



สำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย

The Thailand Research Fund

รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการ

การตรวจฟังเสียงหัวใจสำหรับการวินิจฉัยโรค
ผ่านจดหมายอิเล็กทรอนิกส์

*The Measurement of the Heart Sounds for the Heart Diagnosis
via
Electronic Mail*

โดย ผู้ช่วยศาสตราจารย์ สุรพันธ์ น้อยมณี
หน่วยวิจัยคอมพิวเตอร์ประยุกต์สำหรับวิศวกรรมชีวการแพทย์
ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ จ.เชียงใหม่

24 เมษายน 2548

รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการ

การตรวจฟังเสียงหัวใจสำหรับการวินิจฉัยโรค ผ่านจดหมายอิเล็กทรอนิกส์

The Measurement of the Heart Sounds for the Heart Diagnosis via Electronic Mail

คณะผู้วิจัย

1. ผศ. สุรพันธ์ น้อยมณี

2. ผศ.นพ.สมเกียรติ โสภณธรรมรักษ์

สังกัด

ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะ
วิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

ภาควิชากุมารเวชศาสตร์โรคหัวใจ คณะ
แพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ชุดโครงการอุปกรณ์การแพทย์

สนับสนุนโดยสำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย (สกว.)
(ความเห็นในรายงานนี้เป็นของผู้วิจัย สกว.ไม่จำเป็นต้องเห็นด้วยเสมอไป)

1. บทสรุปย่อสำหรับผู้บริหาร

ปัจจุบันเทคโนโลยีในประเทศไทยได้รุดหน้าไปอย่างรวดเร็ว โดยเฉพาะอย่างยิ่งระบบอินเทอร์เน็ตในระดับตำบล แทบจะปฏิเสธไม่ได้เลยว่าไม่รู้จักคำว่า “จดหมายอิเล็กทรอนิกส์” เพราะเมื่อระบบอินเทอร์เน็ตตำบลเข้ามามีบทบาทในชีวิตประจำวันมากขึ้น แทนที่จะใช้เป็นสื่อกลางการค้าขายทางเฉพาะผลิตภัณฑ์ 1 ตำบล 1 ผลิตภัณฑ์เพียงอย่างเดียว ก็น่าจะใช้ประโยชน์ในทางการแพทย์ด้วย ซึ่งตามชนบทที่ห่างไกลนั้นประชาชนมีความลำบากในการที่จะมารับการรักษา ณ สถานพยาบาลดังกล่าว จึงเป็นสาเหตุที่ผู้ป่วยกับแพทย์ไม่ค่อยจะได้พบกันบ่อยครั้งเท่าใดนัก จึงทำให้เสียโอกาสในการรักษาไปอย่างน่าเสียดาย

ในงานวิจัยนี้เป็นการสร้างและพัฒนาการบันทึกเสียงหัวใจของผู้ป่วยข้อมูลที่เป็นเสียงในรูปแบบของแฟ้มข้อมูลที่เรียกว่าเอ็มเพ็คไฟล์ (MPEG File) ซึ่งจะให้คุณภาพของเสียงที่ชัดเจนกว่าเวฟไฟล์และยังมีขนาดของไฟล์ที่เล็กกว่าด้วย ซึ่งกรรมวิธีและเทคโนโลยีจะต่างจากงานวิจัยของโครงการวิจัยเรื่อง “โครงการเครื่องตรวจวินิจฉัยโรคหัวใจด้วยคลื่นเสียง” ของนายแพทย์สมเกียรติ โสภณธรรมรักษ์ ทั้งอุปกรณ์ทางฮาร์ดแวร์และโปรแกรมทางซอฟต์แวร์โดยสิ้นเชิง เนื่องจากงานวิจัยครั้งนี้จะทำการวิจัยโดยสร้างและพัฒนาอุปกรณ์ทางฮาร์ดแวร์ซึ่งจะเป็นต้นแบบการผลิตสำหรับอุตสาหกรรมเครื่องมือการแพทย์ไทย โดยสามารถต่อกับคอมพิวเตอร์เพื่อบันทึกเสียงหัวใจของผู้ป่วยเป็นแบบระบบดิจิทัล แล้วส่งไปให้แพทย์ผู้ชำนาญฟังหรือดูรูปร่างสัญญาณทางหน้าจอคอมพิวเตอร์เพื่อวิเคราะห์ วินิจฉัยโรค และส่งผลการวินิจฉัยกลับมายังแพทย์ผู้ส่งที่อยู่ในชนบทในเวลาอันรวดเร็ว จึงทำให้แพทย์นั้นสามารถรับการวินิจฉัยอย่างถูกต้องแม่นยำ และการประเมินผลจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญทำให้มีความมั่นใจในการรักษาผู้ป่วยมากยิ่งขึ้น และในขณะเดียวกันตามสถานพยาบาลในชนบทต่าง ๆ ก็จะสามารถให้บริการได้มีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น ทำให้คุณภาพชีวิตของประชาชนชาวไทยในชนบทดีขึ้น

บทคัดย่อ

ในการตรวจฟังเสียงหัวใจโดยทั่ว ๆ ไป จะใช้เครื่องฟังเสียงจากร่างกายรูปตัววายที่เรียกว่าสเทโทสโคป ซึ่งเป็นเครื่องมือที่ใช้ผ่านเสียงหัวใจจากทรวงอกของผู้ป่วยผ่านผิวหนังมาสู่หูของแพทย์ ซึ่งเสียงหัวใจประกอบด้วยหลายเสียง และยังมีเสียงรบกวนอื่น ๆ รวมอยู่ด้วย ทำให้การฟังเสียงหัวใจของแพทย์เป็นไปด้วยความลำบาก สำหรับงานวิจัยนี้เสนอวิธีการให้แพทย์ประจำบ้านสามารถฟังเสียงหัวใจโดยดูสัญญาณในรูปของภาพกราฟฟิก และฟังเสียงจากลำโพงของเครื่องคอมพิวเตอร์ โดยการนำเอาสัญญาณจากทรานสดิวเซอร์ซึ่งจะใช้พีแชนด์ที่หรืออิเล็กทริกทรานสดิวเซอร์มาผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบแอคทีฟประมาณ 800-1,000 เฮิรตซ์ เพื่อนำไปผ่านไปยังวงจรขยายสัญญาณความถี่ต่ำ แปลงเป็นสัญญาณดิจิทัลเพื่อป้อนเข้าพอร์ตอนุกรมของและการ์ดเสียงของคอมพิวเตอร์สำหรับการบันทึกเสียงเป็นในรูปแบบของเวฟไฟล์ และแปลงเป็นรูปแบบของกราฟิกเพื่อพล็อตกราฟของเสียงหัวใจและส่งข้อมูลเสียงหัวใจไปกับจดหมายอิเล็กทรอนิกส์ให้แพทย์ผู้ชำนาญเฉพาะทางภายหลังได้

คำสำคัญ ตรวจฟังเสียงหัวใจผ่านจดหมายอิเล็กทรอนิกส์ พีแชนด์ที่ อิเล็กทริกทรานสดิวเซอร์

ABSTRACT

The stethoscope is simply a device that carries sound energy from the chest of the patient to the ear of the physician via a column of air. The heart sounds is not the pure heart sound, but it include other noises such as cardiac murmur, and external noise. These noises cause a lot of problems in heart sound detection. This paper presents a method to analysis the heart sounds from the computer graphics display. In this method, the heart sounds signal from a PZT Lead Zirconate Titanate or Electret transducer is passed through a 800-1000 Hz active low-pass filter, the output signal is then amplified and passed through a analog to digital converter circuit to convert from analog into digital signal. The digital signal is then used as the computer data to be displayed in the form of a graphic spectrum of the heart sounds signal. The data of each patient can be saved in the computer hard disk or sending via electronic mail to the physician for later analysis.

Keyword Measurement of Heart Sounds via E-Mail, PZT, Electret Transducer

สารบัญ

	หน้า
บทสรุปย่อสำหรับผู้บริหาร	ก
บทคัดย่อ ภาษาไทย	ข
บทคัดย่อ ภาษาอังกฤษ	ข
คำนำ	1
กิตติกรรมประกาศ	2
เนื้อหางานวิจัย	3
- งานก่อนหน้า	3-7
- ความก้าวหน้าในงวดสุดท้าย	7
- การออกแบบและสร้างต้นแบบทางด้านฮาร์ดแวร์	7-25
- การออกแบบทางด้านซอฟต์แวร์สำหรับการแสดงผลคลื่นเสียงหัวใจ	25-29
- อธิบายโปรแกรม	29-32
- ผลการทดลอง	32-36
- ข้อวิจารณ์	37
- สรุปและข้อเสนอแนะ	37-38
- เอกสารอ้างอิง	38
ตารางแผนงาน	39-40
ตารางเอาต์พุต	41
ภาคผนวก	42-76

คำนำ

จุดมุ่งหมายของการวิจัยครั้งนี้เพื่อพัฒนาเครื่องมือทางการแพทย์ในส่วนของการพัฒนาทางด้านฮาร์ดแวร์สำหรับการวัดเสียงหัวใจ ซึ่งจะช่วยให้วงการแพทย์ในประเทศไทยลดการนำเข้าอุปกรณ์การแพทย์ไปได้บ้างเป็นบางส่วน ก็ยังดีกว่าที่เราจะคงนั่งเฉยส่งอุปกรณ์การแพทย์ที่มีราคาค่อนข้างแพงมาใช้อยู่ตลอดเวลา ผู้วิจัยจึงขอเสนองานวิจัยนี้เพื่อเป็นแนวทางในการที่จะผลักดันเข้าสู่ระบบการผลิตในอุตสาหกรรมการผลิตเครื่องมือทางการแพทย์ในประเทศไทยต่อไป

ข้อดีของการพัฒนาการตรวจจับสัญญาณเสียงหัวใจคือ สะดวกสบายต่อแพทย์ผู้วินิจฉัยโรคหัวใจ หรือแม้กระทั่งผู้ป่วยเองก็สามารถนำอุปกรณ์นี้ไปใช้ส่วนตัวเพื่อส่งสัญญาณเสียงหัวใจไปให้แพทย์ที่โรงพยาบาลเพื่อให้แพทย์วินิจฉัยว่าเป็นโรคหัวใจหรือไม่

สามารถใช้เป็นระบบกำกับการรักษาพยาบาลได้ จากโครงการวิจัยการพัฒนาการวัดเสียงหัวใจนี้ ได้พัฒนาวิธีการบันทึกสัญญาณเสียงหัวใจใหม่ และเมื่อประมวลผลสัญญาณด้วยอัลกอริทึมที่จะทำให้สามารถแยกสัญญาณเสียงหัวใจจริงทางด้านฮาร์ดแวร์ ออกจากสัญญาณรบกวนได้ดี เนื่องจากตัวอัลกอริทึมมีคุณสมบัติเป็นตัวเร่งสัญญาณ สามารถสกัดสัญญาณเสียงหัวใจจริง ออกจากสัญญาณรบกวนที่มีขนาดสูงได้ทำให้ได้รูปสัญญาณชัดเจน ลักษณะสัญญาณมีความแตกต่างตามการทำงาน และสามารถคำนวณหาค่าพารามิเตอร์อื่นๆ ต่อไปได้ เพื่อใช้เปรียบเทียบค่าผิดปกติและค่าปกติต่างๆ จากการพิจารณาศึกษาเบื้องต้นในการแสดงผลสัญญาณเสียงหัวใจบนคอมพิวเตอร์ พบว่าน่าจะจะสามารถแสดงรูปร่างสัญญาณการทำงานของเสียงหัวใจได้ถูกต้องและคำนวณหรือวัดค่าได้ พิจารณาได้ง่าย และสามารถวินิจฉัยได้ละเอียดดีกว่าวิธีที่ใช้อยู่ในปัจจุบัน จึงมีความเป็นไปได้สูงมากที่จะพัฒนาเทคนิคนี้เป็นเครื่องแสดงผลการวัดเสียงหัวใจบนคอมพิวเตอร์และส่งให้แพทย์ผู้ชำนาญเฉพาะทางต่อไป

ผลการวิจัยที่ได้จะมีประโยชน์ต่อวงการแพทย์ในประเทศไทยเป็นอย่างมาก อย่างไรก็ตามยังสามารถนำเอางานวิจัยนี้ไปดัดแปลงเพื่อสร้างเป็นระบบการมอนิเตอร์ผู้ป่วยในหอผู้ป่วยหนักผ่านอินเทอร์เน็ตได้อีกด้วย และตลอดจนมีประโยชน์การเรียนการสอนในรายวิชาที่ผู้วิจัยรับผิดชอบโดยตรงคือวิชาระบบเครื่องมือวัดทางการแพทย์

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบคุณสำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย ฝ่ายอุตสาหกรรม ที่สนับสนุนทุนอุดหนุนวิจัย เรื่อง “การตรวจฟังเสียงหัวใจสำหรับการวินิจฉัยโรคผ่านจดหมายอิเล็กทรอนิกส์” โดยได้รับการสนับสนุนจากงบประมาณของสำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย ฝ่ายอุตสาหกรรม ประจำปี พ.ศ. 2547 ขอขอบคุณรองศาสตราจารย์ ตะวัน สุจริตกุล และเจ้าหน้าที่ของฝ่าย 5 ทั้งคณะทำงานเก่าและคณะทำงานใหม่ทุกท่านที่กรุณาให้ความช่วยเหลือและเสนอข้อคิดเห็นต่าง ๆ ซึ่งเป็นประโยชน์ในการทำวิจัยในครั้งนี้ และท้ายที่สุดขอขอบคุณหัวหน้าภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ และผู้บริหารคณะวิศวกรรมศาสตร์ ที่อำนวยความสะดวกในการใช้ สถานที่และอุปกรณ์เพื่องานวิจัย จนทำให้งานวิจัยนี้สำเร็จลุล่วง

คณะผู้ทำการวิจัย

เมษายน 2548

เนื้อหางานวิจัย

1. งานก่อนหน้านี้

1.1 ช่วงประมาณ พ.ศ. 2544-2545 หัวหน้าโครงการวิจัยได้ศึกษาเกี่ยวกับทรานสดิวเซอร์ต่าง ๆ เพื่อที่จะหาคุณสมบัติที่เหมาะสมกับสัญญาณที่จะสามารถวัดได้ พบว่า“สารประกอบพีแซดที่เซรามิกส์ (PZT Composite, Lead Zirconate Titanate)” ก็เป็นทรานสดิวเซอร์นำใช้ในการฟังเสียงหัวใจ โดยหัวหน้าโครงการวิจัยได้มีโอกาสไปพัฒนางานวิจัยทางด้านวัสดุศาสตร์ที่หน่วยวิจัยอิเล็กทรอนิกส์ ภาควิชาฟิสิกส์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ สำหรับงานวิจัยดังรูปที่ 1-13



รูปที่ 1 การเตรียมผงสารประกอบพีแซดที่ จาก Lead Zirconate Titanate



รูปที่ 2 นำเอาผงเคมีของสารประกอบพีแซดที่ไปชั่งน้ำหนัก



รูปที่ 3 นำเอาผงเคมีของสารประกอบพีแซดที่ไปตำให้เป็นผงละเอียด



รูปที่ 4 นำเอาผงเคมีของสารประกอบพีแซดที่ไปกลิ้งให้เข้ากัน



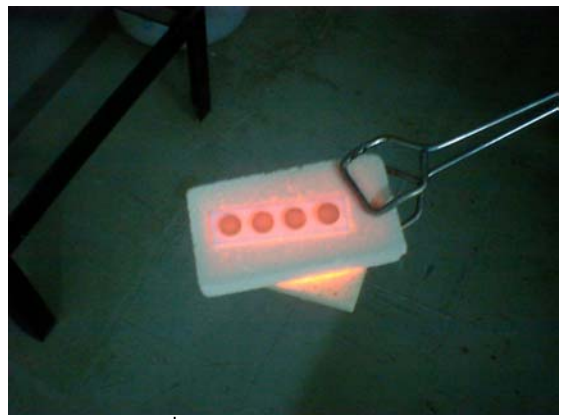
รูปที่ 5 ผู้ช่วยนักวิจัยนำเอาผงพีแซดไปอัดขึ้นรูป



รูปที่ 6 ผู้ช่วยนักวิจัยนำเอาสารประกอบพีแซดที่ไปเข้าเตาเผาพีแซดที่โดยเฉพาะ



รูปที่ 7 เเผาที่อุณหภูมิ 750°C



รูปที่ 8 นำเอาออกจากเตาเผา



รูปที่ 9 หลังจากการเผา ทิ้งให้เย็นตัวลงประมาณ 3 ชม.



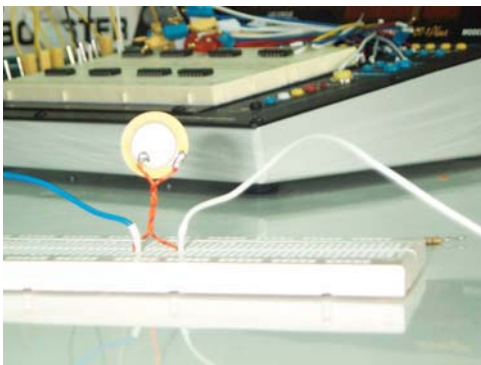
รูปที่ 10 นำไปทำซ้ำไฟฟ้า และหา XRD โดยเครื่องเอ็กเรย์ดิฟแฟกชัน (X-Ray Diffraction)



รูปที่ 11 หา XRD โดยเครื่องเอ็กเรย์



รูปที่ 12 ผู้ช่วยนักวิจัยกำลังทดสอบหาค่าสูงสุดของแรงดันที่จะได้จากพีแซดที



รูปที่ 13 ตัวพีแซดทีที่ได้จากการพัฒนาจากหน่วยวิจัยอิเล็กทรอนิกส์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่



รูปที่ 14 ตัวทรานสดิวเซอร์แบบอิเล็กทริกซ์ที่มีขายตามท้องตลาดทั่วไป

จากรูปที่ 14 แสดงถึงขนาดของทรานสดิวเซอร์แบบอิเล็กทริกซ์ (electret transducer) ที่มีขายตามท้องตลาดโดยทั่วไป ซึ่งการตอบสนองต่อความถี่จะอยู่ในช่วง 50-15000 Hz ส่วน PZT สามารถให้การตอบสนองความถี่ได้ 22-1000 Hz จากงานวิจัยของ น.พ. สมเกียรติ โสภณธรรมรักษ์พบว่าความถี่ของเสียงหัวใจชนิดต่างๆ ของหัวใจปกติและเสียงปอดนั้นจะมีรายละเอียดดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 แสดงรายละเอียดของเสียงหัวใจ

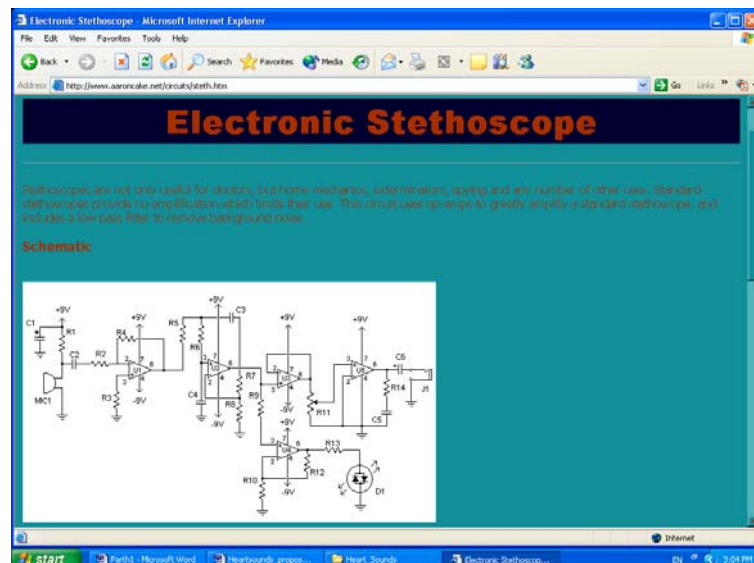
	เสียง	ความถี่ (Hz)
Heart หัวใจ	Low pitched heart murmurs	400
	High pitched heart murmurs	660
	Systolic และ Diastolic	120 – 660
murmurs	Presystolic murmurs	140
	Pericardial rub	140 - 660
Lungs (ปอด)	Rales	120 -1000
	Amphonic breathing	240 – 660
	Bronchial	240 - 1000

1.2 วิจัยร่วมกับหน่วยวิจัยอิเล็กทรอนิกส์ ภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ โดยได้ค้นคว้าและวิจัยเกี่ยวกับพีแชนด์ที่จะนำมาเป็นทรานสดิวเซอร์สำหรับเครื่องมือทางการแพทย์

1.3 ติดต่อผู้ร่วมวิจัย หัวหน้าโครงการวิจัยได้ติดต่อที่เป็นนายแพทย์ที่มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ (ที่จำเป็นต้องหานายแพทย์ที่จังหวัดสงขลาเนื่องจาก ท่านเป็นผู้ที่มีความชำนาญทางโรคหัวใจ เป็นแพทย์ที่ทำวิจัยด้วย ซึ่งจะต่างจากแพทย์อื่น ๆ ส่วนมากที่มักจะไม่ค่อยทำวิจัย และท่านก็เคยทำวิจัยเกี่ยวกับการวัดเสียงหัวใจภายใต้หัวข้อ “โครงการเครื่องตรวจวินิจฉัยด้วยคลื่นเสียง” (Phonocardiography) โครงการวิจัยปีที่ 1 ปี พ.ศ. 2544 ได้รับทุนการวิจัยจากศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ มาแล้ว ท่านผู้นี้คือ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นพ.ดร.สมเกียรติ โสภณธรรมรักษ์ ซึ่งงานวิจัยของท่านมีข้อเสียอยู่บ้างคือจะใช้ฟังเฉพาะสถานที่เครื่องนั้นมีอยู่และยังเกะกะผู้ป่วยเวลาที่ท่านฟังเสียงเนื่องจากมีอุปกรณ์หลายชิ้น และที่สำคัญคือไม่สามารถส่งข้อมูลดังกล่าวผ่านจดหมายอิเล็กทรอนิกส์และถ่ายทอดข้อมูลไปยังคอมพิวเตอร์มือถือส่วนตัวของแพทย์ได้ ก็เลยเกิดเป็นโจทย์วิจัยเรื่องนี้ขึ้นมาดังกล่าว

1.4 ค้นคว้าหาข้อมูล ผู้วิจัยได้ใช้เวลาหลังจากการสอนประจำวันเพื่อค้นคว้าหาข้อมูลเกี่ยวกับการนำสัญญาณเสียงสเทโทสโคปจากแหล่งการวิจัยที่เกี่ยวข้องกับเครื่องวัดเสียงหัวใจจากอินเทอร์เน็ตที่สามารถหาได้ ซึ่งได้แก่ดังต่อไปนี้:

- <http://www.aaroncake.net/circuits/steth.htm> ซึ่งได้นำข้อมูลเกี่ยวกับวงจรอิเล็กทรอนิกส์สเทโทสโคปดังรูปที่ 15 ซึ่งเป็นวงจรแบบง่าย ๆ โดยการรับสัญญาณมาจากไมโครโฟนแบบคอนเดนเซอร์ และฟังเสียงทางหูฟัง มาศึกษาการทำงานในเบื้องต้น



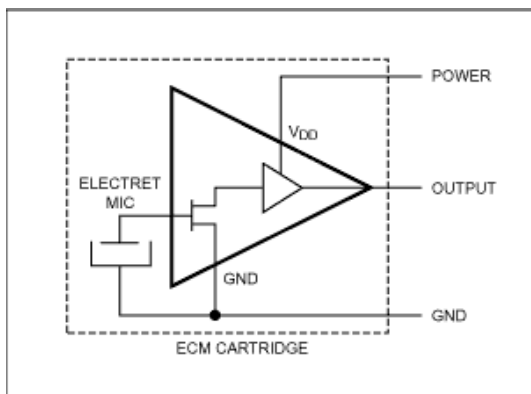
รูปที่ 15 ข้อมูลที่เกี่ยวข้อง ที่ค้นได้จากอินเทอร์เน็ตส่วนที่ 1

- หาข้อมูลเกี่ยวกับเสียงหัวใจจากอินเทอร์เน็ต ซึ่งหาได้ 16 เว็บไซต์ เป็นตัวอย่างเสียงหัวใจของผู้ป่วยทั่วโลก เพื่อนำมาศึกษาและเปรียบเทียบกับเสียงหัวใจในงานวิจัยนี้
- หาข้อมูลเกี่ยวกับการอินเตอร์เฟรชและการโปรแกรมจากอินเทอร์เน็ตและหนังสือต่าง ๆ เช่น http://www.doc.ic.ac.uk/~ih/doc/adc_dac/tlc549/ และอีกมากมาย

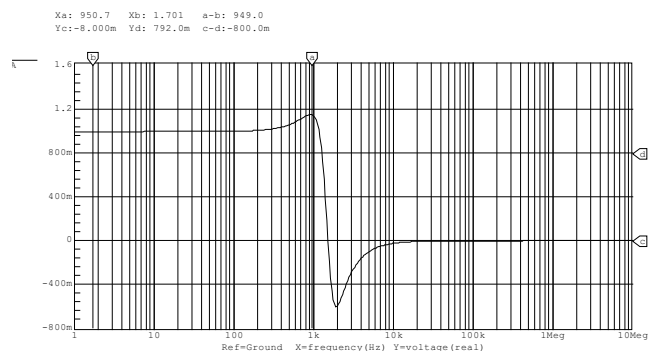
2. ความก้าวหน้าในงวดสุดท้าย

2.1 การออกแบบและสร้างต้นแบบทางด้านฮาร์ดแวร์

ทำการแก้ไขวงจรทางด้านฮาร์ดแวร์และตัวโปรแกรมทางด้านซอฟต์แวร์ เพื่อให้วงจรทางด้านฮาร์ดแวร์มีการทำงานที่มีประสิทธิภาพดีขึ้น จากที่ผ่านมาตั้งแต่เริ่มทำโครงการวิจัยที่เนื่องมาจากสัญญาณรบกวน โดยทดลองทางด้านการกรองความถี่ที่ไม่ต้องการ อาทิ การลากสเท็ทโทสโคปในขณะที่วัดเสียงหัวใจ สัญญาณรบกวนอันเนื่องจากสภาพแวดล้อมภายนอก เป็นต้นทั้งๆ ไป โดยการใช้วงจรยอมให้ความถี่ต่ำชนิดยอมให้ความถี่ต่ำผ่านแบบแอ็กทีฟ (Active Low Pass Filter) สำหรับทรานสดิวเซอร์ ได้เลือกใช้ทั้ง 2 แบบ ได้แก่ ทรานสดิวเซอร์แบบอิเล็กทรอนิกส์ขนาดเล็ก และพีเซดที่แบบเซรามิกส์ มาทำการทดลองเพื่อหาความสามารถการตอบสนองความถี่ในการฟังเสียงหัวใจ โดยดูได้จากผลการทดลอง (ทดลองทรานสดิวเซอร์แบบอิเล็กทรอนิกส์ ขนาดจิ๋วได้ 60 dB ที่ 1KHz ในขณะที่พีเซดที่ 57 dB ที่ 1KHz) สำหรับรูปที่ 16 (a) แสดงโครงสร้างภายในของทรานสดิวเซอร์แบบอิเล็กทรอนิกส์ และ (b) แสดงการตอบสนองเชิงความถี่ของทรานสดิวเซอร์แบบอิเล็กทรอนิกส์



