

การแยกและวิเคราะห์สัญญาณเสียงพูด โดยใช้การวิเคราะห์ความถี่-เวลา

LUNG SOUNDS SEPARATION AND ANALYSIS
BASED ON TIME-FREQUENCY ANALYSIS



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2560

KMITL-2017-EN-M-040-059

การแยกและวิเคราะห์สัญญาณเสียงปอด โดยใช้การวิเคราะห์ความถี่-เวลา

LUNG SOUNDS SEPARATION AND ANALYSIS
BASED ON TIME-FREQUENCY ANALYSIS



T148831



หทัยเรขา แสนมุข
HATHAIREKHA SANMUK

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน **148831**
ในเดือนปี **23 11 2560**

b. **00266904**
l.

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ.2560
KMITL-2017-EN-M-040-059

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

LUNG SOUNDS SEPARATION AND ANALYSIS
BASED ON TIME-FREQUENCY ANALYSIS



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN ELECTRONICS ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2017
KMITL-2017-EN-M-040-059

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2017





FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การแยกและวิเคราะห์สัญญาณเสียงปอด โดยใช้การวิเคราะห์ความถี่-เวลา
Thesis Title Lung Sounds Separation and analysis Based on Time-Frequency Analysis
นักศึกษา นางสาวหทัยเรขา แสนमुख
รหัสประจำตัว 55611111
ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ผศ.ดร.กิติพล ชิตสกุล
หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2017-EN-M-040-059

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
รศ.ดร.มนัส	สังวรศิลป์	
รศ.ดร.ชูชาติ	ปิณฑวิรุจน์	
ดร.สุรเดช	ตรีไตรลักษณะ	
ผศ.ดร.กิติพล	ชิตสกุล	

วัน / เดือน/ ปี ที่สอบ วันพุธที่ 12 กรกฎาคม พ.ศ. 2560 เวลา 10.00-12.00 น.
สถานที่สอบ ณ อาคาร A ชั้น 5 ห้องประชุม 4

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว



(รองศาสตราจารย์ ดร. คมสัน มาลีสี)

คณบดี คณะวิศวกรรมศาสตร์

วันที่ 12 กรกฎาคม พ.ศ. 2560

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การแยกและวิเคราะห์สัญญาณเสียงปอด โดยใช้การวิเคราะห์ความถี่-เวลา
นักศึกษา	นางสาวหทัยเรขา แสนमुख
รหัสประจำตัว	55611111
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
พ.ศ.	2560
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ผศ.ดร.กิตติพล ชิตสกุล

บทคัดย่อ

การวินิจฉัยโรคทางเดินหายใจโดยวิธีฟังโดยใช้หูฟังแพทย์ มีปัญหาการรบกวนจากเสียงหัวใจซึ่งมีความดังมากกว่า ในงานวิจัยนี้เป็นการนำเสนอการออกแบบระบบ Auscultation ซึ่งประกอบด้วยหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์และซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการประมวลผลเสียงปอดโดยใช้โปรแกรม MATLAB™ หูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ นั้นใช้วงจรขยายเสียง MAX9812H ซึ่งมีอัตราขยายคงที่ 20 เดซิเบล และมีการตอบสนองความถี่ ครอบคลุมทั้งเสียงหัวใจและเสียงปอด 20-2500 เฮิรตซ์ การทดสอบสมรรถภาพของหูฟังที่พัฒนาขึ้นใช้การวัดเทียบกับ Biopac® Student Lab แล้วนำไปหาสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของเพียร์สัน (Pearson's correlation coefficient: r) พบว่าในโดเมนความถี่ มีความคล้ายกันของสัญญาณที่ค่า r เท่ากับ 0.971 อัลกอริธึมที่แยกและวิเคราะห์เสียงปอดนั้นใช้หลักการหาสเปกโตรแกรม ของสัญญาณที่วัดได้โดยใช้ Short Time Fourier Transform (STFT) และการแปลงเวฟเล็ต (Wavelet Transform :WT) เนื่องจาก WT สามารถทำให้สัญญาณปรากฏสเปกตรัมของเสียงหัวใจเด่นชัดมากเมื่อลบช่วงเวลาที่ตรวจพบเสียงหัวใจออกจากสเปกโตรแกรมทำให้เหลือเฉพาะเสียงปอด จากการทดสอบกับอาสาสมัครสุขภาพดีชายและหญิง พบว่าสามารถแสดงรูปคลื่นซึ่งมีสเปกตรัมในช่วงความถี่ของเสียงปอดและเสียงหัวใจได้ จากนั้นจึงนำเสียงปอดที่ได้ไปวิเคราะห์หาความผิดปกติ ในงานวิจัยนี้สนใจเสียงวี๊ด (Wheezes) และเสียงคลิก (Crackles) ซึ่งสามารถแยกออกมาได้ซึ่งจะได้นำไปเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์กับผู้เชี่ยวชาญในเชิงคุณภาพต่อไป

ThesisTitle	Lung Sounds Separation and Analysis based on Time- Frequency Analysis
Student	Miss Hathairekha Sanmuk
Student ID.	55611111
Degree	Master of Engineering
Program	Electronics Engineering
Year	2017
Thesis Advisor	Asst. Prof. Dr. Kitiphol Chitsakul

ABSTRACT

The respiration is detectable and listenable by using a stethoscope. However the problem concerning on this device is that the heart sounds interfere to the lung sounds because of folding in their frequency band. This phenomenon therefore poses for some users the difficulty in using the device for detecting each one of the sounds. Electronic stethoscope with the software may be used to solve the problem. This work is so concerned to develop a, cost effective, electronic stethoscope and also software used for separating and analysis the lung sounds. Our electronic stethoscope is based on audio amplifier MAX9812H with fixed gain of 20 dB from 20 to 2500 Hz. To evaluate the performance in frequency domain, a Biopac[®] Student Lab was used as reference device. The two sources of auscultation sound provide, based on a statistical test called Pearson's correlation, the coefficient (r) about 0.971. To separate the lung sounds from the auscultation, the Short Time Fourier Transform (STFT) and the wavelet transform (WT) were carried on the record sound. The Matlab[®] was used as the tool. This system has been tested on the volunteers, male and female providing the possibility to detect the respiration sound without the heart sounds interference. Moreover, wheezes and crackles, some abnormal sounds, are automatically detected, from the separated sound, using our software. Finally the clinical trial will be carried out in the future.

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ ผศ.ดร.กิติพล ชิตสกุล ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่คอยให้คำแนะนำและช่วยเหลือทุกสิ่งทุกอย่างตั้งแต่เริ่มต้นทำงานวิจัยจนกระทั่งเสร็จสิ้น รวมถึงคอยตรวจแก้วิทยานิพนธ์เล่มนี้จนวิทยานิพนธ์ของข้าพเจ้าเสร็จสมบูรณ์อีกด้วย

ขอขอบคุณ ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณ์ ที่คอยให้แนวคิดและคำแนะนำเกี่ยวกับการทำงานวิจัย เพื่อให้ข้าพเจ้าได้เห็นถึงข้อดีข้อเสียเพื่อให้พัฒนางานวิจัยจนสำเร็จ

ขอขอบคุณ รศ.ดร.ชูลี โจนส์ จากสาขาวิชากายภาพบำบัด คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ที่ได้ให้แนวคิดคำแนะนำเกี่ยวกับปัญหาที่เกิดขึ้นจากการฟังเสียงปอดจนกลายมาเป็นหัวข้อวิจัย

ขอขอบคุณสุจิตรา กล้วยหอมทอง จากสาขาวิชาวิทยาศาสตร์การเคลื่อนไหวของมนุษย์ คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ซึ่งเป็นผู้วัดสัญญาณทั้งหมดที่ใช้ในวิทยานิพนธ์เล่มนี้

ขอขอบคุณห้องปฏิบัติการวัดและประมวลผลทางชีวการแพทย์ (Biomedical Measurement and Computation Laboratory: BMCL) ที่เอื้อเฟื้ออุปกรณ์และเครื่องมือสำหรับใช้ในการออกแบบและทดสอบงานวิจัย

ขอขอบคุณเพื่อน พี่ น้องทุกคนในห้อง BMCL ที่ให้กำลังใจ ช่วยกันหาทางแก้ปัญหาจนงานวิจัยสำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

หทัยเรขา แสนमुख

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	VI
กิตติกรรมประกาศ.....	VII
สารบัญ.....	VIII
สารบัญตาราง.....	X
สารบัญรูป.....	XI
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	1
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	1
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย.....	2
1.5 ขอบเขตการวิจัย.....	2
1.6 ขั้นตอนของการศึกษา.....	2
1.7 โครงสร้างวิทยานิพนธ์.....	2
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.1 สรีรวิทยาของระบบทางเดินหายใจ.....	4
2.1.1 ลักษณะเด่นของเสียงปอด.....	4
2.1.2 ลักษณะเด่นของเสียงหัวใจ.....	5
2.2 การฟังเสียงปอด.....	6
2.2.1 ประเภทของเสียงลมหายใจ.....	6
2.2.2 เสียงหายใจผิดปกติหรือเสียงแซมการหายใจ.....	7
2.3 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย.....	9
2.3.1 ทฤษฎีของการแปลงฟูริเยร์ช่วงเวลาสั้น.....	9
2.3.2 ทฤษฎีของการแปลงเวฟเล็ต.....	11
2.3.3 การประมาณค่าในช่วงโดยใช้ฟังก์ชันกึ่งเหมือนพหุนาม (Interpolation with Spline).....	15
2.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	21
2.4.1 Heart Sound Cancellation from Lung Sound Recordings using Adaptive Threshold and 2D Interpolation in Time-Frequency Domain.....	21
2.4.2 An overview of heart-noise reduction of lung sound using wavelet transform based filter.....	21
2.4.3 Heart sound cancellation from lung sound recordings using time-frequency filtering.....	23

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ในเชิงพาณิชย์ 23 หน้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา VIII ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.5 อุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัย	24
2.5.1 ระบบ BIOPAC® Student Lab	24
2.5.2 โปรแกรม MATLAB	24
บทที่ 3 การออกแบบระบบ	26
3.1 โครงสร้างของหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์	26
3.2 ระบบอิเล็กทรอนิกส์	27
3.2.1 หูฟังแพทย์ทั่วไป	27
3.2.2 คอนเดนเซอร์ไมโครโฟน	27
3.2.3 IC เบอร์ MAX9812H	28
3.2.4 การสร้างสายสัญญาณ	30
3.3 ซอฟต์แวร์	30
3.4 สรุป	34
บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง	35
4.1 การทดสอบระบบของหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์	35
4.2 การวัดความเหมือนกันของสัญญาณ	38
4.3 การแยกเสียงปอดกับเสียงหัวใจ	41
4.3.1 การทดสอบกับสัญญาณทดสอบ	41
4.3.2 การทดสอบกับสัญญาณที่ได้จากการวัดจริง	44
4.4 การวิเคราะห์ความผิดปกติของเสียงปอด	46
4.4.1 เสียงวี๊ด	46
4.4.2 เสียงคลิก	47
4.5 สรุป	48
บทที่ 5 สรุปและวิจารณ์	50
5.1 สรุป	50
5.2 วิจารณ์	50
เอกสารอ้างอิง	51
ภาคผนวก	53
ภาคผนวก ก ผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์	54
ประวัติผู้เขียน	61

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1 รายละเอียดโครงสร้างของวงจรรขยายเสียง (MAX9812H)	30
4.1 สัมประสิทธิ์สัมพันธ์ของเพียร์สันสำหรับ 8 คู่สัญญาณในโดเมนเวลา	40
4.2 สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของเพียร์สันสำหรับ 8 คู่สัญญาณในโดเมนความถี่.....	40
4.3 ช่วงความถี่ของ Thinklab™	45



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1	การแสดงลักษณะทางกายภาพของปอด..... 5
2.2	การแสดงลักษณะทางกายภาพของหัวใจ..... 6
2.3	การแสดงลักษณะทางกายภาพของปอด..... 7
2.4	กลไกการเกิดเสียงแทรกต่อเนื่อง 7
2.5	กลไกการเกิดเสียงคลิก 8
2.6	การแปลงฟูรีเยร์ของสัญญาณ..... 9
2.7	ระนาบเวลาและความถี่ของหน้าต่างของ STFT..... 10
2.8	สเปกโตรแกรมของสัญญาณ..... 10
2.9	ความแตกต่างระหว่างระนาบเวลาและความถี่ของหน้าต่างของ STFT กับ WT..... 12
2.10	การซ้อนทับกันของปริภูมิย่อยที่มีฟังก์ชันการปรับสเกลแผ่ทั่วปริภูมิ..... 13
2.11	ฟังก์ชันแวกฟูเลตแม่แบบ Daubechies 14
2.12	ฟังก์ชันแวกฟูเลตแม่แบบ Morlet..... 14
2.13	กราฟของ Linear Spline 15
2.14	กราฟของ Quadratic Spline 16
2.15	กราฟของ Cubic Spline 17
2.16	(ก) สเปกโตรแกรมเสียงหายใจ (ข) การทำการประมาณค่าในช่วงสองมิติ (ค) สเปกโตรแกรมเสียงปอดที่กำลังจัดเสียงหัวใจแล้ว 21
2.17	ผลการแยกเสียงปอดกับเสียงหัวใจของ Irina Hossain และ Zahra Moussavi..... 22
2.18	(ก) สเปกโตรแกรมที่ยังไม่ได้ลบเสียงหัวใจ (ข) สเปกโตรแกรมที่ลบเสียงหัวใจแล้ว 23
2.19	PSD ของผลการทดลองเทียบกับสัญญาณเริ่มต้น 23
2.20	หูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ของ BIOPAC® 24
2.21	BIOPAC® MP36 24
2.22	ซอฟต์แวร์ BIOPAC® Student Lab 25
2.23	สัญลักษณ์และส่วนติดต่อผู้ใช้ของโปรแกรม MATLAB 25
3.1	บล็อกไดอะแกรมภาพรวมของระบบ 26
3.2	ภาพจำลองของหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ที่ออกแบบ 26
3.3	รูปถ่ายจริงของหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ที่ออกแบบ 27
3.4	ลักษณะของหูฟังแพทย์ทั่วไป 27
3.5	คอนเดนเซอร์ไมโครโฟน..... 28
3.6	วงจรทั่วไปของ MAX9812H..... 28
3.7	บล็อกไดอะแกรมของ MAX9812H 29
3.8	กราฟการตอบสนองความถี่ของ MAX9812H 29
3.9	ตำแหน่งขาของ MAX9812H..... 29
3.10	สายสัญญาณที่เชื่อมต่อกับ BIOPAC® MP36 30
3.11	แผนผังการออกแบบซอฟต์แวร์การแยกและวิเคราะห์เสียงปอด 31

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี 31

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้ XI

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.1	ภาพจำลองการทดสอบระบบของหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์..... 35
4.2	หูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ของ BIOPAC™ 36
4.3	หูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ที่ได้พัฒนาขึ้นมาใช้เอง 36
4.4	สายสัญญาณสร้างขึ้นเพื่อเชื่อมต่อกับ BIOPAC™ MP36..... 36
4.5	BIOPAC™ MP36..... 36
4.6	ตำแหน่งที่วัดสัญญาณ..... 37
4.7	ตำแหน่งการวัดสัญญาณของหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ 37
4.8	ตำแหน่งการวางหูฟังแพทย์กับอาสาสมัคร 38
4.9	ผลที่ได้จากการวัดสัญญาณจากซอฟต์แวร์ BSL 38
4.10	ระดับความเข้มของความสัมพันธ์ของข้อมูล 39
4.11	สัญญาณในโดเมนเวลาและความถี่ (ก) สัญญาณที่ได้จากหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ของ BIOPAC™ (ข) สัญญาณที่ได้จากหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ที่ออกแบบ 39
4.12	กราฟการกระจายตัวของข้อมูลในโดเมนเวลา..... 40
4.13	กราฟการกระจายตัวของข้อมูลในโดเมนความถี่..... 41
4.14	สัญญาณและ สเปกโตรแกรมเสียงปอดของคนปกติ..... 42
4.15	สัญญาณและสเปกโตรแกรมเสียงหัวใจของคนปกติ..... 42
4.16	สัญญาณทดสอบและสเปกโตรแกรมของสัญญาณทดสอบ..... 42
4.17	(ก) สเปกโตรแกรม (ข) สเปกโตรแกรมที่ผ่าน WT 43
4.18	สเปกโตรแกรมที่ลบเสียงหัวใจ..... 43
4.19	สเปกโตรแกรมที่ผ่านการประมาณค่าเทียบกับตอนเริ่มต้น 43
4.20	สัญญาณในโดเมนเวลาและเพาเวอร์สเปกตรัมจากสัญญาณทดสอบ (ก) สัญญาณทดสอบ (ข) สัญญาณเสียงหัวใจที่แยกได้ (ค) สัญญาณเสียงปอดที่แยกได้ 44
4.21	หูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ของ Thinklab® 44
4.22	การวัดสัญญาณกับอาสาสมัครโดยใช้หูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ของ Thinklab® 45
4.23	สัญญาณในโดเมนเวลาและเพาเวอร์สเปกตรัมจากสัญญาณที่วัดได้จาก Thinklab® (ก) สัญญาณที่วัด (ข) สัญญาณเสียงหัวใจที่แยกได้ (ค) สัญญาณเสียงปอดที่แยกได้ สเปกโตรแกรมที่ลบเสียงหัวใจ..... 46
4.24	สัญญาณและสเปกโตรแกรมของเสียงวี๊ด..... 46
4.25	สัญญาณเสียงปอดที่ผ่านการตรวจหาเสียงวี๊ด..... 47
4.26	สัญญาณและสเปกโตรแกรมของเสียงคลิก 47
4.27	สัญญาณเสียงปอดที่ผ่านการตรวจหาเสียงคลิก 47
4.28	สัญญาณและสเปกโตรแกรมของเสียงที่บันทึกได้จากผู้ป่วย 48
4.29	สัญญาณเสียงปอดที่บันทึกได้จากผู้ป่วยเมื่อผ่านการตรวจหาเสียงผิดปกติ..... 48

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

การตรวจหาความผิดปกติของระบบทางเดินหายใจหรือโรคปอดนั้นมีความสำคัญต่อการวินิจฉัยและวางแผนการรักษา ความผิดปกติของระบบทางเดินหายใจแบ่งออกเป็นสองประเภทกว้างๆ ได้แก่ โรคปอดอุดกั้นเรื้อรัง (Obstructive diseases) และโรคปอดจำกัดการขยายตัว (Restrictive diseases) โรคปอดอุดกั้นเรื้อรังนั้นเกิดจากการอุดตันของระบบทางเดินหายใจเนื่องจากการหลั่งเมือกมากเกินไป การอักเสบหรือการตีบแคบลงของผนังทางเดินหายใจ ตัวอย่างเช่น โรคหอบหืด โรคหลอดลมอักเสบเรื้อรัง ถุงลมโป่งพอง และเนื้องอกกล่องเสียง เป็นต้น ส่วนโรคปอดจำกัดการขยายตัวนั้นเกิดจากมีพังผืด มีการอักเสบหรือมีสารคัดหลั่งในทางเดินหายใจซึ่งทำให้ปอดแข็งตัว เช่น โรคพังผืดในปอด ปอดบวม วัณโรคและปอดอักเสบ [1] ทางการแพทย์มีเทคนิคการตรวจวินิจฉัยหาความผิดปกติของโรคปอด 4 วิธี คือ การสังเกต (Inspection) การคลำ (Palpation) การเคาะ (Percussion) และการฟัง (Auscultation) [2] เทคนิคที่ได้รับความสนใจในงานวิจัยชิ้นนี้คือการฟังซึ่งเป็นการฟังเสียงจากในร่างกายเพื่อให้เข้าใจถึงสภาพของปอด แพทย์หรือนักกายภาพบำบัดใช้หูฟังแพทย์ (Stethoscope) ซึ่งออกแบบมาเพื่อช่วยปรับปรุงเสียงให้มีความชัดเจนขึ้น ปัจจุบันนั้นมีการพัฒนาให้หูฟังแพทย์สามารถใช้งานได้ง่ายขึ้นโดยเพิ่มเติมวงจรอิเล็กทรอนิกส์เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของเสียงที่ได้ยิน [1] อีกทั้งอาจสามารถบันทึกเสียงเก็บไว้ฟังในภายหลัง เนื่องด้วยหูฟังแพทย์ทั่วไปที่ขายตามท้องตลาดนั้น สามารถฟังเสียงหัวใจและเสียงปอดได้พร้อมกัน หรือในบางรุ่นอาจเพิ่มเติมวงจรกรองความถี่อย่างง่ายเพื่อกรองสัญญาณให้เหลือเฉพาะเสียงหัวใจ

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

จุดประสงค์ของงานวิจัยสามารถสรุปได้ดังนี้

1.2.1 พัฒนาหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ให้ใช้งานได้และมีราคาถูกร่วมกับพัฒนาซอฟต์แวร์แยกและวิเคราะห์เสียงปอด เพื่อแสดงผลเชิงปริมาณ

1.2.2 ทดสอบอุปกรณ์ร่วมกับผู้ใช้เพื่อให้เหมาะกับการใช้งานจริงและเปรียบเทียบกับอุปกรณ์มาตรฐานเพื่อดูความเหมือนกันของสัญญาณ

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

เนื่องจากเสียงหัวใจนั้นมีช่วงความถี่ต่ำและช่วงแคบ อีกทั้งเสียงดังชัดเจนกว่าเสียงปอดทำให้สามารถกรองให้เหลือเฉพาะช่วงดังกล่าวจึงได้เสียงหัวใจออกมาได้โดยง่าย แต่กับเสียงปอดนั้นไม่สามารถทำได้โดยวิธีเดียวกัน เนื่องจากเมื่อกำจัดช่วงความถี่เสียงหัวใจออกไปแล้วอาจทำให้เสียงสำคัญของเสียงปอดไปด้วย จนไม่สามารถนำเสียงปอดนั้นมาหาความผิดปกติได้ จึงใช้หลักการของการวิเคราะห์ความถี่-เวลา (Time-Frequency Analysis) เพื่อเป็นอีกทางเลือกหนึ่งในการแสดงผลการวิเคราะห์เชิงปริมาณเพื่อใช้ในเชิงวิจัยต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การแยกเสียงปอดออกจากเสียงบริเวณทรวงอกที่บันทึกได้นั้นค่อนข้างยากในแง่ขององค์ประกอบทางความถี่และก็ยังขึ้นอยู่กับวิธีการบันทึกเสียงด้วยจึงออกแบบหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ที่มีประสิทธิภาพในการฟังและบันทึกเสียงเทียบเท่ากับหูฟังแพทย์ที่ได้รับความนิยมมาเชื่อถือ เพื่อต่อยอดไปสู่การวิเคราะห์ความผิดปกติของเสียงปอดเบื้องต้นได้

1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย

จากสมมติฐานของการศึกษาข้างต้น งานวิจัยนี้จึงได้นำเสนอหลักการของการแยกเสียงปอดจากเสียงหัวใจโดยใช้หลักการวิเคราะห์ความถี่-เวลา ส่วนหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ใช้วงจรขยายเสียงขนาดเล็กซึ่งมีใช้งานทั่วไป โดยการปรับเปลี่ยนอุปกรณ์บางส่วนเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของเสียงที่บันทึกได้โดยใช้คอนเดนเซอร์ไมโครโฟน การประเมินผลใช้การเปรียบเทียบเชิงสถิติกับเสียงที่วัดจากเครื่องที่ใช้ในห้องปฏิบัติการ และจากการประเมินของผู้ใช้งานทางคลินิก

1.5 ขอบเขตงานวิจัย

งานวิจัยนี้ได้จัดทำขึ้นเพื่อแก้ปัญหาที่พบในการวัด แยกและวิเคราะห์เสียงปอดเป็นหลัก โดยใช้การวิเคราะห์ความถี่-เวลา จึงเน้นไปที่การออกแบบหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์แล้วนำมาเปรียบเทียบกับหูฟังแพทย์ที่ได้รับความนิยมเชื่อถือ และซอฟต์แวร์แยกและวิเคราะห์เสียงปอดโดยใช้สัญญาณทดสอบและสัญญาณที่ได้จากการวัดจริงจากอาสาสมัครสุขภาพดี และอาสาสมัครที่เป็นโรคทางระบบทางเดินหายใจ

1.6 ขั้นตอนการศึกษา

เริ่มต้นจากการศึกษาเกี่ยวกับหลักการวินิจฉัยโรคทางเดินหายใจ รวมถึงค้นคว้าทฤษฎีงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการแยกและวิเคราะห์เสียงปอด เมื่อออกแบบหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์แล้วจึงทำการเปรียบเทียบความเหมือนกันของสัญญาณกับหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ที่ได้รับความนิยมเชื่อถือ ในส่วนของซอฟต์แวร์ก่อนที่นำมาใช้กับสัญญาณที่ได้จากการวัดจริงนั้นต้องลองใช้กับสัญญาณทดสอบก่อนเพื่อดูความสามารถในการแยกเสียงและดักจับความผิดปกติของสัญญาณเสียงปอดโดยสัญญาณที่วัดจริงนั้นได้จากอาสาสมัครสุขภาพดี และอาสาสมัครที่เป็นโรคทางระบบทางเดินหายใจ

1.7 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

ผลการศึกษาและวิจัยได้รวบรวมมานำเสนอในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้โดยแบ่งเนื้อหาเป็นบทตอน ดังนี้

บทที่ 1 กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย ขอบเขตของงานวิจัย ขั้นตอนการศึกษา และโครงสร้างวิทยานิพนธ์

บทที่ 2 กล่าวถึงทฤษฎีสรีรวิทยาของระบบทางเดินหายใจ การฟังเสียงปอด ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย งานวิจัยอื่นๆที่เกี่ยวข้อง และ อุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัย

บทที่ 3 กล่าวถึงโครงสร้างของหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ ระบบอิเล็กทรอนิกส์ ซอฟต์แวร์ และสรุป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4 กล่าวถึงการทดสอบระบบของหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ การวัดความเหมือนกันของสัญญาณ การแยกเสียงปอดกับเสียงหัวใจ การวิเคราะห์ความผิดปกติของเสียงปอด และสรุป
บทที่ 5 กล่าวถึงบทสรุป และวิจารณ์ผลการวิจัย



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

เนื้อหาในส่วนนี้ได้เป็นการนำเสนอทฤษฎีเบื้องต้นทางสรีรวิทยาของระบบการหายใจ ทฤษฎีที่ใช้ในการวิเคราะห์ความถี่-เวลา ได้แก่ การแปลงการแปลงฟูริเยร์ช่วงเวลาสั้น การแปลงเวฟเล็ตและการประมาณค่าในช่วง นอกจากนี้ยังแสดงถึงงานวิจัยอื่นๆที่เกี่ยวข้อง ทั้งนี้เพื่อแสดงถึงที่มาของการออกแบบงานวิจัยการแยกและวิเคราะห์เสียงปอดโดยใช้การวิเคราะห์ความถี่-เวลา

