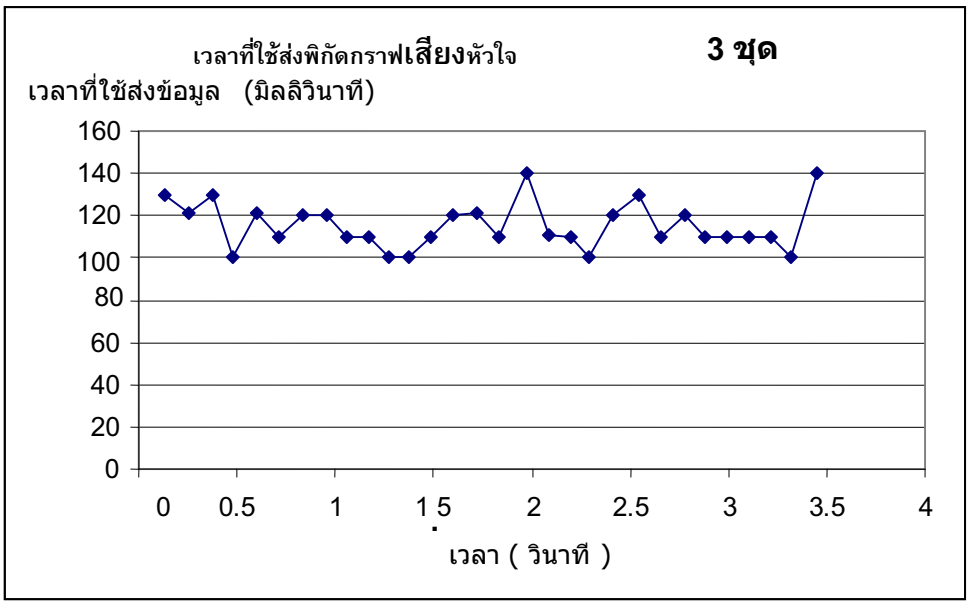
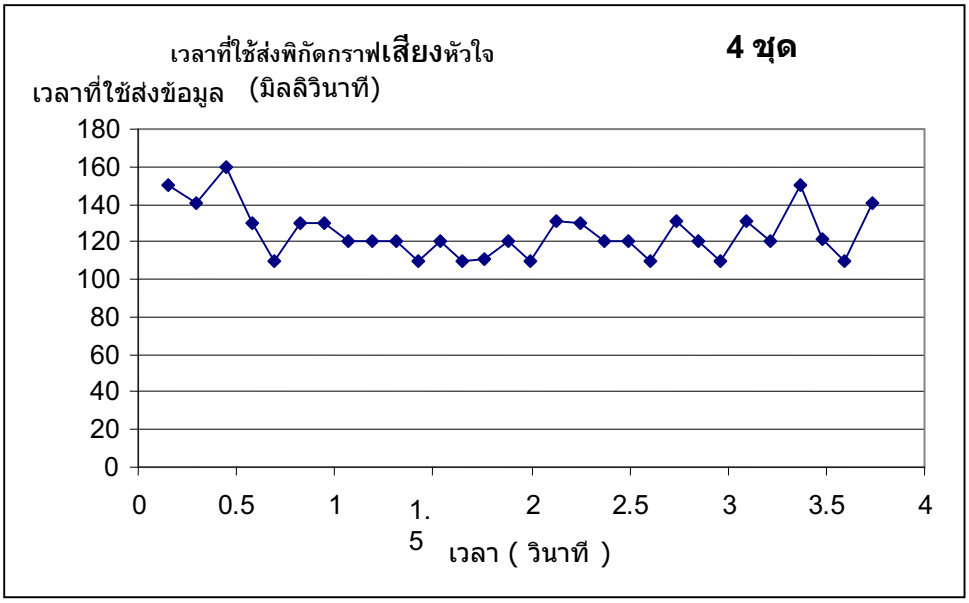
รูปที่ 63 เป็นการทดสอบกับคอมพิวเตอร์ Intel Pentium III processor 930 MHz RAM 256 MB ซึ่งจะได้ผลการทดลองดังนี้

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



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



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

2.4 ข้อวิจารณ์

จากการวิจัยนี้ ผู้วิจัยต้องเสียเวลาในการเตรียมสารตั้งต้นเพื่อพัฒนาต้นแบบของทรานสดิวเซอร์ หรืออิเล็กโตรดโดยสารประกอบพีแซดทีเซรามิกส์เพื่อนำมาใช้กับงานวิจัยถึง 2 ปีเต็ม ถึงจะได้ทรานสดิวเซอร์ที่มีคุณสมบัติตามที่วงการแพทย์ต้องการ

สำหรับแผงวงจรขยายสัญญาณเสียงหัวใจต้นแบบที่พัฒนาจากห้องปฏิบัติการของหน่วยวิจัยคอมพิวเตอร์ประยุกต์สำหรับวิศวกรรมชีวการแพทย์ ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ซึ่งเป็นแผงวงจรทางด้านอะนาลอกที่ต่ออินพุตกับทรานสดิวเซอร์แบบอิเล็กทรีซอีกทั้งยังประกอบด้วยวงจรแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นดิจิตอล และไอซีอินเตอร์เฟสกับพอร์ตอนุกรม RS-232 กับคอมพิวเตอร์ด้วยนั้น ก็มีปัญหาทางด้านอุปกรณ์ที่มีจำหน่ายทั่วไป นำมาใช้ไม่ค่อยได้ผลตามที่ต้องการ จึงต้องสั่งอะไหล่จำพวกไอซีบางตัว อาทิ ไอซีออปแอมป์ขยายเฉพาะเครื่องมือทางการแพทย์ จึงทำให้เสียเวลาในการพัฒนาโครงงานดังกล่าว ส่วนการออกแบบทางด้านซอฟต์แวร์สำหรับการแสดงผลคลื่นเสียงหัวใจนั้นไม่ค่อยมีปัญหาอะไร เนื่องจากในภาษาวิชวลเบสิกมีเครื่องมือที่สามารถหยิบมาใช้ได้สะดวก

สำหรับการใช้งานของโปรแกรมสำหรับแพทย์หรือพยาบาลก็ง่ายต่อการใช้ โดยจะมีเมนูเลือกการรับข้อมูลคลื่นเสียงหัวใจจากพอร์ตอนุกรม และเตรียมสำหรับการพัฒนาที่จะรับอินพุตจากระบบแลนในอนาคตต่อไป ซึ่งถ้าหากจะเลือกรับข้อมูลจากพอร์ตยูทีพี (UTP) ก็แค่กรอกหมายเลขไอพี หมายเลขพอร์ตของไมโครคอนโทรลเลอร์ และหมายเลขพอร์ตที่จะใช้รับข้อมูลของเครื่องตนเองเท่านั้นเอง

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 ซึ่งจะเป็นการพัฒนาเครื่องมือทางการแพทย์ของประเทศไทยให้สามารถลดการนำเข้าในอนาคตได้ และผู้วิจัยจะนำเอาเทคโนโลยีของระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์และระบบเครือข่ายโทรศัพท์มือถือนำมาใช้กับเครื่องมือทางการแพทย์ในอนาคต ได้แก่การมอนิเตอร์ผู้ป่วยโดยใช้การ์ดอิเล็กทรอนิกส์ผ่านระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์ จะนำเสนอระบบการเฝ้าสังเกตผู้ป่วยเวลาจริง โดยเอาตัวทรานสดิวเซอร์ติดที่ตัวผู้ป่วยเพื่อส่งข้อมูลของผู้ป่วยผ่านเครือข่ายแลนของโรงพยาบาล เมื่อสัญญาณถูกส่งจากการ์ดอะเจ้นท์เพื่อทำการเชื่อมโยงข้อมูลกับเซิร์ฟเวอร์ของระบบคอมพิวเตอร์ของหอผู้ป่วยหนัก สำหรับการจัดการและดูแลระบบจะใช้โปรโตคอลที่เหมาะสมสำหรับการจัดการระบบเครือข่ายแลนโดยเฉพาะที่เรียกว่า "โพรโตคอลเอสเอ็นเอ็มพี" และในแต่ละครั้งแพทย์สามารถจะดูข้อมูลของผู้ป่วยได้ อาทิ การเฝ้าสังเกตคลื่นเสียงหัวใจ อัตราการเต้นหัวใจ ความเข้มของออกซิเจนในเลือดเป็นต้น อีกทั้งเป็นการพัฒนาการเฝ้าสังเกตผู้ป่วยด้วยวิธีการใหม่คือใช้คอมพิวเตอร์เข้ามาช่วยในการเฝ้าสังเกตผ่านระบบเครือข่ายแลน เพราะจะทำให้แพทย์ทราบถึงสถานะของผู้ป่วยทุกรายในลักษณะของเวลาจริงและที่ไหนก็ได้ตลอดเวลา แพทย์ผู้รักษาสามารถเก็บข้อมูลและย้อนดูได้อย่างน้อย 6 ถึง 12 ชั่วโมง อีกทั้งสามารถสั่งพิมพ์ข้อมูลตามต้องการได้

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] ข้อมูลจากอินเตอร์เน็ตตำบล http://www.cdd.moi.go.th/cdmoi1002.htm

[6] ข้อมูลจากอินเตอร์เน็ต จำนวนประชากร จำนวนแพทย์ จากโฮมเพจของกระทรวงสาธารณะสุข http://www.moph.go.th/

[7] ข้อมูลจากอินเตอร์เน็ต จำนวนประชากร จำนวนแพทย์ จากโฮมเพจของกระทรวงสาธารณะสุข 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)

กิจกรรมที่เสนอในข้อเสนอโครงการ (ตามแผน)	ผลที่คาดว่าจะได้รับตามแผน	ผลการดำเนินงาน		สรุป
		เป็นไปตามแผน (%)	ไม่เป็นไปตามแผน (กิจกรรมที่ทำจริง)	
1. ศึกษาค้นคว้าหาข้อมูลจากแหล่งการวิจัยที่เกี่ยวข้องกับเครื่องวัดเสียงหัวใจ	สามารถนำเอาข้อมูลมาประกอบการพิจารณาการออกแบบวงจรได้	100 %	-	สรุปความก้าวหน้าทั้งหมดคิดเป็นร้อยละ 100
2. วางแผนโครงการวิจัยและจัดเตรียมอุปกรณ์และวัสดุต่างๆ ที่จำเป็น	สามารถหาอุปกรณ์และวัสดุได้ครบ	100 %	-	สรุปความก้าวหน้าทั้งหมดคิดเป็นร้อยละ 100
3. ออกแบบและสร้างวงจรขยายสัญญาณสำหรับขยายสัญญาณความถี่ต่ำ (เสียงหัวใจ) วงจรตัดสัญญาณรบ	สามารถออกแบบวงจรได้ผล 100 %	100 %	ออกแบบและสร้างเฉพาะวงจรขยายสัญญาณเสียงหัวใจ และวงจรตัดสัญญาณรบกวนโดยใช้ไอซีเบอร์ LF353 แทนทรานซิสเตอร์เบอร์ 2SC829	สรุปความก้าวหน้าทั้งหมดคิดเป็นร้อยละ 100

กวนและวงจรแปลงสัญญาณจากอะนาลอกเป็นสัญญาณดิจิตอล			ในวงจรเดิมที่เคยเสนอเนื่องจากเป็นมอสเฟทจึงสามารถออกแบบ วงจรได้ดีกว่าทรานซิสเตอร์ ดังรูปที่ 20 และรูปที่ 21 และแก้ไขวงจรแปลงสัญญาณจากอะนาลอกเป็นดิจิตอลจากคือเบอร์ TCL 548 เป็นไอซีเบอร์ PIC16F877 ดังรูปที่ 22 และ 26	
4. ออกแบบหรือเขียนโปรแกรมติดต่อระหว่างผู้ใช้กับเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อการบันทึกเสียงหัวใจตลอดจนทดสอบการสมรรถภาพใช้งาน	สามารถติดต่อสื่อสารกับคอมพิวเตอร์ทางพอร์ตสื่อสารได้	100 %	-	สรุปความก้าวหน้าทั้งหมดคิดเป็นร้อยละ 100
5.เก็บข้อมูลตัวอย่างจากการวัดและบันทึกเสียงหัวใจตัวอย่างแล้วส่งไปให้แพทย์ผู้ชำนาญ ในขั้นแรกคือผู้ร่วมวิจัยคนที่ 1	สามารถส่ง E-mail ไปให้แพทย์โดยที่ลดขนาดของไฟล์ให้น้อยที่สุดได้	100% 100 %	-	สรุปความก้าวหน้าทั้งหมดคิดเป็นร้อยละ 100
6. รวบรวมข้อมูลที่ได้จากกลุ่ม อาสาสมัครเพื่อเก็บเป็นข้อมูลในการเปรียบเทียบผลการทดลอง	สามารถนำเอาสัญญาณเสียงหัวใจตัวอย่างให้แพทย์ได้มากที่สุด	100 %	เนื่องจากไม่สามารถเดินทางไปที่โรงพยาบาลที่จังหวัดสงขลาได้ เพราะเป็นช่วงของเหตุภัยพิบัติทางธรรมชาติ และเหตุการณ์วางระเบิดจากผู้ก่อการร้ายที่สนามบินหาดใหญ่ อย่างไม่คาดคิด จึงหากลุ่มตัวอย่างอาสาสมัคร ชาย-หญิงจากคณะวิศวกรรมศาสตร์ และคณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่แทน และส่งไฟล์ข้อมูลไปให้ นพ.สมเกียรติ ที่โรงพยาบาลสงขลา	สรุปความก้าวหน้าทั้งหมดคิดเป็นร้อยละ 100
7. วิเคราะห์ผลและเขียนรายงานผลการวิจัย	สามารถช่วยให้แพทย์วิเคราะห์ผลของสัญญาณเสียงหัวใจตัวอย่างได้	100 %	-	สรุปความก้าวหน้าทั้งหมดคิดเป็นร้อยละ 100

	และเขียนรายงานการวิจัยฉบับสมบูรณ์เสร็จ			

- ตารางเปรียบเทียบเอาต์พุตที่เสนอในโครงการ และที่ได้จริง (หากมีหลักฐานควรแสดงให้เห็น เช่นรูปถ่าย) สำหรับเอาต์พุตที่ยังไม่ได้ตามข้อเสนอ ให้ระบุว่าสำเร็จแล้วร้อยละเท่าไร และให้เหตุผล

ตารางเอาต์พุต

เอาต์พุต		ในกรณีล่าช้า (ผลสำเร็จไม่ถึง 100%) ให้ระบุสาเหตุ และการแก้ไขที่ท่านได้ดำเนินการ
กิจกรรมในข้อเสนอโครงการ/หรือจากการปรับแผน	**ผลสำเร็จ (%)**	
1. ศึกษาค้นคว้าหาข้อมูลจากแหล่งการวิจัยที่เกี่ยวข้องกับเครื่องวัดเสียงหัวใจ	100%	-
2. วางแผนโครงการวิจัยและจัดเตรียมอุปกรณ์และวัสดุต่าง ๆ ที่จำเป็น	100%	-
3. ออกแบบและสร้างวงจรขยายสัญญาณสำหรับขยายสัญญาณความถี่ต่ำ (เสียงหัวใจ) วงจรตัดสัญญาณรบกวน และวงจรแปลงสัญญาณจากอะนาลอกเป็นสัญญาณดิจิตอล	100%	-
4. ออกแบบหรือเขียนโปรแกรมติดต่อระหว่างผู้ใช้กับเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อการบันทึกเสียงหัวใจ ตลอดจนทดสอบการสมรรถภาพใช้งาน	100%	-
5. เก็บข้อมูลตัวอย่างจากการวัดและบันทึกเสียงหัวใจตัวอย่างแล้วส่งไปให้แพทย์ผู้ชำนาญ ในขั้นแรกคือผู้ร่วมวิจัยคนที่ 1	100%	-
6. รวบรวมข้อมูลที่ได้จากกลุ่ม อาสาสมัครเพื่อเก็บเป็นข้อมูลในการเปรียบเทียบผลการทดลอง	100%	-
7. วิเคราะห์ผลและเขียนรายงานผลการวิจัย	100%	-
8. อื่น ๆ		-

- ข้อคิดเห็นและข้อเสนอแนะอื่น ๆ แก่ สำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย .....