(a) โครงสร้างภายในของทรานสดิวเซอร์แบบอิเล็กทรอนิกส์



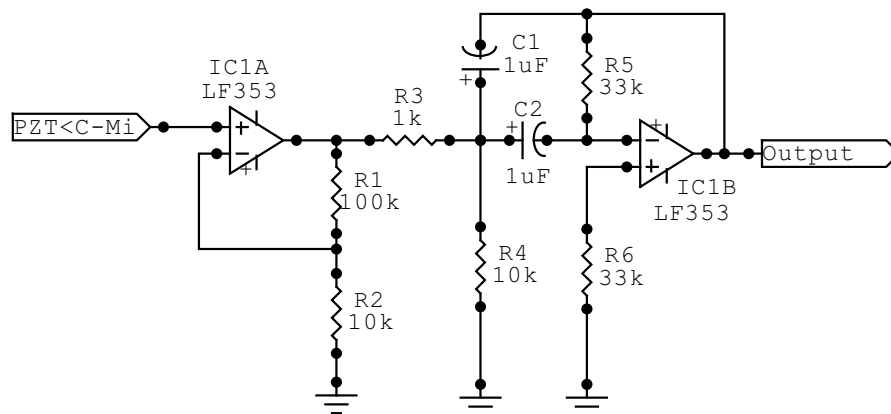
(b) การตอบสนองเชิงความถี่ของทรานสดิวเซอร์แบบอิเล็กทรอนิกส์

รูปที่ 16 โครงสร้างภายในของทรานสดิวเซอร์แบบอิเล็กทรอนิกส์

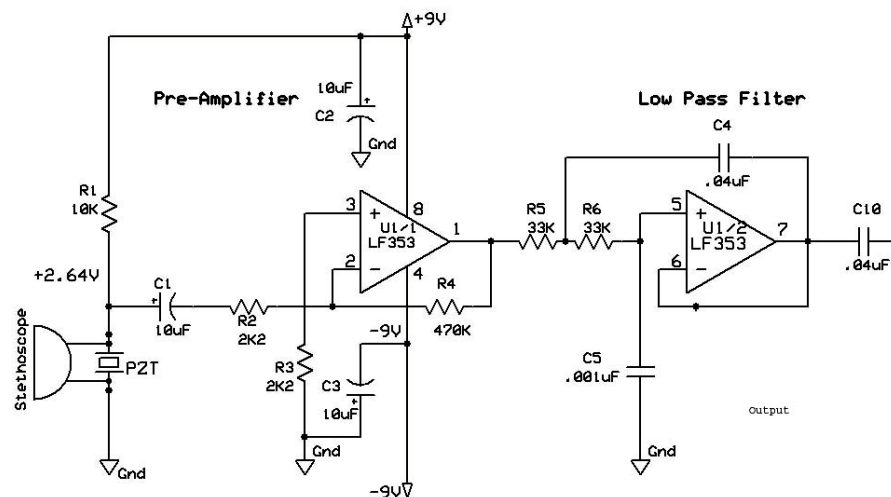
และหัวหน้าโครงการวิจัย เดินทางไปกรุงเทพฯ เพื่อจัดหาซื้ออุปกรณ์และวัสดุต่างๆ เพิ่มในวันที่ 4 กันยายน 2547 และกลับวันที่ 5 กันยายน 2547 จำนวน 1 ครั้ง เดินทางไปหาอุปกรณ์ที่กรุงเทพฯ ครั้งที่ 2 วันที่ 28 มีนาคม 2547 กลับวันที่ 29 มีนาคม 2547 และครั้งที่ 3 เมื่อวันที่ 21 สิงหาคม 2547 แล้วออกแบบวงจรขยายสัญญาณ ดัดสัญญาณรบกวน วงจรแปลงสัญญาณจากอะนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัลและวงจรอินเตอร์เฟรชกับคอมพิวเตอร์ทางพอร์ตอนุกรม และสามารถแยกสัญญาณเข้าทาง Line in ของการ์ดเสียง

ของคอมพิวเตอร์ จากนั้นหัวหน้าโครงการวิจัยได้เดินทางไปกรุงเทพฯ เพื่อจัดหาซื้ออุปกรณ์และวัสดุต่างๆ เพิ่มอีก 3 ครั้งสุดท้าย วันที่ 19 ตุลาคม 2547 กลับวันที่ 26 ตุลาคม 2547 วันที่ 3 พฤศจิกายน 2547 กลับ 4 พฤศจิกายน 2547 และวันที่ 15 พฤศจิกายน 2547 กลับ 18 พฤศจิกายน 2547

2.1.1 ออกแบบและแก้ไขวงจรขยายสัญญาณเสียงหัวใจ จากเดิมซึ่งยังมีอัตราการขยายสัญญาณต่ำ และมีสัญญาณรบกวน (Noise) ค่อนข้างสูง ดังวงจรเดิมในรูปที่ 17 ให้เป็นวงจรที่มีอัตราขยายสัญญาณสูง และมีสัญญาณรบกวนต่ำ ดังรูปที่ 18 และในรูปที่ 19 เป็นรูปร่างภายนอกของไอซีเบอร์ LF353 ที่ใช้ในโครงการวิจัย



รูปที่ 17 วงจรขยายสัญญาณจากพีแซดที (วงจรเดิม)



รูปที่ 18 วงจรขยายสัญญาณจากพีแซดที (วงจรที่ผ่านการแก้ไขแล้ว)

จากรูปที่ 18 เป็นวงจรกรองความถี่ยอมให้ความถี่ต่ำกว่า 1,000 Hz ผ่านได้แม้ว่าวงจรขยายในภาคแรกจะเป็นวงจรขยายสัญญาณเสียงหัวใจซึ่งมีความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนได้ก็ตาม แต่ถ้าหากเกิดความไม่สมดุลของวงจรขึ้นมาสัญญาณรบกวนซึ่งส่วนใหญ่เป็นความถี่ 1,000 Hz ก็สามารผ่านไปได้ หลักการของวงจรกรองความถี่ เป็นแบบวงจรกรองความถี่แบบแอกทีฟโดยมีการกรองความถี่ดังนี้

$$E_0 = \left(\frac{1}{1 + R\omega C} \right) \times E_i$$

ซึ่งจะได้รับค่าการตัดความถี่ (Frequency Cut Off) เป็น

$$F_c = \frac{1}{2} RC$$

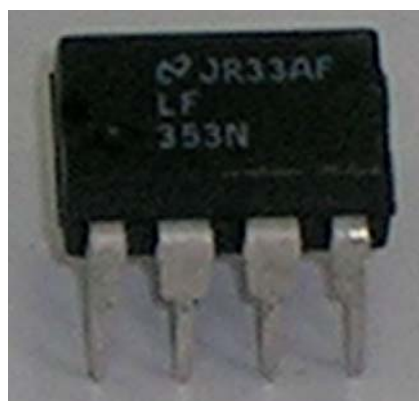
โดยที่ F_c เป็นค่าความถี่ตัดของวงจร หมายถึงถ้าสัญญาณความถี่สูงกว่านี้จะไม่สามารถผ่านวงจรไปได้ ในวงจรใช้งานจริง ๆ แสดงในรูปที่ 18 เป็นวงจรกรองความถี่ชนิด Butter word นอกจากทำหน้าที่ในการกรองความถี่แล้วยังทำหน้าที่เป็นบัฟเฟอร์ในการส่งผ่านสัญญาณอีกด้วย สำหรับการคำนวณหาค่าอุปกรณ์ต่าง ๆ หาได้ดังนี้ :-

$$\text{สมมุติให้ } R = R_5 = R_6 = 33K\Omega$$

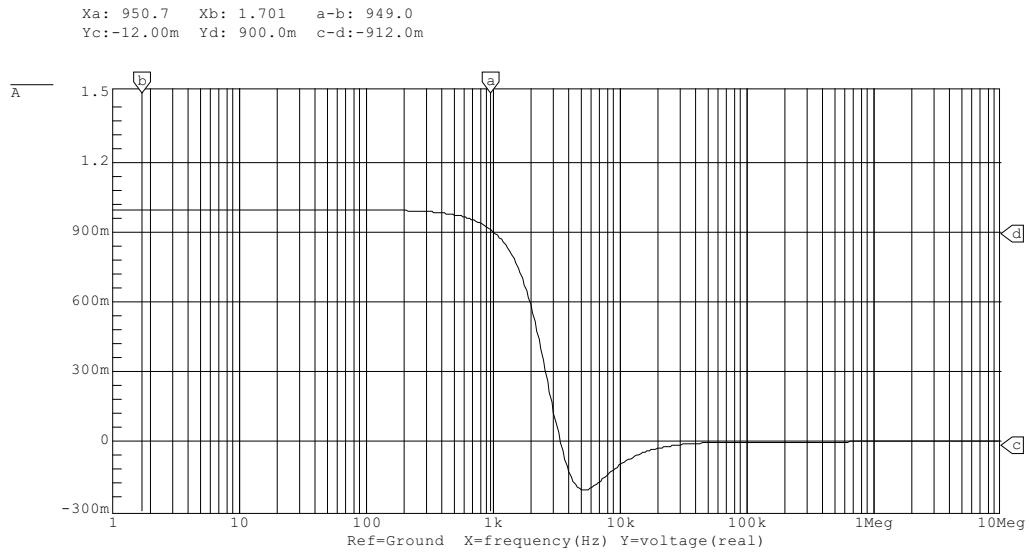
$$\text{ดังนั้น } R_f = 2R = 66K\Omega$$

$$C_4 = \frac{0.707}{\omega R_1} = \frac{0.707}{6.285 \times 3300} = 0.34\mu F \text{ และ } C_5 = 2C_4 = 0.68\mu F$$

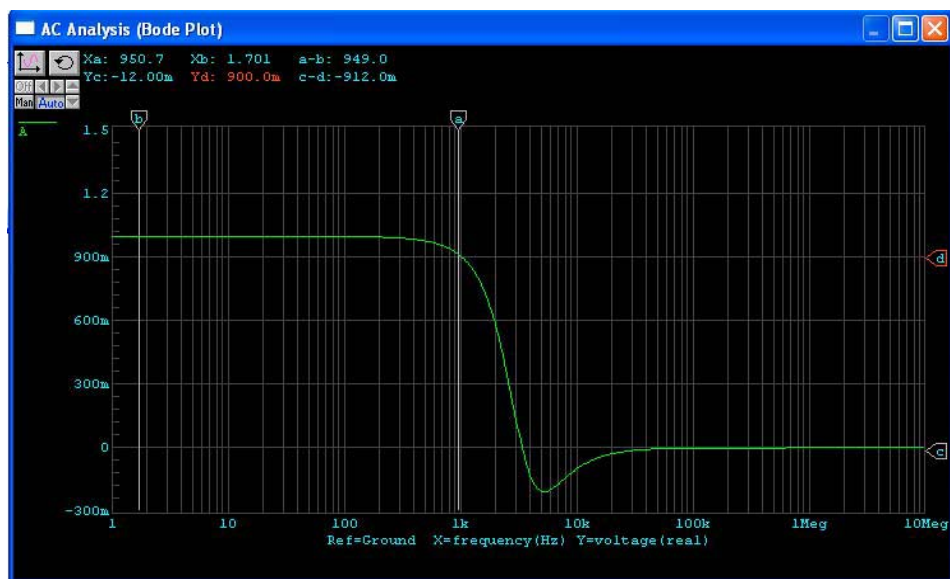
ดังนั้นจากรูปที่ 18 ต้องเปลี่ยนค่าของ C_4 จากเดิม $0.04 \mu F$ เป็น $0.34\mu F$ และ C_5 จากเดิม $0.001\mu F$ เป็น $0.68\mu F$



รูปที่ 19 รูปร่างภายนอกของไอซีเบอร์ LF353 ที่ใช้ในโครงการวิจัยฯ



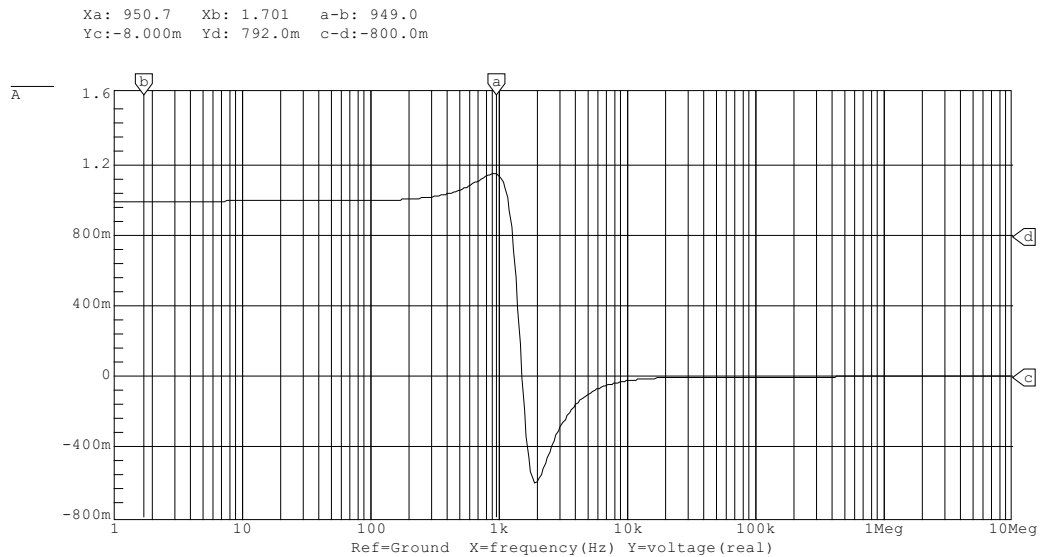
รูปที่ 20 (a) การตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ชนิดยอมให้ความถี่ต่ำผ่านที่ได้จากการทดลอง โดยใช้ทรานสดิวเซอร์แบบพีแซดที



รูปที่ 20 (b) ภาพการทดลองหาผลการตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ชนิดยอมให้ความถี่ต่ำ

จากรูป 20 (a) เป็นกราฟแสดงคุณสมบัติของวงจรกรองความถี่ชนิดยอมให้ความถี่ต่ำผ่านที่ได้จากการทดลอง (รูปที่ 20 (b) เป็นภาพจากหน้าจอคอมพิวเตอร์ในการทดลอง) ซึ่งทดสอบการทำงานของวงจรโดยใช้พีแซดทีเป็นทรานสดิวเซอร์ และใช้ค่าความจุของ C_4 (Butterworth) เท่ากับ $0.002 \mu F$ พบว่าได้การตอบสนองความถี่ตัดความถี่ที่ -30 dB คือ $5 - 1,000 \text{ Hz}$ (จุดตัดระหว่าง a กับ d) และตัดได้ไม่ค่อยคมกว่าทรานสดิวเซอร์แบบอิเล็กทรอนิกส์ (มีความลาดชันมากกว่าของทรานสดิวเซอร์แบบอิเล็กทรอนิกส์) ส่วนการตอบสนองความถี่ของทรานสดิวเซอร์แบบอิเล็กทรอนิกส์ โดยตัดความถี่ตรง -30 dB คือ $10 - 1,000 \text{ Hz}$ ดังแสดงในรูปที่ 21 ซึ่งมีความลาดชันค่อนข้างน้อยและตัดได้คมกว่าของพีแซดที ดังนั้นในงานวิจัยนี้สามารถ

ใช้ทรานสดิวเซอร์ได้ทั้งสองแบบ ส่วนการตัดสัญญาณรบกวนสามารถทำได้โดยใช้ Active Low Pass Filter เข้าช่วยดังกล่าว และปรับปรุงให้เครื่องต้นแบบสามารถฟังเสียงหัวใจได้หลาย ๆ คนในเวลาเดียวกันด้วย โดยใช้ไอซีขยายเสียงขนาดเล็กเบอร์ LM386 ดังแสดงในรูปที่ 29

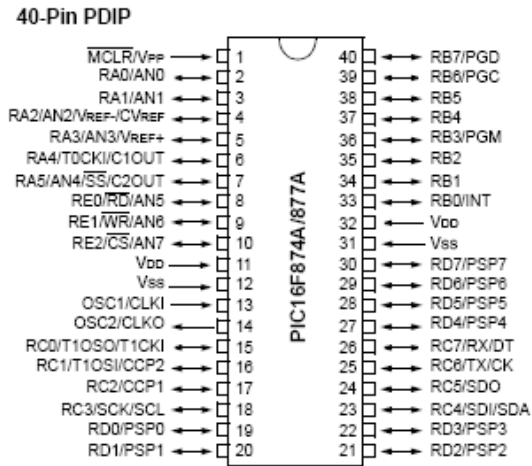


รูปที่ 21 (a) การตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ชนิดยอมนำความถี่ต่ำผ่านที่ได้จากการทดลอง โดยใช้ทรานสดิวเซอร์แบบอิเล็กทรอนิกส์

2.1.2 ออกแบบวงจรแปลงสัญญาณจากอะนาลอกที่ได้จากภาคขยายสัญญาณเสียงหัวใจที่เป็นสัญญาณอะนาลอกให้เป็นสัญญาณดิจิทัล (A-to-D converter) โดยใช้ไอซีไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC เบอร์ PIC16F87 ดังรูปที่ 22 รูปที่ 23 และรูปที่ 27 เพื่อส่งสัญญาณผ่านไปยังคอมพิวเตอร์โดย MAX232 ดังการแสดงผลของไอซีรูปที่ 24 (a) และรูปร่างภายนอกในรูปที่ 24 (b) และวงจรของ MAX232 ในรูปที่ 28

จากการที่คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้รับมาจากแผ่นรับสัญญาณนั้นเป็นสัญญาณที่อ่อนมาก แล้วนำสัญญาณนั้นมาขยายโดยวงจรขยายดังที่กล่าวมาแล้วขั้นต้น สัญญาณ ที่ได้ออกมาในขั้นตอนนี้เป็นสัญญาณแบบอะนาลอก ซึ่งคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลไม่สามารถรับได้โดยตรง ด้วยเหตุนี้เราจึงนำสัญญาณมาผ่านขบวนการแบบจากอะนาลอกเป็นดิจิทัล แล้วจึงส่งให้คอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลซึ่งในโครงการนี้ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC 16F877A ซึ่งเป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีความสามารถมากมายรวมถึงความสามารถที่จำเป็นต่อโครงการนี้ ไมโครคอนโทรลเลอร์ทำหน้าที่คือ

1. รับสัญญาณอะนาลอกมาแล้วแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัล
2. ส่งสัญญาณดิจิทัลนั้นออกทางพอร์ตอนุกรมให้กับคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล

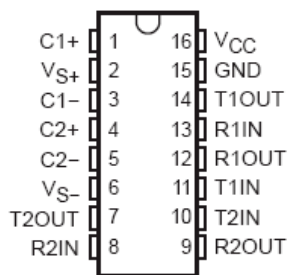


รูปที่ 22 ไดอะแกรม ของ PIC 16F877A



รูปที่ 23 รูปร่างภายนอกไอซีไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ PIC 16F877A

Max232 เป็นไอซีที่ใช้ในอินเตอร์เฟซระหว่างวงจรเครื่องวัดเสียงหัวใจต้นแบบที่พัฒนาขึ้นมากับคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล โดยไอซีนี้จะแปลงแรงดันไฟระหว่างขนาด 5 โวลต์ กับ 12 โวลต์ไว้ติดต่อระหว่างพอร์ตอนุกรม (RS232) กับวงจรของ PIC 16F877 ซึ่งพอร์ตอนุกรมใช้แรงดันกระแสตรงขนาด 12 โวลต์ แต่ PIC 16F877 ใช้แรงดันขนาด 5 โวลต์ ด้วยการใช้ไอซีตัวนี้จึงทำให้คอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลสามารถติดต่อกับ PIC 16F877 ได้



(a)

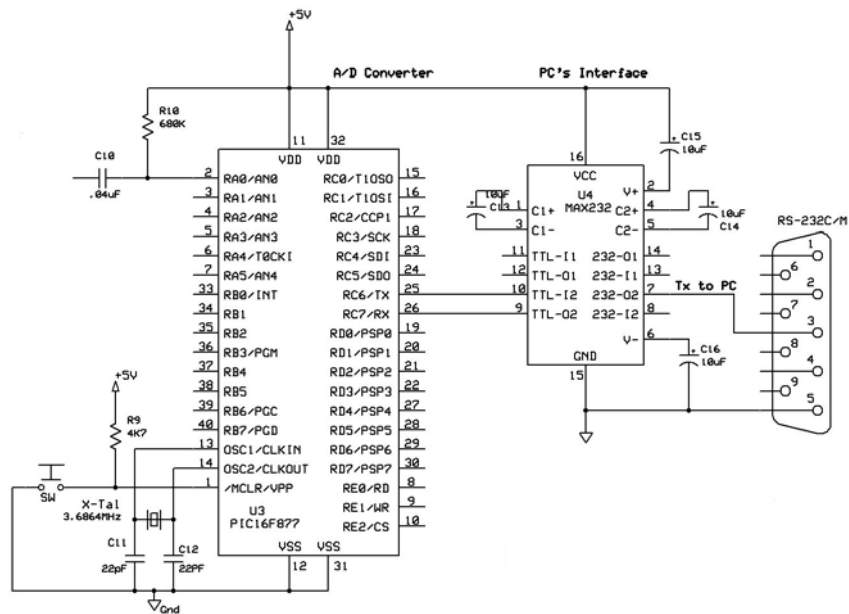


(b)

รูปที่ 24 (a) รูปแสดงขาไอซีเบอร์ MAX-232

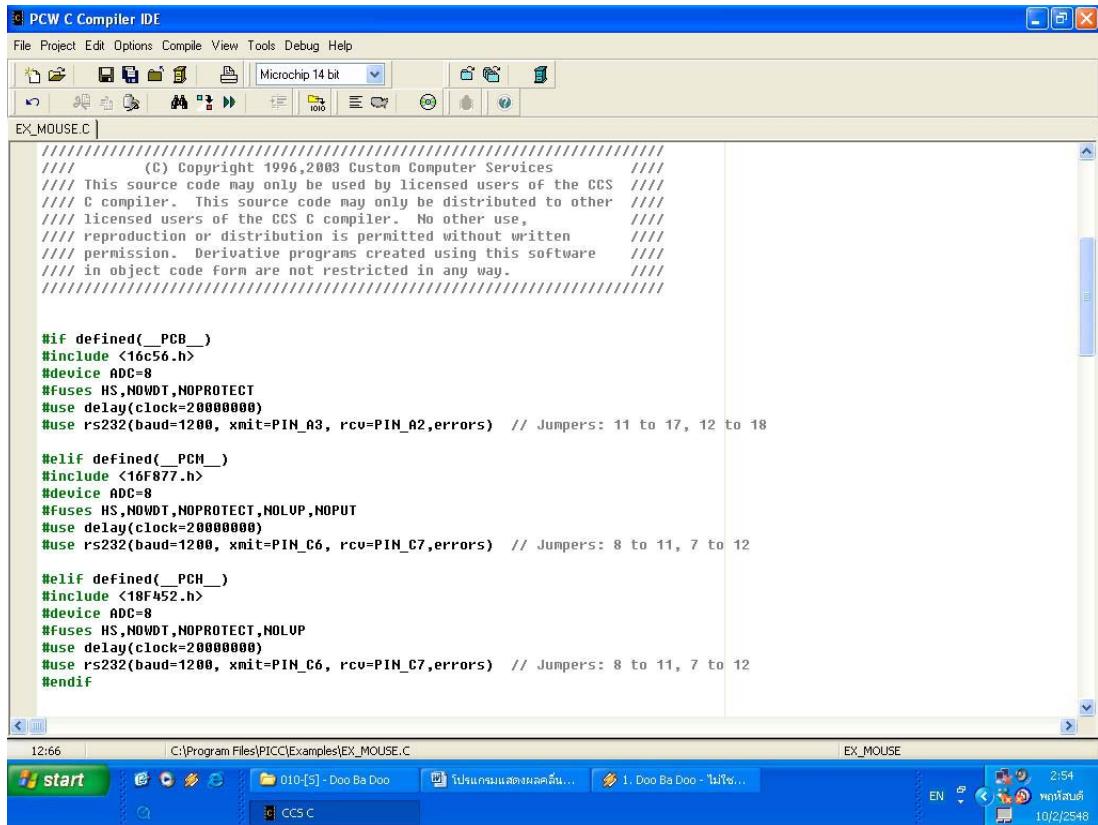
(b) รูปร่างภายนอกของไอซีเบอร์ MAX-232

การใช้ PIC 16F877 กับ MAX232 เพื่อ แปลงสัญญาณและติดต่อกับคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล สัญญาณอะนาลอกจากส่วนวงจรขยายนั่น จะมีขนาด 0 – 5 โวลต์ ซึ่งจะเข้ามาที่ขา 2 ของ PIC 16F877 หลังจากการแปลงค่าจากอะนาลอกเป็นดิจิตอลแล้ว PIC 16F877 ก็จะส่งข้อมูลที่เป็นดิจิตอลที่มีขนาด 0 กับ 5 โวลต์ ออกมายังขา 25 ข้อมูลจากขา 25 จะเข้ามาที่ขา 10 ของ MAX232 และ MAX232 จะแปลงโวลต์ของข้อมูลให้เหมาะกับ พอร์ตอนุกรมของคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล แล้วมันจึงเอาไปคำนวณ ซึ่งแผนผังของวงจรจะเป็นตามรูปที่ 25 โดยอินพุตจะเข้ามาทางขา 2 ของ PIC16F877