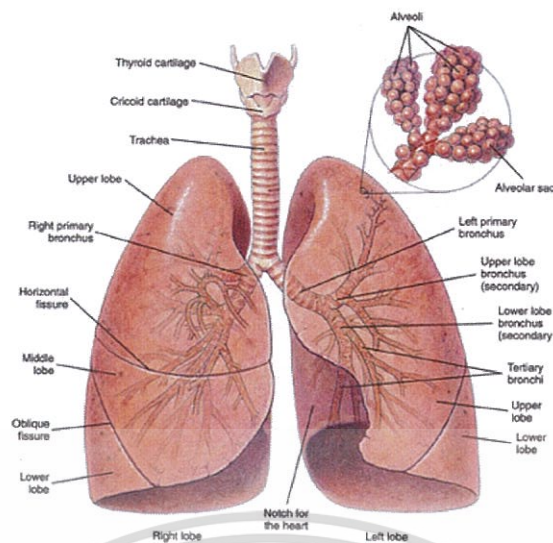
2.1 สรีรวิทยาของระบบทางเดินหายใจ (Physiology of Respiratory System)

ระบบการหายใจ (Respiratory System) เป็นระบบหนึ่งที่มีความสำคัญมากการที่มนุษย์ไม่ได้รับแก๊สออกซิเจน (O_2) เพียงไม่กี่วินาทีนั้นส่งผลให้เนื้อเยื่อสมองถูกทำลายและตายได้ [3] ระบบการหายใจจึงมีหน้าที่หลักในการจัดหาแก๊สออกซิเจนเข้าสู่ร่างกายและนำของเสียหรือแก๊สคาร์บอนไดออกไซด์ออกจากร่างกาย [4] อีกทั้งระบบหายใจนั้นต้องทำงานร่วมกับระบบหมุนเวียนโลหิตผ่านระบบประสาทอัตโนมัติ [5]

2.1.1 ลักษณะเด่นของเสียงปอด [4]

ปอดเป็นอวัยวะที่สำคัญกับระบบทางเดินหายใจ โดยมีลักษณะคล้ายฟองน้ำ มีรูพรุน แบ่งออกเป็นซีกขวาและซีกซ้ายซึ่งมีสามและสองกลีบตามลำดับ การหายใจนั้นเริ่มจากการสูดลมหายใจเข้าผ่านปาก (Mouth) หรือจมูก (Nose) ซึ่งเป็นผลมาจากการหดและคลายตัวของกะบังลม (Diaphragm) อากาศที่มีส่วนประกอบของแก๊สออกซิเจนจะเคลื่อนที่ผ่านคอหอย (Pharynx) กล่องเสียง (Larynx) แล้วผ่านเข้าสู่ท่อลม (Trachea) เพื่อส่งต่อไปยังช่องอก ต่อจากท่อลมจะเป็นหลอดลมซี่งปอด (Bronchi) ซึ่งถูกแยกออกเป็นสองสาขาไปยังปอดซีกซ้ายและซีกขวาแตกแขนงย่อยไปยังหลอดลมในปอด (Bronchioles) โดยที่ปลายหลอดลมฝอยนั้นจะพบถุงลม (Alveoli) รวมกันอยู่เป็นพวงซึ่งมีจำนวนประมาณ 300 ล้านถุง เส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 0.25 มิลลิเมตร [4] ลักษณะทางกายภาพของระบบทางเดินหายใจดังแสดงในรูปที่ 2.1

ดังที่กล่าวข้างต้นว่าระบบหายใจนั้นทำงานร่วมกับระบบหมุนเวียนโลหิต เมื่อเลือดถูกสูบไปยังปอดผ่านหลอดเลือดแดง หลอดเลือดดังกล่าวจะแตกแขนงเข้าไปในปอดทั้งสองข้างจนนำไปสู่เส้นเลือดฝอยบริเวณถุงลม ซึ่งเกิดการแพร่ (Diffusion) ของแก๊สออกซิเจนและแก๊สคาร์บอนไดออกไซด์ เมื่อเลือดเติมแก๊สออกซิเจนแล้วจะถูกส่งผ่านไปยังหลอดเลือดดำ เพื่อเข้าสู่หัวใจและสูบฉีดไปเลี้ยงเซลล์ต่างๆทั่วร่างกาย ส่วนแก๊สคาร์บอนไดออกไซด์นั้นเคลื่อนที่ออกจากร่างกายในทิศทางตรงกันข้ามกับที่อากาศเข้ามา [4] เรียกว่าการหายใจออก ในกระบวนการหายใจนั้นทำให้เกิดเสียงการไหลของกระแสอากาศที่ผ่านอวัยวะต่างๆในระบบการหายใจ เรียกว่าเสียงลมหายใจ (Respiratory sounds) [2]



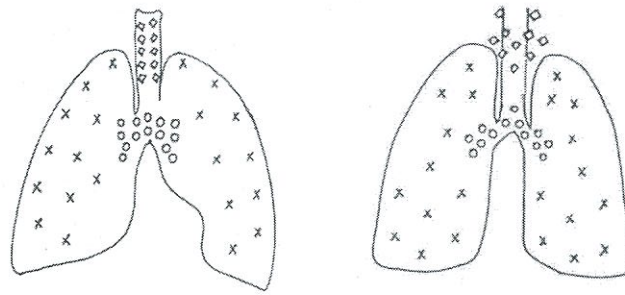
ที่มา : <http://www.lindastorm.net/lower-respiratory-system/lower-respiratory-system-lung/>

รูปที่ 2.1 การแสดงลักษณะทางกายภาพของปอด

เสียงลมหายใจ มีความแตกต่างกันตามตำแหน่งที่วัดแบ่งได้เป็นสองเสียงหลักๆ ได้แก่ เสียงหายใจช่วงบนซึ่งวัดบริเวณหลอดลม และเสียงปอด (Lung sounds) วัดบริเวณแผ่นอกด้านหน้าหรือด้านหลัง เสียงหลอดลมอาจใช้ในการวินิจฉัยความผิดปกติของทางเดินหายใจส่วนบนซึ่งต่างจากเสียงปอดที่มีจุดประสงค์ในการวินิจฉัยโรคปอด [6] ดังนั้นเสียงปอดจึงเป็นเสียงที่งานวิจัยนี้ให้ความสนใจ สำหรับผู้ใหญ่หนึ่งรอบการหายใจจะอยู่ที่ประมาณ 3-5 วินาที แอมพลิจูดของเสียงปอดนั้นแตกต่างกันในแต่ละบุคคล ตำแหน่งที่ฟังและขึ้นอยู่กัลักษณะการหายใจ จุดยอดหลักของเสียงปอดอยู่ที่ความถี่ต่ำกว่า 100 เฮิรตซ์ และลดลงอย่างรวดเร็วในช่วง 100 - 200 เฮิรตซ์ [6] แต่ส่วนประกอบอื่นๆ อาจมีถึง 2500 เฮิรตซ์ได้ แต่เมื่อใช้หูฟังแพทย์เพื่อฟังเสียงปอดนั้นไม่สามารถได้ยินเสียงปอดเพียงอย่างเดียวยังได้ยินเสียงหัวใจ (Heart sounds) แทรกอยู่ด้วย ซึ่งลักษณะเด่นของเสียงหัวใจอธิบายในหัวข้อถัดไป

2.1.2 ลักษณะเด่นของเสียงหัวใจ

เสียงหัวใจ (Heart sounds) เกิดจากการบีบและคลายตัวของหลอดเลือดและผนังห้องหัวใจ การเปิด-ปิดของลิ้นหัวใจ เสียงหัวใจประกอบด้วยสองส่วนหลักคือเสียงหัวใจอันดับหนึ่งและเสียงหัวใจอันดับสอง เสียงหัวใจอันดับหนึ่ง (S1) เป็นเสียงที่ได้ยินในช่วงที่หัวใจห้องล่างกำลังบีบตัว มีช่วงเวลาในการได้ยินยาวที่สุด และมีความถี่ค่อนข้างสูง เสียงนี้เกิดจากการปิดของลิ้นหัวใจเออริโอเวนทริคูลาร์หรือลิ้นหัวใจ AV (Atrioventricular valves) ส่วนในช่วงที่หัวใจคลายตัวนั้น มีความดังและช่วงเวลาในการได้ยินน้อยกว่าเสียงหัวใจอันดับหนึ่ง แต่มีความถี่ที่สูงกว่า เกิดจากการปิดของลิ้นหัวใจเซมิลูนาร์ (Semilunar valves) อย่างรวดเร็ว ทำให้เกิดเสียงหัวใจอันดับสอง (S2) ขึ้น เสียงหัวใจของคนปกติจะอยู่ระหว่าง 60 ถึง 100 ครั้งต่อนาที และมีช่วงความถี่ประมาณ 20-100 เฮิรตซ์ [7] ความถี่เฉลี่ยของเสียงหัวใจทั้งสองอันดับประมาณ 48 เฮิรตซ์ [6]



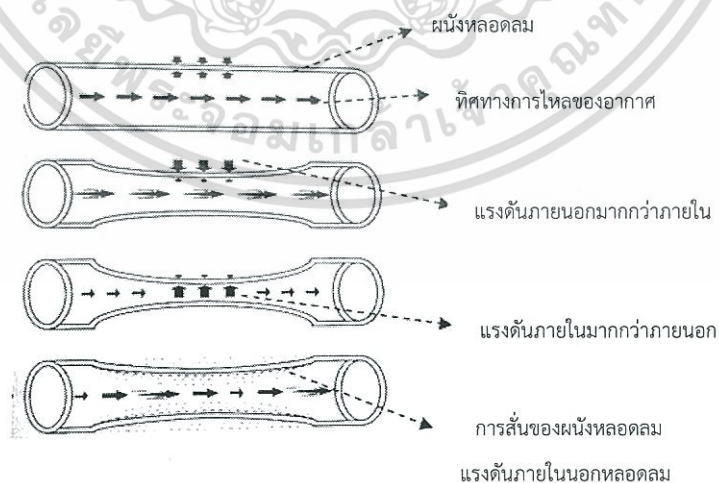
- ◇ เสียงลมหายใจ Bronchial
- × เสียงลมหายใจ Vesicular
- เสียงลมหายใจ Bronchovesicular

รูปที่ 2.3 บริเวณที่ฟังเสียงหายใจ

2.2.2 เสียงหายใจผิดปกติหรือเสียงแซมการหายใจ (Adventitious Sounds)

เป็นเสียงที่ได้ยินพร้อมกับเสียงปอดเมื่อมีความผิดปกติเกิดขึ้น แบ่งออกได้ตามลักษณะได้ 2 กลุ่ม คือ เสียงแทรกต่อเนื่อง (Continuous sounds) กับเสียงแทรกไม่ต่อเนื่อง (Discontinuous sounds) ในที่นี้จะกล่าวถึงเสียงที่พบบ่อย ๆ ได้แก่

2.2.2.1 เสียงแทรกต่อเนื่อง (Continuous sounds) เป็นเสียงที่มีลักษณะคล้ายเสียงดนตรี เกิดจากหลอดลมมีการตีบแคบหรือมีการอุดกั้น ทำให้ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของหลอดเล็กลง เมื่ออากาศไหลผ่านในส่วนที่ตีบแคบนั้นทำให้เกิด Venturi effect คือความเร็วของอากาศเพิ่มขึ้น แรงดันด้านหน้าเพิ่มขึ้นแต่แรงดันด้านข้างกลับลดลง แรงดันภายนอกมากกว่าแรงดันภายในส่งผลให้หลอดลมปิด ต่อมาจึงไม่เกิด Venturi effect หลอดลมจึงเปิด และจะสลับปิด-เปิดไปมา จนเกิดเป็นแรงบีบอัดแบบไดนามิก (Dynamic compression) ของหลอดลม ดังรูปที่ 2.4



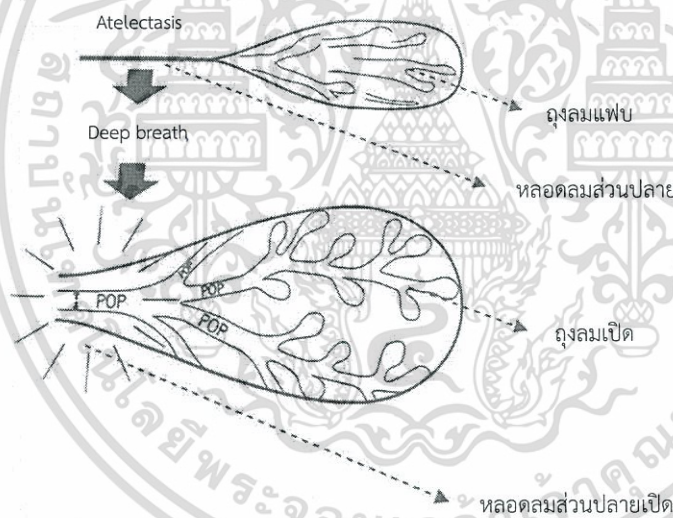
รูปที่ 2.4 กลไกการเกิดเสียงแทรกต่อเนื่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ก. เสียงวี๊ด (Wheezes) เป็นเสียงวี๊ดสูง ต่อเนื่องกันนานกว่า 150 มิลลิวินาที มักได้ยินชัดในช่วงหายใจออกเนื่องจากหลอดลมมีขนาดเล็กกว่าตอนหายใจเข้า บ่งบอกถึงมีก้อนเนื้ออุดตัน หรือสิ่งแปลกปลอมที่มีลักษณะแข็งอุดกั้นในช่วงหลอดลมส่วนปลาย

ข. Rhonchi มีลักษณะเสียงต่ำ เสียงยาวต่อกันนาน 250 มิลลิวินาที มักได้ยินชัดในช่วงหายใจออกหรือช่วงเริ่มหายใจเข้า ซึ่งบ่งบอกถึงการมีเสมหะที่หนาตัวแล้วทำให้มีการอุดกั้น แต่ถ้าไอหรือเปลี่ยนท่าทางเสียงอาจจะทุเลาลง

2.2.2.2 เสียงแทรกไม่ต่อเนื่อง (Discontinuous sounds) ในที่นี้สนใจเฉพาะเสียงคลิก (Crackles) ซึ่งเป็นเสียงกรอบแกรบเหมือนเสียงเผาใบไม้แห้ง ได้ยินทั้งช่วงที่หายใจเข้าและออก กลไกการเกิดเสียงคลิกนั้นมี 3 สมมุติฐานที่ได้รับการยอมรับ แต่ไม่พบหลักฐานใดที่มาพิสูจน์ได้ กลไกแรกคือการเปิดปิดทันทีของถุงลมและหลอดลมส่วนปลายที่แฟบอยู่ ขณะที่หายใจเข้าความดันอากาศส่วนต้นจะมากพอที่จะทำให้อากาศไหลผ่านส่วนที่แฟบได้ เมื่ออากาศไหลผ่านแต่ละตำแหน่งจะเกิดเสียงคลิกเป็นช่วงต่อกันเมื่ออากาศไหลผ่านไปแล้วตำแหน่งเหล่านั้นก็จะปิดตึงเดิม ดังภาพที่ 2.5 กลไกที่สอง คือเสียงคลิกเกิดขึ้นเมื่ออากาศไหลผ่านของเหลวที่คั่งในถุงลม ทำให้เกิดฟองอากาศและแตกในเวลาต่อมา อีกกลไกหนึ่งคือความดันอากาศในหลอดลมใหญ่ผลักเสมหะทำให้เกิดเสียงคลิก โดยเสียงคลิกนั้นแบ่งออกเป็น 3 ชนิดคือ Fine crackles Medium crackles และ Coarse crackles



รูปที่ 2.5 กลไกการเกิดเสียงคลิก

ก. Fine crackles มีลักษณะเสียงสูง เบา และเป็นเสียงที่ละเอียดคล้ายการขี้ฝมไกล้หู ช่วงเวลาที่ได้ยินจะสั้น ในช่วงระยะสุดท้ายของการหายใจเข้า บ่งชี้ถึงการคั่งของของเหลวในสถานะเลือดคั่ง (Congestion) หรือการอักเสบของทางเดินอากาศส่วนปลาย

ข. Medium crackles มีลักษณะเสียงที่ต่ำและหายากกว่า Fine crackles ได้ยินชัดหลังจากการไอ บ่งชี้ถึงการตีบแคบหรือมีเสมหะในหลอดลมขนาดเล็กหรือขนาดกลาง

ค. Coarse crackles มีลักษณะเสียงต่ำ ดัง และหายาบ เหมือนเสียงฟองอากาศปุด มักได้ยินในช่วงต้นของการหายใจเข้า หรืออาจได้ยินทั้งช่วงหายใจเข้า-ออก บ่งชี้ถึงเสมหะในหลอดลมขนาดใหญ่ส่วนต้น

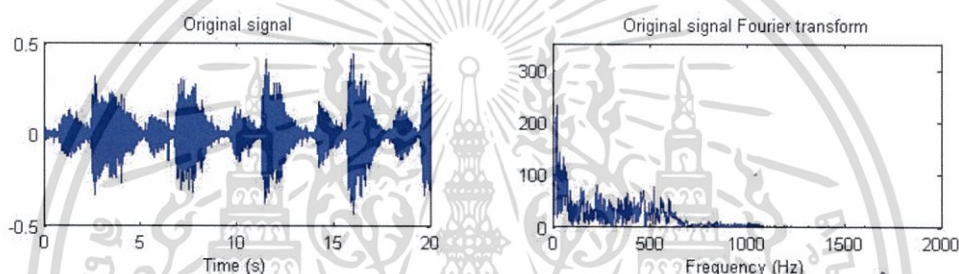
เอกสารแนบ ๖ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การได้ยินเสียงคลิกในช่วงหายใจเข้าหรือหายใจออกและแต่ละตำแหน่งที่ได้ยินเสียงคลิกนั้น สามารถช่วยในการแยกแยะถึงความผิดปกติ เช่นการตีบแคบของหลอดลม เสมหะในหลอดลม หรือแม้กระทั่งพยาธิสภาพที่เกิดขึ้นทั่วทั้งปอด

2.3 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย

2.3.1 การแปลงการแปลงฟูรีเยร์ช่วงเวลาสั้น (Short Time Fourier Transform: STFT) [7]

การแปลงฟูรีเยร์เป็นการแปลงสัญญาณจากโดเมนเวลาเป็นโดเมนความถี่ ซึ่งนิยมใช้อย่างแพร่หลายทางด้านวิศวกรรม โดยมีสมมุติฐานว่าสัญญาณต่อเนื่องใดๆเกิดจากผลรวมของสัญญาณรูปไซน์หลายๆความถี่ ทำให้การโปรเจกชันสัญญาณไปที่ความถี่หนึ่งนั้น จะได้เป็นสัญญาณรูปไซน์ที่ความถี่นั้นๆออกมาที่ขนาดต่าง ๆ กัน เมื่อนำมาจัดเรียงตามขนาดบนแกนความถี่จะได้สเปกตรัมความถี่ของสัญญาณนั้น ๆ รูปที่ 2.6 ขวาแสดงผลจากการแปลงฟูรีเยร์กับสัญญาณใดๆจากในรูปซ้าย



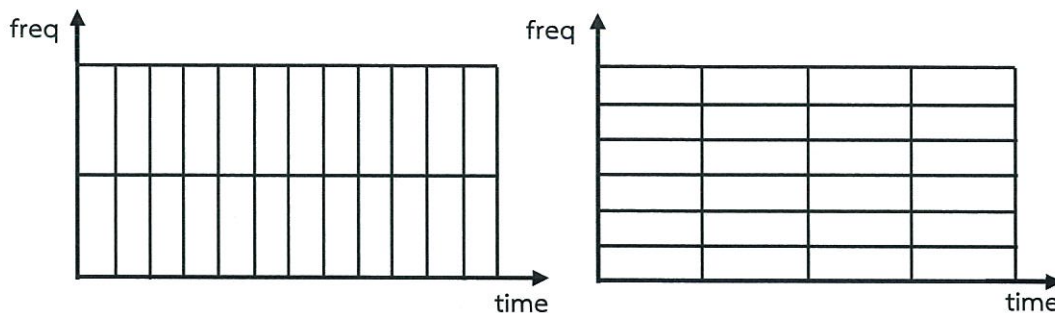
รูปที่ 2.6 การแปลงฟูรีเยร์ของสัญญาณ

การแปลงการแปลงฟูรีเยร์ช่วงเวลาสั้น (Short Time Fourier Transform: STFT) เป็นการแปลงฟูรีเยร์ ของสัญญาณภายใต้สมมุติฐานที่ว่ามอดูเลชันประกอบเป็นสัญญาณรูปไซน์และพารามิเตอร์ที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามเวลา (หรือในช่วงเวลาหนึ่ง ๆ) สมการที่ 2.1 นำเสนอสมการแปลงการแปลง STFT ของสัญญาณตามเวลาเป็นช่วง โดยใช้ฟังก์ชันหน้าต่าง (Window function) เป็นตัวแบ่งสัญญาณออกเป็นช่วงสั้นๆ รูปที่ 2.7 แสดงระนาบเวลาและความถี่ของหน้าต่างของ STFT

$$\begin{aligned} \text{STFT}(t_n, f_k) &= \sum_{l=t_n D - (T/2)}^{t_n D + (T/2) - 1} w(t_n D - l)x(l)e^{-j2\pi f_k l/T} \\ &= \mathfrak{F}\{w(t_n D - l)x(l)\}, \end{aligned} \quad (2.1)$$

โดยที่	$x(l)$	คือ สัญญาณที่นำมาแปลง
	t_n	คือ เวลาของสัญญาณ
	f_k	คือ ความถี่ของสัญญาณ
	$w(t_n D - l)$	คือ หน้าต่างในโดเมนเวลา ที่มีตำแหน่งอยู่บน D
	\mathfrak{F}	คือ เป็นการประเมินผลของค่า T ที่มีการเว้นระยะอย่างสม่ำเสมอ ในการแปลงฟูรีเยร์แบบเวลาไม่ต่อเนื่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

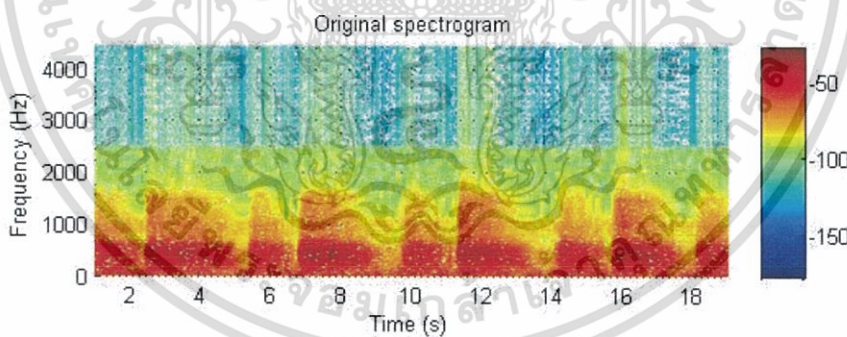


รูปที่ 2.7 หน้าต่างของระนาบเวลา (time) และความถี่ (freq) ในการแปลง STFT

ค่าขนาดกำลังสองของผลการแปลงในหน้าต่างของ $STFT(t_n, f_k)$ เรียกว่า ฟังก์ชันสเปกโตรแกรม

$$spectrogram\{x(l)\} \equiv |STFT(t_n, f_k)|^2 \tag{2.2}$$

สเปกโตรแกรมเป็นฟังก์ชันใช้ในการพิจารณาองค์ประกอบของสัญญาณในโดเมนเวลาและโดเมนความถี่ไปพร้อมๆกัน หรือเรียกได้อีกอย่างว่าเป็นกราฟที่แสดงองค์ประกอบความถี่ของสัญญาณที่เวลาต่างๆ ดังตัวอย่างในรูปที่ 2.8 โดยแกนนอนคือแกนของเวลา แกนตั้งคือแกนของความถี่ และสีคือขนาดของพลังงานโดยถ้าช่วงสัญญาณที่มีพลังงานสูงจะแสดงด้วยโทนสีแดง และช่วงสัญญาณที่มีพลังงานต่ำจะแสดงด้วยโทนสีน้ำเงิน



รูปที่ 2.8 ตัวอย่างสเปกโตรแกรมของสัญญาณ

การแปลงสัญญาณกลับไปในโดเมนเวลาต้องอยู่ภายใต้เงื่อนไขต่อไปนี้

$$\sum_{n=-\infty}^{\infty} w(t_n D - l) = 1 \tag{2.3}$$

เมื่อ $x(l)$ ทั้งสองข้างของสมการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\sum_{n=-\infty}^{\infty} w(t_n D - l) x(l) = x(l) \quad (2.4)$$

ผลบวกข้างต้นคือการแปลงฟูริเยร์ผกผันของสมการที่ 2.1 ที่มีดัชนี n คงที่

$$x_p(l) = \mathcal{F}^{-1}\{\text{STFT}_x(t_n, f_k)\} \quad (2.5)$$

โดยที่ $x_p(l)$ คือ สัญญาณที่สร้างขึ้นใหม่บางส่วน ดังนั้นขั้นตอนการสร้างสัญญาณจะดำเนินการโดยการคำนวณค่า IFFT เพื่อให้ได้บล็อกหน้าต่างของกลุ่มตัวอย่าง l และเลื่อนตำแหน่งไปเท่ากับ D ในแกนเวลา และเพิ่มลงในสัญญาณที่สร้างขึ้นใหม่บางส่วน สมการที่ 2.3 สามารถตีความเป็นคอนโวลูชันของหน้าต่างของสัญญาณอินพุตกับ impulse train ตามสมการดังนี้

$$\sum_{n=-\infty}^{\infty} w(t_n D - l) x(l) = x(l) \times S_D(l) \quad (2.6)$$

เมื่อให้ $w(-l) = w(l)$ และ

$$S_D(l) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta(t_n D - l) \quad (2.7)$$

การแปลงฟูริเยร์ของสมการที่ 2.6 คือ

$$W(f) \left[\frac{2\pi}{D} \sum_{m=-\infty}^{\infty} \delta\left(f - \frac{2m\pi}{D}\right) \right] = 2\pi\delta(f) \quad (2.8)$$

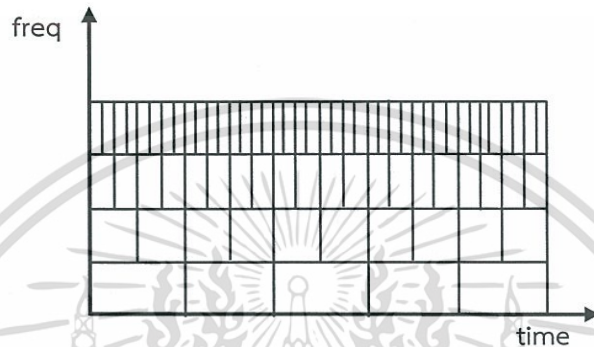
ดังนั้น เพื่อให้สมการที่ 2.8 เป็นจริง ค่า zeros ของ $W(f)$ นั้นจะต้องเป็นจำนวนเท่าของ $f = 2\pi/D$ ยกเว้นที่ $f=0$ ซึ่งสมการที่ 2.6 จะได้ $W(0)/D=1$ ดังนั้นผลบวกของสมการที่ 2.3 จะมีค่าเท่ากับค่าคงที่ $W(0)/D$ ค่าคงที่นี้จะถูกคูณด้วยสัญญาณที่สร้างขึ้นใหม่บางส่วนที่ได้มาจากผลรวมของค่าผกผันที่เลื่อนขยับไป ผลที่ได้สุดท้ายจะแสดงในรูปแบบดังนี้

$$x(l) = \frac{D}{\sum_{n=0}^{L-1} w(t_n)} x_p(l) \quad (2.9)$$

2.3.2 ทฤษฎีการแปลงเวฟเลต (Wavelet Transform: WT) [9] [22] [23]