....

ลงนาม

.....

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ สุรนันท์ น้อยมณี)

หัวหน้าโครงการวิจัย ฯ

วันที่ .....มิถุนายน..... พ.ศ. 2548

ภาคผนวก

กิจกรรมที่เกี่ยวข้องกับการนำผลงานจากโครงการวิจัยไปใช้ประโยชน์

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

รูปที่ 66 ผศ.สุรนันท์ น้อยมณี (หัวหน้าโครงการฯ) นำเสนองานวิจัยต่อรัฐมนตรีว่าการกระทรวงอุตสาหกรรม

รูปที่ 67 หัวหน้าโครงการฯ ทูลเกล้าเสนองานวิจัยฯ ต่อสมเด็จพระเทพรัตนสุดาฯ สยามบรมราชกุมารี

2. ทูลเกล้าเสนองานวิจัยเรื่อง “เครื่องวัดสัญญาณเสียงหัวใจ โดยใช้พีแซดทีเซรามิกส์” 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

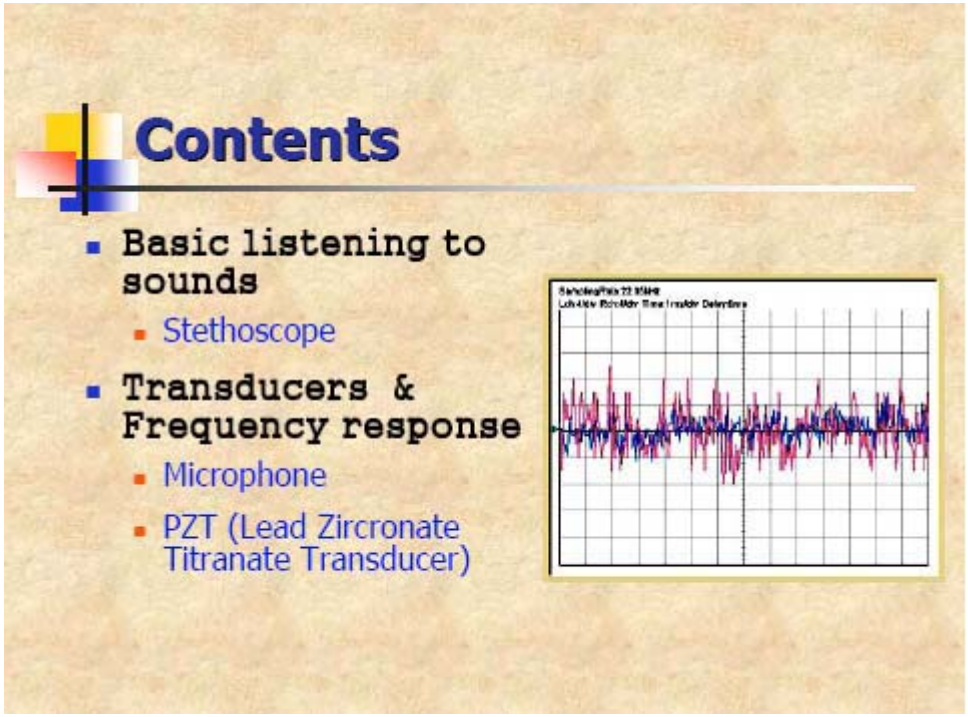
รูปที่ 69 (๖) นำเสนอผลงานในการประชุมวิชาการอุปกรณ์การแพทย์ไทย ครั้งที่ 15 และครั้งที่ 17

โดยผู้วิจัยได้จัดทำเอกสารสำเนาเป็นสไลด์การนำเสนอผลงานดังนี้:-

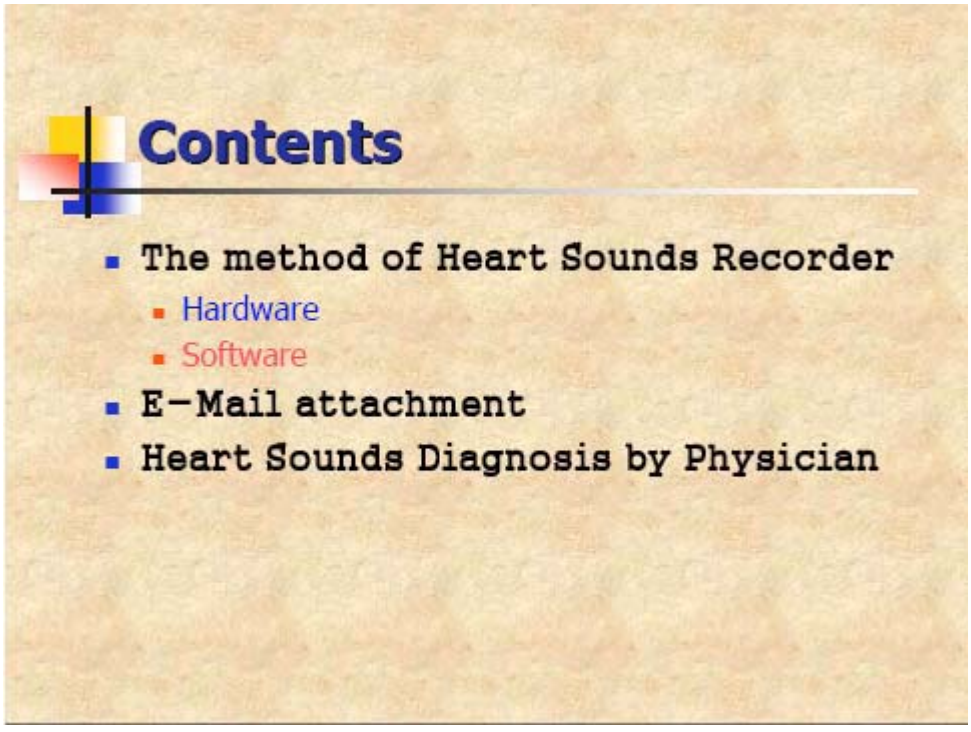
รูปที่ 70 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 1

รูปที่ 71 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 2

รูปที่ 72 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 3

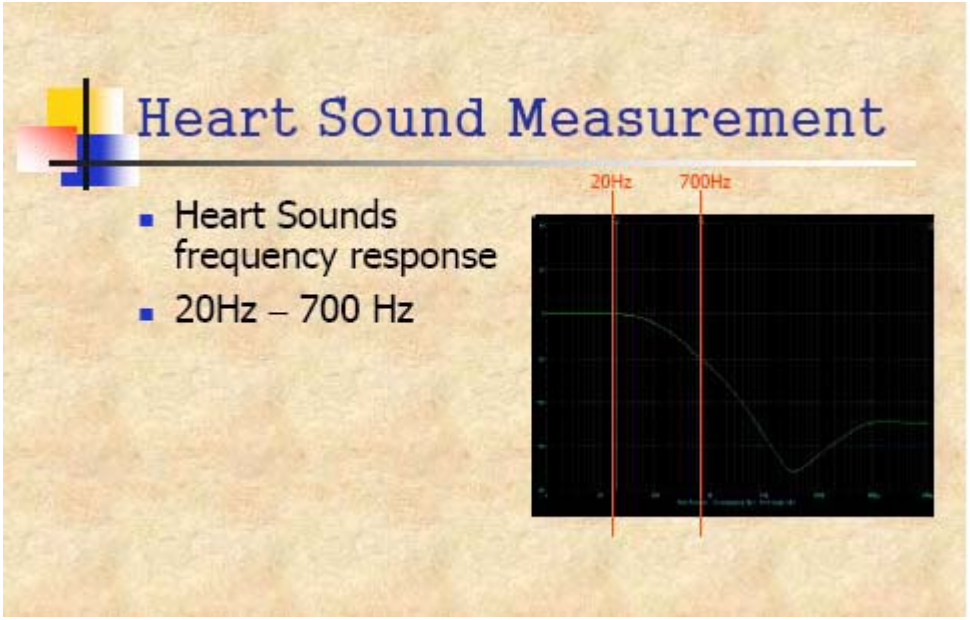


รูปที่ 73 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 4

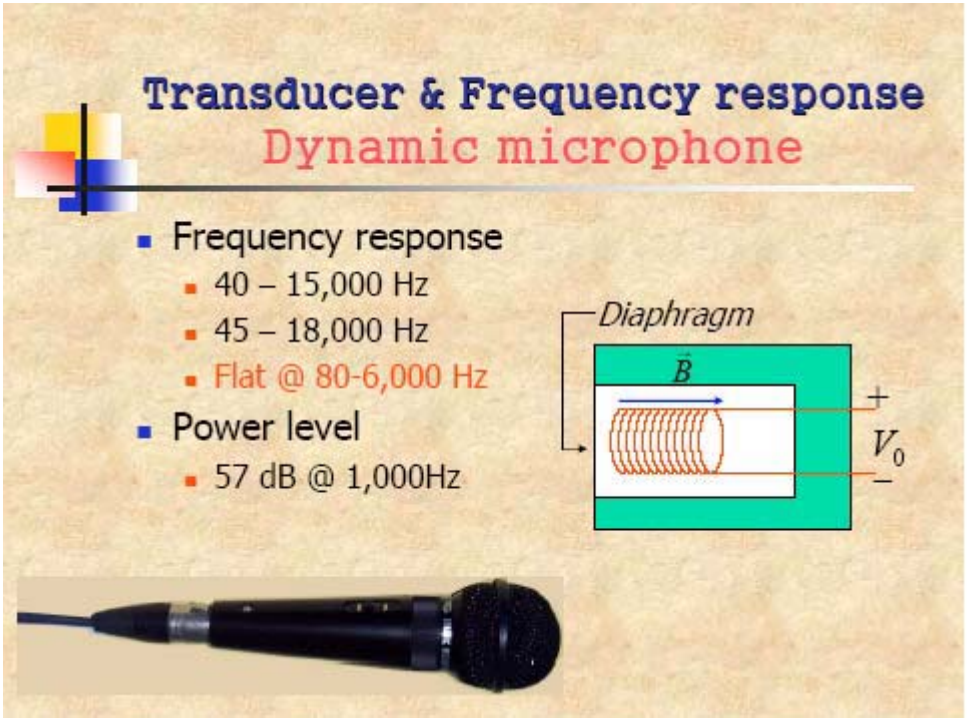


รูปที่ 74 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 5

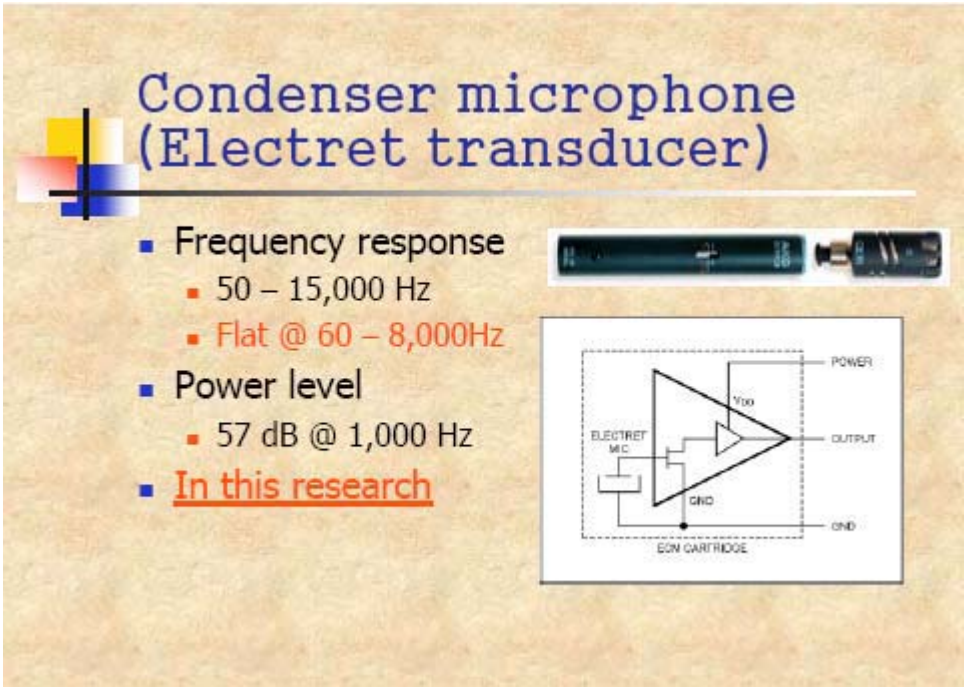
รูปที่ 75 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 6



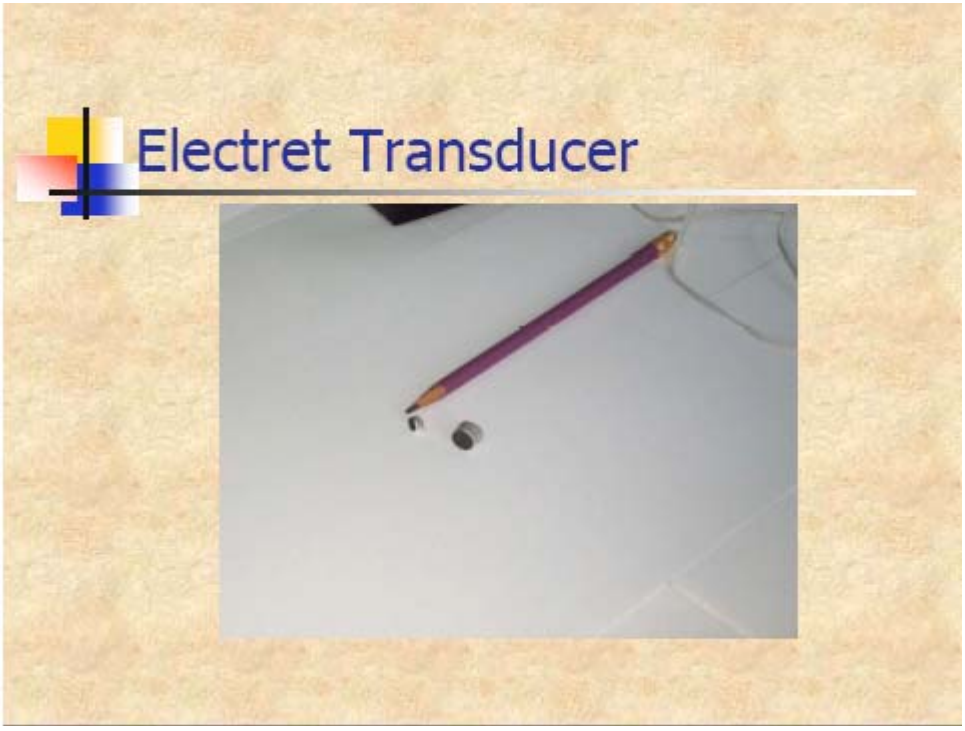
รูปที่ 76 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 7



