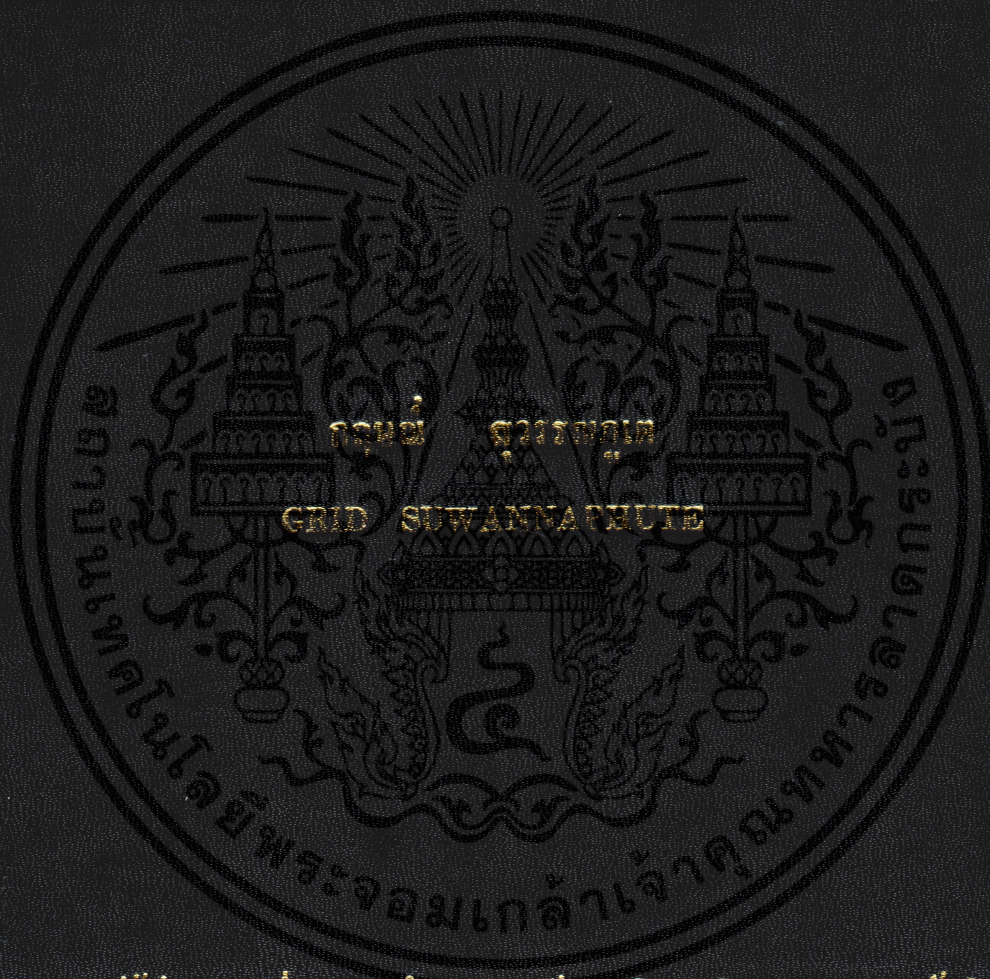


การพัฒนาเครื่องอัลตราซาวด์สำหรับกายภาพบำบัด

DEVELOPMENT OF AN ULTRASONIC PHYSIOTHERAPY DEVICE



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาฟิสิกส์ประยุกต์

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2544

ISBN 974-648-358-7

การพัฒนาเครื่องอัลตราซาวด์สำหรับกายภาพบำบัด

DEVELOPMENT OF AN ULTRASONIC PHYSIOTHERAPY DEVICE



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาฟิสิกส์ประยุกต์

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2544

ISBN 974 - 648 - 358 - 7

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน **40644**
วัน, เดือน, ปี **18 ต.ค. 2544**

.b.....
.i.....

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

DEVELOPMENT OF AN ULTRASONIC PHYSIOTHERAPY DEVICE



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT

OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF

MASTER OF SCIENCE IN APPLIED PHYSICS

SCHOOL OF GRADUATE STUDIES

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

2001

ISBN 974 - 648 - 358 - 7

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2001

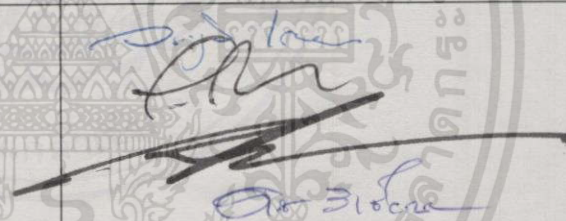
SCHOOL OF GRADUATE STUDIES

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บัณฑิตวิทยาลัย
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การพัฒนาเครื่องอัลตราซาวด์สำหรับกายภาพบำบัด
DEVELOPMENT OF AN ULTRASONIC PHYSIOTHERAPY
DEVICE
ชื่อนักศึกษา นายกฤษณ์ สุวรรณภูเต
รหัสประจำตัว 39065002
ปริญญา วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา ฟิสิกส์ประยุกต์
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์ รศ.ดร.อารีย์ วิเชียรฉาย

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์	ลายมือชื่อ
ผศ.ดร.วราวุฒิ เถาถัดดา	
ผศ.ดร.ประยงค์ ควงดี	
ผศ.วิจิต ศิริโชติ	
รศ.ดร.อารีย์ วิเชียรฉาย	

วัน / เดือน / ปี ที่สอบ 4 กรกฎาคม 2544 เวลา 10.00-12.00 น.

สถานที่สอบ ณ อาคารจุฬารัตนวลัยลักษณ์ ชั้น 3 ห้อง 307

บัณฑิตวิทยาลัยรับรองแล้ว

(รศ.ดร.บุญวัฒน์ อัดชู)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

วันที่ ๑๖ เดือน กรกฎาคม พ.ศ. ๒๕๔๔

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การพัฒนาเครื่องอัลตราซาวด์สำหรับกายภาพบำบัด
นักศึกษา	นายกฤษณ์ สุวรรณภูเต
รหัสประจำตัว	39065002
ปริญญา	วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	ฟิสิกส์ประยุกต์
พ.ศ.	2544
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์	รศ.ดร.อารีย์ วิเชียรฉาย

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นการพัฒนาและสร้างเครื่องต้นแบบอัลตราซาวด์ สำหรับการนำไปใช้ด้านกายภาพบำบัด โดยเครื่องอัลตราซาวด์ที่พัฒนาขึ้นประกอบด้วย วงจรกำเนิดสัญญาณพัลส์ วงจรสร้างความถี่ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ วงจรตั้งเวลา วงจรขยายกำลัง วงจรแสดงผลการทำงานเป็นตัวเลข และวงจรป้องกันทรานสดิวเซอร์ โดยมีความเข้มพลังงานส่งออกสูงสุด 3 วัตต์ต่อตารางเซนติเมตรที่ความถี่ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ด้วยทรานสดิวเซอร์ขนาด 5 ตารางเซนติเมตร ทำการทดสอบประสิทธิภาพของความเข้มพลังงานส่งออกด้วยเทคนิคการวัดคลื่นอัลตราซาวด์ มีความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ตั้งแต่ -11.05 เปอร์เซ็นต์ ถึง 5.10 เปอร์เซ็นต์

Thesis Title	Development of an Ultrasonic Physiotherapy Device
Student	Mr. Grid Suwannaphute
Student ID.	39065002
Degree	Master of Science
Programme	Applied Physics
Year	2001
Thesis Advisor	Assoc.Prof.Dr.Aree Wichainchai

ABSTRACT

This thesis is a development and production of a prototype ultrasonic device for physical therapy. The ultrasonic device which was developed consists of pulse signal generator circuit, 1 MHz frequency generator circuit, timer circuit, amplifier circuit, numerical display circuit, and transducer protection circuit. This ultrasonic device has a maximum output intensity of 3 W/cm^2 at 1 MHz frequency with transducer size of 5 cm in diameter. It was tested for output intensity efficiency by utilising the technique of ultrasonic measurement. The ultrasonic device was found to have an accuracy in term of percent of reading from -11.05% to 5.10% .

กิตติกรรมประกาศ

การจัดทำวิทยานิพนธ์ในครั้งนี้ได้ประสบผลสำเร็จเป็นอย่างดี ด้วยความอนุเคราะห์ทางด้านวิชาการการแก้ปัญหา จากรองศาสตราจารย์ ดร.อารีย์ วิเชียรฉาย และ รองศาสตราจารย์สุรพล รักริฉัย อาจารย์ประจำภาควิชาฟิสิกส์ประยุกต์ คณะวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ผู้เป็นอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์และเป็นผู้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้ ในด้านวิชาการที่เกี่ยวข้องกับการทำวิทยานิพนธ์ในครั้งนี้ให้แก่ข้าพเจ้า

ข้าพเจ้าขอกราบขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วราวุฒิ เถาคัดดา ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ประยงค์ ดวงดี และผู้ช่วยศาสตราจารย์วิชิต ศิริโชค ที่กรุณาให้คำแนะนำและชี้แนะแนวทาง ในการทำวิทยานิพนธ์ จึงขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ข้าพเจ้าขอกราบขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ นายแพทย์อนันต์พัฒน์ อิมพุลทรัพย์ หัวหน้าสาขาออร์โธปิดิกส์เทคโนโลยีและการเคลื่อนที่ คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล ที่ได้อนุญาตให้ข้าพเจ้าได้ศึกษาต่อ และเป็นผู้สนับสนุนทั้งด้านวิชาการและเงินทุนในการทำวิทยานิพนธ์แก่ข้าพเจ้า และบรรดาพี่ๆ เพื่อนๆ และน้องๆ ในที่ทำงานของข้าพเจ้าทุกท่านที่มีส่วนช่วยในการทำวิทยานิพนธ์ในครั้งนี้

ข้าพเจ้าใคร่ขอกราบขอบพระคุณ บิดา - มารดา ซึ่งได้ให้การสนับสนุนในด้านการเงินและเป็นกำลังใจให้ผู้วิจัยเสมอมา

คุณค่าและประโยชน์อันพึงมีจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ผู้วิจัยขอบแต่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

กฤษณ์ สุวรรณภูเต

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VIII
สารบัญรูป.....	X
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	1
1.3 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย.....	2
1.4 ขอบเขตของการศึกษา.....	3
1.5 ขั้นตอนของการศึกษา.....	3
1.6 ประโยชน์ที่จะได้รับจากงานวิจัย.....	3
1.7 หน่วยงานที่จะนำผลงานวิจัยไปใช้ประโยชน์.....	4
บทที่ 2 พิสิกส์ของคลื่นอัลตราซาวด์.....	5
2.1 การเคลื่อนที่แบบฮาร์มอนิกของสซิดเลชัน.....	5
2.2 ความเร็วเสียง.....	8
2.3 สมการการเคลื่อนที่ของคลื่นอัลตราซาวด์ในตัวกลางและผลเฉลย 1 มิติ.....	10
2.4 อิมพีแดนซ์ กำลัง และการสะท้อน.....	15
2.4.1 อิมพีแดนซ์.....	15
2.4.2 ความหนาแน่นของกำลังในคลื่นอัลตราซาวด์.....	18
2.4.3 การสะท้อนของคลื่นที่รอยต่อ.....	20
2.4.3.1 มุมสะท้อนและการส่งผ่าน.....	20
2.4.3.2 ขนาดของคลื่นสะท้อนและคลื่นทะลุผ่าน.....	22
2.4.3.4 กำลังของคลื่นสะท้อนและคลื่นตกกระทบ.....	25
2.5 ทรานสดิวเซอร์.....	27
2.5.1 การถูกกระตุ้นทางไฟฟ้าในคลื่นต่อเนื่อง.....	28

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
2.5.2 การตอบสนองต่อความถี่	29
2.5.3 กำลังที่แผ่ออก.....	30
2.5.4 สัมประสิทธิ์เปียโซอิเล็กทริก	32
2.5.5 วงจรสมมูลของทรานสดิวเซอร์	34
บทที่ 3 ปรัชญาการณ้ของคลื่นอัลตราซาวด์ในเนื้อเยื่อของร่างกาย	38
3.1 เนื้อเยื่อ	38
3.1.1 เนื้อเยื่อผิวหนัง.....	38
3.1.2 เนื้อเยื่อเกี่ยวพัน.....	38
3.1.3 เนื้อเยื่อกล้ามเนื้อ.....	38
3.1.4 เนื้อเยื่อประสาท.....	38
3.2 ผลกระทบของคลื่นอัลตราซาวด์กับเนื้อเยื่อในร่างกาย.....	39
3.2.1 ผลจากการถูกคุกคาม.....	39
3.2.2 ผลกระทบทางกล.....	39
3.2.3 กาวีเทชัน.....	40
3.3 การลดลงของอัลตราซาวด์ในเนื้อเยื่อ	40
3.3.1 ผลของการลดลงของคลื่นอัลตราซาวด์.....	43
3.3.2 คุณสมบัติทางกลของเนื้อเยื่อชีวภาพ	45
บทที่ 4 ความปลอดภัยและการวัดประสิทธิภาพของเครื่องอัลตราซาวด์.....	46
4.1 การตรวจวัดและการทดสอบทางไฟฟ้าของเครื่องมือแพทย์.....	46
4.1.1 การทดสอบความปลอดภัยจากอันตรายของไฟฟ้าต่อเครื่องมือแพทย์.....	46
4.1.2 มาตรฐานของความปลอดภัยทางด้านไฟฟ้าของเครื่องมือแพทย์ แบบใช้ไฟฟ้า	49
4.2 การวัดกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์	52
4.2.1 ไฮโดรโฟน	52
4.2.2 เทคนิคการวัดอุณหภูมิ	53
4.2.3 เทคนิคการวัดการแผ่กระจายแรง	53

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

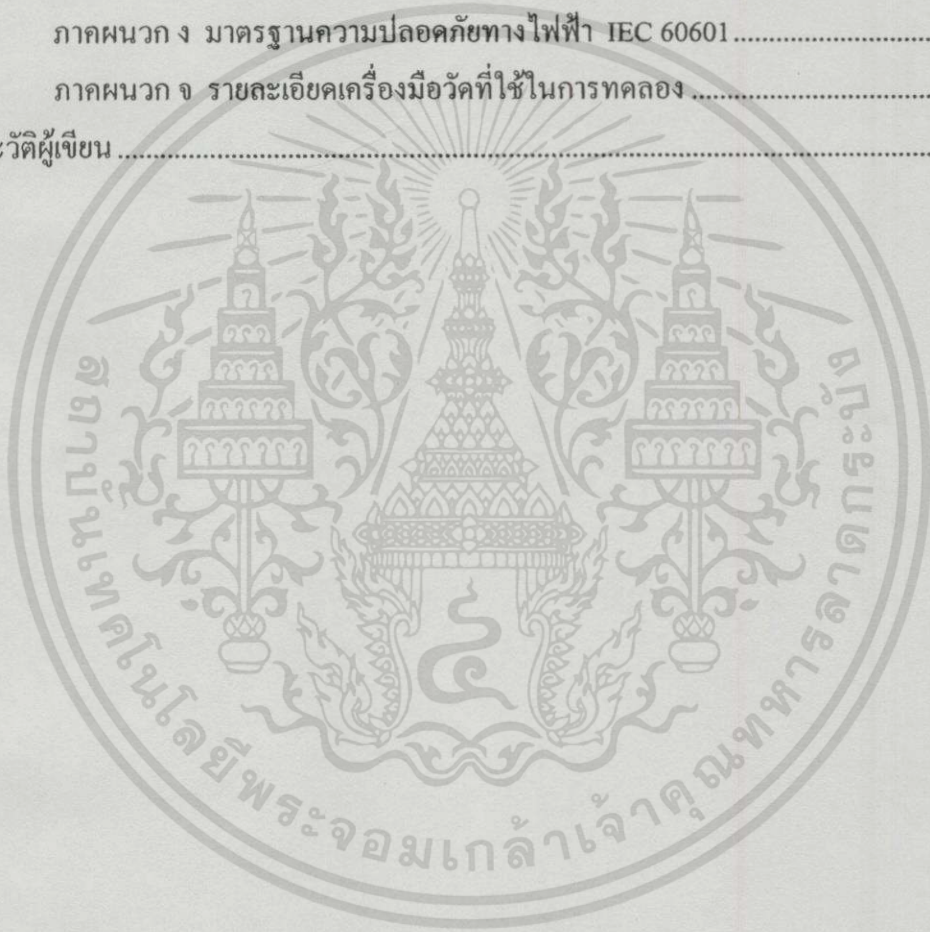
สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
4.3 การประเมินประสิทธิภาพของเครื่องอัลตราซาวด์.....	55
บทที่ 5 การออกแบบเครื่องอัลตราซาวด์สำหรับกายภาพบำบัด	57
5.1 คุณสมบัติทางเทคนิคเบื้องต้นของเครื่องอัลตราซาวด์ที่ใช้ใน ทางกายภาพบำบัดที่จะวิจัยและพัฒนาขึ้น.....	57
5.2 วงจรสร้างความถี่.....	60
การทดสอบวัดสัญญาณของวงจรสร้างความถี่ 1 เมกะเฮิรตซ์.....	63
5.3 วงจรกำเนิดสัญญาณพัลส์.....	67
การทดสอบวัดสัญญาณของวงจรกำเนิดสัญญาณพัลส์.....	68
5.4 วงจรขยายสัญญาณ.....	72
การทดสอบวัดสัญญาณของวงจรขยายสัญญาณ.....	80
5.5 การออกแบบวงจรตั้งเวลา.....	86
การทดสอบระบบตั้งเวลา.....	89
5.6 การออกแบบส่วนป้องกันทรานสดิวเซอร์.....	91
การทดสอบระบบป้องกันทรานสดิวเซอร์.....	92
5.7 ส่วนแสดงผล.....	93
การทดสอบมาตรฐานความปลอดภัยทางไฟฟ้าของเครื่อง.....	98
การทดสอบหาความสัมพันธ์ระหว่างกำลังงานทางไฟฟ้าที่ใช้ขับ ทรานสดิวเซอร์กับความหนาแน่นกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ ถูกปล่อยออกมาจากทรานสดิวเซอร์.....	104
5.8 การสร้างเครื่องวัดคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยวิธีการวัดแรงแผ่กระจาย.....	107
5.8.1 การทดลองวัดระดับกำลังส่งออกที่แสดงโดยมาตรวัดแสดงค่า บนเครื่องอัลตราซาวด์.....	116
5.8.2 การทดลองวัดการเปลี่ยนแปลงของกำลังส่งออก.....	117
บทที่ 6 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	126
บรรณานุกรม.....	129

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
ภาคผนวก.....	131
ภาคผนวก ก วงจรอิเล็กทรอนิกส์เครื่องอัดตราชาวด์ที่ออกแบบ.....	132
ภาคผนวก ข รายละเอียดของผลการทดลอง.....	142
ภาคผนวก ค เอกสารมาตรฐาน IEC 60601-2-5.....	159
ภาคผนวก ง มาตรฐานความปลอดภัยทางไฟฟ้า IEC 60601.....	172
ภาคผนวก จ รายละเอียดเครื่องมือวัดที่ใช้ในการทดลอง.....	174
ประวัติผู้เขียน.....	180



สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 แสดงค่าอิมพีแดนซ์และความเร็วของอัลตราซาวด์ในวัสดุต่างๆ	17
2.2 แสดงคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ทำทรานสดิวเซอร์ชนิดต่างๆ	33
3.1 แสดงคุณสมบัติของคลื่นเสียงในเนื้อเยื่อชีวภาพ.....	45
4.1 แสดงกระแสรั่วไหลที่วัดในสายดินของเครื่องมือคลาส 1 ชนิดต่างๆ.....	51
4.2 แสดงกระแสรั่วไหลจากทรานสดิวเซอร์ไปยังผู้ป่วยแบบ ไม่ต่อสายดินของเครื่องมือคลาส 1 ชนิดต่างๆ.....	51
5.1 ความแม่นยำของระบบตั้งเวลาตามมาตรฐาน IEC 60601-2-5	90
5.2 ผลการทดลองค่าความแม่นยำของระบบตั้งเวลา.....	90
5.3 แสดงผลการทดสอบสายดิน	102
5.4 แสดงผลการทดสอบความต้านทานฉนวน.....	103
5.5 แสดงผลการทดสอบกระแสรั่วไหลที่วัดในสายดิน	103
5.6 แสดงผลการทดสอบกระแสรั่วไหลจากทรานสดิวเซอร์ไปยังผู้ป่วย แบบไม่ต่อสายดิน	104
5.7 ผลการวัดสัญญาณที่ความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์ค่าต่างๆ.....	105
5.8 แสดงการแปลงค่าจาก กรัม เป็น วัตต์ ทรานสดิวเซอร์มีพื้นที่ เท่ากับ 5 ตารางเซนติเมตร.....	110
ผ.ข.1 แสดงกำลังส่งออกของคลื่นอัลตราซาวด์จริง กับ ค่าที่ตั้งไว้ หน่วยเป็น : วัตต์.....	143
ผ.ข.1(ต่อ) แสดงกำลังส่งออกของคลื่นอัลตราซาวด์จริง กับ ค่าที่ตั้งไว้ หน่วยเป็น : วัตต์	144
ผ.ข.2 แสดงค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่อง ค่ากำลัง 0.5 วัตต์/ตารางเซนติเมตร	145
ผ.ข.3 แสดงค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่อง ค่ากำลัง 1.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตร.....	146
ผ.ข.4 แสดงค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่อง ค่ากำลัง 1.5 วัตต์/ตารางเซนติเมตร	147
ผ.ข.5 แสดงค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่อง ค่ากำลัง 2.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตร	148

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต่อVIII จึงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง(ต่อ)

ตารางที่	หน้า
ผ.ข.6 แสดงค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่อง ค่ากำลัง 2.5 วัตต์/ตารางเซนติเมตร	149
ผ.ข.7 แสดงค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่อง ค่ากำลัง 3.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตร	150
ผ.ข.8 แสดงค่าเวลาที่ตั้งกับค่าเวลาที่อ่านได้ในช่วงตั้งแต่เวลา 1 ถึง 4 นาที.....	151
ผ.ข.9 แสดงค่าเวลาที่ตั้งกับค่าเวลาที่อ่านได้ในช่วงตั้งแต่เวลา 5 ถึง 10 นาที.....	152
ผ.ข.10 แสดงค่าเวลาที่ตั้งกับค่าเวลาที่อ่านได้ในช่วงตั้งแต่เวลา 11 ถึง 15 นาที.....	153



สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 แบบจำลองลักษณะการเคลื่อนที่แบบฮาร์โมนิก.....	6
2.2 แบบจำลองการยึดติดกันของอนุภาคในตัวกลางชนิดหนึ่ง.....	7
2.3 คลื่นตามยาวที่มีระยะขจัดทิศทางเดียวกันกับความเร็วของคลื่น.....	9
2.4 คลื่นตามขวาง.....	9
2.5 ความดันและความเร็วในวัสดุที่มีการเปลี่ยนแปลงปริมาตร.....	10
2.6 แสดง (ก) คลื่นความดันที่เวลา $t = 0$ (ข) คลื่นความดันที่เวลา $t = \Delta t$	14
2.7 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นแรงดันและความเร็วคลื่น กับความหนาแน่นของกำลัง.....	19
2.8 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นตกกระทบ คลื่นสะท้อน และคลื่นทะลุผ่าน.....	21
2.9 แสดงการเคลื่อนที่ของคลื่นจากบริเวณที่มีความเร็วแตกต่างกัน.....	22
2.10 ความดันและเวกเตอร์ความเร็วของคลื่นตกกระทบ คลื่นสะท้อน และคลื่นทะลุผ่าน.....	22
2.11 แสดงรูปแรงดันและความเร็วของคลื่นตกกระทบ คลื่นสะท้อนและ คลื่นทะลุผ่านที่รอยต่อสองบริเวณ โดยมีค่าอิมพีแดนซ์แตกต่างกัน.....	24
2.12 แสดงภาพอย่างง่ายของวัสดุเปียโซอิเล็กทริก.....	28
2.13 แสดงคลื่นสองคลื่นที่มีจุดปลายทั้งสองตรงและตรงกันที่บริเวณขอบ การกระตุ่น ที่ความถี่ต่ำที่สุดที่ทำให้เกิดเรโซแนนซ์.....	28
2.14 แสดงความสัมพันธ์ของความถี่และกำลังส่งออก เพื่อหาค่า Q	30
2.15 แสดงความสัมพันธ์ของความเร็วทั้งสองด้านของทรานสดิวเซอร์.....	32
2.16 แสดงวงจรสมมูลทางไฟฟ้าที่เรโซแนนซ์ของทรานสดิวเซอร์.....	36
2.17 แสดงวงจรสมมูลทางไฟฟ้าที่สมบรูณ์ของทรานสดิวเซอร์.....	36
2.18 แสดงภาพหน้าตัดของทรานสดิวเซอร์ที่ใช้งานจริง.....	37
2.19 แสดงภาพของทรานสดิวเซอร์ที่ใช้งานจริง.....	37
3.1 แสดงทิศทางของความเร็วและแรงกระทำในของเหลวที่ถูกดันด้วยความหนืด.....	41
3.2 การเปรียบเทียบความแตกต่างของการลดลงระหว่างความดันกับระยะทาง และความหนาแน่นพลังงานกับระยะทาง (ก) แสดงการลดลงของคลื่นแรงดันกับระยะทาง.....	44
(ข) แสดงการลดลงของความหนาแน่นพลังงานกับระยะทาง.....	44

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.1 เครื่องวิเคราะห์ความปลอดภัยทางไฟฟ้า ใช้ทดสอบความปลอดภัยทางไฟฟ้า ของเครื่องมือที่สร้างขึ้น.....	47
4.2 ผังวงจรแสดงการทดสอบกระแสรั่วไหลผ่านความต้านทานของสายดิน.....	47
4.3 ผังของรูปแบบการทดสอบสำหรับตรวจวัดกระแสไฟฟ้ารั่วไหล โดยที่ กระแสไฟฟ้ารั่วไหลนั้นถูกวัดในสายดิน ขณะที่ขั้วของสายไฟอยู่ใน ภาวะปกติและอยู่ในภาวะกลับขั้ว.....	48
4.4 แสดงการทดสอบการแยกกันทางไฟฟ้าของเครื่องมือแพทย์ โดยส่วนที่ต้องสัมผัส กับผู้ป่วยจะต้องไม่มีกระแสไฟฟ้ารั่วไหลเกินกว่าค่าที่กำหนด.....	49
4.5 เทคนิคของการสแกนรูปของลำคลื่นอัลตราซาวด์โดยใช้ไฮโดรโฟน.....	52
4.6 แสดงตัวอย่างของรูปแบบแรงดันคลื่นที่สแกนได้โดยไฮโดรโฟนที่ทรานสดิวเซอร์ ความถี่ 3 เมกกะเฮิร์ตซ์ ขนาด 10 ตารางเซนติเมตร ที่ระยะ 18 เซนติเมตร.....	52
4.7 แสดงลำคลื่นที่ตกกระทบเป้ารับเป็นมุม θ	54
4.8 แสดงเทคนิคการวัดการแผ่กระจายแรงแบบหนึ่ง.....	55
5.1 แสดงส่วนประกอบของผังวงจรต่างๆ ทางอิเล็กทรอนิกส์ของเครื่องอัลตราซาวด์ สำหรับกายภาพบำบัด.....	59
5.2 บล็อกไดอะแกรมและส่วนประกอบภายนอกของไอซี CD 4046B.....	60
5.3 แสดงรายละเอียดของขาต่างๆของไอซี 4046B.....	61
5.4 แสดงวงจรผลิตความถี่แบบแรงดันควบคุม(VCO) 1 เมกกะเฮิร์ตซ์.....	63
5.5 แสดงสัญญาณของวงจรสร้างความถี่ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ แบบต่อเนื่อง.....	64
5.6 แสดงสัญญาณของวงจรสร้างความถี่ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ แบบเป็นช่วง ที่มี ช่วงเวลา 1 มิลลิวินาที.....	65
5.7 แสดงสัญญาณของวงจรสร้างความถี่ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ แบบเป็นช่วง ที่มีช่วงเวลา 2 มิลลิวินาที.....	66
5.8 แสดงลักษณะวงจรและรูปร่างของสัญญาณของวงจรกำเนิดฐานเวลา ขนาด 100 เฮิร์ตซ์.....	67
5.9 แสดงลักษณะวงจรและรูปร่างของสัญญาณวงจรปรับความกว้างของพัลส์.....	68
5.10 แสดงสัญญาณที่เอาต์พุตของวงจรกำเนิดสัญญาณความถี่ 100 เฮิร์ตซ์.....	68

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
5.11 แสดงสัญญาณเอาต์พุตของวงจรกำเนิดพัลส์ที่มีช่วงเวลา 1 มิลลิวินาที ที่คาบเวลา 10 มิลลิวินาที	69
5.12 แสดงสัญญาณเอาต์พุตของวงจรกำเนิดพัลส์ที่มีช่วงเวลา 2 มิลลิวินาที ที่คาบเวลา 10 มิลลิวินาที.....	70
5.13 แสดงรูปคลื่นของวงจรขยายคลาสดต่างๆ	73
5.14 (ก) วงจรขยายดัน-คิ่ง คลาสบี	73
5.14 (ข) วงจรขยายดัน-คิ่ง คลาสบี	74
5.14 (ค) วงจรขยายดัน-คิ่ง คลาสบี	74
5.15 แสดงกำลังจากแหล่งจ่ายไฟตรง P_{dc} กำลังสูญเสียในทรานซิสเตอร์ 2 ตัว P_D และกำลังสัญญาณ P ในฟังก์ชันของช่วงสูง I_m ของกระแสคอลเล็กเตอร์ของ วงจรขยาย(รูปที่ 5.14 (ก)).....	76
5.16 แสดงส่วนของวงจรขยายสัญญาณขนาดเล็ก	78
5.17 แสดงส่วนของวงจรขยายสัญญาณแบบแยกเฟสสัญญาณ	78
5.18 แสดงส่วนวงจรขยายกำลังและส่วนเอาต์พุตที่ใช้ขับนำทรานสดิวเซอร์	80
5.19 แสดงสัญญาณที่จุดเอาต์พุตของวงจรรองสัญญาณ	81
5.20 แสดงสัญญาณที่จุดอินพุตของวงจรเฟสปลิตเตอร์	82
5.21 แสดงสัญญาณที่จุดเอาต์พุตที่ 1 และเอาต์พุตที่ 2 ของวงจรเฟสปลิตเตอร์	83
5.22 แสดงสัญญาณที่ด้านปฐมภูมิของหม้อแปลงเป็นสัญญาณที่ผ่านมาจาก เอาต์พุตที่ 1 และเอาต์พุตที่ 2 ของวงจรเฟสปลิตเตอร์	84
5.23 แสดงสัญญาณที่จุดเอาต์พุตของด้านทุติยภูมิของหม้อแปลง	85
5.24 แผนผังการทำงานของวงจรตั้งเวลาระบบดิจิทัล	86
5.25 วงจรส่วนควบคุมทั้งหมดของเครื่องตั้งเวลาที่ต้องต่อกับรูปที่ 5.26.....	88
5.26 ภาคนับสัญญาณถอยหลังและแสดงผลของเครื่องตั้งเวลา	89
5.27 แสดงวงจรสวิตช์ป้องกันทรานสดิวเซอร์	91
5.28 วงจรปรับปรุงสัญญาณอินพุต	93
5.29 แสดงวงจรภาคแสดงผลกำลังเอาต์พุต	95
5.30 แสดงรูปด้านหน้าของเครื่องอัลตราซาวด์	96
5.31 แสดงรูปด้านหลังของเครื่องอัลตราซาวด์.....	96

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
5.32 แสดงวงจรภายในของเครื่องอัลตราซาวด์.....	96
5.33 แสดงการวัดความปลอดภัยทางไฟฟ้าของเครื่องอัลตราซาวด์.....	99
5.34 แสดงแผนผังการทดสอบความต้านทานของสายดิน.....	99
5.35 แสดงแผนผังการทดสอบความต้านทานฉนวนระหว่างสายไฟฟ้าหลัก กับตัวเครื่อง.....	100
5.36 แสดงแผนผังการทดสอบความต้านทานฉนวนระหว่างทรานสดิวเซอร์กับตัวเครื่อง.....	101
5.37 แสดงแผนผังของรูปแบบการทดสอบสำหรับตรวจวัดกระแสไฟฟ้ารั่วไหล ที่วัดในสายดิน.....	102
5.38 แสดงแผนผังการทดสอบสำหรับตรวจวัดกระแสไฟฟ้ารั่วไหลจากเครื่องผ่าน ทรานสดิวเซอร์ต่อไปยังผู้ป่วย.....	102
5.39 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์กับกำลังทางไฟฟ้า.....	106
5.40 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความหนาแน่นกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ กับผลต่าง ของน้ำหนัก.....	111
5.41 แสดงการจัดระบบตรวจวัดความหนาแน่นกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยวิธีการวัดแรง แผ่กระจาย.....	112
5.42 แสดงถึงทดสอบ.....	113
5.43 แสดงเป้ารับคลื่นอัลตราซาวด์.....	113
5.44 แสดงเครื่องชั่งยี่ห้อ Union รุ่น Snug1500.....	114
5.45 เครื่องวัดคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยวิธีการวัดแรงแผ่กระจาย.....	114
5.46 โครงสร้างเครื่องวัดคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยวิธีการวัดแรงแผ่กระจาย.....	115
5.47 แสดงการวัดกำลังเอาต์พุตของเครื่องอัลตราซาวด์.....	115
5.48 กราฟแสดงกำลังส่งออกของคลื่นอัลตราซาวด์จริง กับ ค่าที่ตั้งไว้ หน่วยเป็น : วัตต์.....	116
5.49 แสดงค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่องที่ค่ากำลัง 0.5 วัตต์/ตาราง เซนติเมตร.....	118
5.50 แสดงค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่องที่ค่ากำลัง 1.0 วัตต์/ตาราง เซนติเมตร.....	119
5.51 แสดงค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่องที่ค่ากำลัง 1.5 วัตต์/ตาราง เซนติเมตร.....	120

สารบัญญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
5.53 แสดงค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่องที่ค่ากำลัง 2.5 วัตต์/ตารางเซนติเมตร	122
5.54 แสดงค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่องที่ค่ากำลัง 3.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตร	123
5.55 แสดงค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่องที่ค่ากำลังต่างๆ	124
ผ.ก.1 วงจรอิเล็กทรอนิกส์เครื่องอัลตราซาวด์สำหรับกายภาพบำบัด	133
ผ.ก.2 วงจรอิเล็กทรอนิกส์ส่วนสร้างความถี่และสัญญาณพัลส์	134
ผ.ก.3 วงจรอิเล็กทรอนิกส์ส่วนขยายสัญญาณขึ้นต้น	135
ผ.ก.4 วงจรอิเล็กทรอนิกส์ส่วนขยายสัญญาณกำลัง	136
ผ.ก.5 วงจรอิเล็กทรอนิกส์ส่วนแสดงผลกำลังเอาต์พุต	137
ผ.ก.6 วงจรอิเล็กทรอนิกส์ส่วนควบคุมทั้งหมดของเครื่องตั้งเวลา	138
ผ.ก.7 วงจรอิเล็กทรอนิกส์ส่วนภาคนับสัญญาณถอยหลังและแสดงผลของเครื่องตั้งเวลา	139
ผ.ก. 8 วงจรอิเล็กทรอนิกส์ส่วนวงจรสวิตช์ป้องกันทรานสดิวเซอร์	140
ผ.ก. 9 วงจรอิเล็กทรอนิกส์ส่วนแหล่งจ่ายไฟ	141
ผ.ข.1 แสดงสัญญาณที่วัดได้ถึงความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์ เท่ากับ 0.5 วัตต์/ตารางเซนติเมตร	154
ผ.ข.2 แสดงสัญญาณที่วัดได้ถึงความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์ เท่ากับ 1.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตร	154
ผ.ข.3 แสดงสัญญาณที่วัดได้ถึงความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์ เท่ากับ 1.5 วัตต์/ตารางเซนติเมตร	155
ผ.ข.4 แสดงสัญญาณที่วัดได้ถึงความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์ เท่ากับ 2.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตร	155
ผ.ข.5 แสดงสัญญาณที่วัดได้ถึงความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์ เท่ากับ 2.5 วัตต์/ตารางเซนติเมตร	156
ผ.ข.6 แสดงสัญญาณที่วัดได้ถึงความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์ เท่ากับ 3.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตร	156
ผ.ข.7 กราฟแสดงค่าเวลาที่ตรงกับค่าที่อ่านได้ในช่วงตั้งแต่เวลา 1 ถึง 4 นาที	157
ผ.ข.8 กราฟแสดงค่าเวลาที่ตรงกับค่าที่อ่านได้ในช่วงตั้งแต่เวลา 5 ถึง 10 นาที	157

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
ผ.ข.9 กราฟแสดงค่าเวลาที่ตั้งกับค่าที่อ่านได้ในช่วงตั้งแต่เวลา 11 ถึง 15 นาที	158
ผ.จ.1 เครื่องทดสอบมาตรฐานความปลอดภัยทางไฟฟ้า	175



บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ปัจจุบันเครื่องมือทางการแพทย์ส่วนใหญ่จะนำเข้าจากต่างประเทศซึ่งจะมีราคาที่สูงมาก เพราะจะต้องเสียค่าใช้จ่ายในด้านค่าความรู้และเทคโนโลยีที่สะสมกันมาอย่างต่อเนื่องรวมทั้งค่าขนส่งและภาษีอากร ทำให้ต้องซื้อด้วยราคาสูง สูญเสียเงินตราให้กับต่างประเทศปีละไม่น้อย หากประเทศเรามีการส่งเสริมและสนับสนุนการพัฒนาเครื่องมือและอุปกรณ์ทางการแพทย์ ตลอดจนเครื่องมือและอุปกรณ์อื่นๆ ที่คนไทยสามารถพัฒนาได้ด้วยเทคโนโลยีของคนไทย จะทำให้ประเทศชาติเข้มแข็งไม่ขาดดุลทางการค้าอีกต่อไป โครงการวิจัยนี้จะเป็นส่วนหนึ่งของการเริ่มต้นการพัฒนาและสนับสนุนการสร้างเครื่องมือและอุปกรณ์ภายในประเทศขึ้น เพื่อเป็นเครื่องต้นแบบให้สามารถใช้งานได้ หากมีการสนับสนุนจะสามารถทดแทนการนำเข้าได้ต่อไป

เครื่องมือแพทย์ที่ใช้ในด้านกายภาพบำบัดนับว่ามีความจำเป็นในการบำบัดรักษาและฟื้นฟูสมรรถภาพทางร่างกายของผู้ป่วยเป็นอย่างยิ่ง เครื่องรักษาด้วยคลื่นอัลตราซาวด์จัดเป็นเครื่องมือแพทย์ที่ใช้ในด้านกายภาพบำบัดชนิดหนึ่งที่มีใช้กันอย่างแพร่หลายในสถานพยาบาลโดยทั่วไป ซึ่งปริมาณความต้องการใช้งานของผู้ป่วยนับวันจะเพิ่มมากขึ้น ทำให้สถานพยาบาลต่างๆ ประสบปัญหาในการจัดหาเครื่องมือดังกล่าวให้เพียงพอกับความต้องการของผู้ป่วยเนื่องจากราคาของเครื่องค่อนข้างสูงมากเพราะจะต้องอาศัยการนำเข้าจากต่างประเทศเท่านั้น

ผู้ดำเนินการวิจัยเห็นความสำคัญในจุดนี้จึงได้พัฒนาสร้างเครื่องอัลตราซาวด์สำหรับกายภาพบำบัดขึ้น โดยอาศัยการพัฒนาและออกแบบที่ใช้เทคโนโลยีที่สะสมมาเพื่อที่จะนำมาสร้างให้ได้อุปกรณ์หรือเครื่องมือที่สามารถใช้งานได้และมีความสามารถทัดเทียมกับผู้ผลิตจากต่างประเทศ แต่จะปรับปรุงให้เหมาะสมและมีความสอดคล้องกับความต้องการใช้งานจริงของผู้ป่วยด้วย นอกจากนี้ยังได้คำนึงถึงความปลอดภัยของการใช้เครื่องมือที่อาจจะเกิดขึ้นกับผู้ป่วยด้วย โดยคำนึงถึงมาตรฐานความปลอดภัยในระดับสากล เพื่อเป็นการพัฒนาและพึ่งพาตนเองในด้านเทคโนโลยีต่อไปในอนาคต

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

1. เพื่อพัฒนาสร้างเครื่องต้นแบบเครื่องอัลตราซาวด์สำหรับกายภาพบำบัดในส่วนของวงจรไฟฟ้า-อิเล็กทรอนิกส์โดยใช้อุปกรณ์ที่มีคุณภาพภายในประเทศ

2. เพื่อนำความรู้ทางฟิสิกส์ด้านคลื่นอัลตราซาวด์ มาประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์

3. เพื่อศึกษาและทำการทดสอบเพื่อการประเมินผลประสิทธิภาพของเครื่องรักษาด้วยคลื่นอัลตราซาวด์ ทั้งด้านประสิทธิภาพและความปลอดภัย

4. สนับสนุนการพัฒนาเทคโนโลยีด้วยคนไทย นำเอาเทคโนโลยีไปใช้งานเพื่อลดการนำเข้าเครื่องมือและอุปกรณ์ต่างๆ จากต่างประเทศ เพื่อลดการขาดดุลทางการค้ากับต่างประเทศ

1.3 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย

อัลตราซาวด์ คือ คลื่นเสียงความถี่สูง ที่เกินกว่าหูมนุษย์จะรับได้ คลื่นความถี่สูงที่เกิดขึ้นในธรรมชาติ ได้แก่ เสียงจากค้ำควา แมลง ซึ่งมีอวัยวะที่สามารถส่ง (transmit) และรับ (recieve) คลื่นเสียงนี้ได้ จะมีความถี่ประมาณ 120 กิโลเฮิร์ตซ์ ส่วนคลื่นความถี่สูงที่มนุษย์ผลิตขึ้นมานั้นอาศัยปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริกเอฟเฟ็ค (piezoelectirc effect) คือการนำพลังงานไฟฟ้าผ่านเข้าไปในตัวทรานสดิวเซอร์(transducer) แล้วปรากฏออกมาจากตัวทรานสดิวเซอร์เป็นพลังงานกล ซึ่งเกิดขึ้นในผลึกและให้ออกมาเป็นคลื่นอัลตราซาวด์ ซึ่งนำมาใช้ประโยชน์ในทางการแพทย์ ผลึกที่พบในธรรมชาติ ได้แก่ ควอทซ์(quartz) ส่วนผลึกสังเคราะห์ ได้แก่ แบเรียมติทานเนต(barium titanate) และ เลดเซอร์โคเนียมติทานเนต (lead zirconate titanate) ผลึกเหล่านี้จะบรรจุอยู่ในทรานสดิวเซอร์ (transducer) คุณสมบัติของเพียโซอิเล็กทริกเอฟเฟ็คของผลึก คือ เมื่อให้การเปลี่ยนแปลงของประจุไฟฟ้า (conversion of electricity) ผ่านเข้าสู่ผลึก ทำให้โมเลกุลในผลึก เกิดการสั่นสะเทือน (mechanical vibrations) แล้วปล่อยคลื่นเสียงความถี่สูง ออกมาสู่ภายนอก และในทางกลับกัน เมื่อคลื่นเสียงกระทบผลึกนี้ ทำให้โมเลกุลภายในเกิดการสั่นสะเทือน แล้วเปลี่ยนออกมาเป็นการเปลี่ยนแปลงของประจุไฟฟ้าได้

คลื่นอัลตราซาวด์ โดยทั่วไปสร้างมาจากเพียโซอิเล็กทริกทรานสดิวเซอร์ หน่วยของทรานสดิวเซอร์ประกอบด้วยผลึกเพียโซอิเล็กทริก พร้อมด้วยแบคกิ้งเซ็กชัน(backing section) คลื่นอัลตราซาวด์จะเกิดขึ้นเมื่อให้สนามไฟฟ้าเข้าไปที่แผ่นอิเล็กโตรดที่ผิวหน้าของผลึก โมเลกุลของผลึกจะเกิดการยืดและหดตัว ซึ่งขึ้นอยู่กับลักษณะของสนามไฟฟ้าที่ป้อนเข้าไป ผลึกจะมีการเปลี่ยนแปลงความหนาซึ่งจะเป็นสัดส่วนกับความถี่และสนามไฟฟ้าที่ป้อนเข้าไป ทำให้เกิดเป็นคลื่นอัลตราซาวด์

จากประสบการณ์ที่พบจากเครื่องอัลตราซาวด์ เมื่อใช้ไปในระยะเวลาหนึ่ง กำลังของคลื่นที่ส่งออกอาจจะลดลงไม่ตรงกับค่าที่ตั้งไว้กับเครื่อง ทำให้ผลการรักษาไม่ประสบความสำเร็จเท่าที่ควร จึงต้องมีการทดสอบเปรียบเทียบประสิทธิภาพของเครื่องอยู่เรื่อยๆ ดังนั้นในงานวิจัยนี้ซึ่งได้สร้างเครื่องต้นแบบเพื่อใช้งานทดแทนได้และสามารถเปรียบเทียบได้โดยใช้หลักการวัดการแผ่กระจายแรงที่ออกจากทรานสดิวเซอร์ โดยวัดในรูปของค่าน้ำหนักที่อ่านได้จากเครื่องชั่ง ความ

ละเอียดในการวัดจะขึ้นอยู่กับคุณสมบัติของเครื่องชั่ง ซึ่งในการออกแบบได้เลือกเครื่องชั่งที่คุณสมบัติที่มีความละเอียดที่เหมาะสมและที่สำคัญสามารถจัดหาใช้งานได้โดยทั่วไป

1.4 ขอบเขตของการศึกษา

การวิจัยนี้เป็นการวิจัยในระดับเบื้องต้นในการสร้างเครื่องต้นแบบในส่วนของวงจรไฟฟ้าและอิเล็กทรอนิกส์ ที่สามารถใช้งานได้กับทรานสดิวเซอร์ที่กำหนด และรวมถึงการศึกษาในเรื่องการทดสอบประสิทธิภาพของเครื่องอัลตราซาวด์ ซึ่งใช้หลักการการวัดค่าแรงที่แผ่กระจายออกจากทรานสดิวเซอร์ผ่านตัวกลางโดยมีเป้ารับเป็นทรงกรวย เพื่อให้การสะท้อนของคลื่นเกิดในทิศทางขนานกับแนวระนาบ และใช้การวัดค่าน้ำหนักที่อ่านได้จากเครื่องชั่ง ซึ่งความละเอียดในการวัดค่าขึ้นอยู่กับคุณสมบัติของเครื่องชั่ง โดยในที่นี้ใช้เครื่องชั่งที่สามารถจัดหาได้ทั่วไปภายในประเทศที่มีราคาไม่สูงนัก แต่มีประสิทธิภาพเพียงพอในการวัดค่าดังกล่าว ซึ่งหลักการดังกล่าวสามารถนำไปพัฒนาใช้ในการวัดที่ต้องการความเที่ยงตรงสูงมากได้ โดยการเลือกเครื่องชั่งที่มีความละเอียดในการวัดค่าสูงมากด้วย

1.5 ขั้นตอนของการศึกษา

แผนการดำเนินงานแบ่งออกเป็นขั้นตอนต่างๆ ดังต่อไปนี้

ขั้นตอนที่ 1 ศึกษาหลักการและทฤษฎีของคลื่นอัลตราซาวด์สำหรับกายภาพบำบัด

ขั้นตอนที่ 2 กำหนดคุณสมบัติทางเทคนิคและออกแบบแผนผังของเครื่อง

ขั้นตอนที่ 3 ออกแบบและทำการทดลองวงจรต่างๆ ตามแผนผังของเครื่อง

ขั้นตอนที่ 4 ตรวจสอบแก้ไขปรับปรุงวงจรและสร้างเครื่องต้นแบบ

ขั้นตอนที่ 5 ทำการทดสอบประสิทธิภาพและความปลอดภัยของเครื่องตามที่กำหนด

ขั้นตอนที่ 6 ปรับปรุงแก้ไข ขอบกพร่องต่างๆ ที่พบ

ขั้นตอนที่ 7 สรุปการทำวิทยานิพนธ์และแนวทางในการพัฒนาต่อไปในอนาคต

1.6 ประโยชน์ที่จะได้รับจากงานวิจัย

1. ได้เครื่องต้นแบบเครื่องอัลตราซาวด์สำหรับกายภาพบำบัดสามารถนำไปใช้งานได้และสามารถนำไปใช้ในการศึกษาค้นคว้าและพัฒนาให้มีประสิทธิภาพที่ดียิ่งขึ้นต่อไป

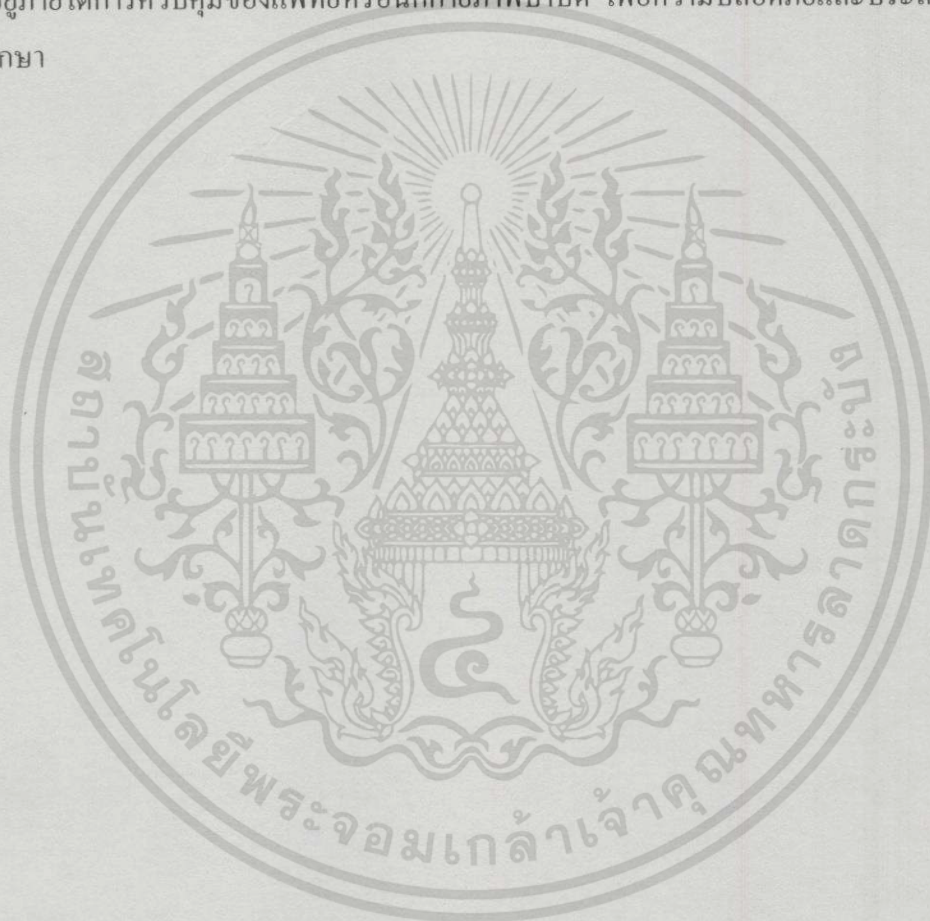
2. เป็นการนำเอาความรู้ทางด้านฟิสิกส์มาใช้ทางด้านการแพทย์ ซึ่งปรากฏการณ์ทางด้านฟิสิกส์สามารถนำมาใช้ในทางด้านการแพทย์ได้อีกมาก เช่น เครื่องเอ็กซเรย์ที่ใช้ความรู้ทางด้านนิวเคลียร์ฟิสิกส์ เครื่องอัลตราซาวด์ที่ใช้ความรู้ทางฟิสิกส์ด้านคลื่นอัลตราซาวด์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. สามารถนำเทคโนโลยีในด้านการทดสอบประสิทธิภาพและความปลอดภัยของเครื่องอัลตราซาวด์สำหรับกายภาพบำบัดที่ได้ออกแบบชิ้นนี้ไปใช้ในการทดสอบเครื่องมือดังกล่าวที่มีใช้ในสถานพยาบาลต่างๆเพื่อเป็นประโยชน์ในการบำรุงรักษาเครื่องมือ ให้มีประสิทธิภาพที่ดีได้

1.7 หน่วยงานที่จะนำผลงานวิจัยไปใช้ประโยชน์

ได้แก่สถานพยาบาล คลินิก หน่วยงานวิศวกรรมการแพทย์โดยทั่วไป ที่มีความสนใจที่จะนำเอางานวิจัยที่พัฒนาชิ้นนี้ไปศึกษาและออกแบบสร้างใช้งานในหน่วยงาน ซึ่งเครื่องมือดังกล่าวต้องอยู่ภายใต้การควบคุมของแพทย์หรือนักกายภาพบำบัด เพื่อความปลอดภัยและประสิทธิภาพในการรักษา



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ฟิสิกส์ของคลื่นอัลตราซาวด์

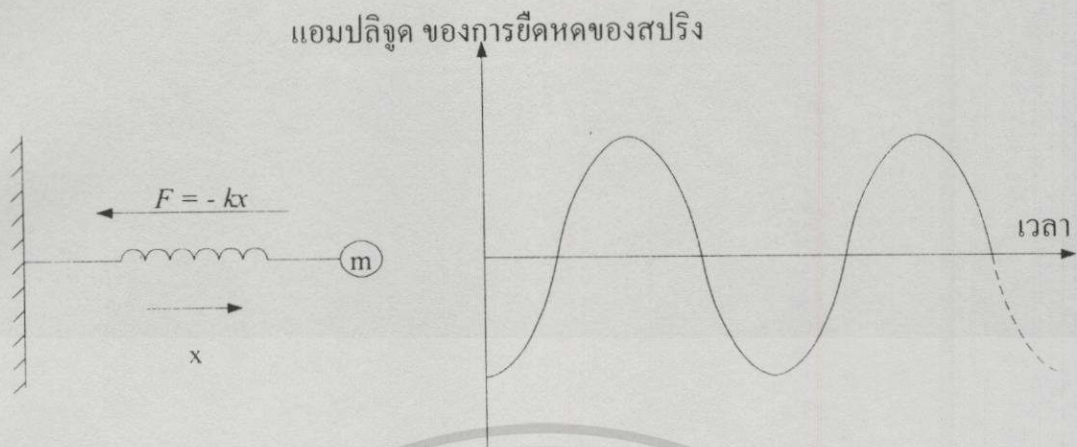
ด้วยลักษณะฟังก์ชันการเคลื่อนที่ของคลื่นอัลตราซาวด์ ซึ่งมีฟังก์ชันการเคลื่อนที่แบบฮาร์โมนิกออสซิลเลชัน ดังนั้นเมื่อคลื่นอัลตราซาวด์เคลื่อนที่เข้าไปในวัสดุตัวกลางจะเกิดการถ่ายทอดพลังงานให้แก่อนุภาคที่ประกอบกันขึ้นเป็นวัสดุตัวกลาง ทำให้อนุภาคของตัวกลางเกิดการเคลื่อนที่ออกจากสภาวะสมดุล โดยมีฟังก์ชันการเคลื่อนที่ที่เป็นแบบฮาร์โมนิกออสซิลเลชันด้วย ลักษณะการเคลื่อนที่ที่มีฟังก์ชันเป็นแบบฮาร์โมนิกออสซิลเลชันสามารถจำลองได้จากลักษณะการเคลื่อนที่ของมวลที่ยึดติดกับสปริงซึ่งจะมีแรงดึงกลับของสปริงทำให้มวลพยายามเคลื่อนที่เข้าสู่สภาวะสมดุลตลอดเวลา โดยภายในวัสดุตัวกลางซึ่งประกอบกันขึ้นจากอนุภาคย่อยยึดเหนี่ยวกันขึ้นเป็นโครงข่ายค่าแรงยึดเหนี่ยวกันระหว่างอนุภาคก็เปรียบเสมือนค่าแรงดึงกลับของสปริงภายในระบบจำลองของการเคลื่อนที่แบบฮาร์โมนิกออสซิลเลชัน ดังนั้นเมื่อมีคลื่นอัลตราซาวด์เคลื่อนที่ผ่านจะทำให้อนุภาคของวัสดุตัวกลางเกิดการเคลื่อนที่ออกจากจุดสมดุลและเกิดการถ่ายทอดพลังงานไปยังอนุภาคข้างเคียง โดยจะมีแรงดึงกลับของสปริงทำให้อนุภาคพยายามเคลื่อนที่เข้าสู่สภาวะสมดุล และด้วยลักษณะการถ่ายทอดพลังงานต่อกันเป็นทอดๆ ของอนุภาคแต่ละตัวจะทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของคลื่นอัลตราซาวด์ขึ้น โดยรายละเอียดในบทนี้จะได้กล่าวถึงลักษณะการเคลื่อนที่และการถ่ายทอดพลังงานของอนุภาคในวัสดุตัวกลางเมื่อคลื่นอัลตราซาวด์เคลื่อนที่ผ่าน โดยจะแสดงถึงการได้มาซึ่งความสัมพันธ์ระหว่างค่าความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์กับค่าสมบัติทางกลของวัสดุตัวกลางที่คลื่นเคลื่อนที่ผ่าน

2.1 การเคลื่อนที่แบบฮาร์โมนิกออสซิลเลชัน

พิจารณาคคลื่นอัลตราซาวด์ซึ่งเป็นคลื่นกล(mechanical wave) โดยลักษณะของคลื่นกลเป็นคลื่นตามขวางจะมีฟังก์ชันของการเคลื่อนที่ที่เป็นแบบฮาร์โมนิกออสซิลเลชัน (harmonic oscillation) สามารถพิจารณาการเคลื่อนที่แบบฮาร์โมนิกได้ จากแบบจำลองมวลที่ยึดอยู่กับสปริง ดังรูปที่ 2.1

ในรูปที่ 2.1 สปริงมีค่าคงที่สปริงหรือสติฟเนส (stiffness) คือ k (N/m) และมีค่าแรงดึงสปริง (restoring force) คือ F (N) โดยที่ F มีความสัมพันธ์กันดังสมการที่ 2.1 คือ

$$F = -kx \quad (2.1)$$



รูปที่ 2.1 แบบจำลองลักษณะการเคลื่อนที่แบบฮาร์มอนิก

เมื่อ x คือระยะขจัดของมวล m จากตำแหน่งหยุดนิ่งและจากกฎการเคลื่อนที่ข้อที่สองของนิวตันกรณีที่ไม่คิดแรงเสียดทาน คือ

$$F = m \frac{d^2 x}{dt^2} \quad (2.2)$$

เมื่อ $d^2 x/dt^2$ คือ ค่าความเร่งของมวล m และโดยการแทนค่าสมการที่ (2.1) ลงในสมการที่ (2.2) จะ ได้ความสัมพันธ์ในกรณีอุดมคติที่ไม่คิดแรงเสียดทานใดๆ

$$\frac{d^2 x}{dt^2} + \frac{k}{m} x = 0 \quad (2.3)$$

จะสามารถหาค่าคงที่ k ได้โดยหึง k และ m มีค่าเป็นบวกทั้งคู่ สามารถกำหนดให้เป็นค่าคงที่ได้ คือ

$$\omega_0 = \sqrt{k/m} \quad (2.4)$$

เมื่อนำเอาค่าคงที่ มาแทนลงในสมการที่ (2.3) จึงแสดงใหม่ได้เป็น

$$\frac{d^2 x}{dt^2} + \omega_0^2 x = 0 \quad (2.5)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

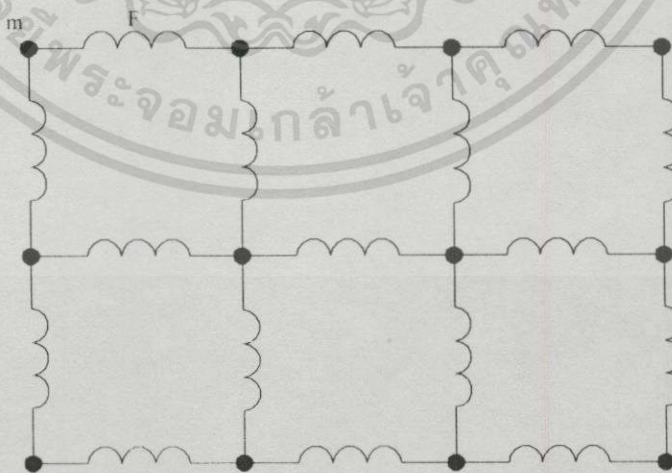
เห็นได้ว่าสมการที่ (2.5) ก็คือสมการดิฟเฟอเรนเชียลเชิงเส้น (linear differential equation) ซึ่งเป็นสมการที่ใช้แสดงลักษณะการเคลื่อนที่ของมวลที่มีแรงมากระทำ หรืออยู่ภายใต้ กฎข้อที่สองของนิวตัน ซึ่งจะมีการเคลื่อนที่เป็นแบบฮาร์โมนิกออสซิลเลชัน โดยมีผลเฉลยของสมการ คือ

$$x(t) = A \cos \omega_0 t + B \sin \omega_0 t \quad (2.6)$$

เมื่อ A และ B คือค่าคงที่ใด ๆ (arbitrary constant) และ ω_0 คือค่าความถี่เชิงมุม (angular frequency) ของมวล m ที่เคลื่อนที่กลับไปกลับมา มีหน่วยเป็นเรเดียนต่อวินาที (rad/s) ในหนึ่งรอบของการเคลื่อนที่ที่มีขนาด 2π เรเดียน ดังนั้นถ้าจะพิจารณาในรูปของความถี่เชิงเส้นจะได้ขนาดความถี่ f_0 (Hz) สัมพันธ์กับ ω_0 คือ

$$f_0 = \frac{\omega_0}{2\pi} = \frac{\sqrt{k/m}}{2\pi} \quad (2.7)$$

ในสมการที่ (2.7) จะเห็นว่าถ้าขนาดของค่าคงที่สปริง (k) ลดลงหรือมวล (m) มีขนาดเพิ่มขึ้นจะทำให้ความถี่ (f_0) ในการสั่นมีค่าลดลง ซึ่งจะแตกต่างกันภายในตัวกลางแต่ละชนิด ที่มีลักษณะ โครงสร้างภายในแตกต่างกัน แบบจำลองอย่างง่ายของตัวกลางแต่ละชนิดเปรียบเสมือนเป็นการยึดเหนี่ยวระหว่างโมเลกุลด้วยสปริง ดังนั้นอนุภาคแต่ละตัวจะยึดติดกันด้วยแรงยึดเหนี่ยวระหว่างอนุภาค แสดงแบบจำลองดังรูปที่ 2.2 และถ้าเป็นตัวกลางชนิดอื่นที่แตกต่างกันไป ความแข็งของสปริงที่ยึดเหนี่ยวกันไว้จะมีความแข็งแตกต่างกันไป



รูปที่ 2.2 แบบจำลองการยึดติดกันของอนุภาคในตัวกลางชนิดหนึ่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเคลื่อนที่ของคลื่นอัลตราซาวด์เข้าไปในตัวกลางใดๆ เปรียบเสมือนเป็นการส่งผ่านพลังงานให้กับอนุภาคในตัวกลางผ่านต่อไปยังสปริงและส่งต่อไปยังอนุภาคข้างเคียงและอนุภาคอื่นๆ อนุภาคแต่ละตัวจะกีดกันด้วยแรงยึดเหนี่ยวกันระหว่างอนุภาค เมื่ออนุภาคได้รับพลังงานจากคลื่นอัลตราซาวด์ ให้มีการเคลื่อนที่เป็นแบบฟังก์ชันฮาร์โมนิกออสซิลเลชั่น มีการส่งพลังงานให้กับอนุภาคก็จะเป็นฟังก์ชันของฮาร์โมนิกออสซิลเลชั่น จะทำให้อนุภาคเกิดการสั่นเป็นแบบฮาร์โมนิก โดยระยะขจัดในการสั่นของอนุภาคจะเป็นสัดส่วนกับแอมพลิจูดของคลื่นอัลตราซาวด์ที่เคลื่อนที่เข้ามา และค่าความหนาแน่นของอนุภาคในตัวกลางชนิดนั้น ๆ

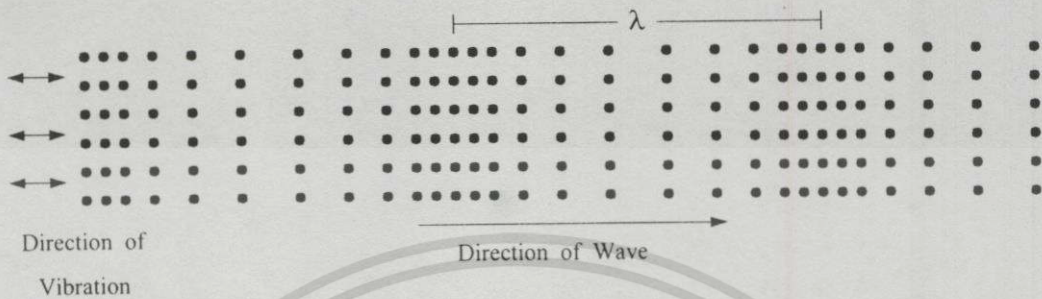
ในการอธิบายการเดินทางของคลื่นอัลตราซาวด์ในตัวกลางใดๆ ได้นั้น สามารถอธิบายได้ว่าการที่อนุภาคได้รับพลังงานจากคลื่นอัลตราซาวด์ที่เคลื่อนที่เข้ามา ทำให้มีแรงมาผลักให้อนุภาคที่เคຍอยู่ใ้ในสภาวะสมดุลเกิดการเคลื่อนที่ ซึ่งแรงที่มากระทำกับอนุภาคดังกล่าวมีทิศทางทั้งแรงผลักและแรงดึงส่งมาให้อนุภาคเกิดการเคลื่อนที่ไปข้างหน้า และถอยหลังตามจังหวะของแรงผลักและแรงดึง โดยการเคลื่อนที่ไปและกลับของอนุภาค เมื่อได้รับแรงมากระทำจะมีการส่งพลังงานให้กับอนุภาคข้างเคียง ทำให้เกิดการส่งผ่านของพลังงาน ซึ่งลักษณะนี้ก็คือ การถ่ายทอดพลังงานจากอนุภาคตัวหนึ่งไปยังอนุภาคอีกตัว หรืออีกนัยหนึ่ง คือ เกิดการเคลื่อนที่ของคลื่นเสียงในตัวกลางนั่นเอง

ความถี่ของคลื่นอัลตราซาวด์จะครอบคลุมช่วงความถี่ตั้งแต่ 20 กิโลเฮิรตซ์ ขึ้นไป ซึ่งพบว่าไม่ใช่ทุกค่าความถี่ของคลื่นอัลตราซาวด์ที่จะสามารถเคลื่อนเข้าไปในตัวกลางแต่ละชนิดได้ดี โดยข้อจำกัดในการเคลื่อนที่ที่แต่ละค่าความถี่ของคลื่นเห็นได้จากเงื่อนไขในสมการที่ (2.7) กล่าวคือถ้าค่าคงที่สปริงลดลงหรือมวลของอนุภาคเพิ่มขึ้น จะทำให้ค่าความถี่ในการสั่นของอนุภาคลด เมื่อเปรียบเทียบกับตัวกลางที่เป็นของแข็งแล้วจะเห็นว่าค่าแรงยึดเหนี่ยวกันระหว่างอนุภาคหรือค่าคงที่สปริงจะสูงกว่าในที่เป็นตัวกลางที่เป็นของเหลว ดังนั้นค่าความถี่ของคลื่นอัลตราซาวด์ที่เคลื่อนที่ได้ในตัวกลางที่เป็นของแข็งจึงสูงกว่าในตัวกลางที่เป็นของเหลว เป็นต้น

2.2 ความเร็วเสียง (sound velocity)

จากลักษณะการเคลื่อนที่ของคลื่นอัลตราซาวด์ในตัวกลาง โดยพิจารณาจากแบบจำลองการยึดเหนี่ยวกันของอนุภาคในตัวกลาง จะแสดงให้เห็นถึงลักษณะการเคลื่อนที่ของคลื่นอัลตราซาวด์ในตัวกลางทุกชนิด ไม่ว่าจะเป็นตัวกลางที่มีสถานะเป็นก๊าซ, ของเหลวหรือของแข็งก็ตาม จะพบว่าทิศทางในการสั่นของอนุภาคส่วนใหญ่ที่กล่าวถึงจะอยู่ในทิศทางเดียวกันกับทิศทางการแพร่ของคลื่น จำนวนครั้งของการเคลื่อนที่ไปกลับผ่านจุดสมดุลของอนุภาคต่อวินาที ก็คือขนาดความถี่ของคลื่นเสียงที่เคลื่อนที่เข้ามาในตัวกลางหรือขนาดความยาวคลื่น ก็คือระยะห่างระหว่างระนาบของการส่งพลังงาน โดยทั่วไปค่าความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์ที่เคลื่อนที่ในตัวกลางจะเป็นผลคูณ

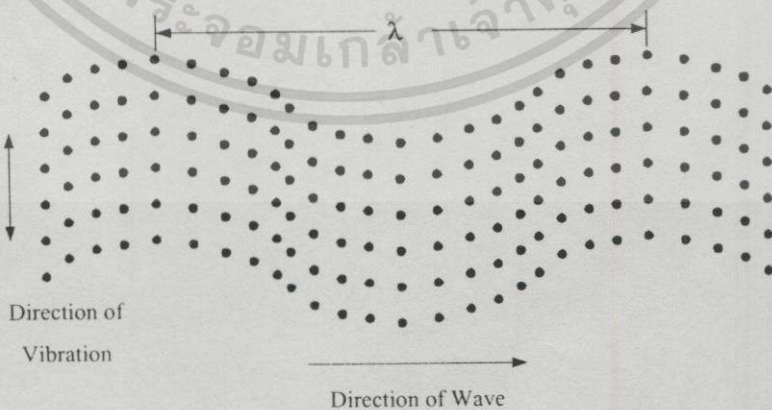
ระหว่างค่าความถี่และค่าความยาวคลื่น เราเรียกคลื่นชนิดนี้ว่า คลื่นตามยาว (longitudinal wave) หรือคลื่นอัด(compression wave) มีลักษณะแสดงดังรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 คลื่นตามยาวที่มีระยะจลิติศทางเดียวกันกับความเร็วของคลื่น