การแปลงเวฟเลตมีความคล้ายคลึงกับ STFT ซึ่งให้ผลลัพธ์ทั้งความถี่และเวลา แต่ต่างกันที่ หน้าต่าง สำหรับ STFT นั้นช่วงเวลาของหน้าต่างจะไม่มีเปลี่ยนแปลง เมื่อให้ความละเอียดของเวลาสูง ความละเอียดของความถี่จะต่ำ ในทำนองเดียวกันเมื่อให้ความละเอียดของความถี่สูง ความละเอียดของเวลาก็จะต่ำ ดังรูปที่ 2.7 แต่สำหรับการแปลงเวฟเลตนั้นเป็นการเอกสารเป็นเอกสารที่สแกนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นับญาติให้ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วิเคราะห์แบบ Multi-resolution ซึ่งเป็นการวิเคราะห์สัญญาณในแต่ละช่วงความถี่ด้วยความละเอียดที่ต่างกัน โดยใช้หน้าต่างที่สามารถปรับค่าได้ ที่ความถี่ต่ำหน้าต่างที่นำมาวิเคราะห์นั้นมีความกว้าง และเมื่อความถี่สูงขึ้นช่วงเวลาของหน้าต่างก็จะแคบลง ดังรูปที่ 2.9 การให้ความละเอียดที่ต่างกันนี้ทำให้เกิดผลดีกับการวิเคราะห์สัญญาณที่มีความถี่สูงเป็นช่วงสั้นๆ โดยผลลัพธ์ของการแปลงเวฟเล็ตนั้นได้เป็น ค่าสัมประสิทธิ์เวฟเล็ต (Wavelet Coefficient) ซึ่งเป็นการแปลงสัมประสิทธิ์ผ่านฟังก์ชันของหน้าต่างโดยที่มีการเลื่อนและการปรับเปลี่ยนช่วงเวลาของหน้าต่างให้เหมาะสมกับความถี่ที่กำลังวิเคราะห์ ดังสมการที่ 2.10



รูปที่ 2.9 ระยะเวลาและความถี่ของหน้าต่างของ WT

$$WT_{\psi} x(a,b) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi_{a,b}(t) dt \quad (2.10)$$

โดย $x(t)$ คือ สัญญาณที่ทำการแปลงเวฟเล็ต
 $\psi(t)$ คือ เวฟเล็ตแม่ (Mother Wavelet)
 a คือ พารามิเตอร์ของการปรับสเกล (Scaling)
 b คือ พารามิเตอร์ของการเลื่อนตำแหน่ง (Shifting)

ฟังก์ชันเวฟเล็ตแม่ (Mother Wavelet : $\psi(t)$) [18] เป็นฟังก์ชันคลื่นซึ่งแกว่งโดยขนาดลู่เข้าสู่ศูนย์อย่างรวดเร็วที่ขอบทั้งสองด้านบนแกนเวลา เป็นฟังก์ชันพื้นฐาน (Basis function) ดังสมการที่ 2.11 ตัว ฟังก์ชันเวฟเล็ตแม่ นั้นจะมีขนาดสเกลให้เท่ากับ a และเลื่อนตำแหน่งในแกนเวลาไปเท่ากับ b ส่วน $1/\sqrt{a}$ คือ แฟคเตอร์ของการนอร์มอลไรซ์ซึ่งรักษาพลังงานของเวฟเล็ตให้คงที่

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (2.11)$$

จากการพัฒนาการแปลงเวฟเล็ต (WT) ไปสู่การวิเคราะห์หลายระดับความละเอียด (Multi Resolution Analysis : MRA) จำเป็นต้องใช้ฟังก์ชันพื้นฐานการปรับสเกล (Scaling) ซึ่งทำหน้าที่ในการแปลงสัญญาณจากละเอียดไปจนหยาบ ซึ่งฟังก์ชันการปรับสเกลมีรูปแบบดังนี้

$$\phi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \phi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (2.12)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษานี้ ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการแปลงเวฟเล็ตแบบหลายระดับความละเอียดนั้นเป็นการวิเคราะห์สัญญาณโดยใช้ WT และฟังก์ชันการปรับสเกล โดยสามารถใช้พีชคณิตเชิงเส้นอธิบายได้ ซึ่งคุณสมบัติของการวิเคราะห์สัญญาณที่ระดับความละเอียดต่างๆ ดังสมการที่ 2.13

$$V_0 \subset V_1 \subset \dots \subset V_{j-1} \subset V_j = L^2(R) \quad (2.13)$$

กล่าวคือในปริภูมิ $L^2(R)$ ซึ่งเป็นปริภูมิของสัญญาณใดๆที่เกิดจากการรวมกันของฟังก์ชันพื้นฐาน (Basis function) จะปรากฏปริภูมีย่อย (Subspace) ของสัญญาณซ้อนทับกันอย่างต่อเนื่อง

$$W_2 \perp W_1 \perp W_0 \perp V_0 \quad V_3 \supset V_2 \supset V_1 \supset V_0$$



รูปที่ 2.10 การซ้อนทับกันของปริภูมีย่อยที่มีฟังก์ชันการปรับสเกลแผ่ทั่วปริภูมิ

ตัวอย่างเช่น สมมติให้ V_j เป็นปริภูมิเวกเตอร์ที่มี j เป็นตัวแสดงถึงระดับความละเอียด ถ้า j เท่ากับ 3 ซึ่งมีความละเอียดเท่ากับ 3 เป็นปริภูมิเริ่มต้น V_3 สามารถแปลงไปสู่ความละเอียด V_2 ผลต่างระหว่างปริภูมิ V_3 และ V_2 คือ ปริภูมีย่อย W_2 ดังนั้น ปริภูมิเวกเตอร์ V_2 สามารถเรียกได้ว่าเป็นเซตย่อยของปริภูมิเวกเตอร์ V_3 เช่นเดียวกันกับ ปริภูมิเริ่มต้น V_2 สามารถแปลงไปสู่ความละเอียด V_1 โดยผลต่างระหว่างทั้งสองปริภูมิ คือ ปริภูมีย่อย W_1 จากรูปที่ 2.10 แสดงการแปลง 3 ระดับ ถ้าแปลง N ระดับ จะมีเซตย่อยถึง $N+1$ เซต

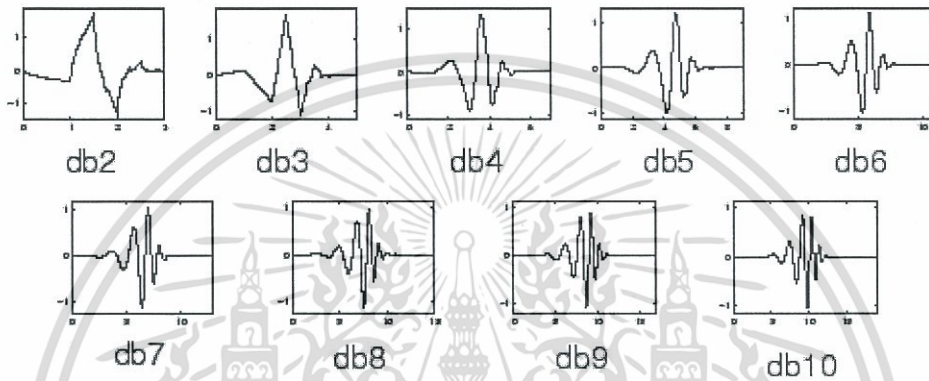
$$\lim_{j \rightarrow +\infty} V_j = \bigcup_{j=-\infty}^{+\infty} V_j = L^2(R) \rightarrow \lim_{j \rightarrow -\infty} V_j = \bigcap_{j=-\infty}^{+\infty} V_j = \{0\} \quad (2.14)$$

ซึ่ง \cup และ \cap แทนการยูเนียนและอินเตอร์เซกชันตามลำดับ ในแต่ละปริภูมิ V_j ในการประมาณค่าให้อยู่ในปริภูมิเวกเตอร์ที่ความละเอียด j ใดๆ ถ้าระดับความละเอียดลดลงเรื่อยๆ จะมีค่าเข้าสู่ 0 และ ถ้าระดับความละเอียดเพิ่มขึ้นจนเข้าใกล้อนันต์ ฟังก์ชันที่ประมาณได้จะลู่เข้าสู่สัญญาณเริ่มต้น การลดระดับความละเอียดของสัญญาณหนึ่งระดับหมายถึง V_{j+1} จะมีความถี่เป็น 2 เท่าของ V_j ดังสมการที่ 2.15

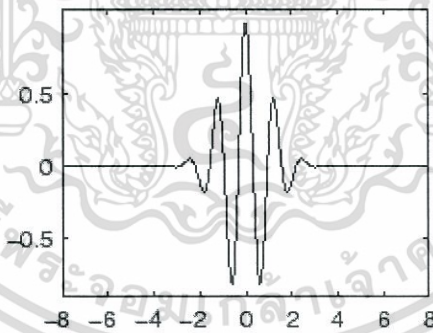
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$f(x) \in V_j \Leftrightarrow f(2x) \in V_{j+1} \quad (2.15)$$

จากที่กล่าวมาข้างต้นการแปลงเวฟเลตนั้นจำเป็นต้องเลือกใช้เวฟเลตแม่ ($\psi(t)$) ซึ่งเป็นรูปแบบที่ถูกนำไปใช้ในการแปลงค่าสัมประสิทธิ์เวฟเลตสำหรับแต่ละตำแหน่งให้เหมาะสมกับลักษณะงานที่ต้องการนำมาวิเคราะห์ ซึ่งมีอยู่หลายตระกูล ในที่นี้สนใจแค่ Daubechies และ Morlet ดังรูปที่ 2.11 - 2.12 เนื่องจากเป็นเวฟเลตแม่ที่นิยมใช้ในการวิเคราะห์เสียงหัวใจ [24]



รูปที่ 2.11 ฟังก์ชันเวฟเลตแม่แบบ Daubechies



รูปที่ 2.12 ฟังก์ชันเวฟเลตแม่แบบ Morlet

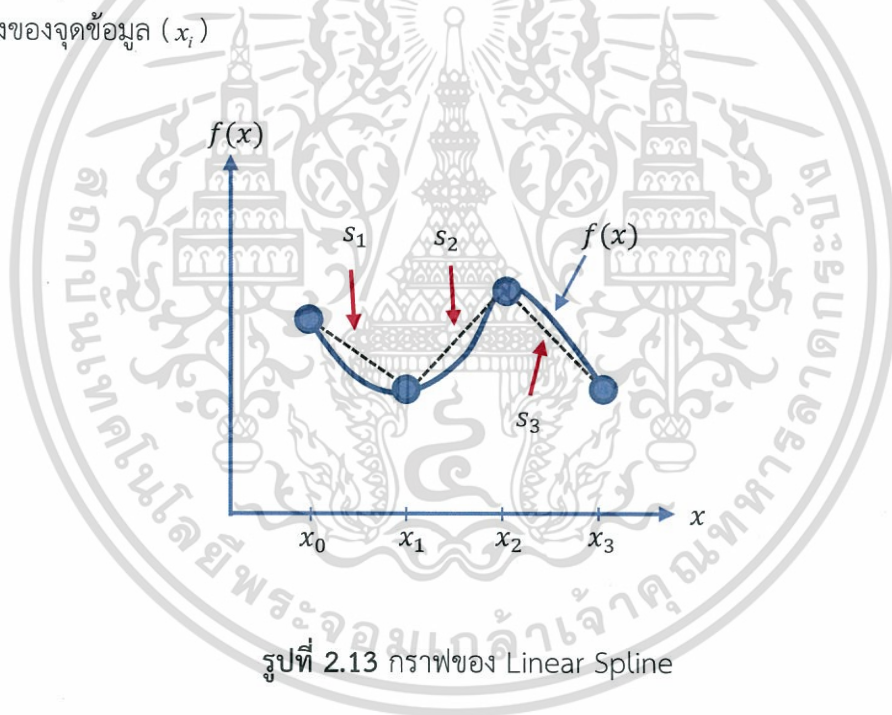
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.3 การประมาณค่าในช่วงโดยใช้ฟังก์ชันกึ่งเหมือนพหุนาม (Interpolation with Spline) [19] [20] [21]

ฟังก์ชันกึ่งเหมือนพหุนาม (Spline Function) นั้นประกอบด้วยฟังก์ชันพหุนาม (Polynomial) หลากหลายดีกรี โดยหลักการของการประมาณค่าในช่วงโดยใช้ฟังก์ชันกึ่งเหมือนพหุนาม นั้น คือการแทนจุดข้อมูล $n+1$ จุด ด้วย ฟังก์ชันกึ่งเหมือนพหุนาม จำนวน n เส้น ซึ่งจุดเหล่านั้นคือ พิกัด $(x_0, y_0), (x_1, y_1), \dots, (x_n, y_n)$ โดยที่ ฟังก์ชันกึ่งเหมือนพหุนาม มี 3 ชนิด ได้แก่ Spline ที่เป็นเส้นตรง (Linear Spline) ฟังก์ชันกึ่งเหมือนพหุนาม เป็นเส้นโค้งพาราโบลา (Quadratic Spline) และ ฟังก์ชันกึ่งเหมือนพหุนาม เป็นเส้นโค้งอันดับสาม (Cubic Spline) และสูงขึ้นไป แต่โดยทั่วไปที่นิยมใช้เป็นอันดับสาม

2.3.2.1 ฟังก์ชันกึ่งเหมือนพหุนามดีกรี 1 (Linear Spline)

สมมติว่ามีข้อมูลอยู่ 4 จุด ซึ่งอาจเป็นข้อมูลที่ได้จากการ sampling ออกมาจากฟังก์ชัน $f(x)$ โดยที่ Spline ใดๆ (s_i) เป็นการประมาณค่าฟังก์ชันจริง ในแต่ละช่วงของค่า x ซึ่งในที่นี้ มี ค่า x อยู่ 4 ค่า จึงต้องมีการ fit 3 linear Spline (s_0, s_1 และ s_2) ดังรูปที่ 2.13 ซึ่งสามารถหาฟังก์ชัน s_i จากฟังก์ชันเส้นตรงในสมการที่ 2.16 ซึ่งข้อเสียของวิธีนี้คือไม่มีความต่อเนื่องที่แต่ละตำแหน่งของจุดข้อมูล (x_i)



รูปที่ 2.13 กราฟของ Linear Spline

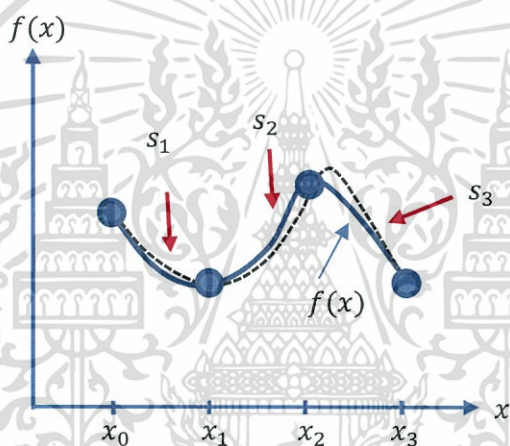
$$S(x) = \begin{cases} s_1(x) = y_0 \frac{x-x_1}{x_0-x_1} + y_1 \frac{x-x_0}{x_1-x_0}, & x \in [x_0, x_1], \\ s_2(x) = y_1 \frac{x-x_2}{x_1-x_2} + y_2 \frac{x-x_1}{x_2-x_1}, & x \in [x_1, x_2], \\ \vdots \\ s_n(x) = y_{n-1} \frac{x-x_n}{x_{n-1}-x_n} + y_n \frac{x-x_{n-1}}{x_n-x_{n-1}}, & x \in [x_{n-1}, x_n], \end{cases} \quad (2.16)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.3.2 ฟังก์ชันเส้นพหุนามดีกรี 2 (Quadratic Spline)

การประมาณค่าในช่วงโดยใช้ฟังก์ชันเส้นพหุนามดีกรี 1 นั้นมีความไม่ต่อเนื่องที่ตำแหน่งจุด x_i (รูปที่ 2.13) จึงแก้ปัญหาโดยใช้ ฟังก์ชันเส้นพหุนาม ดีกรีที่สูงขึ้น ผลที่ได้เป็นดังรูปที่ 2.14 จะเห็นว่าในตำแหน่งของจุดข้อมูลมีความต่อเนื่องมากขึ้น อย่างไรก็ตามในช่วงที่ค่า x มีการเปลี่ยนแปลงอย่างกะทันหันค่าของฟังก์ชันเส้นพหุนามดีกรี 2 จะเบี่ยงเบนไปจากฟังก์ชันจริงอยู่มาก ซึ่งมีรูปทั่วไปเป็นฟังก์ชันเส้นพหุนามดีกรี 2 แสดงในสมการที่ 2.17

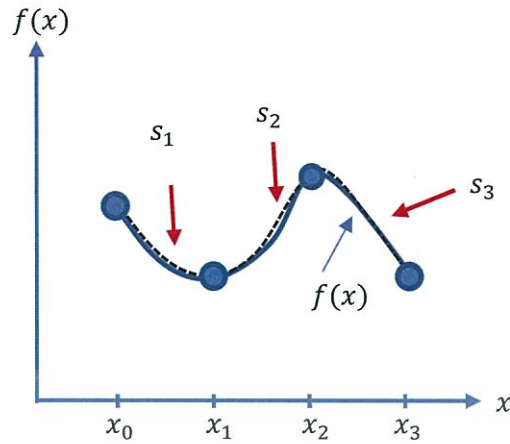
$$S(x) = \begin{cases} s_1(x) = a_1x^2 + b_1x + c_1, & x \in [x_0, x_1], \\ s_2(x) = a_2x^2 + b_2x + c_2, & x \in [x_1, x_2], \\ \vdots \\ s_n(x) = a_nx^2 + b_nx + c_n, & x \in [x_{n-1}, x_n], \end{cases} \quad (2.17)$$



รูปที่ 2.14 กราฟของ Quadratic Spline

2.3.3.3 ฟังก์ชันเส้นพหุนามดีกรี 3 (Cubic Spline)

วิธีการประมาณค่าในช่วง ฟังก์ชันเส้นพหุนามดีกรี 3 นี้เป็นวิธีที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลายและนิยมใช้มากที่สุดในทางปฏิบัติ จากรูปที่ 2.15 เห็นได้ว่าวิธีนี้นั้นให้ผลลัพธ์ที่ใกล้เคียงกับฟังก์ชันจริง $f(x)$ มากกว่าการใช้ ฟังก์ชันเส้นพหุนาม อันดับหนึ่งและสอง เนื่องจากมีมีความราบเรียบสูง สมการของ ฟังก์ชันเส้นพหุนามดีกรี 3 ดังแสดงในสมการที่ 2.18



รูปที่ 2.15 กราฟของ Cubic Spline

$$S(x) = \begin{cases} s_1(x) = a_1x^3 + b_1x^2 + c_1x + d_1, & x \in [x_0, x_1], \\ s_2(x) = a_2x^3 + b_2x^2 + c_2x + d_2, & x \in [x_1, x_2], \\ \vdots \\ s_n(x) = a_nx^3 + b_nx^2 + c_nx + d_n, & x \in [x_{n-1}, x_n], \end{cases} \quad (2.18)$$

โดยมีรูปทั่วไปดังนี้

$$s_i(x) = a_i(x-x_i)^3 + b_i(x-x_i)^2 + c_i(x-x_i) + d_i \quad (2.19)$$

สำหรับ $i=1,2,\dots,n-1$

ซึ่งมีอนุพันธ์อันดับหนึ่งและอันดับสองดังนี้

$$s_i' = 3a_i(x-x_i)^2 + 2b_i(x-x_i) + c_i \quad (2.20)$$

$$s_i'' = 6a_i(x-x_i) + 2b_i \quad (2.21)$$

สำหรับ $i=1,2,\dots,n-1$

เมื่อ a_i, b_i, c_i และ d_i คือค่าคงที่ใดๆ ที่คำนวณได้จากข้อมูลที่มี และเนื่องจาก $S(x_i)$ ต้องเป็นไปตามเงื่อนไข $S(x_i) = y_i$ นั่นคือ

$$S(x_i) = y_i \quad (2.22)$$

สำหรับ $i=1,2,\dots,n-1$ ตั้งแต่ที่ $x_i \in [x_i, x_{i+1}]$, $S(x_i) = s_i(x_i)$

จากสมการที่ 2.19 เห็นได้ว่า

$$\begin{aligned} y_i &= s_i(x_i) \\ y_i &= a_i(x-x_i)^3 + b_i(x-x_i)^2 + c_i(x-x_i) + d_i \\ y_i &= d_i \end{aligned} \quad (2.23)$$

จากเงื่อนไขความต่อเนื่องจะได้

$$s_i(x_i) = s_{i-1}(x_i) \quad (2.24)$$

จากสมการที่ 2.23 จะได้

$$\begin{aligned} s_{i-1}(x_i) &= a_{i-1}(x_i - x_{i-1})^3 + b_{i-1}(x_i - x_{i-1})^2 + c_{i-1}(x_i - x_{i-1}) + d_{i-1} \\ d_i &= a_{i-1}(x - x_i)^3 + b_{i-1}(x - x_i)^2 + c_{i-1}(x - x_i) + d_{i-1} \end{aligned} \quad (2.25)$$

สำหรับ $i=1,2,\dots,n-1$ ในช่วง $h = x_i - x_{i-1}$ จะได้

$$d_i = a_{i-1}h^3 + b_{i-1}h^2 + c_{i-1}h + d_{i-1} \quad (2.26)$$

จากเงื่อนไขความต่อเนื่องของอนุพันธ์อันดับหนึ่ง จะได้

$$S'_i(x) = S'_{i-1}(x_i) \quad (2.27)$$

สำหรับ $i=1,2,\dots,n-1$

จากสมการที่ 2.20

$$c_1 = 3a_{i-1}(x_i - x_{i-1})^2 + 2b_{i-1}(x_i - x_{i-1}) + c_{i-1} \quad (2.28)$$

โดยกำหนดให้ $h = x_i - x_{i-1}$ จะได้

$$c_1 = 3a_{i-1}h^2 + 2b_{i-1}h + c_{i-1} \quad (2.29)$$

สำหรับ $i=1,2,\dots,n-1$

จากสมการที่ 2.21 จะได้

$$\begin{aligned} S''_i(x_i) &= 6a_i(x_{i+1} - x_i) + 2b_i \\ S''_i(x_i) &= 2b_i \end{aligned} \quad (2.30)$$

สำหรับ $i=1,2,\dots,n-1$ สำหรับการใช้นานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากเงื่อนไขความต่อเนื่องของอนุพันธ์อันดับสอง จะได้

$$S_i''(x_i) = S_{i+1}''(x_i) \quad (2.31)$$

จากสมการที่ 2.30 จะได้

$$S_i''(x_{i+1}) = 6a_i(x_{i+1} - x_i) + 2b_i \quad (2.32)$$

$$S_{i+1}''(x_{i+1}) = 6a_i(x_{i+1} - x_i) + 2b_i \quad (2.33)$$

ให้ $h = x_{i+1} - x_i$ จะได้

$$2b_{i+1} = 6a_i h + 2b_i \quad (2.34)$$

เมื่อใช้ M แทนที่ $S_i''(x_i)$ แต่ละค่า b_i จะสามารถแทนที่ได้เป็น

$$\begin{aligned} S_i''(x_i) &= 2b_i \\ M_i &= 2b_i \\ b_i &= \frac{M_i}{2} \end{aligned} \quad (2.35)$$

จาก $d_i = y_i$ สมการของ a_i สามารถเขียนใหม่ได้เป็น

$$\begin{aligned} 2b_{i+1} &= 6a_i h + 2b_i \\ 6a_i h &= 2b_{i+1} - 2b_i \\ a_i &= \frac{2b_{i+1} - 2b_i}{6h} \end{aligned} \quad (2.36)$$

แทนค่า b_i จากสมการที่ 2.35 จะได้

$$\begin{aligned} a_i &= \frac{2\left(\frac{M_{i+1}}{2}\right) - 2\left(\frac{M_i}{2}\right)}{6h} \\ a_i &= \frac{M_{i+1} - M_i}{6h} \end{aligned} \quad (2.37)$$

จากสมการที่ 2.26 สมการของ c_i สามารถเขียนใหม่ได้เป็น

$$\begin{aligned}
d_{i+1} &= a_i h^3 + b_i h^2 + c_i h + d_i \\
c_i h &= -a_i h^3 - b_i h^2 - d_i + d_{i+1} \\
c_i &= \frac{-a_i h^3 - b_i h^2 - d_i + d_{i+1}}{h} \\
c_i &= \frac{-a_i h^3 - b_i h^2}{h} + \frac{-d_i + d_{i+1}}{h} \\
c_i &= (-a_i h^2 - b_i h) + \frac{-d_i + d_{i+1}}{h}
\end{aligned} \tag{2.38}$$

แทนค่า a_i , b_i จากสมการที่ 2.35 และ 2.37 ได้

$$\begin{aligned}
c_i &= -\left(\left(\frac{M_{i+1} - M_i}{6h} \right) h^2 + \frac{M_i}{2} h \right) - \frac{y_i - y_{i+1}}{h} \\
c_i &= \frac{y_{i+1} - y_i}{h} - \left(\left(\frac{M_{i+1} - M_i}{6} \right) h + \frac{3M_i}{6} h \right) \\
c_i &= \frac{y_{i+1} - y_i}{h} - \left(\frac{M_{i+1} + 2M_i}{6} \right) h
\end{aligned} \tag{2.39}$$

จากนั้นเราสามารถหาสัมประสิทธิ์ของทั้ง $n-1$ สมการ

$$\begin{aligned}
a_i &= \frac{M_{i+1} - M_i}{6h} \\
b_i &= \frac{M_i}{2} \\
c_i &= \frac{y_{i+1} - y_i}{h} - \left(\frac{M_{i+1} + 2M_i}{6} \right) h \\
d_i &= y_i
\end{aligned} \tag{2.40}$$

เมื่อได้ค่าสัมประสิทธิ์ทั้งหมดแล้วจึงสามารถคำนวณหาฟังก์ชันในตำแหน่งที่สนใจได้จากสมการ 2.19

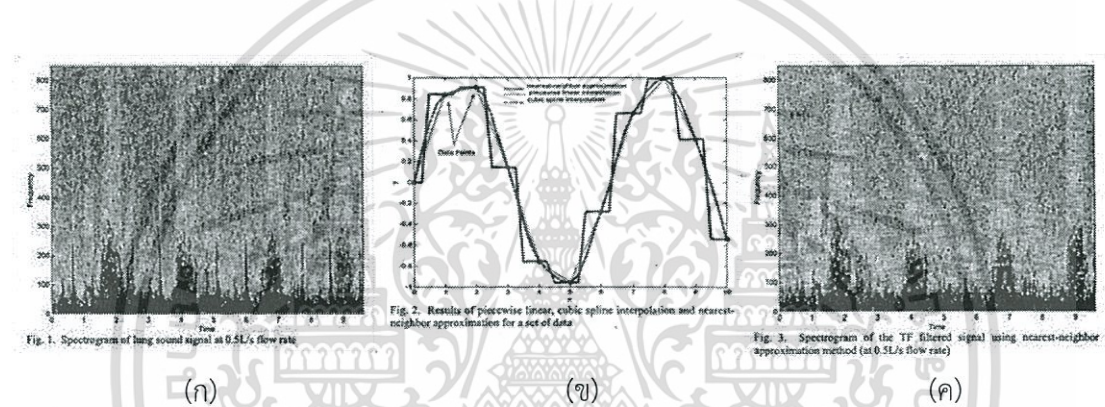
$$s_i(x) = a_i(x-x_i)^3 + b_i(x-x_i)^2 + c_i(x-x_i) + d_i$$