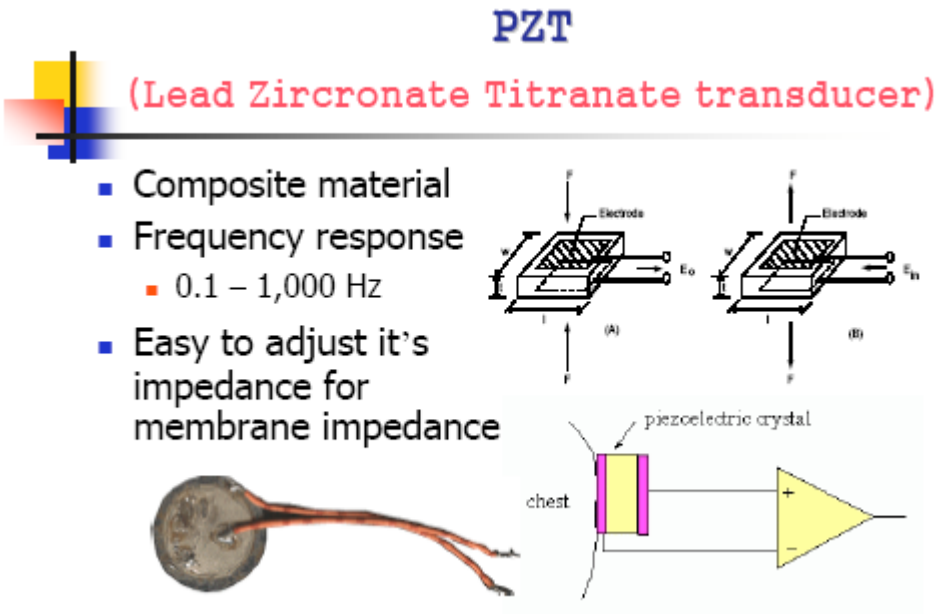
รูปที่ 77 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 8



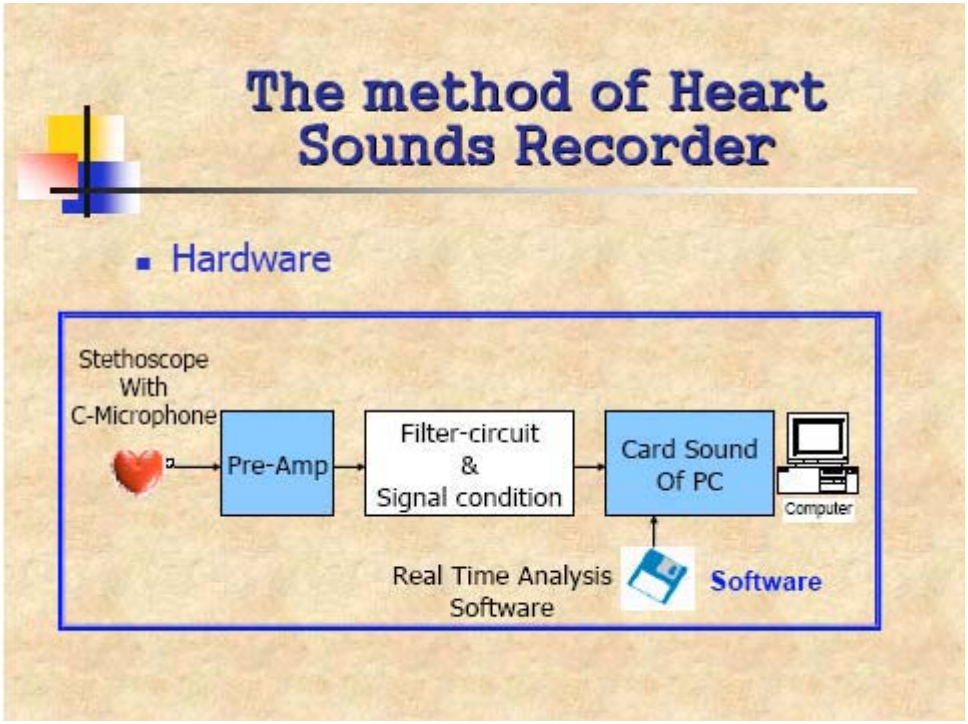
รูปที่ 78 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 9



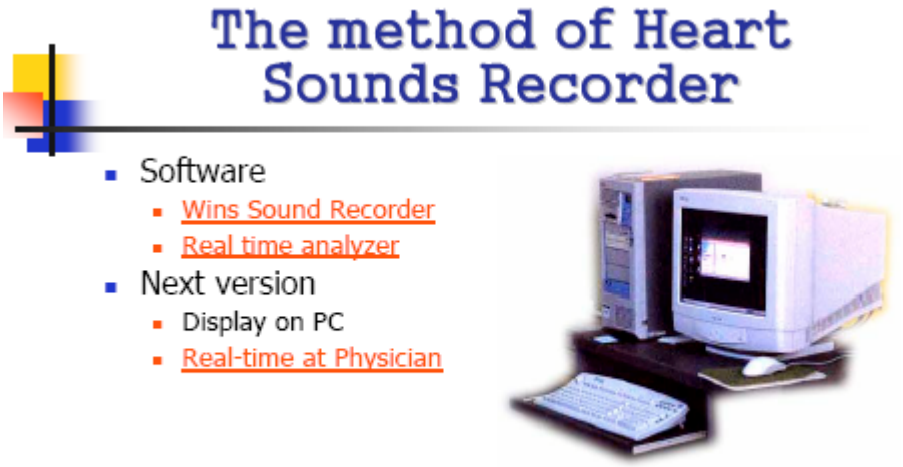
รูปที่ 79 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 10



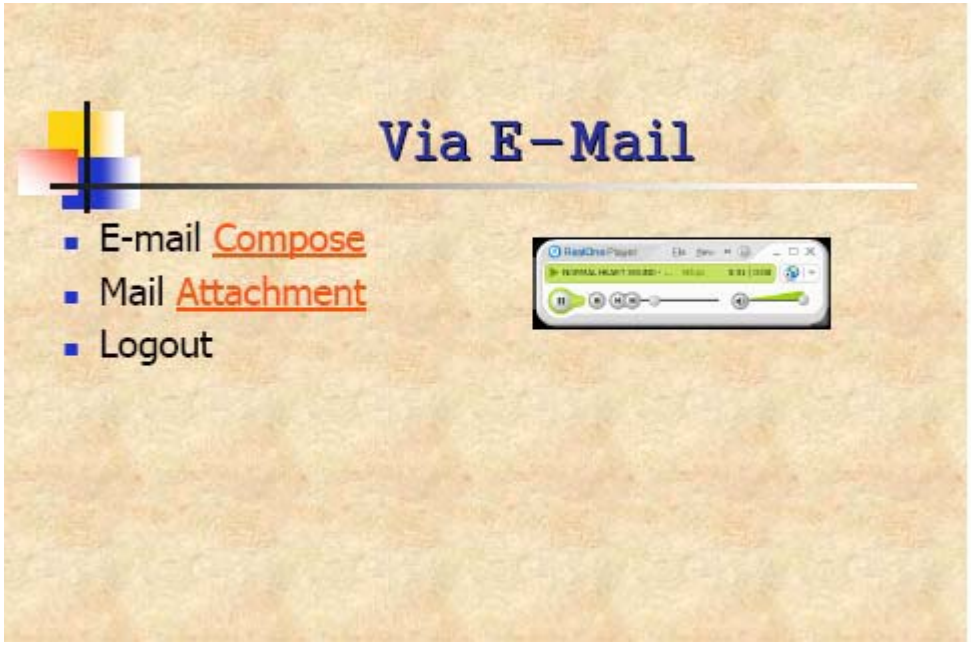
รูปที่ 80 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 11



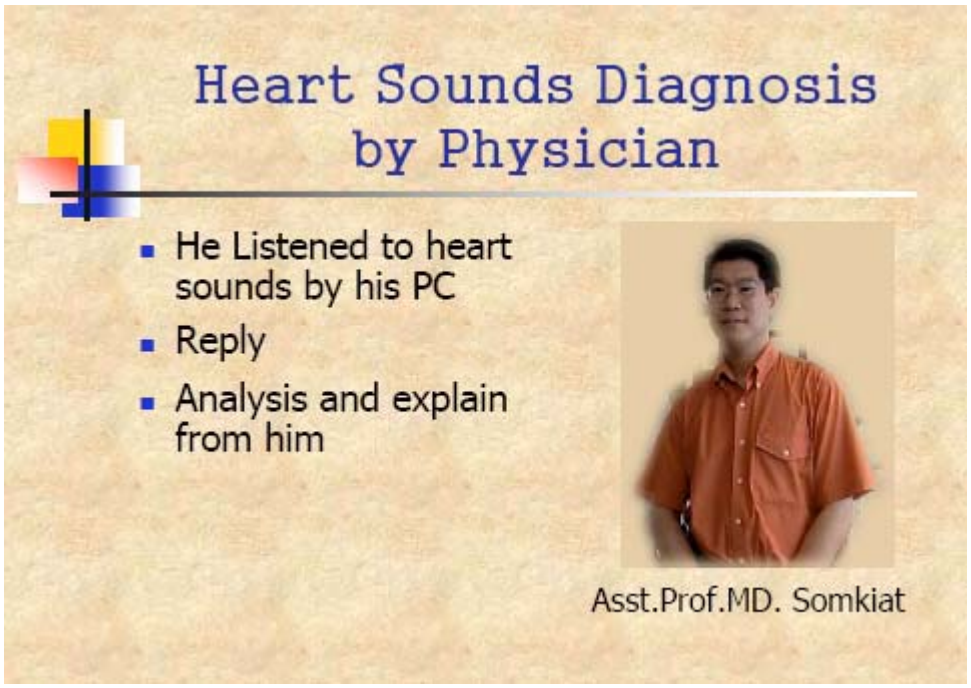
รูปที่ 81 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 12



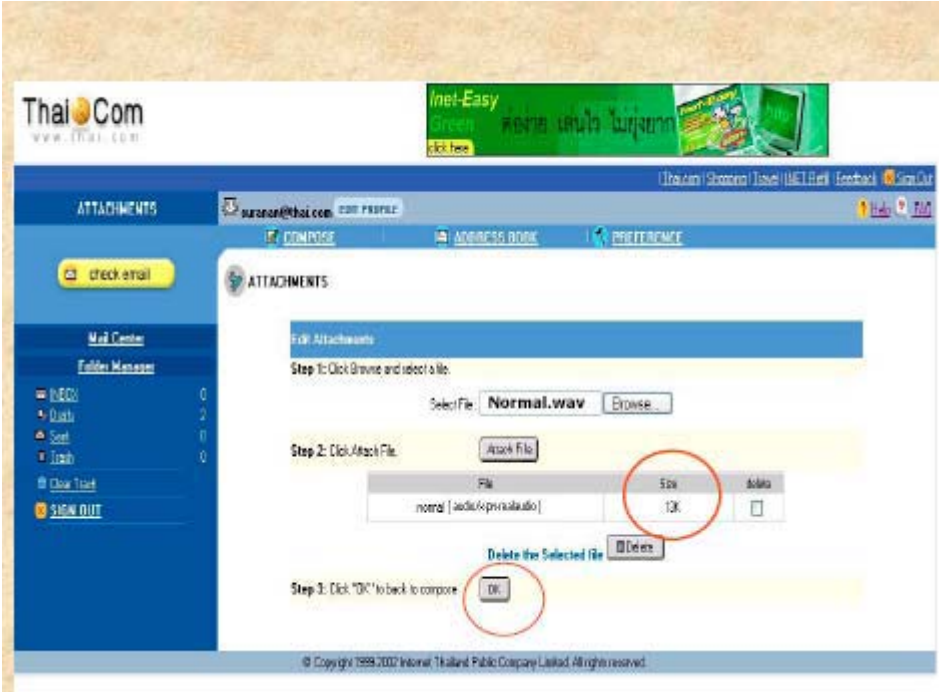
รูปที่ 82 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 13



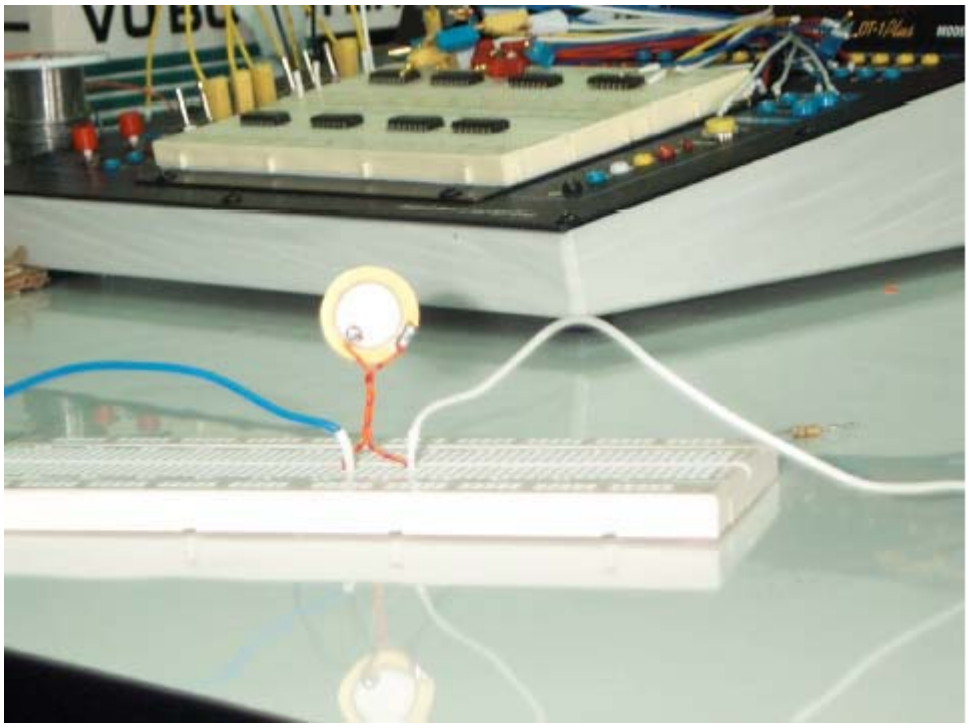
รูปที่ 83 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 14



