยการ cross-correlation
สัญญาณ S1 คาบแรกกับคาบสอง
[slmax(j),sld(j)]=max(slcorr(j,:)); %ตำแหน่งของค่าสูงสุดคือตำแหน่งที่มีความเหมือนกันของสัญญาณ
delays1(j)=sld(j)-lensig1(j); %ค่า delay ของตำแหน่งสัญญาณที่เหมือนกัน

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

s2corr(j,:)=xcorr(s2_1(j,:),s2_1(j+1,:)); %หาค่าตำแหน่งที่เหมือนกันด้วยการ cross-correlation
สัญญาณ S2 คาบแรกกับคาบสอง
[s2max(j),s2d(j)]=max(s2corr(j,:));
delays2(j)=s2d(j)-lengsig2(j);

%ถ้า delay มากกว่า 0 ให้เลื่อนตำแหน่งที่เหมือนกันของ S1 คาบสอง ไปหาคาบแรก
if delays1(j)>0
Sfifted_s1(j,:)= [zeros(1,delays1(j)) s1_1(j+1,1:lengsig1(j)-delays1(j))];
correlated_murmurgram(j,:)=-(Sfifted_s1(j,:)-s1_1(j,:));
end
%ถ้า delay น้อยกว่า 0 ให้เลื่อนตำแหน่งที่เหมือนกันของ S1 คาบแรก ไปหาคาบสอง
if delays1(j)<=0
Sfifted_s1(j,:)= [s1_1(j+1,1-delays1(j):lengsig1(j)) zeros(1,-delays1(j))];
correlated_murmurgram(j,:)=Sfifted_s1(j,:)-s1_1(j,:); %นำสัญญาณที่เลื่อนให้ตรงกันแล้วมาลบกัน
end

%ทำเช่นเดียวกันแต่เปลี่ยนเป็น S2-----
if delays2(j)>0
Sfifted_s2(j,:)= [zeros(1,delays2(j)) s2_1(j+1,1:lengsig2(j)-delays2(j))];
correlated_murmurgram_2(j,:)=-(Sfifted_s2(j,:)-s2_1(j,:));
end
if delays2(j)<=0
Sfifted_s2(j,:)= [s2_1(j+1,1-delays2(j):lengsig2(j)) zeros(1,-delays2(j))];
correlated_murmurgram_2(j,:)=Sfifted_s2(j,:)-s2_1(j,:);
end

%หาค่า energy
mur_energy(j)=sum(correlated_murmurgram(j,:).^2)+sum(correlated_murmurgram_2(j,
:).^2);

end
mur_energy
mur_energy=sum(mur_energy);
avg_mur_energy=mur_energy/(num_period-2)
heartRate
avg_heartRate=sum(heartRate)/(num_period-1)

set(handles.text2,'String',avg_mur_energy,'ForegroundColor','b')
set(handles.bpm,'String',avg_heartRate,'ForegroundColor','b')
%ถ้า energy น้อยกว่า 90 ให้แสดงว่า Normal ถ้าไม่แสดงว่า Abnormal
if avg_mur_energy<=90
set(handles.text30,'String','Normal','ForegroundColor','g')
else set(handles.text30,'String','Abnormal','ForegroundColor','r')
end

j=1;
handles.j=j;
handles.s1_1=s1_1;
handles.s2_1=s2_1;
handles.period1=period1;
handles.delays1=delays1;
handles.delays2=delays2;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

handles.correlated_murmurgram=correlated_murmurgram;
handles.correlated_murmurgram_2=correlated_murmurgram_2;

axes(handles.axes2);
plot((1/handles.fs)*(1:length(s1_1(j,:))),s1_1(j,:));xlim([0,length(period1(j,:))]/handles.fs]);ylim([-1 1])
xlabel('Time(s)');
ylabel('Amplitude');