เนื่องด้วยในงานวิจัยนี้เป็นการประมาณค่าในช่วงโดยใช้ฟังก์ชันที่เหมือนพหุนามดีกรี 3 หรือวิธี Cubic Spline แบบสองมิติโดยใช้คำสั่ง interp2 ใน Matlab ซึ่งเป็นการประมาณค่าที่นิยมใช้ในการประมวลผลภาพในที่นี้คือสเปคโตรแกรม ซึ่งเป็นการประมาณค่าในช่วงกับทั้งในแกนเวลา (แกนนอน) และในแกนความถี่ (แกนตั้ง) โดยใช้ Natural spline เพื่อให้ได้ผลลัพธ์ที่ใกล้เคียงกับฟังก์ชันจริง

2.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.4.1 Heart Sound Cancellation from Lung Sound Recordings using Adaptive Threshold and 2D Interpolation in Time-Frequency Domain [10]

บทความนี้เขียนโดย M.T. Pourazad และคณะ (2003) อธิบายถึงการแยกเสียงปอดออกจากเสียงหัวใจซึ่งเป็นปัญหา ในงานวิจัยนี้นำเสนอวิธีการกำจัดเสียงหัวใจแบบใหม่โดยใช้ อัลกอริธึมการประมวลผลภาพโดยใช้สเปกโตรแกรมเพื่อตรวจจับเสียงหัวใจจากสัญญาณเสียงปอด หลังจากที่ อัลกอริธึมทำงานโดยลบเสียงหัวใจออกไปแล้วนั้น ต้องทำการประมาณค่าข้อมูลที่หายไปโดยวิธี การประมาณค่าในช่วงสองมิติ (2D interpolation) และแสดงผลลัพธ์ออกมาในโดเมนเวลา จากผลการวิจัยพบว่าอัลกอริธึมที่นำเสนอสามารถกำจัดเสียงหัวใจออกไปได้อย่างสมบูรณ์โดยที่ไม่สูญเสียองค์ประกอบเสียงปอด ผลการทดลองดังรูปที่ 2.16 ข้อเสียของวิธีนี้คือความเร็วในการประมวลผลแต่ผลที่ได้กลับมีประสิทธิภาพมากกว่าวิธีอื่นๆที่ผ่านมา



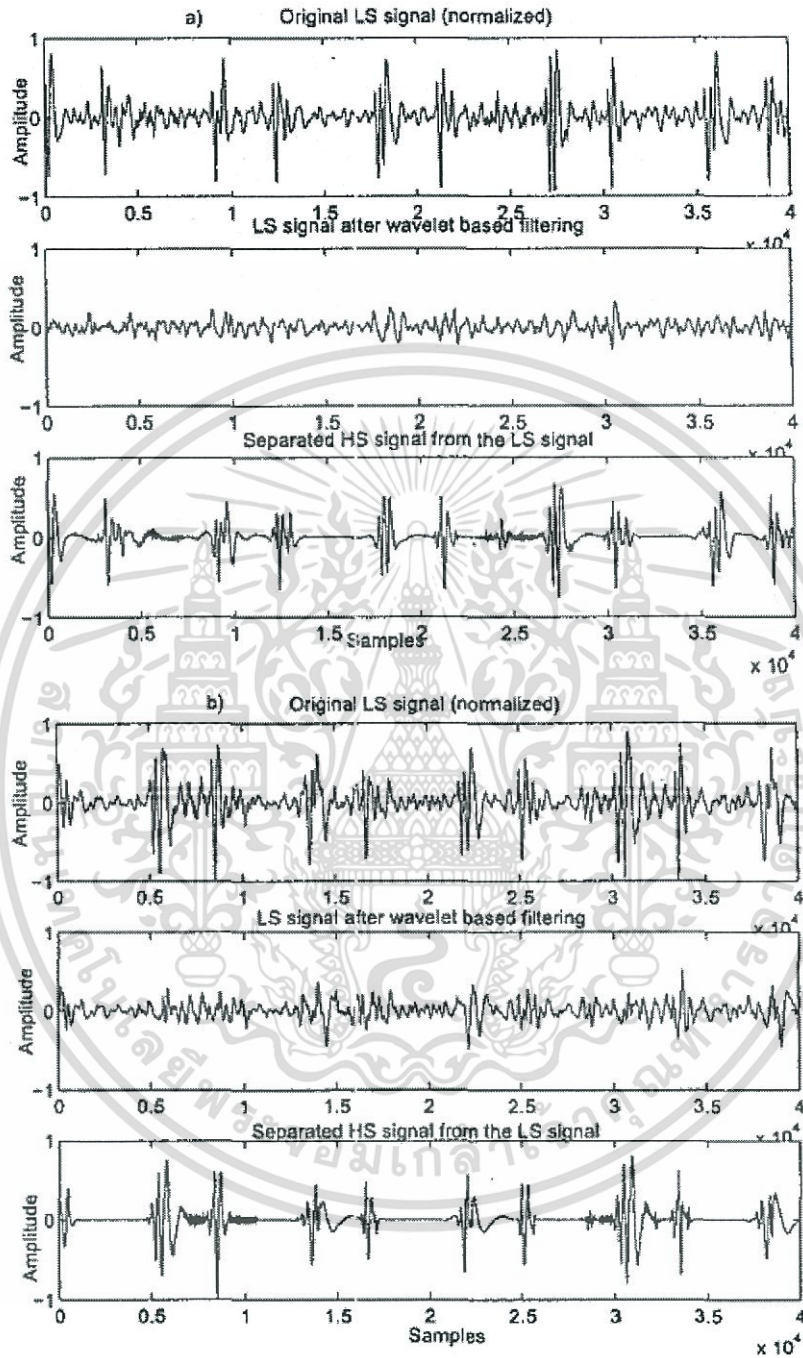
รูปที่ 2.16 (ก) สเปกโตรแกรมเสียงหายใจ (ข) การทำการประมาณค่าในช่วงสองมิติ
(ค) สเปกโตรแกรมเสียงปอดที่กำจัดเสียงหัวใจแล้ว

2.4.2 An overview of heart-noise reduction of lung sound using wavelet transform based filter [11]

บทความนี้เขียนโดย Irina Hossain และ Zahra Moussavi (2003) อธิบายถึงการแยกเสียงปอดออกจากเสียงหัวใจเพื่อวินิจฉัยโรคทางเดินหายใจ การแปลงเวฟเล็ต (WT) โดยใช้เวฟเล็ตแม่แบบ Daubechies (db) ตั้งแต่ db2 ถึง db12 เป็นตัวกรองและใช้ค่าเทรชโฮลด์ในการแยกเสียงหัวใจออกจากเสียงปอด งานวิจัยนี้ศึกษาสเปกตรัมของเสียงปอดก่อนและหลังผ่าน WT โดยที่เสียงปอดที่ใช้ในงานวิจัยนี้วัดบริเวณหน้าอกด้านขวากับอาสาสมัครสุขภาพดีจำนวน 6 คน ซึ่งมีอัตราการหายใจต่ำ (7.5 มิลลิลิตรต่อวินาทีต่อกิโลกรัม) และอัตราการหายใจปานกลาง (15 มิลลิลิตรต่อวินาทีต่อกิโลกรัม) นอกจากนี้ยังใช้คลื่น r จากสัญญาณ ECG เพื่อช่วยในการตรวจจับเสียงปอด และวัดอัตราการหายใจเพื่อตรวจจับช่วงการหายใจเข้าและหายใจออก เพาเวอร์สเปกตรัมของเสียงปอดที่ผ่านการกรองจะถูกนำมาเปรียบเทียบกับเพาเวอร์สเปกตรัมเดิม ในช่วง 20-2400 เฮิร์ตซ์ ผลที่ได้จากการศึกษาแสดงให้เห็นว่าการกรองแบบ WT ที่ใช้เวฟเล็ตแม่แบบ db8 ได้ผลลัพธ์ที่น่าพอใจที่สุด ดังรูปที่ 2.17 อีกทั้ง WT ช่วยลดพลังงานโดยเฉลี่ยของปอดในช่วงความถี่ทั้งหมด ทำให้เกิดความเปลี่ยนแปลง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ของสเปกตัมเมื่อเทียบกับสเปกตรัมของสัญญาณเดิมที่น่าสนใจ ดังนั้นจึงจำเป็นต้องตรวจสอบเพิ่มเติมถึงความเป็นไปได้ในการใช้ WT เพื่อแยกเสียงปอด

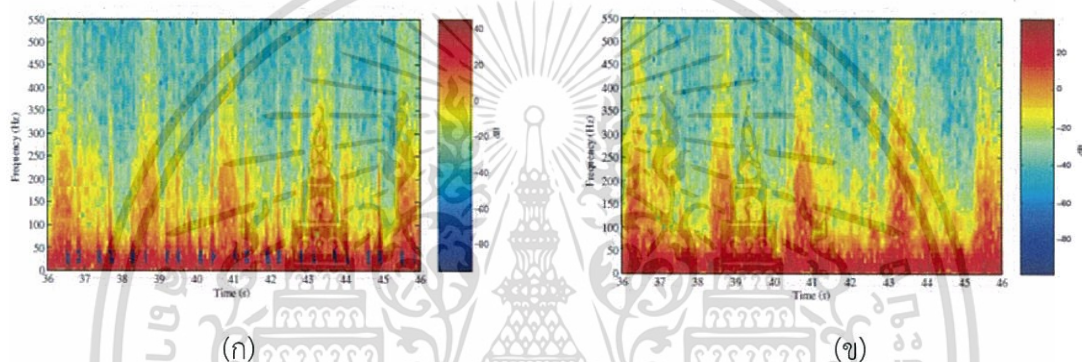


รูปที่ 2.17 ผลการแยกเสียงปอดกับเสียงหัวใจของ Irina Hossain และ Zahra Moussavi

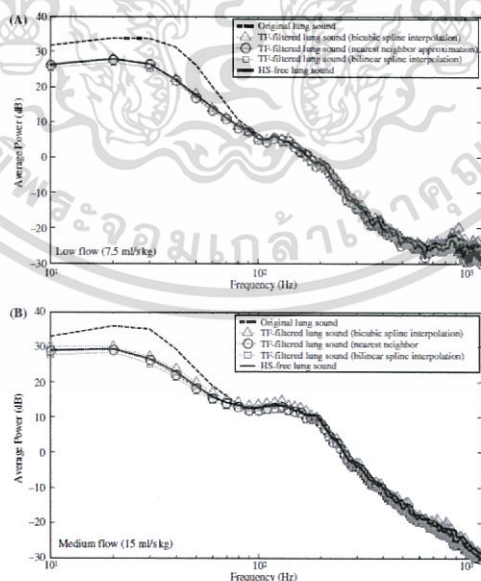
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.3 Heart sound cancellation from lung sound recordings using time-frequency filtering [7]

เป็นงานวิจัยของ โดย M.T. Pourazad และคณะ (2006) ซึ่งต่อเนื่องจากหัวข้อที่ 2.4.1 ที่ใช้สเปกโตรแกรมในการแยกเสียงปอดออกจากเสียงหัวใจ แต่งานวิจัยฉบับนี้นำเสนอการแปลงเวฟเล็ต (WT) โดยใช้เวฟเล็ตแม่แบบ Daubechies 4 (db4) ในการดักจับเสียงหัวใจ 2.18 (ก) โดยได้อธิบายถึงความแตกต่างระหว่างสเปกโตรแกรมและ WT ว่าค่าเทรซโฮลด์ของ WT หาได้ง่ายกว่า โดยหาได้จากค่าพลังงานเฉลี่ยของช่วงความถี่ที่เป็นเสียงหัวใจ เมื่อลบสัญญาณเสียงหัวใจแล้วก็ทำการประมาณค่าในสองมิติและแปลงสัญญาณกลับมาในโดเมนเวลา ดังรูปที่ 2.18 (ข) การประเมินประสิทธิภาพได้คำนวณหาความหนาแน่นของพลังงานเฉลี่ย (PSD) พบว่าในช่วง 20-300 เฮิรตซ์ สัญญาณที่ผ่านการกรอง WT พลังงานลดลง ดังรูปที่ 2.19 จากการทดสอบแสดงให้เห็นว่าการกำจัดเสียงหัวใจนี้ไม่ทำให้องค์ประกอบพื้นฐานของเสียงปอดหายไป



รูปที่ 2.18 (ก) สเปกโตรแกรมที่ยังไม่ได้ลบเสียงหัวใจ (ข) สเปกโตรแกรมที่ลบเสียงหัวใจแล้ว



รูปที่ 2.19 PSD ของผลการทดลองเทียบกับสัญญาณเริ่มต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5 อุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัย

2.5.1 ระบบ BIOPAC[®] Student Lab (BSL System)

2.5.1.1 หูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ของ BIOPAC (BIOPAC[®] Electronic Stethoscope Transducer) ในรูปที่ 2.20 มีจุดประสงค์การใช้งานเพื่อฟังเสียงหัวใจเป็นหลักโดยมีช่วงการตอบสนองของไมโครโฟนอยู่ที่ 20 – 100 เฮิรตซ์ ซึ่งเป็นช่วงความถี่ของเสียงหัวใจ แต่ก็สามารถวัดองค์ประกอบของเสียงปอดได้ด้วย งานวิจัยนี้ใช้หูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ของ BIOPAC[®] เพื่อการทดสอบประสิทธิภาพของหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ที่ออกแบบเอง โดยวิธีการใช้งานจะต้องต่อกับ BIOPAC[®] MP36 ซึ่งอธิบายในหัวข้อถัดไป



รูปที่ 2.20 หูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ของ BIOPAC[®]

2.5.1.2 BIOPAC[®] MP36

เป็นอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่แปลงสัญญาณอนาล็อก (Analog) เป็นสัญญาณดิจิทัล (Digital) ในรูปที่ 2.21 มีความละเอียด 24 บิต (24-bit A/D converter) ซึ่งต่อเข้ากับสายสัญญาณความเร็วสูงกับพอร์ต USB 2.0 ของคอมพิวเตอร์ อีกทั้งสามารถรับสัญญาณอนาล็อกจากทรานสดิวเซอร์ได้ถึง 4 ช่องสัญญาณพร้อมกัน และสามารถเพิ่มเติมทรานสดิวเซอร์จากภายนอกเพื่อวัดสัญญาณอนาล็อกอื่นๆได้อีกด้วย โดยแสดงผลผ่านซอฟต์แวร์ของ BIOPAC Student Lab (BSL Software)



รูปที่ 2.21 BIOPAC[®] MP36

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5.1.3 ซอฟต์แวร์ BIOPAC® Student Lab (BSL Software)

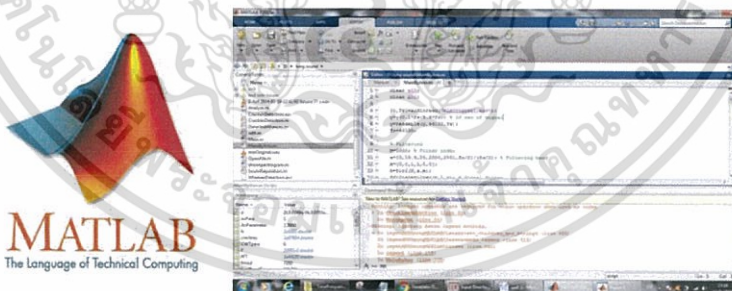
เป็น ซอฟต์แวร์ที่ใช้แสดงผลจากทรานสดิวเซอร์ของ BIOPAC โดยเฉพาะ สามารถใช้งานได้ทั้งระบบปฏิบัติการวินโดวส์ (Windows) และแมค (Mac) นอกจากนี้ยังสามารถรับสัญญาณอนุภาคอื่นได้จากสายสัญญาณที่กล่าวมาแล้วข้างต้น ข้อดีของซอฟต์แวร์ตัวนี้คือสามารถแสดงผลสัญญาณได้แบบเรียลไทม์ (Real-Time) อีกทั้งมีฟังก์ชันในการวิเคราะห์หลากหลาย ซึ่งมีสัญลักษณ์และการจำลองการใช้โปรแกรมตามรูปที่ 2.22



รูปที่ 2.22 ซอฟต์แวร์ BIOPAC® Student Lab

2.5.2 โปรแกรม MATLAB

MATLAB เป็นโปรแกรมคำนวณเชิงตัวเลขที่มีชื่อเสียงนิยมใช้ในหมู่วิศวกรและนักวิทยาศาสตร์ มีภาษาเฉพาะตัวในการใช้เขียนโปรแกรม โดยคำว่า MATLAB มาจากคำ 2 คำรวมกันคือคำว่า เมทริกซ์ (Matrix) และ ห้องปฏิบัติการ (Laboratory) ซึ่งมีส่วนที่ติดต่อกับผู้ใช้งานรูปที่ 2.23 ในงานวิจัยชิ้นนี้นั้นใช้โปรแกรม MATLAB ในการวิเคราะห์ข้อมูลที่ได้อาจจากสัญญาณทดสอบและสัญญาณที่ได้จากการวัดจริงกับอาสาสมัครโดยใช้หูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ของ Thinklabs



รูปที่ 2.23 สัญลักษณ์และส่วนติดต่อผู้ใช้ของโปรแกรม MATLAB

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การออกแบบระบบ

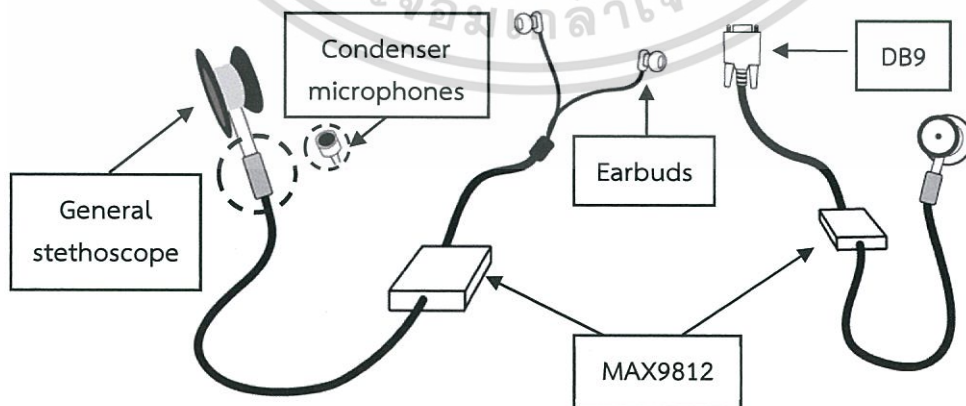
บทนี้กล่าวถึงการออกแบบหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์เพื่อใช้ฟังและบันทึกเสียงการหายใจ รวมถึงซอฟต์แวร์ที่ใช้แยกเสียงปอดโดยวิธีกำจัดเสียงหัวใจ และวิเคราะห์ความผิดปกติของเสียงปอดเบื้องต้นบนโปรแกรม MATLAB™

3.1 โครงสร้างของหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์

ระบบของการบันทึกเสียงระบบการหายใจนั้น มีบล็อกไดอะแกรมภาพรวมของระบบ ดังรูปที่ 3.1 และมีภาพจำลองและภาพจริงของหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ที่ออกแบบ ตามรูปที่ 3.2 และ 3.3 ตามลำดับ โดยใช้คอนเดนเซอร์ไมโครโฟนต่อกับส่วนรับเสียงของหูฟังแพทย์ทั่วไป ผ่าน IC เบอร์ MAX9812H ซึ่งเป็นวงจรขยายเสียงที่มีอัตราขยายคงที่ 20 เดซิเบล สัญญาณที่ได้นั้นเป็นสัญญาณอนาล็อก (Analog) ซึ่งถูกแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัล (Digital) โดย BIOPAC™ MP36 (A/D) และแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์ผ่านโปรแกรม BIOPAC® Student Lab (BSL)



รูป 3.1 บล็อกไดอะแกรมภาพรวมของระบบ



รูปที่ 3.2 ภาพจำลองของหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ที่ออกแบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.3 รูปถ่ายจริงของหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ที่ออกแบบ

3.2 ระบบอิเล็กทรอนิกส์

3.2.1 หูฟังแพทย์ทั่วไป (General stethoscope) [2] [8]

ในงานวิจัยฉบับนี้ใช้เพียงส่วนรับเสียงของหูฟังแพทย์ทั่วไป ซึ่งส่วนรับเสียงนี้ประกอบด้วยสองด้านคือด้านไดอะแฟรม (Diaphragm) กว้างขนาด 1 ½ นิ้ว รับเสียงได้ทั้งต่ำและสูงซึ่งเหมาะสำหรับการตรวจปอด ส่วนด้านระฆัง (Bell) กว้างขนาด 1 นิ้ว รับเสียงต่ำมากได้ดี จึงเหมาะสมที่ใช้ฟังเสียงหัวใจ เพื่อมาต่อกับคอนเดนเซอร์ไมโครโฟนในหัวข้อถัดไป



รูปที่ 3.4 ลักษณะของหูฟังแพทย์ทั่วไป

3.2.2 คอนเดนเซอร์ไมโครโฟน (Condenser microphones)

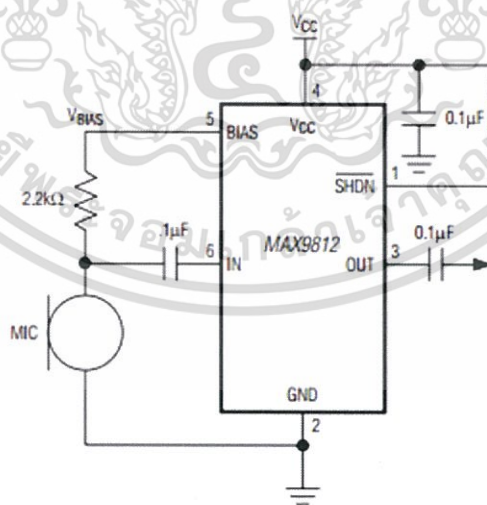
คอนเดนเซอร์ไมโครโฟนในรูปที่ 3.5 มีโครงสร้างมีแผ่นไดอะแฟรม (Diaphragm) บางๆ มีประจุไฟฟ้าสะสมอย่างถาวรเรียกว่าอิเล็กเตรท (Electrate) ทำหน้าที่รับคลื่นเสียงและแผ่นโลหะเรียกว่าแบคเพลท (Back plate) วางขนานอยู่กับที่ และต่ออยู่กับขาเกตของ FET (Field Effect) เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Transistor) ประจุไฟฟ้าบนแผ่นไดอะแพรมจะเหนี่ยวนำไปยังแบคเพลทมากขึ้นอยู่กับระยะห่างจากแผ่นไดอะแพรมความแรงของเสียงที่เข้ามากระทบกับไดอะแพรมทำให้แผ่นไดอะแพรมสั่นเข้าออกจากแบคเพลท เหนี่ยวนำประจุไฟฟ้าเข้าสู่ FET เพื่อกำหนดการไหลของกระแสจากเดรนไปยังซอร์ส ทำให้ไมโครโฟนต้องมีแหล่งจ่ายไฟเลี้ยงตลอดเวลาเมื่อใช้งานกระแสเดรน-ซอร์ส จะถูกเชื่อมต่อด้านตัวเก็บประจุไปยังวงจรขยายเสียง (Audio Amplifier) ให้มีความแรงมากขึ้นต่อไป

รูปที่ 3.5 คอนเดนเซอร์ไมโครโฟน

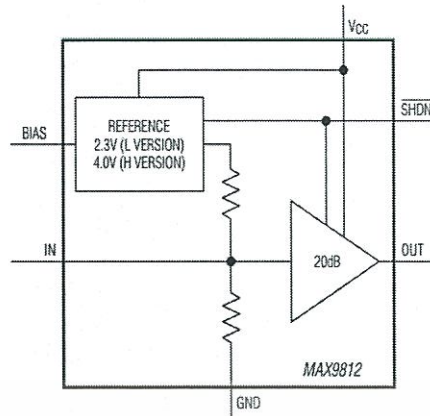
3.2.3 IC เบอร์ MAX9812H

เป็นวงจรรขยายสัญญาณเสียงจากไมโครโฟนที่มีอัตราขยายคงที่คือ 20 เดซิเบล ขนาดเล็กเสียงรบกวนน้อย รวมถึงมีการไบอัสสำหรับไมโครโฟน เหมาะสมกับการใช้งานกับอุปกรณ์ มีแบนด์วิธช่วง 500 กิโลเฮิร์ตซ์สามารถให้แรงดันขาออกได้สูงสุดเกือบเท่ากับแหล่งจ่ายซึ่งมีวงจรรั่วไปและบล็อกไดอะแกรมดังรูปที่ 3.6 และ 3.7 โดยที่เหตุผลที่เลือกใช้ IC เบอร์ MAX9812H เนื่องจากมีการตอบสนองความถี่ครอบคลุมในช่วงเสียงพูดและเสียงหัวใจ คือ 20 – 2500 เฮิร์ต ซึ่งแสดงในกราฟการตอบสนองความถี่ตามรูปที่ 3.8

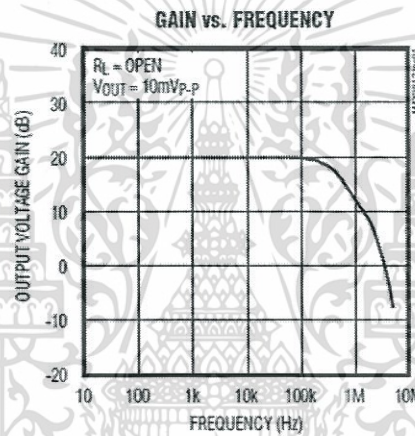


รูปที่ 3.6 วงจรทั่วไปของ MAX9812H

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

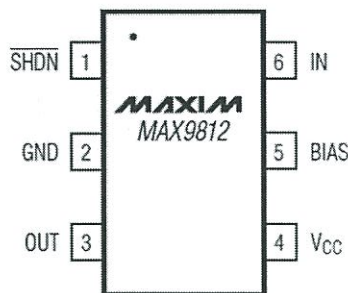


รูปที่ 3.7 บล็อกไดอะแกรมของ MAX9812H



รูปที่ 3.8 กราฟการตอบสนองความถี่ ของ MAX9812H

การใช้งาน IC เบอร์ MAX9812H นั้นสามารถเลือกโหมดการทำงานได้ 2 โหมด คือ ปิดการทำงาน (Off) และเปิดการทำงาน (On) โดยการต่อขา SHDN กับแรงดันอ้างอิง (GND) หรือแหล่งจ่าย (VCC) ซึ่งข้อดีที่ได้คือช่วยให้ประหยัดแบตเตอรี่เมื่อไม่มีการใช้งาน มีรูปที่ 3.9 ตำแหน่งขาของ IC และ ตารางที่ 3.1 แสดงรายละเอียดโครงสร้างของวงจรขยายเสียง