รูปที่ 84 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 15



รูปที่ 85 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 16

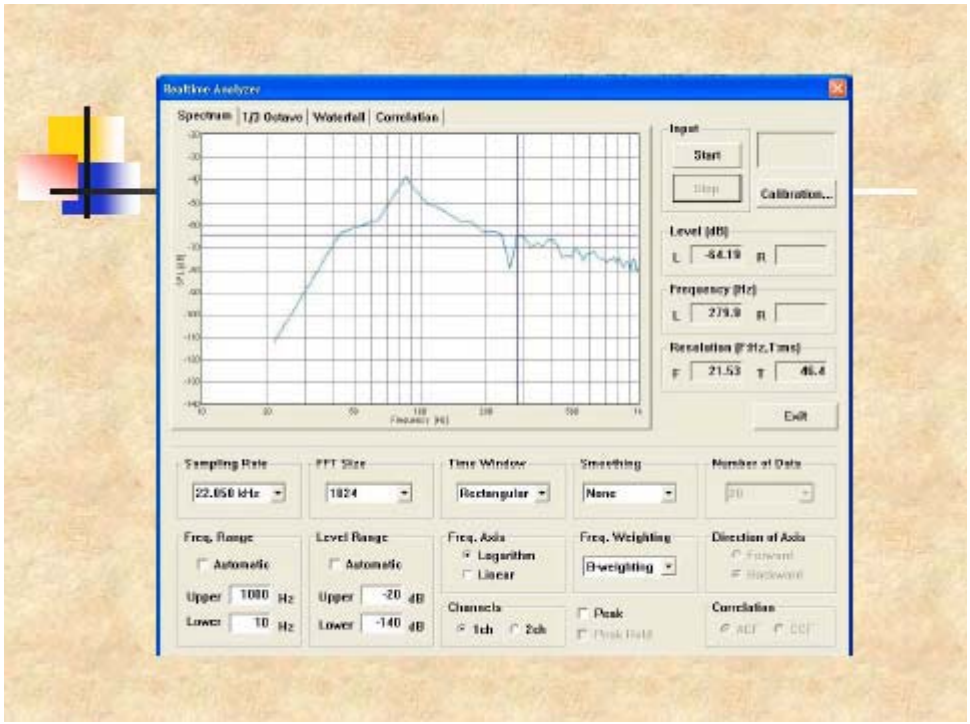


รูปที่ 86 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 17

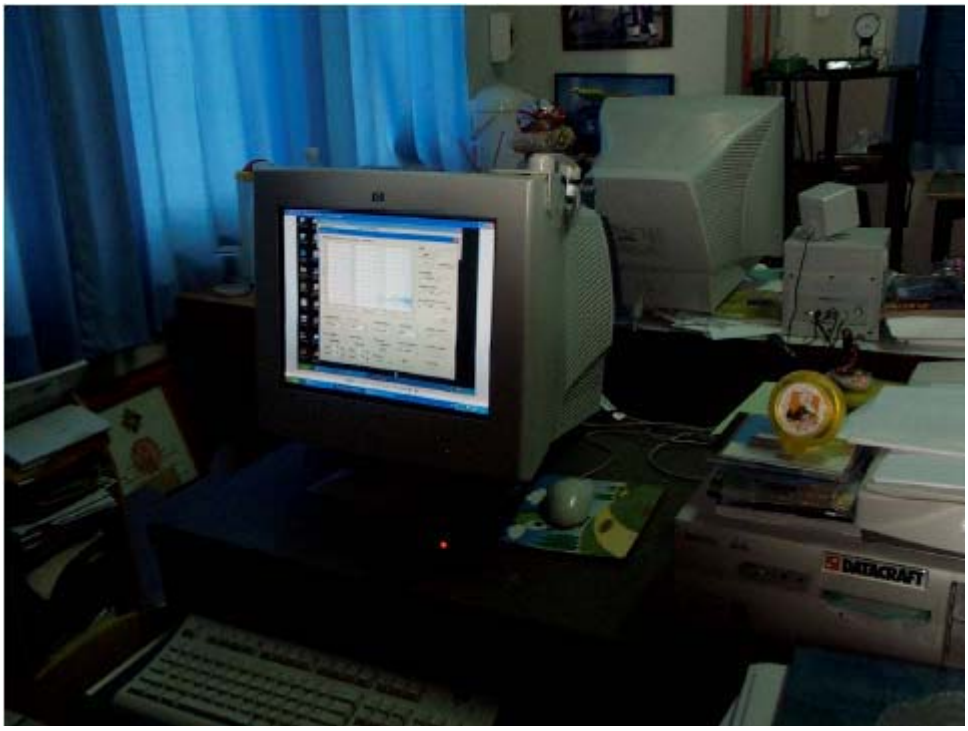
รูปที่ 87 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 18

รูปที่ 88 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 19

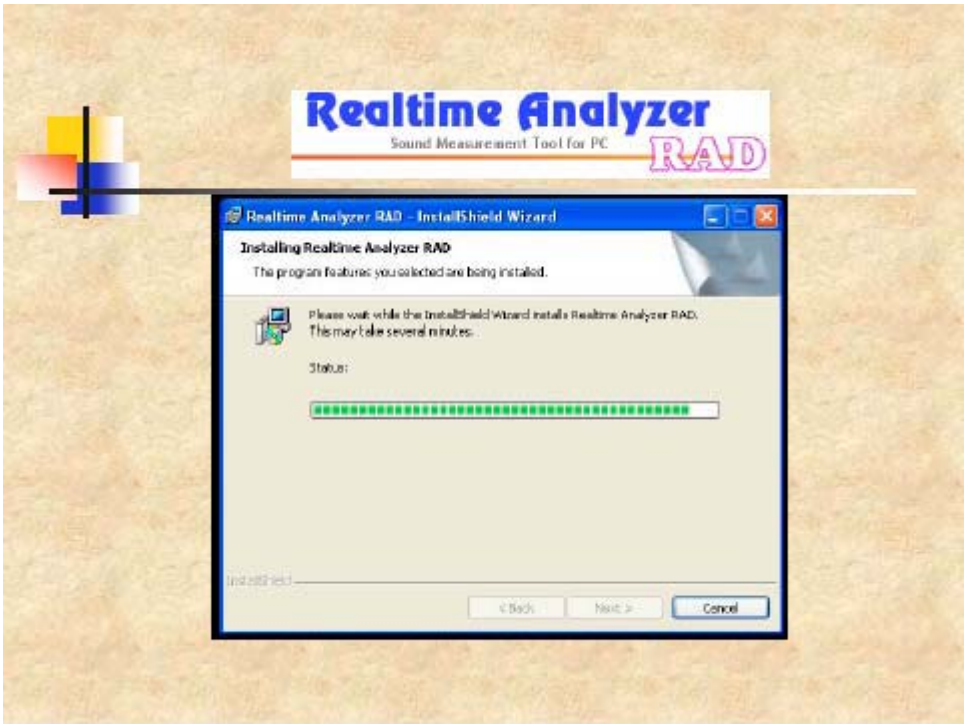
รูปที่ 89 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 20



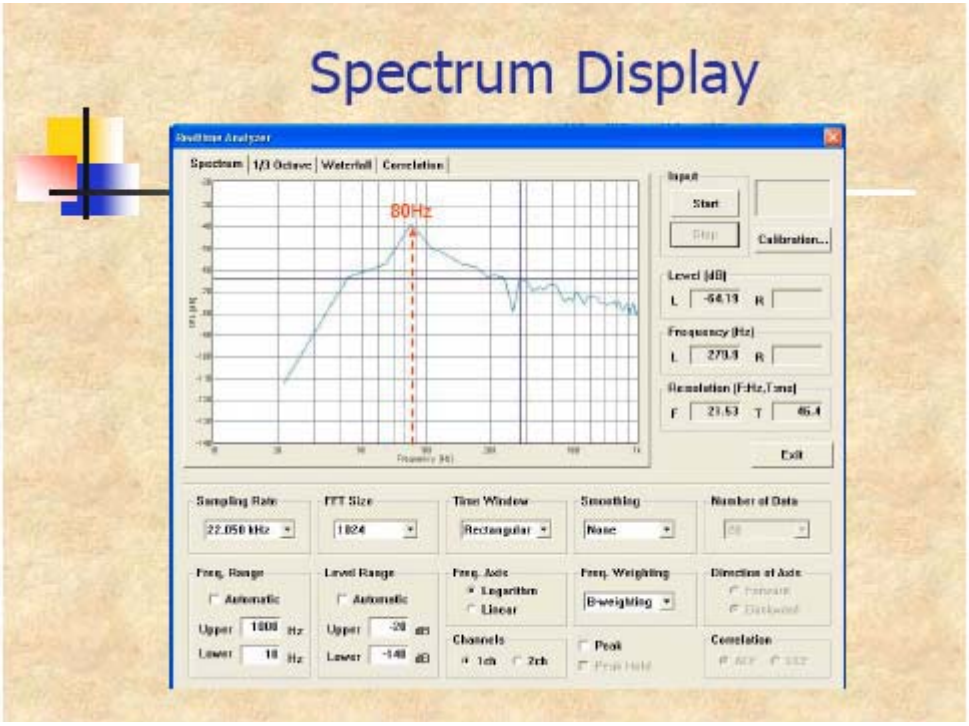
รูปที่ 90 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 21



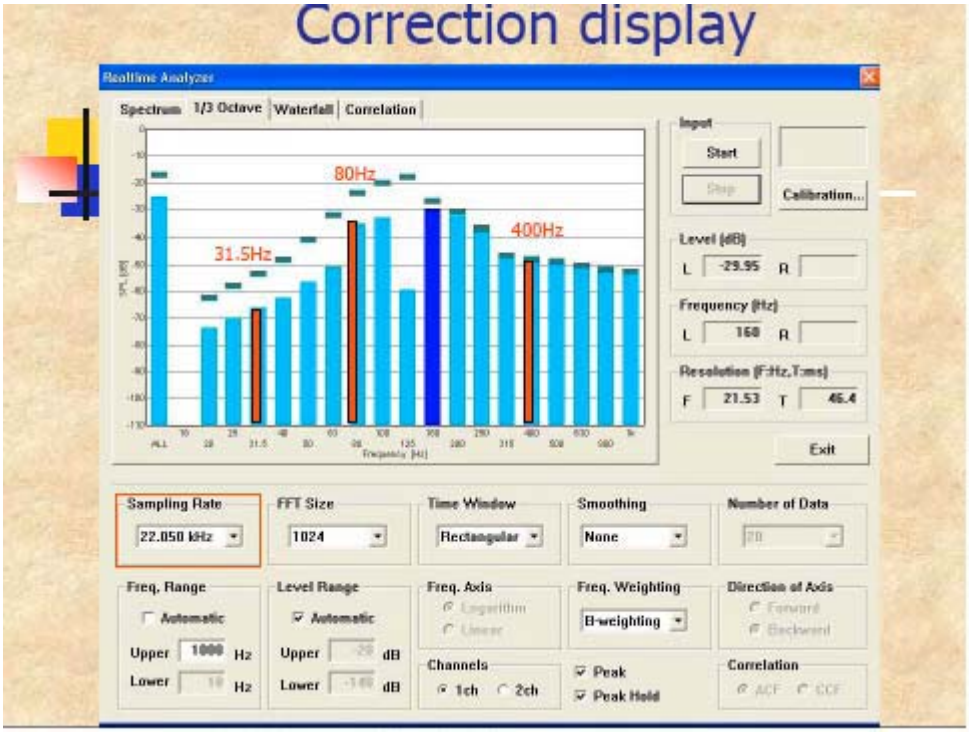
รูปที่ 91 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 22



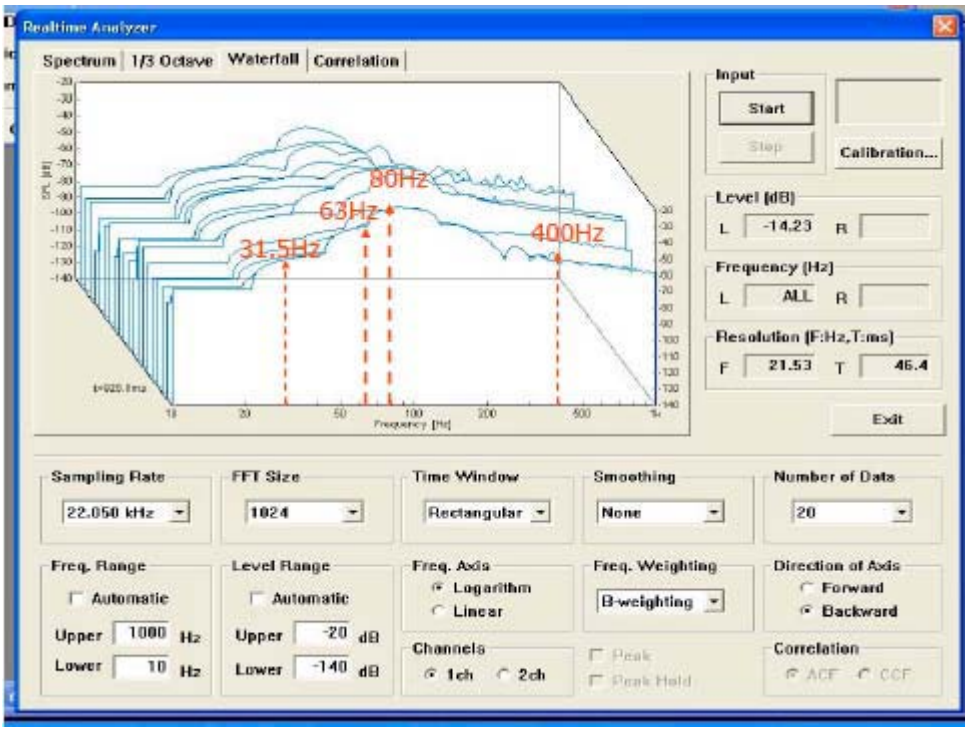
รูปที่ 92 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 23



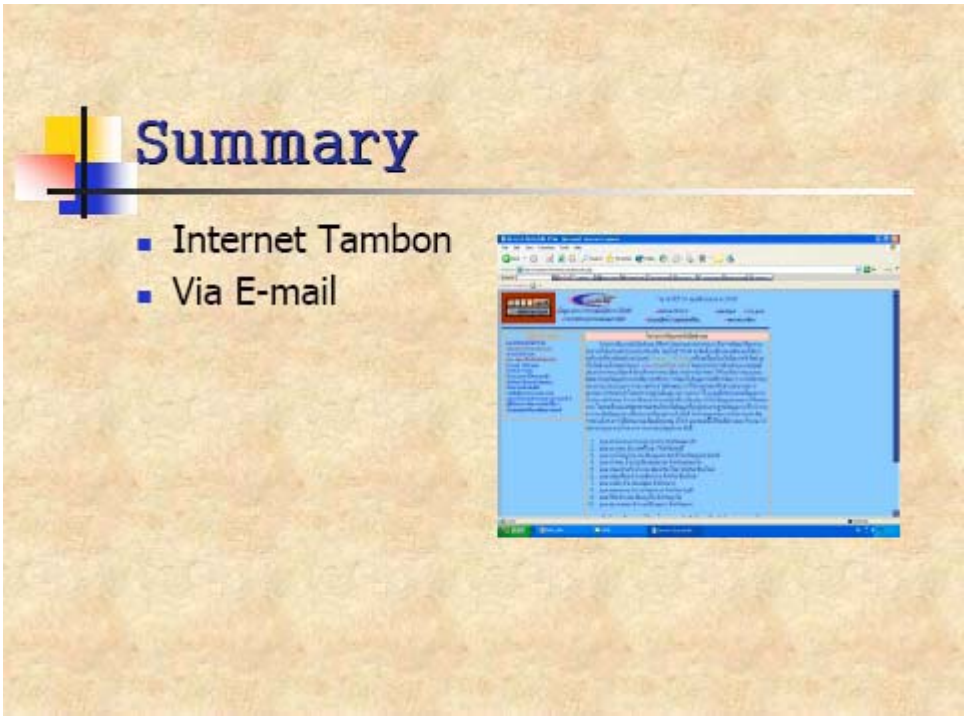
รูปที่ 93 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 24