รูปที่ 25 การต่อ MAX232 เข้ากับ PIC16F877

การเขียนโปรแกรมให้ PIC16F877A ทำงาน หลังจากที่ต้องวงจรแล้วก็จะเป็นการเขียนโปรแกรมให้กับPICเพื่อให้ PICทำงาน โครงการนี้ต้องการให้ PIC ทำงานคือ แปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นดิจิตอล แล้วส่งผ่าน พอร์ตอนุกรม โปรแกรมที่ใช้พัฒนา PIC ได้แก่ PIC C Compiler



รูปที่ 26 โปรแกรม PIC C Compiler

โปรแกรม PIC C Compiler เป็นโปรแกรมที่สามารถเขียนภาษา ซี เพื่อไปควบคุมการทำงานของ PIC รุ่นต่าง ๆ โดยมีไลบรารี (Library) สำหรับทุก ๆ ไมโครคอนโทรลเลอร์ ที่สามารถเขียนได้ โดยในโครงการวิจัยนี้ มีโค้ดคือ

ซอสโค้ดของโปรแกรมที่เขียนลงในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877

```

/*****
* File   :   analoginput.c
* Purpose : Using port A to analog input port
* Author  : Asst.Prof.Suranan Noimane
* E-mail  : suranan@chiangmai.ac.th
* Release : PCW Compiler 3.180
* Copyright (c) 2005 TRF5
*****/

```

```
#include <16F877A.h> // Standard Header file for the PIC16F877 device
```

```

#define TxD      PIN_C6 // Define Transmitted Data
#define RxD      PIN_C7 // Define Received Data
#define CLOCK_SP 3686400 // Clock Speed(Hz)
// Device Specification
#fuses HS          // Oscillator mode HS
#fuses NOLVP, NOWDT // No Low Voltage Program, No Watchdog timer
#fuses NOPROTECT   // Code no protection

#device ADC=10      // ADC 10 Bit (111111111=1,023)

#use delay (clock=CLOCK_SP) // Use built-in function: delay_ms() & delay_us()
#use rs232(baud=19200, xmit=TxD,rcv=RxD) // Use serial I/O port (RS232)
#use fast_io(A)      // programming of the direction register.
/*****
 *
 *      Constants
 *****/
/*****
 * FUNCTION:      main
 * DESCRIPTION:   This is the main entry point for the program.
 * PARAMETERS:    nothing
 * RETURNED:      nothing
 *****/
void main(void) {

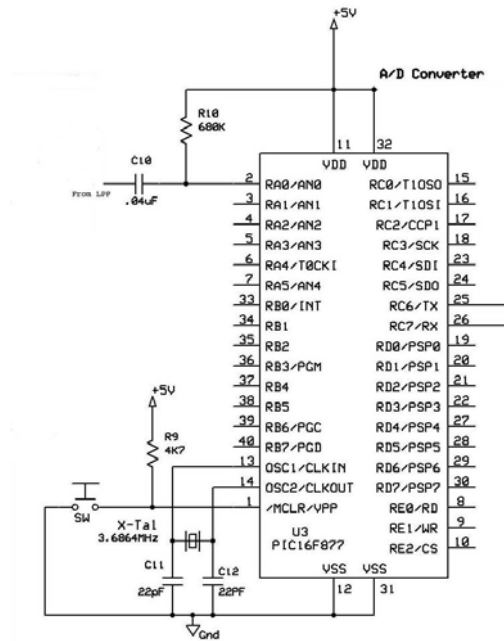
    int16 value;
    float volt;

    setup_port_a(ALL_ANALOG); // A0 A1 A2 A3 A5 E0 E1 E2 Ref=Vdd
    setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL); // Clock RC
    set_adc_channel(0); // Read Analog input RA0(channel=0)

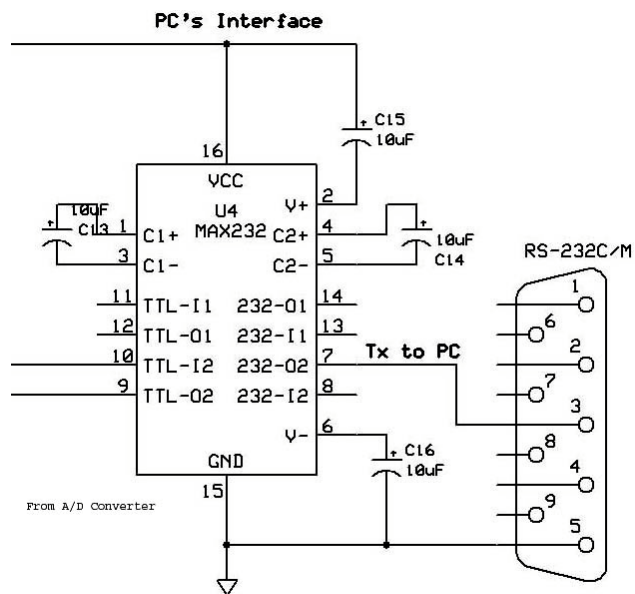
    do {
        value = Read_ADC();
        printf("%ld",value);
        delay_ms(10);
    } while (TRUE);
}

```

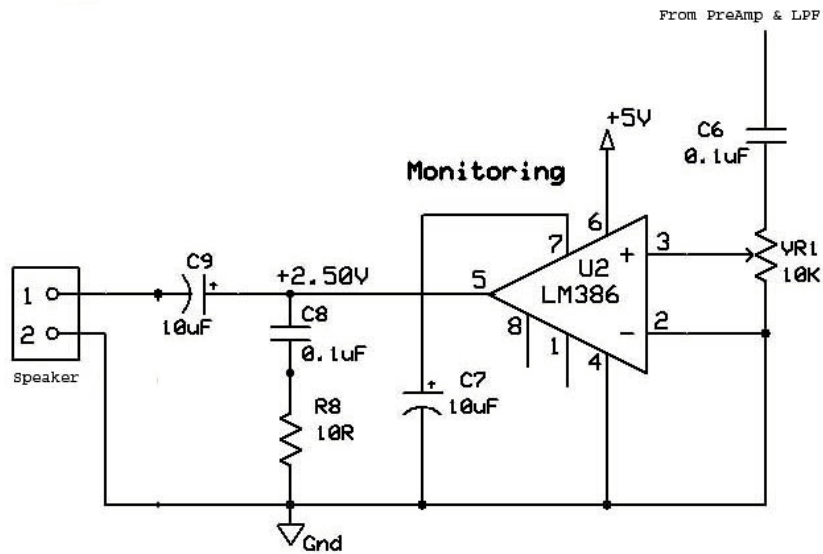
โดยภาพรวมของโปรแกรมคือ จะเอาสัญญาณอะนาลอกจากขา 2 ของ PIC มาแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัลแล้วส่งออกไปยังขาส่งสัญญาณ (tx) หรือ ขาที่ 25 จากนั้นจะพัก 10 ms ก่อนจะทำการแปลงรอบต่อไป



รูปที่ 27 วงจร A-to-D Converter (ที่แก้ไขจากเดิม TLC548 เป็น PIC16F877)

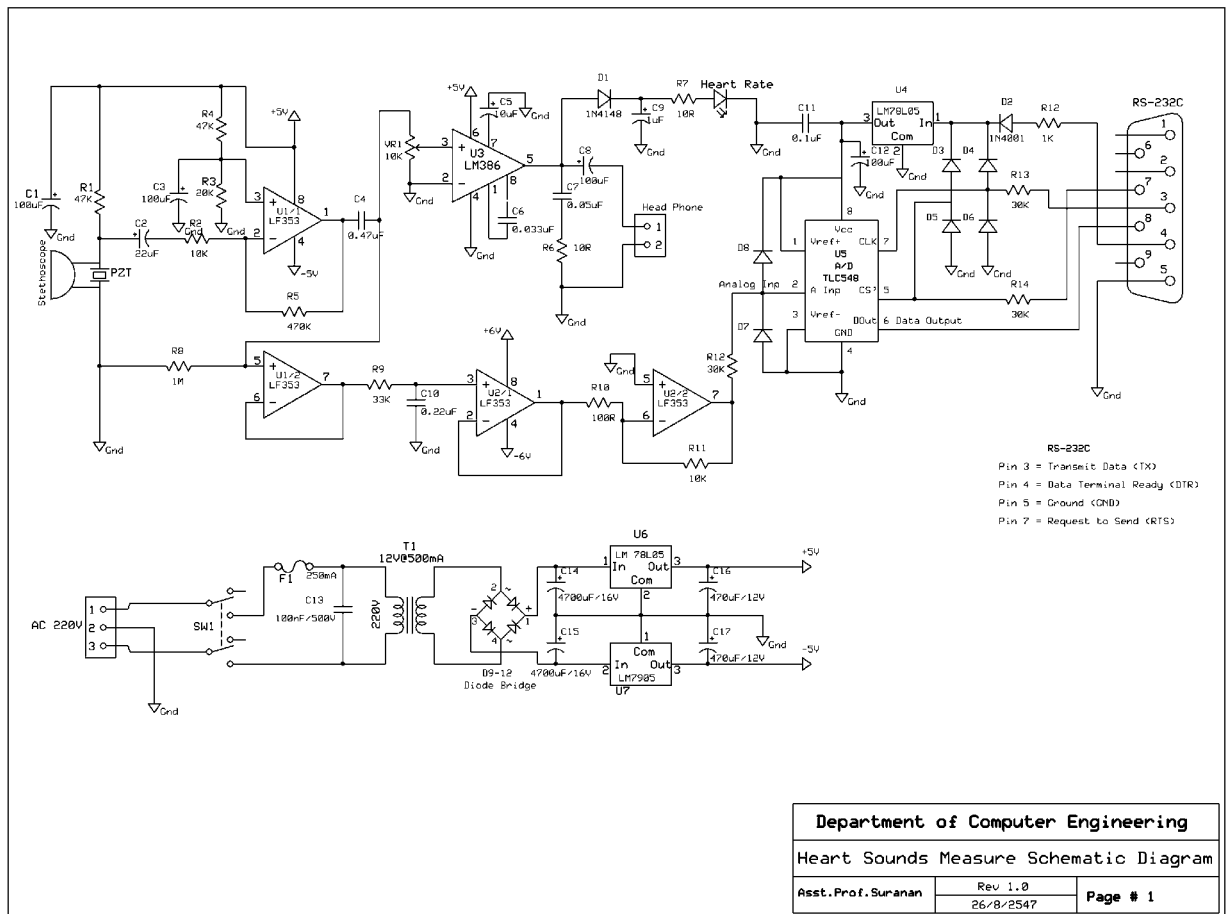


รูปที่ 28 วงจรอินเตอร์เฟรชกับพีซีคอมพิวเตอร์ โดยใช้ MAX-232



รูปที่ 29 วงจรมอนิเตอร์เสียงหัวใจสำหรับแพทย์สามารถฟังได้หลาย ๆ คนพร้อม ๆ กัน (วงจรที่เพิ่มเติมใหม่)

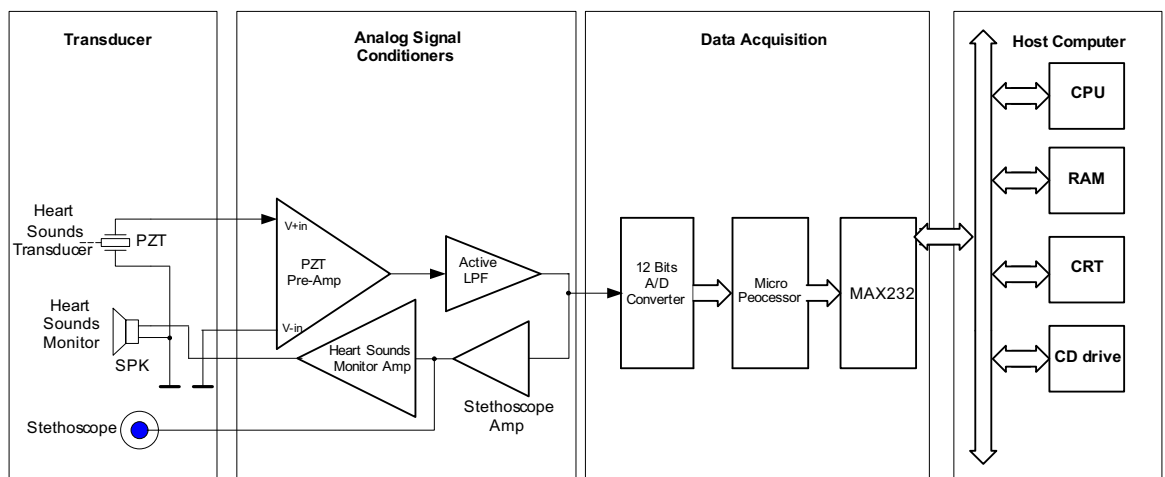
ในรูปที่ 30 และ 31 เป็นวงจรทั้งหมดและแผงวงจรทางฮาร์ดแวร์ที่ออกแบบสำหรับโครงการฟังเสียงหัวใจแบบเดิมที่ทดลองแล้วได้ผลไม่ค่อยแน่นอนจึงทำการแก้ไขในการออกแบบและสร้างต้นแบบใหม่ดังรูปที่ 32 - 36



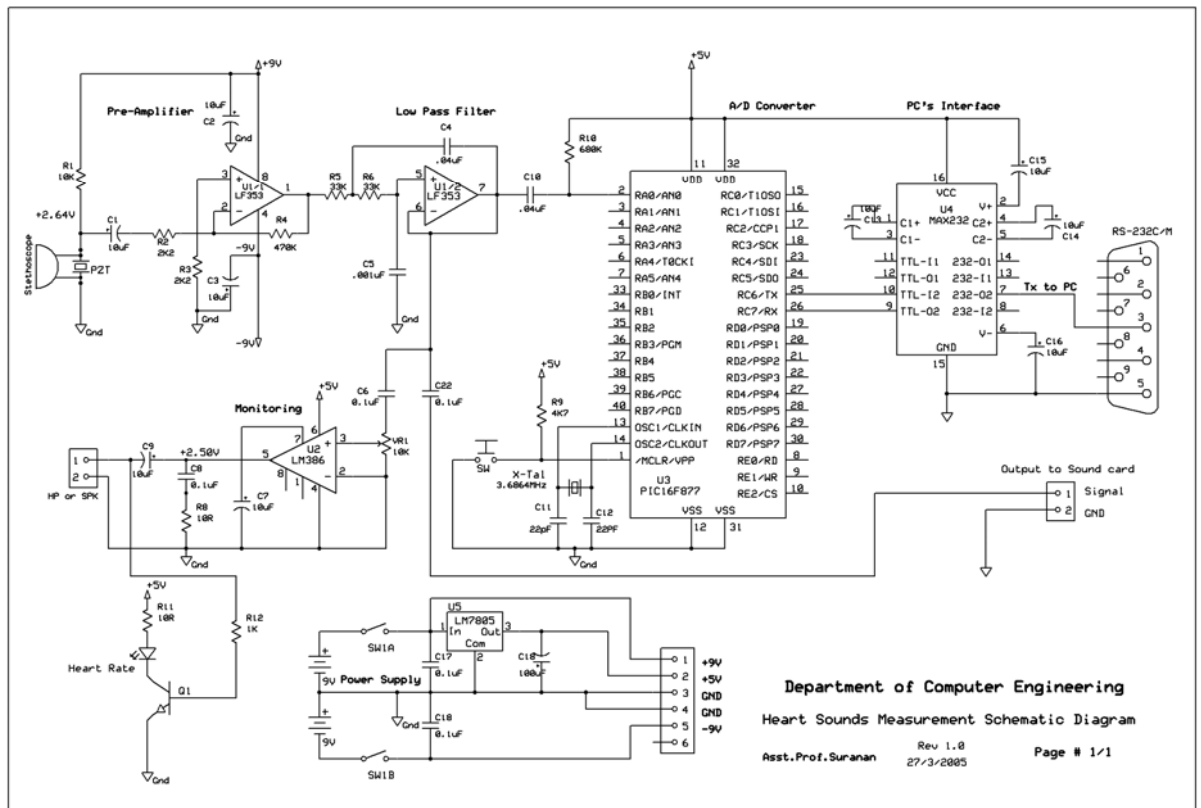
รูปที่ 30 วงจรทั้งหมดของเครื่องวัดเสียงหัวใจที่ออกแบบเดิม (ยังไม่ได้แก้ไข)



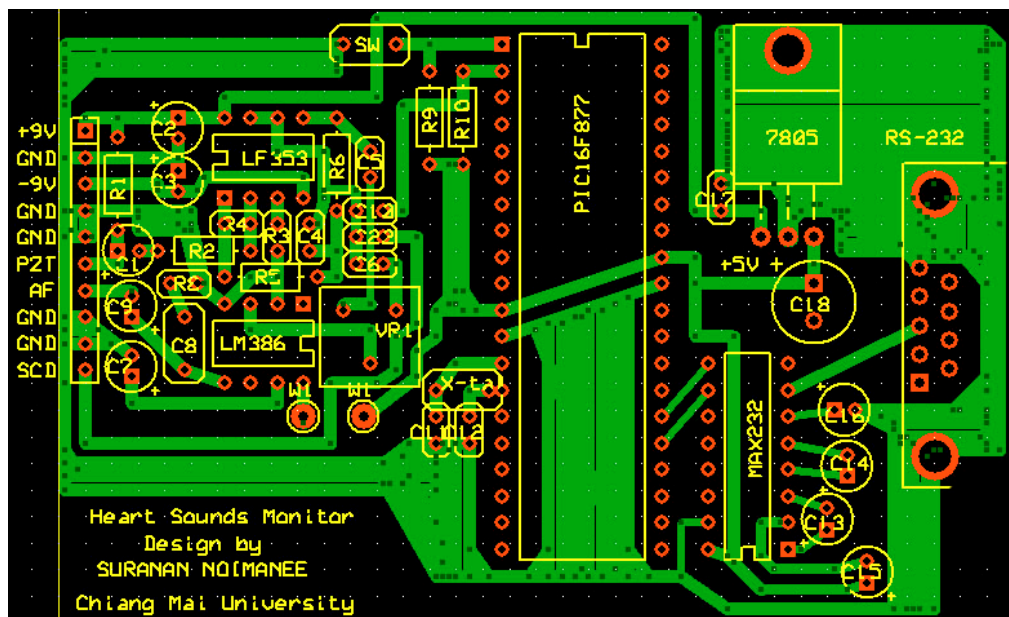
รูปที่ 31 แผงวงจรของเครื่องต้นแบบจากวงจรในรูปที่ 30 (แบบเดิมยังไม่ได้แก้ไข)



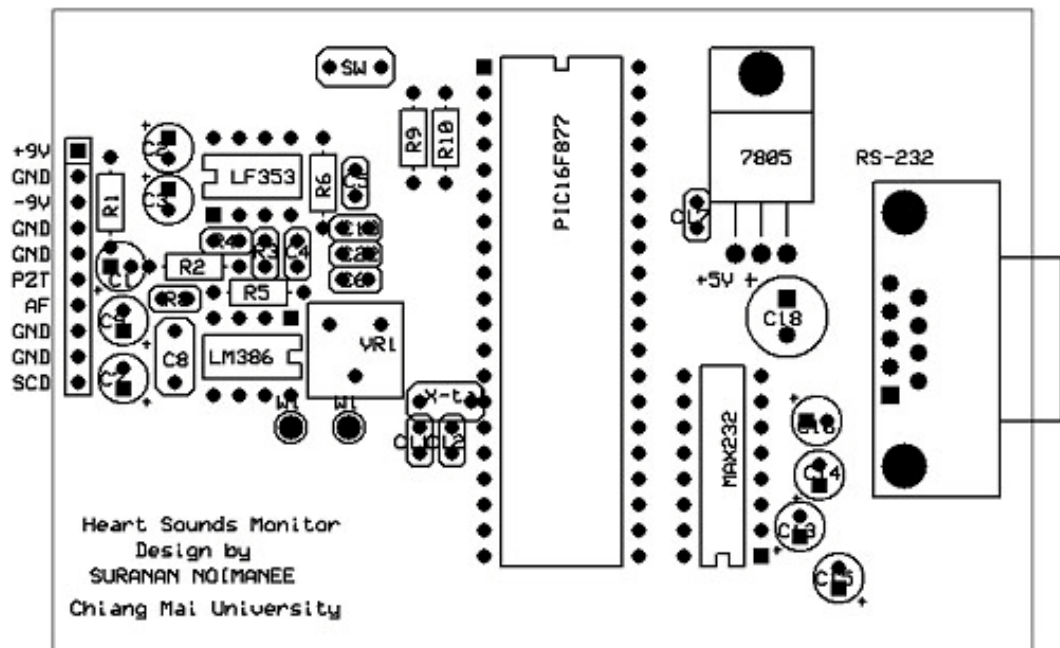
รูปที่ 32 ผังการทำงานของเครื่องวัดเสียงหัวใจที่ออกแบบใหม่สำหรับโครงการวิจัยนี้



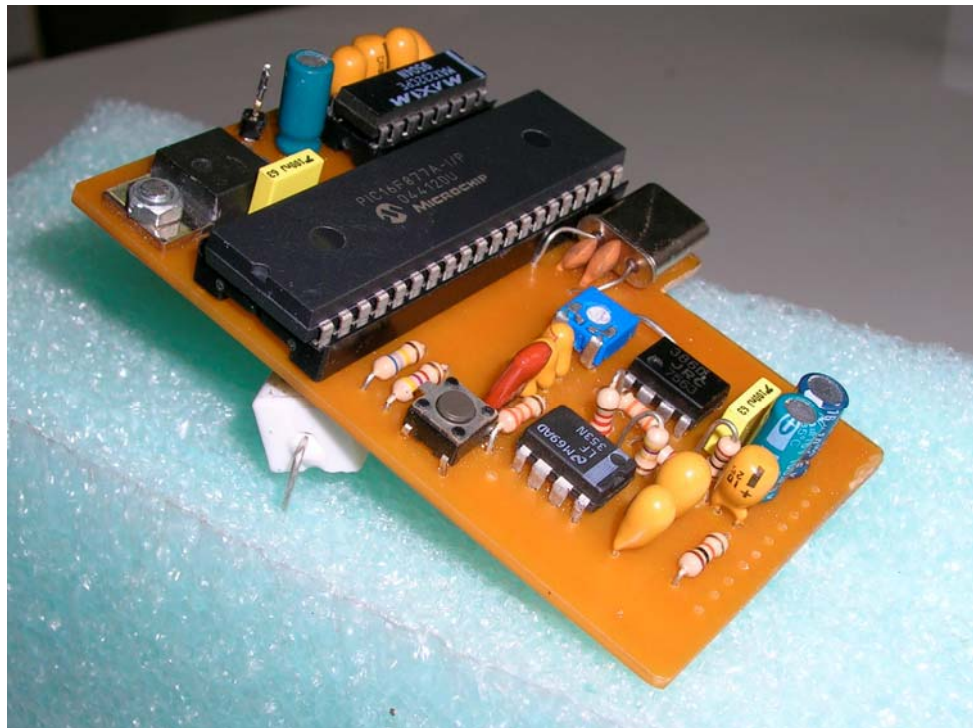
รูปที่ 33 รูปการออกแบบวงจรทางไฟฟ้าทั้งหมดของเครื่องวัดเสียงหัวใจที่ออกแบบใหม่สำหรับโครงการวิจัยนี้



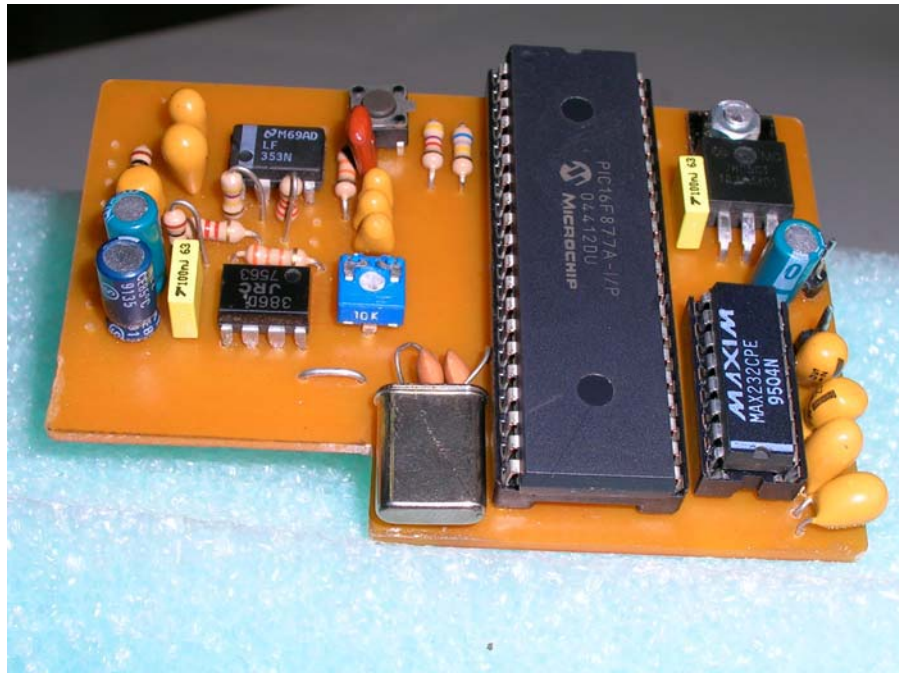
รูปที่ 34 ออกแบบลายวงจรทั้งหมดของเครื่องวัดเสียงหัวใจที่ออกแบบใหม่สำหรับโครงการวิจัยนี้ (ภาพขยาย 4 เท่า)