รูปที่ 3.9 ตำแหน่งขาของ MAX9812H

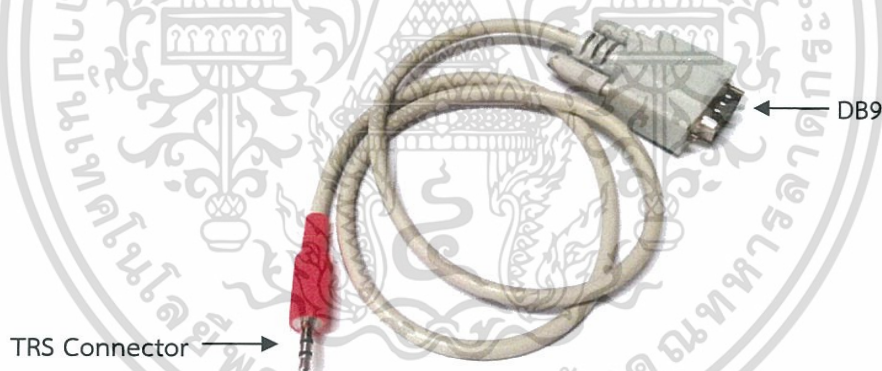
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.1 รายละเอียดโครงสร้างของวงจรขยายเสียง (MAX9812H)

ลำดับขา	ชื่อของขา	รายละเอียด
1	$\overline{\text{SHDN}}$	ทำงานเป็นสวิตช์ เมื่อเชื่อมต่อขา $\overline{\text{SHDN}}$ กับ V_{CC} เป็นการเปิดการทำงาน แต่ถ้าขา $\overline{\text{SHDN}}$ กับ GND เป็นการปิดการทำงาน
2	GND	แรงดันอ้างอิง
3	OUT	เอาต์พุตของวงจรขยาย
4	V_{CC}	ไฟเลี้ยงบวก ต่อตัวเก็บประจุแบบบายพาสขนาด 0.1 μF
5	BIAS	ไบอัสไฟตรงเอาต์พุตของไมโครโฟน ขนาด 4V สำหรับ MAX9812H
6	IN	อินพุตของวงจรขยาย

3.2.4 การสร้างสายสัญญาณ

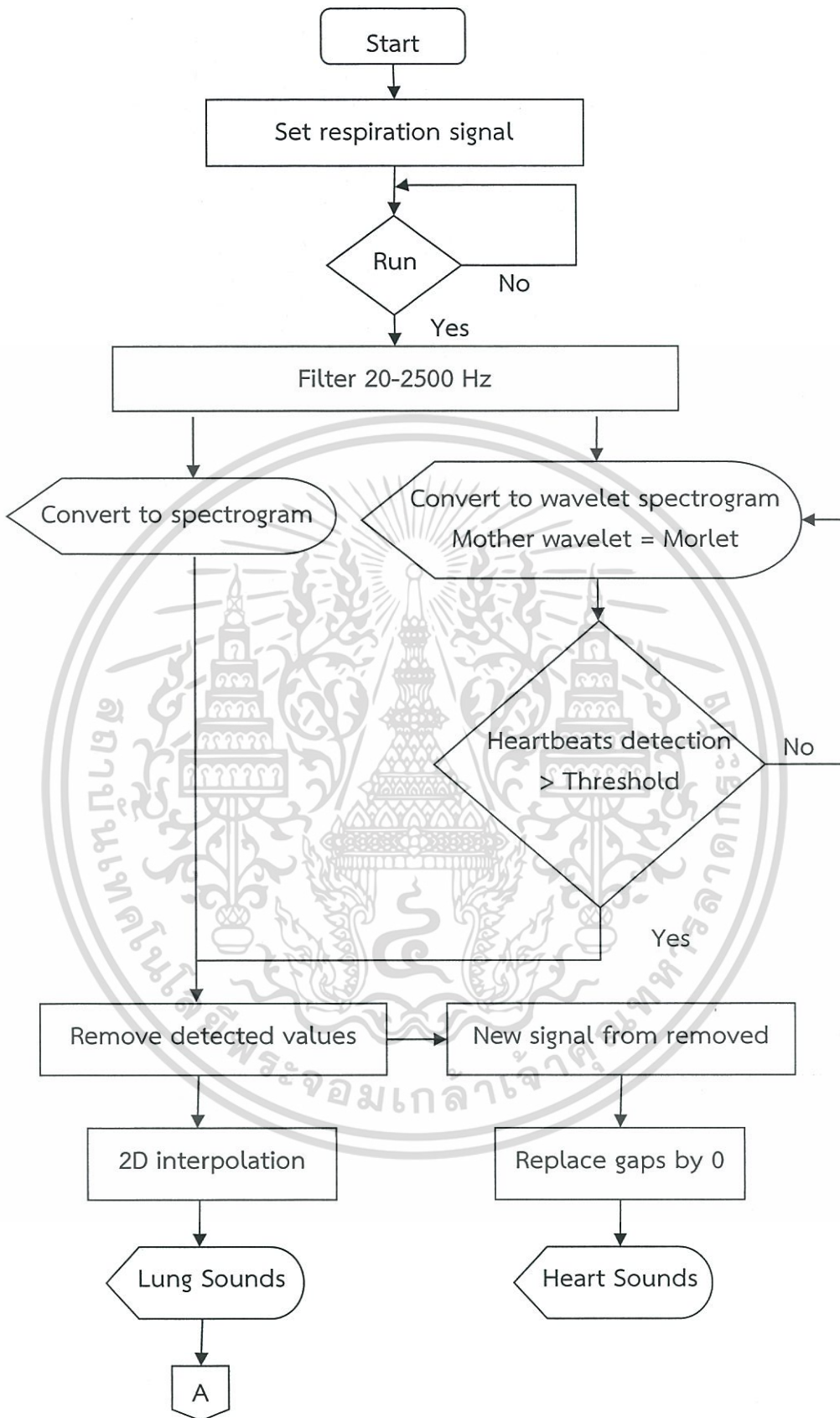
ในการนำสัญญาณจากหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ที่ออกแบบต่อเข้าเครื่อง BIOPAC™ MP36 เพื่อแสดงรูปคลื่นบนคอมพิวเตอร์ได้นั้นจำเป็นต้องสร้างสายสัญญาณสำหรับต่อสัญญาณภายนอกเข้าสู่เครื่อง BIOPAC™ MP36 พร้อมกันทั้งสองสัญญาณ โดยที่ปลายสายด้านหนึ่งเป็นหัว DB9 ตัวผู้ เพื่อต่อกับพอร์ตอินพุตของเครื่อง BIOPAC™ MP36 ส่วนปลายอีกด้านเป็นหัว TRS ซึ่งเป็นหัวสำหรับรับสัญญาณเสียงดังรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.10 สายสัญญาณที่เชื่อมต่อกับ BIOPAC® MP36

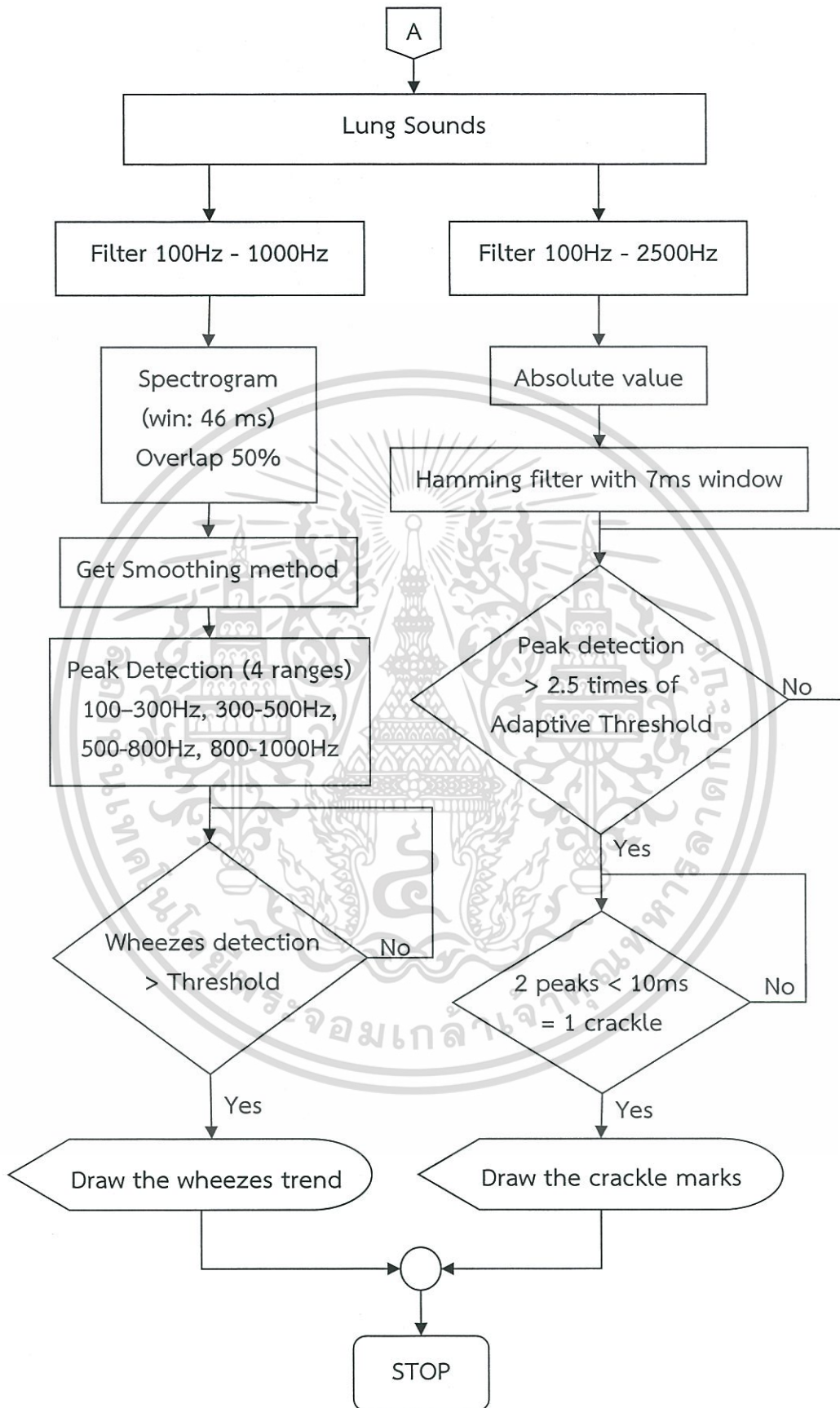
3.3 ซอฟต์แวร์

จากที่กล่าวมาข้างต้นเกี่ยวกับซอฟต์แวร์การแยกและวิเคราะห์เสียงปอดซึ่งพัฒนาบนโปรแกรม MATLAB™ ในการวิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้สัญญาณทดสอบและสัญญาณที่ได้จากหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ของ Thinklabs™ โดยวัดกับอาสาสมัครสุขภาพดีและอาสาสมัครที่ป่วยเป็นโรคในระบบการหายใจ ซึ่งมีรายละเอียดแผนผังการออกแบบซอฟต์แวร์การแยกและวิเคราะห์ความผิดปกติของเสียงปอดตามรูปที่ 3.14 และ 3.15



รูปที่ 3.11 แผนผังการออกแบบซอฟต์แวร์การแยกและวิเคราะห์เสียงปอด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.12 แผนผังการออกแบบซอฟต์แวร์การแยกและวิเคราะห์เสียงปอด (ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ผู้ใดเห็นประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 3.11 เริ่มจากสัญญาณหายใจที่บันทึกได้จะถูกกรองโดยตัวกรอง FIR เพื่อให้เหลือแค่ช่วงความถี่ 20-2500 เฮิรตซ์ ซึ่งเป็นช่วงความถี่ที่ครอบคลุมทั้งเสียงปอดและเสียงหัวใจที่สนใจ จากนั้นนำสัญญาณที่ได้ไปแปลงเวฟเล็ต (WT) และหาสเปกโตรแกรมเทียบกับสเปกโตรแกรมของสัญญาณเริ่มต้นที่ยังไม่ผ่าน WT สำหรับฟังก์ชันสเปกโตรแกรมในโปรแกรม MATLAB นั้นจะเป็นการแปลงฟูริเยร์ในช่วงเวลาสั้นแบบไม่ต่อเนื่อง (STFT) กับหน้าต่าง (Windows) ซึ่งข้อมูลจะถูกแบ่งออกเป็นกลุ่ม ในบทความนี้ใช้หน้าต่างการคำนวณสเปกตรัมพลังงานที่ 100 มิลลิวินาที และมีการซ้อนทับของข้อมูล 50% [10] ซึ่งเพียงพอต่อการคำนวณได้อย่างถูกต้องและใช้เวลาที่เหมาะสม แต่ละกลุ่มที่ทำการแปลงจะถูกเก็บบันทึกไว้ในรูปของเมทริกซ์ของจำนวนเชิงซ้อน จากการศึกษาในการคำนวณ WT ใช้ เวฟเล็ตแม่ Morlet ซึ่งเป็นที่นิยมใช้ในการตรวจสอบตำแหน่งของเสียงหัวใจ [24] ที่ปนอยู่ในสัญญาณที่บันทึกได้ โดยค่าเทรชโฮลด์ (Threshold: Th) นั้นหาได้จากค่าเฉลี่ยของพลังงานในช่วงความถี่เสียงหัวใจ ถ้าค่าเฉลี่ยได้สูงกว่าค่าเทรชโฮลด์ที่กำหนดไว้ จะถูกมองว่าเป็นเสียงหัวใจ และถูกลบออกไปจากสเปกโตรแกรมเดิม สัญญาณที่เหลืออยู่ซึ่งคาดได้ว่าเป็นเสียงปอดนั้นมีส่วนขาดหายไปจากวิธีกำจัดเสียงหัวใจข้างต้น จึงต้องทำการประมาณค่าในช่วงโดยใช้ฟังก์ชันเส้นโค้งพหุนามดีกรี 3 (Cubic Spline) แบบสองมิติ หลังจากนั้นใช้การแปลงฟูริเยร์แบบผกผัน เพื่อสร้างสัญญาณเสียงปอดในโดเมนเวลา ส่วนเสียงหัวใจนั้นสร้างขึ้นโดยการนำส่วนที่มีพลังงานสูงกว่าค่าเทรชโฮลด์ มาสร้างสัญญาณใหม่โดยแทนที่ช่องว่างด้วยค่า 0 แล้วแปลงกลับไปในโดเมนเวลาเพื่อให้ได้สัญญาณเสียงหัวใจออกมา

เมื่อได้สัญญาณเสียงปอดที่มาแล้ว นำไปวิเคราะห์เสียงปอดเพื่อหาความผิดปกติ ตามรูปที่ 3.12 ในงานวิจัยนี้สนใจเฉพาะเสียงวี๊ดและเสียงคลิก สำหรับเสียงวี๊ดนั้นมีความถี่อยู่ในช่วง 100 - 1000 เฮิรตซ์ [15] จึงใช้การกรองแบบ FIR สำหรับช่วงความถี่ข้างต้น จากการศึกษาก่อนหน้านี้ [16] ได้แนะนำสเปกโตรแกรมโดยใช้หน้าต่างที่ 46 มิลลิวินาที และมีการซ้อนทับกันของข้อมูล 50% แล้วจึงใช้ฟังก์ชัน Smooth ใน MATLAB ซึ่งเป็นฟังก์ชันนี้จะแทนที่ค่าในปัจจุบันโดยการเฉลี่ยค่า 200 จุดรอบข้าง เพื่อลดความละเอียดของข้อมูลเนื่องจากต้องการหาเฉพาะจุดยอด ซึ่งจากการศึกษาพบว่าจุดยอดของเสียงวี๊ดนั้นพบได้ถึง 4 ฮาร์โมนิกส์ในช่วงความถี่ คือ 100-300, 300-500, 500-800 และ 800-1000 เฮิรตซ์ เมื่อได้จุดยอดแล้วต้องนำมาหาความต่อเนื่องของเสียงวี๊ด ซึ่งเงื่อนไขคือเสียงวี๊ดนั้นต้องมีความยาวต่อเนื่องมากกว่า 150 มิลลิวินาที เมื่อผ่านเงื่อนไขนี้จึงจะวาดเส้นแนวโน้มเพื่อแสดงถึงการตรวจจับเสียงวี๊ดลงบนสัญญาณเสียงปอด

สำหรับเสียงคลิกนั้นหาได้โดยวิธีที่แนะนำจากการศึกษาก่อนหน้านี้ [1] โดยเริ่มจากการกรองแบบ FIR ที่ความถี่ 100-2500 เฮิรตซ์ซึ่งเป็นช่วงความถี่ที่อาจจะมีเสียงคลิก แล้วหาค่าสัมบูรณ์ของสัญญาณ จากนั้นใช้การกรองแบบแฮมมิงที่ 7 มิลลิวินาที เพื่อลดขนาดของข้อมูลให้เหลือแต่กรอบของสัญญาณ (envelope) โดยเสียงคลิกนั้นหาได้จากค่าเทรชโฮลด์โดยการนำค่าในหน้าต่างรวมถึงอีก 40 มิลลิวินาทีรอบๆหน้าต่างมหาค่าเฉลี่ย เมื่อค่าที่พิจารณาอยู่นั้นมากกว่า 2.5 เท่าของค่าเทรชโฮลด์จะถูกมองว่าเป็นเสียงคลิก ซึ่งจากการศึกษาได้อธิบายอีกว่าเกณฑ์ที่ปรับค่าได้นี้จำเป็นอย่างมากในการตรวจหาจุดยอดของสัญญาณที่แหลมและเล็กอย่างเสียงเสียงคลิกได้อย่างถูกต้อง แต่ละรอบของเสียงคลิกนั้นต้องมีช่วงเวลาห่างกันประมาณ 20 มิลลิวินาที ทำให้การใช้ 40 มิลลิวินาทีในการตรวจหาจุดยอดนั้นเพียงพอแล้ว อีกทั้งถ้าช่วงเวลาในหนึ่งรอบของเสียงคลิกที่ตรวจเจอนั้นน้อยกว่า 10 มิลลิวินาที จึงทำสัญลักษณ์บนจุดยอดที่ตรวจจับได้เพื่อป้องกันเกิดการตรวจพบเสียงคลิก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4 สรุป

บทนี้ได้กล่าวถึงรายละเอียดการออกแบบระบบ Auscultation ซึ่งประกอบด้วยหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์และซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการแยกและวิเคราะห์เสียงปอดผ่านโปรแกรม MATLAB™ ซึ่งในการออกแบบนี้เริ่มจากส่วนแรกคือการออกแบบหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์โดยใช้ส่วนรับเสียงของหูฟังแพทย์ทั่วไปต่อเข้ากับคอนเดนเซอร์ไมโครโฟนเพื่อรับเสียงจากภายในร่างกายออกมาผ่านวงจรขยายเสียงที่มีสัญญาณรบกวนต่ำแบบอัตรายขยายคงที่ 20 เดซิเบล อีกทั้งยังสามารถฟังเสียงจากระบบการหายใจได้แบบเรียลไทม์โดยผ่านหูฟังทั่วไป หรือสามารถต่อสัญญาณเข้าเครื่อง BIOPAC™ MP36 เพื่อแสดงสัญญาณในรูปแบบรูปคลื่น ผ่านซอฟต์แวร์ BIOPAC® Student Lab เพื่อเปรียบเทียบกับสัญญาณที่ได้จากหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ของ BIOPAC™ หาความเหมือนกันของสัญญาณระหว่างสัญญาณจากเครื่องมือที่ใช้ในห้องปฏิบัติการอีกส่วนหนึ่งคือส่วนของประมวลผลสัญญาณคือการแยกและวิเคราะห์ความผิดปกติของเสียงปอด โดยใช้สัญญาณทดสอบและสัญญาณที่ได้จากการวัดจริงจากหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ของ Thinklab™ กับอาสาสมัครทั้งที่มีสุขภาพดีและป่วยเป็นโรคทางเดินหายใจ โดยใช้หลักการของการวิเคราะห์ความถี่-เวลา สามารถแสดงผลข้อมูลในเชิงปริมาณเพื่อใช้ในการวิจัยในบทต่อไป



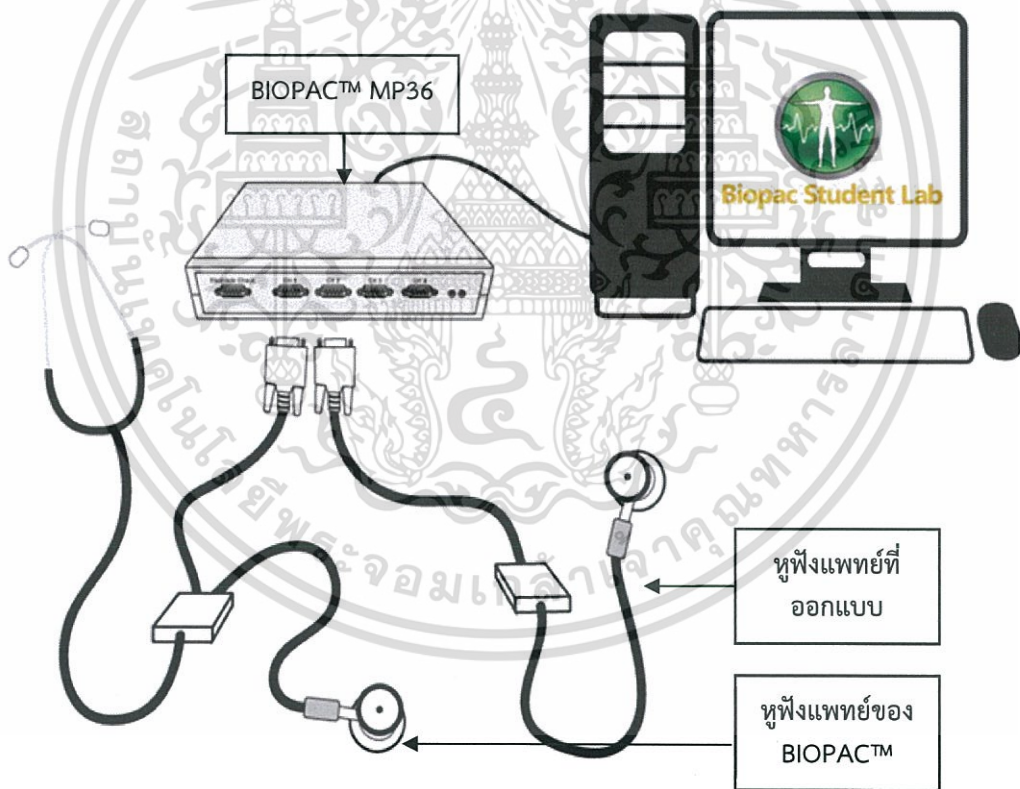
บทที่ 4

การทดลองและผลการทดลอง

บทนี้กล่าวถึงการทดสอบระบบของหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์โดยบันทึกเสียงเพื่อเปรียบเทียบความเหมือนกันของสัญญาณกับเครื่องมือที่ใช้ในห้องปฏิบัติการการ อื่นทั้งกล่าวถึงผลการทดสอบซอฟต์แวร์การแยกแยะและวิเคราะห์ความผิดปกติของเสียงปอดกับสัญญาณทดสอบและสัญญาณที่วัดได้จริงจากอาสาสมัครสุขภาพดีและป่วยเป็นโรคทางระบบหายใจ

4.1 การทดสอบระบบของหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์

ในการทดสอบนั้นใช้การวัดเทียบกันระหว่างหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ที่ออกแบบกับหูฟังแพทย์ของ BIOPAC™ โดยต่อเข้ากับเครื่อง BIOPAC™ MP36 เพื่อแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัล (A/D converter) ความละเอียด 24 บิต แสดงผลผ่านคอมพิวเตอร์ผ่านซอฟต์แวร์ BSL (BIOPAC® Student Lab) พร้อมกันทั้ง 2 ช่องสัญญาณดังรูปที่ 4.1 และมีรูปอุปกรณ์ที่ใช้ดังรูปที่ 4.2 4.3 4.4 และ 4.5 ตามลำดับ

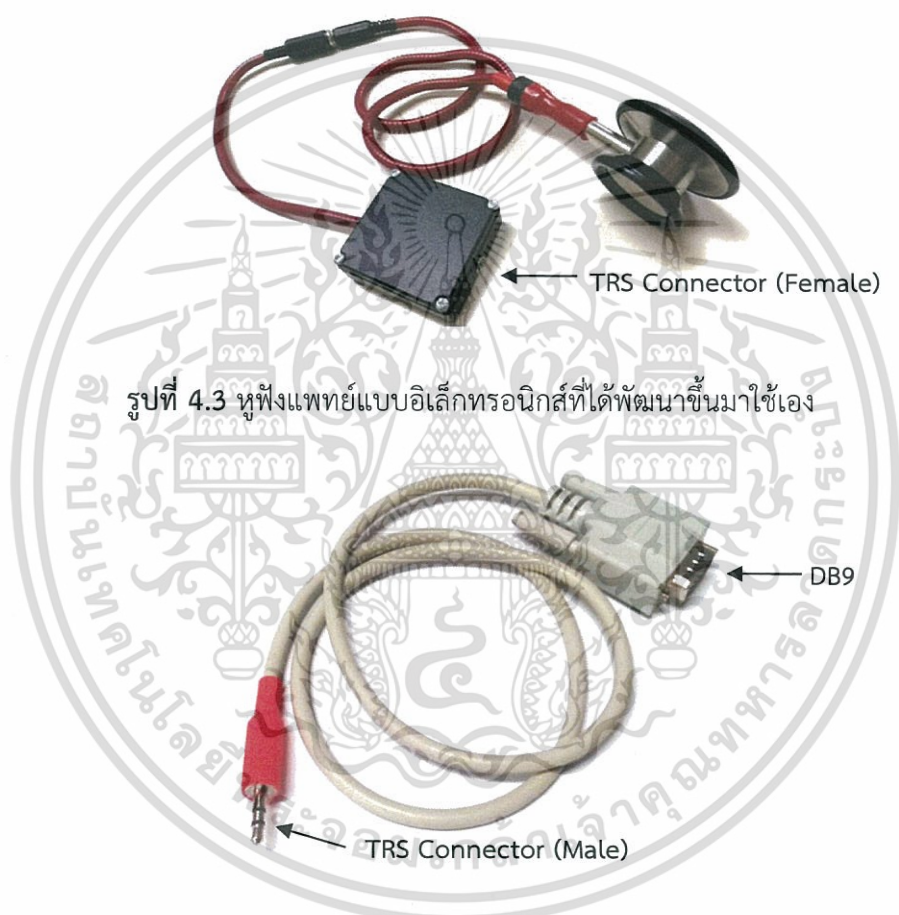


รูปที่ 4.1 ภาพจำลองการทดสอบระบบของหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.2 หูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ของ BIOPAC™



รูปที่ 4.3 หูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ที่ได้พัฒนาขึ้นมาใช้เอง