ในตัวกลางที่เป็นของแข็งที่มีสมมติฐานว่ามีการยึดเหนี่ยวระหว่างอนุภาคด้วยสปริงใน 3 มิตินั้น นอกจากคลื่นตามยาวแล้ว ยังมีคลื่นอีกชนิดหนึ่งที่สามารถเคลื่อนที่ได้ก็คือ คลื่นตามขวาง (transverse wave) ผสมอยู่ด้วย คลื่นชนิดนี้จะมีแนวการสั่นของอนุภาคอยู่ในแนวตามขวาง ตั้งฉากกับทิศทางการแพร่ของคลื่น มีลักษณะแสดงดังรูปที่ 2.4

ลักษณะการเคลื่อนที่ของคลื่นตามขวาง พลังงานที่ใช้อย่างทอดไปยังอนุภาคข้างเคียงจะมีค่าต่ำกว่าคลื่นตามยาว ด้วยเหตุนี้ความเร็วในการเคลื่อนที่ของคลื่นตามขวางจึงต่ำกว่าความเร็วในการเคลื่อนที่ของคลื่นตามยาว ซึ่งสำหรับในตัวกลางชนิดเดียวกันความเร็วคลื่นตามขวางจะมีค่าประมาณครึ่งหนึ่งของค่าความเร็วคลื่นตามยาว

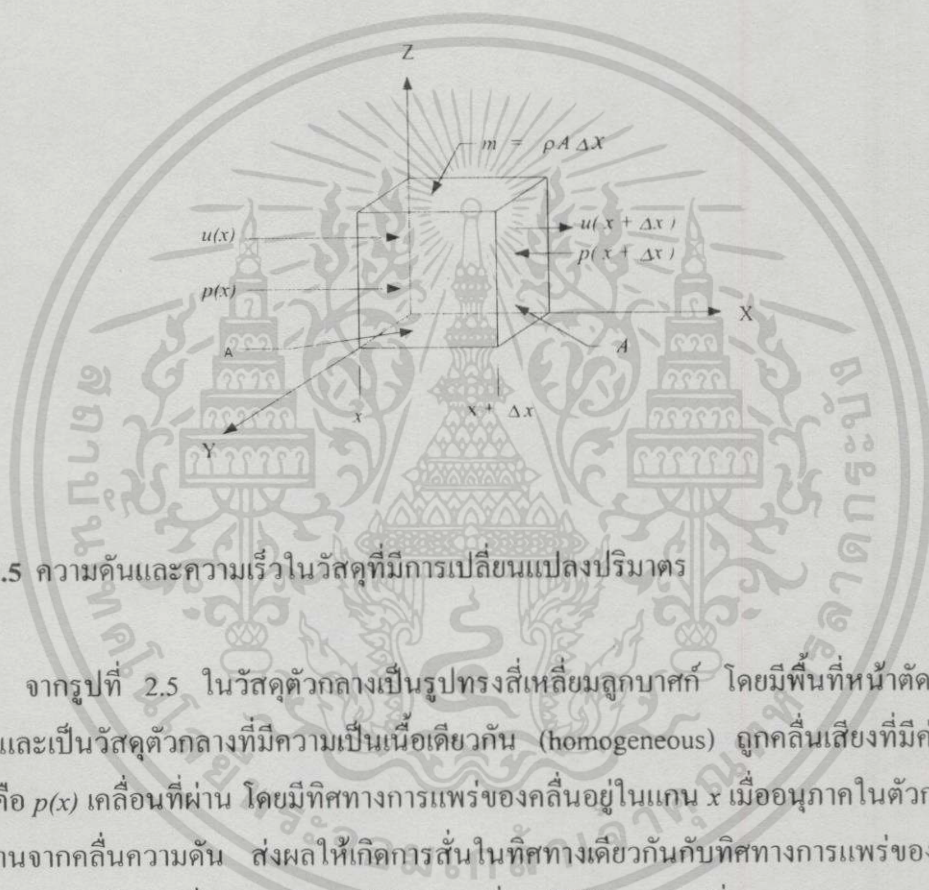


รูปที่ 2.4 คลื่นตามขวาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3 สมการการเคลื่อนที่ของคลื่นอัตราขาวัตในตัวกลางและผลเฉลย 1 มิติ

ในการพิจารณาสมการการเคลื่อนที่ของคลื่นเสียง สามารถจะพิจารณาได้จากลักษณะการสั่นของโมเลกุล หรืออะตอมของตัวกลางที่คลื่นเสียงเคลื่อนที่ผ่าน โดยระยะขจัดในการสั่นของโมเลกุลหรืออะตอมของตัวกลางจะแปรผันกับขนาดแอมพลิจูดของคลื่นเสียง รวมทั้งค่าความหนาแน่นของตัวกลางที่คลื่นเคลื่อนที่ผ่าน พิจารณาจากรูปที่ 2.5 แสดงการเปลี่ยนแปลงขนาดปริมาตรของตัวกลางเมื่อคลื่นเสียงเคลื่อนที่ผ่าน โดยให้ทิศทางการแพร่ของคลื่นเสียงในตัวกลางอยู่ในแนวแกน x



รูปที่ 2.5 ความดันและความเร็วในวัสดุที่มีการเปลี่ยนแปลงปริมาตร

จากรูปที่ 2.5 ในวัสดุตัวกลางเป็นรูปทรงสี่เหลี่ยมลูกบาศก์ โดยมีพื้นที่หน้าตัดเท่ากันทุกด้าน และเป็นวัสดุตัวกลางที่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน (homogeneous) ถูกคลื่นเสียงที่มีค่าความดันคลื่น คือ $p(x)$ เคลื่อนที่ผ่าน โดยมีทิศทางการแพร่ของคลื่นอยู่ในแกน x เมื่ออนุภาคในตัวกลางได้รับพลังงานจากคลื่นความดัน ส่งผลให้เกิดการสั่นในทิศทางเดียวกันกับทิศทางการแพร่ของคลื่นเสียง โดยมีระยะขจัดในการสั่นของอนุภาคเท่ากับ Δx ซึ่งจะได้อัตราการเปลี่ยนแปลงของระยะขจัดเทียบกับอัตราการเปลี่ยนแปลงของขนาดเวลา ก็คือขนาดความเร็วของคลื่นเสียงที่เคลื่อนที่ในตัวกลางชนิดนี้นั่นเอง

พิจารณาสมการการเคลื่อนที่ของคลื่นเสียงใน 1 มิติ (one-dimensional wave equation) จากกฎการเคลื่อนที่ข้อที่สองของนิวตันจะได้

$$F = m \frac{du}{dt} = m \left(\frac{\partial u}{\partial t} + \frac{\partial u}{\partial x} \cdot \frac{\partial x}{\partial t} \right) \quad (2.8)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อ $\frac{\partial x}{\partial t} = u$ จะได้สมการที่(2.8) เป็น

$$F = m \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} \right) \quad (2.9)$$

โดยที่ค่าความดันก็คือขนาดของแรงที่กระทำต่อหนึ่งหน่วยพื้นที่ เพราะฉะนั้นขนาดแรงสุทธิบนวัสดุก็คือ

$$F = [p(x) - p(x + \Delta x)] A \quad (2.10)$$

เมื่อ A คือ พื้นที่หน้าตัดของวัสดุทรงสี่เหลี่ยมลูกบาศก์
 m คือ มวลของวัสดุมีขนาดเท่ากับ $\rho A \Delta x$
 ρ คือ ความหนาแน่นของวัสดุ

นำสมการที่ (2.10) แทนลงในสมการที่ (2.9) ได้

$$\frac{p(x) - p(x + \Delta x)}{\Delta x} = \rho \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} \right) \quad (2.11)$$

ในธรรมชาติ การเปลี่ยนแปลงปริมาตรของวัสดุตัวกลาง เมื่อคลื่นเสียงเคลื่อนที่ผ่านจะมีค่าต่ำมาก จึงสามารถกำหนดให้ Δx มีลิมิตเข้าสู่ศูนย์ ($\Delta x \rightarrow 0$) เพราะฉะนั้นจะได้สมการดิฟเฟอเรนเชียลคือ

$$-\frac{\partial p}{\partial x} = \rho \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} \right) \quad (2.12)$$

โดยทั่วไปแล้วอัตราการเปลี่ยนแปลงความหนาแน่นของอนุภาคในตัวกลาง เมื่อมีคลื่นเสียงเคลื่อนที่ผ่านจะมีค่าต่ำมาก เมื่อเทียบกับความหนาแน่นเฉลี่ยของอนุภาคในตัวกลางขณะที่ยังไม่มีคลื่นเสียงเคลื่อนที่ผ่าน ซึ่งความหนาแน่นของอนุภาคในตัวกลางสามารถพิจารณาได้มาจากผลรวมของความหนาแน่นจากสองส่วนด้วยกันคือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\rho = \rho_0 + \rho_1$$

เมื่อ ρ_0 คือความหนาแน่นเฉลี่ยของอนุภาคซึ่งมีค่าคงที่
 ρ_1 คือความหนาแน่นที่มีขนาดเปลี่ยนแปลงตามเวลา
 โดยที่ $\rho_1 \ll \rho_0$
 ใช้เงื่อนไขในสมการที่ (2.12) สามารถเขียนสมการใหม่ได้เป็น

$$\frac{\partial p}{\partial x} + \rho_0 \frac{\partial u}{\partial t} = 0 \tag{2.13}$$

หรือ
$$\text{grad}.p + \rho_0 \frac{\partial u}{\partial t} = 0$$

สมการที่ (2.13) ก็คือสมการซึ่งแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าความดันและค่าความเร็วของคลื่นเสียงที่เคลื่อนที่ในตัวกลาง โดยพิจารณาได้มาจากกฎการเคลื่อนที่ข้อที่สองของนิวตันและโดยใช้กฎการอนุรักษ์ของมวล (conservative of mass) จะเห็นว่ามวลสุทธิที่เพิ่มขึ้นเนื่องจากระยะขจัดมีขนาดสูงสุด จะมีขนาดเท่ากับมวลสุทธิที่ลดลงภายในปริมาตรของวัสดุซึ่งจะได้

$$A[\rho(x + \Delta x)u(x + \Delta x) - \rho(x)u(x)] = -A\Delta x \left(\frac{\partial p}{\partial t} \right) \tag{2.14}$$

เมื่อเทอมซ้ายมือของสมการที่ (2.14) คือ ขนาดมวลที่เพิ่มขึ้นต่อหนึ่งหน่วยเวลา และเทอมขวามือก็คืออัตราการเปลี่ยนแปลงขนาดมวลที่ลดลง ซึ่งจะได้

$$\frac{\rho(x + \Delta x)u(x + \Delta x) - \rho(x)u(x)}{\Delta x} = -\frac{\partial p}{\partial t} \tag{2.15}$$

จากที่ลิมิตของ Δx เข้าสู่ศูนย์ ($\Delta x \rightarrow 0$) สมการที่ (2.15) เขียนอยู่ในรูปแบบของสมการดิฟเฟอเรนเชียลได้ คือ

$$\frac{\partial(\rho u)}{\partial x} + \frac{\partial p}{\partial t} = 0 \tag{2.16}$$

หรือ
$$\rho_0 \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial p_1}{\partial t} = 0 \tag{2.17}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความสัมพันธ์ระหว่าง ρ_0 และ ρ , ขึ้นอยู่กับสมบัติของวัสดุตัวกลางที่คลื่นเคลื่อนที่เข้าไปซึ่งสมบัติดังกล่าวในกรณีที่ตัวกลางมีสถานะเป็นของเหลวจะพิจารณาได้จากค่าความสามารถในการอัดของวัสดุตัวกลาง (compressibility, K) ซึ่งจะหมายถึงขนาดความหนาแน่นที่เปลี่ยนแปลงเมื่อมีคลื่นเสียงซึ่งเป็นคลื่นความดัน p เคลื่อนที่ผ่าน โดยที่

$$\frac{\rho_1}{\rho_0} = Kp \quad (2.18)$$

แทนความสัมพันธ์ในสมการที่ (2.18) ลงในสมการที่ (2.17) และ K ไม่เป็นฟังก์ชันกับเวลา จะได้

$$\frac{\partial p}{\partial t} + \frac{1}{K} \cdot \frac{\partial u}{\partial x} = 0 \quad (2.19)$$

ซึ่งทั้งสมการที่ (2.13) และ (2.19) ก็คือสมการซึ่งแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าความดันและค่าความเร็วของคลื่นเสียงที่เคลื่อนที่ในตัวกลางที่พิจารณา

ทำการดิฟเฟอเรนเชียลสมการที่ (2.13) เทียบกับ x จะได้

$$\frac{\partial^2 p}{\partial x^2} + \rho_0 \frac{\partial^2 u}{\partial x \partial t} = 0 \quad (2.20)$$

ดิฟเฟอเรนเชียลสมการที่ (2.19) เทียบกับ t จะได้

$$\frac{\partial^2 p}{\partial t^2} + \frac{1}{K} \cdot \frac{\partial^2 u}{\partial t \partial x} = 0 \quad (2.21)$$

นำสมการที่ (2.20) รวมกับสมการที่ (2.21) จะได้

$$\frac{\partial^2 p}{\partial x^2} - \rho_0 K \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0 \quad (2.22)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซึ่งสมการที่ (2.22) ก็คือ สมการการเคลื่อนที่ของคลื่นเสียงในตัวกลาง โดยพิจารณาการเคลื่อนที่ใน 1 มิติ โดยผลเฉลยของสมการที่ (2.22) ก็คือ

$$p = A \cos(\omega t \pm kx) \tag{2.23}$$

เมื่อ A คือแอมพลิจูดของคลื่นเสียง

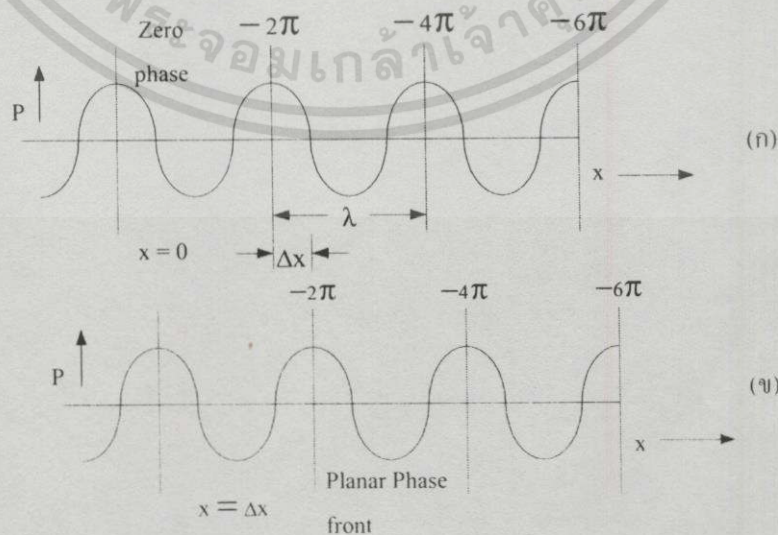
ω คือความถี่เชิงมุม

$k^2 = \rho_0 K \omega^2$ โดยที่ k ถูกเรียกว่าค่าคงที่ของการแพร่ของคลื่นเสียง (propagation constant)

เมื่อนำผลเฉลยในสมการที่ (2.23) มาเขียนกราฟจะได้กราฟแสดงดังรูปที่ 2.6 จากรูปที่ 2.6 สามารถคำนวณหาค่าความเร็วของคลื่นเมื่อนำคลื่นเคลื่อนที่ไปเป็นระยะทาง Δx ได้จากตำแหน่งการเคลื่อนที่ของหน้าคลื่นเริ่มต้น ซึ่งที่ตำแหน่งนี้ผลต่างระหว่าง ωt และ kx จะมีขนาดเท่ากับศูนย์ไม่มีผลต่างกันเลย โดยที่เวลา $t = 0$ หน้าคลื่นจะอยู่ที่ตำแหน่ง $x = 0$ และเมื่อ $t = \Delta t$ หน้าคลื่นจะเคลื่อนที่มาอยู่ที่ตำแหน่ง $x = \Delta x$ ซึ่งจะได้

$$\omega \Delta t - k \Delta x = 0 \tag{2.24}$$

$$\frac{\Delta x}{\Delta t} = \frac{\omega}{k} = c \tag{2.25}$$



รูปที่ 2.6 แสดง (ก) คลื่นความดันที่เวลา $t = 0$ (ข) คลื่นความดันที่เวลา $t = \Delta t$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อ c คือค่าความเร็วของคลื่นที่เคลื่อนที่ในตัวกลางที่พิจารณา

$$c = \frac{\omega}{k} = \frac{1}{\sqrt{\rho_0 K}} \quad (2.26)$$

นำสมการที่ (2.26) แทนลงในสมการที่ (2.22) จะได้

$$\frac{\partial^2 p}{\partial x^2} - \frac{\partial^2 p}{c^2 \partial t^2} = 0 \quad (2.27)$$

สมการที่ (2.27) ก็คือ สมการการเคลื่อนที่ของเสียงใน 1 มิติ โดยค่าความเร็วในการเคลื่อนที่มีค่าคงที่ ซึ่งเป็นข้อกำหนดอันหนึ่งในการพิจารณาความเร็วของคลื่นเสียงในตัวกลางใดๆ

2.4 อิมพีแดนซ์ กำลัง และการสะท้อน

2.4.1 อิมพีแดนซ์ (Impedance)

อะคูสติกอิมพีแดนซ์ (Z) คือความต้านทานเสียงเป็นความสัมพันธ์ระหว่าง ค่าของความดัน (p) และความเร็ว (u) ในการเคลื่อนที่ของคลื่น ดังสมการ

$$Z = \frac{p}{u} \quad (2.28)$$

โดยกำหนดว่าสมการดังกล่าวเป็นจริงสำหรับทุกจุดในตัวกลางและทุกเวลา โดยทั่วไป Z อาจจะเป็นจำนวนเชิงซ้อน ซึ่งจะมีมุมเฟสเป็นตัวบอกถึงความแตกต่างเฟสระหว่าง p และ u อย่างไรก็ตามในระนาบที่ไม่มีการสูญเสีย จะพบค่า Z เป็นค่าจำนวนจริง

สามารถที่จะเขียนสมการสำหรับ Z ในรูปของคุณสมบัติของตัวกลางได้

$$\frac{\partial p}{\partial x} + \rho_0 \frac{\partial u}{\partial t} = 0 \quad (2.29)$$

ใช้สมการที่ (2.28) แทนค่าลงในสมการ ได้

$$\frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\rho_0}{Z} \frac{\partial p}{\partial t} = 0 \quad (2.30)$$

เนื่องจาก Z เป็นค่าคงที่ จะได้ผลเฉลยของสมการข้างต้น คือ

$$p = p_+ \cos(\omega t - kx) \quad (2.31)$$

นำผลเฉลยแทนค่าลงในสมการที่ (2.30)

$$kp_+ \sin(\omega t - kx) - \frac{\omega \rho_0}{Z} p_+ \sin(\omega t - kx) = 0$$

$$k - \frac{\omega \rho_0}{Z} = 0$$

จะได้ค่าอิมพีแดนซ์ ดังสมการ

$$Z = \frac{\omega \rho_0}{k} = \rho_0 c \quad (2.32)$$

นั่นคือ สมการพื้นฐานที่ใช้ในการหาค่าอิมพีแดนซ์ของวัสดุ เนื่องจากค่า $\rho_0 c$ เป็นคุณสมบัติเฉพาะของวัสดุ ปริมาณ $\rho_0 c$ บางครั้งถูกเรียกว่า อิมพีแดนซ์ลักษณะสมบัติ (characteristic impedance) วัสดุประเภทยางแบบพิเศษซึ่งมีค่าอิมพีแดนซ์ใกล้เคียงกับน้ำ จะถูกนำมาใช้บุผนังของถังที่บรรจุน้ำเพื่อหลีกเลี่ยงการสะท้อนของคลื่นอัลตราซาวด์ โดยยางชนิดดังกล่าวเรียกว่า ยางโรซี (rho-c rubber)

อีกรูปแบบหนึ่งของอิมพีแดนซ์สามารถหาค่าได้โดยการแทนค่าสมการ ต่อไปนี้

$$c = \frac{\omega}{k} = \frac{f}{\sqrt{\rho_0 K}} \quad (2.33)$$

ในสมการที่ (2.32) จะได้ค่าอิมพีแดนซ์อีกรูปแบบหนึ่ง คือ

$$Z = \rho_0 \left(\frac{1}{\sqrt{\rho_0 K}} \right) = \sqrt{\frac{\rho_0}{K}} = \rho_0 c \quad (2.34)$$

สมการ (2.32) และ (2.34) ทั้งคู่แสดงว่า ค่าอิมพีแดนซ์ของตัวกลางขึ้นอยู่กับคุณสมบัติ

เชิงกลของมัน และจะมีค่าแตกต่างกันไปในวัสดุต่างๆ เนื่องจากพิจารณาเพียงแต่สมการของคลื่น เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระนาบที่ไม่มีการสูญเสีย ค่าอิมพีแดนซ์ยังคงเป็นจำนวนจริง สำหรับน้ำที่อุณหภูมิ 35° C มีค่า $\rho_0 = 10^3 \text{ kg/m}^3$ และค่า $K = 4.48 \times 10^{-10} \text{ m}^2/\text{N}$ จะมีค่าอิมพีแดนซ์ดังนี้

$$Z = \sqrt{\frac{10^3 \text{ kg/m}^3}{4.48 \times 10^{-10} \text{ m}^2/\text{N}}} = 1.5 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$$

ค่าอิมพีแดนซ์สำหรับเนื้อเยื่อชีวภาพ สามารถหาค่าได้โดยวิธีเดียวกัน ซึ่งจะได้ค่าอิมพีแดนซ์เป็นไป ดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 แสดงค่าอิมพีแดนซ์และความเร็วของอัลตราซาวด์ในวัสดุต่างๆ

วัสดุ	อิมพีแดนซ์ ($\text{kg/m}^2\text{s}$)	อิมพีแดนซ์เทียบกับ อากาศ	ความเร็วของคลื่นใน วัสดุ (m/s)
Aqueous humour	1.50×10^6	3750	1500
Air(N.T.P.)	0.0004×10^6	1	330
Blood	1.61×10^6	4025	1570
Bone	7.80×10^6	19500	4080
Brain	1.58×10^6	3950	1540
Castor oil	1.43×10^6	3575	1500
Fat	1.38×10^6	3450	1450
Kidney	1.62×10^6	4050	1560
Lens of eye	1.84×10^6	4600	1620
Liver	1.65×10^6	4125	1550
Muscle	1.70×10^6	4250	1580
Perspex	3.20×10^6	8000	2680
Polythene	1.84×10^6	3680	2000
Soft tissue(average)	1.63×10^6	4075	1540
Vitreous humour	1.52×10^6	3800	1520
Water(20°C)	1.48×10^6	3700	1480

เมื่อทราบค่าของอิมพีแดนซ์แล้ว สามารถหาสมการสำหรับความเร็วของอนุภาค u ได้ทันที ซึ่งจะสอดคล้องกับผลเฉลยของความดัน p ยกตัวอย่างเช่น ถ้าคลื่นแรงดัน คือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$p = p_+ \cos(\omega t - kx)$$

แล้วความเร็วของคลื่นแรงดันนี้ คือ

$$u = \frac{p_+}{Z} \cos(\omega t - kx) = u_+ \cos(\omega t - kx) \quad (2.35)$$

ในกรณีของคลื่นในแนวระนาบที่ไม่มีการสูญเสีย จะพบว่าคลื่นแรงดันและความเร็วจะมีเฟสสอดคล้องกันเสมอ

2.4.2 ความหนาแน่นของกำลังในคลื่นอัลตราซาวด์

จากที่กล่าวมามีสมการของทั้งความเร็วและความดัน ซึ่งสามารถที่จะหาความหนาแน่นของกำลังที่มาที่คลื่นได้ กำลังชั่วขณะที่ไหลผ่านพื้นที่หนึ่งหน่วยตั้งฉากทิศทางการแผ่กระจายของคลื่น เมื่อปริมาตรเล็กๆ ของของเหลวกระทำต่อปริมาตรข้างเคียงถูกกำหนดเป็นความหนาแน่นของกำลังคลื่นและหาค่าได้โดย

$$\text{ความหนาแน่นกำลัง} = \frac{\text{กำลัง}}{\text{พื้นที่}} = \frac{\text{งาน}}{\text{พื้นที่} \cdot \text{เวลา}} = \frac{\text{แรง} \cdot \text{ระยะทาง}}{\text{พื้นที่} \cdot \text{เวลา}} = \text{ความดัน} \cdot \text{ความเร็ว}$$

หรือ

$$I = pu \quad (2.36)$$

เขียนสมการในรูปของอิมพีแดนซ์ได้ดังนี้

$$I = \frac{p^2}{Z} = Zu^2 \quad (2.37)$$

โดย I = ความหนาแน่นกำลังของคลื่น

p = แรงดันของคลื่น

u = ความเร็วของคลื่น

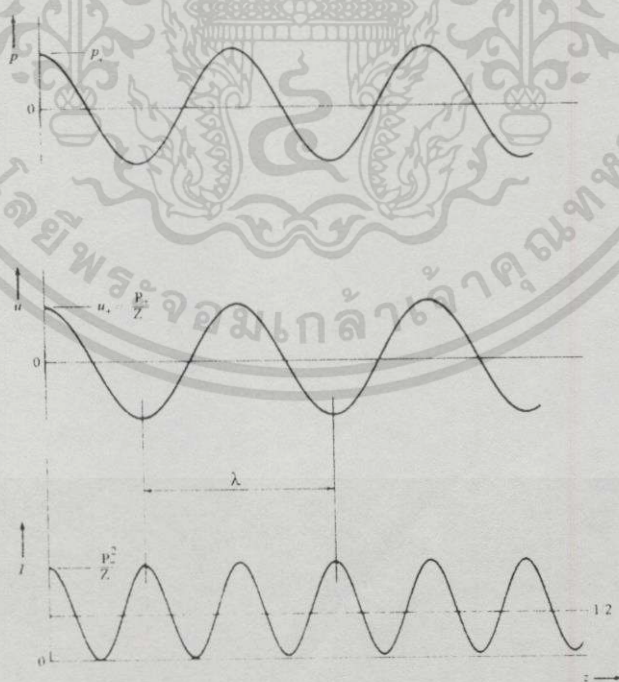
กำลังทั้งหมดของคลื่นสม่ำเสมอสามารถหาค่าได้โดยเป็นผลคูณของความหนาแน่นกำลัง และพื้นที่หน้าตัดของคลื่น

ในรูปที่ 2.7 แสดงกำลังความหนาแน่นเป็นฟังก์ชันกับระยะทางสำหรับคลื่นแรงดันรูปไซน์ ที่เวลาหนึ่ง สังเกตว่าความหนาแน่นกำลังมีค่าเป็นบวกเสมอและช่วงระหว่างยอดของกำลังคือ ครึ่งหนึ่งของความยาวคลื่น

ในทางปฏิบัติจะพิจารณาความหนาแน่นกำลังในรูปของความหนาแน่นกำลังเฉลี่ย สามารถหาค่าได้โดยอินทิเกรตความหนาแน่นของกำลัง ในช่วงหนึ่งความยาวคลื่นแล้วหารด้วยหนึ่งหน่วยความยาวดังสมการต่อไปนี้

$$I_{ave} = \frac{1}{\lambda} \int_0^{\lambda} \frac{p^2}{Z} dx = \frac{k}{2\pi} \int_0^{2\pi/k} \frac{p_+^2}{Z} \cos^2(\omega t - kx) dx = \frac{kp_+^2}{2\pi Z} \cdot \frac{\pi}{k} = \frac{p_+^2}{2Z} \quad (2.38)$$

ดังนั้นความหนาแน่นกำลังเฉลี่ยหรือ ความเข้ม(intensity) สำหรับคลื่นรูปไซน์ คือครึ่งหนึ่งของค่าสูงสุดของมัน ดังแสดงในรูปที่ 2.7 สมการที่ (2.37) และ (2.38) แสดงว่าเมื่อเพิ่มขนาดของแรงดันเป็นสองเท่าจะเพิ่มความเข้มของกำลังในคลื่นเป็นสี่เท่า



รูปที่ 2.7 ความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นแรงดันและความเร็วคลื่นกับความหนาแน่นของกำลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.3 การสะท้อนของคลื่นที่รอยต่อ

เมื่อคลื่นเคลื่อนที่ผ่านจากบริเวณที่มีค่าอิมพีแดนซ์ต่างกันจะเกิดผลของคลื่นคือ จำนวนกำลังตกกระทบจำนวนหนึ่งจะถูกสะท้อนที่บริเวณขอบและที่เหลือจะเคลื่อนที่ต่อไปเป็นคลื่นทะลุผ่าน คลื่นสะท้อนเป็นตัวบ่งชี้ตำแหน่งและรูปร่างบริเวณขอบ ขณะที่ส่วนที่ส่งผ่านไปจะทำหน้าที่บอกรอยต่อที่อยู่ลึกลงไป มีปัจจัยสองประการที่ต้องพิจารณาเมื่อศึกษาการสะท้อนของคลื่น ประการที่หนึ่งเกี่ยวกับมุมที่คลื่นสะท้อนทำเมื่อมันเคลื่อนจากรอยต่อและมุมที่คลื่นทะลุผ่านกระทำต่อรอยต่อเมื่อมันเคลื่อนที่ไป ประการที่สองคือ จำนวนร้อยละของกำลังตกกระทบที่ถูกสะท้อนที่บริเวณขอบ ซึ่งจะได้กล่าวตามลำดับต่อไป

2.4.3.1 มุมสะท้อนและการส่งผ่าน

ปรากฏการณ์ที่เกิดขึ้นเมื่อคลื่นระนาบตกกระทบริมขอบของระนาบระหว่างบริเวณสองบริเวณที่มีความเร็วเฟสต่างกัน แสดงไว้ในรูปที่ 2.8 จากรูปคลื่นตกกระทบทำมุม θ_i กับระนาบ โดยมีความยาวคลื่นในตัวกลางที่ 1 คือ λ_1 มีระยะระหว่างหน้าคลื่นเท่ากับ d ซึ่งระยะ d จะไม่เท่ากับ λ , โดยสามารถหาค่าได้จากสมการต่อไปนี้

$$d = \frac{\lambda_1}{\sin \theta_i} \quad (2.39)$$

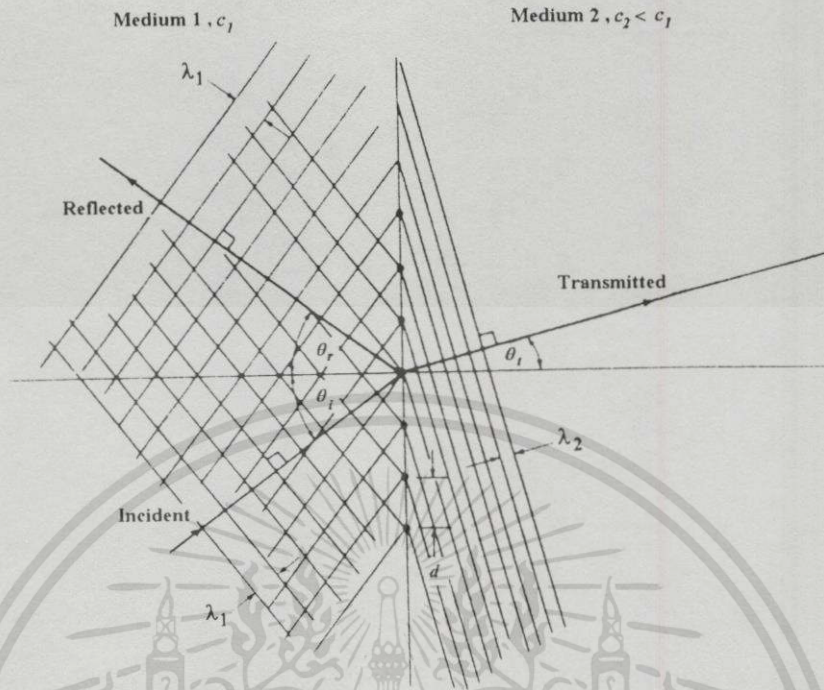
คลื่นตกกระทบที่ขอบจะทำให้เกิดคลื่นสะท้อนและคลื่นทะลุผ่าน ในตัวกลางที่ 1 จะมีคลื่นสะท้อนกลับไปซึ่งมีความยาวคลื่นเท่ากันและมีมุมของคลื่นตกกระทบและคลื่นสะท้อนเท่ากัน เป็นไปตามกฎการสะท้อนดังสมการ

$$\theta_r = \theta_i \quad (2.40)$$

โดย θ_r คือ มุมของคลื่นสะท้อนเทียบกับแนวระนาบ
 θ_i คือ มุมของคลื่นตกกระทบเทียบกับแนวระนาบ

คลื่นที่ทะลุผ่านริมขอบไปยังตัวกลางที่ 2 จะมีความยาวคลื่นเปลี่ยนไปเป็น λ_2 เพราะจากสมการ $\lambda = cf$ โดยความเร็วของคลื่นในตัวกลางทั้งสองไม่เท่ากัน $c_1 \neq c_2$ จะได้ว่า

$$\lambda_1 \neq \lambda_2 \quad (2.41)$$



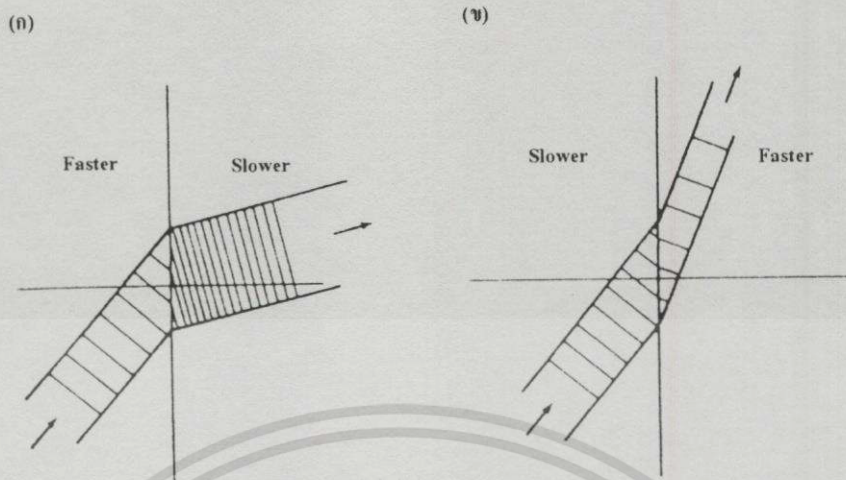
รูปที่ 2.8 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นตกกระทบ คลื่นสะท้อน และคลื่นทะลุผ่าน

โดยมุมของคลื่นทะลุผ่านจะสามารถหาค่าได้จากกฎการหักเหของสเนล(Snell's law) คือ เมื่อใดที่คลื่นตกกระทบริมขอบของตัวกลางที่มีความเร็วไม่เท่ากัน และมุมไม่ใช่มุมฉาก คลื่นทะลุผ่านจะมีมุมที่แตกต่างไปจากคลื่นตกกระทบ ดังสมการ

$$\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_t} = \frac{\lambda_1}{\lambda_2} = \frac{c_1}{c_2} \tag{2.42}$$