รูปที่ 35 การออกแบบวางอุปกรณ์ทั้งหมดของเครื่องวัดเสียงหัวใจที่ออกแบบใหม่สำหรับโครงการวิจัยนี้ (ภาพขยาย 4 เท่า)



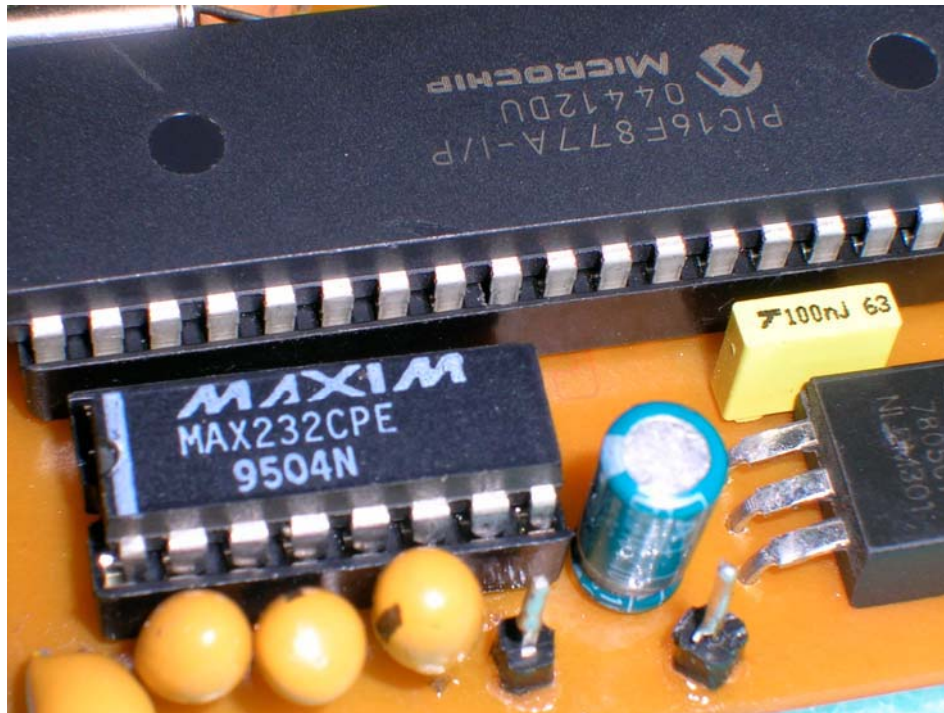
รูปที่ 36 แผงวงจรของเครื่องต้นแบบวัดเสียงหัวใจที่ใช้ในโครงการวิจัยนี้



รูปที่ 37 แผงวงจรของเครื่องต้นแบบวัดเสียงหัวใจที่ใช้ในโครงการวิจัยนี้ (มองอีกมุมหนึ่ง)



รูปที่ 38 แผงวงจรของเครื่องต้นแบบวัดเสียงหัวใจโฟกัสที่ไม่โครคอนโทรลเลอร์



รูปที่ 39 แผงวงจรของเครื่องต้นแบบวัดเสียงหัวใจฟอสท์ไอซี MAX 2332 Interface



รูปที่ 40 แผงวงจรของเครื่องต้นแบบวัดเสียงหัวใจบรรจุลงกล่องพร้อมใช้งาน



รูปที่ 41 แผงวงจรของเครื่องต้นแบบวัดเสียงหัวใจบรรจุลงกล่องพร้อมใช้งาน (มองอีกมุมหนึ่ง)



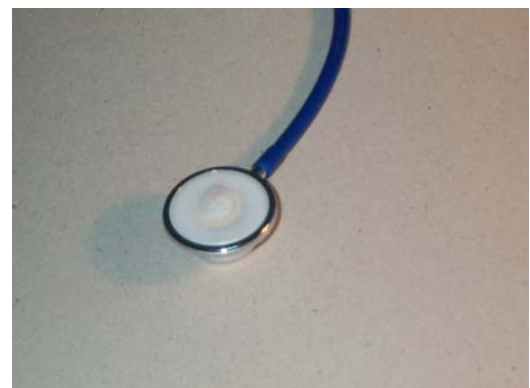
รูปที่ 42 เครื่องต้นแบบวัดเสียงหัวใจใช้ร่วมกับคอมพิวเตอร์แบบหิ้วถือ (Notebook Computer)



รูปที่ 43 แสดงการวัดเสียงหัวใจของเครื่องต้นแบบที่สามารถพกพาติดตัวได้



รูปที่ 44 สเต็ทโทรสโคปที่มีจำหน่ายโดยทั่วไปที่จะนำมาทดลองในงานวิจัยฯ



(a) สเต็ทโทรสโคปที่บรรจุฟิแซดที่

(b) สเต็ทโทรสโคปที่บรรจุฟิแซดที่ ที่ปิดฝาครอบแล้ว

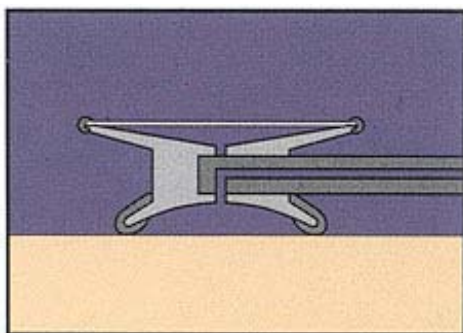
รูปที่ 45 การนำเอาฟิแซดที่ทรานสดิวเซอร์ใส่ลงในสเต็ทโทรสโคป



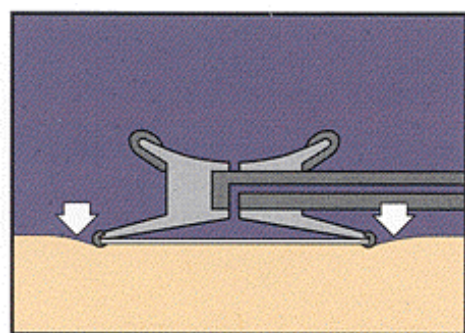
รูปที่ 46 สเต็ทโทรสโคปที่บรรจุพีแชนด์ที่ทรานสดิวเซอร์พร้อมกับดัดแปลงสายสัญญาณเรียบร้อยแล้ว

จากรูปที่ 44 - 46 เป็นการทดลองนำเอาพีแชนด์ที่ทรานสดิวเซอร์และทรานสดิวเซอร์แบบอิเล็กทรอนิกส์มาใส่ลงในสเต็ทโทรสโคปเพื่อทดลองวัดเสียงหัวใจโดยวงจรในรูปที่ 33 และรูปที่ 43 ดังกล่าว ซึ่งการทำงานของสเต็ทโทรสโคปแบ่งโหมดการทำงานออกเป็น 2 ชนิดด้วยกันคือ

1. Bell mode เหมาะสำหรับการวัดเสียงหัวใจในย่านความถี่ต่ำ โดยการเอาสเต็ทโทรสโคปแตะที่หน้าอกของผู้ป่วยเบาๆ เพื่อการฟังเสียงความถี่ต่ำดังรูปที่ 47 (a)
2. Diaphragm mode เหมาะสำหรับการวัดเสียงหัวใจในย่านความถี่สูง โดยการเอาสเต็ทโทรสโคปแตะที่หน้าอกของผู้ป่วยแน่น ๆ ดังรูปที่ 47 (b)



(a) Bell mode สำหรับการฟังเสียงความถี่ต่ำ



(b) Diaphragm mode สำหรับการฟังเสียงความถี่สูง

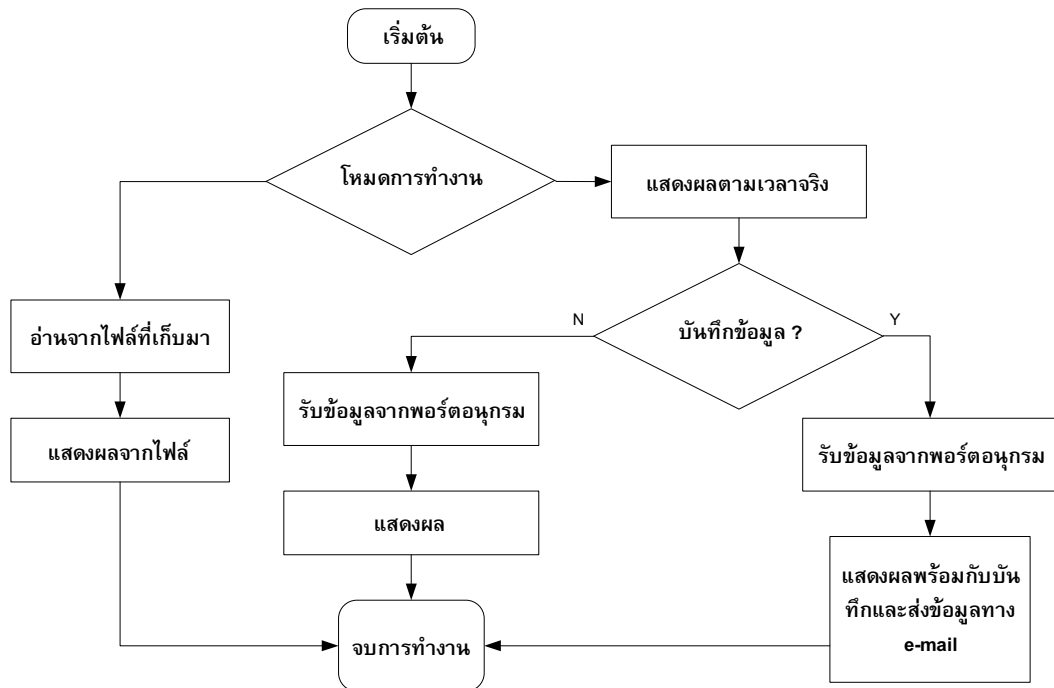
รูปที่ 47 แสดงโหมดการทำงานของสเต็ทโทรสโคปโดยทั่วไป

2.1.3 การออกแบบทางด้านซอฟต์แวร์สำหรับการแสดงผลคลื่นเสียงหัวใจ

จากการศึกษาและความต้องการของแพทย์ผู้ชำนาญเฉพาะทางที่โรงพยาบาลสงขลานครินทร์ พบว่า ความน่าสนใจในการใช้งานของเครื่องจะต้องมีความง่ายต่อการใช้ จึงทำให้ผู้วิจัยจะต้องมีการปรับปรุงหน้าตาของหน้าจอคอมพิวเตอร์ ดังนั้นการออกแบบจะเน้นให้ใช้งานได้ง่ายจึงต้องแบ่งการออกแบบโปรแกรมโดยใช้เครื่องมือสำหรับการพัฒนาได้แก่ :-

- ไมโครซอฟต์วิซวลเบสิก 6 (Microsoft Visual Basic 6)
- ไมโครซอฟต์คอมคอนโทรล 6 คอมโพเนนท์ (Microsoft Com Control 6.0 Components)

สำหรับโปรแกรมการติดต่อกับพอร์ตอนุกรมและการพลอตกราฟตรวจวินิจฉัยด้วยคลื่นเสียง (Phonocardiography) แสดงตามผังการทำงานในรูปที่ 48



รูปที่ 48 ผังการทำงานของโปรแกรมที่ใช้ในงานวิจัยนี้

ในงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยได้เขียนโปรแกรมวิซวลเบสิกโดยอาศัยเครื่องมือที่มีอยู่ในตัวโปรแกรมสำหรับการติดต่อกับพอร์ตสื่อสารอนุกรม และพลอตกราฟคลื่นเสียงหัวใจ โดยแบ่งเป็นฟอร์มทั้งหมด 3 ฟอร์มด้วยกัน ซึ่งแต่ละฟอร์มก็จะทำหน้าที่ต่าง ๆ กัน อาทิ:-

- แปลงสัญญาณดิจิทัลที่เข้ามาจากฐานสองเป็นฐานสิบ
- วาดตาราง และวาดสัญญาณรูปสี่เหลี่ยม
- การเลือกอินพุต
- การตั้งเวลาในการรับอินพุต

ซอสโค้ดของการแปลงสัญญาณที่เข้ามาจากฐานสองเป็นฐานสิบ

Public Function BinaryToDecimal (Binary As String) As Integer

Dim n As Integer

Dim s As Integer

For s = 1 To Len(Binary)

n = n + (Mid(Binary, Len(Binary) - s + 1, 1) * (2 ^ (s - 1)))

Next s

BinaryToDecimal = n

End Function

ซอสโค้ดของการวาดตาราง

```
Function DrawTable()
    DrawStyle = 0
    ForeColor = &H116404
    For i = 0 To 40
        Line (XMin + 2, -10 + i)-(XMax - 2, -10 + i)
    Next i
    For j = 0 To 100
        Line (XMin + 2 + j, -10)-(XMin + 2 + j, 30)
    Next j

    ForeColor = vbBlue
    Line (XMin + 2, 0)-(XMax - 2, 0)
    Line (0, -10)-(0, 30)
    ForeColor = &H116404
    Line (XMin + 2, 30)-(XMax - 2, 30)
    Line (XMin + 2, -10)-(XMin + 2, 30)
    Line (XMin + 2, -10)-(XMax - 2, -10)
    Line (XMax - 2, -10)-(XMax - 2, 30)

```

End Function

ซอสโค้ดของการวาดสัญญาณรูปสี่เหลี่ยม

```
Function DrawSquare()
    DrawStyle = 0
    ForeColor = &H116404
    Line (XMin + 2, 30)-(XMax - 2, 30)
    Line (XMin + 2, -10)-(XMin + 2, 30)
    Line (XMin + 2, -10)-(XMax - 2, -10)
    Line (XMax - 2, -10)-(XMax - 2, 30)

```

End Function

ซอสโค้ดของการเลือกอินพุต

```
Sub HandleInput(Inbuff As String)
    Timer2.Enabled = False
    Timer3.Enabled = True

    hsn = BinaryToDecimal(Val(Inbuff)) * 0.1
    xbase = xbase + 0.25
    Text4.Text = xbase

    If xbase > 50 Then
        xbase = -49.75
    End If

```

```

        old_xbase = -50
        Cls
        If Draw = 1 Then
            Call DrawTable
        Else
            Call DrawSquare
        End If

        Dim i As Integer
        Private Sub Command1_Click()
            MSComm1.Output = Text2.Text
        End Sub

        Private Sub Form_Load()
            i = 0
            Form1.Caption = "Comport 2"
            With MSComm1
                .Handshaking = 2 - comRTS
                .RThreshold = 1
                .RTSEnable = True
                .Settings = "19200,n,8,1"
                .SThreshold = 1
                .PortOpen = True
                ' Leave all other settings as default values.
            End With
            Text1.Text = ""
        End Sub

        Private Sub Form_Unload(Cancel As Integer)
            MSComm1.PortOpen = False
        End Sub

        Private Sub MSComm1_OnComm()
            Dim InBuff As String
            Dim Buffer As Long
            Dim Hex_Buff As Long

            Select Case MSComm1.CommEvent
                ' Handle each event or error by placing
                ' code below each case statement.

                ' This template is found in the Example
                ' section of the OnComm event Help topic
                ' in VB Help.

                ' Errors
                Case comEventBreak ' A Break was received.
                Case comEventCDTO ' CD (RLSD) Timeout.
                Case comEventCTSTO ' CTS Timeout.
                Case comEventDSRTO ' DSR Timeout.
                Case comEventFrame ' Framing Error.
                Case comEventOverrun ' Data Lost.
                Case comEventRxOver ' Receive buffer overflow.
                Case comEventRxParity ' Parity Error.

```

```

Case comEventTxFull ' Transmit buffer full.
Case comEventDCB ' Unexpected error retrieving DCB]

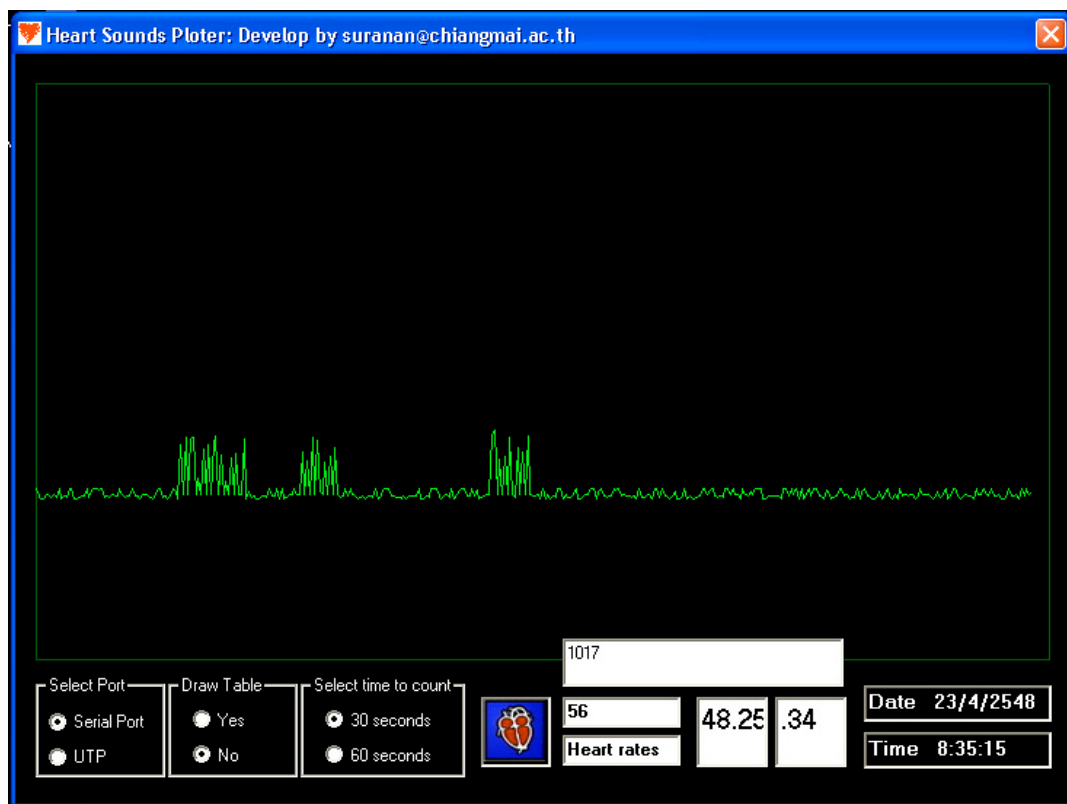
' Events
Case comEvCD ' Change in the CD line.
Case comEvCTS ' Change in the CTS line.
Case comEvDSR ' Change in the DSR line.
Case comEvRing ' Change in the Ring Indicator.
Case comEvReceive ' Received RThreshold # of chars.
    InBuff = MSComm1.Input
    Call HandleInput(InBuff)
Case comEvSend ' There are SThreshold number of
    ' characters in the transmit buffer.
Case comEvEOF ' An EOF character was found in the
    ' input stream.
End Select

End Sub

Sub HandleInput(InBuff As String)
    Text1.SelText = InBuff
End Sub

```

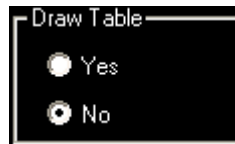
อธิบายโปรแกรม



รูปที่ 49 แสดงหน้าต่างโปรแกรม

1. เมนูเลือกการรับข้อมูลคลื่นเสียงหัวใจจากพอร์ตอนุกรม RS232 ซึ่งถ้าหากจะเลือกรับข้อมูลจากพอร์ตอนุกรม ก็ไม่ต้องกรอกจำนวน baud rate เนื่องจากได้โปรแกรมลงในไมโครคอนโทรลเลอร์เรียบร้อยแล้ว

2. เมนูเลือกการวาดตาราง โดยที่แกน x แทนเวลา 1 หน่วย เท่ากับ 0.04 วินาที แกน y แทนคลื่นเสียงหัวใจ 1 หน่วย เท่ากับ 0.2 mV



รูปที่ 50 แสดงเมนูเลือกการวาดตาราง

3. เมนูเลือกเวลาสำหรับการนับอัตราการเต้นหัวใจ สำหรับผู้ป่วยโรคหัวใจควรเลือกเวลาในการนับเป็น 60 วินาที

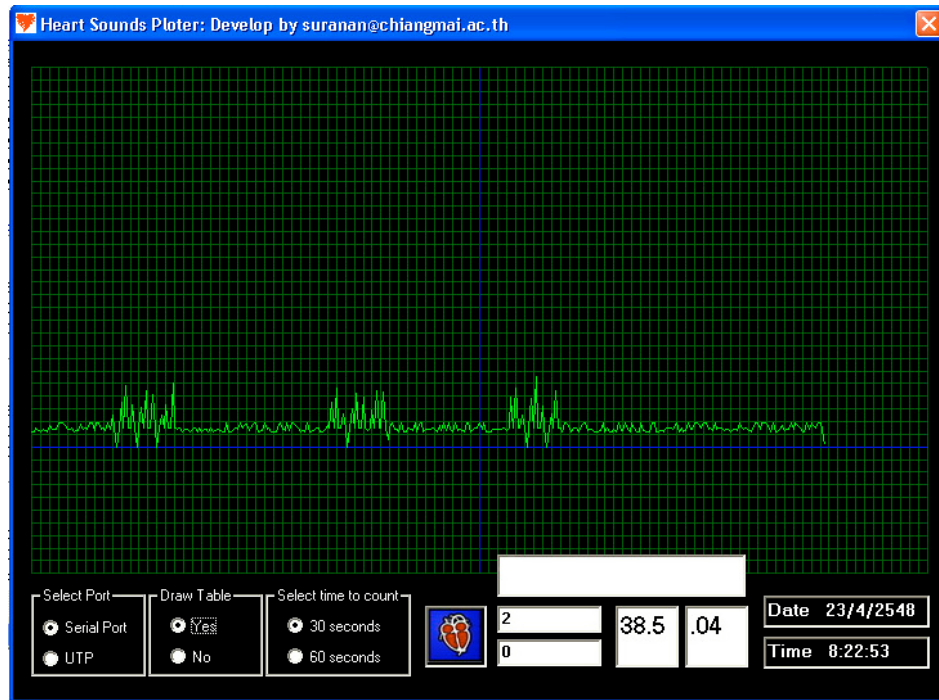


รูปที่ 51 แสดงเมนูเลือกเวลาสำหรับการนับอัตราการเต้นหัวใจ

4. หน้าจอแสดงผลการนับอัตราการเต้นหัวใจ โดยที่ Rate count คือการนับเวลาแบบเรียลไทม์ ส่วน Heart rates คือเวลาที่นับได้เมื่อครบ 30 วินาที หรือ 60 วินาที



รูปที่ 52 หน้าจอแสดงผลการนับอัตราการเต้นหัวใจ



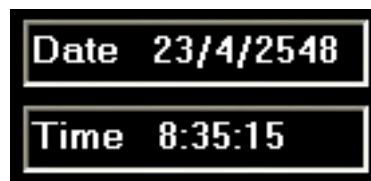
รูปที่ 53 ภาพแสดงการเริ่มรับอินพุตจากการวาดตาราง

5. หน้าจอแสดงผลอินพุตแกน y (คลื่นเสียงหัวใจ)



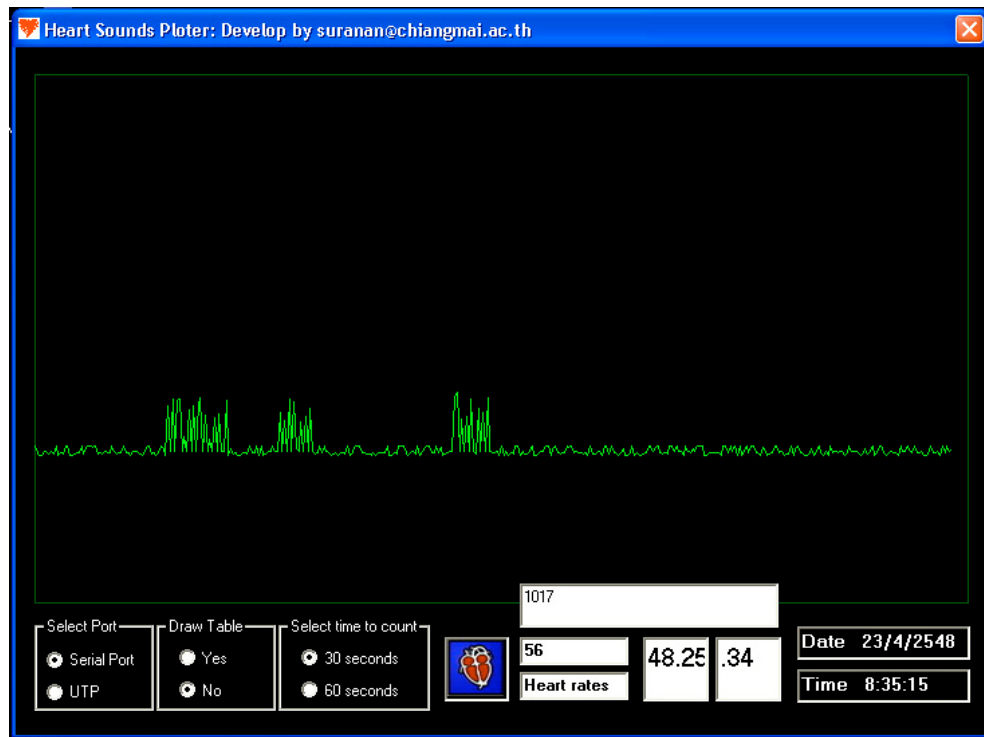
รูปที่ 54 หน้าจอแสดงผลอินพุตแกน x และแกน y