รูปที่ 4.4 สายสัญญาณสร้างขึ้นเพื่อเชื่อมต่อกับ BIOPAC™ MP36

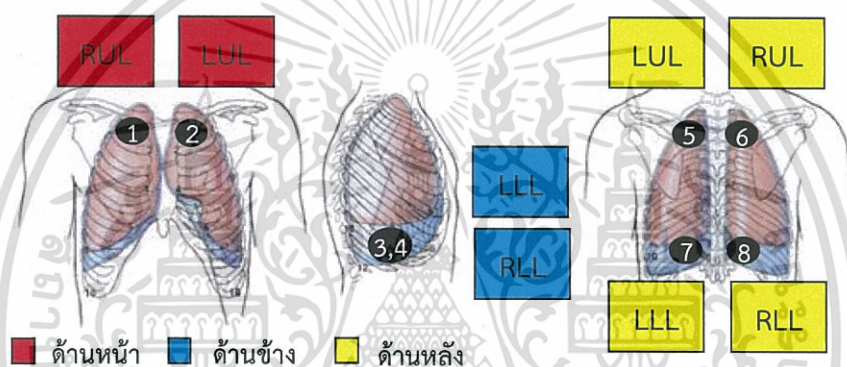


รูปที่ 4.5 BIOPAC™ MP36

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

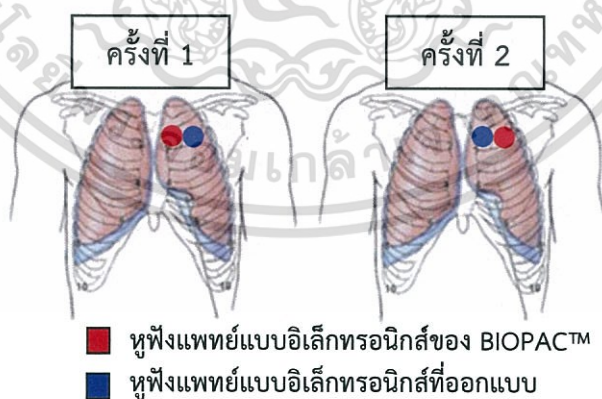
การวัดสัญญาณนั้นทำได้โดยใช้หูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ทั้งสองที่กล่าวมาข้างต้นวัดบริเวณตำแหน่งเดียวกัน ซึ่งงานวิจัยนี้ได้ทำการทดสอบโดยเลือกตำแหน่งในการวัดสัญญาณ 8 ตำแหน่ง ด้านหน้า 2 จุด ด้านข้าง 2 จุด และด้านหลัง 4 จุด ดังรูปที่ 4.6 โดยที่ตัวเลข 1 - 8 แทนตำแหน่งบนร่างกายดังนี้

1. ปอดซีกขวาใกล้บนด้านหน้า (Right Upper Lobe anterior: ARUL)
2. ปอดซีกซ้ายใกล้บนด้านหน้า (Left Upper Lobe anterior: ALUL)
3. ปอดซีกขวาใกล้ล่างด้านข้าง (Right Lower Lobe lateral basal segment: LRLL)
4. ปอดซีกซ้ายใกล้ล่างด้านข้าง (Left Lower Lobe lateral basal segment: LLLL)
5. ปอดซีกขวาใกล้บนด้านหลัง (Right Upper Lobe posterior: PRUL)
6. ปอดซีกซ้ายใกล้บนด้านหลัง (Left Upper Lobe posterior: PLUL)
7. ปอดซีกขวาใกล้ล่างด้านหลัง (Right Lower Lobe posterior basal segment: PRLL)
8. ปอดซีกซ้ายใกล้ล่างด้านหลัง (Left Lower Lobe posterior basal segment: PLLL)



ที่มา : <https://www.studyblue.com/#flashcard/review/13910901>

รูปที่ 4.6 ตำแหน่งที่วัดสัญญาณ

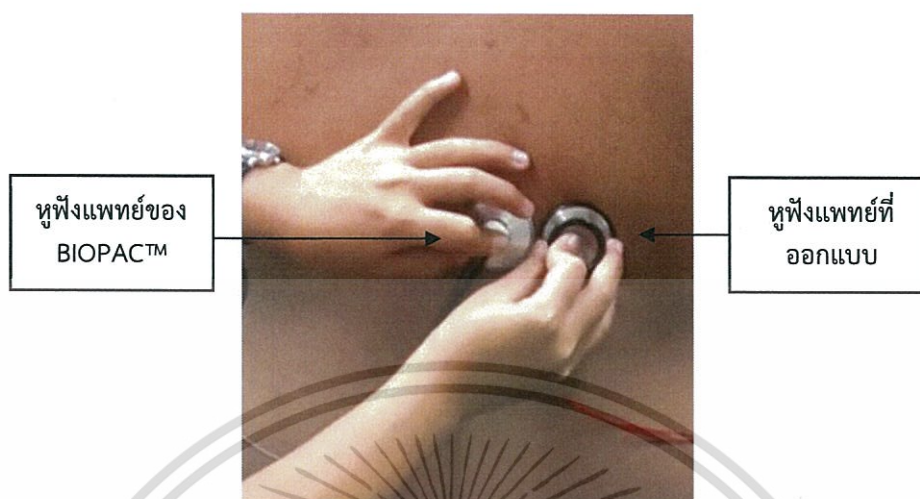


รูปที่ 4.7 ตำแหน่งการวัดสัญญาณของหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์

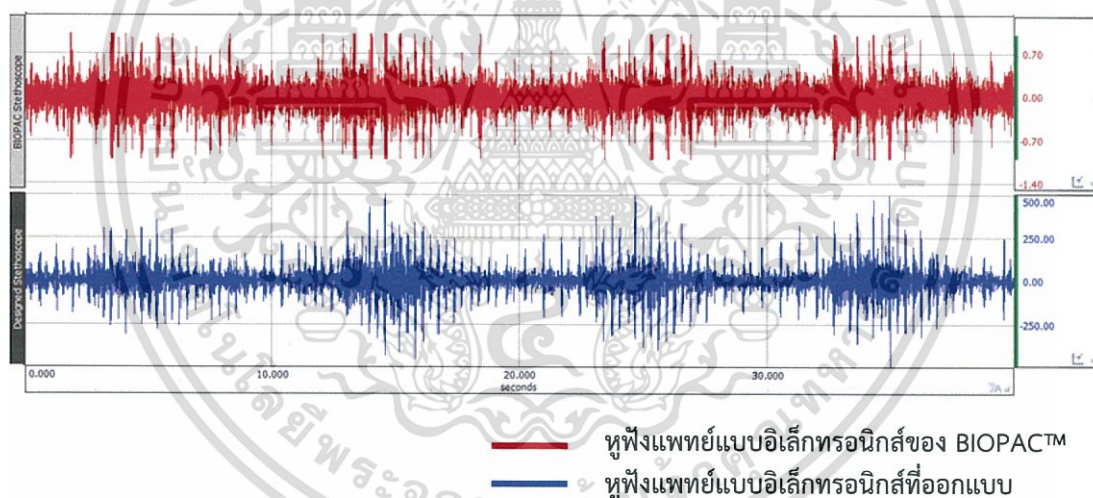
การวางหูฟังทั้งสองตัวนั้นต้องวางชิดติดกันในบริเวณเดียวกันแล้วทำซ้ำอีกครั้งโดยสลับตำแหน่งดังรูปที่ 4.7 ทำการทดสอบเหมือนกันทั้ง 8 จุดโดยวัดสัญญาณจากอาสาสมัครชาย-หญิง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จำนวน 3 คนโดยการวางหูฟังแพทย์กับอาสาสมัครเป็นดังรูปที่ 4.8 กำหนดการทดสอบโดยหายใจเข้า 4 วินาทีและหายใจออก 6 วินาที ได้ผลการทดสอบดังรูปที่ 4.9



รูปที่ 4.8 ตำแหน่งการวางหูฟังแพทย์กับอาสาสมัคร

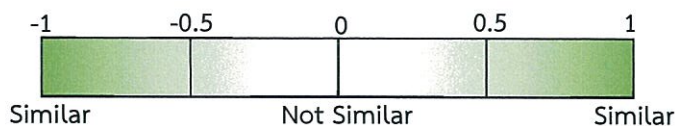


รูปที่ 4.9 ผลที่ได้จากการวัดสัญญาณจากซอฟต์แวร์ BSL

4.2 การวัดความเหมือนกันของสัญญาณ [13] [14]

ในการเปรียบเทียบสัญญาณจากหูฟังแพทย์ทั้งสองชนิดนั้น ใช้หลักการของ Cross-correlation โดยสามารถหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของเพียร์สัน (Pearson's correlation coefficient) ซึ่งเป็นการวิเคราะห์ทางสถิติเพื่อหาความสัมพันธ์ของข้อมูล โดยเมื่อค่าสัมประสิทธิ์เข้าใกล้ 1 ทางบวก หรือ -1 ทางลบ แสดงความคล้ายคลึงกันของสัญญาณดังรูปที่ 4.10

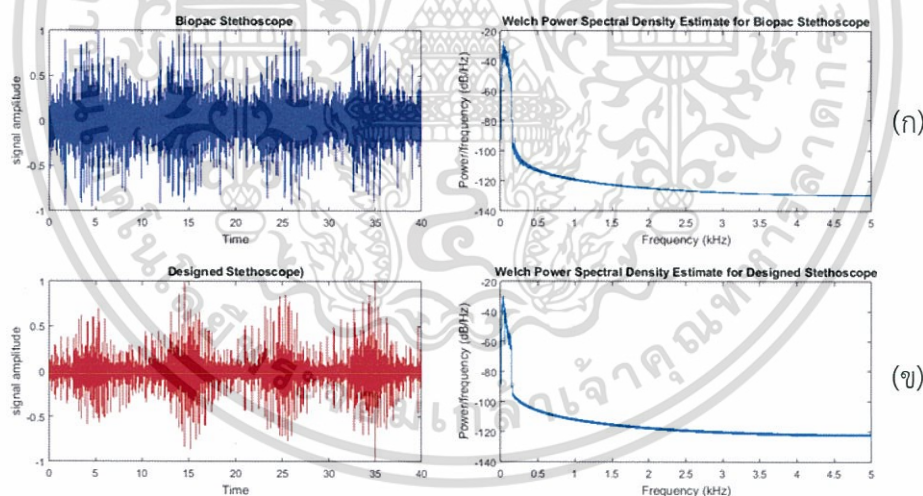
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.10 ระดับความเข้มของความสัมพันธ์ของข้อมูล

$$r = \frac{n \sum XY - \sum X \sum Y}{\sqrt{[n \sum X^2 - (\sum X)^2] \cdot [n \sum Y^2 - (\sum Y)^2]}} \quad (4.1)$$

- เมื่อ r คือ ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เพียร์สัน
- n คือ จำนวนคู่
- x คือ ค่าของตัวแปรที่หนึ่ง
- y คือ ค่าของตัวแปรที่สอง
- $\sum x$ คือ ผลรวมของทุกข้อมูลในตัวแปรที่หนึ่ง
- $\sum y$ คือ ผลรวมของทุกข้อมูลในตัวแปรที่สอง
- $\sum xy$ คือ ผลรวมของผลคูณระหว่างสมาชิกแต่ละตัวจากตัวแปรที่หนึ่ง และตัวแปรที่สอง
- ทุกค่า



รูปที่ 4.11 สัญญาณในโดเมนเวลาและความถี่

(ก) สัญญาณที่ได้จากหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ของ BIOPAC™

(ข) สัญญาณที่ได้จากหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ที่ออกแบบ

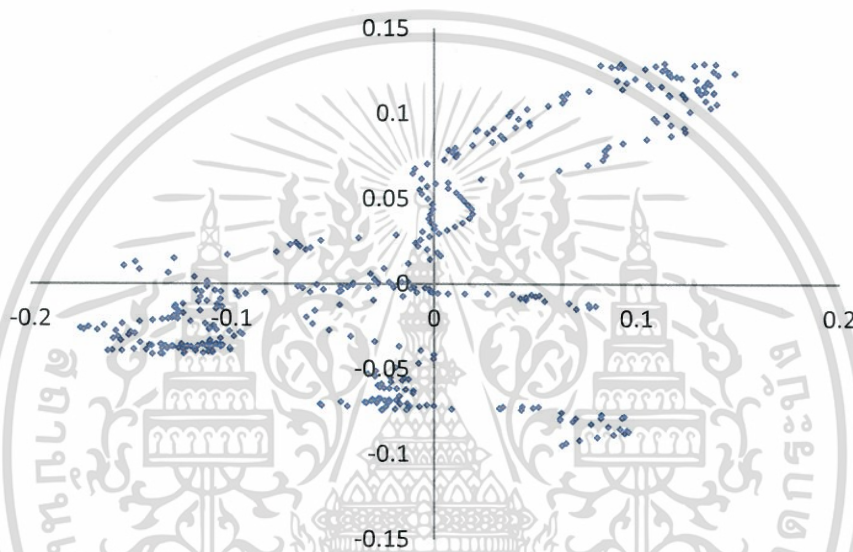
จากรูปที่ 4.11 เมื่อพิจารณาจากรูปสัญญาณทั้งในโดเมนเวลาและโดเมนความถี่มีความคล้ายคลึงกันแต่นำมาหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เพียร์สันได้ผลออกมาดังตารางที่ 4.1 และ 4.2 จะเห็นว่าในโดเมนเวลาค่าสัมประสิทธิ์มีค่าเข้าใกล้ 0 จึงสรุปได้ว่าไม่มีความสัมพันธ์กันในโดเมนเวลา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มีกราฟการกระจายของข้อมูลดังรูปที่ 4.12 ส่วนในโดเมนความถี่ค่าสัมประสิทธิ์มีค่าเข้าใกล้ 1 จึงสรุปได้ว่ามีความสัมพันธ์กันในโดเมนความถี่ และมีกราฟการกระจายของข้อมูลดังรูปที่ 4.13

ตารางที่ 4.1 สัมประสพสัมพันธ์ของเพียร์สันสำหรับ 8 คู่สัญญาณในโดเมนเวลา

ตำแหน่ง	ARUL	ALUL	LRLl	LLLL	PRUL	PLUL	PRLl	PLll
ครั้งที่ 1	0.072	0.091	-0.030	0.061	0.051	0.129	0.029	0.118
ครั้งที่ 2	0.113	0.036	0.091	0.082	0.003	0.023	-0.008	0.100

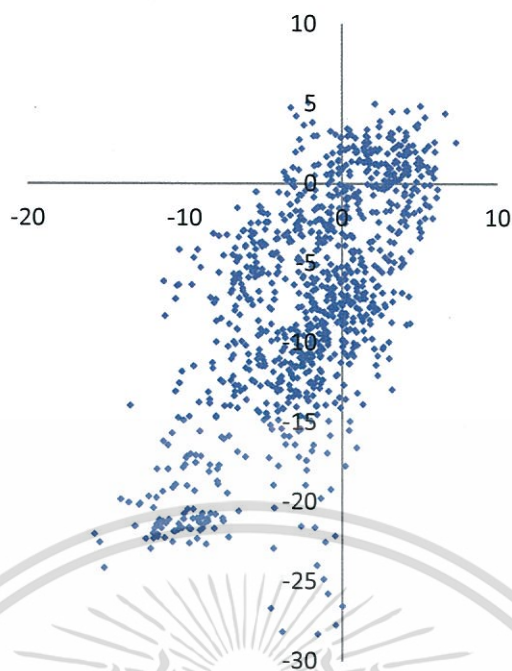


รูปที่ 4.12 กราฟการกระจายตัวของข้อมูลในโดเมนเวลา

ตารางที่ 4.2 สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของเพียร์สันสำหรับ 8 คู่สัญญาณในโดเมนความถี่

ตำแหน่ง	ARUL	ALUL	LRLl	LLLL	PRUL	PLUL	PRLl	PLll
ครั้งที่ 1	0.965	0.946	0.955	0.971	0.944	0.918	0.945	0.931
ครั้งที่ 2	0.942	0.937	0.946	0.925	0.941	0.922	0.949	0.951

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



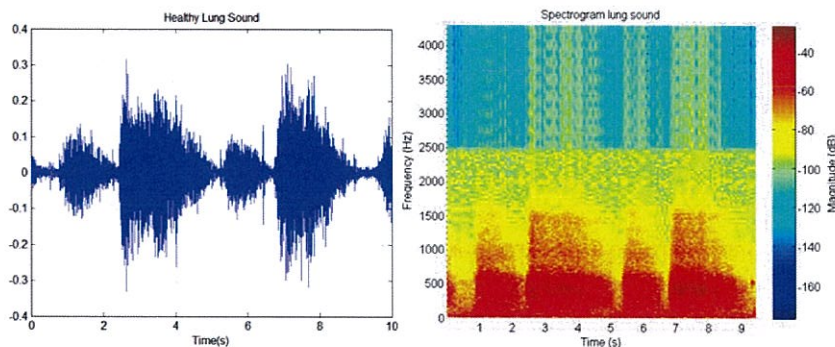
รูปที่ 4.13 กราฟการกระจายตัวของข้อมูลในโดเมนความถี่

4.3 การแยกเสียงปอดกับเสียงหัวใจ

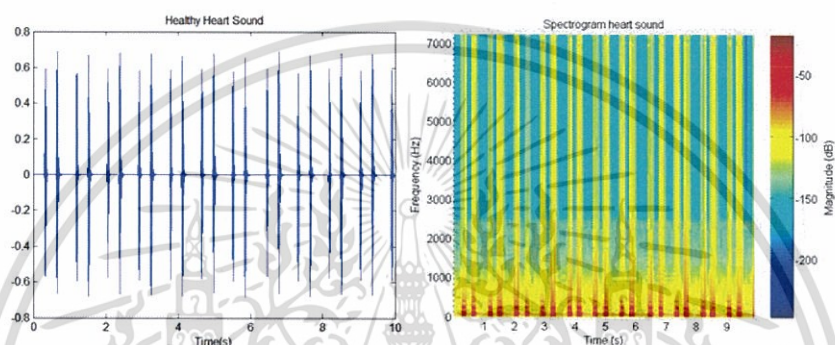
จากที่กล่าวมาถึงความสำคัญของงานวิจัยเพื่อให้สามารถเข้าใจถึงสภาพปอดได้ แต่หูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์เมื่อเพิ่มเติมวงจรกรองความถี่อย่างง่ายแล้วสามารถกรองให้เหลือได้แค่เพียงเสียงหัวใจเท่านั้นแต่ไม่สามารถใช้วิธีเดียวกันกับเสียงปอดได้ จึงต้องสร้างอัลกอริธึมเพื่อแยกเสียงปอดกับเสียงหัวใจโดยใช้การวิเคราะห์ความถี่-เวลา ซึ่งในงานวิจัยนี้มีผลการทดสอบจากทั้งสัญญาณทดสอบและสัญญาณที่ได้จากการวัดจริง

4.3.1 การทดสอบกับสัญญาณทดสอบ

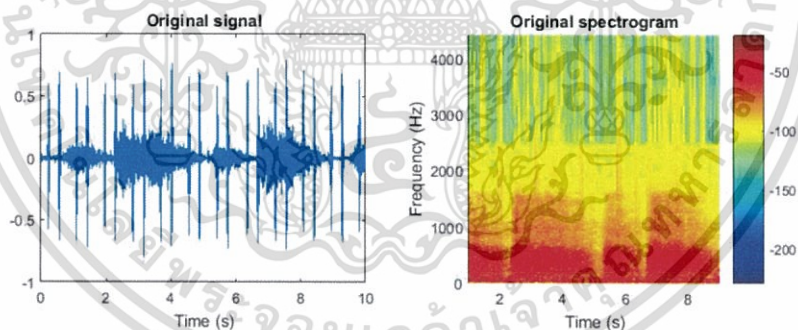
งานวิจัยนี้ได้กำหนดให้ใช้สัญญาณเสียงจากฐานข้อมูลซึ่งเป็นสัญญาณที่แยกเสียงปอดออกจากเสียงหัวใจเรียบร้อยแล้ว โดยที่รูปสัญญาณกับสเปกโตรแกรมของเสียงปอดและเสียงหัวใจแสดงในรูปที่ 4.14 และ 4.15 ตามลำดับซึ่งมีความถี่สอดคล้องกับทฤษฎีที่กล่าวมาในบทที่ 2 สัญญาณทดสอบที่ใช้ในงานวิจัยนี้สร้างขึ้นโดยนำสัญญาณของเสียงปอดและหัวใจมาผสมกันเชิงคณิตศาสตร์ดังรูปที่ 4.16 เพื่อใช้เป็นอินพุทให้กับอัลกอริธึมประมวลผลโดยใช้โปรแกรม MATLAB™



รูปที่ 4.14 สัญญาณและ สเปคโตรแกรมเสียงปอดของคนปกติ



รูปที่ 4.15 สัญญาณและสเปคโตรแกรมเสียงหัวใจของคนปกติ

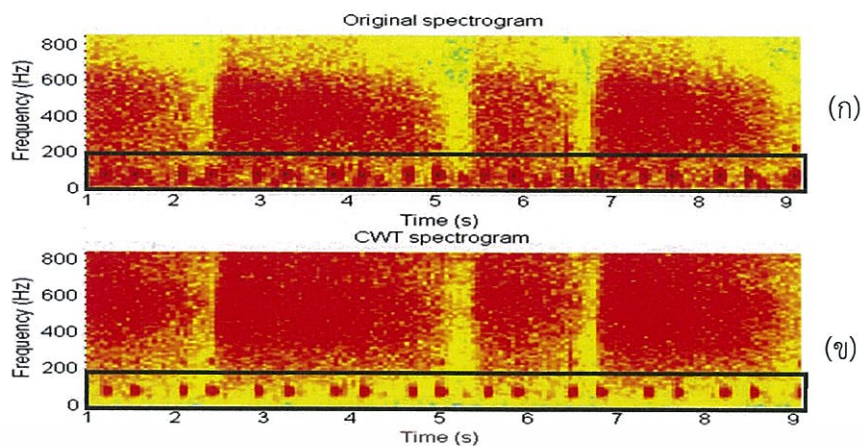


รูปที่ 4.16 สัญญาณทดสอบและสเปคโตรแกรมของสัญญาณทดสอบ

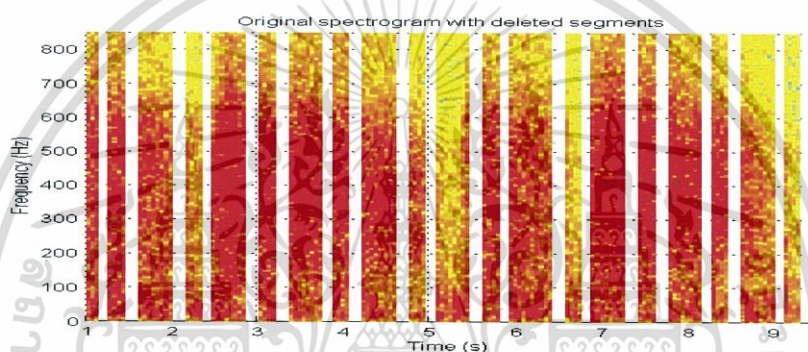
ในการเตรียมข้อมูลก่อนเริ่มประมวลผลนั้น ผู้วิจัยเลือกใช้ตัวกรองกรองสัญญาณแบบ FIR ที่ช่วงความถี่ 20 – 2500 เฮิรตซ์ซึ่งเป็นช่วงความถี่ที่ครอบคลุมเสียงปอดและเสียงหัวใจ เพื่อตัดความถี่ที่ไม่สำคัญทิ้ง เมื่อนำสัญญาณที่ได้มาหาสเปคโตรแกรมโดย Short time Fourier transform (STFT) และการแปลงเวฟเล็ต (WT) จะได้ดังรูปที่ 4.17 ผลที่ได้จากการกระทำดังกล่าวนี้จะทำให้เห็นสัญญาณในช่วงความถี่ต่ำที่มีสเปคตรัมลักษณะคล้ายคลึงกับสเปคตรัมของสัญญาณเสียงหัวใจ ซึ่งข้อมูลที่ได้จาก WT นั้นสเปคตรัมเสียงหัวใจนั้นแยกออกจากสเปคตรัมเสียงปอดอย่างเห็นชัด จึงสามารถหาช่วงเวลาที่เป็นเสียงหัวใจออกมาได้จากค่าเทรชโฮลด์ซึ่งคือค่าเฉลี่ยพลังงานในช่วง 20- 300 เฮิรตซ์ [17] แล้วลบสัญญาณในช่วงที่ตรวจพบออกจากสเปคโตรแกรมดังรูปที่ 4.18

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้เพื่อการศึกษานี้เท่านั้น เมื่อนำไปใช้โดยไม่ได้รับอนุญาตจะถือว่าผิดกฎหมาย

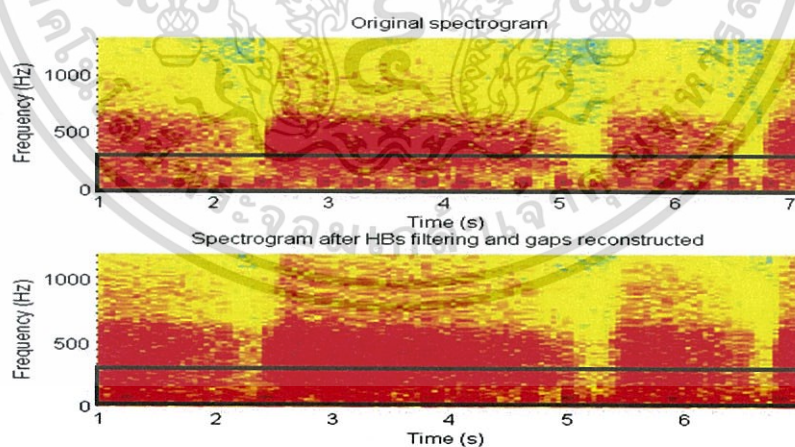
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.17 (ก) สเปกโตรแกรม (ข) สเปกโตรแกรมที่ผ่าน WT