โดย θ_t เป็นมุมของคลื่นทะลุผ่าน

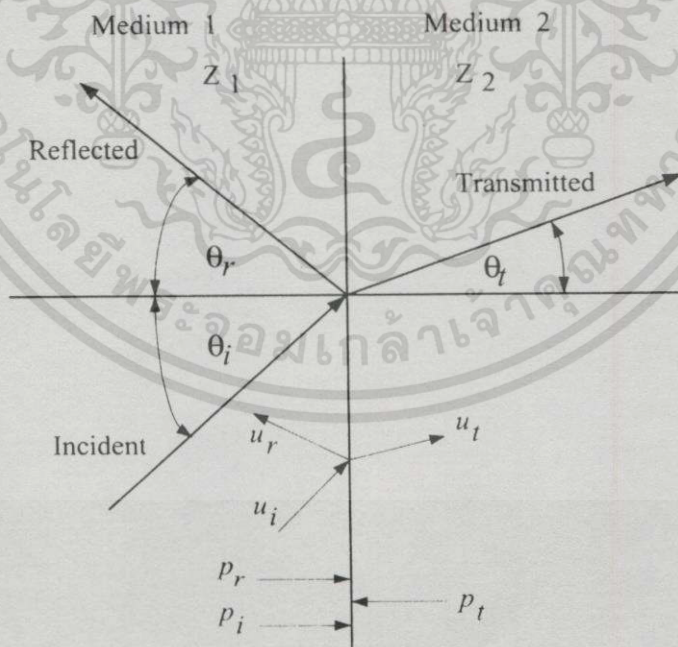
เมื่อคลื่นเคลื่อนที่จากบริเวณที่มีความเร็วสูงไปยังบริเวณที่มีความเร็วต่ำ จะได้มุมของคลื่นทะลุผ่านมีขนาดเล็กกว่าคลื่นตกกระทบ และเมื่อคลื่นเคลื่อนที่จากบริเวณที่มีความเร็วต่ำกว่าไปยังบริเวณที่มีความเร็วสูงกว่าจะได้มุมของคลื่นทะลุผ่านมีขนาดใหญ่กว่าคลื่นตกกระทบ ดังแสดงในรูปที่ 2.9 (ก) และ (ข) ตามลำดับ



รูปที่ 2.9 แสดงการเคลื่อนที่ของคลื่นจากบริเวณที่มีความเร็วแตกต่างกัน

2.4.3.2 ขนาดของคลื่นสะท้อนและคลื่นทะลุผ่าน

พิจารณาคลื่นตกกระทบบนรอยต่อสองบริเวณที่แตกต่างกันจะมีคลื่นสะท้อนและคลื่นทะลุผ่าน แสดงดังรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.10 ความดันและเวกเตอร์ความเร็วของคลื่นตกกระทบบ คลื่นสะท้อนและคลื่นทะลุผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เนื่องจากความดันของคลื่นกระทำในทุกทิศทางและริมขอบไม่มีแรงต้านทาน แรงดันรวมในด้านซ้ายของริมขอบต้องเท่ากับแรงดันในด้านขวาของริมขอบดังสมการ

$$p_i = p_i + p_r \quad (2.43)$$

โดย p_i คือแรงดันคลื่นทะลุผ่าน

p_r คือแรงดันคลื่นตกกระทบ

p_t คือแรงดันคลื่นสะท้อน

ในส่วนของเวกเตอร์ความเร็วจะมีความสัมพันธ์ ดังสมการ

$$u_i \cos \theta_i = u_i \cos \theta_i - u_r \cos \theta_r \quad (2.44)$$

โดย u_i คือความเร็วคลื่นทะลุผ่าน

u_r คือความเร็วคลื่นตกกระทบ

u_t คือความเร็วคลื่นสะท้อน

กำหนดให้อัตราส่วนของแรงดันสะท้อนต่อแรงดันตกกระทบเป็นสัมประสิทธิ์การสะท้อน (reflection coefficient, R) และจากความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันและอิมพีแดนซ์ สามารถเขียนสมการแสดงสัมประสิทธิ์การสะท้อนให้อยู่ในรูปของอิมพีแดนซ์ได้ดังนี้ คือ

$$R = \frac{p_r}{p_i} = \frac{(Z_2 / \cos \theta_t) - (Z_1 / \cos \theta_i)}{(Z_2 / \cos \theta_t) + (Z_1 / \cos \theta_i)} \quad (2.45)$$

เนื่องจาก $p = Zu$ สามารถเขียนสมการแสดงสัมประสิทธิ์การสะท้อนในเทอมของความเร็วได้ดังสมการ

$$R = \frac{p_r}{p_i} = \frac{Z_1 u_r}{Z_1 u_i} = \frac{u_r}{u_i} \quad (2.46)$$

ในกรณีที่มีมุมตกกระทบเท่ากับศูนย์ คือ ตั้งฉากกับแนวระนาบ จะได้ $\theta_i = \theta_t = 0$ ซึ่งสมการที่แสดงสัมประสิทธิ์การสะท้อนสามารถเขียนได้ ดังสมการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

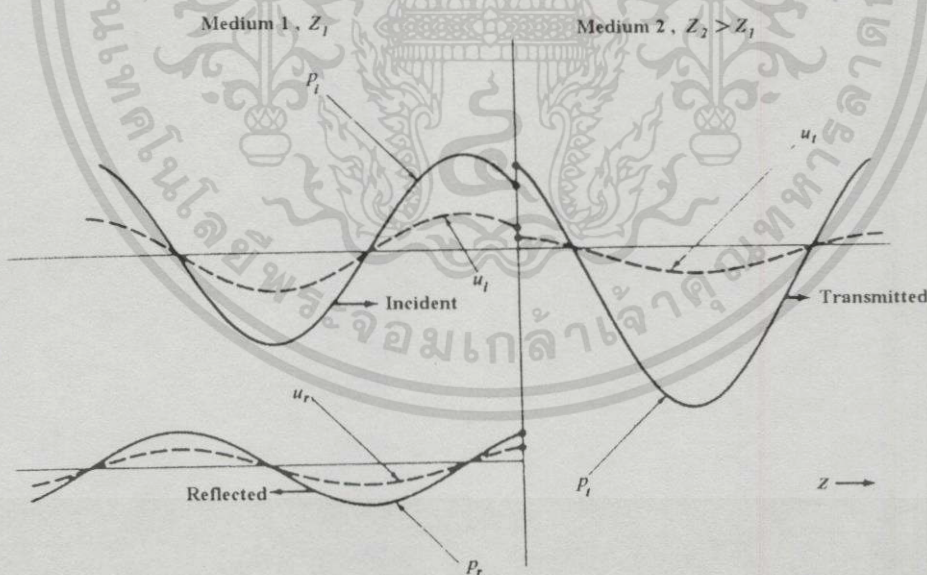
$$R = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (2.47)$$

สมการที่ (2.47) มีสิ่งที่น่าสนใจสองประการคือ

ประการแรกเมื่อคลื่นเคลื่อนที่ผ่านจากบริเวณหนึ่งไปสู่อีกบริเวณหนึ่งที่มีค่าอิมพีแดนซ์เท่ากัน คือ $Z_1 = Z_2$ จะได้สัมประสิทธิ์การสะท้อน $R = 0$ ซึ่งแสดงว่าไม่มีคลื่นสะท้อน ดังนั้นถ้าต้องการให้มีการสะท้อนของคลื่นจะต้องทำให้อิมพีแดนซ์ทั้งสองบริเวณมีค่าไม่เท่ากัน ซึ่งคลื่นสะท้อนจะมีแรงดันเป็นสัดส่วนโดยตรงกับอิมพีแดนซ์

ประการที่สอง สมการแสดงว่า $Z_2 > Z_1$, R จะเป็นตัวเลขบวก ขณะที่เมื่อ $Z_2 < Z_1$, R จะเป็นตัวเลขลบ ซึ่งตัวเลขที่เป็นลบจะเป็นตัวแสดงว่าเฟสของคลื่นแรงดันที่สะท้อนจะมีค่าเป็น 180° กับคลื่นตกกระทบ

รูปที่ 2.11 แสดงตัวอย่างของคลื่นตกกระทบที่มีแรงดัน p_i และความเร็ว u_i ถูกแยกเป็นคลื่นสะท้อนและคลื่นทะลุผ่าน ที่รอยต่อริมขอบระหว่างตัวกลางทั้งสองที่มีอิมพีแดนซ์แตกต่างกัน สำหรับในกรณีที่ $Z_2 > Z_1$ ดังนั้น R จะเป็นตัวเลขบวก และ p_r และ p_t จะมีเฟสเหมือนกัน นั่นคือ ในขณะที่ p_i เป็นบวก p_r ก็จะเป็นบวกด้วย



รูปที่ 2.11 แสดงรูปแรงดันและความเร็วของคลื่นตกกระทบ คลื่นสะท้อนและคลื่นทะลุผ่าน ที่รอยต่อสองบริเวณ โดยมีค่าอิมพีแดนซ์แตกต่างกัน

สำหรับเนื้อเยื่อที่มีความอ่อนนุ่มเพียงอย่างเดียวจะมีการเข้าคู่กันระหว่างค่าอิมพีแดนซ์ ทำให้ค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนเป็นศูนย์ คือ คลื่นอัลตราซาวด์จะสามารถทะลุผ่านไปได้ดี แต่อากาศกับเนื้อเยื่อ หรือ เนื้อเยื่อกับกระดูกนั้น อิมพีแดนซ์ของทั้งสองจะไม่เข้าคู่กัน ยกตัวอย่างเช่น การเคลื่อนที่ของคลื่นในน้ำกระทบกับรอยต่อที่ตั้งฉากกับอากาศ ในอากาศนั้นจะหาค่าอิมพีแดนซ์ ได้จาก สมการที่ (2.34)

$$Z_{air} = \sqrt{\frac{\rho_0}{K}}$$

จากข้อมูลของ อากาศที่อุณหภูมิ 35 °C ความดัน 1 atm จะมีค่าความหนาแน่น $\rho_0 = 1.15 \text{ kg/m}^3$ และ $K = 9.9 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{N}$ แทนค่าลงในสมการจะได้ว่า

$$Z_{air} = \sqrt{\frac{1.15 \text{ kg/m}^3}{9.9 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{N}}} = 341 \text{ kg/m}^2 \text{ s}$$

เนื่องจากค่า $Z_{water} = 1.5 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \text{ s}$ แทนค่าลงในสมการที่ (2.47) จะได้

$$R = \frac{341 - 1.5 \times 10^6}{341 + 1.5 \times 10^6} \approx -1$$

จากค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนที่ได้เป็นค่า -1 แสดงว่าคลื่นเคลื่อนที่มากกระทบรอยต่อระหว่างน้ำกับอากาศ จะทำให้เกิดการสะท้อนกลับของคลื่นทั้งหมด ไม่มีคลื่นทะลุผ่านไป

2.4.3.3 กำลังของคลื่นสะท้อนและคลื่นตกกระทบ

สัมประสิทธิ์การสะท้อน ถูกกำหนดเป็นอัตราส่วนของแรงดัน แต่ปกติจะมีการพิจารณาที่กำลังของการสะท้อนมากกว่า ดังนั้นจึงต้องทำการหาความสัมพันธ์ของสัมประสิทธิ์การสะท้อนให้มาอยู่ในรูปของอัตราส่วนความหนาแน่นของกำลัง โดยใช้ความสัมพันธ์ระหว่างความดันและความหนาแน่นของกำลังในสมการที่ (2.37) เพราะฉะนั้นจะได้รับความสัมพันธ์ว่า

$$\frac{\text{Reflected power density}}{\text{Incident power density}} = \frac{I_r}{I_i} = \frac{p_r^2 / Z_1}{p_i^2 / Z_1} = R^2 \quad (2.48)$$

เนื่องจากกำลังทั้งหมดในลำคลื่นเป็นเพียงผลคูณของความหนาแน่นกำลังของลำคลื่น (I) และพื้นที่หน้าตัด (A) ของมัน และมุมของคลื่นตกกระทบบริเวณเท่ากับมุมของคลื่นสะท้อน ($\theta_i = \theta_r$) ดังนั้นถ้าทราบค่า Z_1 และ Z_2 ก็สามารถหาค่าปริมาณกำลังของการสะท้อนได้จากสมการที่ (2.45) และ (2.48)

พิจารณาคลื่นทะลุผ่าน และความสัมพันธ์จากสมการที่ (2.37) จะสามารถหาความสัมพันธ์ระหว่างความหนาแน่นกำลังของคลื่นตกกระทบกับคลื่นทะลุผ่านได้ พิจารณาสมการที่ (2.37) เขียนในรูปใหม่ได้ว่า

$$I_t = \frac{p_i^2}{Z_1} \tag{2.49}$$

$$I_r = \frac{p_r^2}{Z_2} \tag{2.50}$$

ใช้เงื่อนไขขอบเขต $p_r = p_i + p_r$ กับสมการที่ (2.49) และ (2.50) ได้สมการใหม่ ดังนี้

$$\begin{aligned} \frac{\text{Transmitted power density}}{\text{Incident power density}} &= \frac{I_t}{I_i} = \frac{[1 + (p_r/p_i)]^2 Z_1}{Z_2} \\ &= (1 + R)^2 \frac{Z_1}{Z_2} \end{aligned} \tag{2.51}$$

จากหลักการอนุรักษ์พลังงาน คือ จำนวนกำลังทั้งหมดที่เข้าสู่บริเวณขอบต้องเท่ากับกำลังทั้งหมดที่ทะลุผ่านไป เขียนเป็นความสัมพันธ์ได้ ดังนี้

$$I_i A_i = I_t A_t + I_r A_r \tag{2.52}$$

โดย A_i , A_t และ A_r เป็นพื้นที่หน้าตัดของลำคลื่นเสียงตกกระทบ คลื่นทะลุผ่าน และคลื่นสะท้อนตามลำดับ หากสมการที่ (2.52) ด้วย $I_t A_t$ และอาศัยความสัมพันธ์ในสมการที่ (2.48) และความจริงที่ว่า $A_i = A_t$ จะได้สมการใหม่ว่า

$$\frac{\text{Transmitted beam power}}{\text{Incident beam power}} = \frac{I_r A_r}{I_i A_i} = 1 - \frac{I_r}{I_i} = 1 - R^2 \quad (2.53)$$

ข้อสังเกตจากสมการที่ (2.45) มีเงื่อนไขที่ว่า $-1 \leq R \leq 1$ ดังนั้น ขนาดของ R จะมีค่าไม่เกิน 1 ซึ่งจะทำให้สมการ(2.53) มีค่าเป็นบวกสำหรับกำลังการทะลุผ่านเสมอ

จากสมการดังกล่าวสรุปได้ว่า ถ้าจะคำนวณความหนาแน่นกำลังในคลื่นทะลุผ่านสำหรับ มุมตกกระทบใดๆก็ตาม ให้ใช้สมการที่ (2.51) ถ้า $\theta_i = 0$ อาจใช้สมการ(2.53)ได้ ถ้าต้องการคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกำลังทั้งหมดในลำคลื่นทะลุผ่านสำหรับมุมตกกระทบใด ควรใช้สมการ (2.53)

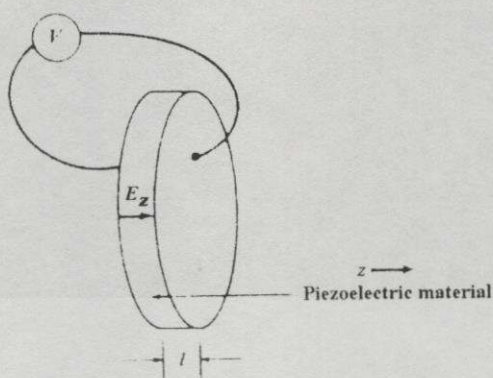
2.5 ทรานสดิวเซอร์

องค์ประกอบที่สำคัญของเครื่องอัลตราซาวด์ คือ ทรานสดิวเซอร์เป็นตัวกำเนิดคลื่นอัลตราซาวด์ที่จะต้องทำหน้าที่เปลี่ยนค่าปริมาณทางไฟฟ้าไปเป็นปริมาณทางกล วัสดุที่นำมาสร้างทรานสดิวเซอร์จะต้องมีคุณสมบัติของปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริก (piezoelectric)

รูปที่ 2.12 แสดงภาพอย่างง่ายของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก ที่ถูกตัดและจัดเรียงเพื่อใช้เป็นตัวกำเนิดคลื่นอัลตราซาวด์ วัสดุนั้นอาจเป็น ควอตซ์(quartz), แบเรียมไทตาเนต(barium titanate), เลดเซอร์โคเนียมไทตาเนต (lead zirconium titanate(PZT)), โพลีไวนิลิดีนฟลูออไรด์(poly vinylidene fluoride, PVDF) ที่ด้านทั้งสองของวัสดุจะถูกเคลือบด้วยฟิล์มโลหะที่นำไฟฟ้า แหล่งกำเนิดแรงดันไฟฟ้า V จะถูกเชื่อมต่อกับวัสดุทั้งกล่าวเพื่อทำหน้าที่ผลิตสนามไฟฟ้า E_z ผ่านความหนา l ของวัสดุ ซึ่งจะมีความสัมพันธ์กันดังสมการต่อไปนี้ คือ

$$E_z = \frac{V}{l} \quad (2.54)$$

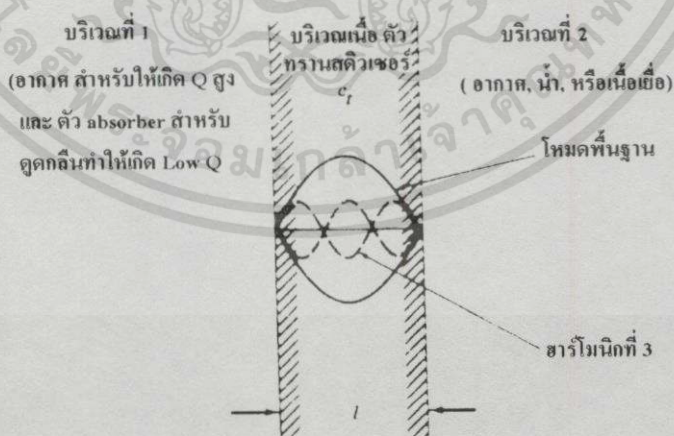
วัสดุเพียโซอิเล็กทริกโดยทั่วไป เมื่ออยู่ภายใต้สนามไฟฟ้าจะทำให้เกิดความเค้น(stress) ขึ้น 2 ประการ คือ ความเค้นเฉือน(shear) และความเค้นกด(compressional) ในทิศทางทั้งสามของผลึก ดังนั้นการกำหนดคุณสมบัติที่สมบูรณ์ของเพียโซอิเล็กทริกของผลึกต้องการความเค้นที่ตกอยู่ในทิศทางเดียวกับสนามไฟฟ้าที่กระทำ สำหรับการจัดวางตัวในรูปที่ 2.12 เป็นการจัดวางในโหมดของการสั่นตามความหนาซึ่งจะเกิดคลื่นแรงดันในแนวพื้นที่กว้างของวัสดุ



รูปที่ 2.12 แสดงภาพอย่างง่ายของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก

2.5.1 การถูกกระตุ้นทางไฟฟ้าในคลื่นต่อเนื่อง

ถ้าแหล่งกำเนิดแรงดันไฟฟ้า สร้างแรงดันไฟฟ้าผ่านไปทรานสดิวเซอร์ ตามสมการ $V = V_0 \cos \omega t$ แล้วคลื่นแรงดันที่ถูกสร้างขึ้นจะเป็นคลื่นแรงดันรูปไซน์ คลื่นนี้จะแผ่กระจายในผลึกด้วยความเร็วเฟส c ซึ่งจะตกกระทบทั้งด้านหน้าและด้านหลังผลึก ซึ่งจะเกิดการสะท้อนเป็นสัดส่วนกับความไม่ตรงกันของอิมพีแดนซ์ เนื่องจากโดยทั่วไปอิมพีแดนซ์ของวัสดุที่ทำทรานสดิวเซอร์จะมากกว่าของอากาศ, น้ำ หรือ เนื้อเยื่อ ที่อยู่ติดกับด้านหน้าของทรานสดิวเซอร์ ค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนจะมีค่าประมาณ $R = -1$ ดังนั้นแรงดันลัพท์ที่ขอบเขตทั้งสองจะใกล้เคียงกับศูนย์ซึ่งจะทำให้เกิดคลื่นนิ่งระหว่างด้านทั้งสองภายในวัสดุที่ทำทรานสดิวเซอร์



รูปที่ 2.13 แสดงคลื่นสองคลื่นที่มีจุดปลายทั้งสองตรงและตรงกันที่บริเวณขอบ การกระตุ้นที่ความถี่ต่ำที่สุด ที่ทำให้เกิดเรโซแนนซ์

ในตัวทรานสดิวเซอร์จะมีความถี่ของการกระตุ้นบางความถี่ที่มีประสิทธิภาพในการผลิตคลื่น ซึ่งจะทำให้แรงดันเป็นศูนย์ที่บริเวณขอบทั้งสองด้าน ความถี่นี้จะเรียกว่าเป็นความถี่เรโซแนนซ์(resonant) ของทรานสดิวเซอร์ รูปที่ 2.13 แสดงคลื่นสองคลื่นที่มีจุดปลายทั้งสองตรงกันที่บริเวณขอบ การกระตุ้นที่ความถี่ต่ำที่สุดที่ทำให้เกิดเรโซแนนซ์ เรียกความถี่ที่จุดนั้นว่าเป็นความถี่มูลฐาน(fundamental frequency)ของผลึก และที่ความถี่นี้จะมี ความยาวคลื่นเป็นครึ่งหนึ่งของความยาวคลื่นในระยะความหนาของผลึก สำหรับทรานสดิวเซอร์ที่มีความหนา l ความถี่มูลฐาน f_1 จะมีความยาวคลื่น λ_1 ภายในทรานสดิวเซอร์ที่ทำให้

$$\frac{\lambda_1}{2} = l \quad (2.55)$$

เนื่องจาก $\lambda_1 = c_l / f_1$ ที่ซึ่ง c_l เป็นความเร็วคลื่นภายในวัสดุที่ทำทรานสดิวเซอร์

$$f_1 = \frac{c_l}{2l} \quad (2.56)$$

ถ้าพิจารณาภายนอกของตัวทรานสดิวเซอร์ตามลักษณะการใช้งานอัลตราซาวด์ยังต้องการความถี่มากกว่าความหนาของวัสดุที่ทำทรานสดิวเซอร์จะต้องบางมากตามไปด้วย ดังนั้นที่ความถี่ที่สูงมากจะเลือกฮาร์โมนิกที่สูงกว่า ตัวอย่างเช่นในรูปที่ 2.13 แสดงคลื่นฮาร์โมนิกที่สาม ซึ่งจะสั้นเป็น 3 เท่าของความถี่มูลฐาน

2.5.2 การตอบสนองต่อความถี่

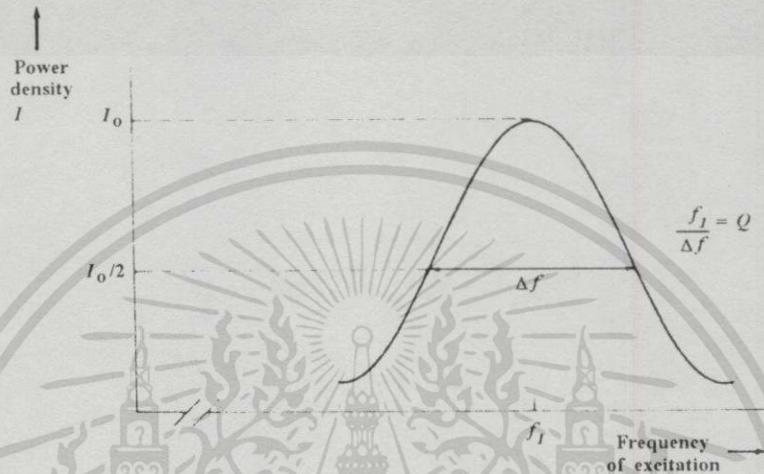
ที่จุดความถี่เรโซแนนซ์ ตัวทรานสดิวเซอร์จะมีการสนองตอบต่อแรงดันไฟฟ้าที่แตกต่างกัน ขึ้นกับชนิดของวัสดุที่ใช้ทำทรานสดิวเซอร์ ในรูปที่ 2.14 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความหนาแน่นกำลังกับความถี่ โดยความกว้างของแถบเรโซแนนซ์ จะเป็นค่าที่วัดจากความถี่ Δf ที่จุดกำลังส่งออกครั้งหนึ่ง ซึ่งกำหนดโดย คอวลิตีแฟกเตอร์(quality factor) Q ดังสมการ

$$\frac{f_1}{\Delta f} = Q \quad (2.57)$$

ดังนั้น ถ้าค่า Q มีค่าสูงจะมีช่วงเรโซแนนซ์ที่แคบ และในทางกลับกันเมื่อ Q ค่า ต่ำ ช่วงการเรโซแนนซ์จะมีช่วงที่กว้าง ค่าของ Q ถูกกำหนดโดย ความสูญเสียจากการถูกดูดซับและการทะลุผ่าน ที่พบในทรานสดิวเซอร์ ปัจจัยที่สำคัญต่อการสูญเสียของทรานสดิวเซอร์ส่วนใหญ่คือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การทะลุผ่านของกำลังคลื่นไปยังบริเวณใกล้เคียง ถ้าบริเวณทั้งสองด้านเป็นอากาศจะมีค่าอิมพีแดนซ์ที่ไม่เข้าคู่กันสูงมาก จนแทบจะไม่มี การทะลุผ่าน ทำให้ค่า Q มีค่าสูงมาก ซึ่ง คิวอร์ตซ์จะถูกติดตั้งในกล่องเล็กๆที่ทำเป็นสุญญากาศ ทำให้การสูญเสียแบบทะลุผ่านมีน้อยมาก ซึ่งจะให้มีค่า Q ที่สูงมาก นำไปใช้ในวงจรที่ต้องการความถี่ที่เที่ยงตรง เช่น ในนาฬิกา



รูปที่ 2.14 แสดงความสัมพันธ์ของความถี่และกำลังส่งออก เพื่อหาค่า Q

ในเครื่องอัลตราซาวด์ทางการแพทย์ต้องการให้ทรานสดิวเซอร์ส่งผ่านคลื่นเข้าไปในเนื้อเยื่อ กำลังบางส่วนในทรานสดิวเซอร์จึงถูกทำให้สูญเสียผ่านด้านหนึ่งของทรานสดิวเซอร์ ซึ่งเมื่อด้านหนึ่งเป็นเนื้อเยื่อจะทำให้ค่าความไม่ตรงกันของอิมพีแดนซ์ลดลง จะมีการส่งผ่านพลังงานไปยังเนื้อเยื่อ และค่า Q จะลดลงอย่างมาก สำหรับทรานสดิวเซอร์ที่ทำจากคิวอร์ตซ์ จะมีค่า Q ประมาณ 5-15

เนื่องจากความไม่ตรงกันของอิมพีแดนซ์ระหว่างอากาศกับทรานสดิวเซอร์มีค่ามาก เพราะฉะนั้นต้องไม่ให้มีอากาศระหว่างพื้นผิวด้านหน้าของทรานสดิวเซอร์กับเนื้อเยื่อเพื่อให้มีการส่งผ่านกำลังไปยังเนื้อเยื่อได้อย่างดี ซึ่งถ้ามีอากาศจะทำให้เกิดการสะท้อนกำลังงานจำนวนมากกลับสู่ทรานสดิวเซอร์ จะทำให้ประสิทธิภาพการถ่ายเทกำลังลดลง ดังนั้นในทางปฏิบัติทางคลินิก จึงต้องใช้เจลเคลือบทรานสดิวเซอร์หรือทาพื้นผิวที่จะทำการรักษาเพื่อป้องกันไม่ให้รอยต่อระหว่างเนื้อเยื่อและทรานสดิวเซอร์ไม่ให้มีอากาศอยู่

2.5.3 กำลังที่แผ่ออก

ความหนาแน่นกำลังของทรานสดิวเซอร์ที่ถูกขับโดยแหล่งกำเนิดแรงดันไฟฟ้า ที่จะแผ่เข้าไปในตัวกลาง สามารถหาค่าได้โดยใช้ความสัมพันธ์ด้านเปียโซอิเล็กทริกสำหรับทรานสดิวเซอร์ ดังสมการต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$p_i = e_{ii}E_i - c_{ii} \frac{\partial \xi}{\partial x} \quad (2.58)$$

โดย

- p_i คือ ความดันที่เกิดในวัสดุที่ใช้ทำทรานสดิวเซอร์
- E_i คือ สนามไฟฟ้าที่ใช้งาน
- e_{ii} คือ ค่าสัมประสิทธิ์ความเครียดทางเปียโซอิเล็กทริกของวัสดุ (piezoelectric stress coefficient)
- ξ คือ ระยะขจัดของอนุภาคในวัสดุนั้น
- $\frac{\partial \xi}{\partial x}$ คือ ค่าความเค้น (แรงดึงหรือแรงกด) ของวัสดุ
- c_{ii} คือ ค่าคงที่ *elastic stiffness* ของวัสดุ
- i คือ เป็นสัญลักษณ์ที่ใช้แสดงทิศทางของความดัน, สนามไฟฟ้าและความเครียด (ในที่นี้มีค่าเหมือนกันในทุกกรณี)

วิเคราะห์การเคลื่อนที่ของคลื่นสองคลื่น ที่มีทิศทางสวนกัน ในทรานสดิวเซอร์ ดังแสดงในรูปที่ 2.15 เมื่อรวมคลื่นกันแล้วคลื่นเหล่านี้จะสร้างรูปแบบเป็นคลื่นนิ่ง ซึ่งจะมีการจับคู่ให้ตรงกันที่บริเวณขอบที่ด้านทั้งสองของทรานสดิวเซอร์ อาศัยสมการที่ (2.58) เราจะหาความสัมพันธ์ของความเร็วด้านหน้าของทรานสดิวเซอร์ที่เรโซแนนซ์ได้ดังนี้ คือ

$$u_f = \pm \frac{2e_{ii}E_i}{Z_1 + Z_2} \quad (2.59)$$

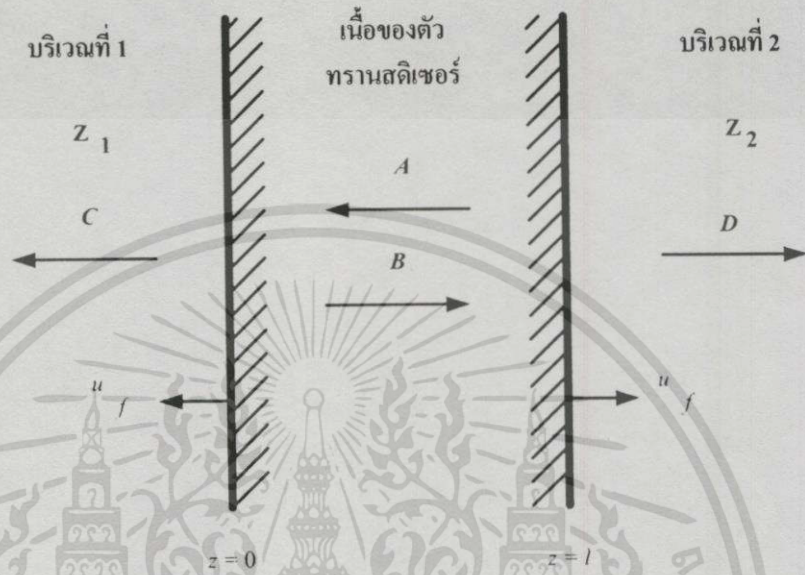
เมื่อ Z_1 และ Z_2 คือ อิมพีแดนซ์ของตัวกลางในแต่ละด้านของทรานสดิวเซอร์ ทรานสดิวเซอร์บางประเภทจะมีอากาศอยู่ทางด้านหลัง ซึ่งในกรณีนี้ $Z_2 \approx 0$ และสมการที่ (2.59) สามารถหาความเร็วของคลื่นทางด้านหน้า (ที่สัมผัสกับน้ำหรือเนื้อเยื่อ) ได้ดังนี้

$$u_f = \frac{2e_{ii}E_i}{Z_2} \quad (2.60)$$

ความหนาแน่นกำลังที่ส่งผ่านไปด้านหน้าเข้าไปในตัวกลางที่ 2 สามารถหาค่าได้จากความเร็วที่ต่อเนื่องและความสัมพันธ์ของ $I = Zu^2$ ได้ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$I = \frac{4e_{ii}^2 E_i^2}{Z_2} \quad (2.61)$$



รูปที่ 2.15 แสดงความสัมพันธ์ของความเร็วทั้งสองด้านของทรานสดิวเซอร์

สำหรับรูปแบบที่แสดงในรูปที่ 2.12 ซึ่งทรานสดิวเซอร์ถูกกระตุ้นด้วยแหล่งกำเนิดแรงดันแบบรูปไซน์ สามารถใช้สมการที่ (2.54) เพื่อหาความหนาแน่นของกำลังที่แผ่ออกโดยเฉลี่ย คือ

$$I_{ave} = \frac{2e_{ii}^2 V_a^2}{l^2 Z_2} \quad (2.62)$$

โดยที่ V_a เป็นแรงดันไฟฟ้าที่ให้แก่วานสดิวเซอร์ และใช้แฟกเตอร์ $1/2$ เพื่อหาค่าเฉลี่ยในเวลาของความหนาแน่นกำลัง

2.5.4 สัมประสิทธิ์เพียโซอิเล็กทริก (Piezoelectric Coefficients)

ดังแสดงในสมการ (2.62) ความสามารถของทรานสดิวเซอร์ที่จะเปลี่ยนแปลงค่าแรงดันไฟฟ้าไปเป็นกำลังเสียง เกี่ยวข้องกับความแรงของสัมประสิทธิ์ความเค้นของเพียโซอิเล็กทริก (piezoelectric stress coefficient) e_{ii} ตารางที่ 2.2 แสดงคุณสมบัติต่างๆของวัสดุเพียโซอิเล็กทริกที่นำมาใช้ทำทรานสดิวเซอร์อัลตราซาวด์ บางครั้งจะมีการบอกค่าสัมประสิทธิ์อื่นๆ อีก เช่น ค่าสัมประสิทธิ์ความเครียดของเพียโซอิเล็กทริก (piezoelectric strain coefficient) d_{ii} ซึ่งปริมาณทั้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สองมีความสัมพันธ์กันดังนี้ คือ

$$e_{ii} = d_{ii}c_{ii} \quad (2.63)$$

โดย c_{ii} คือค่าคงที่ *elastic stiffness* ของวัสดุ ภายใต้สภาวะที่สนามไฟฟ้ามีค่าคงที่ และสัมพันธ์กับ *โซอิเล็ทริก* g_{ii} หรือบางครั้งเรียกว่าค่าสัมประสิทธิ์แรงดันไฟฟ้าเอาต์พุต มีความสัมพันธ์กับ d_{ii} ดังนี้

$$d_{ii} = g_{ii}\epsilon_r\epsilon_o \quad (2.64)$$

โดย ϵ_r คือ ค่า *relative dielectric constant* ของวัสดุที่ทำทรานสดิวเซอร์

ϵ_o คือ ค่า *permittivity* ของอากาศ ($\epsilon_o = 8.85 \times 10^{-12} \text{ F/m}$)

ตารางที่ 2.2 แสดงคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ทำทรานสดิวเซอร์ชนิดต่างๆ