6. หน้าจอแสดงวันและเวลาปัจจุบัน

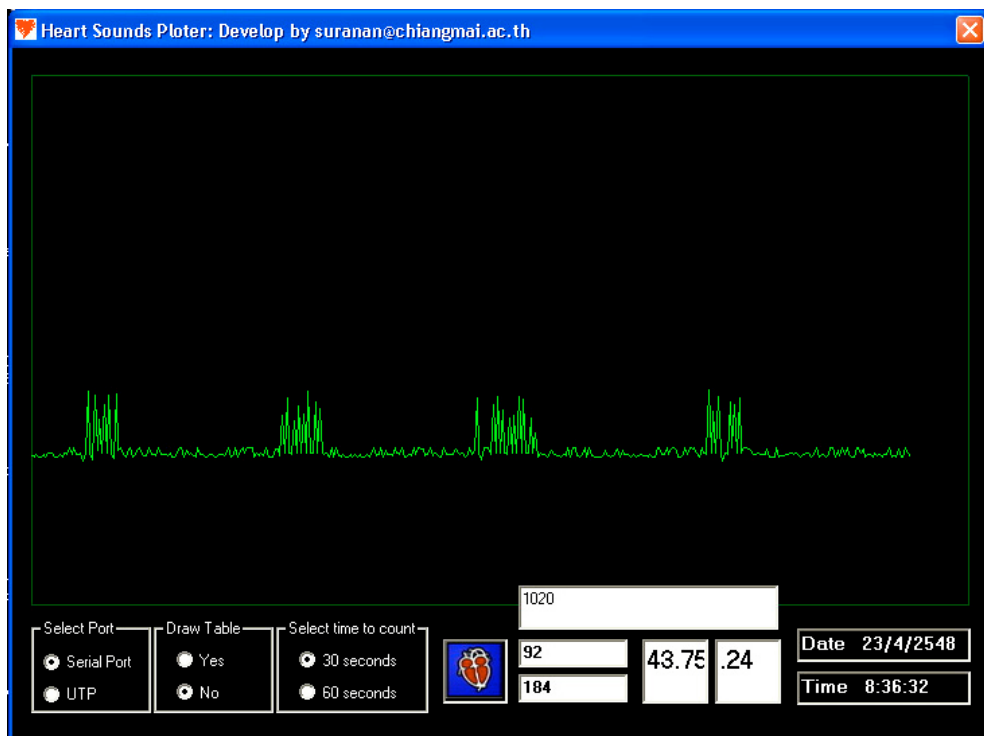


รูปที่ 55 หน้าจอแสดงวันและเวลา

7. หน้าจอแสดงกราฟคลื่นเสียงหัวใจ



รูปที่ 56 ภาพหน้าจอแสดงคลื่นเสียงหัวใจสามารถเห็นกราฟของเสียงที่ 3 ได้



รูปที่ 57 ภาพหน้าจอแสดงคลื่นเสียงหัวใจสามารถเห็นกราฟของเสียงที่ 4 ได้อย่างชัดเจน

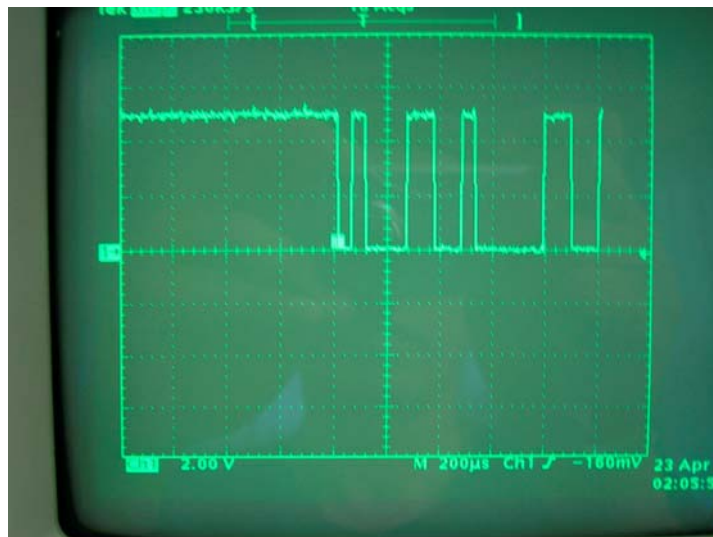
การศึกษาความต้องการการใช้เครื่องวัดเสียงหัวใจ

เพื่อให้การแพทย์ไทยไม่ว่าจะเป็นในเมืองหรือชนบทที่ห่างไกลและขาดแคลนแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ ทำให้การวินิจฉัยโรคทางสาเหตุของการของการเกิดโรคภัยขาดความถูกต้องอีกมาก อีกทั้งดิจิทัลสก็ทโรสโคป (สก็ทโรสโคปแบบป้อนข้อมูลเข้าระบบคอมพิวเตอร์) ก่อนข้างมีราคาแพงมาก ซึ่งสถานพยาบาลตามชนบทที่ห่างไกลอาจจะขาดสก็ทโรสโคปดังกล่าว คณะผู้ดำเนินการวิจัยได้เล็งเห็นถึงปัญหาดังกล่าว จึงได้มีแนวคิดที่ว่า ถ้าเราสามารถผลิตหรือพัฒนาการวัดเสียงหัวใจผ่านคอมพิวเตอร์ที่มีราคาค่อนข้างถูกละมีความเที่ยงตรงสูง ก็จะสามารถลดการนำเข้าได้เป็นอย่างมาก

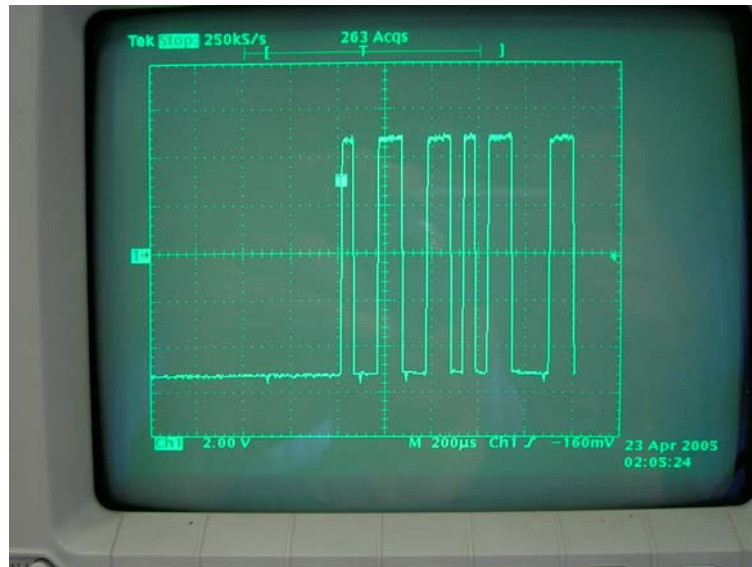
2.3 ผลการทดลอง

ผู้วิจัยได้ใช้เวลาในการวิจัยนี้ ส่วนใหญ่จะมีปัญหาในเรื่องของทางฮาร์ดแวร์ เนื่องจากอุปกรณ์ที่จัดหาซื้อในประเทศจะใช้งานไม่ค่อยได้ผลเท่าไร หาความแน่นอนในวงจรที่ออกแบบไม่ค่อยได้ ไม่มีเสถียร ผู้วิจัยจึงจำเป็นต้องส่งอุปกรณ์ทางด้านสารกึ่งตัวนำประเภทแอกทีฟจากต่างประเทศซึ่งได้แก่ประเทศสหรัฐอเมริกา จึงทำให้เสียเวลาในการสั่งซื้อมาก

สำหรับรูปที่ 58 เป็นการวัดสัญญาณที่ได้จากขาเอาต์พุตของไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC16F877 ของงานวิจัยชิ้นนี้ และทำการแปลงให้เป็นสัญญาณอนุกรมสำหรับพีซีโดยไอซี MAX-232 ดังรูปที่ 59

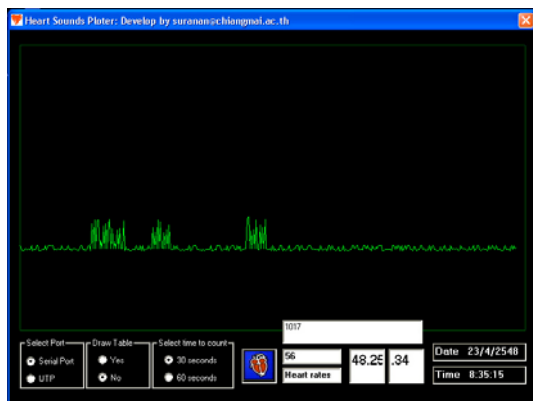


รูปที่ 58 สัญญาณดิจิทัลที่ได้จากออสซิลโลสโคปซึ่ง วัดขาเอาต์พุต (ขา 25) ของ PIC16F877

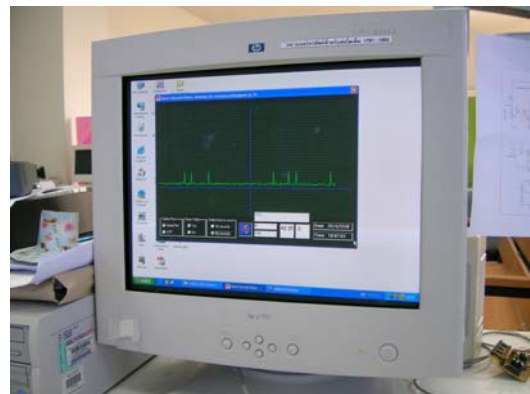


รูปที่ 59 ภาพที่ได้จากออสซิลโลสโคป โดยการ วัดจากขาเอาต์พุต (ขา 7) ของ MAX-232

สำหรับรูปที่ 60 (a), (b) และรูปที่ 61 (a), (b) และ (c) เป็นการแสดงผลหน้าจอคอมพิวเตอร์ของงานวิจัยชิ้นนี้ โดยถ่ายภาพในหน่วยวิจัยคอมพิวเตอร์ประยุกต์สำหรับวิศวกรรมชีวการแพทย์ ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ เมื่อวันที่ 23 เมษายน 2548



(a)



(b)

รูปที่ 60 (a) การแสดงผลเสียงหัวใจบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ในหน่วยวิจัยฯ

(b) การส่งแฟ้มข้อมูลไปกับจดหมายอิเล็กทรอนิกส์ผ่านเครือข่ายคอมพิวเตอร์ในหน่วยวิจัยฯ



(a)



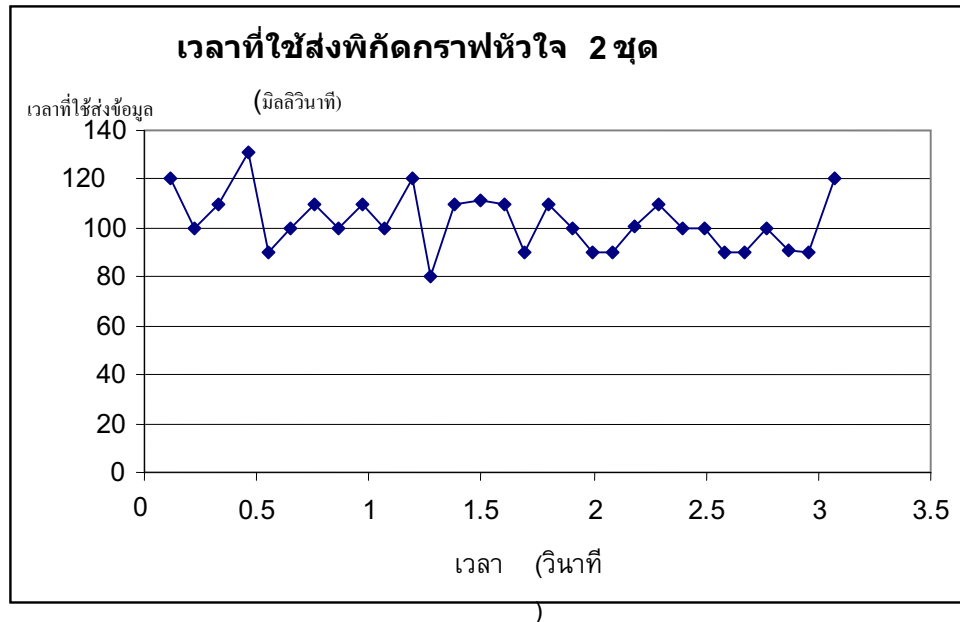
(b)

รูปที่ 61 (a) และ (b) การเตรียมการวัดเสียงหัวใจโดยต่อร่วมคอมพิวเตอร์ notebook

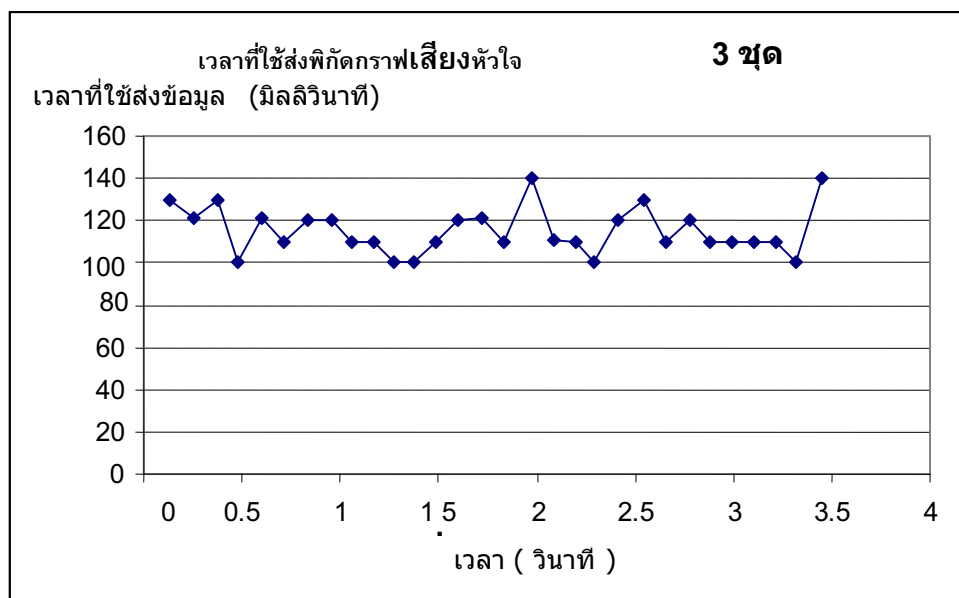


รูปที่ 62 (c) การแสดงผลเสียงหัวใจบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ notebook ในหน่วยวิจัยฯ

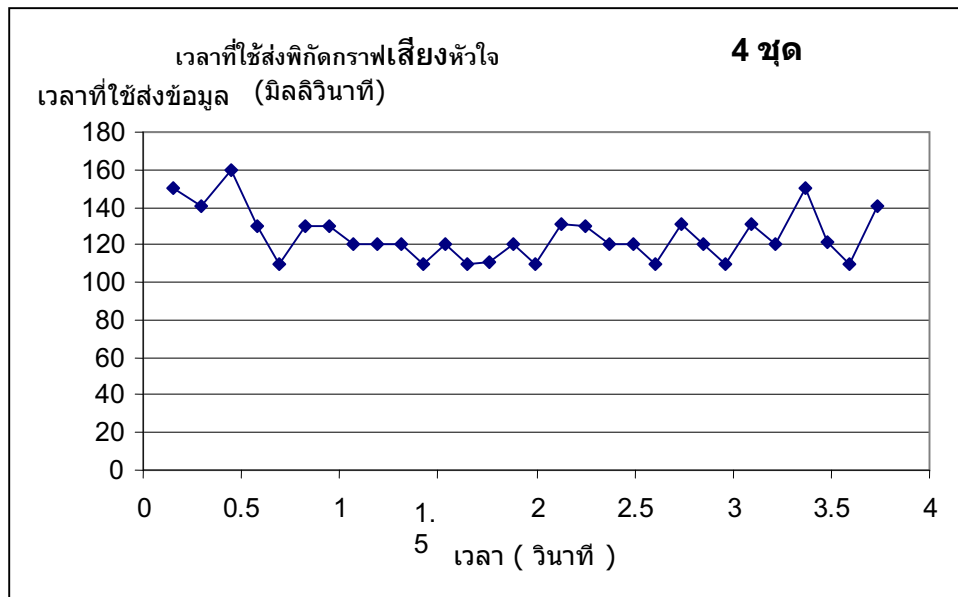
รูปที่ 63 เป็นการทดสอบกับคอมพิวเตอร์ Intel Pentium III processor 930 MHz RAM 256 MB ซึ่งจะได้ผลการทดลองดังนี้



รูปที่ 63 กราฟแสดงเวลาที่ใช้ส่งพิกัดกราฟเสียงหัวใจ 2 ชุด (ขนาด 31-34 ไบต์)



รูปที่ 64 กราฟแสดงเวลาที่ใช้ส่งพิกัดกราฟเสียงหัวใจ 3 ชุด (ขนาด 44-48 ไบต์)



รูปที่ 65 กราฟแสดงเวลาที่ใช้ส่งพิคตกราฟเสียงหัวใจ 4 ชุด (ขนาด 55-63 ไบต์)

2.4 ข้อวิจารณ์

จากการวิจัยนี้ ผู้วิจัยต้องเสียเวลาในการเตรียมสารตั้งต้นเพื่อพัฒนาต้นแบบของทรานสดิวเซอร์ หรืออิเล็กทรอนิกส์โดยสารประกอบพีแซดทีเซรามิกส์เพื่อนำมาใช้กับงานวิจัยถึง 2 ปีเต็ม ถึงจะได้ทรานสดิวเซอร์ที่มีคุณสมบัติตามที่วงการแพทย์ต้องการ

สำหรับแผนงานขยายสัญญาณเสียงหัวใจต้นแบบที่พัฒนาจากห้องปฏิบัติการของหน่วยวิจัยคอมพิวเตอร์ประยุกต์สำหรับวิศวกรรมชีวการแพทย์ ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ซึ่งเป็นแผนงานทางด้านอะนาล็อกที่ต่ออินพุตกับทรานสดิวเซอร์แบบอิเล็กทรอนิกส์ก็ยังยังประกอบด้วยวงจรแปลงสัญญาณอะนาล็อกเป็นดิจิตอล และไอซีอินเตอร์เฟซกับพอร์ตอนุกรม RS-232 กับคอมพิวเตอร์ด้วยนั้น ก็มีปัญหาทางด้านอุปกรณ์ที่มีจำหน่ายทั่วไป นำมาใช้ไม่ค่อยได้ผลตามที่ต้องการ จึงต้องสั่งอะไหล่จำพวกไอซีบางตัว อาทิ ไอซีออปแอมป์ขยายเฉพาะเครื่องมือทางการแพทย์ จึงทำให้เสียเวลาในการพัฒนาโครงการดังกล่าว ส่วนการออกแบบทางด้านซอฟต์แวร์สำหรับการแสดงผลคลื่นเสียงหัวใจนั้นไม่ค่อยมีปัญหาอะไร เนื่องจากในภาควิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์สามารถหยิบมาใช้ได้สะดวก

สำหรับการใช้งานของโปรแกรมสำหรับแพทย์หรือพยาบาลก็ง่ายต่อการใช้ โดยจะมีเมนูเลือกการรับข้อมูลคลื่นเสียงหัวใจจากพอร์ตอนุกรม และเตรียมสำหรับการพัฒนาที่จะรับอินพุตจากระบบแลนในอนาคตต่อไป ซึ่งถ้าหากจะเลือกรับข้อมูลจากพอร์ตยูทีพี (UTP) ก็แค่กรอกหมายเลขไอพี หมายเลขพอร์ตของไมโครคอนโทรลเลอร์ และหมายเลขพอร์ตที่จะรับข้อมูลของเครื่องตนเองเท่านั้นเอง

สำหรับเมนูเลือกการวาดตาราง ผู้วิจัยได้ออกแบบโปรแกรมให้แกน x แทนเวลา 1 หน่วย เท่ากับ 0.04 วินาที แกน y แทนคลื่นเสียงหัวใจ 1 หน่วย เท่ากับ 0.2 mv และมีเมนูเลือกเวลาสำหรับการนับอัตราการเต้นหัวใจ ซึ่งหน้าจอแสดงผลการนับอัตราการเต้นหัวใจ โดยที่มีอัตราการนับเป็นแบบการนับเวลาแบบเวลาจริง โดยให้หน้าจอแสดงดังต่อไปนี้:-

ผลอินพุตแกน x (เวลา)
 ผลอินพุตแกน y (คลื่นเสียงหัวใจ)
 วันและเวลาปัจจุบัน
 กราฟคลื่นเสียงหัวใจ

2.5 สรุปและข้อเสนอแนะ

สำหรับงานวิจัยครั้งนี้เป็นการวิจัยในลักษณะสร้างและพัฒนาเครื่องวัดเสียงหัวใจแล้วแสดงผลบนหน้าจอของเครื่องคอมพิวเตอร์ ซึ่งจะเป็นการพัฒนาเครื่องมือทางการแพทย์ของประเทศไทยให้สามารถลดการนำเข้าในอนาคได้ และผู้วิจัยจะนำเอาเทคโนโลยีของระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์และระบบเครือข่ายโทรศัพท์มือถือนำมาใช้กับเครื่องมือทางการแพทย์ในอนาคต ได้แก่การมอนิเตอร์ผู้ป่วยโดยใช้การติดอิเล็กทรอนิกส์ผ่านระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์ จะนำเสนอระบบการเฝ้าสังเกตผู้ป่วยเวลาจริง โดยเอาตัวทรานสดิวเซอร์ติดที่ตัวผู้ป่วยเพื่อส่งข้อมูลของผู้ป่วยผ่านเครือข่ายแลนของโรงพยาบาล เมื่อสัญญาณถูกส่งจากการ์ตอะเจนท์เพื่อทำการเชื่อมโยงข้อมูลกับเซิร์ฟเวอร์ของระบบคอมพิวเตอร์ของหอผู้ป่วยหนัก สำหรับการจัดการและดูแลระบบจะใช้โปรแกรมที่เหมาะสมสำหรับการจัดการระบบเครือข่ายแลนโดยเฉพาะที่เรียกว่า “โปรแกรมเอสเอ็นเอ็มพี” และในแต่ละครั้งแพทย์สามารถจะดูข้อมูลของผู้ป่วยได้ อาทิ การเฝ้าสังเกตคลื่นเสียงหัวใจ อัตราการเต้นหัวใจ ความเข้มข้นของออกซิเจนในเลือด เป็นต้น อีกทั้งเป็นการพัฒนาการเฝ้าสังเกตผู้ป่วยด้วยวิธีการใหม่คือใช้คอมพิวเตอร์เข้ามาช่วยในการเฝ้าสังเกตผ่านระบบเครือข่ายแลน เพราะจะทำให้แพทย์ทราบถึงสถานะของผู้ป่วยทุกรายในลักษณะของเวลาจริงและที่ไหนก็ได้ตลอดเวลา แพทย์ผู้รักษาสารภาพเก็บข้อมูลและย้อนดูได้อย่างน้อย 6 ถึง 12 ชั่วโมง อีกทั้งสามารถส่งพิมพ์ข้อมูลตามต้องการได้

2.6 เอกสารอ้างอิง

- [1] สำนักงานสถิติแห่งชาติ สำนักนายกรัฐมนตรี. สำมะโนประชากร และเคหะ พ.ศ.2533 กรุงเทพฯ: โรงพิมพ์อักษรไทย 2537
- [2] สำนักงานสถิติแห่งชาติ สำนักนายกรัฐมนตรี. รายงานการสำรวจ การเปลี่ยนแปลงของประชากร พ.ศ. 2534 กรุงเทพฯ: โรงพิมพ์ ร.ส.พ.2534
- [3] สำนักงานสถิติแห่งชาติ สำนักนายกรัฐมนตรี. รายงานการสำรวจประชากรสูงอายุ ในประเทศไทย พ.ศ. 2537 กรุงเทพฯ หจก.ไอเดียสแควร์ 2537

[4] สำนักงานสถิติแห่งชาติ สำนักนายกรัฐมนตรี. การสำรวจสวัสดิการ และอนามัย พ.ศ. 2534-2535 กรุงเทพฯ 2535

[5] ข้อมูลจากอินเทอร์เน็ตตำบล <http://www.cdd.moi.go.th/cdmoi1002.htm>

[6] ข้อมูลจากอินเทอร์เน็ต จำนวนประชากร จำนวนแพทย์ จากโฮมเพจของกระทรวงสาธารณสุข <http://www.moph.go.th/>

[7] ข้อมูลจากอินเทอร์เน็ต จำนวนประชากร จำนวนแพทย์ จากโฮมเพจของกระทรวงสาธารณสุข <http://www.moph.go.th/>

[8] ผศ.น.พ.เสริมเกียรติ โสภณธรรมรักษ์ รายงานความคืบหน้าโครงการวิจัยปีที่ 1 “โครงการเครื่องตรวจวินิจฉัยด้วยคลื่นเสียง” ปี พ.ศ. 2544

[9] สมศรี ดาวฉาย “ICU Monitoring System” วารสารอุปกรณ์การแพทย์ไทย ปีที่ 1 ฉบับที่ 1 ฉบับประชุมวิชาการอุปกรณ์การแพทย์ไทยครั้งที่ 15 พฤศจิกายน 2545 หน้า 18-21

[10] Willems JL. Abrue-Lima C. Arnaud Patal “The diagnostic performance of computer programs for the interpretation of electrocardiograms” New England Journal of Medicine, December 19, 1991, page 263-271

3. ตารางแผนงานประกอบด้วย ความก้าวหน้าของงานวิจัย ณ ช่วงรายงานเทียบกับแผนงานวิจัยทั้งโครงการ (Gantt chart เปรียบเทียบกิจกรรมที่เสนอในข้อเสนอโครงการ และกิจกรรมที่ทำจริง)

กิจกรรมที่เสนอ ในข้อเสนอโครงการ (ตามแผน)	ผลที่คาดว่าจะได้ รับตามแผน	ผลการดำเนินงาน		สรุป
		เป็น ไปตาม แผน (%)	ไม่เป็น ไปตามแผน (กิจกรรมที่ทำจริง)	
1. ศึกษาค้นคว้าหาข้อมูลจากแหล่งการวิจัยที่เกี่ยวข้องกับเครื่องวัดเสียงหัวใจ	สามารถนำเอาข้อมูลมาประกอบการพิจารณาการออกแบบวงจรได้	100 %	-	สรุปความก้าวหน้าทั้งหมดคิดเป็นร้อยละ 100
2. วางแผนโครงการวิจัย และจัดเตรียมอุปกรณ์และวัสดุต่างๆ ที่จำเป็น	สามารถหาอุปกรณ์และวัสดุได้ครบ	100 %	-	สรุปความก้าวหน้าทั้งหมดคิดเป็นร้อยละ 100
3. ออกแบบและสร้างวงจรขยายสัญญาณสำหรับขยายสัญญาณความถี่ต่ำ (เสียงหัวใจ) วงจรตัดสัญญาณรบกวน	สามารถออกแบบวงจรได้ผล 100 %	100 %	ออกแบบและสร้างเฉพาะวงจรขยายสัญญาณเสียงหัวใจ และวงจรตัดสัญญาณรบกวนโดยใช้ ไอซีเบอร์ LF353 แทนทรานซิสเตอร์เบอร์ 2SC829	สรุปความก้าวหน้าทั้งหมดคิดเป็นร้อยละ 100