รูปที่ 94 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 25



รูปที่ 95 นำเสนอสไลด์หน้าที่ 26



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

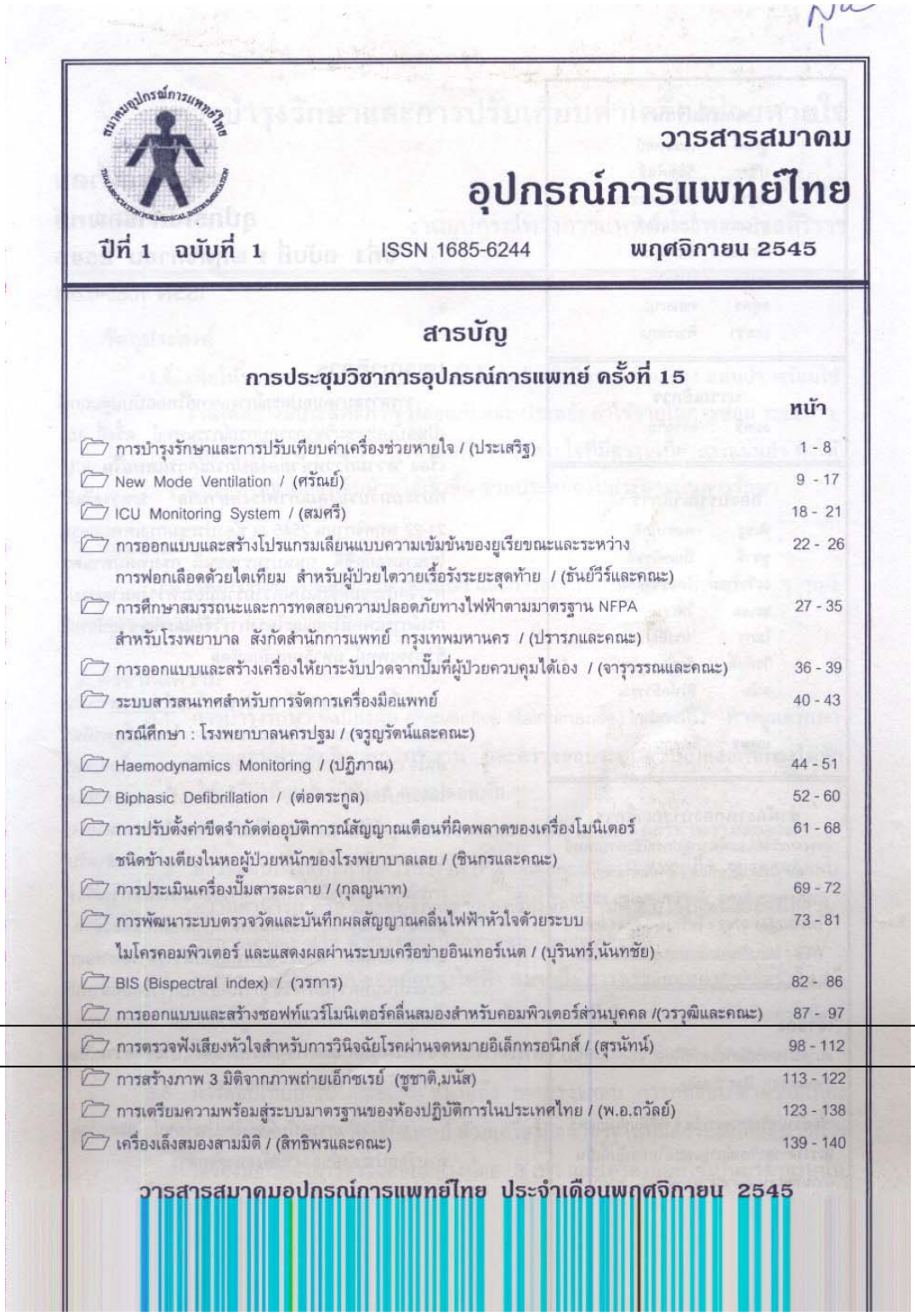
รูปที่ 98 การแสดงโปสเตอร์ในงานประชุมวิชาการวิศวกรรมชีวการแพทย์ ครั้งที่ 1 ณ โรงแรมโซฟิเทล ลาดพร้าว ระหว่างวันที่ 11-12 พฤศจิกายน 2545

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

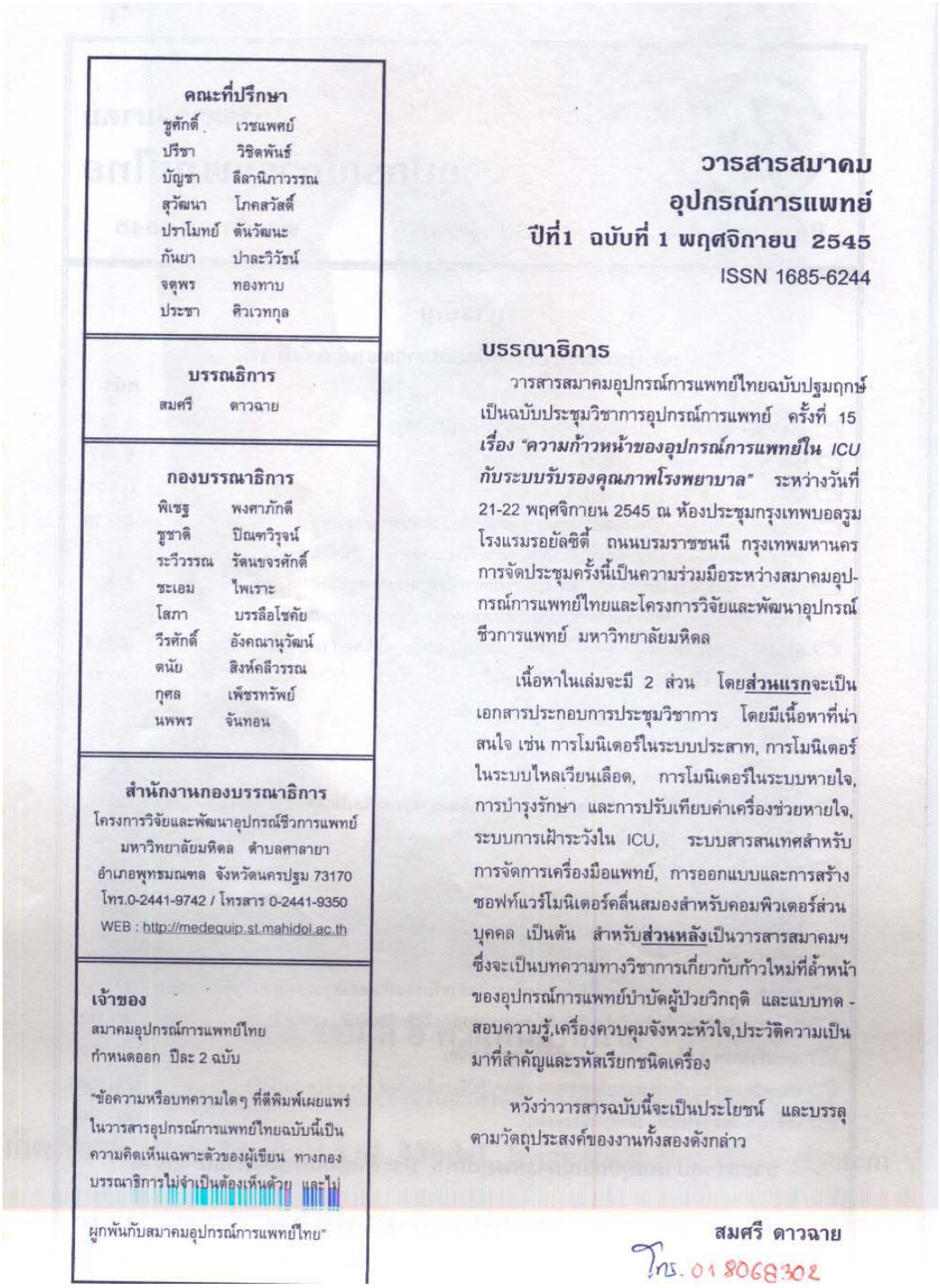
สารบัญ

การประชุมวิชาการอุปกรณ์การแพทย์ ครั้งที่ 15

	หน้า
การบำรุงรักษาและการปรับเทียบค่าเครื่องช่วยหายใจ / (ประเสริฐ)	1 - 8
New Mode Ventilation / (ศรัณย์)	9 - 17
ICU Monitoring System / (สมศรี)	18 - 21
การออกแบบและสร้างโปรแกรมเลียนแบบความเข้มข้นของยูเรียขณะและระหว่างการฟอกเลือดด้วยไตเทียม สำหรับผู้ป่วยไตวายเรื้อรังระยะสุดท้าย / (ธันย์วีร์และคณะ)	22 - 26
การศึกษาสมรรถนะและการทดสอบความปลอดภัยทางไฟฟ้าตามมาตรฐาน NFPA สำหรับโรงพยาบาล สังกัดสำนักการแพทย์ กรุงเทพมหานคร / (ปรารภและคณะ)	27 - 35
การออกแบบและสร้างเครื่องให้ยาระงับปวดจากปั๊มที่ผู้ป่วยควบคุมได้เอง / (จารุวรรณและคณะ)	36 - 39
ระบบสารสนเทศสำหรับการจัดการเครื่องมือแพทย์ กรณีศึกษา : โรงพยาบาลนครปฐม / (จรูญรัตน์และคณะ)	40 - 43
Haemodynamics Monitoring / (ปฏิภาณ)	44 - 51
Biphasic Defibrillation / (ต่อตระกูล)	52 - 60
การปรับตั้งค่าขีดจำกัดต่ออุบัติการณ์สัญญาณเตือนที่ผิดพลาดของเครื่องโมนิเตอร์ชนิดข้างเตียงในหอผู้ป่วยหนักของโรงพยาบาลเลย / (ชินกรและคณะ)	61 - 68
การประเมินเครื่องปั๊มสารละลาย / (กุลญนาท)	69 - 72
การพัฒนาระบบตรวจวัดและบันทึกผลสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยระบบไมโครคอมพิวเตอร์ และแสดงผลผ่านระบบเครือข่ายอินเทอร์เน็ต / (บุรินทร์,นันทชัย)	73 - 81
BIS (Bispectral index) / (วรการ)	82 - 86
การออกแบบและสร้างซอฟท์แวร์โมนิเตอร์คลื่นสมองสำหรับคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล /(วรวุฒิและคณะ)	87 - 97
การตรวจฟังเสียงหัวใจสำหรับการวินิจฉัยโรคผ่านจดหมายอิเล็กทรอนิกส์ / (สุรนัทน์)	98 - 112
การสร้างภาพ 3 มิติจากภาพถ่ายเอ็กซเรย์ (ชูชาติ,มนัส)	113 - 122
การเตรียมความพร้อมสู่ระบบมาตรฐานของห้องปฏิบัติการในประเทศไทย / (พ.อ.ถวัลย์)	123 - 138
เครื่องเล็งสมองสามมิติ / (สิทธิพรและคณะ)	139 - 140

วารสารสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย ประจำเดือนพฤศจิกายน 2545

รูปที่ 101 ปกในหน้าสารบัญของวารสารสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย



คณะที่ปรึกษา
ชูศักดิ์ เวชแพศย์
ปรีชา วิชิตพันธ์
บัญชา ลีลานิภาวรรณ
สุวัฒนา โภคสวัสดิ์
ปราโมทย์ ตันวัฒนะ
กันยา ปาละวิวัธน์
จตุพร ทองทาบ
ประชา ศิวเวทกุล

บรรณาธิการ
สมศรี ดาวฉาย

กองบรรณาธิการ
พิเชฐ พงศาภักดี
ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์
ระวีวรรณ รัตนขจรศักดิ์
ชะเอม ไพเราะ
โสภา บรรลือโชคัย
วีรศักดิ์ อังคณานุวัฒน์
ดนัย สิงห์คลีวรรณ
กุศล เพ็ชรทรัพย์
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 ที่ตีพิมพ์เผยแพร่ในวารสารอุปกรณ์การแพทย์ไทยฉบับนี้เป็นความคิดเห็นเฉพาะตัวของผู้เขียน ทางกองบรรณาธิการไม่จำเป็นต้องเห็นด้วย และไม่ผูกพันกับสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย"

วารสารสมาคม
อุปกรณ์การแพทย์
ปีที่1 ฉบับที่ 1 พฤศจิกายน 2545
ISSN 1685-6244

บรรณาธิการ

วารสารสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทยฉบับปฐมฤกษ์เป็นฉบับประชุมวิชาการอุปกรณ์การแพทย์ ครั้งที่ 15 ***เรื่อง "ความก้าวหน้าของอุปกรณ์การแพทย์ใน ICU กับระบบรับรองคุณภาพโรงพยาบาล"*** ระหว่างวันที่ 21-22 พฤศจิกายน 2545 ณ ห้องประชุมกรุงเทพบอลรูม โรงแรมรอยัลซิตี้ ถนนบรมราชชนนี กรุงเทพมหานคร การจัดประชุมครั้งนี้เป็นความร่วมมือระหว่างสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทยและโครงการวิจัยและพัฒนาอุปกรณ์ชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล

เนื้อหาในเล่มจะมี 2 ส่วน โดย**ส่วนแรก**จะเป็นเอกสารประกอบการประชุมวิชาการ โดยมีเนื้อหาที่น่าสนใจ เช่น การโมนิเตอร์ในระบบประสาท, การโมนิเตอร์ในระบบไหลเวียนเลือด, การโมนิเตอร์ในระบบหายใจ, การบำรุงรักษา และการปรับเทียบค่าเครื่องช่วยหายใจ, ระบบการเฝ้าระวังใน ICU, ระบบสารสนเทศสำหรับการจัดการเครื่องมือแพทย์, การออกแบบและการสร้างซอฟท์แวร์โมนิเตอร์คลื่นสมองสำหรับคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล เป็นต้น สำหรับ**ส่วนหลัง**เป็นวารสารสมาคมฯ ซึ่งจะเป็นบทความทางวิชาการเกี่ยวกับก้าวใหม่ที่ล้ำหน้าของอุปกรณ์การแพทย์บำบัดผู้ป่วยวิกฤติ และแบบทดสอบความรู้,เครื่องควบคุมจังหวะหัวใจ,ประวัติความเป็นมาที่สำคัญและรหัสเรียกชนิดเครื่อง

หวังว่าวารสารฉบับนี้จะเป็นประโยชน์ และบรรลุตามวัตถุประสงค์ของงานทั้งสองดังกล่าว

สมศรี ดาวฉาย

โทร. 01 8068302

รูปที่ 102 หน้าบรรณาธิการของวารสารสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย

การตรวจฟังเสียงหัวใจสำหรับการวินิจฉัยโรคผ่านจดหมายอิเล็กทรอนิกส์

ผู้ช่วยศาสตราจารย์สุรนันท์ น้อยมณี
ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

1. บทนำ

เซรามิกพีโซอิเล็กตริก (Piezoelectric ceramic) ได้ถูกนำมาใช้เป็นทรานส์ดิวเซอร์ และประยุกต์ใช้กันอย่างกว้างขวาง อาทิ เป็นตัวตรวจจับระบบกันขโมย ระบบตรวจวัดในเครื่องจักรกล เครื่องดนตรี คีย์บอร์ดคอมพิวเตอร์ อุปกรณ์บางชิ้นในคอมพิวเตอร์ ไมโครโฟน หรือลำโพงที่ตอบสนองความถี่สูง จนกระทั่งอุปกรณ์อุลตราโซนิกทางการแพทย์ โดยทั่วไปแล้วการผลิตเซรามิกพีโซอิเล็กตริกในเชิงพาณิชย์ ต้นทุนจะต่ำกว่าผลึกเดี่ยว จึงทำให้อุปกรณ์พีโซอิเล็กตริกทราน - สดิวเซอร์ ผลิตจากเซรามิกเป็นส่วนใหญ่ สาเหตุที่ผู้วิจัยนำเอาสารประกอบพีแซดที (PZT, Lead Zirconate Titanate) ซึ่งเป็นสารผสมของตะกั่วเซอร์โคเนตติตาเนตมาใช้เป็นตัวตรวจจับสัญญาณเสียงหัวใจ เนื่องจากพีแซดทีมีชั้นเชื่อมต่อ (coupling layer) ที่สามารถจะเชื่อมต่อสัญญาณเสียงหัวใจจากเนื้อเยื่อบาง ๆ (tissue) แล้วส่งผ่านชั้นเชื่อมต่อไปพีแซดทีได้โดยไม่มีคลื่นสะท้อนกลับ ในการผลิตทำได้โดยการเตรียมผงเซรามิกพีแซดที แล้วผ่านกระบวนการอบ ร่อน ขึ้นรูป และเผาจนแกร่งเป็นเซรามิก (sinter) ที่อุณหภูมิ 1,150°ซ เป็นเวลาประมาณ 2 ชั่วโมง