คุณสมบัติ	วัสดุ			
	Quartz(x-cut)	Barium titanate	Lead zirconium titanate	Poly(vinylidene fluoride)(PVDF)
Density $\rho_0 \text{ (kg/m}^3\text{)}$	2.7×10^3	5.7×10^3	7.5×10^3	1.8×10^3
Elastic stiffness $c_{ii} \text{ (N/m}^2\text{)}$	86×10^9	110×10^9	83×10^9	3×10^9
Phase velocity $c_t \text{ (m/s)}$	5.8×10^3	5.3×10^3	4.0×10^3	1.4×10^3
Acoustic impedance $Z_c \text{ (kg/m}^2\text{s)}$	15×10^6	30×10^6	30×10^6	2.5×10^6
Relative dielectric constant, ϵ_r	4.5	1700	1200	12
Piezoelectric stress coeff. $e_{ii} \text{ (N/Vm)}$	0.17	8.6	9.2	0.069

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พิจารณาตารางที่ 2.2 จะพบว่า ค่า e_{ii} และ \mathcal{E} จะมีค่าแตกต่างกันมาก ซึ่งแบเรียมไททาเนต (barium titanate) และ PZT จะเป็นตัวแผ่นคลื่นที่มีประสิทธิภาพที่สุดและนำมาใช้อย่างกว้างขวาง เมื่อพิจารณาที่ค่า e_{ii} แต่ยังมีปัจจัยอื่นอีกที่ต้องพิจารณา คือ การเข้าคู่กันทางไฟฟ้าของทรานสดิวเซอร์ การสูญเสียภายในทรานสดิวเซอร์ ความเร็วเฟสของวัสดุ ค่าคงที่ไดอิเล็กทริก ช่วงอุณหภูมิที่ใช้งาน และปัจจัยทางกายภาพ เช่นความยืดหยุ่นและความยากง่ายในการผลิต ยกตัวอย่างเช่น สำหรับความถี่เรโซแนนท์ที่คงที่ ในสมการที่ (2.56) แสดงว่าความหนา l ของทรานสดิวเซอร์เป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเร็วเฟสของวัสดุ c , ดังนั้นทรานสดิวเซอร์ที่ทำมาจาก PVDF จะบางกว่า แบเรียมไททาเนต เพราะมันมีค่า c ต่ำกว่า

2.5.5 วงจรสมมูลของทรานสดิวเซอร์

ลักษณะสมบัติทางไฟฟ้าของทรานสดิวเซอร์ มีความสำคัญมากในการหาโหลดทางไฟฟ้าที่ทรานสดิวเซอร์ปรากฏกับวงจรตัวขับเคลื่อนหรือวงจรรับสัญญาณและในการเข้าคู่กันของทั้งสอง ในการหาวงจรมูลทางไฟฟ้า มีสมการที่คู่กันกับสมการ(2.58) ที่ให้ความหนาแน่นของประจุที่พื้นผิว σ_i ที่ปรากฏที่ผิวหน้าของทรานสดิวเซอร์ คือ

$$\sigma_i = \epsilon_r \epsilon_0 E_i - d_{ii} p_i \quad (2.65)$$

ประจุที่พื้นผิวนี้เกิดขึ้นบนอิเล็กโทรดที่เคลือบผิวหน้าทั้งสองของทรานสดิวเซอร์ ที่แยกจากกันด้วยวัสดุเปียโซอิเล็กทริก ซึ่งเหมือนกับเป็นตัวเก็บประจุ โดยสามารถหาค่าตัวเก็บประจุไฟฟ้า C_o นี้ได้ดังสมการ

$$C_o = \frac{q}{V} = \frac{\sigma_i A}{E_i l} = \frac{\epsilon' A}{l} \quad (2.66)$$

โดย q คือ ประจุที่มีทั้งหมดในแต่ละแผ่น

V คือ แรงดันไฟฟ้าระหว่างแผ่น

A คือ พื้นที่ของแผ่นขนานหรือพื้นที่ของทรานสดิวเซอร์

l คือ ระยะห่างระหว่างแผ่น

ϵ' คือ *effective dielectric constant* ของวัสดุที่อยู่ระหว่างแผ่น

จากสมการที่ (2.65) แทนค่า p_i จากสมการที่ (2.58) เมื่อ $\partial \xi / \partial x = 0$ จะได้สมการ

$$\begin{aligned}
 \sigma_i &= \varepsilon_r \varepsilon_o E_i - d_{ii} e_{ii} E_i = \varepsilon_r \varepsilon_o \left(1 - \frac{d_{ii} e_{ii}}{\varepsilon_r \varepsilon_o} \right) E_i \\
 &= \varepsilon_r \varepsilon_o (1 - g_{ii} e_{ii}) E_i \\
 &= \varepsilon_r \varepsilon_o (1 - \kappa^2) E_i
 \end{aligned} \tag{2.67}$$

กำหนดให้ $\kappa = \sqrt{g_{ii} e_{ii}}$ ซึ่งเป็นค่าสัมประสิทธิ์ของ *electromechanical coupling* ของวัสดุ เมื่อใช้สมการ(2.67) แทนค่าลงในสมการ (2.66) จะได้ค่า *effective dielectric constant* ของวัสดุ คือ

$$\varepsilon' = \varepsilon_r \varepsilon_o (1 - \kappa^2) \tag{2.68}$$

และมีค่าตัวเก็บประจุของทรานสดิวเซอร์ คือ

$$C_o = \varepsilon_r \varepsilon_o (1 - \kappa^2) \frac{A}{l} \tag{2.69}$$

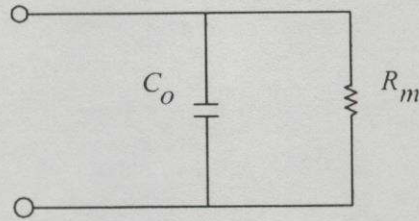
เมื่อทำการวิเคราะห์ทางไฟฟ้าอย่างละเอียดของทรานสดิวเซอร์ที่จุดเรโซแนนซ์ จะพบว่า ทรานสดิวเซอร์ ประกอบด้วยองค์ประกอบ 2 ส่วน คือ ส่วนที่ 1 เป็นตัวเก็บประจุที่มีค่า C_o โดยหาค่าได้จากสมการที่ (2.69) ซึ่งแทนการสะสมของประจุที่พื้นผิวบนแผ่นขนานเนื่องมาจากแรงดันไฟฟ้าที่ใช้ ส่วนที่ 2 คือ ตัวต้านทานที่ต่อขนาน R_m ซึ่งแทนการแปลงกำลังไฟฟ้าไปเป็นกำลังเสียงที่แผ่ออกมา ค่า R_m หรือที่เรียกว่า *motional resistance* หาค่าได้จากสมการ (2.62) โดยไม่คิดถึงการสูญเสียภายใน กำลังไฟฟ้าเฉลี่ยทั้งหมด $V_o^2 / 2R_m$ ที่ใช้ไปต้องเท่ากับ กำลังเสียงเฉลี่ย $I_{ave} A$ ที่แผ่ออก จะได้ความสัมพันธ์ว่า

$$\frac{2e_{ii}^2 V_o^2 A}{l^2 Z_2} = \frac{V_o^2}{2R_m}$$

ซึ่งจะหาค่า R_m ได้คือ

$$R_m = \frac{l^2 Z_2}{4e_{ii}^2 A} \tag{2.70}$$

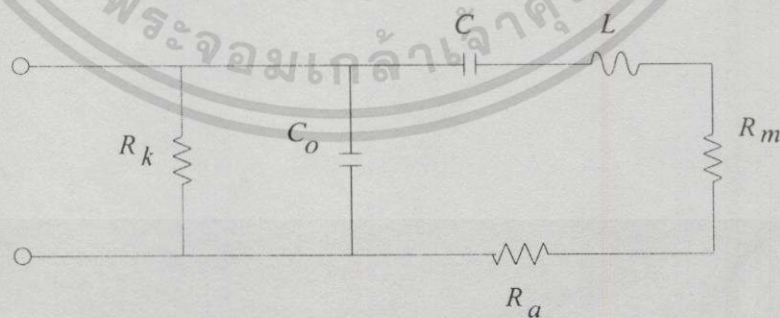
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.16 แสดงวงจรสมมูลทางไฟฟ้าที่เรโซแนนซ์ของทรานสดิวเซอร์

ในรูปที่ 2.16 แสดงวงจรสมมูลทางไฟฟ้าที่เรโซแนนซ์ของทรานสดิวเซอร์ โดยสามารถหาค่าของ C_o และ R_m ได้โดยสมการที่ (2.69) และ (2.70) ตามลำดับ ดังนั้นเพื่อจะเข้าสู่ให้มีประสิทธิภาพกับแหล่งกำเนิดแรงดันไฟฟ้า จะใช้ตัวเหนี่ยวนำต่อขนานระหว่างทรานสดิวเซอร์และแหล่งกำเนิดแรงดันไฟฟ้า โดยเลือกค่าตัวเหนี่ยวนำที่ทำให้ความถี่ไฟฟ้าที่จูดเรโซแนนซ์ คือ $\omega = \sqrt{1/L_0 C_0}$ เท่ากับความถี่เสียงที่เรโซแนนซ์ อาจจะใช้หม้อแปลงไฟฟ้าเพื่อทำการแปลงค่าความต้านทานของทรานสดิวเซอร์ที่เรโซแนนซ์ เพื่อให้เข้ากับอิมพีแดนซ์ด้านเอาต์พุตของแหล่งจ่ายแรงดันไฟฟ้า โดยปกติจะมีค่า 50 โอห์ม อย่างไรก็ตามการเพิ่มวงจรเรโซแนนซ์ทางไฟฟ้าก็จะเป็นค่าเพิ่มค่า Q ทางไฟฟ้าโดยรวมด้วย

เมื่อความถี่ที่ขับทรานสดิวเซอร์ถูกเลื่อนจากจูดเรโซแนนซ์ จะมีอีก 2 ส่วนที่จำเป็นสำหรับการกำหนดลักษณะของวงจรสมมูล คือ ตัวเหนี่ยวนำ L และตัวเก็บประจุ C ซึ่งต่ออนุกรมกับความต้านทาน R_m ค่าอิมพีแดนซ์ขององค์ประกอบทั้งสองส่วนนี้จะหักล้างกันพอดีที่จูดเรโซแนนซ์ แต่จะปรากฏลักษณะของตัวเก็บประจุที่จูดต่ำกว่าเรโซแนนซ์ และจะปรากฏลักษณะของตัวเหนี่ยวนำที่จูดเหนือกว่าเรโซแนนซ์ขึ้นไป

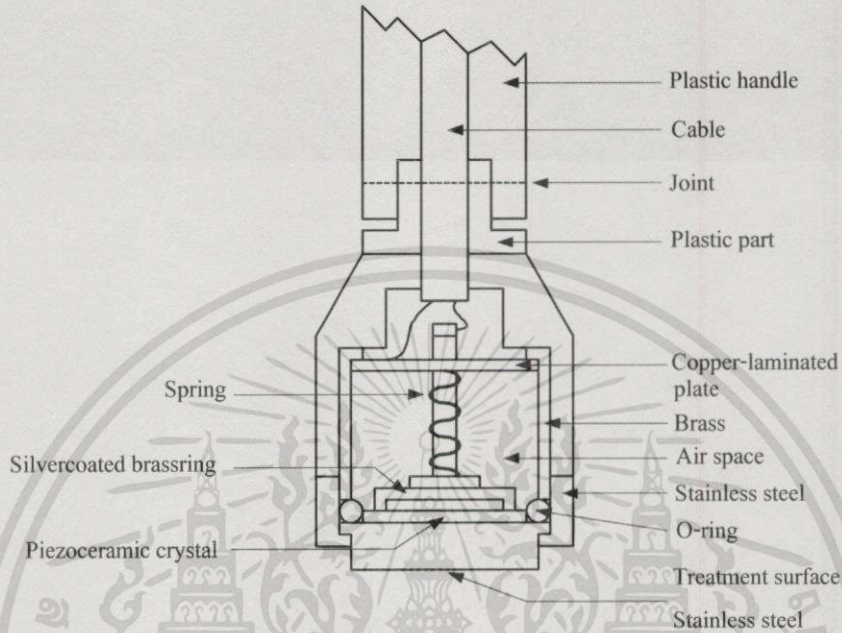


รูปที่ 2.17 วงจรสมมูลทางไฟฟ้าที่สมบูรณ์ของทรานสดิวเซอร์

เพื่อกำหนดวงจรสมมูลให้ครบถ้วน ต้องเพิ่มตัวต้านทานสองตัว เพื่อทดแทนการสูญเสียที่ไม่แผ่กระจายในทรานสดิวเซอร์ ตัวต้านทานต่อขนาน R_k (ปกติจะมีค่าสูง) เพื่อแทนการรั่วไหล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ของกระแส และตัวต้านทานอนุกรม R_d (ปกติจะมีค่าต่ำ) เพื่อแทนการดูดซับภายในวัสดุ เมื่อพิจารณาทั้งหมดจะได้รูปที่ 2.17 และโครงสร้างภายในที่ประกอบตัวทรานสดิวเซอร์เข้ากับชุดห่อหุ้มภายนอกแสดงในรูปที่ 2.18 และรูปที่ใช้งานจริงดังรูปที่ 2.19



รูปที่ 2.18 แสดงภาพหน้าตัดของทรานสดิวเซอร์ที่ใช้งานจริง



รูปที่ 2.19 แสดงภาพของทรานสดิวเซอร์ที่ใช้งานจริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปรากฏการณ์ของคลื่นอัตราชาวดิ้นเนื้อเยื่อของร่างกาย

3.1 เนื้อเยื่อ(Tissue)

ในร่างกายของมนุษย์ ประกอบไปด้วยเนื้อเยื่อ 4 ชนิด ซึ่งแต่ละชนิดแตกต่างกันทั้งนี้เนื่องจากแต่ละชนิดมีการเปลี่ยนแปลงภายในเซลล์เพื่อให้เหมาะสมกับหน้าที่การทำงานและมีวัตถุประสงค์ระหว่างเซลล์เรียกว่า intercellular substances ซึ่งมักจะแยกตัวเซลล์ให้ห่างกันหรือล้อมรอบตัวเซลล์ต่างกัน ชนิดต่าง ๆ ของเนื้อเยื่อในร่างกายมีดังต่อไปนี้

3.1.1 เนื้อเยื่อบุผิว (Epithelial Tissue)

คือกลุ่มเซลล์ที่มีการวางเรียงตัวกันเป็นแผ่น อาจเรียงชั้นเดียวหรือหลายชั้น จะพบเยื่อบุผิวที่พื้นผิวภายนอกในร่างกาย โพรงช่องว่าง ท่อ และพื้นผิวของอวัยวะต่างๆ ภายในร่างกาย เยื่อบุผิวทำหน้าที่ป้องกันส่วนที่ห่อหุ้มอยู่ ช่วยในการขนส่งสารต่างๆ ระหว่างภายนอกและภายในส่วนที่ห่อหุ้มด้วยการดูดซึม (absorption) การกรอง (filtration) และการคัดหลั่ง (secretion) ตัวอย่างของเยื่อบุผิวได้แก่ ผิวหนัง เยื่อบุผนังลำไส้และท่อไต เป็นต้น

3.1.2 เนื้อเยื่อเกี่ยวพัน (Connective Tissue)

คือ กลุ่มเซลล์ที่มีการรวมตัวกันอย่างหลวมๆ มีช่องว่างที่เต็มไปด้วยผลิตภัณฑ์ของเซลล์ ในรูปของเส้นใย โปรตีนและผลึกของสารประกอบเชิงซ้อน จะพบเนื้อเยื่อเกี่ยวพันในเกือบทุกส่วนของร่างกาย เนื่องจากทำหน้าที่รองรับ ป้องกัน ชีดเหนียว และแบ่งแยกส่วนต่างๆ ของร่างกาย ตัวอย่างของเนื้อเยื่อเกี่ยวพันได้แก่กระดูกอ่อน กระดูกแข็ง เอ็น เลือด และไขมัน เป็นต้น

3.1.3 เนื้อเยื่อกล้ามเนื้อ (Muscular Tissue)

คือ กลุ่มของเซลล์กล้ามเนื้อ ซึ่งมีรูปร่างยาวเป็นเส้น มีหน้าที่เฉพาะคือ การหดตัวทำให้อวัยวะหรือร่างกายเคลื่อนไหวได้ เนื้อเยื่อกล้ามเนื้อมี 3 ชนิด คือ กล้ามเนื้อลาย กล้ามเนื้อหัวใจ และกล้ามเนื้อเรียบ กล้ามเนื้อลายจะยึดติดกับกระดูกการหดตัวอยู่ภายใต้อำนาจจิตใจ กล้ามเนื้อหัวใจจะพบเฉพาะที่หัวใจเท่านั้น ส่วนกล้ามเนื้อเรียบจะเป็นส่วนของผนังรอบๆ อวัยวะภายในร่างกาย การหดตัวของกล้ามเนื้อหัวใจและกล้ามเนื้อเรียบเกิดขึ้นโดยอัตโนมัติอยู่ภายนอกอำนาจจิตใจ

3.1.4 เนื้อเยื่อประสาท (Nervous Tissue)

ประกอบด้วยเซลล์ประสาท (neurons) เซลล์เกลีย (glial cells) และเส้นประสาท (nerve)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

fibers) ทำหน้าที่ในการรับและนำสัญญาณประสาทซึ่งอยู่ในรูปของไฟฟ้า เซลล์กลีมาทำหน้าที่ลำจุนทางโครงสร้าง และสนับสนุนเมตาบอลิซึมของเซลล์ประสาท จะพบเซลล์ทั้งสองชนิดในสมองและไขสันหลัง เส้นประสาทคือแขนงของเซลล์ประสาทที่ยื่นออกจากลำตัวเซลล์ เป็นระยะทางไกลๆ จะพบได้ในทุกส่วนของร่างกายที่มีประสาทไปเลี้ยง

เนื้อเยื่อต่างๆ เหล่านี้จะประกอบกันขึ้นเป็นอวัยวะ ซึ่งอวัยวะหนึ่งอวัยวะใดอาจจะประกอบไปด้วยเนื้อเยื่อชนิดเดียวหรือหลายๆชนิด ที่มาอยู่รวมกันเป็นโครงสร้างที่มีลักษณะเฉพาะ และมีวัตถุประสงค์ในการทำงานร่วมกัน

3.2 ผลกระทบของคลื่นอัลตราซาวด์กับเนื้อเยื่อในร่างกาย

ในสภาวะแวดล้อมที่เป็นของเหลว การผ่านไปของคลื่นอัลตราซาวด์ ทำให้เกิดผลหลายอย่างที่อาจทำให้เกิดอันตราย โดยอาจเป็นผลที่เกิดจากความร้อนและผลที่ไม่ได้เกิดจากความร้อนที่เกิดกับของเหลวและสิ่งที่อยู่ในของเหลว ซึ่งยังไม่สามารถอธิบายได้อย่างแจ่มชัดว่ากลไกเหล่านี้อยู่ในระดับใดในโครงสร้างของเซลล์ในเนื้อเยื่อ แต่สามารถแสดงให้เห็นถึงผลกระทบที่อาจเป็นไปได้ในกรณีต่างๆ ดังต่อไปนี้

3.2.1 ผลจากการถูกดูดกลืน

สังเกตจากการสูญเสียพลังงานจากคลื่นที่แผ่ออกไปยังโมเลกุลของตัวกลางที่รองรับจะถูกดูดกลืนแล้วทำให้เกิดผลสองประการ คือ

1) ผลที่ทำให้เกิดความร้อน โดยมี การเพิ่มขึ้นอย่างทวนกลับได้ของพลังงานจากการสั่นและหมุนของโมเลกุล โดยสังเกตได้จากอุณหภูมิที่สูงขึ้น โดยอุณหภูมิที่สูงขึ้นที่เซลล์เนื้อเยื่อจะส่งผลทำให้เกิดการเสียหายได้ เช่น การเปลี่ยนแปลงสภาพของโปรตีนถ้าอุณหภูมิมีการเพิ่มขึ้นสูงมากพอ

2) ผลที่ไม่ทำให้เกิดความร้อน คืออาจจะมีการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างของ โมเลกุล เช่น พันธะเคมีที่ยึดเหนี่ยวกันไว้ถูกทำลายได้ ทำให้โครงสร้างของโมเลกุลเปลี่ยนไป

ในเนื้อเยื่อของสิ่งมีชีวิต โปรตีนโมเลกุลใหญ่ๆ จะทำหน้าที่ดูดซับพลังงานโฟนอน (phonon energy) ได้มาก แต่ยังมีค่าสูงไม่เพียงพอการทำให้เกิดปรากฏการณ์แตกตัวของไอออนในระดับโมเลกุลได้ เช่น ผลที่อาจเกิดขึ้นได้จากการฉายรังสี เอ็กซ์เรย์ในปริมาณที่มากเกินไป

3.2.2 ผลกระทบทางกล

ผลกระทบทางกลเนื่องจากการสั่นสะเทือน แรงดันของคลื่นอัลตราซาวด์อาจมีผลโดยตรงต่อโครงสร้างของเซลล์และเนื้อเยื่อ เช่น ผนังเซลล์และองค์ประกอบภายในเซลล์อาจได้รับความ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กระทบกระเทือน จากการเคลื่อนที่ผ่านของคลื่นอัลตราซาวด์ที่มีความเข้มสูง ซึ่งเกิดจากแรงเฉือน และแรงดันของอัลตราซาวด์

3.2.3 คาวิเตชัน(cavitation)

ในของเหลวปรากฏการณ์ของคาวิเตชัน มีบทบาทสำคัญในการทำให้เกิดการกระทำต่อสิ่งที่แขวนลอยหรือละลายอยู่ในของเหลว คาวิเตชันเกิดเมื่อฟองอากาศขนาดเล็กขนาดระดับน้อยกว่าไมครอนของก๊าซที่ละลายในของเหลวรวมตัวกันเป็นฟองใหญ่ ซึ่งจะคงรูปร่างไว้หรือระเบิดหรือยุบตัวอย่างรุนแรง นำไปสู่การเกิดความดันที่เปลี่ยนแปลงในระดับย่อยเล็กที่อาจจะเกิดขึ้นได้ต่อเซลล์และโครงสร้างอื่นๆ สำหรับการเกิดคาวิเตชันในเนื้อเยื่อยังไม่มีการอธิบายอย่างแจ่มชัดว่า คาวิเตชันเกิดขึ้นมากน้อยเพียงใด เพราะฉะนั้นจึงยังไม่ทราบบทบาทที่แน่นอน

3.3 การลดลงของอัลตราซาวด์ในเนื้อเยื่อ

เมื่อคลื่นอัลตราซาวด์เคลื่อนที่ผ่านเนื้อเยื่อเป็นระยะทางหนึ่ง ความหนาแน่นของพลังงานคลื่นที่แผ่ออกมาจะลดลง ซึ่งเกิดได้จากสาเหตุหลายประการ สาเหตุหนึ่งคือ หน้าคลื่นอาจไม่อยู่ในแนวระนาบแต่แผ่ขยายออกไปสู่พื้นที่หน้าตัดที่ขยายออก อีกปัจจัยหนึ่งคือเกิดการสะท้อนเนื่องจากบริเวณรอยต่อมีค่าอิมพีแดนซ์ไม่เท่ากัน ซึ่งจะพิจารณาได้จากค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนและสัมประสิทธิ์การส่งผ่าน อย่างไรก็ตามสาเหตุใหญ่ของการลดลงของความหนาแน่นของพลังงานในเนื้อเยื่อที่พิจารณาคือ การถูกดูดซับพลังงานของคลื่น ซึ่งจะมีการเปลี่ยนแปลงพลังงานจากคลื่นเสียงเป็นพลังงานความร้อน

จากการพิจารณาถือว่าของเหลวที่เป็นตัวกลางที่คลื่นเคลื่อนที่ผ่านไม่มีความหนืดเลย คลื่นแรงดันอาจจะพิจารณาว่าเป็นแหล่งของแรงก่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงโมเมนตัม $\rho_0 u$ ของอนุภาคในตัวกลาง ดังสมการต่อไปนี้

$$-\frac{\partial p}{\partial x} = \rho_0 \frac{\partial u}{\partial t} \quad (3.1)$$

โดยที่ ρ_0 = ความหนาแน่นของวัสดุ

u = ความเร็วของคลื่น

x = ทิศทางของคลื่น

สมการที่ 3.1 นี้มีความหมายว่า สมการการเคลื่อนที่ของคลื่นเกิดจากการเปลี่ยนแปลงความดันที่ตำแหน่งต่างๆ มีความสัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงความเร็วคลื่นที่ตำแหน่งต่างๆ ในตัวกลางด้วย

เมื่อพิจารณาถึงความหนืดของของเหลวเข้ามาด้วย ความดันที่เกิดขึ้นจะลดลงไปกับความหนืด ค่าความดันที่ลดลงนี้จะทำให้ความเร็วของคลื่นในตัวกลางลดลงจะเกี่ยวข้องกับสัมประสิทธิ์ของความหนืดของของเหลว ซึ่งจะพิจารณาโดยละเอียดจากสมการที่ 3.1 โดยให้ p' เป็นความดันที่ลดลง ดังนั้นจึงจัดสมการที่ 3.1 ให้มีความสมบูรณ์มากขึ้นได้เป็น

$$-\frac{\partial}{\partial x}(p - p') = \rho_0 \frac{\partial u}{\partial t} \quad (3.2)$$

โดย

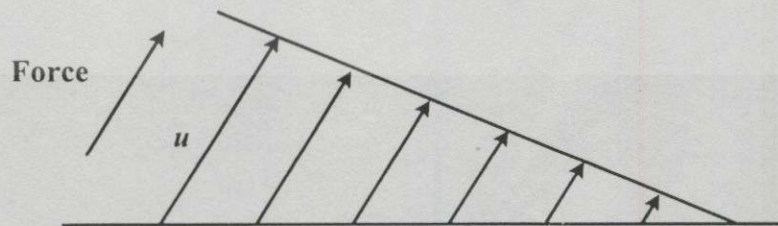
$$p' = \left(\frac{4\eta}{3} + \eta' \right) \frac{\partial u}{\partial x} \quad (3.3)$$

เมื่อ η เป็น dynamic coefficient of shear viscosity

η' เป็น dynamic coefficient of bulk viscosity

แทนค่าลงในสมการที่ (3.2) จะได้ความสัมพันธ์ คือ

$$-\frac{\partial}{\partial z} \left[p - \left(\frac{4\eta}{3} + \eta' \right) \frac{\partial u}{\partial z} \right] = \rho_0 \frac{\partial u}{\partial t} \quad (3.4)$$



รูปที่ 3.1 แสดงทิศทางของความเร็วและแรงกระทำในของเหลวที่ถูกดันด้วยความหนืด

พิจารณาการเคลื่อนที่ในของเหลวที่มีความเร็วแตกต่างกันเป็นฟังก์ชันของตำแหน่ง ที่ทำให้ชั้นที่อยู่ติดกันเคลื่อนผ่านกันและกันดังแสดงในรูปที่ 3.6 เนื่องจากปฏิกิริยาของโมเลกุลระหว่างชั้น จำเป็นจะต้องมีแรงเพื่อเอาชนะความต้านทานการเคลื่อนที่ของการเคลื่อนที่ครั้งนี้ ขนาดของแรงต่อหนึ่งหน่วยพื้นที่ของปฏิกิริยาจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับธรรมชาติของของเหลว แสดงค่าในรูปของความหนืด ส่วนระดับการเคลื่อนที่ผ่านกันแสดงค่าโดยเกรเดียนท์ของความเร็ว $\frac{du}{dx}$ ดังนั้น สามารถเขียนเป็นสมการได้ดังนี้ คือ

$$\left(\frac{\text{Force}}{\text{Area}} \right) \propto \left(\eta \frac{\partial u}{\partial x} \right) \quad (3.5)$$

ของเหลวที่มีค่าความหนืดสูงจะต้านทาน เกรเดียนท์ความเร็วหนึ่งด้วยแรงที่มากกว่าของเหลวที่หนืดน้อยกว่า สำหรับของเหลวตัวเดียวกันเกรเดียนท์ความเร็วยิ่งสูงแรงที่ต้องใช้ก็ยิ่งมีค่ามาก เทอมแรงดันพิเศษในสมการที่ (3.4) มีขนาดเล็ก เนื่องจาก η และ η' เป็นตัวเลขที่มีค่าน้อยสำหรับตัวกลางของเสียงส่วนใหญ่ ซึ่งเทอมนี้จะเป็นตัวแสดงการลดลงของคลื่น โดยการสูญเสียกำลัง การลดลงอาจหาได้โดยใช้สมการต่อไปนี้

$$\frac{\partial p}{\partial t} + \frac{1}{K} \cdot \frac{\partial u}{\partial x} = 0 \quad (3.6)$$

จากสมการที่ (3.4) และ (3.6) สามารถเขียนสมการใหม่ได้ดังนี้

$$-\frac{\partial}{\partial x} \left[p + \left(\frac{4\eta}{3} + \eta' \right) K \frac{\partial p}{\partial t} \right] = \rho_0 \frac{\partial u}{\partial t} \quad (3.7)$$

ทำการดิฟเฟอเรนเชียลสัดส่วนย่อยของสมการที่(3.7)เทียบกับ x และดิฟเฟอเรนเชียลสัดส่วนย่อยของสมการที่(3.6) เทียบกับ t ทำให้สามารถตัดเทอมที่เกี่ยวข้องกับตัวแปร u ทำให้ได้สมการการเคลื่อนที่ของคลื่นใหม่คือ

$$\frac{\partial^2 p}{\partial x^2} + \left(\frac{4\eta}{3} + \eta' \right) K \frac{\partial^2 p}{\partial x^2 \partial t} - \rho_0 K \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0 \quad (3.8)$$

และจากสมการการเคลื่อนที่ของคลื่นในหนึ่งมิติ

$$\frac{\partial^2 p}{\partial x^2} - \rho_0 K \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0 \quad (3.9)$$

เปรียบเทียบกับสมการที่ (3.8) กับ สมการที่ (3.9) จะพบว่าเมื่อเพิ่มเทอมพิเศษเพิ่มขึ้นมา เมื่อทำการแก้สมการเพื่อหาผลเฉลยจะได้ ผลเฉลยของสมการดังกล่าว คือ

$$p = p_+ e^{-\alpha x} \cos(\omega t - kx) \quad (3.10)$$

ตรวจสอบผลเฉลยโดยการแทนค่าสมการที่(3.10) ในสมการที่(3.8) จะได้ค่าคงที่ของการลดลง α ดังนี้

$$\alpha = \frac{[(4\eta/3) + \eta']\omega^2}{2\rho_0 c^3} \quad (3.11)$$

ซึ่งถูกต้องสำหรับการลดลงจำนวนน้อยๆ ที่ซึ่ง $\alpha^2 \ll k^2$ ที่เกิดในเนื้อเยื่อที่เป็นปกติ

3.3.1 ผลของการลดลงของคลื่นอัลตราซาวด์

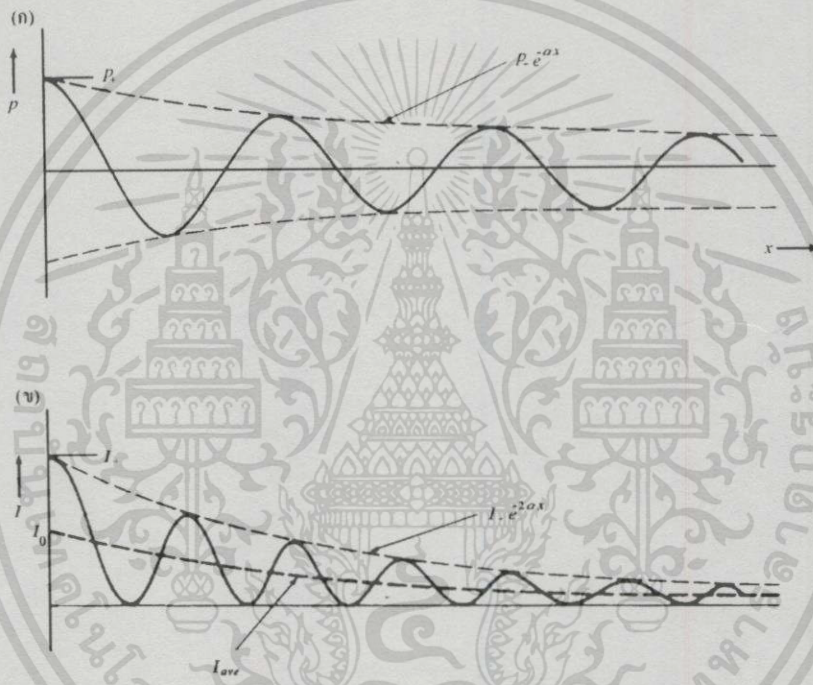
จากสมการที่ (3.10) เทอม $e^{-\alpha x}$ แสดงให้เห็นถึงการลดลงแบบเอ็กโปเนนเชียลของแอมพลิจูดของคลื่นแรงดัน และความหนาแน่นกำลังของคลื่นก็จะลดลงในแนวทางเดียวกัน ดังสมการต่อไปนี้

$$\begin{aligned} I &= \frac{p_+^2}{Z} e^{-2\alpha x} \cos^2(\omega t - kx) \\ &= I_+ e^{-2\alpha x} \cos^2(\omega t - kx) \end{aligned} \quad (3.12)$$

กำลังของคลื่นจะลดลงแบบเอ็กโปเนนเชียลด้วยอัตรา 2α กับระยะทาง เนื่องจากค่าเฉลี่ยของความหนาแน่นกำลังเป็นฟังก์ชันของ z ซึ่งจะมีค่าเท่ากับครึ่งหนึ่งของค่าสูงสุดของสมการ(3.12) ดังนั้นค่าเฉลี่ยของความหนาแน่นกำลังจึงลดลงแบบเอ็กโปเนนเชียลด้วยอัตรา 2α ด้วยเช่นกัน

$$I_{ave} = \frac{I_0}{2} e^{-2\alpha x} = I_0 e^{-2\alpha x} \quad (3.13)$$

ในเนื้อเยื่อส่วนใหญ่ ปัจจัยการลดลง α นั้นมีค่าน้อยเมื่อเทียบกับค่าคงที่การแผ่กระจาย k ดังนั้น $\alpha \ll k$ เนื่องจาก $k = 2\pi/\lambda$ ทำให้ $\alpha\lambda \ll 2\pi$ ดังนั้นจึงมีการลดลงน้อยต่อหนึ่งความยาวคลื่น อย่างไรก็ตาม อาจมีการสูญเสียมากเมื่อคิดถึงระยะทางที่แผ่กระจายที่พบในร่างกาย เป็นเพราะความยาวคลื่นของอัลตราซาวด์ที่ใช้มีค่าน้อยมาก



รูปที่ 3.2 การเปรียบเทียบความแตกต่างของการลดลงระหว่างความดันกับระยะทาง และความหนาแน่นพลังงานกับระยะทาง

(ก) แสดงการลดลงของคลื่นแรงดันกับระยะทาง

(ข) แสดงการลดลงของความหนาแน่นพลังงานกับระยะทาง

เพื่อเป็นตัวอย่างที่แสดงให้เห็นถึงการลดลงของความหนืด พิจารณาน้ำที่ 35°C ซึ่งมีคุณสมบัติความหนาแน่น (ρ) เท่ากับ 1 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร (g/cm^3), ความเร็วของคลื่นเสียงในน้ำ (c) เท่ากับ 1.5×10^3 เซนติเมตรต่อวินาที (cm/s), ความหนืด (η) เท่ากับ 0.7×10^{-3} นิวตันวินาทีต่อตารางเมตร (Ns/m^2) และความหนืดที่ลดลง (η') เท่ากับ 2.0×10^{-3} นิวตันวินาทีต่อตารางเมตร (Ns/m^2) พิจารณาที่ความถี่ 1 เมกกะเฮิรตซ์ แทนค่าลงในสมการที่ (3.11) จะได้ค่าสัมประสิทธิ์การลดลงของ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