กวนและวางจระแปลง สัญญาณจาก อะนาล็อกเป็น สัญญาณดิจิตอล			ในวงจรเดิมที่เคยเสนอเนื่อง จากเป็นมอสเฟตจึงสามารถ ออกแบบ วงจรได้ดีกว่า ทรานซิสเตอร์ ดังรูปที่ 20 และ รูปที่ 21 และแก้ไขวงจรแปลง สัญญาณจากอะนาล็อกเป็น ดิจิตอลจากค็อบเบอร์ TCL 548 เป็นไอซีเบอร์ PIC16F877 ดัง รูปที่ 22 และ 26	
4. ออกแบบหรือเขียน โปรแกรมติดต่อ ระหว่างผู้ใช้กับเครื่อง คอมพิวเตอร์เพื่อการ บันทึกเสียงหัวใจตลอด จนทดสอบการสมรรถ ภาพใช้งาน	สามารถติดต่อสื่อ สารกับคอมพิวเตอร์ ทางพอร์ตสื่อสารได้	100 %	-	สรุปความก้าวหน้า ทั้งหมดคิดเป็น ร้อยละ 100
5. เก็บข้อมูลตัวอย่าง จากการวัดและบันทึก เสียงหัวใจตัวอย่างแล้ว ส่งไปให้แพทย์ผู้ ชำนาญ ในขั้นแรกคือ ผู้ร่วมวิจัยคนที่ 1	สามารถส่ง E-mail ไปให้แพทย์โดยที่ ลดขนาดของไฟล์ให้ น้อยที่สุดได้	100% 100 %	-	สรุปความก้าวหน้า ทั้งหมดคิดเป็น ร้อยละ 100
6. รวบรวมข้อมูลที่ได้ จากกลุ่ม อาสาสมัคร เพื่อเก็บเป็นข้อมูลใน การเปรียบเทียบผล การทดลอง	สามารถนำเอา สัญญาณเสียงหัวใจ ตัวอย่างให้แพทย์ได้ มากที่สุด	100 %	เนื่องจากไม่สามารถเดินทางไป ที่โรงพยาบาลที่จังหวัดสงขลา ได้ เพราะเป็นช่วงของเหตุภัย พิบัติทางธรรมชาติ และเหตุ การณ์วางระเบิดจากผู้ก่อการ ร้ายที่สนามบินหาดใหญ่ อย่าง ไม่คาดคิด จึงหากกลุ่มตัวอย่าง อาสาสมัคร ชาย-หญิงจากคณะ วิศวกรรมศาสตร์ และคณะ แพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัย เชียงใหม่แทน และส่งไฟล์ข้อ มูลไปให้ นพ.สมเกียรติ ที่โรง พยาบาลสงขลา	สรุปความก้าวหน้า ทั้งหมดคิดเป็นร้อย ละ 100
7. วิเคราะห์ผลและ เขียนรายงานผลการ วิจัย	สามารถช่วยให้ แพทย์วิเคราะห์ผล ของสัญญาณเสียง หัวใจตัวอย่างได้	100 %	-	สรุปความก้าวหน้า ทั้งหมดคิดเป็น ร้อยละ 100

	และเขียนรายงาน การวิจัยฉบับ สมบูรณ์เสร็จ			
--	--	--	--	--

- ตารางเปรียบเทียบเอาต์พุตที่เสนอในโครงการ และที่ได้จริง (หากมีหลักฐานควรแสดงให้เห็น เช่นรูปถ่าย) สำหรับเอาต์พุตที่ยังไม่ได้ตามข้อเสนอ ให้ระบุว่าสำเร็จแล้วร้อยละเท่าไร และให้เหตุผล

ตารางเอาต์พุต

เอาต์พุต		ในกรณีล่าช้า (ผลสำเร็จไม่ถึง 100%) ให้ ระบุสาเหตุ และการแก้ไขที่ท่านได้ ดำเนินการ
กิจกรรมในข้อเสนอโครงการ/หรือจาก การปรับแผน	ผลสำเร็จ (%)	
1. ศึกษาค้นคว้าหาข้อมูลจากแหล่งการวิจัยที่เกี่ยวข้อง กับเครื่องวัดเสียงหัวใจ	100%	-
2. วางแผนโครงการวิจัยและจัดเตรียมอุปกรณ์และวัสดุ ต่างๆ ที่จำเป็น	100%	-
3. ออกแบบและสร้างวงจรขยายสัญญาณสำหรับขยาย สัญญาณความถี่ต่ำ (เสียงหัวใจ) วงจรตัดสัญญาณรบกวน และวงจรแปลงสัญญาณจากอะนาล็อกเป็น สัญญาณดิจิทัล	100%	-
4. ออกแบบหรือเขียนโปรแกรมติดต่อระหว่างผู้ใช้กับ เครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อการบันทึกเสียงหัวใจ ตลอดจน ทดสอบการสมรรถภาพใช้งาน	100%	-
5. เก็บข้อมูลตัวอย่างจากการวัดและบันทึกเสียงหัวใจ ตัวอย่างแล้วส่งไปให้แพทย์ผู้ชำนาญ ในขั้นแรกคือผู้ ร่วมวิจัยคนที่ 1	100%	-
6. รวบรวมข้อมูลที่ได้จากกลุ่ม อาสาสมัครเพื่อเก็บเป็น ข้อมูลในการเปรียบเทียบผลการทดลอง	100%	-
7. วิเคราะห์ผลและเขียนรายงานผลการวิจัย	100%	-
8. อื่น ๆ		-

- ข้อคิดเห็นและข้อเสนอแนะอื่น ๆ แก่ สำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย

.....

ลงนาม

.....

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ สุรนนท์ น้อยมณี)

หัวหน้าโครงการวิจัย ฯ

วันที่มิถุนายน..... พ.ศ. 2548

ภาคผนวก

กิจกรรมที่เกี่ยวข้องกับการนำผลงานจากโครงการวิจัยไปใช้ประโยชน์

1. นำเสนอผลงานการวัดเสียงหัวใจโดยใช้พีซีแซดทีเซรามิกส์ แก่ พณฯนาง พินิจ จารุสมบัติ (สมัยที่ดำรงตำแหน่งเป็นรัฐมนตรีกระทรวงอุตสาหกรรม ปี 2546) ครั้งที่ท่านเดินทางมาเปิดคลินิกวิศวกรรมและเยี่ยมชมผลงานวิจัยของนักวิจัยที่คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ เมื่อวันที่ 19 เมษายน 2546 ดังรูปที่ 66



รูปที่ 66 ผศ.สุรพันธ์ น้อยมณี (หัวหน้าโครงการฯ) นำเสนองานวิจัยต่อรัฐมนตรีว่าการกระทรวงอุตสาหกรรม



รูปที่ 67 หัวหน้าโครงการฯ ทูลเกล้าฯเสนองานวิจัยฯ ต่อสมเด็จพระเทพรัตนสุทนต์ฯ สยามบรมราชกุมารี

2. ทูลเกล้าฯเสนองานวิจัยเรื่อง “เครื่องวัดสัญญาณเสียงหัวใจ โดยใช้พีซีแซดทีเซรามิกส์” ณ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ เมื่อวันที่ 28 มกราคม 2547 ดังรูปที่ 67



รูปที่ 68 นำเสนอผลงานในการประชุมวิชาการอุปกรณ์การแพทย์ไทย ครั้งที่ 15, 16 และ 17

3. นำเสนอผลงานวิจัยในที่ประชุมระดับชาติ ในงานประชุมวิชาการอุปกรณ์การแพทย์ไทยครั้งที่ 15 “การตรวจฟังเสียงหัวใจสำหรับการวินิจฉัยโรคผ่านจดหมายอิเล็กทรอนิกส์” จัดโดยโครงการวิจัยและพัฒนาอุปกรณ์ชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล สมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย กรุงเทพมหานคร ครั้งที่ 15 ระหว่างวันที่ 21-22 พ.ย. 2545 ครั้งที่ 16 และครั้งที่ 17 ระหว่างวันที่ 21-22 พ.ย. 2547



รูปที่ 69 (a) นำเสนอผลงานในการประชุมวิชาการอุปกรณ์การแพทย์ไทย ครั้งที่ 15 และครั้งที่ 17



รูปที่ 69 (บ) นำเสนอผลงานในการประชุมวิชาการอุปกรณ์การแพทย์ไทย ครั้งที่ 15 และครั้งที่ 17

โดยผู้วิจัยได้จัดทำเอกสารสำเนาเป็นสไลด์การนำเสนอผลงานดังนี้-



รูปที่ 70 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 1



Suranan Noimanee
Asst.Prof. of Computer Engineering

Department of Computer Engineering
Faculty of Engineering
Chiang Mai University
suranan@chiangmai.ac.th



ผู้ช่วยศาสตราจารย์ สุรณันท์ น้อยมน
หัวหน้าหน่วยวิจัยคอมพิวเตอร์ประยุกต์สำหรับวิศวกรรมชีวการแพทย์
สถาบันวิจัยและพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี

รูปที่ 71 นำเสนอสไลด์หน้า ที่ 2



ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นพ.สมเกียรติ โสภณธรรมรักษ์

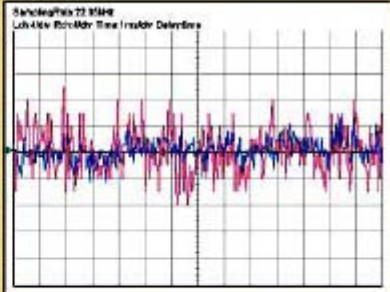
ภาควิชากุมารเวชศาสตร์
คณะแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์
(แพทย์เฉพาะทางโรคหัวใจ)



รูปที่ 72 นำเสนอสไลด์หน้า ที่ 3

Contents

- Basic listening to sounds
 - Stethoscope
- Transducers & Frequency response
 - Microphone
 - PZT (Lead Zirconate Titanate Transducer)



รูปที่ 73 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 4

Contents

- The method of Heart Sounds Recorder
 - Hardware
 - Software
- E-Mail attachment
- Heart Sounds Diagnosis by Physician

รูปที่ 74 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 5

Basic listening to Sound

- Stethoscope
 - Transmit sounds from the chest wall to ears.
- Frequency Response
 - Many resonances



รูปที่ 75 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 6

Heart Sound Measurement

- Heart Sounds frequency response
- 20Hz – 700 Hz



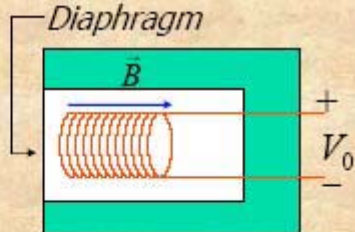
รูปที่ 76 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 7

Transducer & Frequency response

Dynamic microphone

- Frequency response
 - 40 – 15,000 Hz
 - 45 – 18,000 Hz
 - Flat @ 80-6,000 Hz
- Power level
 - 57 dB @ 1,000Hz



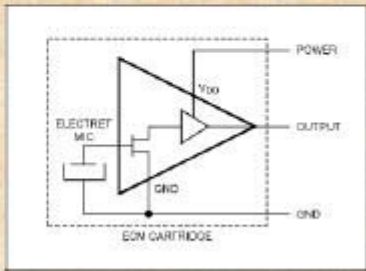


รูปที่ 77 นำเสนอสไลด์หน้า 8

Condenser microphone (Electret transducer)

- Frequency response
 - 50 – 15,000 Hz
 - Flat @ 60 – 8,000Hz
- Power level
 - 57 dB @ 1,000 Hz
- In this research





รูปที่ 78 นำเสนอสไลด์หน้า 9

Electret Transducer

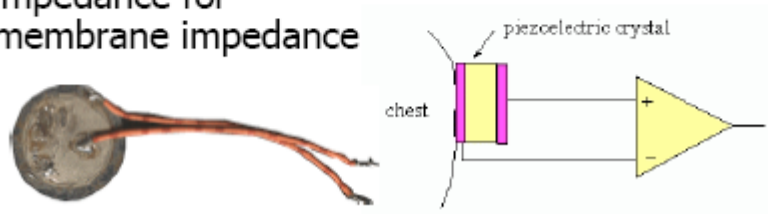
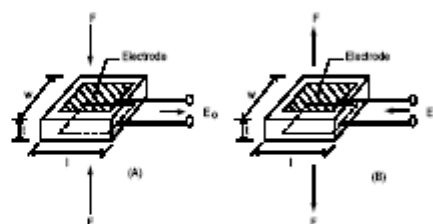


รูปที่ 79 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 10

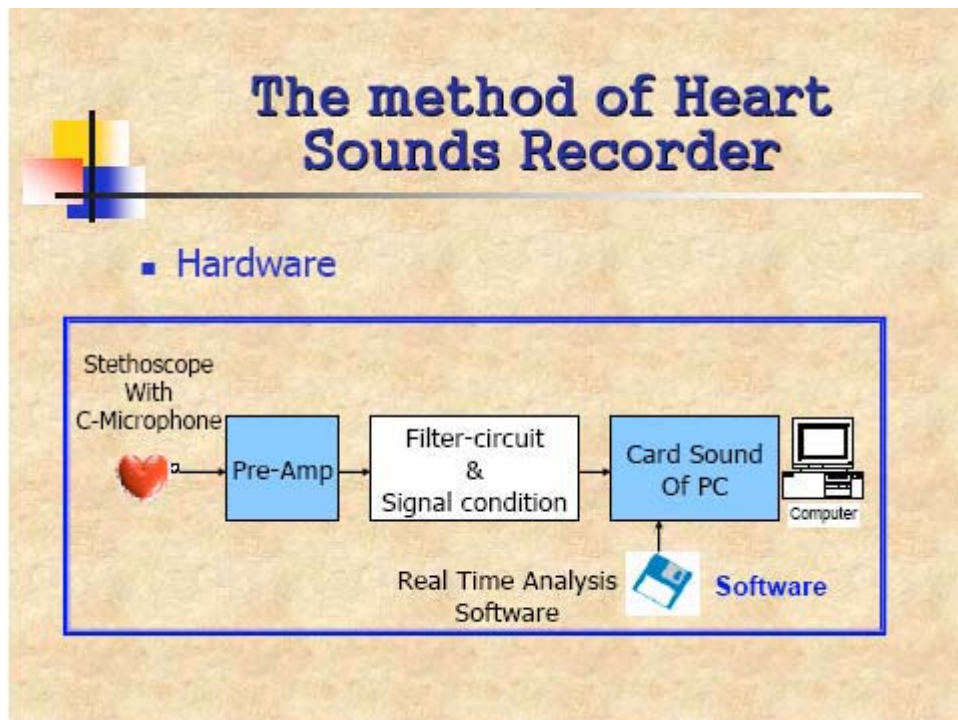
PZT

(Lead Zirconate Titanate transducer)

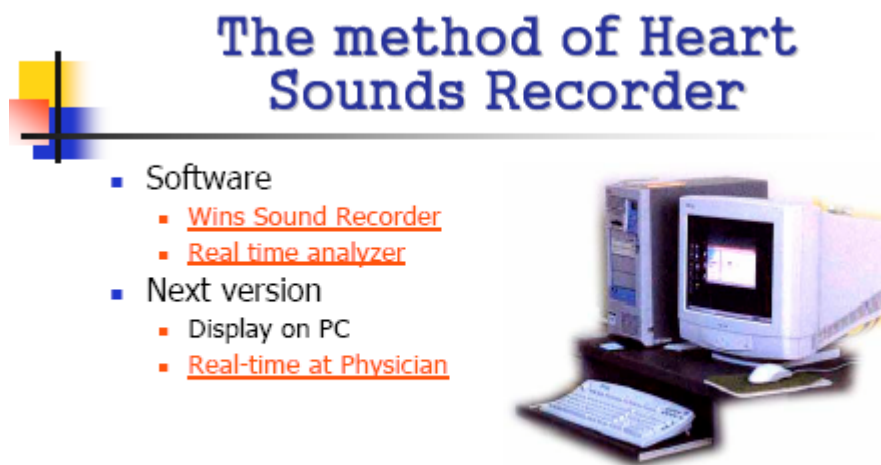
- Composite material
- Frequency response
 - 0.1 – 1,000 Hz
- Easy to adjust it's impedance for membrane impedance



รูปที่ 80 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 11



รูปที่ 81 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 12



รูปที่ 82 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 13

Via E-Mail

- E-mail Compose
- Mail Attachment
- Logout



รูปที่ 83 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 14

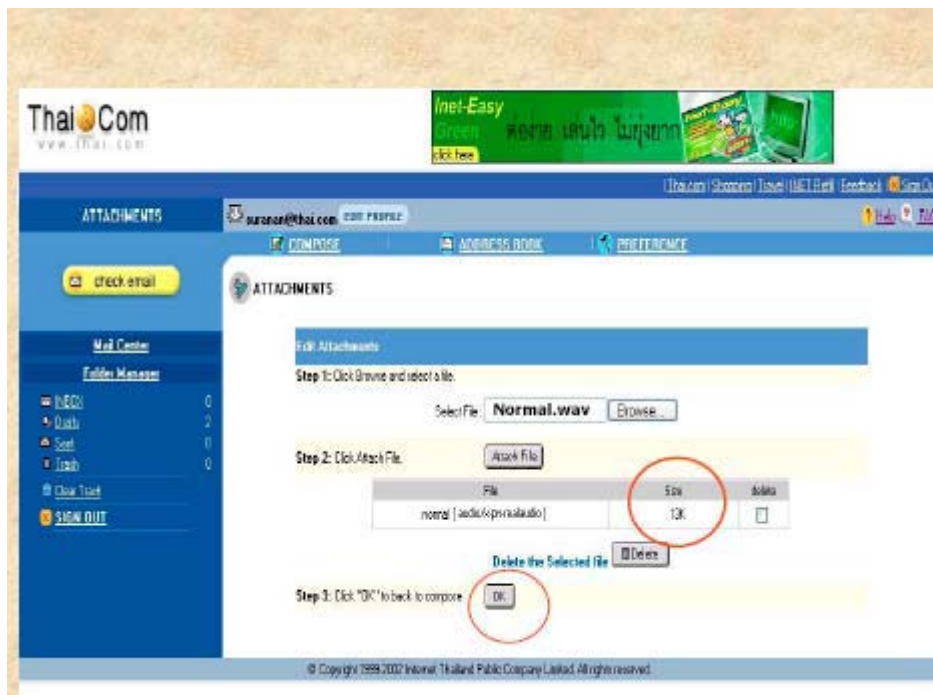
Heart Sounds Diagnosis by Physician

- He Listened to heart sounds by his PC
- Reply
- Analysis and explain from him

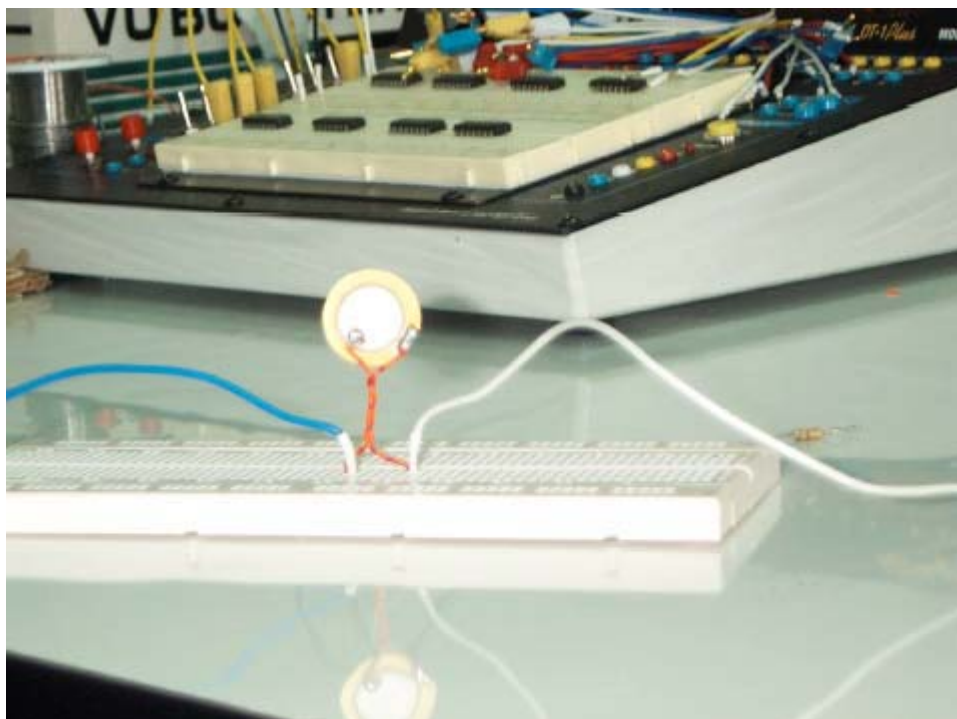


Asst.Prof.MD. Somkiat

รูปที่ 84 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 15



รูปที่ 85 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 16



รูปที่ 86 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 17



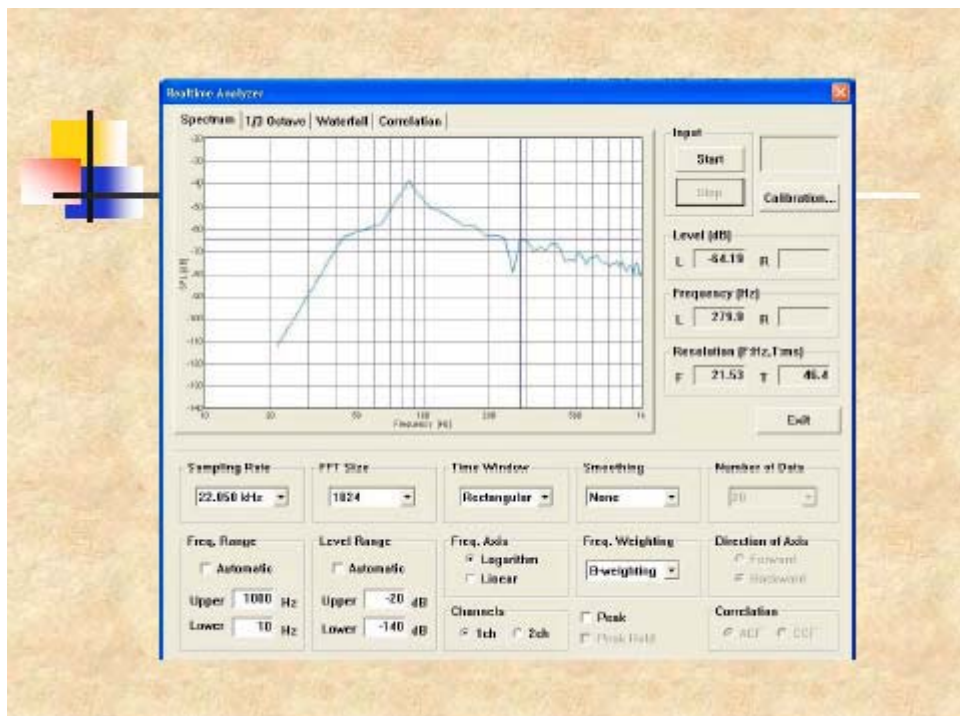
รูปที่ 87 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 18



รูปที่ 88 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 19



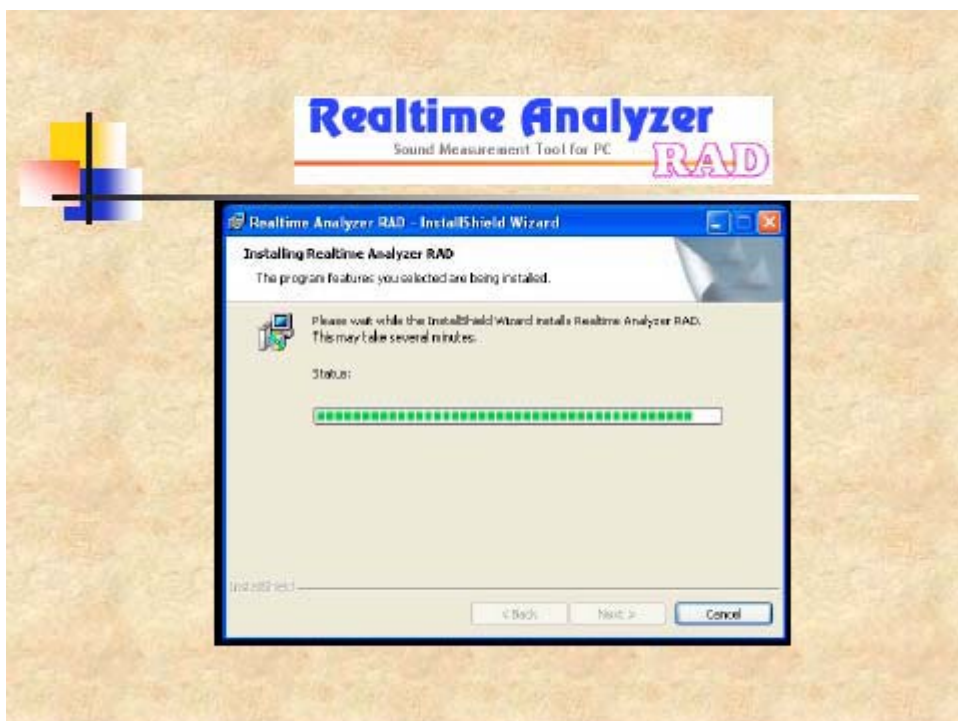
รูปที่ 89 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 20