axes(handles.axes3);
plot((1/handles.fs)*(1:length(s2_1(j,:))),s2_1(j,:));xlim([0,length(period1(j,:))]/handles.fs]);ylim([-1 1])
xlabel('Time(s)');
ylabel('Amplitude');

axes(handles.axes4);
plot((1/handles.fs)*(1:length(s1_1(j+1,:))),s1_1(j+1,:));xlim([0,length(period1(j,:))]/handles.fs]);ylim([-1 1])
xlabel('Time(s)');
ylabel('Amplitude');

axes(handles.axes5);
plot((1/handles.fs)*(1:length(s2_1(j+1,:))),s2_1(j+1,:));xlim([0,length(period1(j,:))]/handles.fs]);ylim([-1 1])
xlabel('Time(s)');
ylabel('Amplitude');

axes(handles.axes6);
cla reset;
hold on;
plot(s1_1(j,:), 'b');ylim([-1 1])
plot([delays1(j):length(s1_1(j+1,:))+delays1(j)-1],s1_1(j+1,:), 'r');ylim([-1 1])
hold off;

axes(handles.axes7);
plot(correlated_murmurgram(j,:));ylim([-1,1])

axes(handles.axes8);
cla reset;
hold on;
plot(s2_1(j,:), 'b');ylim([-1 1])
plot([delays2(j):length(s2_1(j+1,:))+delays2(j)-1],s2_1(j+1,:), 'r');ylim([-1 1])
hold off;

axes(handles.axes9);
plot(correlated_murmurgram_2(j,:));ylim([-1,1])

guidata(hObject,handles);

%-----ปุ่ม Record-----
% --- Executes on button press in pushbutton3.
function pushbutton3_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton3 (see GCBO)

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
fs = 8000;
recObj = audiorecorder(fs,16,1);
recordblocking(recObj, 6); %บันทึกเป็นเวลา 6 sec
y = getaudiodata(recObj);

handles.inputwav_play = y;
handles.inputwav = y;
handles.racord = y;
handles.fs = fs;
axes(handles.axes1);
time = 0:1/fs:(length(handles.inputwav)-1)/fs;
plot(time,handles.inputwav);ylim([-1 1])
xlabel('Time(s)');
ylabel('Amplitude');
guidata(hObject,handles);

%-----ปุ่ม Save file-----
% --- Executes on button press in pushbutton4.
function pushbutton4_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to pushbutton4 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
fs = 8000;
[filename, pathname] = uiputfile('*.wav');
cd (pathname);
audiowrite(filename,handles.racord,fs);
sound(handles.inputwav,fs);

guidata(hObject,handles);

%-----ปุ่ม Play-----
% --- Executes on button press in Play.
function Play_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to Play (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

playdata = audioplayer(handles.inputwav_play,handles.fs)
handles.playdata=playdata;
play(playdata)
guidata(hObject,handles);

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function bpm_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to bpm (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles empty - handles not created until after all CreateFcns called

% --- Executes on button press in pushbutton8.
function pushbutton8_Callback(hObject, eventdata, handles)

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

% hObject      handle to pushbutton8 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
if handles.j<=handles.num_period-2 && handles.j ~= 0
handles.j=handles.j-1;
axes(handles.axes2);
plot((1/handles.fs)*(1:length(handles.s1_1(handles.j,:))),handles.s1_1(handles.j,:));xlim([0,length(handles.period1(handles.j,:))/handles.fs]);ylim([-1 1])
xlabel('Time(s)');
ylabel('Amplitude');

axes(handles.axes3);
plot((1/handles.fs)*(1:length(handles.s2_1(handles.j,:))),handles.s2_1(handles.j,:));xlim([0,length(handles.period1(handles.j,:))/handles.fs]);ylim([-1 1])
xlabel('Time(s)');
ylabel('Amplitude');

axes(handles.axes4);
plot((1/handles.fs)*(1:length(handles.s1_1(handles.j+1,:))),handles.s1_1(handles.j+1,:));xlim([0,length(handles.period1(handles.j,:))/handles.fs]);ylim([-1 1])
xlabel('Time(s)');
ylabel('Amplitude');