น้ำคือ $\alpha_{water} = 1.7 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$ ซึ่งมีค่าต่ำ ดังนั้นคลื่นอัลตราซาวด์สามารถแผ่กระจายคลื่นได้หลายเมตรเมื่ออยู่ในน้ำ ซึ่งเมื่อทำให้น้ำปราศจากก๊าซก็จะสามารถหลีกเลี่ยงการแผ่กระจายอันเนื่องมาจากฟองอากาศ คลื่นอัลตราซาวด์จึงมีเปอร์เซ็นต์การสูญเสียพลังงานน้อยเมื่ออยู่ในน้ำ แต่จะมีค่าการลดลงที่มากกว่าสำหรับเนื้อเยื่อชีวภาพ

3.3.2 คุณสมบัติทางคลื่นเสียงของเนื้อเยื่อชีวภาพ

เนื้อเยื่อชีวภาพมีคุณสมบัติที่เกี่ยวข้องกับคลื่นเสียง ในด้านของความหนาแน่น ความเร็วเฟส การลดลงของคลื่นในเนื้อเยื่อแต่ละชนิดซึ่งสามารถจะนำไปใช้เป็นหลักอ้างอิงได้ โดยสรุปได้ดังตารางต่อไปนี้ คือ

ตารางที่ 3.1 แสดงคุณสมบัติของคลื่นเสียงในเนื้อเยื่อชีวภาพ

ชนิดและลักษณะของเนื้อเยื่อ	ความหนาแน่น ($\rho_0, \text{g/cm}^3$)	ความเร็ว ($c, \text{m/s}$)	การลดลง α ที่ความถี่ $f = 1 \text{ MHz (cm}^{-1}\text{)}$
Whole blood, Fresh, Heparinized	1.055	1580	0.034 at $f = 2 \text{ MHz}$
Bone, skull	1.738	2770 ± 185	1.5
Brain, fresh	1.03	1460	0.06
Breast, in Vivo or fresh	-	1510 ± 5	0.22
Fat, fresh or Refrigerated	0.937 (pig)	1479	0.07 ± 0.02
Heart muscle (beef)	1.048 ± 0.0036	1546 ± 4.7	0.185
Kidney (beef)	1.040 (pig)	1572	0.09
Liver, fresh	1.064 (pig)	1569.5 ± 4	0.149
Lung, fresh (dog)	0.4	658	4.3
Muscle, striated	1.07 (pig)	1566	0.15
Water	1.0	1500	-

ความปลอดภัยและการวัดประสิทธิภาพของเครื่องอัลตราซาวด์

เครื่องอัลตราซาวด์จัดเป็นเครื่องมือแพทย์ชนิดหนึ่ง ที่ต้องมีการสัมผัสกับร่างกายผู้เข้ารับการบำบัดรักษา จึงต้องคำนึงถึงความปลอดภัยในการออกแบบและพัฒนาสร้างเครื่องขึ้นมา ในเรื่องความปลอดภัยนั้นจะเป็นผลมาจากทางด้านไฟฟ้าเป็นส่วนใหญ่ เพราะจะต้องมีวงจรไฟฟ้าและอิเล็กทรอนิกส์ในการสร้างความถี่และขยายสัญญาณให้มีกำลังมากเพียงพอที่จะทำให้ทรานสดิวเซอร์กำเนิดคลื่นอัลตราซาวด์ออกไป โดยความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์ก็จะมีความสัมพันธ์กับกำลังไฟฟ้าขาเข้าของเครื่อง และที่สำคัญตัวเครื่องหรือทรานสดิวเซอร์ที่ต้องมีการสัมผัสกับผู้เข้ารับการรักษานั้นจะต้องมีการจัดการมีกระแสไฟฟ้ารั่วไหลไม่เกินค่าที่กำหนดเพื่อความปลอดภัย และความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ส่งออกต้องมีค่าไม่เกินที่กำหนด เพื่อป้องกันอันตรายที่จะเกิดขึ้นกับเนื้อเยื่อหรือ บริเวณที่ทำการรักษา ซึ่งจะได้กล่าวต่อไป

4.1 การตรวจวัดและการทดสอบทางไฟฟ้าของเครื่องมือแพทย์

เพื่อที่จะให้เกิดความปลอดภัยทางไฟฟ้าในกรณีที่ใช้เครื่องมือแพทย์ จะต้องมีการตรวจสอบและทดสอบความปลอดภัย ดังนี้

4.1.1 การทดสอบความปลอดภัยจากอันตรายของไฟฟ้าต่อเครื่องมือแพทย์

มีวิธีการทดสอบเครื่องมือแพทย์ที่ใช้ไฟฟ้า 3 วิธีคือ

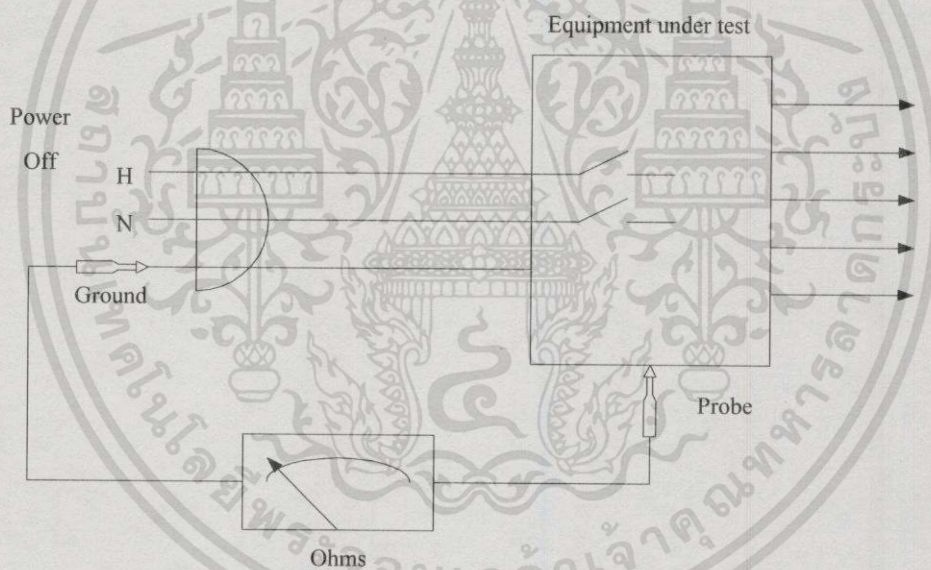
- 1) การทดสอบความต้านทานของสายดิน (Ground wire resistance)
- 2) การทดสอบกระแสไฟฟ้าที่รั่วไหล (leakage current)
- 3) การทดสอบการแยกกันทางไฟฟ้า (Isolation tests)

การทดสอบที่จะกล่าวถึงในที่นี้สามารถกระทำได้โดยการใช้เครื่องที่สร้างมาโดยเฉพาะสำหรับการทดสอบ รูปที่ 4.1 เป็นตัวอย่างของเครื่องทดสอบทางไฟฟ้าสำหรับใช้ในการทดสอบความปลอดภัยของเครื่องมือแพทย์ เครื่องที่ใช้ทดสอบเพื่อวัดความต้านทานระหว่างดินกับแท่นเครื่องควรจะได้เตรียมการไว้ตามรูปที่ 4.2 โดยอาศัยเครื่องทดสอบความปลอดภัยทางไฟฟ้าหรือโอห์มมิเตอร์ที่สามารถอ่านค่าได้น้อยกว่า 1 โอห์มมาทำการวัดความต้านทานจากจุดต่อสายดินของปลั๊กไปยังแท่นเครื่องที่หลายตำแหน่งด้วยกัน และบันทึกค่าความต้านทานที่มีค่าต่ำสุดและสูงสุดไว้ ความต้านทานจากจุดหนึ่งจุดใดบนแท่นเครื่องไปยังจุดต่อสายดินของปลั๊กนั้นไม่ควรมีค่าเกินค่าที่กำหนดไว้ตามมาตรฐาน การทดสอบนี้จะแสดงว่ามีการชำรุดในสายดินหรือในการต่อสายดินกับเครื่อง ถ้าความต้านทานที่ได้มีค่าสูงเกินไป เมื่อมีกระแสไฟฟ้าไหลในสายดิน จะทำให้มีศักย์ไฟฟ้าตกคร่อมและเกิดปัญหาต่อผู้ใช้เครื่องได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.1 เครื่องวิเคราะห์ห้ความปลอดภัยทางไฟฟ้า ใช้ทดสอบความปลอดภัยทางไฟฟ้าของเครื่องมือที่สร้างขึ้น



รูปที่ 4.2 ผังวงจรแสดงการทดสอบกระแสรั่วไหลผ่านความต้านทานของสายดิน

หลังจากที่มีการวัดความต้านทานของสายดินของอุปกรณ์แล้วการวัดกระแสรั่วไหลจากแทนเครื่องดังรูปที่ 4.3 ในการวัดนี้ต้องปลดสายดินออกและต่อไมโครแอมมิเตอร์เข้าไป อ่านค่ากระแสรั่วไหลเมื่อเครื่องนั้นไม่ได้ทำงาน, เมื่อเครื่องมีไฟเข้าไปเลี้ยงในภาวะธรรมดา (normal position), และในภาวะที่มีไฟเลี้ยงกลับขั้ว (reverse polarity) ทำการทดสอบอีกครั้งเมื่อเครื่องนั้นกำลังมีไฟเข้าไปเลี้ยง

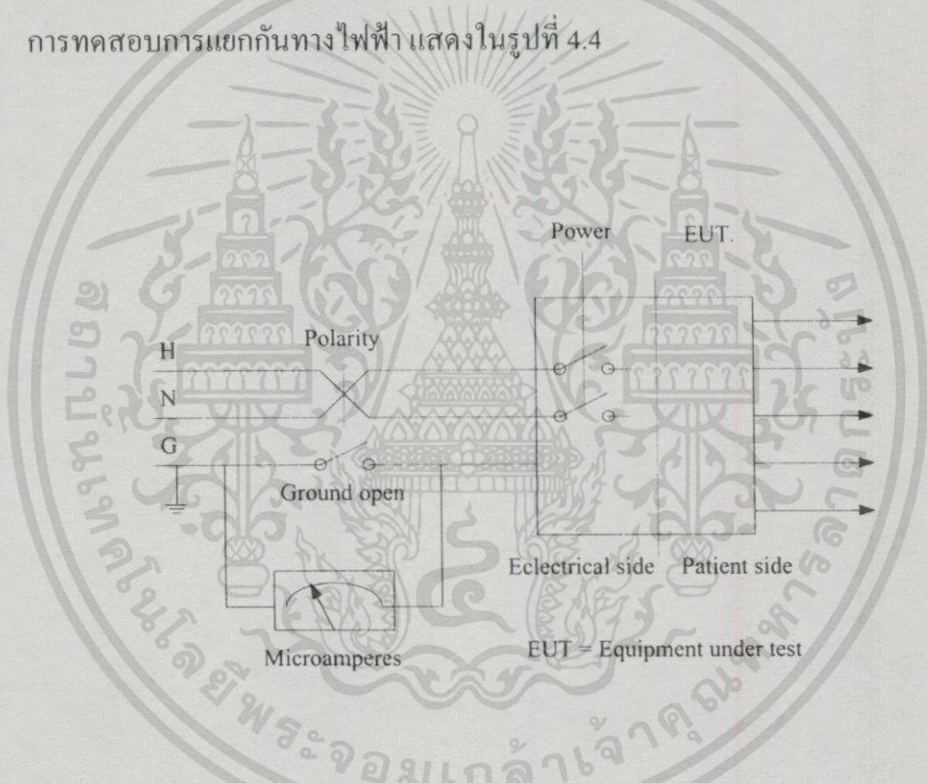
เหตุผลสำหรับการทดสอบกระแสรั่วไหลเมื่อมีการกลับขั้ว (reverse polarity) มีดังนี้คือ ประการแรกเมื่อกระแสรั่วไหลที่แทนเครื่องถูกวัดในตำแหน่งกลับขั้วซึ่งสายไฟ hot wire ของเครื่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

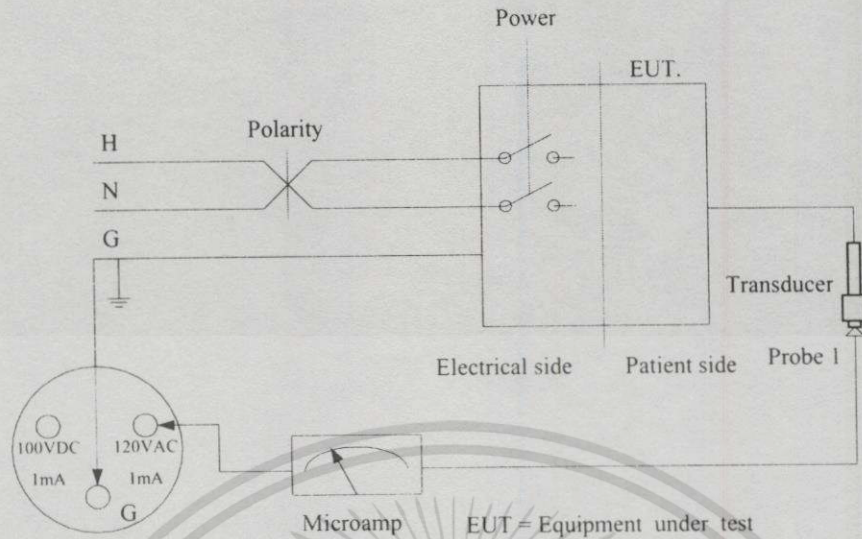
นั้นถูกต้องกับสาย neutral ของเต้าเสียบ และสาย neutral ของเครื่องถูกต้องกับสาย hot ของเต้าเสียบ กระแสที่รั่วไหลอาจจะมีค่าสูงกว่าในภาวะที่ไม่ได้กลับขั้ว การทดสอบกระแสรั่วไหลในภาวะที่มีไฟเลี้ยงกลับขั้วจะต้องกระทำ ทั้งนี้เนื่องจากที่ว่าเต้าเสียบที่ซึ่งจะมีอุปกรณ์การแพทย์มีเสียบใช้นั้น อาจมีการเดินสายที่ผิดคือมีการกลับขั้ว เพื่อที่จะป้องกันอันตรายจากศักย์ไฟฟ้านี้ จึงมีความสำคัญที่ว่าเครื่องนั้นควรจะมีความปลอดภัยภายใต้สภาพการณ์ทั้งสองอย่าง

ระดับของกระแสรั่วไหลที่ยอมรับได้ขึ้นอยู่กับการใช้เครื่องนั้น ๆ สำหรับเครื่องที่ไม่ได้ใช้ในบริเวณผู้ป่วย กระแสรั่วไหลไม่ควรเกิน 500 ไมโครแอมแปร์ ส่วนกระแสรั่วไหลสำหรับเครื่องที่ใช้ในบริเวณผู้ป่วยนั้นไม่ควรจะเกิน 100 ไมโครแอมแปร์ ข้อจำกัดของจำนวนกระแสดังกล่าวนี้จะใช้ได้ทั้งในภาวะที่เป็นภาวะธรรมดาและในภาวะที่มีไฟเลี้ยงกลับขั้ว

การทดสอบการแยกกันทางไฟฟ้า แสดงในรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.3 ผังของรูปแบบการทดสอบสำหรับตรวจวัดกระแสไฟฟ้ารั่วไหล โดยที่กระแสไฟฟ้ารั่วไหลนั้นถูกวัดในสายดินขณะที่ขั้วของสายไฟอยู่ในภาวะปกติและอยู่ในภาวะกลับขั้ว



รูปที่ 4.4 แสดงการทดสอบการแยกกันทางไฟฟ้าของเครื่องมือแพทย์ โดยส่วนที่ต้องสัมผัสกับผู้ป่วยจะต้องไม่มีกระแสไฟฟ้ารั่วไหลเกินกว่าค่าที่กำหนด

4.1.2 มาตรฐานของความปลอดภัยทางไฟฟ้าของเครื่องมือแพทย์แบบใช้ไฟฟ้า

เนื่องจากมีความต้องการทางด้านความปลอดภัยเป็นอย่างสูงสำหรับเครื่องใช้ไฟฟ้าในทางการแพทย์ จึงได้มีความพยายามในการสร้างมาตรฐานเพื่อการนี้ ในที่นี้จะกล่าวถึงมาตรฐานสากลของสหรัฐอเมริกา(American National Standard) สำหรับขีดจำกัดความปลอดภัยทางไฟฟ้าของอุปกรณ์การแพทย์ต่างๆ และยอมรับโดยสถาบันมาตรฐานสากลแห่งสหรัฐอเมริกา(American National Standards Institute, Inc.)ในปี ค.ศ.1978

ตามมาตรฐานดังกล่าวนี้มีความต้องการคุณสมบัติของอุปกรณ์การแพทย์ที่จำเป็นต้องใช้กับระบบไฟฟ้าดังนี้

4.1.2.1 การติดฉลาก(Labeling)

- 1) ต้องมีเครื่องหมายแสดงหรือระบุว่าเป็นเครื่องมือที่มีการแยกกันทางไฟฟ้าระหว่างตัวผู้ป่วยกับเครื่องมือแพทย์ดังกล่าว
- 2) บริษัทผู้ผลิตจะต้องให้คู่มือที่เป็นคำแนะนำการใช้และคู่มือการบำรุงรักษาเครื่อง ในรายละเอียดจะต้องกล่าวถึงการทำงานและบำรุงรักษาอย่างไร ทั้งนี้เพื่อป้องกันกระแสไฟฟ้าที่เป็นอันตรายเมื่อเกินขีดจำกัดที่ได้ตั้งไว้โดยมาตรฐานนี้

4.1.2.2 สมรรถนะของเครื่องมือ (Device Performance)

- 1) อุปกรณ์ไฟฟ้าทางการแพทย์นั้นควรต้องได้รับการออกแบบให้อยู่ภายใต้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขีดจำกัดของกระแสที่เป็นอันตรายในขณะการใช้ตามปกติ และเมื่อไม่ได้ต่อสายดิน

2) อุปกรณ์ไฟฟ้าทางการแพทย์ควรมีข้อแสดงถึงขีดจำกัดของกระแสไฟฟ้าที่เป็นอันตรายเมื่อได้มีการใช้งานร่วมกับเครื่องอื่น บริษัทผู้ผลิตควรจะต้องให้เอกสารแก่ผู้ใช้หรือปิดฉลากไว้บนเครื่องและแสดงถึงข้อจำกัดและข้อแนะนำในการใช้เครื่องต่อกับเครื่องอื่น

3) อุปกรณ์ไฟฟ้าทางการแพทย์จะต้องมีขีดจำกัดของกระแสไฟฟ้าที่เป็นอันตรายหลังจากอุปกรณ์ไฟฟ้าทางการแพทย์ได้รับการฆ่าเชื้อโรคด้วยวิธีใดก็ตาม

4) อุปกรณ์ไฟฟ้าทางการแพทย์จะต้องมีขีดจำกัดของกระแสไฟฟ้าที่เป็นอันตรายถึงแม้ว่าจะได้นำไปใช้งานในสภาพที่เลวร้ายซึ่งได้บ่งชี้ไว้โดยบริษัทผู้ผลิต

4.1.2.3 การจัดแบ่งหมวดหมู่ของเครื่องมือ (Classification)

หลักการแบ่งอุปกรณ์ไฟฟ้าทางการแพทย์ให้เป็นหมวดหมู่ อาศัยหลักการที่ตัวเครื่องมือหรืออุปกรณ์มีการสัมผัสกับตัวผู้ป่วยมากน้อยเพียงใด ดังนี้

1) อุปกรณ์ไฟฟ้าทางการแพทย์ที่ออกแบบให้มีการแยกกันทางไฟฟ้าระหว่างตัวผู้ป่วยและตัวอุปกรณ์ (Isolated Patient Connections)

2) อุปกรณ์ไฟฟ้าทางการแพทย์ที่ออกแบบโดยไม่มีการแยกกันทางไฟฟ้าระหว่างตัวผู้ป่วยและตัวอุปกรณ์ (Nonisolated Patient Connections)

3) อุปกรณ์ไฟฟ้าทางการแพทย์ที่มีโอกาสสัมผัสกับผู้ป่วย ควรต้องเป็นไปตามขีดจำกัดของกระแสไฟฟ้าที่เป็นอันตรายด้วย ตัวอย่างได้แก่เตียงผู้ป่วยที่ทำงานโดยระบบไฟฟ้า (Likely to Contact the Patient)

4) อุปกรณ์ไฟฟ้าทางการแพทย์ที่ไม่มีโอกาสสัมผัสกับตัวผู้ป่วย (No Patient Contact Apparatus) ก็จะต้องมีขีดจำกัดของกระแสที่เป็นอันตรายเช่นเดียวกัน ตัวอย่างเช่น เครื่องวัดออกซิเจน เครื่องปั่นเลือด เป็นต้น

4.1.2.4 รหัสที่ใช้เพื่อความปลอดภัยจากอันตรายของไฟฟ้า

เมื่อได้มีการออกแบบเครื่องที่ถูกต้องแล้ว และนำมาใช้กับผู้ป่วย จะต้องมีการตรวจตราสม่ำเสมอ ในปี ค.ศ.1978 ได้มีองค์กรเทคนิคทางไฟฟ้าระหว่างประเทศ (International Electrotechnical Commission, IEC) ได้กำหนดลักษณะและคุณสมบัติของเครื่องที่ต้องใช้ต่อกับตัวผู้ป่วย ดังต่อไปนี้คือ

1) ชนิด B เป็นชนิดที่จัดการให้มีระดับการปกป้องที่เพียงพอต่อการช็อคทางไฟฟ้า โดยเฉพาะอย่างยิ่งเกี่ยวกับกระแสไฟฟ้ารั่วไหลได้ของจุดต่อสายดิน

2) ชนิด BF เป็นเครื่องที่สัมผัสกับตัวผู้ป่วยภายนอกโดยมีการแยกกันทางไฟฟ้าของชิ้นส่วนที่สัมผัสกับผู้ป่วย เช่น เครื่องตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (อี ซี จี) ที่ใช้ในทางคลินิกทั่วไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3) ชนิด CF เป็นเครื่องที่มีสายต่อเข้าไปภายในตัวผู้ป่วย โดยเฉพาะที่ต่อกับหัวใจผู้ป่วยและได้กำหนดคุณสมบัติทางไฟฟ้าของกระแสรั่วไหลไว้ดังนี้

4) เครื่องทั้งชนิด B, BF และ CF ควรมีกระแสรั่วจากสายดินใหญ่ (main earth lead) น้อยกว่า 500 ไมโครแอมป์

5) กระแสไฟฟ้ารั่วไหล โดยที่กระแสไฟฟ้ารั่วไหลนั้นถูกวัดในสายดิน ขณะที่ขั้วของสายไฟอยู่ในสภาวะปกติและอยู่ในสภาวะกลับขั้วมีค่าดังตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 แสดงกระแสรั่วไหลที่วัดในสายดินของเครื่องมือคลาส 1 ชนิดต่างๆ

ลักษณะขั้ว (Polarity)	สวิตช์ (Power)	ขีดจำกัดสูงสุด (μA)		
		ชนิด B	ชนิด BF	ชนิด CF
ปกติ(Normal)	เปิด(on)	500	500	500
ปกติ(Normal)	ปิด(off)	1,000	1,000	1,000
กลับขั้ว(Reverse)	เปิด(on)	500	500	500
กลับขั้ว(Reverse)	ปิด(off)	1,000	1,000	1,000

6) กระแสไฟฟ้ารั่วไหลจากเครื่องผ่านทรานสดิวเซอร์ต่อไปยังผู้ป่วย ในสภาวะที่ไม่ต่อสายดิน ขณะที่ขั้วของสายไฟอยู่ในสภาวะปกติและอยู่ในสภาวะกลับขั้วมีค่าดังตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 แสดงกระแสรั่วไหลจากทรานสดิวเซอร์ไปยังผู้ป่วยแบบไม่ต่อสายดินของเครื่องมือคลาส 1 ชนิดต่างๆ

ลักษณะขั้ว (Polarity)	สวิตช์ (Power)	ขีดจำกัดสูงสุด (μA)		
		ชนิด B	ชนิด BF	ชนิด CF
ปกติ(Normal)	เปิด(on)	100	100	100
ปกติ(Normal)	ปิด(off)	500	500	500
กลับขั้ว(Reverse)	เปิด(on)	100	100	100
กลับขั้ว(Reverse)	ปิด(off)	500	500	500

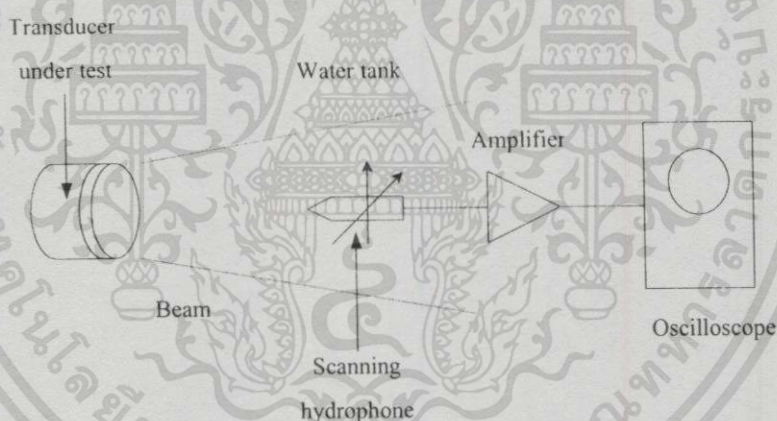
มีข้อเพิ่มเติมคือ เมื่อมีเครื่องชนิด CF ต่อกับตัวผู้ป่วย เครื่องอื่น ๆ ที่ต่อกับผู้ป่วยในเวลาเดียวกันก็ต้องมีคุณสมบัติเช่นเดียวกับเครื่องชนิด CF ด้วย

4.2 การวัดกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์

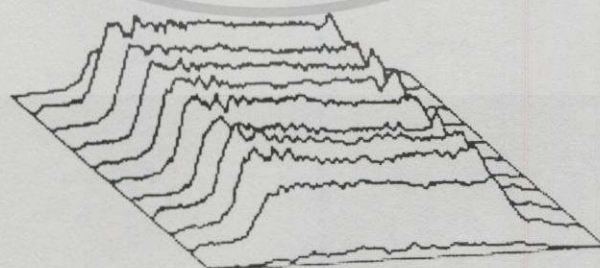
ความเข้มของลำคลื่นของเครื่องอัลตราซาวด์สามารถวัดได้ในห้องปฏิบัติการ มีเทคนิคการวัดโดยทั่วไป 3 วิธี ซึ่งแต่ละวิธีมีวัตถุประสงค์ในการวัดแตกต่างกันเช่น วัดค่าสูงสุดหรือวัดค่าเฉลี่ยของกำลังในลำคลื่นที่ส่งออกจากเครื่อง

4.2.1 ไฮโดรโฟน(hydrophone)

เป็นทรานสดิวเซอร์ที่มีขนาดเล็ก โดยถูกจัดวางให้สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างเป็นระบบ ภายในสนามของลำคลื่นอัลตราซาวด์ที่ถูกปล่อยออกมาจากทรานสดิวเซอร์ที่นำมาทดสอบ โดยค่าแรงดันเอาต์พุตของไฮโดรโฟนจะถูกตรวจวัดได้จากออสซิลโลสโคป เนื่องจากไฮโดรโฟนมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางน้อยมาก เทียบเท่ากับเป็นจุด จึงสามารถนำสัญญาณมาสร้างเป็นรูปภาพได้ และขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางที่เล็กทำให้มีมุมในการรับสัญญาณได้กว้าง ซึ่งจะป้องกันการตั้งมุมผิดพลาดได้ ความถี่เรโซแนนท์(resonant) ของไฮโดรโฟน ได้ถูกออกแบบให้มีค่าสูงกว่าขอบเขตของความถี่ที่ทดสอบมาก เพราะฉะนั้นจึงไม่มีปัญหาการรบกวนของสัญญาณ



รูปที่ 4.5 เทคนิคของการสแกนรูปของลำคลื่นอัลตราซาวด์โดยใช้ไฮโดรโฟน



รูปที่ 4.6 แสดงตัวอย่างของรูปแบบแรงดันคลื่นที่สแกนได้โดยไฮโดรโฟนที่ทรานสดิวเซอร์ ความถี่ 3 เมกกะเฮิร์ตซ์ ขนาด 10 ตารางเซนติเมตร ที่ระยะ 18 เซนติเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แม้ว่าไฮโดรโฟนจะมีรายละเอียดเกี่ยวกับระยะทางและเวลาสูง แต่ในบางครั้งก็ยังมีปัญหาเกี่ยวกับความเที่ยงตรงเมื่อใช้เป็นระยะเวลาานพอสมควร ซึ่งไฮโดรโฟนจะต้องมีการเคลื่อนที่ไปในลำอัตรชาวด์ที่มีผลทางด้านความร้อนด้วย อาจจะทำให้ไฮโดรโฟนเสื่อมสภาพหรือด้อยประสิทธิภาพในการวัดลงได้ และทั้งนี้รวมถึงข้อต่อต่างๆ ระหว่างไฮโดรโฟนกับภาคขยายสัญญาณซึ่งสิ่งเหล่านี้จะมีผลต่อความไวและความเที่ยงตรงของไฮโดรโฟน

4.2.2 เทคนิคการวัดอุณหภูมิ

เทคนิคนี้ใช้ตัวตรวจรับสัญญาณ(sensor)อุณหภูมิขนาดเล็ก เช่น เทอร์โมคัปเปิ้ล หรือ เทอร์มิสเตอร์เคลือบด้วยวัสดุที่ถูกซบคลื่น ได้ดี จำนวนกำลังของคลื่นที่ตกกระทบจะถูกดูดซับโดยวัสดุที่เคลือบตัวตรวจรับสัญญาณไว้ ส่งผลให้มีการสะสมพลังงานทำให้อุณหภูมิมีค่าสูงขึ้น ซึ่งจะวัดได้โดยตัวตรวจรับสัญญาณ ซึ่งวิธีการนี้จะเหมือนกับการใช้ไฮโดรโฟนเพราะจะถูกออกแบบให้มีขนาดเล็กจนถือว่าเป็นจุดได้ และการสแกนก็สามารถทำได้ใช้เดียวกับเทคนิคการใช้ไฮโดรโฟน แต่จะมีข้อแตกต่างตรงที่ปริมาณที่วัดด้วยวิธีนี้เป็นการวัดกำลังที่ถูกดูดซับไม่ใช่วัดแรงดันของคลื่น และการตอบสนองต่อเวลาจะช้ากว่าเทคนิคที่ใช้ไฮโดรโฟนและไม่สามารถตรวจจับค่าสูงสุดของพัลส์(pulse)สั้นๆ ได้ ค่าที่ตรวจวัดได้จะเป็นค่าเฉลี่ย

4.2.3 เทคนิคการวัดการแผ่กระจายแรง (Radiation Force)

วิธีนี้จะแตกต่างจากสองวิธีที่กล่าวมา เป็นเทคนิคที่สมบูรณ์ ที่ไม่ต้องทำการปรับตั้งลำคลื่นอัตรชาวด์ โดยมีหลักการที่ลำคลื่นมีโมเมนตัมเฉลี่ยต่อหน่วยเวลาผ่านระนาบตั้งฉากกับทิศทางเคลื่อนที่ของคลื่น

$$\text{Momentum} = \frac{I_{ave} A}{c} \quad (4.1)$$

โดยที่ I_{ave} คือ ความหนาแน่นของกำลังเฉลี่ยของลำคลื่น

A คือ พื้นที่หน้าตัดของลำคลื่น

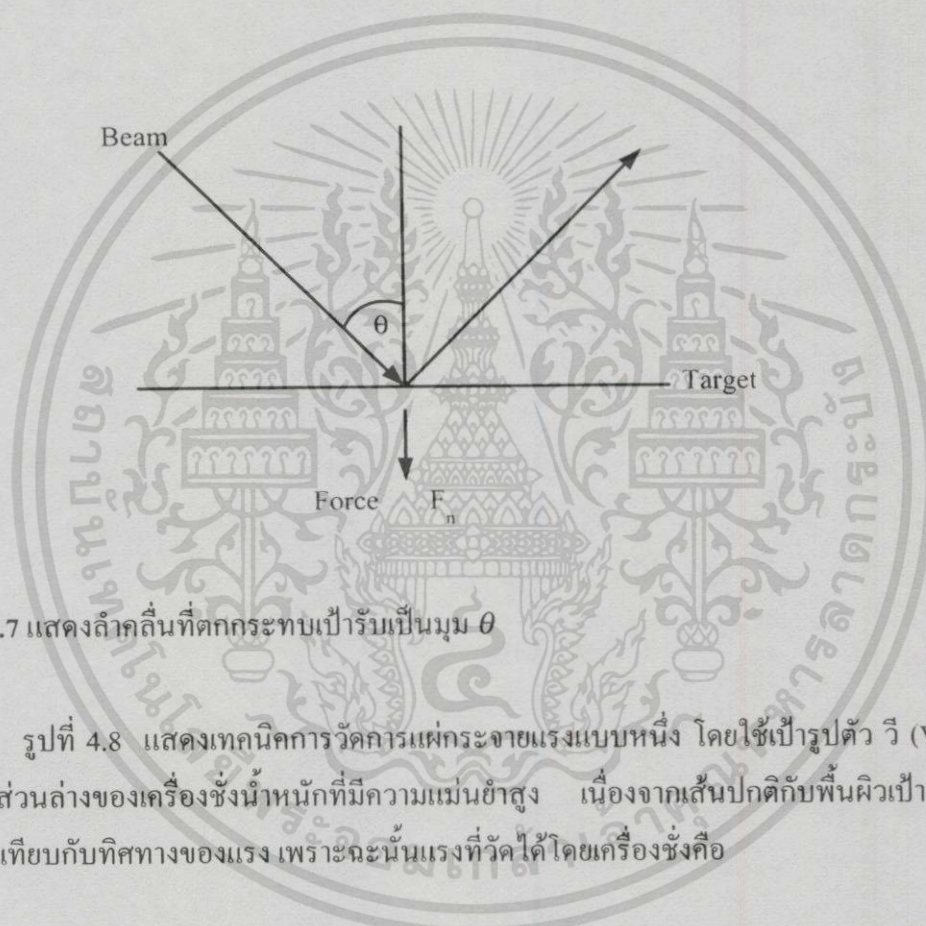
c คือ ความเร็วของคลื่นเสียงในตัวกลาง

ถ้าลำคลื่นสะท้อนหลังจากกระทบเป้ารับ ดังแสดงในรูปที่ 4.7 ทิศทางของโมเมนตัมจะเปลี่ยนไปก่อให้เกิดแรง $F = \Delta \text{momentum} / \Delta t$ บนเป้ารับซึ่งสามารถวัดปริมาณนี้ได้โดยการใช้