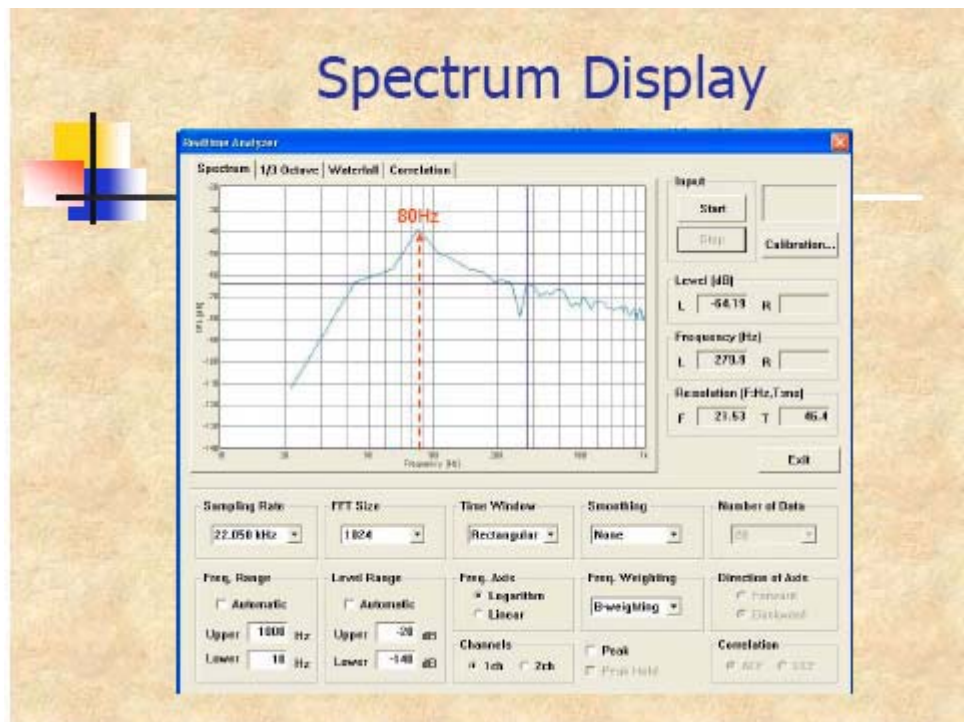
รูปที่ 90 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 21



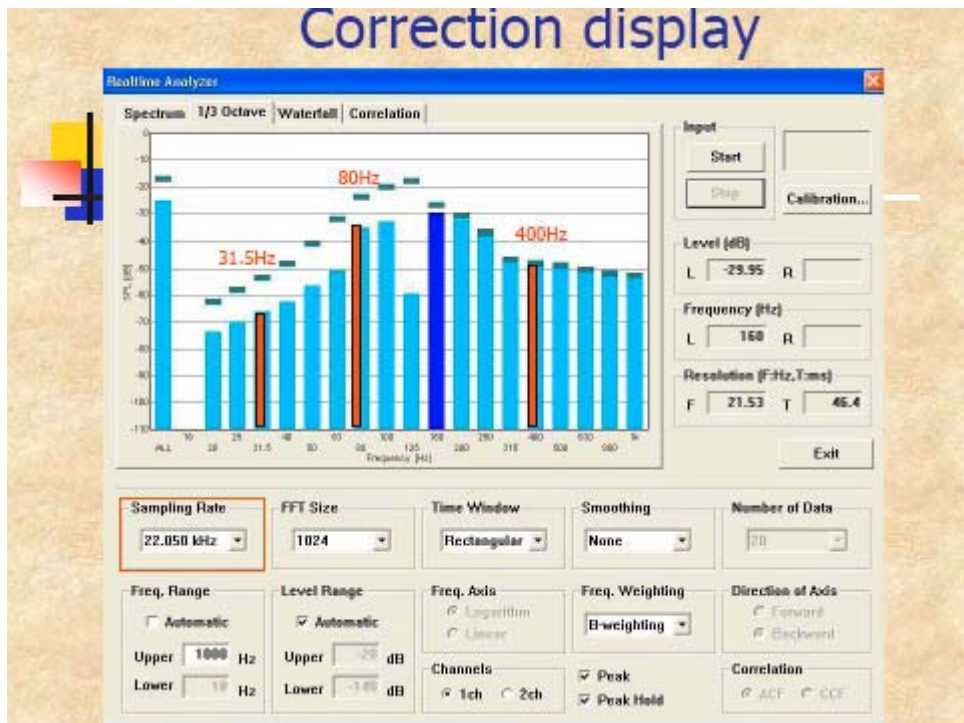
รูปที่ 91 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 22



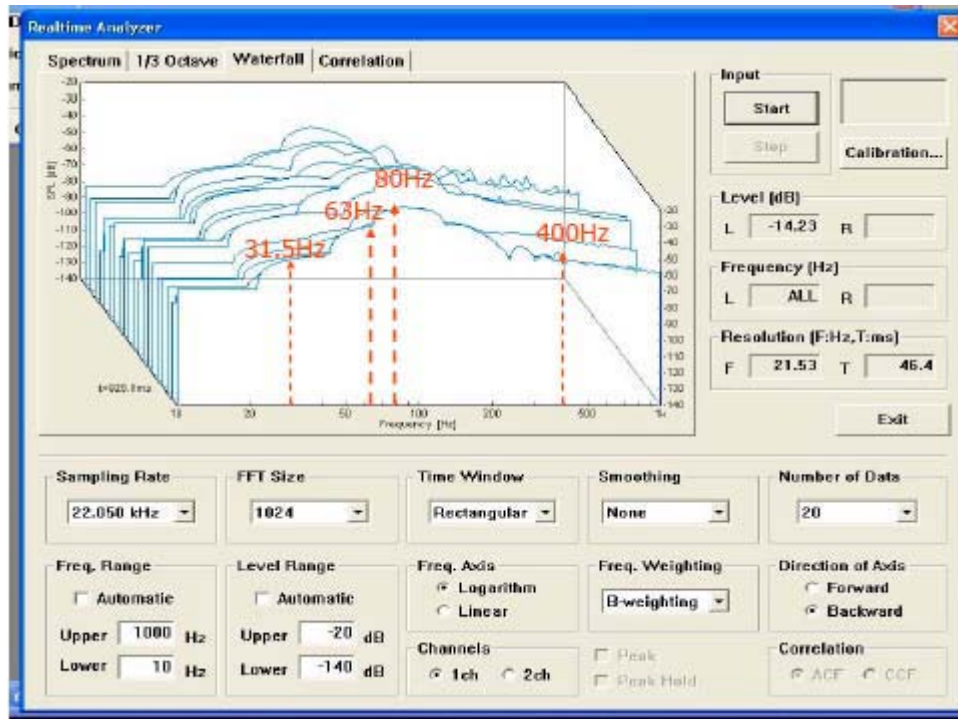
รูปที่ 92 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 23



รูปที่ 93 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 24



รูปที่ 94 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 25



รูปที่ 95 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 26

Summary

- Internet Tambon
- Via E-mail

The inset image shows a screenshot of a web browser displaying a Thai website, likely related to the 'Internet Tambon' mentioned in the summary.

รูปที่ 96 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 27

4. บทความทางวิชาการโดยการนำเสนอโปสเตอร์

โดยเสนอบทความวิชาการแบบโปสเตอร์ในงานวันเกษตรแห่งชาติ 25 มกราคม 2545 โดยมหาวิทยาลัยเชียงใหม่เป็นเจ้าภาพ และการประชุมวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์ครั้งที่ 1 ณ บางกอกคอนเวนชัน โรงแรมโซฟิเทล เซนทรัล ลาดพร้าว กรุงเทพมหานคร ระหว่างวันที่ 11-12 พ.ย. 2545



รูปที่ 97 การแสดงโปสเตอร์ในงานวันเกษตรแห่งชาติ ณ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ มกราคม 2546



รูปที่ 98 การแสดงโปสเตอร์ในงานประชุมวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์ ครั้งที่ 1 ณ โรงแรมโซฟิเทล ลาดพร้าว ระหว่างวันที่ 11-12 พฤศจิกายน 2545

บทความสำหรับการเผยแพร่

1. บทความทางวิชาการ

โดยเสนอบทความและได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในวารสารสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย ปีที่ 1 ฉบับที่ 1 พฤศจิกายน 2545 หน้า 98 - 112 ซึ่งเป็นวารสารของสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย โดยมีสำนักงานกองบรรณาธิการตั้งอยู่ที่โครงการวิจัยและพัฒนาอุปกรณ์การชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล ตำบลศาลายา อำเภอพุทธมณฑล จังหวัดนครปฐม กำหนดออกปีละ 3 ฉบับ



รูปที่ 100 ปกหน้าของวารสารสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย

		วารสารสมาคม อุปกรณ์การแพทย์ไทย
ปีที่ 1 ฉบับที่ 1	ISSN 1685-6244	พฤศจิกายน 2545
สารบัญ การประชุมวิชาการอุปกรณ์การแพทย์ ครั้งที่ 15		
		หน้า
การบำรุงรักษาและการปรับเทียบค่าเครื่องช่วยหายใจ / (ประเสริฐ)		1 - 8
New Mode Ventilation / (ศรัณย์)		9 - 17
ICU Monitoring System / (สมศรี)		18 - 21
การออกแบบและสร้างโปรแกรมเลียนแบบความเข้มข้นของยูเรียและระหว่าง การฟอกเลือดด้วยไตเทียม สำหรับผู้ป่วยไตวายเรื้อรังระยะสุดท้าย / (ชัยวีร์และคณะ)		22 - 26
การศึกษาสมรรถนะและการทดสอบความปลอดภัยทางไฟฟ้าตามมาตรฐาน NFPA สำหรับโรงพยาบาล สังกัดสำนักการแพทย์ กรุงเทพมหานคร / (ปารภและคณะ)		27 - 35
การออกแบบและสร้างเครื่องให้ยาแบบปั๊มจากปัมที่ผู้ป่วยควบคุมตัวเอง / (จรรวรณ์และคณะ)		36 - 39
ระบบสารสนเทศสำหรับการจัดการเครื่องมือแพทย์ กรณีศึกษา : โรงพยาบาลนครปฐม / (จรรยาธนและคณะ)		40 - 43
Haemodynamics Monitoring / (ปฏิภาณ)		44 - 51
Biphasic Defibrillation / (ต่อตระกูล)		52 - 60
การปรับตั้งค่าซีดจำกัดต่ออัตราการสัญญาณเตือนที่ผิดพลาดของเครื่องโมนิเตอร์ ชนิดข้างเตียงในหอผู้ป่วยหนักของโรงพยาบาลเลย / (ชินกรและคณะ)		61 - 68
การประเมินเครื่องปั๊มสารละลาย / (กุลญานา)		69 - 72
การพัฒนาแบบตรวจวัดและบันทึกผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยระบบ ไมโครคอมพิวเตอร์ และแสดงผลผ่านระบบเครือข่ายอินเทอร์เน็ต / (บุรินทร์, นันทชัย)		73 - 81
BIS (Bispectral index) / (วารการ)		82 - 86
การออกแบบและสร้างซอฟต์แวร์โมนิเตอร์คลื่นสมองสำหรับคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล / (วรวิทย์และคณะ)		87 - 97
การตรวจฟังเสียงหัวใจสำหรับการวินิจฉัยโรคผ่านจดหมายอิเล็กทรอนิกส์ / (สุนันทน์)		98 - 112
การสร้างภาพ 3 มิติจากภาพถ่ายเอ็กซเรย์ (ซูชาติ, มนัส)		113 - 122
การเตรียมความพร้อมสู่ระบบมาตรฐานของห้องปฏิบัติการในประเทศไทย / (พ.อ.ถวัลย์)		123 - 138
เครื่องเล็งสมองสามมิติ / (สิทธิพรและคณะ)		139 - 140
วารสารสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย ประจำเดือนพฤศจิกายน 2545		

รูปที่ 101 ปกในหน้าสารบัญของวารสารสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย

คณะที่ปรึกษา	
ชูศักดิ์	เวชแพทย
ปรีชา	วิชุดพันธ์
บัญชา	ลีลาณีการณ
สุวัฒนา	โกศลสวัสดิ์
ปราโมทย์	ตันวัฒนะ
กันยา	ปาละวิวัฒน์
จตุพร	ทองทาบ
ประชา	ศิริเวทกุล
บรรณาธิการ	
สมศรี	ดาวฉาย
กองบรรณาธิการ	
พิเชฐ	พงศาภักดิ์
ฐชาติ	ปิณฑวิรุจน์
ระวีวรรณ	รัตนจักรศักดิ์
ระเณม	ไพเราะ
โสภา	บรรลือโชคชัย
วิรัชศักดิ์	อังคณาณัฐพันธ์
คณีย์	สิงห์คสิวรรณ
กุศล	เพชรทรัพย์
นพพร	จันทอน
สำนักงานกองบรรณาธิการ	
โครงการวิจัยและพัฒนาอุปกรณ์ชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล ตำบลศาลายา อำเภอพุทธมณฑล จังหวัดนครปฐม 73170 โทร. 0-2441-9742 / โทรสาร 0-2441-9350 WEB : http://medequip.st.mahidol.ac.th	
เจ้าของ	
สมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย กำหนดออก ปีละ 2 ฉบับ	
"ข้อความหรือบทความใดๆ ที่ตีพิมพ์เผยแพร่ ในวารสารอุปกรณ์การแพทย์ไทยฉบับนี้เป็น ความคิดเห็นเฉพาะตัวของผู้เขียน ทางกอง บรรณาธิการไม่จำเป็นต้องเห็นด้วย และไม่ ผูกพันกับสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย"	

**วารสารสมาคม
อุปกรณ์การแพทย์**
ปีที่ 1 ฉบับที่ 1 พฤศจิกายน 2545
ISSN 1685-6244

บรรณาธิการ

วารสารสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทยฉบับปฐมฤกษ์
เป็นฉบับประชุมวิชาการอุปกรณ์การแพทย์ ครั้งที่ 15
เรื่อง "ความก้าวหน้าของอุปกรณ์การแพทย์ใน ICU
กับระบบรับรองคุณภาพโรงพยาบาล" ระหว่างวันที่
21-22 พฤศจิกายน 2545 ณ ห้องประชุมกรุงเทพมหานคร
โรงแรมรอยัลซิตี้ ถนนบรมราชชนนี กรุงเทพมหานคร
การจัดประชุมครั้งนี้เป็นความร่วมมือระหว่างสมาคมอุปกรณ์
การแพทย์ไทยและโครงการวิจัยและพัฒนาอุปกรณ์
ชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล

เนื้อหาในเล่มจะมี 2 ส่วน โดยส่วนแรกจะเป็น
เอกสารประกอบการประชุมวิชาการ โดยมีเนื้อหาที่น่าสนใจ
เช่น การโมดิเตอร์ในระบบประสาท, การโมดิเตอร์
ในระบบไหลเวียนเลือด, การโมดิเตอร์ในระบบหายใจ,
การบำรุงรักษา และการปรับเทียบค่าเครื่องช่วยหายใจ,
ระบบการเฝ้าระวังใน ICU, ระบบสารสนเทศสำหรับการ
จัดการเครื่องมือแพทย์, การออกแบบและการสร้าง
ซอฟต์แวร์โมดิเตอร์คลื่นสมองสำหรับคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล
เป็นต้น สำหรับส่วนหลังเป็นวารสารสมาคมฯ
ซึ่งจะเป็นบทความทางวิชาการเกี่ยวกับก้าวหน้าล่าสุด
ของอุปกรณ์การแพทย์บำบัดผู้ป่วยวิกฤติ และแบบทดสอบ
ความรู้, เครื่องควบคุมจังหวะหัวใจ, ประวัติความเป็น
มาที่สำคัญและรหัสเรียกชนิดเครื่อง

หวังว่าวารสารฉบับนี้จะเป็นประโยชน์ และบรรลุ
ตามวัตถุประสงค์ของงานทั้งสองดังกล่าว

สมศรี ดาวฉาย

โทร. 01 8068302

การตรวจฟังเสียงหัวใจสำหรับการวินิจฉัยโรค

ผ่านจดหมายอิเล็กทรอนิกส์

ผู้ช่วยศาสตราจารย์สุรนนท์ น้อยมณี

ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

1. บทนำ

เซรามิกพีโซอิเล็กทริก (Piezoelectric ceramic) ได้ถูกนำมาใช้เป็นทรานสดิวเซอร์ และประยุกต์ใช้กันอย่างกว้างขวาง อาทิ เป็นตัวตรวจจบบรรยากาศภายในเครื่องยนต์ ระบบตรวจวัดในเครื่องจักรกล เครื่องดนตรี คีย์บอร์ดคอมพิวเตอร์ อุปกรณ์บางชิ้นในคอมพิวเตอร์ ไมโครโฟน หรือลำโพงที่ตอบสนองความถี่สูง จนกระทั่งอุปกรณ์อัลตราโซนิกทางการแพทย์ โดยทั่วไปแล้วการผลิตเซรามิกพีโซอิเล็กทริกในเชิงพาณิชย์ ต้นทุนจะต่ำกว่าผลึกเดี่ยว จึงทำให้อุปกรณ์พีโซอิเล็กทริกทรานสดิวเซอร์ ผลิตจากเซรามิกเป็นส่วนใหญ่ สาเหตุที่ผู้วิจัยนำเอาสารประกอบพีแซดไทต์ (PZT, Lead Zirconate Titanate) ซึ่งเป็นสารผสมของตะกั่วเซอร์โคเนตติตานิเตตมาใช้ในการตรวจจบบรรยากาศเสียงหัวใจ เนื่องจากพีแซดไทต์มีชั้นเชื่อมต่อ (coupling layer) ที่สามารถจะเชื่อมต่อสัญญาณเสียงหัวใจจากเนื้อเยื่อบาง ๆ (tissue) แล้วส่งผ่านชั้นเชื่อมต่อไปพีแซดไทต์ได้โดยไม่มีคลื่นสะท้อนกลับในการผลิตทำได้โดยการเตรียมผงเซรามิกพีแซดไทต์ แล้วผ่านกระบวนการอบ ร้อน ขึ้นรูป และเผาจนแกร่งเป็นเซรามิก (sinter) ที่อุณหภูมิ $1,150^{\circ}\text{C}$ เป็นเวลาประมาณ 2 ชั่วโมง

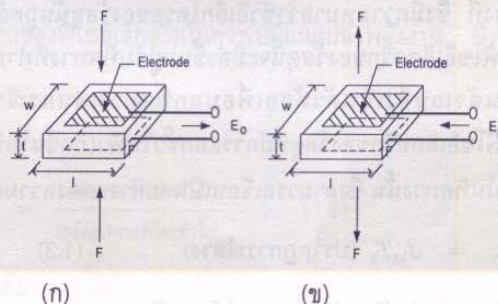
เมื่อออกจากเตาเผาจึงนำมาทำขั้ว (Polarizing) โดยการผ่านสนามไฟฟ้าประมาณ 10 กิโลโวลต์/ซ.ม. แล้ววัดคุณสมบัติของการเป็นพีโซอิเล็กทริก โดยผ่านกระบวนการดูดกลืนรังสีเอ็กซ์ จากนั้นจึงออกแบบวงจรขยายสัญญาณ ในที่นี้คือสัญญาณเสียงหัวใจ โดยออกแบบให้มีความถี่ตอบสนองของวงจรประมาณ 200 เฮิรตซ์ วงจรแปลงสัญญาณจากอะนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล

วงจรสำหรับต่อประสาน (Interface) กับคอมพิวเตอร์ และเขียนซอฟต์แวร์เพื่อติดต่อกับวงจรฮาร์ดแวร์ดังกล่าว แล้วพล็อตเป็นกราฟสเปกตรัมแสดงออกทางหน้าจอคอมพิวเตอร์

2. ทฤษฎีเบื้องต้น

2.1 สารประกอบพีแซดที่ และความเป็นพีโซอิเล็กทริก

คำว่า "พีโซ" (Piezo) นี้เป็นภาษากรีก หมายถึง แรงดัน หรือแรงกด ดังนั้นปรากฏการณ์พีโซอิเล็กทริกซิติ์ จึงเป็นปรากฏการณ์ที่แสดงถึงการสร้างประจุไฟฟ้าให้เกิดขึ้นอันเป็นผลมาจากแรงกดอัดเชิงกลหรืออีกนัยหนึ่ง คือ เป็นปรากฏการณ์ที่ใช้เรียกการเกิดกระบวนการเกิดชั่วไฟฟ้าขึ้นในวัสดุ เมื่อได้รับความเครียดเชิงกล ซึ่งการแยกชั่วไฟฟ้าที่เกิดขึ้นนี้จะมีส่วนกับความเครียดที่วัสดุนั้นได้รับสารประกอบพีแซดที่นั้นจัดได้ว่าเป็นสารที่สามารถแสดงสมบัติทางพีโซอิเล็กทริกได้ดี กล่าวคือ เมื่อสารพีแซดที่ถูกแรงกลมากระทำให้เกิดความเค้นขึ้น เช่นถูกกดหรือถูกกระแทกจะส่งผลให้เกิดมีการแยกชั่วไฟฟ้า และเกิดประจุไฟฟ้าขึ้นมานับของตัววัสดุดังกล่าว โดยจะเรียกปรากฏการณ์แบบนี้ว่า ปรากฏการณ์ตรง (direct effect) หรือปรากฏการณ์ตัวก่อกำเนิด (generator effect) และในทำนองกลับกันถ้าสารพีแซดที่ได้รับสนามไฟฟ้าจากภายนอกก็จะเกิดการเปลี่ยนแปลงขนาดและรูปร่างในรูปของการยืด และหดตัวที่เรียกว่าปรากฏการณ์ย้อนกลับ หรือปรากฏการณ์มอเตอร์ (motor effect) จากปรากฏการณ์ข้างต้นนี้ พบว่าปริมาณของโพลาริเซชันที่เกิดขึ้นจะขึ้นอยู่กับขนาดของความเค้นที่ให้แก่สาร และประจุไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะมีค่าขึ้นอยู่กับชนิดของแรงที่กระทำ เช่น เป็นแรงกด หรือแรงดึง เป็นต้น



รูปที่ 1 ปรากฏการณ์พีโซอิเล็กทริก

(ก) แบบปรากฏการณ์ตรง

(ข) แบบปรากฏการณ์ย้อนกลับ

ในการอธิบายถึงปรากฏการณ์ไพโซอิเล็กตริก ทั้งแบบปรากฏการณ์ตรงและย้อนกลับนี้ สามารถอธิบายได้ด้วยสมการที่แสดงถึงความสัมพันธ์ระหว่างสมบัติทางไฟฟ้าและสมบัติยืดหยุ่น (elastic property) ของทรานส์ดิวเซอร์ ดังต่อไปนี้

$$D = \epsilon^T E + dT \quad (\text{ตัวก่อกำเนิด: generator}) \quad (1.1)$$

$$S = s^E T + dE \quad (\text{มอเตอร์: motor}) \quad (1.2)$$

เมื่อ D คือ ค่าการกระจัดทางไดอิเล็กตริก (dielectric displacement) ซึ่งจะมีค่าเท่ากับค่าของการแยกขั้วพอดี

T คือ ความเค้น (stress)

E คือ สนามไฟฟ้า (electric field)

S คือ ความเครียด (strain)

d คือ ค่าสัมประสิทธิ์ทางไพโซอิเล็กตริก

s คือ ค่าการยอมตาม (compliance) ซึ่งเป็นส่วนกลับของค่ายังมอดูลัส (Young's modulus)

ϵ คือ ค่าสภาพยอมของวัสดุ (permittivity of material)

โดยตัวอักษรที่เป็นตัวย่นย่อ จะเป็นสัญลักษณ์ที่บอกถึงเงื่อนไขที่ถูกกำหนดให้มีค่าคงที่ เช่น ในกรณีของ ϵ^T หมายถึง ค่าสภาพยอมของวัสดุเมื่อแรงเค้นมีค่าคงที่ นั่นคือ เมื่อไม่มีแรงเค้นมากกระทำต่อไพโซอิเล็กตริกนั่นเอง ส่วนในกรณีของ s^E หมายถึง ค่าการยอมตามของวัสดุเมื่อค่าสนามไฟฟ้านั้นคงที่ ซึ่งมีความหมายว่าข้อเสียคือของวัสดุนั้นถูกยึดจอร์เอาไว้ แต่เนื่องจากสมบัติความเป็นไพโซอิเล็กตริกของวัสดุจะมีค่าขึ้นอยู่กับทิศทางที่ทำการให้แรงหรือสนามไฟฟ้า จึงได้มีการเขียนตัวเลขซึ่งเป็นตัวห้อยเพื่อบอกทิศทางเช่นกรณีของค่า d_{33} หมายถึง ค่าสัมประสิทธิ์ทางไพโซอิเล็กตริกของวัสดุที่มีการแยกขั้วไฟฟ้าเกิดขึ้นในทิศทาง 3 เมื่อมีการให้แรงแก่ไพโซอิเล็กตริกในทิศทางนั้น ซึ่งสามารถเขียนเป็นสมการแสดงความสัมพันธ์ได้ดังนี้

$$D_3 = d_{33}T_3 \quad (\text{ปรากฏการณ์ตรง}) \quad (1.3)$$

$$S_3 = d_{33}E_3 \quad (\text{ปรากฏการณ์ย้อนกลับ}) \quad (1.4)$$

โดยที่ค่า d ของทั้งสองสมการมีค่าอยู่ในเรอของ $\times 10^{-12}$ C/N ในกรณีของปรากฏการณ์ตรง และมีค่าอยู่ในเรอของ $\times 10^{-12}$ mV สำหรับในกรณีของปรากฏการณ์ย้อนกลับ ซึ่งวัสดุที่นำมาผลิตทรานส์ดิวเซอร์มีค่า d สูง มักจะนิยมนำไปประยุกต์ใช้ในอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้องกับการสั่น