เมื่อออกจากเตาเผาจึงนำมาทำขั้ว (Polarizing) โดยการผ่านสนามไฟฟ้าประมาณ 10 กิโลโวลต์/ซ.ม.แล้ววัดคุณสมบัติของการเป็นพีโซอิเล็กตริก โดยผ่านกระบวนการดูดกลืนรังสีเอ็กซ์ จากนั้นจึงออกแบบวงจรขยายสัญญาณ ในที่นี้คือสัญญาณเสียงหัวใจ โดยออกแบบให้มีความถี่ตอบสนองของวงจรประมาณ 200 เฮิร์ตซ์ วงจรแปลงสัญญาณจากอะนาลอกเป็นสัญญาณดิจิตอล

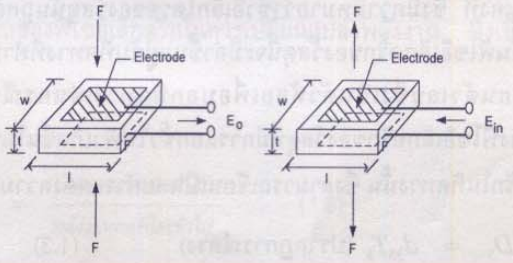
รูปที่ 103 หน้า 98 ของวารสารสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย

วงจรสำหรับต่อประสาน. (Interface) กับคอมพิวเตอร์ และเขียนซอฟต์แวร์เพื่อติดต่อกับวงจรฮาร์ดแวร์ดังกล่าว แล้วพล็อตเป็นกราฟสเปกตรัมแสดงออกทางหน้าจอคอมพิวเตอร์

2. ทฤษฎีเบื้องต้น

2.1 สารประกอบพีแซดที และความเป็นพีโซอิเล็กตริก

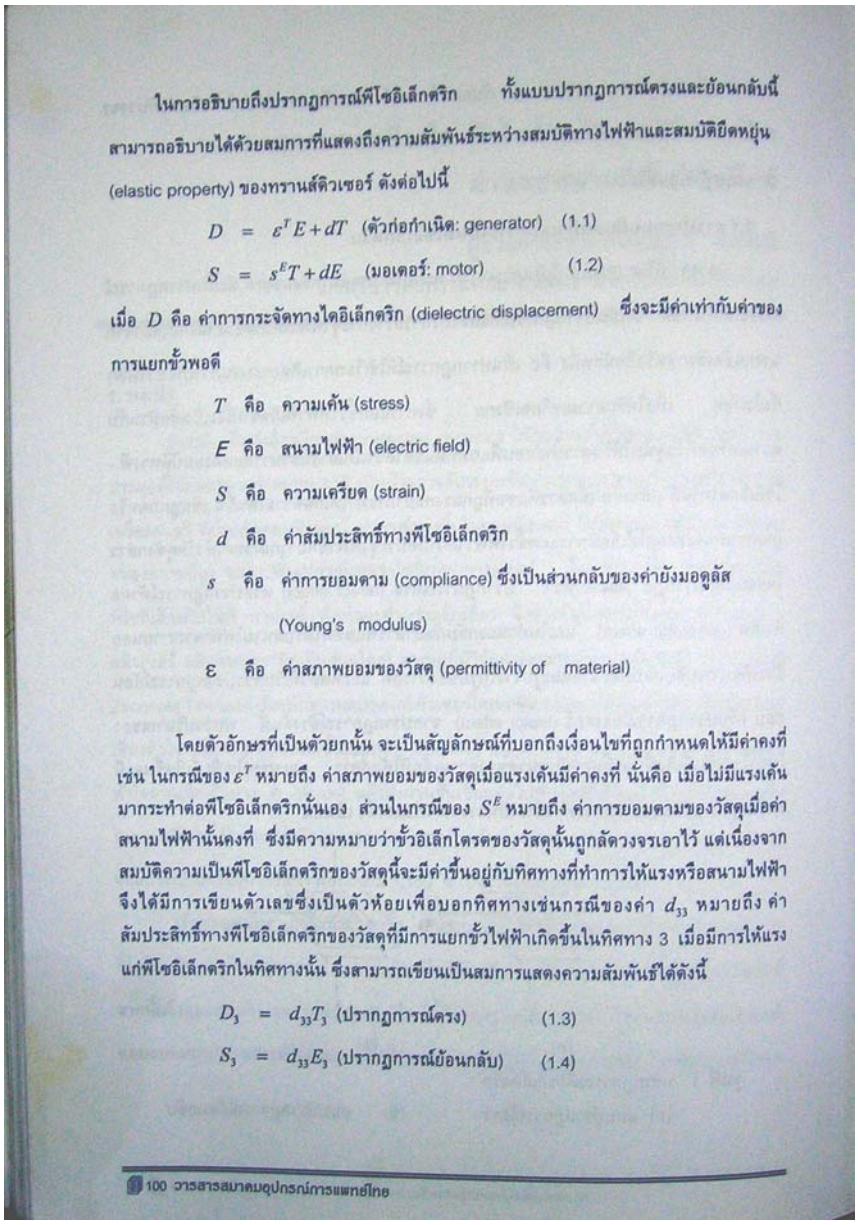
คำว่า "พีโซ" (Piezo) นี้เป็นภาษากรีก หมายถึง แรงดัน หรือแรงกด ดังนั้นปรากฏการณ์พีโซอิเล็กตริกซิตี้ จึงเป็นปรากฏการณ์ที่แสดงถึงการสร้างประจุไฟฟ้าให้เกิดขึ้นอันเป็นผลมาจากแรงกดอัดเชิงกลหรืออีกนัยหนึ่ง คือ เป็นปรากฏการณ์ที่ใช้เรียกการเกิดกระบวนการเกิดขั้วไฟฟ้าขึ้นในวัสดุ เมื่อได้รับความเครียดเชิงกล ซึ่งการแยกขั้วไฟฟ้าที่เกิดขึ้นนี้จะเป็นสัดส่วนกับความเครียดที่วัสดุนั้นได้รับสารประกอบพีแซดทีนั้นจัดได้ว่าเป็นสารที่สามารถแสดงสมบัติทางพี - โซอิเล็กตริกได้ดี กล่าวคือ เมื่อสารพีแซดทีถูกแรงกลมากระทำให้เกิดความเค้นขึ้น เช่นถูกกดหรือถูกกระแทกจะส่งผลให้เกิดมีการแยกขั้วไฟฟ้า และเกิดประจุไฟฟ้าขึ้นมาบนผิวของตัววัสดุดังกล่าว โดยจะเรียกปรากฏการณ์แบบนี้ว่า ปรากฏการณ์ตรง (direct effect) หรือปรากฏการณ์ตัวก่อกำเนิด (generator effect) และในทำนองกลับกันถ้าสารพีแซดทีได้รับสนามไฟฟ้าจากภายนอกก็จะเกิดการเปลี่ยนแปลงขนาดและรูปร่างในรูปของการยืด และหดตัวที่เรียกว่าปรากฏการณ์ย้อนกลับ หรือปรากฏการณ์มอเตอร์ (motor effect) จากปรากฏการณ์ข้างต้นนี้ พบว่าปริมาณของโพลาไรเซชันที่เกิดขึ้นจะขึ้นอยู่กับขนาดของความเค้นที่ให้แก่สาร และประจุไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะมีค่าขึ้นอยู่กับชนิดของแรงที่กระทำ เช่น เป็นแรงกด หรือแรงดึง เป็นต้น



(ก) (ข)

รูปที่ 1 ปรากฏการณ์พีโซอิเล็กตริก
(ก) แบบปรากฏการณ์ตรง (ข) แบบปรากฏการณ์ย้อนกลับ

รูปที่ 104 หน้า 99 ของวารสารสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย



ในการอธิบายถึงปรากฏการณ์พีโซอิเล็กตริก ทั้งแบบปรากฏการณ์ตรงและย้อนกลับนี้ สามารถอธิบายได้ด้วยสมการที่แสดงถึงความสัมพันธ์ระหว่างสมบัติทางไฟฟ้าและสมบัติยืดหยุ่น (elastic property) ของทรานส์ดิวเซอร์ ดังต่อไปนี้

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

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

เมื่อ D คือ ค่าการกระจัดทางไดอิเล็กตริก (dielectric displacement) ซึ่งจะมีค่าเท่ากับค่าของการแยกขั้วพอดี

T คือ ความเค้น (stress)

E คือ สนามไฟฟ้า (electric field)

S คือ ความเครียด (strain)

d คือ ค่าสัมประสิทธิ์ทางพีโซอิเล็กตริก

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

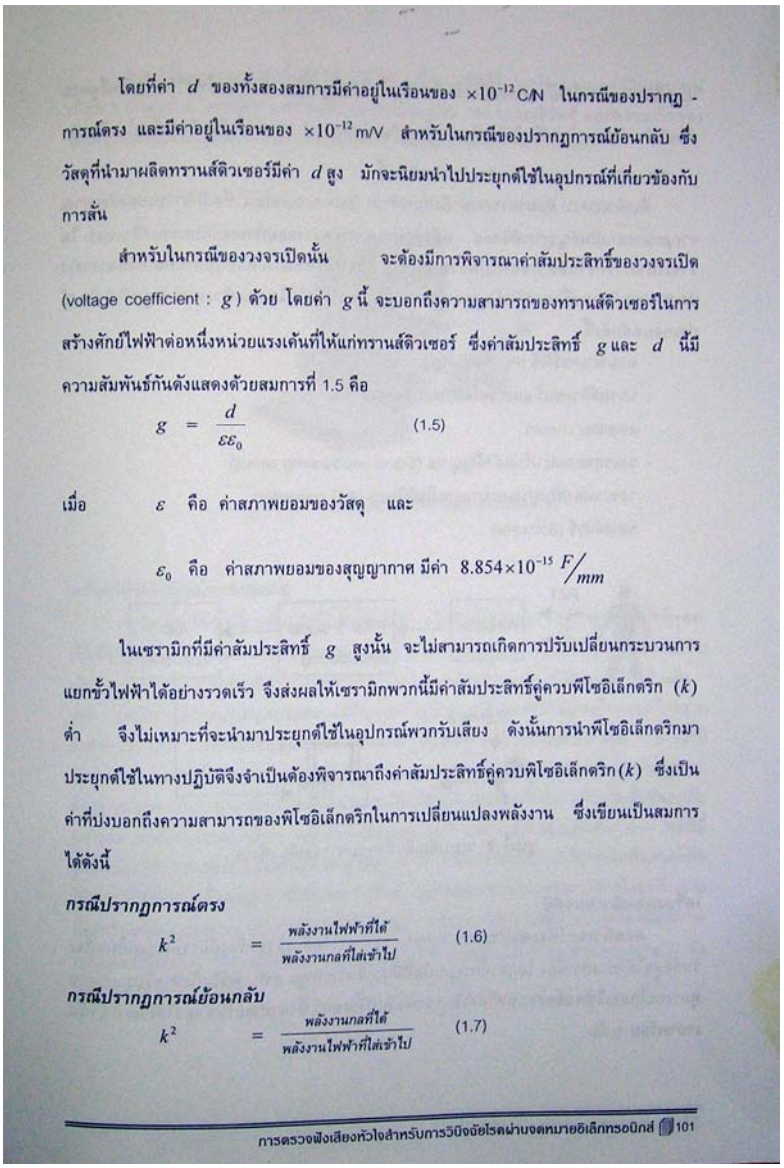
ε คือ ค่าสภาพยอมของวัสดุ (permittivity of material)

โดยตัวอักษรที่เป็นตัวยกนั้น จะเป็นสัญลักษณ์ที่บอกถึงเงื่อนไขที่ถูกกำหนดให้มีค่าคงที่ เช่น ในกรณีของ ε^T หมายถึง ค่าสภาพยอมของวัสดุเมื่อแรงเค้นมีค่าคงที่ นั่นคือ เมื่อไม่มีแรงเค้นมากระทำต่อพีโซอิเล็กตริกนั่นเอง ส่วนในกรณีของ S^E หมายถึง ค่าการยอมตามของวัสดุเมื่อค่าสนามไฟฟ้านั้นคงที่ ซึ่งมีความหมายว่าขั้วอิเล็กโตรดของวัสดุนั้นถูกลัดวงจรเอาไว้ แต่เนื่องจากสมบัติความเป็นพีโซอิเล็กตริกของวัสดุนี้จะมีค่าขึ้นอยู่กับทิศทางที่ทำการให้แรงหรือสนามไฟฟ้า จึงได้มีการเขียนตัวเลขซึ่งเป็นตัวห้อยเพื่อบอกทิศทางเช่นกรณีของค่า d_{33} หมายถึง ค่าสัมประสิทธิ์ทางพีโซอิเล็กตริกของวัสดุที่มีการแยกขั้วไฟฟ้าเกิดขึ้นในทิศทาง 3 เมื่อมีการให้แรงแก่พีโซอิเล็กตริกในทิศทางนั้น ซึ่งสามารถเขียนเป็นสมการแสดงความสัมพันธ์ได้ดังนี้

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

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

รูปที่ 105 หน้า 100 ของวารสารสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย



โดยที่ค่า d ของทั้งสองสมการมีค่าอยู่ในเรือนของ $\times 10^{-12}$ C/N ในกรณีของปรากฏการณ์ตรง และมีค่าอยู่ในเรือนของ $\times 10^{-12}$ m/V สำหรับในกรณีของปรากฏการณ์ย้อนกลับ ซึ่งวัสดุที่นำมาผลิตทรานส์ดิวเซอร์มีค่า d สูง มักจะนิยมนำไปประยุกต์ใช้ในอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้องกับการสั่น

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

$$g = \frac{d}{\varepsilon\varepsilon_0} \qquad (1.5)$$

เมื่อ ε คือ ค่าสภาพยอมของวัสดุ และ

ε_0 คือ ค่าสภาพยอมของสุญญากาศ มีค่า $8.854\times10^{-15}\ F/mm$

ในเซรามิกที่มีค่าสัมประสิทธิ์ g สูงนั้น จะไม่สามารถเกิดการปรับเปลี่ยนกระบวนการแยกขั้วไฟฟ้าได้อย่างรวดเร็ว จึงส่งผลให้เซรามิกพวกนี้มีค่าสัมประสิทธิ์คู่ควบพีโซอิเล็กตริก (k) ต่ำ จึงไม่เหมาะที่จะนำมาประยุกต์ใช้ในอุปกรณ์พวกรับเสียง ดังนั้นการนำพีโซอิเล็กตริกมาประยุกต์ใช้ในทางปฏิบัติจึงจำเป็นต้องพิจารณาถึงค่าสัมประสิทธิ์คู่ควบพิโซอิเล็กตริก (k) ซึ่งเป็นค่าที่บ่งบอกถึงความสามารถของพิโซอิเล็กตริกในการเปลี่ยนแปลงพลังงาน ซึ่งเขียนเป็นสมการได้ดังนี้