เครื่องซังน้ำหนัก ถ้าเป้าที่กระทบเป็นแบบที่ทำให้ลำคลื่นสะท้อนกลับหมดและทำมุมเอียง θ เทียบกับลำคลื่น จะได้แรงตั้งฉากกับเป้าที่วัด คือ

$$F_n = \frac{2I_{ave} A \cos \theta}{c} \quad (4.2)$$

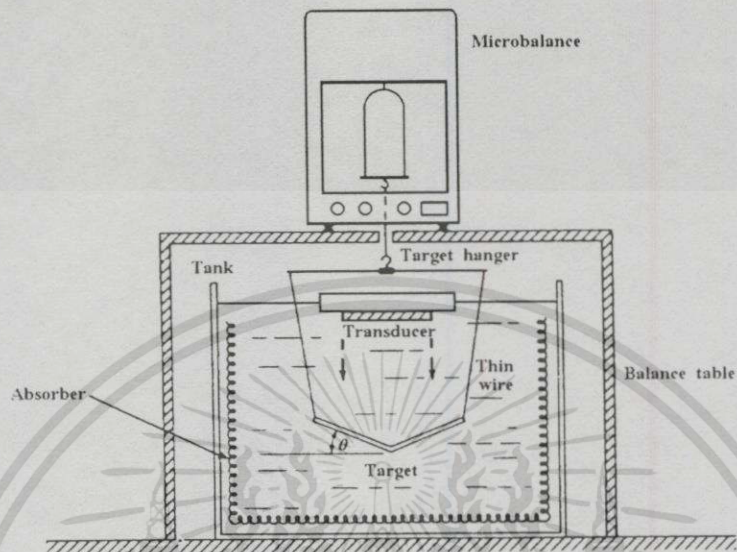
โดยตัวคูณ 2 มาจากการสะท้อนของคลื่น(ถ้าเป้าดูดซับคลื่นได้ทั้งหมดตัวคูณนี้จะลดลงเป็นหนึ่ง)



รูปที่ 4.7 แสดงลำคลื่นที่ตกกระทบเป้ารับเป็นมุม θ

รูปที่ 4.8 แสดงเทคนิคการวัดการแผ่กระจายแรงแบบหนึ่ง โดยใช้เป้ารูปตัว วี (V) แขนงอยู่กับส่วนล่างของเครื่องซังน้ำหนักที่มีความแม่นยำสูง เนื่องจากเส้นปกติกับพื้นผิวเป้าทั้งสองทำมุม θ เทียบกับทิศทางของแรง เพราะฉะนั้นแรงที่วัดได้โดยเครื่องซังคือ

$$F = F_n \cos \theta = \frac{2I_{ave} A \cos^2 \theta}{c} \quad (4.3)$$



รูปที่ 4.8 แสดงเทคนิคการวัดการแผ่กระจายแรงแบบหนึ่ง

เทคนิคการวัดนี้จะให้ค่าที่แม่นยำและเที่ยงตรงเท่าใดขึ้นอยู่กับความละเอียดของเครื่องชั่งน้ำหนัก การออกแบบเป้ารับที่ดีและตัวยึดตัวกำหนดคลื่นที่มั่นคง

4.3 การประเมินประสิทธิภาพของเครื่องอัลตราซาวด์

ประสิทธิภาพของเครื่องอัลตราซาวด์ มีผลต่อผู้ใช้งานหรือผู้ป่วย ดังนั้นการวัดประสิทธิภาพของเครื่องจึงมีความจำเป็นและจะต้องทำการตรวจวัดบ่อยๆ และตลอดเวลา เพราะอาจจะมีผลกระทบต่อผู้ป่วยได้

ส่วนที่มีความสำคัญในการประเมินประสิทธิภาพของเครื่อง ก็คือ ความเข้มหรือกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ถูกปล่อยออกมา เนื่องจากความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ใช้ในทางกายภาพบำบัดมีค่าค่อนข้างสูง อยู่ในช่วง $0.5-3 \text{ W/cm}^2$ ซึ่งเป็นช่วงที่ทำให้เกิดผลทางชีววิทยา (biological effects) อันอาจเกิดอันตรายขึ้นกับผู้ป่วยได้ ถ้าค่าที่ปล่อยออกมามีค่ามากกว่าสเกล และถ้าหากค่าที่ออกมาน้อยกว่าค่าที่ต้องการจะใช้รักษา ก็จะทำให้ไม่ประสบความสำเร็จในการรักษา

ค่าความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ใช้ประเมินกัน มีอยู่ 3 ค่า คือ

- 1) ค่า Spatial average temporal average intensity (I_{SATA}) หรือที่เรียกว่า I_{eff} (effective intensity)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เป็นค่าที่เกิดจากผลหารของกำลังอัลตราซาวด์ทั้งหมดกับพื้นที่ของลำอัลตราซาวด์ที่ถูกปล่อยออกมาจากทรานสดิวเซอร์

2) ค่า Spatial average temporal peak intensity (I_{SATP})

เป็นค่าผลหารของค่ากำลังอัลตราซาวด์สูงสุดที่ปล่อยออกมาในลำอัลตราซาวด์ กับพื้นที่ของลำอัลตราซาวด์ที่ถูกปล่อยออกมาจากทรานสดิวเซอร์

3) ค่า Spatial peak temporel average intensity (I_{SPTA})

เป็นค่าความเข้มเฉลี่ยสูงสุดที่เกิดขึ้นในลำอัลตราซาวด์ และเป็นค่าที่มีความสำคัญเกี่ยวข้องกับความปลอดภัยในการใช้คลื่นอัลตราซาวด์ ค่านี้ใช้เพื่อการกระจายของลำอัลตราซาวด์ โดยนำไปใช้หาค่า BNR (Beam Non-uniformity Ratio) ซึ่งเป็นอัตราส่วนของค่า I_{SPTA} ต่อ I_{eff} อัตราส่วนนี้ยังมีค่าน้อยเท่าไรยิ่งดี แสดงว่าลำอัลตราซาวด์มีการกระจายของคลื่นอัลตราซาวด์ได้ดีในขณะทำการรักษา

ค่า ERA (Effective Radiating Area) ทั่วไปนั้นหาได้จากขนาดพื้นที่หน้าตัดของ ผลึก ซึ่งจะเป็นตัวปล่อยลำอัลตราซาวด์ออกมา

ในด้านความปลอดภัยเกี่ยวกับอันตรายอันอาจเกิดจากการใช้คลื่นอัลตราซาวด์นั้น ได้มีข้อตกลงระหว่างชาติเรื่องเครื่องอัลตราซาวด์ที่ใช้ในทางกายภาพบำบัด (World Health Organization, 1981 และ International Electrical Commission, 1984) ขึ้นดังนี้คือ

1. ค่าความเข้มสูงสุดที่ใช้ในการรักษาคือ 3 W/cm^2
2. ค่า BNR มีค่าสูงสุดที่ปลอดภัยเท่ากับ 8
3. ค่า Parasitic radiation คือ ค่าที่คลื่นอัลตราซาวด์สามารถถูกปล่อยออกมาจากด้านข้างๆ ของทรานสดิวเซอร์อัลตราซาวด์ ควรมีค่าได้ไม่เกิน 100 mW/cm^2

บทที่ 5

การออกแบบเครื่องอัลตราซาวด์สำหรับกายภาพบำบัด

เครื่องอัลตราซาวด์สำหรับกายภาพบำบัด จะใช้คลื่นอัลตราซาวด์ที่มีความถี่ประมาณ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ ส่งคลื่นแรงดันเข้าไปยังตัวผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาบำบัดรักษา เครื่องอัลตราซาวด์ เป็นเครื่องมือทางการแพทย์ที่ใช้หลักการทางอิเล็กทรอนิกส์ กำหนดคลื่นไฟฟ้าขนาดความถี่ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ให้กับทรานสดิวเซอร์แล้วเปลี่ยนเป็นคลื่นแรงดัน ส่งเข้าไปยังผู้ป่วยที่ต้องการบำบัดรักษา ซึ่งเครื่องอัลตราซาวด์จะประกอบไปด้วยส่วนประกอบหลักที่สำคัญคือ ทรานสดิวเซอร์ วงจรสร้างความถี่ในระดับคลื่นอัลตราซาวด์ สร้างความถี่สอดคล้องกับการตอบสนองความถี่ของ ทรานสดิวเซอร์ วงจรกำเนิดสัญญาณพัลส์ วงจรขยายสัญญาณเพื่อให้มีขนาดที่เพียงพอในการ กระตุ้นให้ทรานสดิวเซอร์ทำงาน โดยในวงจรภาคส่งออกกำลังจะต้องมีการแยกกันทางไฟฟ้า ระหว่างวงจรกับทรานสดิวเซอร์ด้วย วงจรแสดงผลระดับกำลังส่งออกของคลื่นอัลตราซาวด์ วงจร ตั้งเวลาเพื่อกำหนดเวลาที่ใช้ในการรักษา ระบบป้องกันการส่งออกกำลังไปยังทรานสดิวเซอร์เมื่อ ทรานสดิวเซอร์ยังไม่ได้สัมผัสกับตัวกลางที่กำหนด โดยในส่วนประกอบของผังวงจรที่ได้สร้างขึ้น สำหรับงานวิจัย ดังแสดงในรูปที่ 5.1

5.1 คุณสมบัติทางเทคนิคเบื้องต้นของเครื่องอัลตราซาวด์สำหรับกายภาพบำบัด ที่จะวิจัยและพัฒนาขึ้น

- | | |
|---|---|
| 1. ไฟฟ้าที่ใช้ | 220 โวลต์ 50 เฮิร์ตซ์ (220 V 50 Hz) |
| 2. ความถี่ของคลื่นอัลตราซาวด์ | 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ (MHz) |
| 3. กำลังส่งออกคลื่นสูงสุด | 15 วัตต์ (W) |
| 4. ความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์ | 3 วัตต์ต่อตารางเซนติเมตร (W/cm^2) ที่ระยะ 0.9525 เซนติเมตร $\pm 5\%$ จากปลายทรานสดิวเซอร์ถึงเป้ารับ |
| 5. ขนาดของทรานสดิวเซอร์ | 5 ตารางเซนติเมตร (cm^2) ± 0.9 ตารางเซนติเมตร |
| 6. ชนิดของการส่งออกคลื่น สามารถเลือกได้ 2 ลักษณะ คือ | |
| 6.1 แบบต่อเนื่อง (Continuous mode) | |
| 6.2 แบบเป็นจังหวะ (Pulse mode) ความถี่ของสัญญาณพัลส์ 100 เฮิร์ตซ์ | |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้拿去ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สามารถเลือกการทำงานได้ คือ

6.2.1 มีค่า Pulse Duty Factor 1:5 และค่า Pulse Duration 2 มิลลิวินาที

6.2.2 มีค่า Pulse Duty Factor 1:10 และค่า Pulse Duration 1 มิลลิวินาที

7.สามารถตั้งระยะเวลาในการรักษาได้ไม่ต่ำกว่า 30 นาที

8.แสดงผลของกำลังส่งออกของคลื่นอัลตราซาวด์และระยะเวลาที่ใช้ในการรักษาด้วยระบบตัวเลข

9.มีระบบส่งสัญญาณเตือนเมื่อระยะเวลาที่ใช้ในการรักษาครบตามกำหนด

10.มีระบบป้องกันทรานสดิวเซอร์ไม่ให้ปล่อยคลื่นออกมาถ้าวางทรานสดิวเซอร์ไว้ธรรมดา

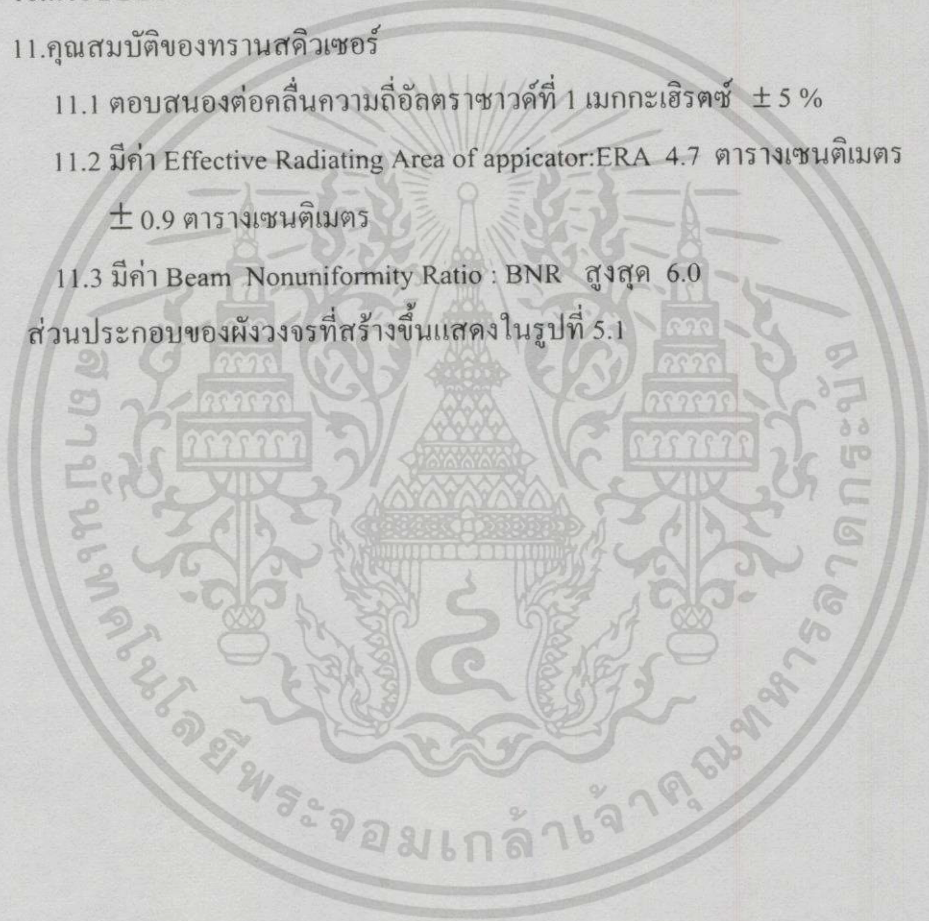
11.คุณสมบัติของทรานสดิวเซอร์

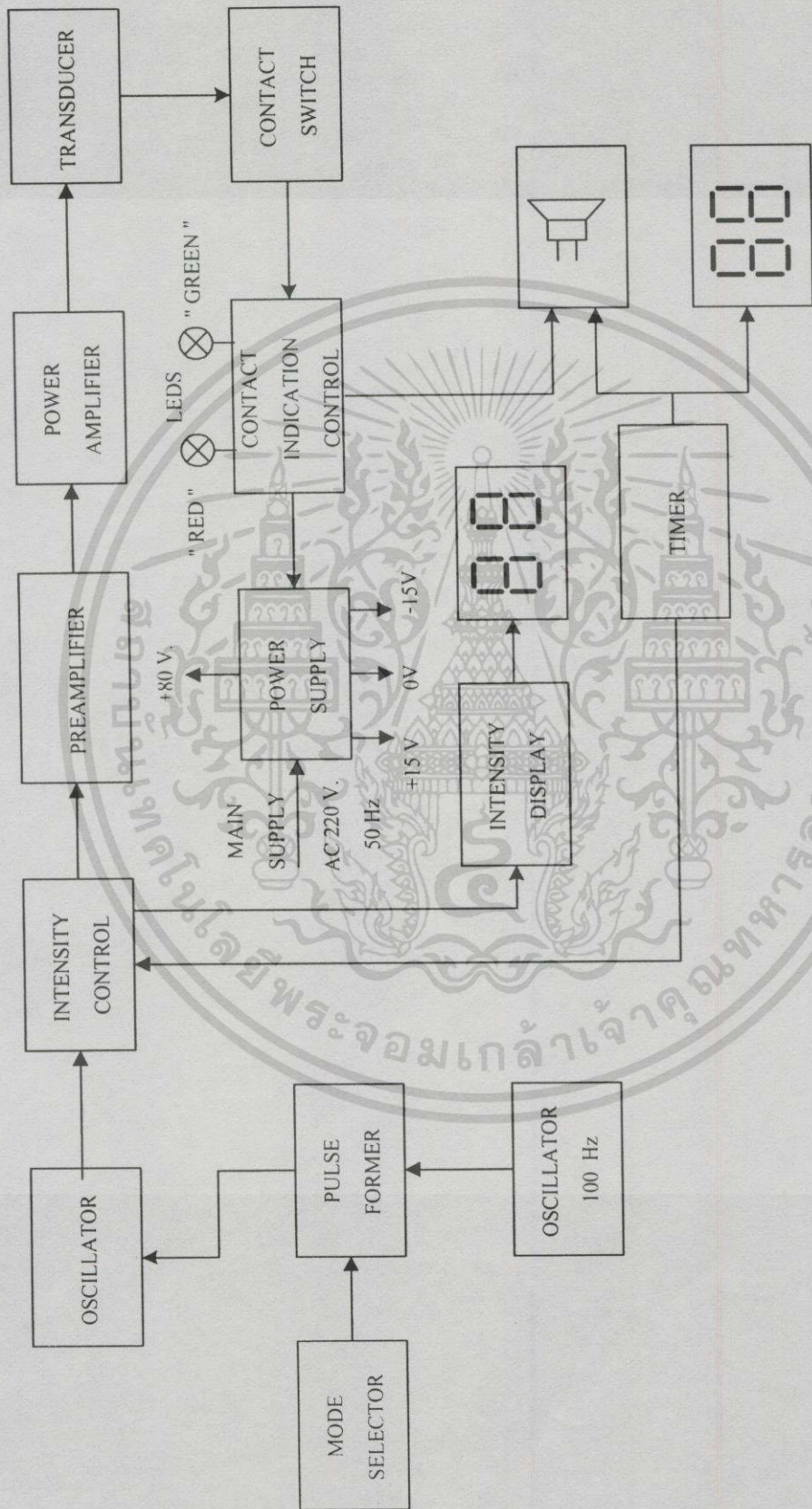
11.1 ตอบสนองต่อคลื่นความถี่อัลตราซาวด์ที่ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ $\pm 5\%$

11.2 มีค่า Effective Radiating Area of applicator: ERA 4.7 ตารางเซนติเมตร
 ± 0.9 ตารางเซนติเมตร

11.3 มีค่า Beam Nonuniformity Ratio : BNR สูงสุด 6.0

ส่วนประกอบของผังวงจรที่สร้างขึ้นแสดงในรูปที่ 5.1





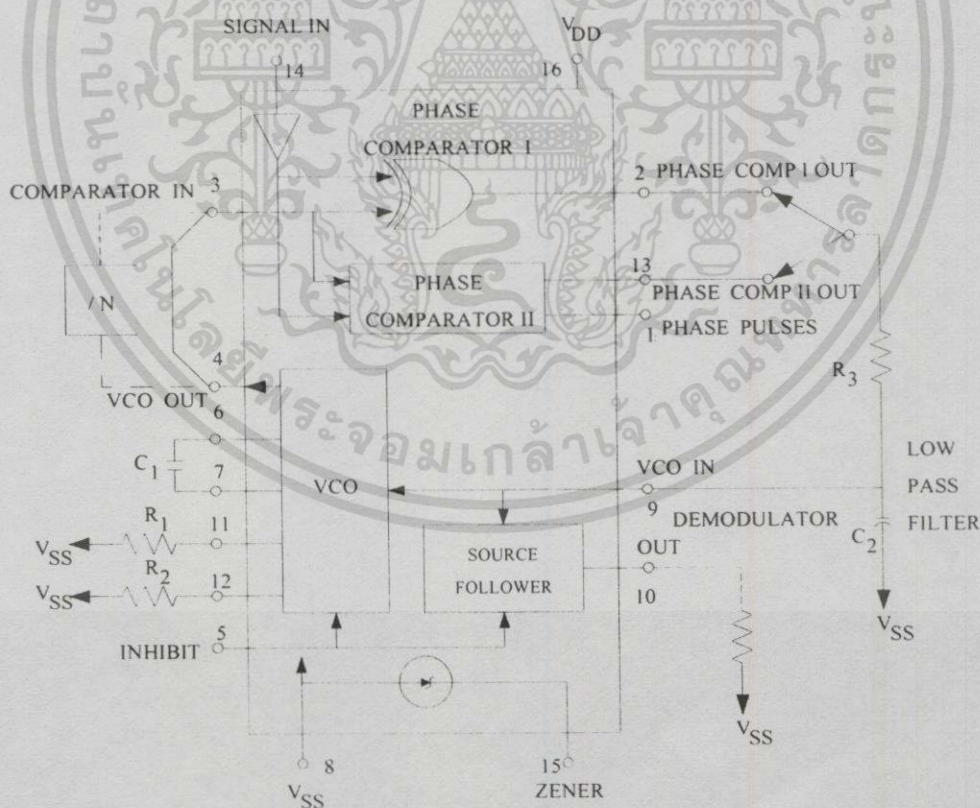
รูปที่ 5.1 แสดงส่วนประกอบของผังวงจรอิเล็กทรอนิกส์ของเครื่องอัลตราซาวด์สำหรับกายภาพบำบัด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2 วงจรสร้างความถี่

วงจรสร้างความถี่ที่ออกแบบใช้ไอซีเบอร์ 4046B ซึ่งเป็นไอซีซิมอสเฟสล็อกดูป ต่อเป็น วงจรออสซิลเลเตอร์ควบคุมด้วยแรงดัน(Voltage control oscillator) รูปที่ 5.2 เป็นบล็อกโคอะแกรม และส่วนประกอบภายนอกของไอซีเบอร์นี้ ภายในจะประกอบด้วยวงจรผลิตความถี่สูงควบคุมด้วยแรงดันแบบลิเนียร์กำลังต่ำ (low power, linear VCO), แหล่งจ่ายตาม(Source follower), ซีเนอร์ไดโอด และวงจรเปรียบเทียบเฟส 2 วงจร ซึ่งใช้สัญญาณอินพุตเดียวกัน และมีอินพุตต่อร่วมกันอยู่ ถ้าสัญญาณอินพุตมีขนาดมากพอก็สามารถป้อนเข้ามาได้โดยตรง แต่ถ้ามีขนาดเล็กจะต้องทำการขยายก่อนแล้วคัปปลิ่งผ่านตัวเก็บประจุมาเข้าวงจร

ส่วนเปรียบเทียบเฟสวงจรที่ 1 จะใช้เอ็กซคลูซีฟออร์กเกต (exclusive OR gate) ซึ่งเอาต์พุตจากส่วนนี้จะเป็นสัญญาณดิจิทัล (ที่จุด PHASE COMP I OUT ขา 2) ซึ่งมีการเลื่อนเฟสไป 90° ที่ความถี่กลางของ VCO ระหว่างสัญญาณอินพุตและสัญญาณเปรียบเทียบ(ซึ่งสัญญาณทั้งคู่มีควิตีไซเคิล 50%) วงจรก็จะล็อกความถี่ได้ตั้งแต่เมื่อความถี่ของสัญญาณอินพุตเริ่มเข้าใกล้ฮาร์โมนิกของความถี่กึ่งกลางของ VCO การกำจัดสัญญาณรบกวนของวงจรจะให้ผลดีมาก เมื่ออินพุตที่ขา 3 และขา 14 เป็นคลื่นสี่เหลี่ยมแต่จะให้ช่วงการจับความถี่ (capture range) ที่แคบ



รูปที่ 5.2 บล็อกโคอะแกรมและส่วนประกอบภายนอกของไอซี CD 4046B

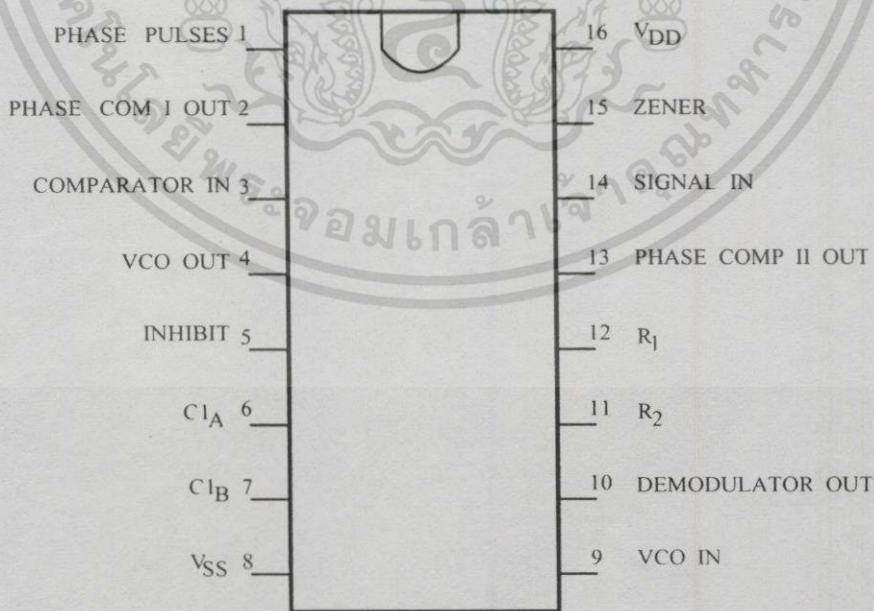
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้拿去ใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนเปรียบเทียบเฟสวงจรถที่ 2 มีหน่วยความจำดิจิทัลใช้การทริกที่ขอบขาของสัญญาณซึ่งเอาต์พุตที่ได้จากการตรวจจับจะเป็นสัญญาณดิจิทัล (ที่ PHASE COMP II OUT ขา 13) และมีสัญญาณที่แสดงการถือคความถี่ของวงจรถออกมาด้วยลักษณะเป็นพัลส์ (phase pulse) ระหว่างสัญญาณอินพุตและสัญญาณที่เข้าส่วนเปรียบเทียบเฟส ค่าการเลื่อนเฟสจะเป็น 0° ทำให้ใช้กับสัญญาณธรรมดาหรือคลื่นที่มีลักษณะไม่สมมาตรได้ที่ขา 3 และขา 14 ดังนั้นจึงมีช่วงการจับความถี่ที่กว้าง แต่ให้การกำจัดสัญญาณรบกวนที่ไม่ค่อยดี

สัญญาณจาก VCO (ที่จุด VCO OUT) จะมีความถี่ตามแรงดันที่ขา 9 (VCO IN) และตัวเก็บประจุระหว่างขา 6 และ 7 (C_{1A} และ C_{1B} ตามลำดับ) และตัวต้านทาน R₁, R₂ ที่ขา 11 และ 12 สำหรับตัวต้านทาน R₂ เป็นตัวกำหนดความถี่ทำงานต่ำสุด เอาต์พุตที่ได้จาก VCO ขา 4 (VCO OUT) จะเป็นคลื่นสี่เหลี่ยมที่สมมาตรกัน

แหล่งจ่ายตามซึ่งเป็นเอาต์พุตของ VCO IN (DEMODULATOR OUT) จะทำงานร่วมกับตัวต้านทานภายนอกซึ่งมีค่า 10 กิโลโอห์มหรือมากกว่า เมื่อมีค่ามากที่ INHIBIT อินพุตจะตัดวงจรถ VCO และแหล่งจ่ายตามออกเพื่อให้มีการกินกำลังน้อยที่สุด ซีเนอร์ไดโอดระหว่าง ขา 8 (V_{SS}) และขา 15 (ZENER) มีค่า 5.6 โวลต์ สามารถนำมาใช้เป็นเรกูเลชันได้ถ้าต้องการ

ขา 9 จะมีอินพุตอิมพีแดนซ์ที่สูงมากๆ ทำให้สามารถต่อกับแหล่งจ่ายที่มีอิมพีแดนซ์สูงได้ สำหรับแหล่งจ่ายภายในนั้นจะให้เอาต์พุตแก่ภายนอกตามแรงดันที่ขา 9 โดยมีขา 5 (inhibit) คอยควบคุมการทำงานทั้ง VCO และแหล่งจ่ายตาม



รูปที่ 5.3 แสดงรายละเอียดของขาต่างๆของไอซี 4046B

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 5.3 แสดงรายละเอียดของขาต่างๆ ทั้ง 16 ขาของไอซีเบอร์ 4046B ในตัวถังแบบ dual-in-line ซึ่งตัวไอซีสามารถทำงานได้กับแรงดันช่วง 3- 18 โวลต์ (VDD) มีกำลังสูญเสียประมาณ 70 ไมโครวัตต์ VCO ภายในกำหนดความถี่ไว้ที่ประมาณ 1.3 MHz สามารถทำงานกับความถี่สูงสุดได้ 1.6 MHz

การออกแบบวงจรกำเนิดความถี่ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ ใช้ไอซี 4046 ประกอบขึ้นเป็นวงจร VCO เพื่อทำหน้าที่กำเนิดสัญญาณความถี่ขึ้น โดยวงจร VCO สามารถจะปรับขนาดความถี่ได้ด้วยแรงดันไฟฟ้าขาเข้า สามารถหาค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ได้ดังนี้

1. ความถี่สูงสุดหาได้จาก $R_1 // R_2 \times C_1$ โดยที่ C_1 ต้องมีค่า 50 พิโคฟารัดขึ้นไปและ R_1, R_2 ต้องมีค่ามากกว่า 10 กิโลโอห์ม ในที่นี้ใช้ค่า $R_1 = R_2 = 12$ กิโลโอห์ม และ $C_1 = 100$ พิโคฟารัดจะได้

$$\begin{aligned} f_{(\max)} &= R_1 // R_2 \times C_1 & (5.1) \\ &= 12 \text{ กิโลโอห์ม } // 12 \text{ กิโลโอห์ม } \times 100 \text{ พิโคฟารัด} \\ &= 1.67 \text{ เมกกะเฮิร์ตซ์} \end{aligned}$$

2. ความถี่ต่ำสุดหาได้จาก $R_2 \times C_2$ เพราะฉะนั้นจะได้ค่าความถี่ต่ำสุด

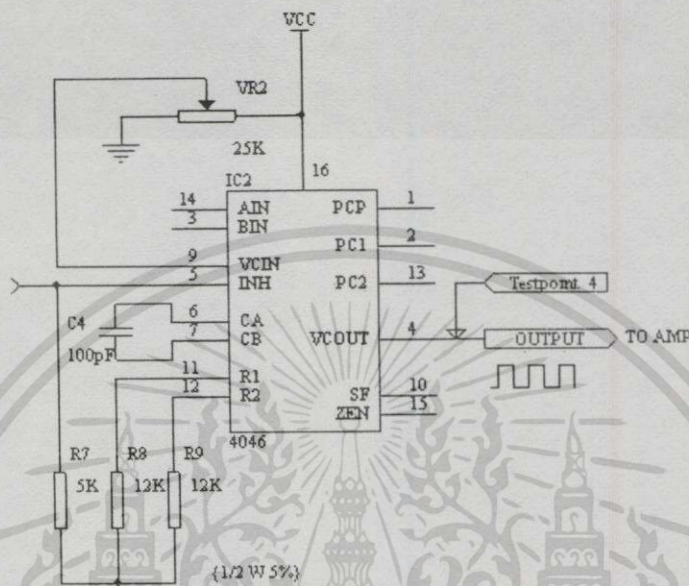
$$\begin{aligned} f_{(\min)} &= R_2 \times C_2 & (5.2) \\ &= 12 \text{ กิโลโอห์ม } \times 100 \text{ พิโคฟารัด} \\ &= 833.33 \text{ กิโลเฮิร์ตซ์} \end{aligned}$$

3. การปรับความถี่ให้ได้ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ ทำได้โดยการปรับแรงดันขาขา 9 ของไอซีเบอร์ 4046B ถ้าแรงดันอินพุตขา 9 มีค่ามากเท่ากับแหล่งจ่ายไฟความถี่ก็จะได้ความถี่เอาต์พุตสูงสุด ในการออกแบบเลือก ค่าความต้านทานปรับค่าได้เท่ากับ 25 กิโลโอห์ม และปรับค่าความต้านทานดังกล่าวเพื่อให้ได้ความถี่เอาต์พุต เท่ากับ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์

4. สามารถควบคุมการทำงานของ VCO ใน 4046B ให้ทำงานหรือหยุดทำงานได้โดยสัญญาณพัลส์จากวงจรกำเนิดสัญญาณพัลส์ที่ปรับค่าได้ดีไซเคิลได้ 10 % และ 20 % ที่ความถี่ 100 เฮิร์ตซ์ โดยป้อนสัญญาณเข้าที่ขา 5 (inhibit) ซึ่งในส่วนของ VCO ใน 4046B จะไม่ทำงานเมื่อขา 5 มีลอจิกเป็น "1" และจะทำงานในกรณีที่ ขา 5 มีลอจิกเป็น "0" ในขณะเดียวกันเมื่อเราต้องการให้ VCO ใน 4046B ทำงานตลอดเวลา ขา 5 ก็ไม่ต้องมีสัญญาณเข้ามาโดยการต่อขา 5 ลงกราวด์โดยผ่านความต้านทาน 5 กิโลโอห์ม เพื่อทำให้สถานะทางลอจิกของขา 5 เป็น "0" ตลอดเวลาเมื่อไม่มี

สัญญาณอินพุต

จากการออกแบบที่กล่าวมาทั้งหมด จะได้วงจรสมบูรณ์ของวงจรกำเนิดความถี่ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ ที่เป็นไปอย่างต่อเนื่องและเป็นช่วงๆตามสัญญาณควบคุมจากภายนอกดังรูปที่ 5.4



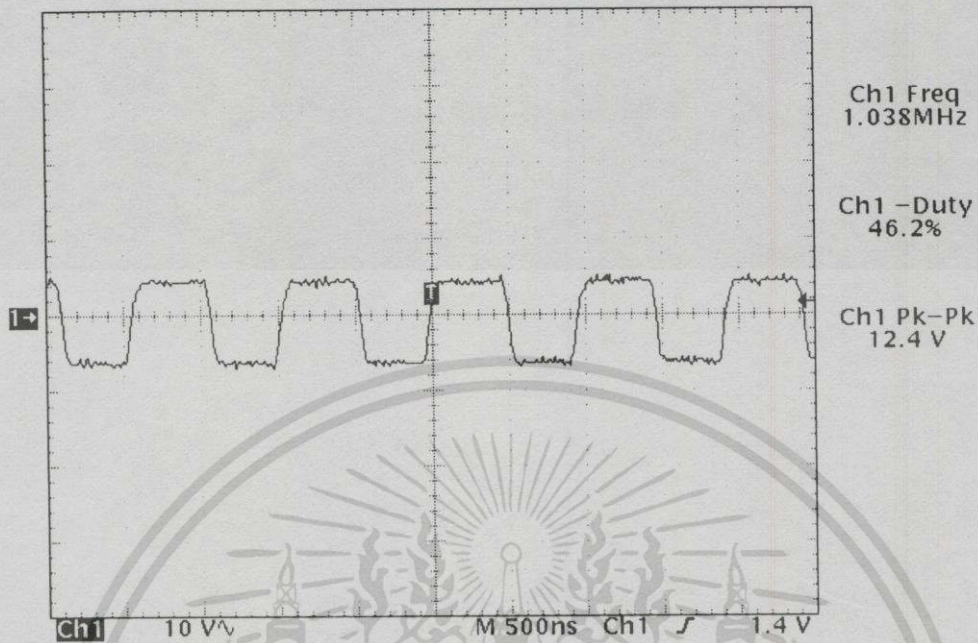
รูปที่ 5.4 แสดงวงจรสร้างความถี่แบบแรงดันควบคุม(VCO) 1 เมกกะเฮิร์ตซ์

การทดสอบวัดสัญญาณของวงจรสร้างความถี่ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์