axes(handles.axes5);
plot((1/handles.fs)*(1:length(handles.s2_1(handles.j+1,:))),handles.s2_1(handles.j+1,:));xlim([0,length(handles.period1(handles.j,:))/handles.fs]);ylim([-1 1])
xlabel('Time(s)');
ylabel('Amplitude');

axes(handles.axes6);
cla reset;
hold on;
plot(handles.s1_1(handles.j,:), 'b');ylim([-1 1])
plot([handles.delays1(handles.j):length(handles.s1_1(handles.j+1,:))+handles.delays1(handles.j)-1],handles.s1_1(handles.j+1,:), 'r');ylim([-1 1])
hold off;

axes(handles.axes7);
plot(handles.correlated_murmurgram(handles.j,:));ylim([-1,1])

axes(handles.axes8);
cla reset;
hold on;
plot(handles.s2_1(handles.j,:), 'b');ylim([-1 1])
plot([handles.delays2(handles.j):length(handles.s2_1(handles.j+1,:))+handles.delays2(handles.j)-1],handles.s2_1(handles.j+1,:), 'r');ylim([-1 1])
hold off;

axes(handles.axes9);
plot(handles.correlated_murmurgram_2(handles.j,:));ylim([-1,1])

set(handles.text26, 'String', handles.j, 'ForegroundColor', 'b')
end
guidata(hObject, handles);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

% --- Executes on button press in pushbutton9.
function pushbutton9_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to pushbutton9 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
if handles.j<handles.num_period-2
handles.j=handles.j+1
axes(handles.axes2);
plot((1/handles.fs)*(1:length(handles.s1_1(handles.j,:))),handles.s1_1(handles.
j,:));xlim([0,length(handles.period1(handles.j,:))/handles.fs]);ylim([-1 1])
xlabel('Time(s)');
ylabel('Amplitude');

axes(handles.axes3);
plot((1/handles.fs)*(1:length(handles.s2_1(handles.j,:))),handles.s2_1(handles.
j,:));xlim([0,length(handles.period1(handles.j,:))/handles.fs]);ylim([-1 1])
xlabel('Time(s)');
ylabel('Amplitude');

axes(handles.axes4);
plot((1/handles.fs)*(1:length(handles.s1_1(handles.j+1,:))),handles.s1_1(handle
s.j+1,:));xlim([0,length(handles.period1(handles.j,:))/handles.fs]);ylim([-1
1])
xlabel('Time(s)');
ylabel('Amplitude');

axes(handles.axes5);
plot((1/handles.fs)*(1:length(handles.s2_1(handles.j+1,:))),handles.s2_1(handle
s.j+1,:));xlim([0,length(handles.period1(handles.j,:))/handles.fs]);ylim([-1
1])
xlabel('Time(s)');
ylabel('Amplitude');

axes(handles.axes6);
cla reset;
hold on;
plot(handles.s1_1(handles.j,:), 'b');ylim([-1 1])
plot([handles.delays1(handles.j):length(handles.s1_1(handles.j+1,:))+handles.de
lays1(handles.j)-1],handles.s1_1(handles.j+1,:), 'r');ylim([-1 1])
hold off;

axes(handles.axes7);
plot(handles.correlated_murmurgram(handles.j,:));ylim([-1,1])

axes(handles.axes8);
cla reset;
hold on;
plot(handles.s2_1(handles.j,:), 'b');ylim([-1 1])
plot([handles.delays2(handles.j):length(handles.s2_1(handles.j+1,:))+handles.de
lays2(handles.j)-1],handles.s2_1(handles.j+1,:), 'r');ylim([-1 1])
hold off;

axes(handles.axes9);
plot(handles.correlated_murmurgram_2(handles.j,:));ylim([-1,1])

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
set(handles.text26,'String',handles.j,'ForegroundColor','b')  
end  
guidata(hObject,handles);
```



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้