กรณีปรากฏการณ์ตรง

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

กรณีปรากฏการณ์ย้อนกลับ

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

การตรวจฟังเสียงหัวใจสำหรับการวินิจฉัยโรคผ่านจดหมายอิเล็กทรอนิกส์ 101

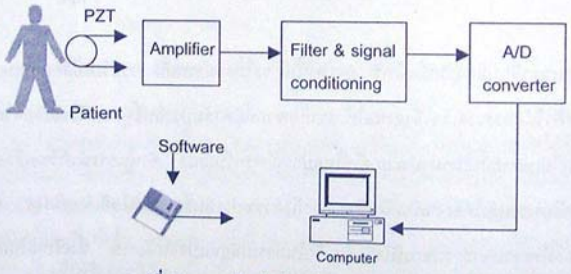
รูปที่ 106 หน้า 101 ของวารสารสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย

และเนื่องจากการเปลี่ยนแปลงพลังงานของวัสดุนั้นไม่สมบูรณ์ จึงส่งผลให้ค่าสัมประสิทธิ์คู่ควบพีโซอิเล็กตริกของวัสดุพีโซอิเล็กตริกส่วนใหญ่มีค่าน้อยกว่า 1 เสมอ (นั่นคือ k จะมีค่าไม่เกิน 1)

2.2 หลักการของดีเอคิวสำหรับงานวิจัยนี้

ดีเอคิว(DAQ) ย่อมาจากภาษาอังกฤษคำว่า Data Acquisition ซึ่งเป็นการแปลงสัญญาณจากอะนาลอกเป็นสัญญาณดิจิตอล แล้วต่อประสานระหว่างคอมพิวเตอร์กับทรานส์ดิวเซอร์ ไม่ว่าจะเป็นการทรานส์ดิวเซอร์กับพอร์ตอนุกรม หรือพอร์ตขนาน หรือแม้กระทั่งร่องหลายทาง (Multi-slot) ก็ตามเพื่อการรับข้อมูลจากทรานส์ดิวเซอร์เข้าไปในคอมพิวเตอร์ ดังรูปที่ 2 มีองค์ประกอบหลักดังนี้

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



รูปที่ 2 ระบบดีเอคิวสำหรับการวัดเสียงหัวใจ

เครื่องคอมพิวเตอร์พีซี

คอมพิวเตอร์ที่จะต่อประสาน (Interface) กับการ์ดดีเอคิวจะต้องมีความเร็วมากพอที่จะรับข้อมูลได้อย่างต่อเนื่อง โดยอาศัยระบบบัสที่มีประสิทธิภาพสูง อาทิ พีซีไอบัสสำหรับระบบควบคุมระยะไกลจะใช้พอร์ตขนานหรือที่เรียกว่าพอร์ตปริ้นเตอร์ ซึ่งสามารถรับข้อมูลได้ทีละ 8 บิทในเวลาพร้อม ๆ กัน

รูปที่ 107 หน้า 102 ของวารสารสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย

สำหรับในการทดลองครั้งนี้ผู้วิจัยได้ใช้คอมพิวเตอร์ที่มีไมโครโพรเซสเซอร์อินเทลเพนเทียม 2 ดังรูปที่ 3 โดยมีความเร็วของระบบบัสประมาณ 100 เมกะเฮิร์ตซ์ และความเร็วของไมโครโพรเซสเซอร์ประมาณ 133 เมกะเฮิร์ตซ์เท่านั้นเองก็สามารถทำงานได้แล้ว

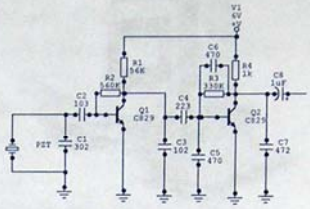
รูปที่ 3 คอมพิวเตอร์พีซีที่ใช้ในการทดลอง

ทรานส์ดิวเซอร์และวงจรขยาย

เป็นอุปกรณ์ซึ่งเปลี่ยนตัวแปรที่ไม่ใช่ตัวแปรทางไฟฟ้าเป็นอินพุต และทางด้านเอาต์พุตจะเป็นสัญญาณไฟฟ้า ได้แก่ แรงดัน กระแส ความถี่ หรือความกว้างของสัญญาณพัลซ์ที่สัมพันธ์กับปริมาณของตัวแปรทางด้านอินพุตในอุดมคติความสัมพันธ์ดังกล่าวจะต้องมีลักษณะเป็นเชิงเส้น เช่น แรงดันทางด้านเอาต์พุตของทรานส์ดิวเซอร์ที่ใช้วัดความดันจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความดันที่จ่ายเข้ามา แต่ก็ไม่จริงเสมอไปที่ความสัมพันธ์ดังกล่าวจะต้องเป็นแบบเชิงเส้น อาจจะมีลักษณะเป็นลอการิทึม หรือกฎของกำลังก็ได้ เราสามารถที่จะดูผลของขนาดตัวแปรอินพุตจากสัญญาณไฟฟ้าที่ได้ทางเอาต์พุตได้ ส่วนปริมาณที่วัดได้จะมีค่าถูกต้องแม่นยำเพียงใดนั้นขึ้นอยู่กับความคลาดเคลื่อนของสมมติฐาน ผลตอบสนองเชิงความถี่ และการวินิจฉัยบรรทัดฐาน กรณีนี้ผู้วิจัยเลือกใช้พีแซดทีมาเป็นทรานส์ดิวเซอร์ดังรูปที่ 4 เนื่องจากสามารถปรับค่าอิมพีแดนซ์เพื่อให้เข้ากันได้กับเนื้อเยื่อของผู้ป่วยได้โดยการปรับส่วนผสมและความหนาของการทำพีแซดที จากนั้นจึงป้อนเข้าวงจรขยาย (ในงานวิจัยนี้ใช้ไอซีเบอร์ AD627 ซึ่งเป็นไอซีสำหรับเครื่องมือวัดทางการแพทย์โดยตรง) ซึ่งจะเป็นส่วนต่อประสานระหว่างทรานสดิวเซอร์กับวงจรขยายดังกล่าว ดังรูปที่ 5 และ 6

รูปที่ 108 หน้า 103 ของวารสารสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย

รูปที่ 4 แสดงตัวทรานสดิวเซอร์ของจริงที่ทำจากพีแซดที



รูปที่ 5 วงจรปรีแอมป์ของพีแซดทีเพื่อป้อน AD627

จากรูปที่ 5 เป็นวงจรพรีแอมป์เพื่อขยายสัญญาณจากพีแซดทีเพื่อให้ได้ขนาดของสัญญาณแรงดันสูงขึ้นเพื่อป้อนเข้าวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านในรูปที่ 6 เพื่อกรองความถี่ที่ไม่ต้องการทิ้งไป

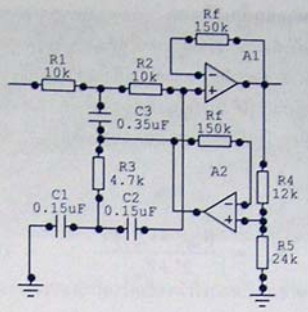
วงจรกรองและปรับแต่งสัญญาณ

สัญญาณที่ได้จากทรานส์ดิวเซอร์จะต้องถูกปรับแต่งให้อยู่ในรูปที่เหมาะสม เราจึงต้องเพิ่มในส่วนของวงจรปรับแต่งสัญญาณเพื่อที่สามารถจะขยายสัญญาณของเสียงหัวใจได้ถูกต้อง โดยการกรองสัญญาณที่ไม่ต้องการทิ้งแล้วให้เหลือสัญญาณของเสียงหัวใจเพียงอย่างเดียว ซึ่งต้องนำเอาสัญญาณที่ได้ผ่านวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำแบบทวินทีออเดอร์ที่ 1 (Twin T low-pass filter order 1st) ซึ่งมีสมการดังนี้

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

ซึ่งจะทำให้การวัดสัญญาณเป็นไปอย่างถูกต้อง ในการทดลองครั้งนี้ผู้วิจัยได้จัดทำวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านประมาณ 200 เฮิร์ตซ์ โดยไอซีออปแอมป์และทรานซิสเตอร์ของบริษัทเท็กซัสอินสตรูเม้นต์จำกัดดังรูปที่ 7

รูปที่ 109 หน้า 104 ของวารสารสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย



รูปที่ 6 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบทวินทีออเดอร์ที่ 1

จากรูปที่ 6 ค่าของอุปกรณ์สามารถกำหนดได้ดังนี้คือ

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

R1 = R2 = R

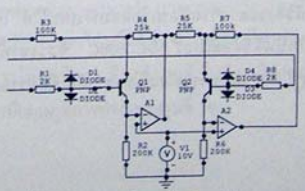
C1 = C 2 = C

R3 = 0.5R

C3 = 2C

R4 = 0.547R5 (Ratio)

จากนั้นเมื่อได้สัญญาณที่ต้องการซึ่งเป็นสัญญาณเสียงหัวใจ แล้วจึงป้อนผ่านตัวต้านทาน R8 ซึ่งเป็นอินพุตของวงจรดังรูปที่ 7 ซึ่งเป็นวงจรปรับแต่งสัญญาณโดยใช้ออปแอมป์เบอร์ AD627 ซึ่งเป็นไอซีสำหรับเครื่องมือทางการแพทย์โดยเฉพาะ และสามารถใช้กับแรงดันจ่ายได้กว้างตั้งแต่ ± 2.2 โวลท์ ถึง ± 18 โวลท์



รูปที่ 7 วงจรภายในของไอซีเบอร์ AD627

รูปที่ 110 หน้า 105 ของวารสารสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย

วงจรแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นดิจิตอล

เนื่องจากสัญญาณที่ได้จากทรวงอกผู้ป่วยเป็นสัญญาณอะนาลอกในรูปของแรงดันต่อเนื่อง (ผ่านวงจรในรูปที่ 5 รูปที่ 6 และรูปที่ 7 มาแล้ว) ก็ยังไม่สามารถป้อนให้คอมพิวเตอร์ได้โดยตรง เราจึงต้องแปลงสัญญาณดังกล่าวให้เป็นสัญญาณดิจิตอลที่มีความสัมพันธ์กับแรงดันอะนาลอกอินพุตซึ่งผลลัพธ์ที่ได้จะอยู่ในรูปเอ็นบิต (N-bit) ของเลขฐานสอง ซึ่งมีความสัมพันธ์กับแรงดันอะนาลอกอินพุตดังนี้

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

โดยที่ V_{in} = แรงดันของอะนาลอกอินพุต

V_{ref+} = แรงดันอ้างอิงทางด้านบวก

V_{ref-} = แรงดันอ้างอิงทางด้านลบ

และสมมุติให้โลจิก "0" เป็นค่าต่ำสุดของแรงดันอะนาลอกที่ถูกแปลงมาแล้ว สำหรับแรงดันสูงสุดฯ จะขึ้นอยู่กับการเปลี่ยนค่าแต่ละขั้นซึ่งความละเอียดของแต่ละขั้นทางด้านดิจิตอลนั้นกำหนดจาก

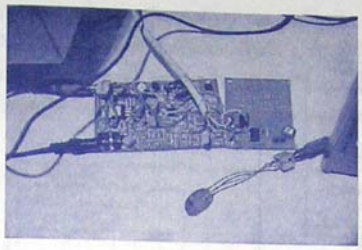
$$V_{in} = \frac{(V_{ref+} - V_{ref-})N}{2^n} \qquad (1.10)$$

โดยที่ค่าเอ็น (N) จะมีค่าไม่เกินโลจิก "1" ดังนั้นจึงสามารถแปลงสัญญาณจากอะนาลอกเป็นดิจิตอลได้โดยการหาค่าของเอ็นดังนี้

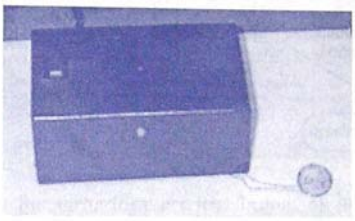
$$N = Int\left\{\frac{2^n(V_{in} - V_{ref-})}{(V_{ref+} - V_{ref-})}\right\} \qquad (1.11)$$

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

รูปที่ 111 หน้า 106 ของวารสารสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย



รูปที่ 8 แผงวงจรของเครื่องวัดเสียงหัวใจก่อนป้อนเข้าคอมพิวเตอร์

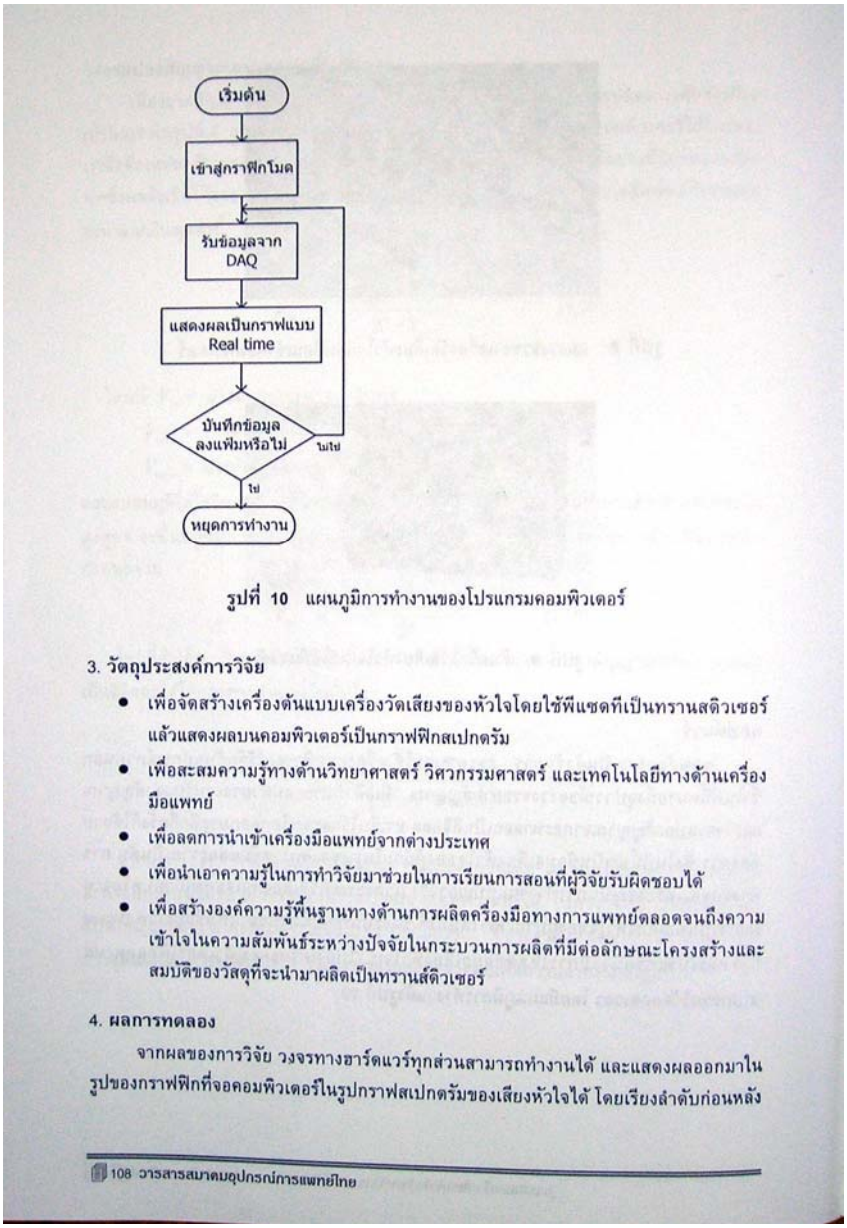


รูปที่ 9 ตัวเครื่องวัดเสียงหัวใจโดยใช้พีแซดที

ซอฟต์แวร์

ซอฟต์แวร์จะเป็นตัวจัดการ และควบคุมให้เครื่องคอมพิวเตอร์รู้จักกับอุปกรณ์ภายนอก ซึ่งในที่นี้หมายถึงอุปกรณ์ของวงจรขยายสัญญาณ ดีเอคิวที่ประกอบด้วยวงจรปรับแต่งสัญญาณ และวงจรแปลงสัญญาณจากอะนาลอกเป็นดิจิตอล มาเก็บไว้และจะเรียกออกมาดูอีกกี่ครั้งก็ได้ตามต้องการ ซึ่งในที่นี้จะเป็นข้อมูลเสียงหัวใจของผู้ป่วยในรูปของสเปกตรัมแต่ละรายเป็นต้น การทำงานของเครื่องจะเป็นการทำงานแบบเวลาจริง (เวลาขณะที่วัดเสียงหัวใจของผู้ป่วย) หรือจะดูผลการบันทึกเสียงหัวใจของผู้ป่วยเวลาไหนก็ได้ ซึ่งจะบันทึกอยู่ในรูปของแฟ้มข้อมูลเวฟ (Wave file) และโปรแกรมนี้จะมีการโหลดข้อมูลเสียงหัวใจเข้าไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อแสดงผลสเปกตรัมได้ตลอดเวลา โดยมีแผนภูมิการทำงานดังรูปที่ 10