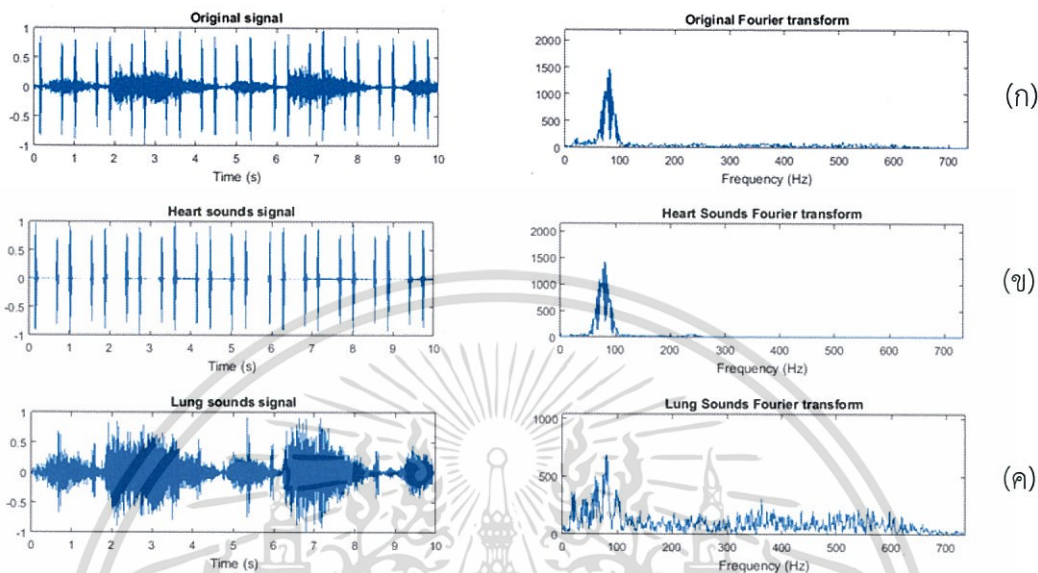
รูปที่ 4.18 สเปกโตรแกรมที่ลบเสียงหัวใจ



รูปที่ 4.19 สเปกโตรแกรมที่ผ่านการประมาณค่าเทียบกับตอนเริ่มต้น

การลบสัญญาณเสียงหัวใจที่กล่าวมาคือการทำให้ช่วงเวลาที่คาดว่าเป็นเสียงหัวใจมีความถี่เป็นศูนย์ซึ่งทำให้เกิดช่องว่างในสเปกโตรแกรม ในการเติมเต็มช่องว่างของสเปกโตรแกรมให้มีความราบเรียบนั้นทำได้โดยใช้การประมาณค่าในช่วงสองมิติ (2D interpolation) ได้ผลลัพธ์ดังรูปที่เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.19 ส่วนสเปกตรัมเสียงหัวใจนั้นหาได้จากการนำสเปกโตรแกรมเริ่มต้นในรูปที่ 4.17 (ก) ลบกับสเปกโตรแกรมในรูปที่ 4.18 แล้วจึงนำสเปกโตรแกรมที่ได้ทั้งเสียงปอดและเสียงหัวใจไปแปลงฟูริเยร์แบบผกผัน เพื่อแปลงสัญญาณกลับไปในโดเมนเวลา และหาเพาเวอร์สเปกตรัมเทียบกับสัญญาณทดสอบดังรูปที่ 4.20



รูปที่ 4.20 สัญญาณในโดเมนเวลาและเพาเวอร์สเปกตรัมจากสัญญาณทดสอบ (ก) สัญญาณทดสอบ (ข) สัญญาณเสียงหัวใจที่แยกได้ (ค) สัญญาณเสียงปอดที่แยกได้

4.3.2 การทดสอบกับสัญญาณที่ได้จากการวัดจริง

สัญญาณเสียงที่นำมาวิเคราะห์ในงานวิจัยนี้ นอกจากใช้สัญญาณเสียงที่ผสมขึ้นมาจากรฐานข้อมูลแล้วยังใช้สัญญาณที่ได้จากการวัดโดยใช้หูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ของ Thinklab® (Thinklabs® One digital stethoscope) ซึ่งเป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์และในเชิงงานวิจัยมีคุณสมบัติทั่วไปคือ เสียงดังชัดเจนกว่าหูฟังทั่วไป 100 เท่า สามารถฟังและบันทึกเสียงได้พร้อมกันดังรูปที่ 4.21 ใช้ได้ทั้งระบบไอโอเอส (iOS) และแอนดรอยด์ (Android) โดยสัญญาณเสียงที่บันทึกได้นั้นเป็นไฟล์เสียงทั่วไปที่สามารถเปิดฟังได้ทั้งในสมาร์ทโฟน หรือคอมพิวเตอร์ อีกทั้งสามารถเลือกช่วงเวลาที่ดีที่สุดที่เหมาะสมกับการบันทึกได้อีกด้วย ดังแสดงในตารางที่ 4.3



ที่มา : <http://www.thinklabs.com/one-digital-stethoscope>

รูปที่ 4.21 หูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ของ Thinklab®

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.3 ช่วงความถี่ของ Thinklab™

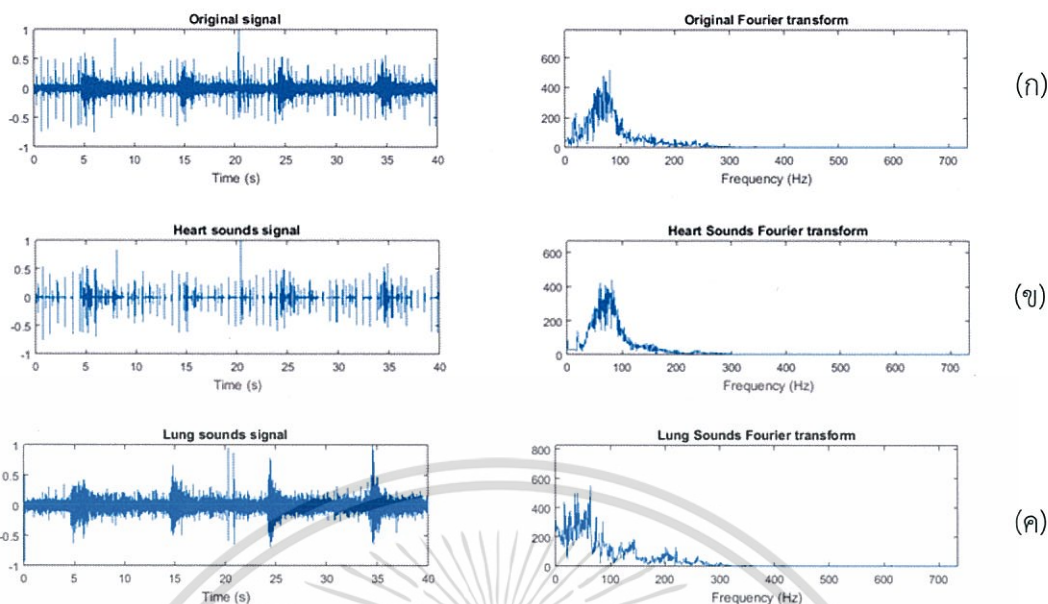
ช่วงความถี่ (เฮิรตซ์)	ความเหมาะสมในการใช้งาน
30 – 500	ฟังเสียงหัวใจความถี่ต่ำโดยเฉพาะเสียง S3
60 – 500	เหมาะสำหรับฟังเสียงหัวใจทั่วไป
80 – 500	สำหรับฟังเสียงปอด แต่ยังมีเสียงหัวใจ S2 ปนอยู่
100 – 1000	สำหรับฟังเสียงปอด ความถี่บางช่วงอาจหายไป และมีเสียงรบกวนจากรอบข้างเล็กน้อย
20 – 2000	เหมาะกับนักวิจัยระดับมืออาชีพ การบันทึกทางวิชาการ หรือผู้ที่มีความเชี่ยวชาญในการฟัง

ในการทดลองนั้นใช้ช่วงความถี่ในการวัดที่ 20-2000 เฮิรตซ์ซึ่งเป็นช่วงที่เหมาะสมกับการทำงานวิจัย โดยวัดในกลุ่มอาสาสมัครสุขภาพดีอายุประมาณ 20 - 30 ปี จำนวน 10 คนดังรูปที่ 4.22 วัดบริเวณปอดทั้งด้านหน้า ด้านข้างและด้านหลังจำนวน 8 จุด (ในรูปที่ 4.7) เมื่อผ่านอัลกอริธึมของการแยกเสียงปอด ได้ผลการทดสอบหลังจากแปลงสัญญาณกลับไปโดเมนเวลาเทียบกับสัญญาณก่อนเข้าอัลกอริธึม และหาเพาเวอร์สเปกตรัมดังรูปที่ 4.23



รูปที่ 4.22 การวัดสัญญาณกับอาสาสมัครโดยใช้หูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ของ Thinklab®

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



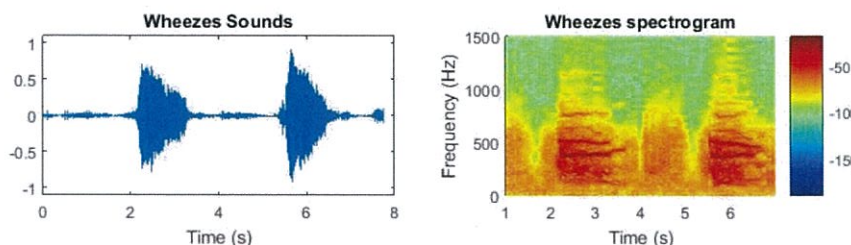
รูปที่ 4.23 สัญญาณในโดเมนเวลาและเพาเวอร์สเปกตรัมจากสัญญาณที่วัดได้จาก Thinklab®
(ก) สัญญาณที่วัด (ข) สัญญาณเสียงหัวใจที่แยกได้ (ค) สัญญาณเสียงปอดที่แยกได้

4.4 การวิเคราะห์ความผิดปกติของเสียงปอด

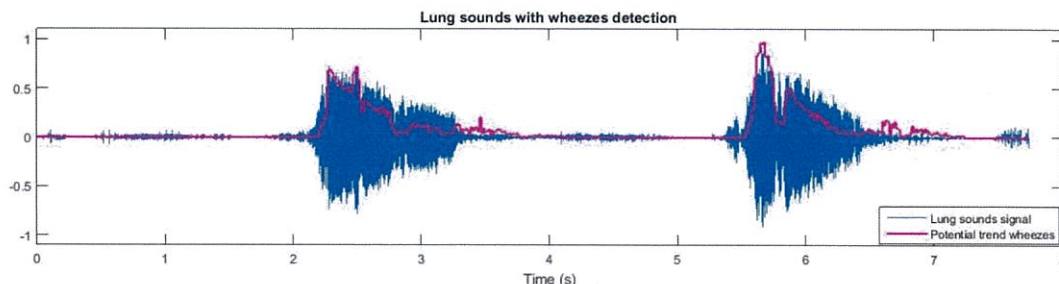
เสียงความผิดปกติหรือเสียงแซมการหายใจนั้น แยกได้อย่างง่าย 2 ชนิดได้แก่เสียงผิดปกติแบบต่อเนื่อง กับเสียงผิดปกติแบบไม่ต่อเนื่อง ในที่นี้คือเสียงวี๊ด (Wheezes) และเสียงคลิก (Crackle) ตามลำดับ ในหัวข้อนี้กล่าวถึงผลการทดสอบสัญญาณเสียงปอดเมื่อผ่านอัลกอริทึมการตรวจจับความผิดปกติของเสียง

4.4.1 เสียงวี๊ด (Wheezes)

เป็นเสียงที่เกิดจากการอุดตันของระบบทางเดินหายใจจากการหลั่งเมือกมากเกินไป เช่น โรคหอบหืด โรคปอดอุดกั้นเรื้อรัง เป็นต้น มีสัญญาณและสเปกโตรแกรมของเสียงวี๊ดจากฐานข้อมูลดังรูปที่ 4.24 คุณสมบัติทั่วไปของเสียงวี๊ดนั้นคือ มีจุดยอดของสัญญาณเสียงวี๊ดในช่วง 100-1000 เฮิร์ตซ์ [15] ซึ่งสามารถตรวจพบเจอมากที่สุดได้ถึง 4 ฮาโมนิกส์ ในความถี่ 100-300 300-500 500-800 และ 800-1000 เฮิร์ตซ์ อีกทั้งถ้าเสียงมีความยาวมากกว่า 150 มิลลิวินาที จึงสร้างเส้นแนวโน้มเสียงวี๊ดบนสัญญาณเสียงปอด ดังแสดงดังรูปที่ 4.25



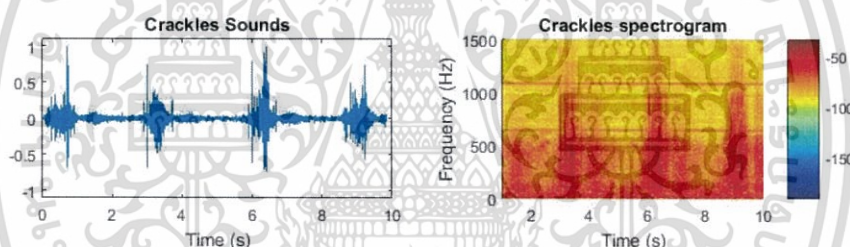
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้รูปที่ 4.24 สัญญาณและสเปกโตรแกรมของเสียงวี๊ดนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



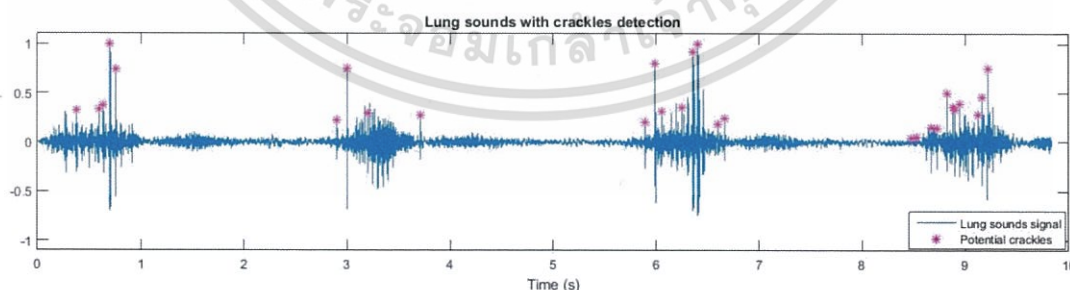
รูปที่ 4.25 สัญญาณเสียงปอดที่ผ่านการตรวจหาเสียงวี๊ด

4.4.2 เสียงคลิก (Crackles)

เป็นเสียงที่ไม่ต่อเนื่อง ซึ่งเกิดจากการที่อากาศเคลื่อนที่ผ่านของเหลวในปอด เช่น โรคปอดบวม โรคหลอดลมอักเสบ เป็นต้น มีสัญญาณและสเปกโตรแกรมของเสียงคลิกจากฐานข้อมูล ดังรูปที่ 4.26 และโดยการตรวจจับเสียงคลิกนั้นต้องทำในโดเมนเวลาซึ่ง รูปที่ 4.27 คือการทำสัญลักษณ์ลงบนจุดยอดที่พบว่าเป็นเสียงคลิกบนสัญญาณเสียงปอด



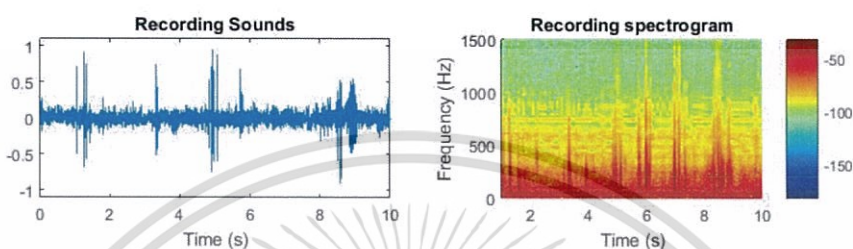
รูปที่ 4.26 สัญญาณและสเปกโตรแกรมของเสียงคลิก



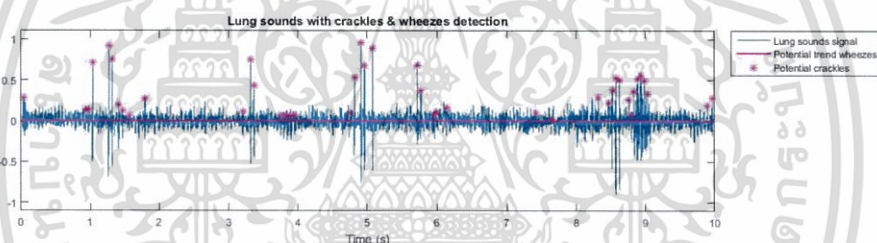
รูปที่ 4.27 สัญญาณเสียงปอดที่ผ่านการตรวจหาเสียงคลิก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการบันทึกเสียงกับอาสาสมัครที่ป่วยเป็นโรคทางเดินหายใจนั้น ใช้อาสาสมัคร 3 คน วัด 8 ตำแหน่ง (ในรูปที่ 4.7) เพื่อนำมาหาความผิดปกติของเสียงปอด ในรูปที่ 4.28 คือสัญญาณเสียงและสเปกโตรแกรมตัวอย่างที่ได้จากอาสาสมัครซึ่งได้รับการยืนยันจากผู้เชี่ยวชาญในการฟังเสียงปอดแล้วว่าไม่มีเสียงคลิกเป็นเสียงแซมการหายใจแต่ไม่พบเสียงวี๊ด เมื่อผ่านซอฟต์แวร์ที่ออกแบบมาเพื่อใช้แสดงผลการวิเคราะห์เชิงปริมาณเพื่อเปรียบเทียบกับการวิเคราะห์เชิงคุณภาพที่ได้จากผู้เชี่ยวชาญแล้วได้ผลดังรูปที่ 4.29



รูปที่ 4.28 สัญญาณและสเปกโตรแกรมของเสียงที่บันทึกได้จากผู้ป่วย



รูปที่ 4.29 สัญญาณเสียงปอดที่บันทึกได้จากผู้ป่วยเมื่อผ่านการตรวจหาเสียงผิดปกติ

4.5 สรุป

การทดสอบหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ที่ได้พัฒนาขึ้นมา ได้นำมาเปรียบเทียบกับเครื่องมือที่ใช้ในห้องปฏิบัติการในที่นี้ใช้ระบบ BSL (BIOPAC™ Student Lab System) โดยการวัดเสียงในอาสาสมัครสุขภาพปกติจำนวน 10 รายเปรียบเทียบทั้งในโดเมนเวลาและโดเมนความถี่โดยใช้ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของเพียร์สัน (r) เป็นตัวบอกคุณภาพความเหมือนกันของสัญญาณ ในโดเมนเวลา ค่า r ที่ดีที่สุดเท่ากับ 0.118 ส่วนในโดเมนความถี่ค่า r ที่ดีที่สุดมีค่า 0.971 จะเห็นได้ว่าในโดเมนเวลามีค่าเข้าใกล้ 0 จึงสรุปได้ว่าไม่สามารถบ่งชี้ความเหมือนทางสถิติของสัญญาณในโดเมนเวลาได้ ซึ่งอาจจะจำเป็นต้องทำการนอร์มอลไรซ์สัญญาณในแกนเวลาและขนาด ส่วนในโดเมนความถี่นั้นค่า r เข้าใกล้ 1 จึงแสดงให้เห็นถึงความคล้ายกันของสัญญาณในโดเมนความถี่ของสัญญาณทั้งสองนั่นเอง

การทดสอบซอฟต์แวร์ที่ได้พัฒนาขึ้นมาช่วยในการแยกเสียงปอดจากเสียงหัวใจที่ผสมกันตามธรรมชาติ ทดสอบโดยการผสมเสียงปอดและเสียงหัวใจซึ่งทราบสเปกตรัมเดิมอยู่แล้ว จากนั้นนำมาแยกออกจากกันอีกและเปรียบเทียบกับสเปกตรัมเดิม พบว่าสามารถแยกเสียงปอดออกมาได้และลดความสำคัญของเสียงหัวใจได้เช่นเดียวกันกับสัญญาณที่ได้จากการวัดจากอาสาสมัคร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กาทดสอบซอฟต์แวร์ที่ได้พัฒนาขึ้นมาช่วยตรวจหาความผิดปกติของเสียงปอดหรือตรวจหาเสียงแฉมการหายใจนั่นเองเพื่อแสดงผลเชิงปริมาณเป็นการการตรวจหาความผิดปกติของเสียงปอดโดยใช้ลักษณะเฉพาะตัวของเสียง ในงานวิจัยนี้เน้นไปที่วี๊ดและเสียงคลิก ซึ่งสามารถแยกออกมาได้ซึ่งจะได้นำไปเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์กับผู้เชี่ยวชาญในเชิงคุณภาพต่อไป



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปและวิจารณ์

5.1 สรุปผลการทดลอง

การตรวจหาความผิดปกติของปอดโดยการการฟังเสียง (Auscultation) เป็นการตรวจความผิดปกติขั้นพื้นฐานซึ่งใช้กันอยู่ในปัจจุบันแพร่หลาย แต่ปัญหาที่พบคือการรบกวนของเสียงหัวใจที่มีความดังมากกว่าทำให้มีอุปสรรคในการฟังเสียงปอดเพื่อการวินิจฉัยงานวิจัยได้นำแนวคิดการกำจัดเสียงหัวใจให้เหลือเพียงเสียงปอด ในปัจจุบันนี้มีหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ที่มีตัวกรองความถี่ภายในที่สามารถกรองให้เหลือเพียงเสียงหัวใจได้ แต่สำหรับเสียงปอดนั้นไม่สามารถใช้วิธีเดียวกันเนื่องจากองค์ประกอบของปอดนั้นมีช่วงความถี่ที่กว้าง และสเปกตรัมซ้อนทับกับเสียงหัวใจ การแยกเสียงปอดจากเสียงหัวใจจึงต้องใช้เทคนิคทางสัญญาณที่ซับซ้อนขึ้น

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้จึงนำเสนอการออกแบบระบบ Auscultation ซึ่งประกอบด้วยหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ ที่สามารถใช้งานได้และมีราคาถูกพร้อมทั้งซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการแยกและวิเคราะห์เสียงปอดผ่านโปรแกรม MATLABTM เพื่อแสดงผลการวิเคราะห์เชิงปริมาณ โดยเริ่มจากการออกแบบหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ โดยใช้ส่วนรับเสียงของหูฟังแพทย์ทั่วไปต่อกับคอนเดนเซอร์ไมโครโฟน แล้วผ่านวงจรขยายเสียงแบบอัตรายายคงที่ 20 เดซิเบล MAX9812H เมื่อนำสัญญาณที่วัดได้จาก หูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ที่ออกแบบเทียบกับเครื่องมือในห้องปฏิบัติการในที่นี้ใช้ระบบ BSL (BIOPACTM Student Lab System) โดยเปรียบเทียบทั้งในโดเมนเวลาและโดเมนความถี่ โดยใช้ค่าสัมประสิทธิ์สัมพันธ์ของเพียร์สัน (r) เป็นตัวบอกคุณภาพความเหมือนกันของสัญญาณ โดยในโดเมนเวลาค่า r ที่ดีที่สุดเท่ากับ 0.118 ส่วนในโดเมนความถี่ค่า r ที่ดีที่สุดมีค่า 0.971

อัลกอริธึมที่ใช้ในการแยกเสียงหัวใจและเสียงปอดออกจากกันมีหลักการที่ใช้คือการหาสเปกโตรแกรม ของสัญญาณที่วัดได้โดยใช้ Short Time Fourier Transform (STFT) และโดยการแปลงเวฟเล็ต (Wavelet Transform :WT) เนื่องจากการใช้ WT จะปรากฏสเปกตรัมของเสียงหัวใจเด่นชัดมากเมื่อนำค่าขนาดของสเปกตรัมทั้งสองมาลบกันจะได้สัญญาณทั้งสองสัญญาณออกมามาทดสอบได้ใช้ทั้งเสียงผสมขึ้นใหม่และเสียงซึ่งวัดจากอาสาสมัครอาสาสุขภาพดีชายและหญิง ผลการทดสอบพบว่ากรณีเสียงผสมสามารถแยกเสียงออกใกล้เคียงกับเสียงกับเสียงเดิม และเสียงซึ่งวัดจากอาสาสมัครสามารถแสดงรูปคลื่นซึ่งมีสเปกตรัมในช่วงความถี่ของเสียงปอดและเสียงหัวใจ

5.2 วิจารณ์ผลการทดลอง

การแยกเสียงหัวใจและเสียงปอดออกจากกันยังต้องทำในลักษณะ Off line คือทำกับเสียงซึ่งบันทึกไว้แบบดิจิทัล ซึ่งจะเป็นประโยชน์ กับการนำไปวิเคราะห์เชิงปริมาณของเสียง ผิดปกติในห้องปฏิบัติการ เช่นในห้องปฏิบัติการกายภาพบำบัดระบบทรวงอก อย่างไรก็ตาม การประเมินคุณภาพของระบบยังจำเป็นต้องใช้ข้อมูลจากการวัดในผู้ป่วยที่มีความหลากหลายทางพยาธิสภาพ ซึ่งจะได้ดำเนินการต่อไป

เอกสารอ้างอิง

- [1] Gina Ann Yi. *A Software Toolkit for Acoustic Respiratory Analysis*. 2004.
- [2] รองศาสตราจารย์ ดร.ชูลี โจนส์, ภายภาพบำบัดระบบการหายใจ:เทคนิคการตรวจร่างกายและการระบายเสมหะ, ขอนแก่น : คลังน่านาวิทยา. 2557.
- [3] ผู้ช่วยศาสตราจารย์วันเพ็ญ ภูติจันทร์, สรีรวิทยาทั่วไป, กรุงเทพฯ : โอเดียนสโตร์. 2548.
- [4] Zahra Moussavi, *Fundamentals of Respiratory Sounds and Analysis*, A Publication in the Morgan & Claypool Publishers series. 2006.
- [5] A.C. Dornhorst, M.D., P. Howard, M.B., and G.L. Leathart, M.B. “Respiratory Variation in Blood Pressure,” *Circulation*, 1952, pp. 553-558.
- [6] JANUARY GNITECKI AND ZAHRA M.K. MOUSSAVI, “Separating Heart Sounds from Lung Sounds,” *IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY MAGAZINE*, 2007, pp. 20-29.
- [7] M. T. Pourazad. Z. Moussavi. G. Thomas, “Heart sound cancellation from lung sound recordings using time-frequency filtering,” *Med Biol Eng Comput*, 2006, Vol No 44, pp. 216–225.
- [8] บทความการดูแลสุขภาพ และเคล็ดลับเพื่อสุขภาพดี. “ระบบหายใจผู้ป่วย,” [online]. Available: <http://www.healthcarethai.com/ระบบหายใจผู้ป่วย/>
- [9] Chun-Lin, Liu. *A Tutorial of the Wavelet Transform*. 2010.
- [10] M. T. Pourazad. Z. Moussavi. G. Thomas., “Heart Sound Cancellation from Lung Sound Recordings using Adaptive Threshold and 2D Interpolation in Time-Frequency Domain,” *IEEE EMBS*, Cancun, MX, 2003. pp.17-21.
- [11] Irina Hossain and Zahra Moussavi, “An overview of heart-noise reduction of lung sound using wavelet transform based filter,” *IEEE EMBS.*, Cancun., MX, 2003, pp.458-461.
- [12] Nuno Miguel Santos Marques, “Heart Sound Segmentation: A Stationary Wavelet Transform Based Approach.” Porto, PT: University of Porto, 2013.
- [13] Rangaprakash D. “Statistical analysis of wrist pulse signals obtained under different food intake conditions,” *IEEE*. Melmaruvathur (India); April 2014.
- [14] [online]. Available: <http://www.fiet.kmutt.ac.th/elearning/edustat/web%20correlation/corrlation%20pageA3-2-1.php>
- [15] Sandra Reichert, Raymond Gass, Christian Brandt, and Emmanuel Andrès “*Analysis of Respiratory Sounds: State of the Art*”
- [16] Styliani A. Taplidou and Leontios J. Hadjileontiadis, “Wheeze detection based on time-frequency analysis of breath sounds,” *Computers in Biology and Medicine*, 2007, 1073–1083 Retrieved.
- [17] Kennedy, Hugh L., “A new statistical measure of signal similarity,” *IEEE*, 2007.