สำหรับในกรณีของวงจรเปิดนั้น จะต้องมีการพิจารณาค่าสัมประสิทธิ์ของวงจรเปิด (voltage coefficient : g) ด้วย โดยค่า g นี้ จะบอกถึงความสามารถของทรานส์ดิวเซอร์ในการสร้างศักย์ไฟฟ้าต่อหนึ่งหน่วยแรงดันที่ให้แก่ทรานส์ดิวเซอร์ ซึ่งค่าสัมประสิทธิ์ g และ d นี้มีความสัมพันธ์กันดังแสดงด้วยสมการที่ 1.5 คือ

$$g = \frac{d}{\epsilon \epsilon_0} \quad (1.5)$$

เมื่อ ϵ คือ ค่าสภาพยอมของวัสดุ และ

$$\epsilon_0 \text{ คือ ค่าสภาพยอมของสุญญากาศ มีค่า } 8.854 \times 10^{-12} \text{ F/mm}$$

ในเซรามิกที่มีค่าสัมประสิทธิ์ g สูงนั้น จะไม่สามารถเกิดการปรับเปลี่ยนกระบวนการแยกตัวไฟฟ้าได้อย่างรวดเร็ว จึงส่งผลให้เซรามิกพวกนี้มีค่าสัมประสิทธิ์คู่ควบพิโซอิเล็กตริก (k) ต่ำ จึงไม่เหมาะที่จะนำมาประยุกต์ใช้ในอุปกรณ์พวกรับเสียง ดังนั้นการนำพิโซอิเล็กตริกมาประยุกต์ใช้ในทางปฏิบัติจึงจำเป็นต้องพิจารณาถึงค่าสัมประสิทธิ์คู่ควบพิโซอิเล็กตริก (k) ซึ่งเป็นค่าที่บ่งบอกถึงความสามารถของพิโซอิเล็กตริกในการเปลี่ยนแปลงพลังงาน ซึ่งเขียนเป็นสมการได้ดังนี้

กรณีปรากฏการณ์ตรง

$$k^2 = \frac{\text{พลังงานไฟฟ้าที่ได้}}{\text{พลังงานกลที่ใส่เข้าไป}} \quad (1.6)$$

กรณีปรากฏการณ์ย้อนกลับ

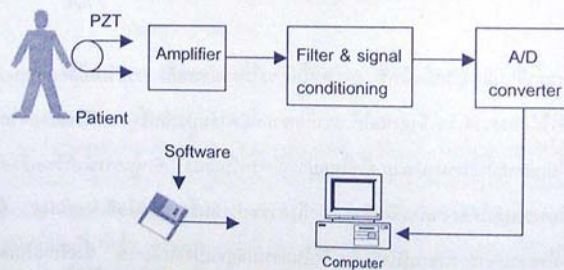
$$k^2 = \frac{\text{พลังงานกลที่ได้}}{\text{พลังงานไฟฟ้าที่ใส่เข้าไป}} \quad (1.7)$$

และเนื่องจากการเปลี่ยนแปลงพลังงานของวัตถุนั้นไม่สมบูรณ์ จึงส่งผลให้ค่าสัมประสิทธิ์คู่ควบพีโซอิเล็กทริกของวัสดุพีโซอิเล็กทริกส่วนใหญ่มีค่าน้อยกว่า 1 เสมอ (นั่นคือ k จะมีค่าไม่เกิน 1)

2.2 หลักการของดีเอคิวสำหรับงานวิจัยนี้

ดีเอคิว(DAQ) ย่อมาจากภาษาอังกฤษคำว่า Data Acquisition ซึ่งเป็นการแปลงสัญญาณจากอะนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล แล้วต่อประสานระหว่างคอมพิวเตอร์กับทรานสดิวเซอร์ ไม่ว่าจะเป็นการทรานสดิวเซอร์กับพอร์ตอนุกรม หรือพอร์ตนาน หรือแม้กระทั่งช่องหลายทาง (Multi-slot) ก็ตามเพื่อการรับข้อมูลจากทรานสดิวเซอร์เข้าไปในคอมพิวเตอร์ ดังรูปที่ 2 มีองค์ประกอบหลักดังนี้

- คอมพิวเตอร์พีซี (PC computer)
- ทรานสดิวเซอร์ และวงจรขยาย (Transducer & amplifier circuit)
- วงจรกรองและปรับแต่งสัญญาณ (Signal conditioning circuit)
- วงจรแปลงสัญญาณอะนาล็อกเป็นดิจิทัล (A/D converter)
- ซอฟต์แวร์ (Software)



รูปที่ 2 ระบบดีเอคิวสำหรับการวัดเสียงหัวใจ

เครื่องคอมพิวเตอร์พีซี

คอมพิวเตอร์ที่จะต่อประสาน (Interface) กับการ์ดดีเอคิวจะต้องมีความเร็วมากพอที่จะรับข้อมูลได้อย่างต่อเนื่อง โดยอาศัยระบบบัสที่มีประสิทธิภาพสูง อาทิ พีซีไอบัสสำหรับระบบควบคุมระยะไกลจะใช้พอร์ตนานหรือที่เรียกว่าพอร์ตปรินเตอร์ ซึ่งสามารถรับข้อมูลได้ทีละ 8 บิตในเวลาพร้อม ๆ กัน

สำหรับการทดลองครั้งนี้ผู้วิจัยได้ใช้คอมพิวเตอร์ที่มีไมโครโพรเซสเซอร์อินเทลเพนเทียม 2 ดังรูปที่ 3 โดยมีความเร็วของระบบบัสประมาณ 100 เมกะเฮิร์ตซ์ และความเร็วของไมโครโพรเซสเซอร์ประมาณ 133 เมกะเฮิร์ตซ์เท่านั้นเองก็สามารถทำงานได้แล้ว



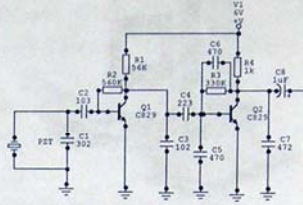
รูปที่ 3 คอมพิวเตอร์พีซีที่ใช้ในการทดลอง

ทรานส์ดิวเซอร์และวงจรขยาย

เป็นอุปกรณ์ซึ่งเปลี่ยนตัวแปรที่ไม่ใช่ตัวแปรทางไฟฟ้าเป็นอินพุต และทางดาวน์เอาต์พุตจะเป็นสัญญาณไฟฟ้า ได้แก่ แรงดัน กระแส ความถี่ หรือความกว้างของสัญญาณพัลส์ที่สัมพันธ์กับปริมาณของตัวแปรทางดาวน์เอาต์พุตในอุดมคติความสัมพันธ์ดังกล่าวจะต้องมีลักษณะเป็นเชิงเส้น เช่น แรงดันทางดาวน์เอาต์พุตของทรานส์ดิวเซอร์ที่ใช้วัดความดันจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความดันที่จ่ายเข้ามา แต่ก็ไม่จริงเสมอไปที่ความสัมพันธ์ดังกล่าวจะต้องเป็นแบบเชิงเส้น อาจจะมีลักษณะเป็นลอการิทึม หรือกฎของกำลังก็ได้ เราสามารถที่จะดูผลของขนาดตัวแปรอินพุตจากสัญญาณไฟฟ้าที่ได้ทางเอาต์พุตได้ ส่วนปริมาณที่วัดได้จะมีค่าถูกต้องแม่นยำเพียงใดนั้นขึ้นอยู่กับความคลาดเคลื่อนของสมมติฐาน ผลตอบสนองเชิงความถี่ และการวินิจฉัยบรรทัดฐาน กรณีนี้ผู้วิจัยเลือกใช้พีแชนด์ที่มาเป็นทรานส์ดิวเซอร์ดังรูปที่ 4 เนื่องจากสามารถปรับค่าอิมพีแดนซ์เพื่อให้เข้ากันได้กับเนื้อเยื่อของผู้ป่วยได้โดยการปรับส่วนผสมและความหนาของการทำพีแชนด์ที่ จากนั้นจึงป้อนเข้าวงจรขยาย (ในงานวิจัยนี้ใช้โอซีเบอร์ AD627 ซึ่งเป็นไอซีสำหรับเครื่องมือวัดทางการแพทย์โดยตรง) ซึ่งจะเป็นส่วนต่อประสานระหว่างทรานส์ดิวเซอร์กับวงจรขยายดังกล่าว ดังรูปที่ 5 และ 6



รูปที่ 4 แสดงตัวทรานสดิวเซอร์ของจริงที่ทำจากพีแชนด์ที่



รูปที่ 5 วงจรปรับแอมป์ของพีแชนด์ที่เพื่อป้อน AD627

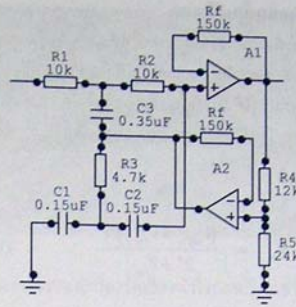
จากรูปที่ 5 เป็นวงจรปรับแอมป์เพื่อขยายสัญญาณจากพีแชนด์เพื่อให้ได้ขนาดของสัญญาณแรงดันสูงขึ้นเพื่อป้อนเข้าวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านในรูปที่ 6 เพื่อกรองความถี่ที่ไม่ต้องการทิ้งไป

วงจรกรองและปรับแต่งสัญญาณ

สัญญาณที่ได้จากทรานสดิวเซอร์จะต้องถูกปรับแต่งให้อยู่ในรูปที่เหมาะสม เราจึงต้องเพิ่มในส่วนวงจรปรับแต่งสัญญาณเพื่อที่จะขยายสัญญาณของเสียงหัวใจได้ถูกต้อง โดยการกรองสัญญาณที่ไม่ต้องการทิ้งแล้วให้เหลือสัญญาณของเสียงหัวใจเพียงอย่างเดียว ซึ่งต้องนำเอาสัญญาณที่ได้ผ่านวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำแบบทวินที่ออเดอร์ที่ 1 (Twin T low-pass filter order 1st) ซึ่งมีสมการดังนี้

$$H(s) = K \frac{\omega_{co}}{s + \omega_{co}} \quad (1.8)$$

ซึ่งจะทำให้การวัดสัญญาณเป็นไปอย่างถูกต้อง ในการทดลองครั้งนี้ผู้วิจัยได้จัดทำวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านประมาณ 200 เฮิรตซ์ โดยไอซีออปแอมป์และทรานซิสเตอร์ของบริษัท เท็กซัสอินสตรูเมนต์จำกัดดังรูปที่ 7



รูปที่ 6 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบทวินทอเดอร์ที่ 1

จากรูปที่ 6 ค่าของอุปกรณ์สามารถกำหนดได้ดังนี้คือ

$$F_o = 1/(2\pi RC)$$

$$R1 = R2 = R$$

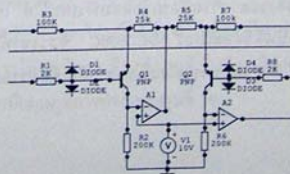
$$C1 = C2 = C$$

$$R3 = 0.5R$$

$$C3 = 2C$$

$$R4 = 0.547R5 \text{ (Ratio)}$$

จากนั้นเมื่อได้สัญญาณที่ต้องการซึ่งเป็นสัญญาณเสียงหัวใจ แล้วจึงป้อนผ่านตัวต้านทาน R8 ซึ่งเป็นอินพุตของวงจรรูปที่ 7 ซึ่งเป็นวงจรปรับแต่งสัญญาณโดยใช้อปแอมป์เบอร์ AD627 ซึ่งเป็นไอซีสำหรับเครื่องมือทางการแพทย์โดยเฉพาะ และสามารถเข้ากับแรงดันจ่ายได้กว้างตั้งแต่ ± 2.2 โวลต์ ถึง ± 18 โวลต์



รูปที่ 7 วงจรภายในของไอซีเบอร์ AD627

วงจรแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นดิจิตอล

เนื่องจากสัญญาณที่ได้จากทรานสดิวเซอร์เป็นสัญญาณอะนาลอกในรูปของแรงดันต่อเนื่อง (ผ่านวงจรในรูปที่ 5 รูปที่ 6 และรูปที่ 7 มาแล้ว) ก็ยังไม่สามารถป้อนให้คอมพิวเตอร์ได้โดยตรง เราจึงต้องแปลงสัญญาณดังกล่าวให้เป็นสัญญาณดิจิตอลที่มีความสัมพันธ์กับแรงดันอะนาลอกอินพุตซึ่งผลลัพธ์ที่ได้จะอยู่ในรูปไบนารี (N-bit) ของเลขฐานสอง ซึ่งมีความสัมพันธ์กับแรงดันอะนาลอกอินพุตดังนี้

$$V_{in} = \frac{(V_{ref+} - V_{ref-})N}{2^n + V_{ref-}} \quad (1.9)$$

โดยที่ V_{in} = แรงดันของอะนาลอกอินพุต

V_{ref+} = แรงดันอ้างอิงทางด้านบวก

V_{ref-} = แรงดันอ้างอิงทางด้านลบ

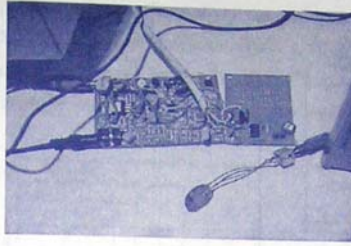
และสมมติให้โลจิก "0" เป็นค่าต่ำสุดของแรงดันอะนาลอกที่ถูกแปลงมาแล้ว สำหรับแรงดันสูงสุด จะขึ้นอยู่กับค่าการเปลี่ยนค่าแต่ละขั้นซึ่งความละเอียดของแต่ละขั้นทางด้านดิจิตอลนั้นกำหนดจาก

$$V_{in} = \frac{(V_{ref+} - V_{ref-})N}{2^n} \quad (1.10)$$

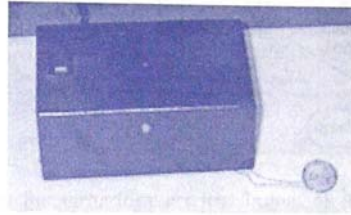
โดยที่ค่าเอ็น (N) จะมีค่าไม่เกินโลจิก "1" ดังนั้นจึงสามารถแปลงสัญญาณจากอะนาลอกเป็นดิจิตอลได้โดยการหาค่าของเอ็นดังนี้

$$N = \text{Int} \left\{ \frac{2^n (V_{in} - V_{ref-})}{(V_{ref+} - V_{ref-})} \right\} \quad (1.11)$$

จากสมการ (1.11) กำหนดค่า Int เป็นค่าตัวเลขจำนวนเต็ม ดังนั้นเมื่อแปลงสัญญาณจากอะนาลอกเป็นดิจิตอลแล้วจึงจะสามารถป้อนเข้าคอมพิวเตอร์ได้ ในการวิจัยนี้ผู้วิจัยได้ใช้ไอซีแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นดิจิตอลเบอร์ ADC0808C ซึ่งวงจรทั้งหมดดังที่กล่าวมาแล้วถูกบรรจุลงแผ่นลายวงจรดังรูปที่ 8 และบรรจุลงกล่องพลาสติกเพื่อความสวยงามดังรูปที่ 9



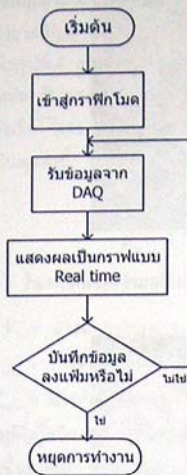
รูปที่ 8 แผงวงจรของเครื่องวัดเสียงหัวใจก่อนป้อนเข้าคอมพิวเตอร์



รูปที่ 9 ตัวเครื่องวัดเสียงหัวใจโดยใช้พีซีแชดที่

ซอฟต์แวร์

ซอฟต์แวร์จะเป็นตัวจัดการ และควบคุมให้เครื่องคอมพิวเตอร์รู้จักกับอุปกรณ์ภายนอก ซึ่งในที่นี้หมายถึงอุปกรณ์ของวงจรขยายสัญญาณ ทีเคิวทีประกอบด้วยวงจรปรับแต่งสัญญาณ และวงจรแปลงสัญญาณจากอะนาล็อกเป็นดิจิทัล มาเก็บไว้และเรียกออกมาดูอีกครั้งก็ได้ตามต้องการ ซึ่งในที่นี้จะเป็นข้อมูลเสียงหัวใจของผู้ป่วยในรูปของสเปกตรัมแต่ละรายเป็นต้น การทำงานของเครื่องจะเป็นการทำงานแบบเวลาจริง (เวลาขณะที่วัดเสียงหัวใจของผู้ป่วย) หรือจะดูผลการบันทึกเสียงหัวใจของผู้ป่วยเวลาไหนก็ได้ ซึ่งจะบันทึกอยู่ในรูปของแฟ้มข้อมูลเวฟ (Wave file) และโปรแกรมนี้จะมีการโหลดข้อมูลเสียงหัวใจเข้าไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อแสดงผลสเปกตรัมได้ตลอดเวลา โดยมีแผนภูมิการทำงานดังรูปที่ 10



รูปที่ 10 แผนภูมิการทำงานของโปรแกรมคอมพิวเตอร์

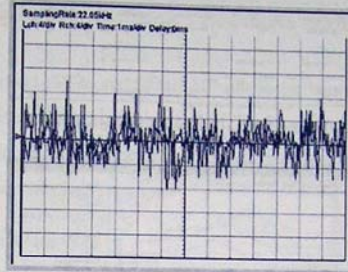
3. วัตถุประสงค์การวิจัย

- เพื่อจัดสร้างเครื่องต้นแบบเครื่องวัดเสียงของหัวใจโดยใช้พีซีแสดที่เป็นทรานสดีวเซอร์ แล้วแสดงผลบนคอมพิวเตอร์เป็นกราฟฟิกส์เปกตรัม
- เพื่อสะสมความรู้ทางด้านวิทยาศาสตร์ วิศวกรรมศาสตร์ และเทคโนโลยีทางด้านเครื่องมือแพทย์
- เพื่อลดการนำเข้าเครื่องมือแพทย์จากต่างประเทศ
- เพื่อนำเอาความรู้ในการทำวิจัยมาช่วยในการเรียนการสอนที่ผู้วิจัยรับผิดชอบได้
- เพื่อสร้างองค์ความรู้พื้นฐานทางด้านการผลิตเครื่องมือทางการแพทย์ตลอดจนถึงความเข้าใจในความสัมพันธ์ระหว่างปัจจัยในกระบวนการผลิตที่มีต่อลักษณะโครงสร้างและสมบัติของวัสดุที่จะนำมาผลิตเป็นทรานสดีวเซอร์

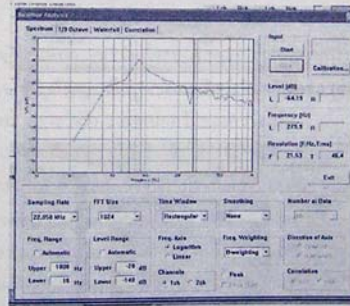
4. ผลการทดลอง

จากผลของการวิจัย วงจรทางฮาร์ดแวร์ทุกส่วนสามารถทำงานได้ และแสดงผลออกมาในรูปของกราฟฟิกส์ที่จอคอมพิวเตอร์ในรูปกราฟฟิกส์เปกตรัมของเสียงหัวใจได้ โดยเรียงลำดับก่อนหลัง

ของสัญญาณ คือ สัญญาณก่อนเข้าวงจรปรับแต่งสัญญาณดังรูปที่ 11 โดยใช้อัตราแซมพลิง (Sampling rate) ที่ 22.05 กิโลเฮิร์ตซ์ และสัญญาณเอาต์พุตในรูปของสเปกตรัมเสียงหัวใจ (เสียงปรกติ) จากการทดลองได้ผลตอบสนองเชิงความถี่ของพีแชนด์และวงจรมายสัญญาณอยู่ในช่วง 10 - 800 เฮิร์ตซ์ แต่จะเห็นชัดที่ความถี่ประมาณ 80 - 90 เฮิร์ตซ์ ดังรูปที่ 12

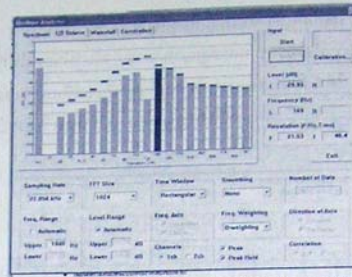


รูปที่ 11 สัญญาณก่อนเข้าวงจรปรับแต่งสัญญาณ

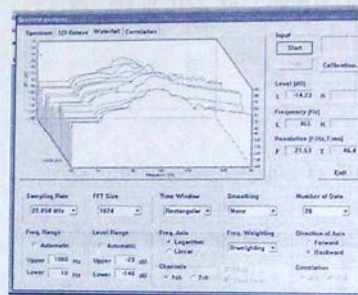


รูปที่ 12 สเปกตรัมความถี่ของเสียงหัวใจแบบเวลาจริงที่ได้จากการทดลอง

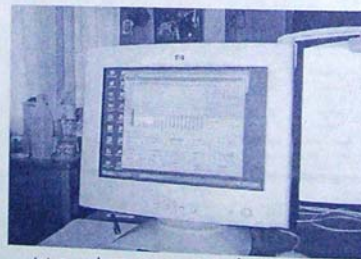
ในรูปที่ 13 (a) เป็นภาพถ่ายสเปกตรัมแบบออกเทฟ (Octave) เพื่อความสะดวกในการอ่านจากหน้าจอคอมพิวเตอร์ สำหรับรูปที่ 13 (b) เป็นการแสดงผลอีกแบบหนึ่งที่มีลักษณะคล้าย ๆ ทางน้ำไหลเป็นรูป 3 มิติ



(a) แสดงเสียงหัวใจเป็นสเปกตรัมแบบออกเทฟ



(b) แสดงเสียงหัวใจเป็นสเปกตรัมลักษณะ 3 มิติ



(c) ภาพถ่ายจอคอมพิวเตอร์ที่กำลังแสดงผล

รูปที่ 13 ภาพถ่ายสเปกตรัมจากหน้าจอคอมพิวเตอร์

ในการวิจัยนี้ได้ให้ผู้วิจัยได้วัดเสียงหัวใจของผู้วิจัยเอง และให้แพทย์ทดลองวัดกับเด็กที่โรงพยาบาลแม่และเด็กเชียงใหม่ประมาณ 20 ราย พบว่ามีเสียงหัวใจปรากฏถึง 4 เสียงคือ

เสียงที่ 1 (first heart sound) มีลักษณะเป็นเสียงความถี่ต่ำประมาณ 45 เฮิรตซ์ มีขนาดความสูงคิดเป็นแรงดันประมาณ 0.9 โวลต์ เกิดอยู่นานประมาณ 0.1 วินาที ซึ่งถือว่าเสียงเบา

เสียงที่ 2 (second heart sound) มีลักษณะเป็นเสียงความถี่ค่อนข้างสูงประมาณ 70 เฮิรตซ์ มีขนาดความสูงคิดเป็นแรงดันประมาณ 5 โวลต์ เป็นเวลา 0.1 วินาทีเช่นกัน ซึ่งถือว่าเสียงค่อนข้างดังมาก

เสียงที่ 3 (third heart sound) มีลักษณะเป็นเสียงความถี่สูงประมาณ 90 เฮิรตซ์ มีขนาดความสูงคิดเป็นแรงดันประมาณ 3 โวลต์

เสียงที่ 4 (fourth heart sound) มีลักษณะเป็นเสียงความถี่สูงประมาณ 100 เฮิรตซ์ มีขนาดความสูงคิดเป็นแรงดันประมาณ 3 โวลต์

บริเวณที่ฟังเสียงหัวใจได้ชัดที่สุด

1. ฟังตรงช่องกระดูกซี่โครงช่องที่ 5 ทางด้านซ้าย บริเวณนี้จะได้ยินเสียงที่ 1 ดังกว่าเสียงที่สอง
2. ฟังตรงช่องกระดูกซี่โครงช่องที่ 2 ด้านขวา บริเวณนี้จะได้ยินเสียงที่ 2 ดังกว่าเสียงที่ 1

5. สรุปการวิจัย

บทความนี้จะนำเสนองานวิจัยที่ใช้พีแชนท์ที่ทำเป็นทรานส์ดิวเซอร์สำหรับให้แพทย์สามารถฟังเสียงหัวใจโดยสัญญาณในรูปของภาพกราฟฟิคในจอภาพคอมพิวเตอร์ และสามารถแสดงผลออกมาเป็นกราฟเวลาจริง และสเปกตรัมของความถี่ได้

เนื่องจากพีแชนท์เป็นวัสดุที่สามารถแสดงสมบัติโพสิทีฟไดอิเล็กตริกได้ดี มีค่าสัมประสิทธิ์คู่ควบไฟฟ้าเชิงกลที่สูง และมีค่าความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ (Matching membrane) จึงสามารถนำมาใช้งานในด้านการต่อประสานกับผิวหนังได้ดี ผู้วิจัยจึงได้เลือกวัสดุนี้มาทำการวิจัยเพื่อผลิตเครื่องตรวจฟังเสียงหัวใจโดยพีแชนท์ที่ดัดแล้วเสนอสถาบันวิศวกรรมชีวการแพทย์แห่งประเทศไทย เพื่อเป็นต้นแบบของเครื่องมือทางการแพทย์ เพื่อจะได้ลดการนำเข้าจากต่างประเทศได้บ้าง

ในการวิจัยคราวต่อไปผู้วิจัยจะใช้พีแชนท์ที่วิจัยในเรื่องของเครื่องมือวัดไฟฟ้าหัวใจแล้วแสดงผลทางคอมพิวเตอร์ และการตรวจฟังเสียงหัวใจสำหรับการวินิจฉัยโรคผ่านจดหมายอิเล็กทรอนิกส์ต่อไป

6. เอกสารอ้างอิง

1. สุวพันธ์ น้อยมนต์ "เอกสารประกอบคำสอนกระบวนวิชา 261436 ระบบเครื่องวัดทาง
การแพทย์" คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ 2544, หน้า 19 – 49
2. Leslie Cromwell, Fred J. Weibell and Erich A. Pfeiffer "Biomedical Instrumentation
and Measurement" (Second Edition) Prentice Hall, Inc., Englewood, New Jersey.
1980.
3. Balda RA, Vallance AG, Luszcz JM, Stahlin FJ, Diller G. ECL: A medically oriented
ECG criteria language and other research tools. In: Ostrow HG, Pipley KL, eds.
"Computer in Cardiology." Long Beach: IEEE Comp Soc, 1978: page 481-495.

รูปที่ 117 หน้า 112 ของวารสารสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย

.....