รูปที่ 107 หน้า 107 ของวารสารสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย



รูปที่ 10 แผนภูมิการทำงานของโปรแกรมคอมพิวเตอร์

3. วัตถุประสงค์การวิจัย

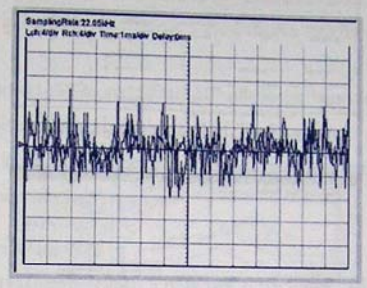
- เพื่อจัดสร้างเครื่องต้นแบบเครื่องวัดเสียงของหัวใจโดยใช้พีแซดทีเป็นทรานสดิวเซอร์ แล้วแสดงผลบนคอมพิวเตอร์เป็นกราฟฟิกสเปกตรัม
- เพื่อสะสมความรู้ทางด้านวิทยาศาสตร์ วิศวกรรมศาสตร์ และเทคโนโลยีทางด้านเครื่องมือแพทย์
- เพื่อลดการนำเข้าเครื่องมือแพทย์จากต่างประเทศ
- เพื่อนำเอาความรู้ในการทำวิจัยมาช่วยในการเรียนการสอนที่ผู้วิจัยรับผิดชอบได้
- เพื่อสร้างองค์ความรู้พื้นฐานทางด้านการผลิตครื่องมือทางการแพทย์ตลอดจนถึงความเข้าใจในความสัมพันธ์ระหว่างปัจจัยในกระบวนการผลิตที่มีต่อลักษณะโครงสร้างและสมบัติของวัสดุที่จะนำมาผลิตเป็นทรานส์ดิวเซอร์

4. ผลการทดลอง

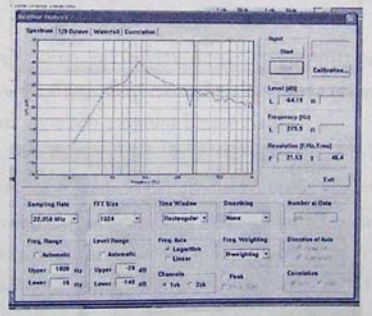
จากผลของการวิจัย วงจรทางฮาร์ดแวร์ทุกส่วนสามารถทำงานได้ และแสดงผลออกมาในรูปของกราฟฟิกที่จอคอมพิวเตอร์ในรูปกราฟสเปกตรัมของเสียงหัวใจได้ โดยเรียงลำดับก่อนหลัง

รูปที่ 113 หน้า 108 ของวารสารสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย

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



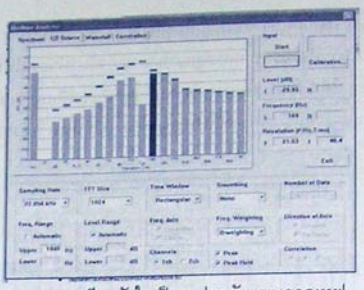
รูปที่ 11 สัญญาณก่อนเข้าวงจรปรับแต่งสัญญาณ



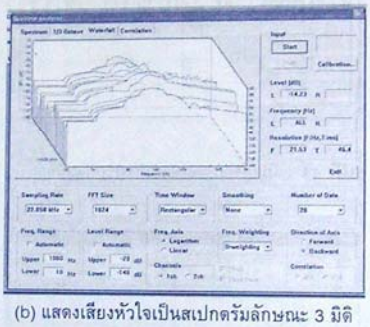
รูปที่ 12 สเปกตรัมความถี่ของเสียงหัวใจแบบเวลาจริงที่ได้จากการทดลอง

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

รูปที่ 114 หน้า 109 ของวารสารสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย



(a) แสดงเสียงหัวใจเป็นสเปกตรัมแบบออกเทฟ

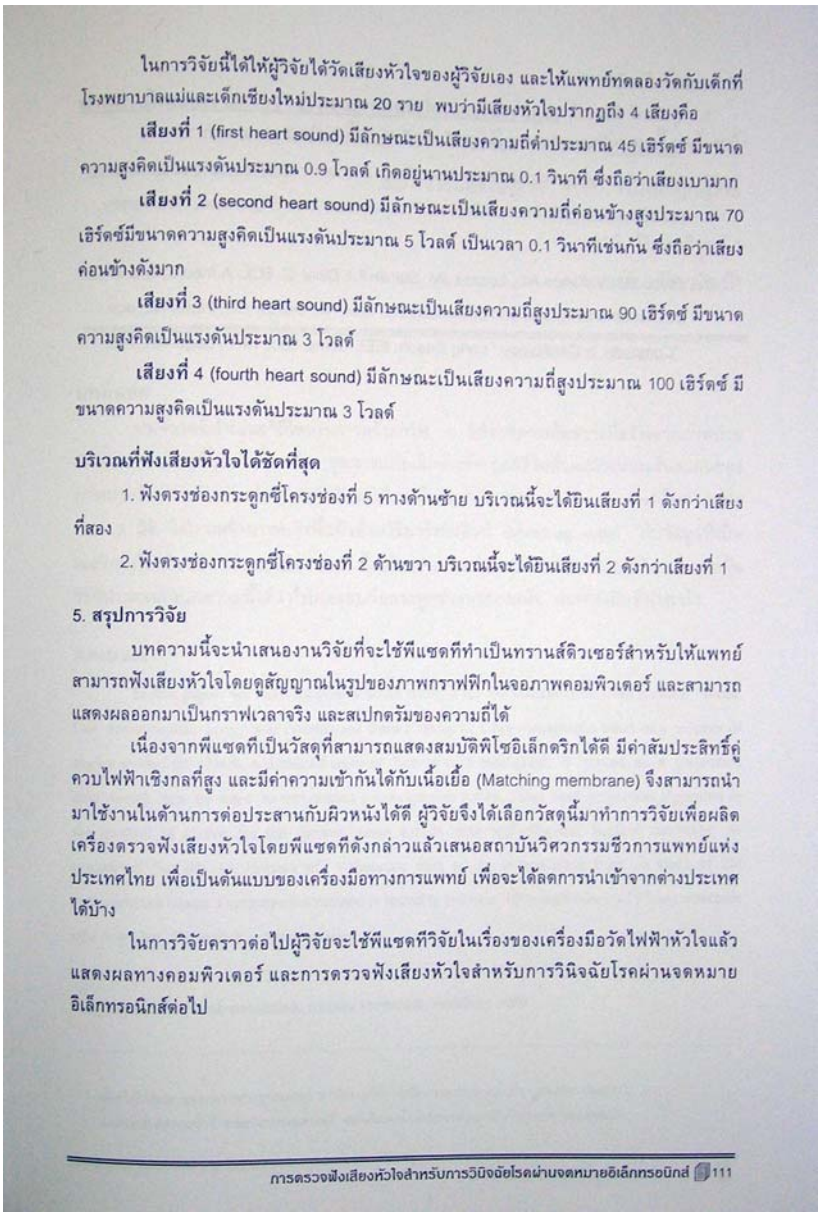


(b) แสดงเสียงหัวใจเป็นสเปกตรัมลักษณะ 3 มิติ

(c) ภาพถ่ายจอคอมพิวเตอร์ที่กำลังแสดงผล

รูปที่ 13 ภาพถ่ายสเปกตรัมจากหน้าจอคอมพิวเตอร์

รูปที่ 115 หน้า 110 ของวารสารสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย



ในการวิจัยนี้ได้ให้ผู้วิจัยได้วัดเสียงหัวใจของผู้วิจัยเอง และให้แพทย์ทดลองวัดกับเด็กที่โรงพยาบาลแม่และเด็กเชียงใหม่ประมาณ 20 ราย พบว่ามีเสียงหัวใจปรากฏถึง 4 เสียงคือ

เสียงที่ 1 (first heart sound) มีลักษณะเป็นเสียงความถี่ต่ำประมาณ 45 เฮิร์ตซ์ มีขนาดความสูงคิดเป็นแรงดันประมาณ 0.9 โวลต์ เกิดอยู่นานประมาณ 0.1 วินาที ซึ่งถือว่าเสียงเบามาก

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

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

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

บริเวณที่ฟังเสียงหัวใจได้ชัดที่สุด

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

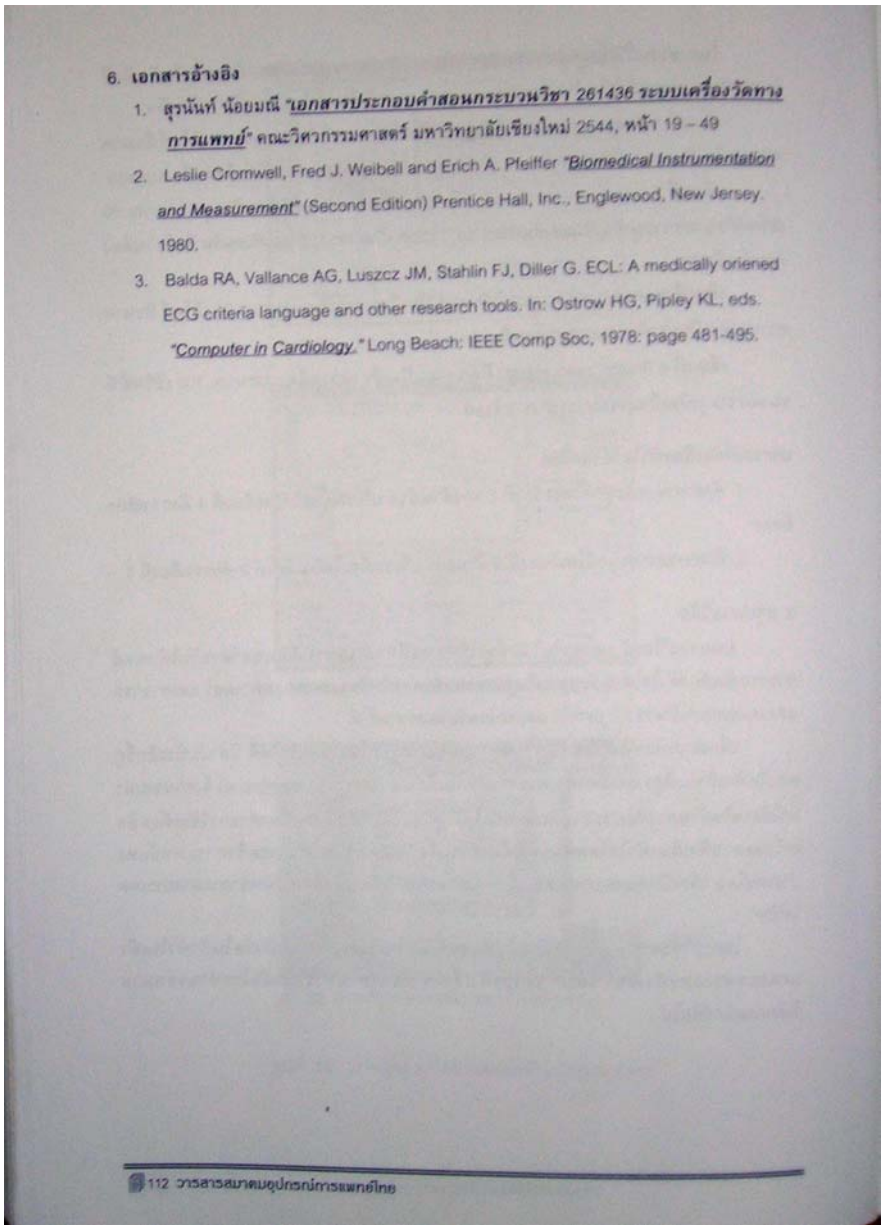
5. สรุปการวิจัย

บทความนี้จะนำเสนองานวิจัยที่จะใช้พีแซดทีทำเป็นทรานส์ดิวเซอร์สำหรับให้แพทย์สามารถฟังเสียงหัวใจโดยดูสัญญาณในรูปของภาพกราฟฟิกในจอภาพคอมพิวเตอร์ และสามารถแสดงผลออกมาเป็นกราฟเวลาจริง และสเปกตรัมของความถี่ได้

เนื่องจากพีแซดทีเป็นวัสดุที่สามารถแสดงสมบัติพิโซอิเล็กตริกได้ดี มีค่าสัมประสิทธิ์คู่ควบไฟฟ้าเชิงกลที่สูง และมีค่าความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ (Matching membrane) จึงสามารถนำมาใช้งานในด้านการต่อประสานกับผิวหนังได้ดี ผู้วิจัยจึงได้เลือกวัสดุนี้มาทำการวิจัยเพื่อผลิตเครื่องตรวจฟังเสียงหัวใจโดยพีแซดทีดังกล่าวแล้วเสนอสถาบันวิศวกรรมชีวการแพทย์แห่งประเทศไทย เพื่อเป็นต้นแบบของเครื่องมือทางการแพทย์ เพื่อจะได้ลดการนำเข้าจากต่างประเทศได้บ้าง

ในการวิจัยคราวต่อไปผู้วิจัยจะใช้พีแซดทีวิจัยในเรื่องของเครื่องมือวัดไฟฟ้าหัวใจแล้วแสดงผลทางคอมพิวเตอร์ และการตรวจฟังเสียงหัวใจสำหรับการวินิจฉัยโรคผ่านจดหมายอิเล็กทรอนิกส์ต่อไป

รูปที่ 116 หน้า 111 ของวารสารสมาคมอุปกรณ์การแพทย์ไทย



6. เอกสารอ้างอิง

1. สุรนันท์ น้อยมณี "*เอกสารประกอบคำสอนกระบวนวิชา 261436 ระบบเครื่องวัดทางการแพทย์*" 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 oriened 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

.....