- [18] [online]. Available: <https://www.mathworks.com/help/wavelet/gs/introduction-to-the-wavelet-families.html>
- [19] [online]. Available: <https://www.scribd.com/document/35578199/%E0%B8%81%E0%B8%B2%E0%B8%A3%E0%B8%9B%E0%B8%A3%E0%B8%B0%E0%B8%A1%E0%B8%B2%E0%B8%93%E0%B8%84-%E0%B8%B2%E0%B9%83%E0%B8%99%E0%B8%8A-%E0%B8%A7%E0%B8%87-Interpolations>
- [20] [online]. Available:
http://pirun.ku.ac.th/~fengslj/02212471/doc54a/chap05_rev2.pdf
- [21] Sisavath Khotpanya. 2006. “ A MAGNETIC MODEL OF THREE-PHASE SWITCHED RELUCTANCE MACHINE USING CUBIC SPLINE INTERPOLATION TECHNIQUE.”
Mater of engineering in electrical engineering faculty of engineering,
King Mongkut’s Institute of Technology
- [22] ทิวา แก้วจันทร์นนท์. 2547. “การวิเคราะห์คุณภาพกำลังไฟฟ้าโดยใช้การแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่องและเวฟเล็ตแพ็คเก็ตฟิลเตอร์แบงก์ที่ได้รับการแก้ไข.” วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.
- [23] มานิตา กันทุกษ์. 2545. “การผสมภาพทางการแพทย์โดยใช้การแปลงเวฟเล็ต.” วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตร มหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.
- [24] C. Bunluechokchai and W. Ussawawongaraya., “A Wavelet-based Factor for Classification of Heart Sounds with Mitral Regurgitation,” INTERNATIONAL JOURNAL OF APPLIED BIOMEDICAL ENGINEERING VOL.2, NO.1 2009, pp.44-48.



ภาคผนวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก ก
ผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

- [1] หทัยเรขา แสนमुख, กิตติพล ชิตสกุล, สุรเดช ตรีไตรลักษณ์, ชุติ โจนส์ และสุจิตรา กล้วยหอมทอง “การแยกเสียงปอดและเสียงหัวใจ โดยใช้การวิเคราะห์ความถี่-เวลา “Heart-Lung Sounds Separation Based on Time Frequency Analysis,” การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมไฟฟ้ามหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคล ครั้งที่ 8 (EENET-8), 2559, หน้า 237-240.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้





EENET2016

Innovation for Sustainability Entrepreneur
25-27 May 2016, Duangjitt Resort & Spa,
Patong Beach, Phuket



การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมไฟฟ้า
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคล ครั้งที่ 8
**The 8th Conference of Electrical Engineering Network
of Rajamangala University of Technology**



Conference Topics

- ไฟฟ้ากำลัง (PW)
- อิเล็กทรอนิกส์กำลัง (PE)
- อิเล็กทรอนิกส์ (EL)
- ไฟฟ้าสื่อสาร (CM)
- ระบบควบคุมและการวัด (CT)
- คอมพิวเตอร์และเทคโนโลยีสารสนเทศ (CP)
- การประมวลผลสัญญาณดิจิทัล (DS)
- พลังงานและการอนุรักษ์พลังงาน (ES)
- นวัตกรรมและสิ่งประดิษฐ์ (IN)
- งานวิจัยอื่นที่เกี่ยวข้องกับวิศวกรรมไฟฟ้า (GN)











เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทความวิจัย

การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมไฟฟ้ามหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคล ครั้งที่ 8

Proceedings of the 8th Conference of Electrical Engineering Network of Rajamangala University of Technology 2016 (EENET 2016)

การแยกเสียงปอดและเสียงหัวใจ โดยใช้การวิเคราะห์ความถี่-เวลา
Heart-Lung Sounds Separation Based on Time Frequency Analysis

หทัยเรขา แลน मुखิ ดิศพล จิตสกุล สุรเชษ ศรีโครลักษณ์¹ ชูลี โจนส์² และ สุจิตรา ลั้วหมหอมทอง³

¹สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์และวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
เลขที่ 1 ซอยฉลองกรุง 1 แขวงลาดกระบัง เขตลาดกระบัง กรุงเทพฯ โทรศัพท์ 02-329-8000 E-mail: haxhaireshin@gmail.com
²สาขาวิชาสาขาอนามัย คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

EL19

บทคัดย่อ

การฟังเสียงปอดโดยใช้หูฟังแพทย์เพื่อการวินิจฉัยทำได้ยากเนื่องจากเสียงหัวใจซึ่งมีความดังมากกว่าเข้ามาบดบัง ในบทความนี้ นำผลของอัลกอริทึมที่แยกเสียงหัวใจและเสียงปอดออกจากเสียงที่ได้จากการบันทึกด้วยหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ พลัสการที่ใช้ดีคอสทรานสเฟรมโคโรแกรม ของสัญญาณที่วัดได้ โดยใช้ Short Time Fourier Transform (STFT) และโดยการแปลงเวฟเลต (Wavelet Transform: WT) เนื่องจากการใช้ WT จะปรากฏสเปกตรัมของเสียงหัวใจเด่นชัดมาก ดังนั้นเมื่อลบขนาดทุกขนาดของเสียงหัวใจออกจากสเปกตรัมโคโรแกรมจะได้สัญญาณทั้งสองสัญญาณออกมา การทดสอบได้ไว้ทั้งเสียงผสมขึ้นใหม่และเสียงซึ่งวัดจากอาสาสมัครสุขภาพดีชายและหญิง ผลการทดสอบพบว่าวิธีแยกผสมสามารถแยกเสียงออกจากกันได้ใกล้เคียงกับเสียงเดิม และเสียงซึ่งวัดจากอาสาสมัครสามารถแสดงรูปคลื่นซึ่งมีสเปกตรัมในช่วงความถี่ของเสียงปอดและเสียงหัวใจ

คำสำคัญ: เสียงปอด เสียงหัวใจ การแยกสเปกตรัมโคโรแกรม

Abstract

The problem of listening, by using stethoscope, the lung sounds in the interference of the louder, in nature, the heart sounds. This article present an algorithm for separating the lung sounds and the heart sounds obtained from digital stethoscope. Based on subtraction of the spectrograms obtained from the short time Fourier Transforms and the wavelet transform; off which obviously show the spectrum of the heart sounds, the results have been shown clearly the lung and heart sounds when applied to the mix of the two signals. The algorithm was also applied to the sounds of volunteers. The separated sounds were clearly shown their spectrum; of both heart and lung sounds.

Keywords: Lung sounds, Heart sounds, Separation, Spectrogram

1. บทนำ

เสียงปอด (Lung sounds) คือเสียงที่เกิดขึ้นเมื่ออากาศไหลผ่านหลอดลม การฟังเสียงปอดจึงเป็นวิธีหนึ่งซึ่งใช้ในการตรวจหาความผิดปกติในกระบวนการหายใจได้ เสียงหายใจผิดปกติ (Abnormal lung sounds) ที่พบบ่อยได้แก่ เสียงหวีด (Wheezes) และเสียงคลิก (Crackles) ซึ่งเกิดจากความผิดปกติภายในปอดและบริเวณหลอดลม [1] โดยปกติแพทย์หรือนักกายภาพบำบัด ใช้หูฟังแพทย์ (Stethoscope) ฟังบริเวณด้านหน้า ด้านข้างหรือด้านหลังทรวงอก เสียงที่ได้ยินนั้น มีได้เพียงเสียงปอดที่มีเสียงหัวใจผสมอยู่ด้วย ซึ่งต้องใช้เวลาชำนาญของผู้ฟังในการวินิจฉัยความผิดปกติของปอด ในทางเทคนิคการแยกเสียงสองเสียงดังกล่าวออกจากกันอย่างสมบูรณ์ทำได้ยากเนื่องจากเสียงหัวใจมีความถี่อยู่ในช่วง 20-150 เฮิรตซ์ ซึ่งทับกับบางส่วนของเสียงปอด [2] ซึ่งมีสเปกตรัมในย่าน 25-2500 เฮิรตซ์ อย่างไรก็ตามการประมวลผลของเสียงปอดส่วนใหญ่จะอยู่ต่ำกว่า 100 เฮิรตซ์ แต่อาจมีสูงถึง 2500 เฮิรตซ์ [1] [3] ได้ในกรณีที่มีความผิดปกติ ทำให้มีการศึกษาและเทคนิควิเคราะห์ในการแยกเสียงปอดจากเสียงหัวใจอย่างหนึ่งซึ่งนับตั้งแต่สามารถวัดและบันทึกเสียงจากหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ เช่น M.T. Pourazad และคณะ [2] ใช้เพียงสเปกตรัมโคโรแกรมในการลบเสียงหัวใจออกจากเสียงปอด และใช้วงจรกำจัดแถบความถี่ (Band-Stop Filter) ที่ 20-300 เฮิรตซ์ Irina Horvatic และ Zahra Mousavi [3] ใช้การแปลงเวฟเลตกำจัดเสียงหัวใจโดยใช้เวฟเลตแม่ (Mother Wavelet) แบบ Daubechies (db) ตั้งแต่ db2 ถึง db10 สรุปได้ว่า db8 ได้ผลเป็นที่น่าพอใจ ต่อมา M.T. Pourazad และคณะ [4] ได้อธิบายความแตกต่างระหว่างการใช้สเปกตรัมโคโรแกรมและการแปลงเวฟเลตไว้ว่า (Threshold) ของการแปลงเวฟเลตทำได้จางกว่าค่า threshold ของสเปกตรัมโคโรแกรม นอกจากนี้ January Gubecki และ Zahra M.K. Mousavi [1] ทำการแยกเสียงปอดโดยใช้เวฟเลตแม่ชนิด Morlet และ Nuno Miguel Santos Marques [5] ได้ทดลองใช้เวฟเลตแม่หลากหลายตัวและสรุปว่า Morlet เหมาะสมที่สุดกับเสียงหัวใจ

ในบทความนี้จะนำเสนอการแยกเสียงปอดออกจากเสียงที่บันทึกได้จากหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ โดยใช้การแปลงเวฟเลต

25-27 พฤษภาคม พ.ศ. 2559 โรยแรมดวงจิกดิ์ วัลลวิธ แอนดี สป้า จังหวัดอุล็ค

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทความวิจัย

การประมวลผลสัญญาณชีวการแพทย์เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการวินิจฉัยโรคหัวใจ

Proceeding of the 8th Conference of Electrical Engineering Network of Rajabhat University of Technology 2016 (EENET 2016)

และเลือกใช้เวฟเล็ตแมมมอด Modet ในการกำจัดเสียงหัวใจเพื่อให้ข้อมูลวินิจฉัยโรคและการฟังเสียงปอดเพียงอย่างเดียว

2. ทฤษฎีและการออกแบบ

2.1 อุปกรณ์

อุปกรณ์ที่ใช้บันทึกสัญญาณเสียงที่นำมาวิเคราะห์ในบทความนี้คือหูฟังแพทย์แบบดิจิทัลทรอนิกส์(ThinklabOne® digital stethoscope) มีคุณสมบัติทั่วไปคือ เสียงดังชัดเจนกว่าหูฟังทั่วไป 100 เท่า สามารถเลือกช่วงความถี่ที่ตรวจจับบันทึกได้ คือ 30-500 60-500 80-500 100-1000 และ 20-2000 เฮิรตซ์ ตามความเหมาะสม ThinklabOne® สามารถฟังโดยใช้หูฟังทั่วไปที่ต่อกับตัวเครื่องและแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์หรือบนสมาร์ตโฟนทั้งระบบไอโอเอส (IOS) และแอนดรอยด์ (Android) โดยที่สัญญาณที่ได้นั้นสามารถบันทึกและส่งออกข้อมูลได้เหมือนไฟล์เสียงทั่วไป



รูปที่ 1 ThinklabOne® digital stethoscope ที่มา : <http://www.thinklab.com/>

2.2 การแยกเสียงปอดออกจากเสียงหัวใจ



รูปที่ 2 บล็อกไดอะแกรมของระบบ

จากที่กล่าวมาข้างต้นมีความจำเป็นที่จะต้องมีขั้นตอนการแยกเสียงหัวใจออกจากเสียงหัวใจที่ไม่สามารถใช้งานได้เพื่อใช้ในการแยกเสียงเหล่านี้ จึงเลือกใช้การวิเคราะห์ความถี่-เวลา (Time-frequency analysis) มาใช้ ซึ่งแสดงขั้นตอนในรูปที่ 2 จากหลักการที่ว่า การแปลงเวฟเล็ตสามารถแยกเสียงหัวใจได้เนื่องจากคุณสมบัติ (Bases) ของการแปลงเวฟเล็ตมีความคล้ายคลึงกับสัญญาณเสียงหัวใจ [5] เมื่อแปลงเสียงหัวใจด้วยกรวยวิเคราะห์ความถี่-เวลาด้วย Short Time Fourier transform (STFT) ได้เป็นสเปกโตรแกรม แล้วนำผลจากการแปลงเวฟเล็ตซึ่งได้จากการคัดเทรซโฮลด์ส่วนรายละเอียดออกไปก็กลับสเปกโตรแกรม จะเหลือเป็นส่วนของเสียงปอด

การแปลงเวฟเล็ตแสดงได้โดยผลคูณภายในระหว่างสัญญาณ $x(t)$ คือสัญญาณที่ทำการแปลงเวฟเล็ตและ $\psi(t)$ คือเวฟเล็ตแมมมอด (Mother Wavelet)

$$WT_{\psi}x(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)\psi_{a,b}(t) dt \quad (1)$$

a คือ พารามิเตอร์ของการปรับสเกล (Scaling) และ b คือ พารามิเตอร์ของการเลื่อนตำแหน่ง (Shifting) เนื่องจากเสียงหัวใจอยู่ในช่วง 40-70 เฮิรตซ์ จึงนำเวฟเล็ตที่มีขนาดความถี่ของพลังงานในช่วงความถี่ข้างต้น (μ_{pne}) เป็นค่าเทรซโฮลด์ [4] ของเวฟเล็ตฟังก์ชัน เพื่อหาช่วงสัญญาณที่มีค่าพลังงานสูงกว่าค่าเทรซโฮลด์ซึ่งมองว่าเป็นเสียงหัวใจ

$$Thresholds(Th) = \mu_{pne} \quad (2)$$

ในงานวิจัยนี้ใช้น้ำหนัก w ที่ 100 มิลลิวินาที และมีการซ้อนทับของข้อมูล 50% ในการคำนวณสเปกตรัมพลังงานโดย SIFT ดังต่อไปนี้

$$SIFT(t_n, f_k) = \sum_{l=t_n D - (T/2)}^{t_n D + (T/2) - 1} w(t_n D - l)x(l) e^{-j2\pi f_k l / T} = \mathfrak{F}\{w(t_n D - l)x(l)\} \quad (3)$$

เมื่อ $x(l)$ คือสัญญาณที่นำมาแปลง t_n และ f_k คือ เวลาและความถี่ของสัญญาณ $w(t_n D - l)$ คือ น้ำหนักในโดเมนเวลา ค่าขนาดกำลังของ SIFT เรียกว่า ฟังก์ชันสเปกโตรแกรม

$$spectrogram\{x(l)\} \equiv |X(\tau, \omega)|^2 \quad (4)$$

เมื่อสเปกตรัมเสียงหัวใจออกจากสเปกโตรแกรมจะเหลือสเปกตรัมเสียงปอดเป็นส่วนใหญ่ แต่ผลจากการลบทำให้ข้อมูลบางส่วนในสเปกโตรแกรมขาดหายไปจึงทำการประมาณค่าในช่วงแบบสองมิติ (2D interpolation) เพื่อเติมในส่วนที่ขาดหายไปก่อนแปลงกลับเป็น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทความวิจัย

การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมไฟฟ้ามหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคล ครั้งที่ 8

Proceedings of the 8th Conference of Electrical Engineering Network of Rajamangala University of Technology 2016 (EENET 2016)

สัญญาณในโดเมนเวลาโดยใช้การแปลงฟูริเยร์ย้อนกลับ (Inverse Short-Time Fourier Transform: ISTFT)

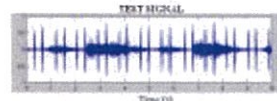
x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} [\frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} X(\tau, \omega) e^{j\omega t} d\omega] d\tau (5)

ในทางปฏิบัติเมื่อใช้สัญญาณในโดเมนเวลาแล้ว จะเปลี่ยนสัญญาณที่ได้ให้กลับเป็นไฟล์เสียงเหมือนเดิมเพื่อใช้ในการวิเคราะห์ทางการแพทย์ต่อไป

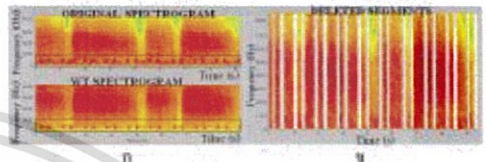
3.การทดลองและผลการทดลอง

3.1 การทดลองกับสัญญาณทดสอบ

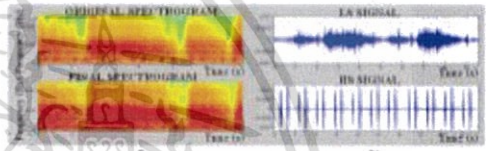
สัญญาณทดสอบนั้นใช้สัญญาณจากรูปร่างของสัญญาณเสียงปอดจากเสียงหัวใจแล้ว แสดงในรูปที่ 3(ก) พร้อมกับสเปกโตรแกรมในรูป 3(ข) โดยนำสัญญาณของเสียงปอดและหัวใจมาผสมกันจึงเกิดผลลัพธ์ในรูปที่ 4 เพื่อใช้เป็นอินพุตให้กับอัลกอริทึมประมวลผลโดยใช้โปรแกรม MATLAB ในการเตรียมข้อมูลเพื่อประมวลผลเริ่มจากใช้ตัวกรองของสัญญาณ FIR ช่วงความถี่ 20 - 2500 เฮิรตซ์ เพื่อตัดความถี่ที่ไม่สำคัญออกไปแล้วช่วงความถี่ดังกล่าวรวมทั้งเสียงหัวใจและเสียงปอดก็นำสัญญาณผสมมาหาสเปกโตรแกรมโดย STFT และ WT จะได้รูปที่ 5(ก) จะเห็นว่าช่วงความถี่ต่างๆของทั้งสองสเปกโตรแกรมจะมีลักษณะสเปกตรัมคล้ายกันเสียงหัวใจในรูปที่ 3(ข) ดังนั้นเราสามารถตรวจสอบสเปกตรัมที่เป็นเสียงหัวใจและสมมติว่าสัญญาณของสเปกโตรแกรมเดิมจะได้สเปกโตรแกรมที่มีความถี่เสียงหัวใจหายไปโดยที่ความถี่นั้นจะเว้นศูนย์รูปที่ 5(ข) เพื่อให้สเปกโตรแกรมมีลักษณะรวมเรียงจึงใช้การประมาณค่าในช่วงช่องว่าง (2D interpolation) เพื่อเติมช่องว่างในสเปกโตรแกรมผลลัพธ์รูปที่ 6(ก) เมื่อได้สเปกตรัมของเสียงปอดแล้ว นำกลับไปยังกับสเปกตรัมเริ่มต้นจะได้สเปกตรัมของเสียงหัวใจจากนั้นใช้ ISTFT แปลงกลับ ไปในโดเมนเวลาในรูปที่ 6(ข) และหาเพาเวอร์สเปกตรัมของสัญญาณที่ได้ดังรูปที่ 7 เพื่อตรวจสอบสัญญาณ



รูปที่ 4 สัญญาณทดสอบ



รูปที่ 5 (ก) สเปกโตรแกรมเทียบกับสเปกโตรแกรมที่คำนวณ WT (ข) สเปกโตรแกรมที่ลบเสียงหัวใจแล้ว



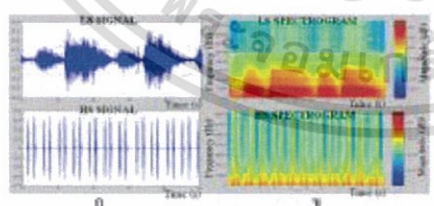
รูปที่ 6 (ก) สเปกโตรแกรมที่คำนวณการประมาณค่าเทียบกับคอนเริ่มต้น (ข) สัญญาณเสียงที่แปลงกลับในโดเมนเวลา



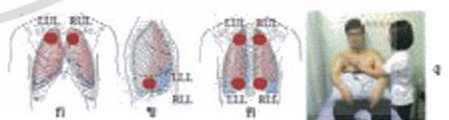
รูปที่ 7 เพาเวอร์สเปกตรัม (ก) เสียงที่บันทึกได้ (ข) เสียงหัวใจ (ค) เสียงปอด

3.2 การทดลองกับสัญญาณที่ได้จากการวัดจริง

สัญญาณเสียงที่นำมาวิเคราะห์นั้นใช้ชุดฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ ที่ย่านช่วงความถี่ 20-2000 เฮิรตซ์ เพื่อให้ครอบคลุมทั้งเสียงหัวใจและเสียงปอดโดยที่โรงพยาบาลราชเวชหญิงสุขภาพดี 10 คน วัดสัญญาณที่ 8 ตำแหน่งดังรูปที่ 8



รูปที่ 3 (ก) สัญญาณเสียงปอดและเสียงหัวใจ (ข) สเปกโตรแกรมของเสียงปอดและเสียงหัวใจ



รูปที่ 8 จุดที่วัดสัญญาณ (ก) ด้านหน้าทรวงอก (ข) ด้านข้างทรวงอก (ค) ด้านหลังทรวงอกและล่าง (ง) การวัดกับอาสาสมัคร

ที่มา : www.studyblue.com

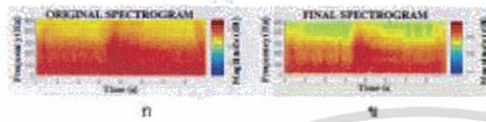
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทความวิจัย

การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมไฟฟ้ามหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคล ครั้งที่ 8

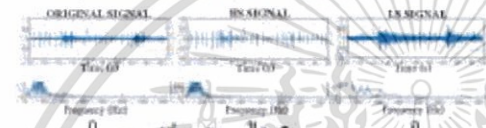
Proceedings of the 8th Conference of Electrical Engineering Network of Rajamangala University of Technology 2016 (EENET 2016)

โดยบันทึกเสียงคนประมาณ 60 วินาที เริ่มจากสิ้นหายใจ 10 วินาที ค่อยมา หายใจเข้า 4 วินาที หายใจออก 6 วินาทีอย่างน้อย 5 ครั้ง ได้สเปกโตรแกรมของสัญญาณเริ่มต้นกับสัญญาณที่ผ่านการกำจัดเสียงหัวใจในรูปที่ 9 เมื่อแปลงกลับเป็นโดเมนเวลาและหาเพนเวอร์สเปกตรัมของสัญญาณได้แสดงผลดังรูปที่ 10 และ 11 ตามลำดับ



รูปที่ 9 (ก) สเปกโตรแกรมของสัญญาณเริ่มต้น

(ข) สเปกโตรแกรมของสัญญาณที่ผ่านการกำจัดเสียงหัวใจ



รูปที่ 10 สัญญาณในโดเมนเวลา

(ก) สัญญาณที่บันทึกได้ (ข) เสียงหัวใจ (ค) เสียงปอด



รูปที่ 11 เพนเวอร์สเปกตรัมของสัญญาณเฉลี่ย

(ก) สัญญาณที่บันทึกได้ (ข) เสียงหัวใจ (ค) เสียงปอด

4. สรุปและวิจารณ์

การแยกเสียงปอดจากเสียงหัวใจทำให้การวินิจฉัยความผิดปกติของระบบทางเดินหายใจได้ง่ายขึ้นหรืออาจจะทำให้ได้ข้อมูลในการตัดสินใจวินิจฉัยมากกว่าจากการฟังเสียงโดยรวม ในบทความนี้ ได้นำเสนอ เทคนิคการประมวลผลสัญญาณเพื่อแยกเสียงปอดจากเสียงหัวใจ โดยใช้สเปกโตรแกรมซึ่งได้จากการแปลงเวฟเลตและ STFT จาก การทดลองใช้สอกรีตวิธีนี้ โค้ดใช้เสียงปอดและเสียงหัวใจผสมกันพบว่า สามารถแยกเสียงปอดและเสียงหัวใจออกแยกกันได้ โค้ดสังเกตว่า องค์ประกอบความถี่ของเสียงปอดส่วนใหญ่จะอยู่ที่ทรา 100 เฮิร์ต ในขณะที่เสียงหัวใจอยู่ในช่วง 20-150 เฮิร์ต และค่าเกณฑ์ที่ใช้วัดพบว่า ค่าเกณฑ์ที่ใกล้เคียงหัวใจทำให้เสียงหัวใจมีความดังชัดเจน การตรวจจับเสียงหัวใจในสเปกโตรแกรมและ WT ทำให้ถูกต้องแม่นยำมากขึ้นจึงส่งผลให้สามารถแยกเสียงปอดและเสียงหัวใจออกมาได้ดีกว่าตำแหน่งอื่นๆ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับการทดสอบผู้ป่วที่มีความคิดปกติและ

พัฒนาโปรแกรมให้ตรวจจับเสียงที่ผิดปกติในเสียงปอดเพิ่มขึ้น พร้อม

ด้วยออกแบบหูฟังแพทย์แบบอิเล็กทรอนิกส์ที่นำมาใช้กับโปรแกรม ดังกล่าว และขอความเห็นจากผู้ใช้งานจากผลที่ได้

เอกสารอ้างอิง

- [1] January Gnitecki and Zahra M.K. Moussavi, "Separating Heart Sounds from Lung Sounds" in *IEEE Engineering in medicine and biology magazine*, pp. 20-29, January-February 2007.
- [2] M. T. Pourazad, Z. K. Mousavi and G. Thomas, "Heart Sound Cancellation from Lung Sound Recordings using Adaptive Threshold and 2D Interpolation in Time-Frequency Domain", in *IEEE EMBS*, Cancun., MX, 2003, pp.2586-2589.
- [3] Irina Hossain and Zahra Moussavi, "An overview of heart-noise reduction of lung sound using wavelet transform based filter", in *IEEE EMBS*, Cancun., MX, 2003, pp.458-461.
- [4] M. T. Pourazad, Z. Mousavi and G. Thomas, "Heart sound cancellation from lung sound recordings using time-frequency filtering", in *International Federation for Medical and Biological Engineering 2006*, pp. 216-225, March 2006.
- [5] Nuno Miguel Santos Marques, "Heart Sound Segmentation: A Stationary Wavelet Transform Based Approach" Porto, PT: University of Porto, 2013.



นัตตพงษ์ อานนุช ปัจจุบันกำลังศึกษาในระดับปริญญาโท สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง (สจล.)



กิติวิท จิตสกุล เป็นเรื่องการศึกษาระดับปริญญาเอก สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ จาก University Paris XII ประเทศฝรั่งเศส ปัจจุบันปฏิบัติงานในตำแหน่งผู้ช่วยศาสตราจารย์ สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ (สจล.)



สุรเชษฐ ศรีโรจนฉนะ เป็นเรื่องการศึกษาระดับปริญญาเอก สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์จาก Southern California University สหรัฐอเมริกา ปัจจุบันปฏิบัติงานในตำแหน่งอาจารย์ สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ (สจล.)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล นางสาวหทัยเรขา แสนमुख
 วัน เดือน ปีเกิด 9 มิถุนายน 2533
 ที่อยู่ 117/28 ม.10 ต.วัดไทร อ.เมืองนครสวรรค์ จ.นครสวรรค์ 60000
 ประวัติการศึกษา 2554 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
 สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้