ได้ทำการทดสอบและผลการทดสอบที่ได้ มีดังนี้

1. การทดสอบวัดสัญญาณของวงจรสร้างความถี่ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ แบบต่อเนื่อง

วัดสัญญาณที่เอาต์พุตของวงจรสร้างสัญญาณความถี่ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ โดยวัดสัญญาณที่ขาเอาต์พุตคือ ขา 4 ของไอซี 4046 ในรูปที่ 5.4 ที่ต่อวงจรเป็นวงจรออสซิลเลเตอร์แบบควบคุมความถี่ด้วยแรงดันไฟฟ้า เพื่อตรวจสอบการออกแบบที่ต้องการ คลื่นสัญญาณแบบสี่เหลี่ยมสมมาตรที่มีความถี่ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ ซึ่งเป็นการสร้างความถี่แบบต่อเนื่องไม่มีสัญญาณปรับความกว้างพัลส์มากระตุ้น ได้ผลการวัดแสดงดังรูปที่ 5.5



รูปที่ 5.5 แสดงสัญญาณของวงจรสร้างความถี่ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ แบบต่อเนื่อง

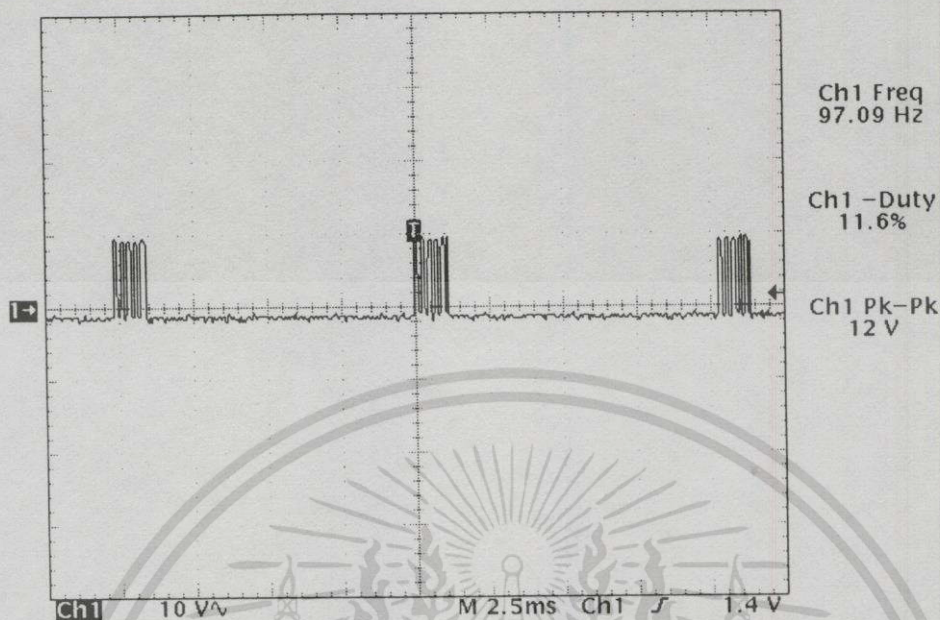
โดยสรุปได้ ดังนี้

1. รูปสัญญาณที่วัดได้เป็นรูปสัญญาณสี่เหลี่ยมที่สมมาตร วัดความถี่ได้ 1.038 เมกกะเฮิร์ตซ์ มีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ -3.8 เปอร์เซ็นต์
2. มีค่าควิต์ไซด์เกิลของสัญญาณ 46.2 เปอร์เซ็นต์ มีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ 7.60 เปอร์เซ็นต์
3. มีค่าแรงดันไฟฟ้าจากขอดถึงขอด 12.4 โวลต์ ที่แหล่งจ่ายไฟฟ้า 15 โวลต์ จากผลการวัดที่ได้ มีค่าอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้ของการออกแบบ

2. การทดสอบวัดสัญญาณของวงจรสร้างความถี่ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ แบบเป็นช่วง ที่มี ช่วงเวลา 1 มิลลิวินาที

วัดสัญญาณที่เอาต์พุตของวงจรกำเนิดสัญญาณความถี่ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ โดยวัดสัญญาณที่ขาเอาต์พุตคือ ขา 4 ของไอซี 4046 ในรูปที่ 5.4 เพื่อตรวจสอบการออกแบบวงจรออสซิลเลเตอร์แบบควบคุมความถี่ด้วยแรงดันไฟฟ้า ซึ่งเป็นการสร้างความถี่แบบเป็นช่วงที่มีสัญญาณปรับความกว้างพัลส์มากระตุ้น โดยพัลส์มีช่วงเวลา 1 มิลลิวินาที ที่คาบเวลา 10 มิลลิวินาที ได้ผลการวัดแสดงดังรูปที่ 5.6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.6 แสดงสัญญาณของวงจรสร้างความถี่ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ แบบเป็นช่วง ที่มี ช่วงเวลา 1 มิลลิวินาที

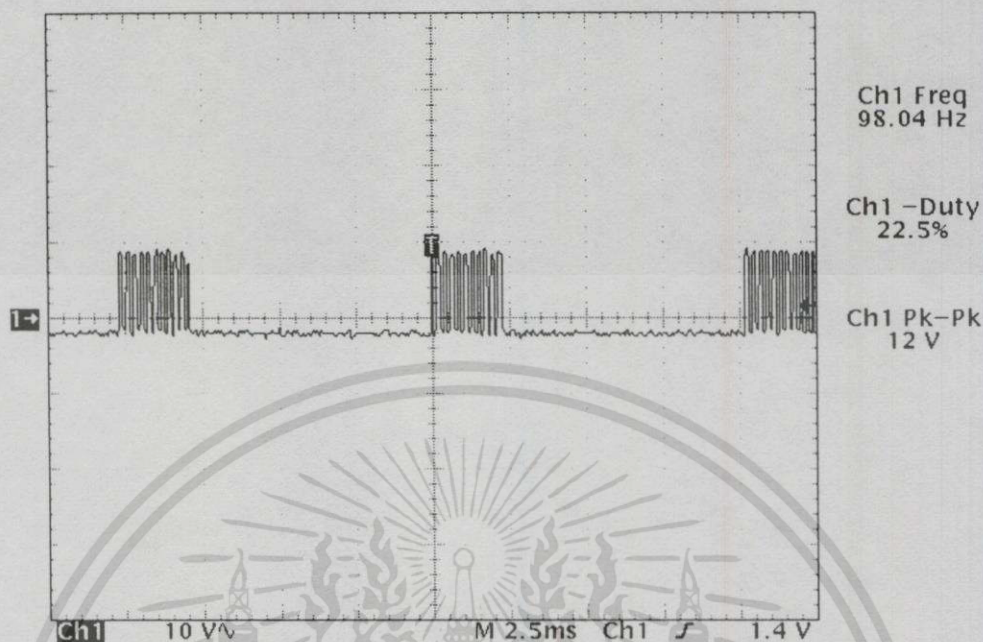
โดยสรุปได้ ดังนี้

1. รูปสัญญาณที่วัดได้เป็นรูปสัญญาณสี่เหลี่ยมที่มีการผสมความถี่ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ วัดความถี่พัลส์ได้ 97.09 เฮิร์ตซ์ มีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ 2.91 เปอร์เซ็นต์
 2. มีค่าควิตซ์ไซเคิลของสัญญาณ 11.60 เปอร์เซ็นต์ มีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ -16.00 เปอร์เซ็นต์
 3. มีค่าแรงดันไฟฟ้าจากขอดถึงขอด 12.00 โวลต์ ที่แหล่งจ่ายไฟฟ้า 15 โวลต์
- จากผลการวัดที่ได้เป็นไปตามข้อกำหนดที่ใช้ในการออกแบบวงจร

3. การทดสอบวัดสัญญาณของวงจรสร้างความถี่ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ แบบเป็นช่วง ที่มี ช่วงเวลา 2 มิลลิวินาที

วัดสัญญาณที่เอาต์พุตของวงจรกำเนิดสัญญาณความถี่ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ โดยวัดสัญญาณที่ขาเอาต์พุตคือ ขา 4 ของไอซี 4046 ในรูปที่ 5.4 เพื่อตรวจสอบการออกแบบวงจรออสซิลเลเตอร์แบบควบคุมความถี่ด้วยแรงดันไฟฟ้าโดยเป็นการสร้างความถี่แบบเป็นช่วงที่มีสัญญาณปรับความกว้างพัลส์มาตรฐาน โดยพัลส์มีช่วงเวลา 2 มิลลิวินาที ที่คาบเวลา 10 มิลลิวินาที ได้ผลการวัดแสดงดังรูปที่ 5.7

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



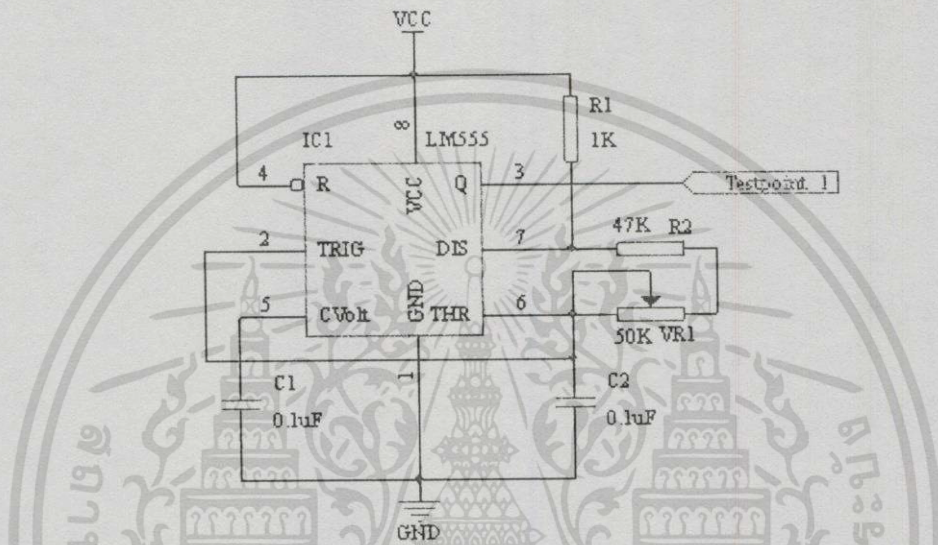
รูปที่ 5.7 แสดงสัญญาณของวงจรสร้างความถี่ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ แบบเป็นช่วง ที่มี ช่วงเวลา 2 มิลลิวินาที

โดยสรุปได้ ดังนี้

1. รูปสัญญาณที่วัด ได้เป็นรูปสัญญาณสี่เหลี่ยมที่มีการผสมความถี่ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ วัดความถี่พัลส์ได้ 98.04 เฮิร์ตซ์ มีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ 1.96 เปอร์เซ็นต์
2. มีค่าควิตซ์ไจกซ์ของสัญญาณ 22.50 เปอร์เซ็นต์ มีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ -12.50 เปอร์เซ็นต์
3. มีค่าแรงดันไฟฟ้าจากขอดถึงขอด 12.00 โวลต์ ที่แหล่งจ่ายไฟฟ้า 15 โวลต์
จากผลการวัดที่ได้เป็นไปตามข้อกำหนดที่ใช้ในการออกแบบวงจร

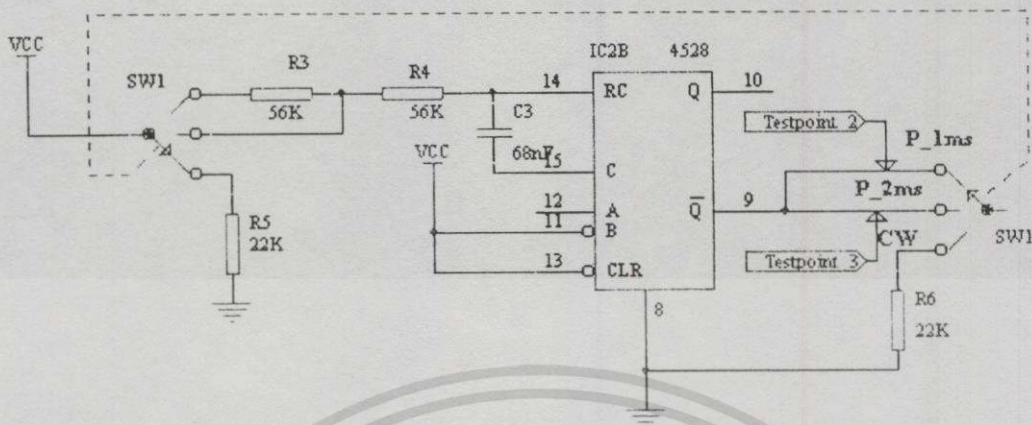
5.3 วงจรกำเนิดสัญญาณพัลส์

ในการออกแบบเลือกใช้ไอซีเบอร์ LM555 ซึ่งเป็นไอซีที่สามารถนำมาใช้สร้างเป็นวงจรถูกกำเนิดสัญญาณที่มีความถี่ขนาด 100 เฮิร์ตซ์ ได้ เพราะไอซีเบอร์นี้สามารถทำงานได้ถึงความถี่ 500 กิโลเฮิร์ตซ์ มีเสถียรภาพของความถี่ที่ดี มีเอาต์พุตอิมพีแดนซ์ต่ำ สามารถใช้กับแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าได้ในช่วงกว้างและมีราคาถูก วงจรกำเนิดฐานเวลาขนาด 100 เฮิร์ตซ์แสดงดังรูปที่ 5.8



รูปที่ 5.8 แสดงลักษณะวงจรและรูปร่างของสัญญาณของวงจรถูกกำเนิดฐานเวลาขนาด 100 เฮิร์ตซ์

ในส่วนของการปรับขนาดความกว้างของพัลส์เลือกใช้ไอซีเบอร์ CD4528 ประกอบขึ้นเป็นวงจรถูกกำเนิดสัญญาณพัลส์แบบโมโนสเตเบิลมัลติไวดิวเบอเรเตอร์ (monostable multivibrator) มีลักษณะวงจรและรูปร่างของสัญญาณแสดงดังรูปที่ 5.9 วัตต์ขา 9 ของไอซี 4528 สัญญาณอินพุตจะรับจากเอาต์พุตของวงจรถูกกำเนิดฐานเวลา 100 เฮิร์ตซ์ ที่ขา 3 ของไอซี LM555 ป้อนเข้าที่ขากระตุ้นขา 12 เมื่อช่วงขอบขาขึ้นของอินพุตจะทำให้ไอซี CD 4528 กำเนิดพัลส์บวกขนาดความกว้างกำหนดโดยตัวเก็บประจุ C_1 ขนาด 68 นาโนฟารัดที่ต่อระหว่างขา 14 และขา 15 และตัวต้านทาน R_1 ขนาด 56 กิโลโอห์ม และ R_2 ขนาด 56 กิโลโอห์ม ซึ่งจะกำเนิดพัลส์บวกขนาดความกว้าง 1 มิลลิวินาที และ 2 มิลลิวินาที



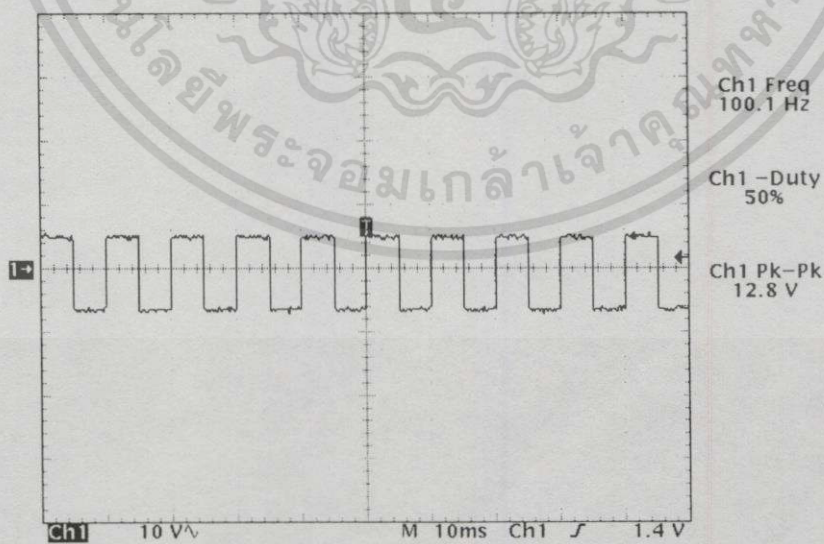
รูปที่ 5.9 แสดงลักษณะวงจรและรูปร่างของสัญญาณวงจรปรับความกว้างของพัลส์

การทดสอบวัดสัญญาณของวงจรกำเนิดสัญญาณพัลส์

ได้ทำการทดสอบและผลการทดสอบที่ได้ มีดังนี้

1. การทดสอบวัดสัญญาณที่เอาต์พุตของวงจรกำเนิดสัญญาณความถี่ 100 เฮิรตซ์

วัดสัญญาณที่เอาต์พุตของวงจรกำเนิดสัญญาณความถี่ 100 เฮิรตซ์ โดยวัดสัญญาณที่ขาเอาต์พุตคือ ขา 3 ของไอซี LM 555 ในรูปที่ 5.8 ที่ต่อวงจรเป็นวงจรออสซิลเลเตอร์ เพื่อตรวจสอบการทำงานของวงจรที่ออกแบบ โดยกำหนดให้สร้างความถี่ 100 เฮิรตซ์ ที่มีค่าควิตซ์ไซเคิล 50 เปอร์เซ็นต์ รูปสัญญาณเป็นแบบสี่เหลี่ยมสมมาตร ได้ผลการวัด ดังรูปที่ 5.10



รูปที่ 5.10 แสดงสัญญาณที่เอาต์พุตของวงจรกำเนิดสัญญาณความถี่ 100 เฮิรตซ์

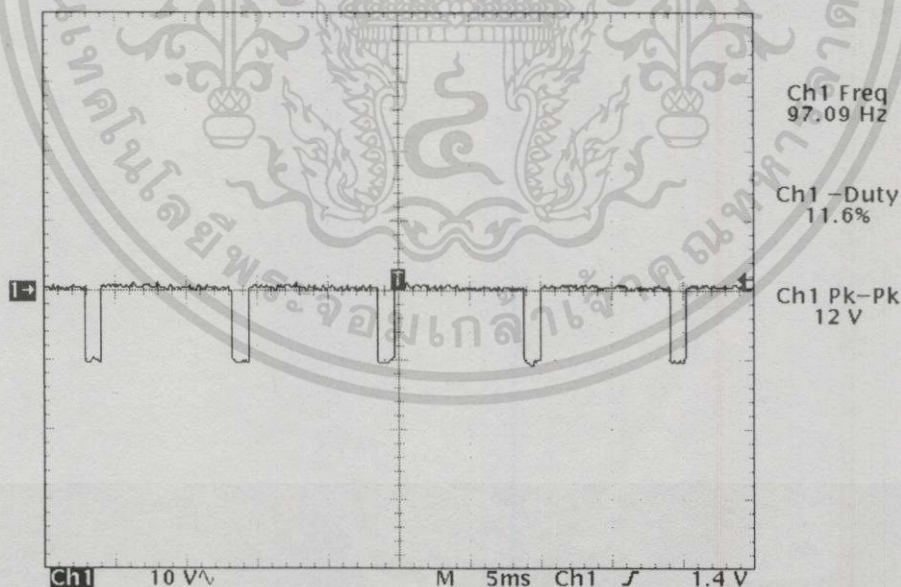
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยสรุปได้ ดังนี้

1. รูปสัญญาณที่วัดได้เป็นรูปสัญญาณสี่เหลี่ยมที่สมมาตร วัดความถี่ได้ 100.1 เฮิร์ตซ์ มีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ -0.1 เปอร์เซ็นต์
 2. มีค่าควิตซ์ไจเคลของสัญญาณ 50 เปอร์เซ็นต์
 3. มีค่าแรงดันไฟฟ้าจากยอดถึงยอด 12.08 โวลต์ ที่แหล่งจ่ายไฟฟ้า 15 โวลต์
- ผลสรุป ค่าที่วัดได้เป็นไปตามข้อกำหนดที่ใช้ในการออกแบบ

2. การทดสอบวัดสัญญาณเอาต์พุตของวงจรถ่ายเฟรมพัลส์ที่มีช่วงเวลา 1 มิลลิวินาที ที่คาบเวลา 10 มิลลิวินาที

วัดสัญญาณเอาต์พุตของวงจรถ่ายเฟรมพัลส์ที่มีช่วงเวลา 1 มิลลิวินาที ที่คาบเวลา 10 มิลลิวินาที โดยวัดสัญญาณที่ขาเอาต์พุตคือ ขา 9 ของไอซี CD4528 ในรูปที่ 5.9 ที่ต่อวงจรเป็นวงจรปรับความกว้างของพัลส์ เพื่อตรวจสอบการออกแบบที่ต้องการพัลส์สี่เหลี่ยมด้านลบ ที่มีค่าควิตซ์ไจเคล 10 เปอร์เซ็นต์ มีความถี่ 100 เฮิร์ตซ์ ได้รูปสัญญาณแสดงดังรูปที่ 5.11



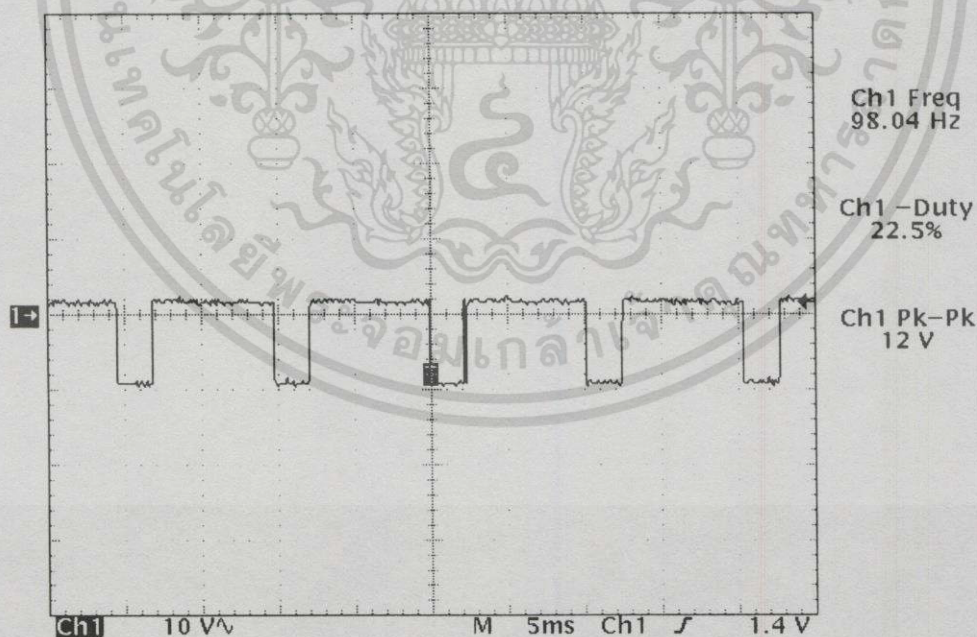
รูปที่ 5.11 แสดงสัญญาณเอาต์พุตของวงจรถ่ายเฟรมพัลส์ที่มีช่วงเวลา 1 มิลลิวินาที ที่คาบเวลา 10 มิลลิวินาที

โดยสรุปได้ ดังนี้

1. รูปสัญญาณที่วัดได้เป็นรูปสัญญาณพัลส์ด้านลบ ที่ วัดความถี่ได้ 97.09 เฮิร์ตซ์ มีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ 2.91 เปอร์เซ็นต์
2. มีค่าควิต์ไซเคิลของสัญญาณ 11.6 เปอร์เซ็นต์ มีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ -16.00 เปอร์เซ็นต์
3. มีค่าแรงดันไฟฟ้าจากขอดถึงขอด 12.00 โวลต์ ที่แหล่งจ่ายไฟฟ้า 15 โวลต์ จากผลการวัดที่ได้ มีค่าอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้ของการออกแบบ

3. การทดสอบวัดสัญญาณเอาต์พุตของวงจรกำเนิดพัลส์ที่มีช่วงเวลา 2 มิลลิวินาที ที่คาบเวลา 10 มิลลิวินาที

วัดสัญญาณเอาต์พุตของวงจรกำเนิดพัลส์ที่มีช่วงเวลา 2 มิลลิวินาที ที่คาบเวลา 10 มิลลิวินาที โดยวัดสัญญาณที่ขาเอาต์พุตคือ ขา 9 ของไอซี CD4528 ในรูป 5.9 ที่ต่อวงจรเป็นวงจรปรับความกว้างของพัลส์ เพื่อตรวจสอบการออกแบบที่ต้องการพัลส์สี่เหลี่ยมด้านลบ ที่มีค่าควิต์ไซเคิล 20 เปอร์เซ็นต์ มีความถี่ 100 เฮิร์ตซ์ ได้ผลการวัดดังรูปที่ 5.12



รูปที่ 5.12 แสดงสัญญาณเอาต์พุตของวงจรกำเนิดพัลส์ที่มีช่วงเวลา 2 มิลลิวินาที ที่คาบเวลา 10 มิลลิวินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยสรุปได้ ดังนี้

1. รูปสัญญาณที่วัดได้เป็นรูปสัญญาณพัลส์ด้านลบ ที่วัดความถี่ได้ 98.04 เฮิรตซ์ มีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ 1.96 เปอร์เซ็นต์
2. มีค่าควิตซ์ไซเคิลของสัญญาณ 22.5 เปอร์เซ็นต์ มีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ -12.50 เปอร์เซ็นต์
3. มีค่าแรงดันไฟฟ้าจากขอดถึงขอด 12.00 โวลต์ ที่แหล่งจ่ายไฟฟ้า 15 โวลต์ จากผลการวัดที่ได้ มีค่าอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้ของการออกแบบ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.4 วงจรขยายสัญญาณ

ระบบการขยายสัญญาณนั้นจะประกอบด้วยวงจรขยายหลายหน่วย หน่วยต้นๆและหน่วยกลางจะขยายสัญญาณขนาดเล็ก เพื่อมาขับนำหน่วยสุดท้ายที่จะต้องจ่ายกำลังงานให้แก่โหลด วงจรขยายหน่วยสุดท้ายนี้จะเป็นวงจรขยายสัญญาณขนาดใหญ่และจะต้องสามารถจ่ายกำลังได้มากพอ

5.4.1 การจำแนกชนิดวงจรขยาย

วงจรขยายสามารถจำแนกได้หลายวิธี ขึ้นอยู่กับเงื่อนไขที่พิจารณา เช่น ถ้าพิจารณาที่เรื่องความถี่ ก็จะสามารถแยกได้เป็นวงจรขยายแถบกว้างกับวงจรขยายแถบแคบหรือวงจรถูกเลือกความถี่ ถ้าพิจารณาเงื่อนไขความถี่ที่ทำงาน สามารถแยกได้เป็นวงจรขยายเสียง วงจรขยายสัญญาณภาพ วงจรขยายสัญญาณความถี่วิทยุ ในแง่ของวงจรขยายกำลังการเลือกจุดทำงานสงบจะมีผลสำคัญต่อประสิทธิภาพของวงจร จึงพิจารณาจำแนกชนิดของวงจรขยายกำลังตามตำแหน่งของจุดทำงานสงบ ดังนี้

1) คลาสเอ (class A)

วงจรขยายคลาสเอ มีจุดทำงานสงบอยู่ประมาณกลางเส้น โหลด กระแสขาออกจะไหลตลอดคาบ วงจรจะทำงานแบบเชิงเส้น ซึ่งเป็นกรณีของวงจรขยายสัญญาณขนาดเล็กและวงจรขยายกำลังที่ให้กำลังค่าต่ำเพียงไม่กี่วัตต์

2) คลาสบี (class B)

วงจรขยายคลาสบี มีจุดทำงานสงบอยู่ปลายเส้น โหลดตรงจุดหยุดนำกระแสพอดี ดังนั้นในภาวะสงบ กำลังสูญเสียจะมีน้อยมาก เมื่อสัญญาณเข้าเป็นไซน์จะได้รับการขยายเพียงครึ่งหนึ่งของคาบ ส่วนในอีกครึ่งหนึ่งกระแสจะเป็นศูนย์ ดังนั้นเพื่อให้ได้สัญญาณออกเป็นไซน์ครบเต็มรูป จะต้องใช้ทรานซิสเตอร์ 2 ตัว แต่ละตัวทำงานครึ่งเวลา เรียกว่า ทำงานแบบ ดัน-ดึง (push-pull) วงจรขยายกำลังโดยทั่วไปจะเป็นแบบดัน-ดึงคลาสนี้

3) คลาสเอบี (class AB)

การนำเอาครึ่งรูปไซน์มาต่อกันเพื่อให้เป็นไซน์เต็มรูปอย่างในกรณีวงจรขยายดัน-ดึงคลาสนั้น มีปัญหาในเรื่องการต่อรูปคลื่นให้ได้สนิทซึ่งทำได้ยากเพราะมักจะมีกระแสตรงรอยต่อผ่านแดน (crossover) ดังนั้น จึงต้องยอมลดประสิทธิภาพลงบ้างเพื่อให้มีความเพี้ยนที่ลดลง ทั้งนี้โดยให้วงจรขยายทำงานในคลาสนี้ ซึ่งอยู่ระหว่างคลาสเอ กับ คลาสบี ก็คือกระแสจะไหลเกินครึ่งคาบแต่ไม่เต็มคาบ

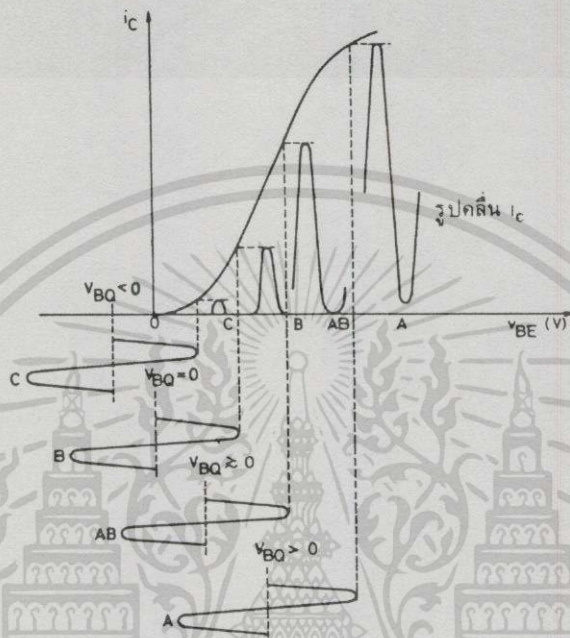
4) คลาสซี (class C)

จุดทำงานสงบของวงจรขยายคลาสนี้ จะอยู่ลึกเข้าไปในช่วงหยุดนำกระแส ดังนั้น กระแสจะเป็นศูนย์มากกว่าครึ่งหนึ่งของคาบ หรือจะไหลไม่ถึงครึ่งหนึ่งของคาบ อย่างไรก็ตามถ้าให้กระแสนี้ไหลผ่านตัวกรองผ่านแถบ เช่น วงจร RLC ก็จะได้แรงดันรูปไซน์เต็มรูปได้ เนื่องจากวง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

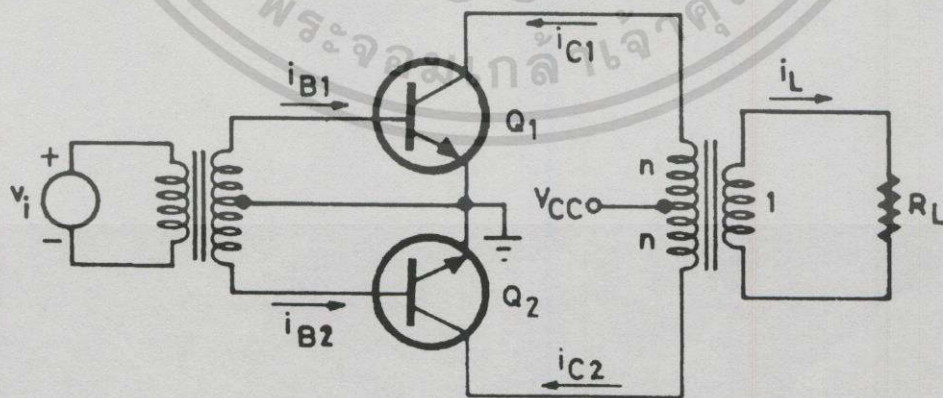
จรรยาจะตัดฮาร์โมนิกอื่นๆออกไป โดยปกติวงจรกำลังแบบเลือกความถี่จะทำงานในคลาสนี้
อย่างมีประสิทธิภาพสูง

รูปที่ 5.13 แสดงถึงรูปคลื่นของกระแสคอลเล็กเตอร์ i_C ตลอดจนการไบแอสทรานซิสเตอร์
ด้วยแรงดัน $V_{BE} = V_{BQ}$ เพื่อให้ทำงานในคลาสด่างๆ



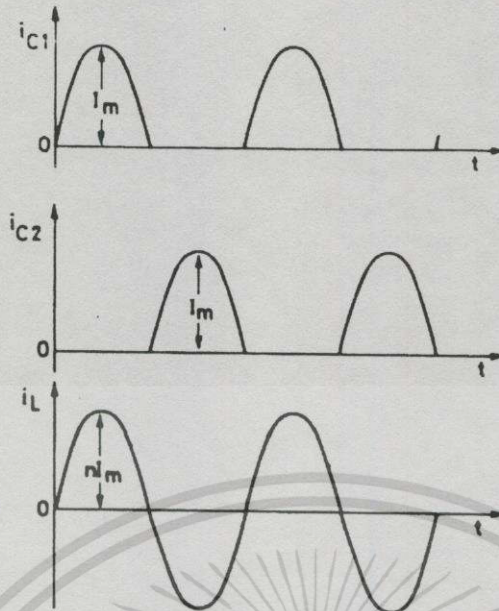
รูปที่ 5.13 แสดงรูปคลื่นของวงจรขยายคลาสด่างๆ

5.4.2 วงจรขยายดัน-ดึงคลาสนี้



รูปที่ 5.14 (ก) วงจรขยายดัน-ดึง คลาสนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.14 (ข) วงจรขยายคัตตัน-คิง คลาสบี



รูปที่ 5.14 (ค) วงจรขยายคัตตัน-คิง คลาสบี

วงจรขยายคัตตัน-คิงในรูปที่ 5.14 (ก) ใช้ทรานซิสเตอร์ชนิดเดียวกัน 2 ตัว แต่ละตัวจะส่งสัญญาณออกจากคอลเล็กเตอร์ผ่านหม้อแปลงเข้าสู่โหลด หม้อแปลงทางด้านเข้าจะจับคัตทรานซิสเตอร์แต่ละตัวสลับกัน ทำให้ทรานซิสเตอร์แต่ละตัวผลัดกันนำกระแสตัวละ 180° แสดงดังรูปที่ 5.14 (ข) หม้อแปลงขาออกจะทำหน้าที่รวมกระแสคอลเล็กเตอร์ทั้งสองให้ได้กระแสไหลคัตที่เป็นไซน์เต็มรูป เส้นโหลดไฟสลับแสดงอยู่ในรูปที่ 5.14 (ค) สังเกตได้ว่าในขณะที่ทรานซิสเตอร์หยุดนำกระแส แรงดันคอลเล็กเตอร์อาจจะเพิ่มมากขึ้นถึง $2V_{CC}$ ทั้งนี้เนื่องมาจากพลักซ์ในหม้อแปลงที่เกิดจากกระแสของทรานซิสเตอร์อีกตัวหนึ่ง ดังนั้นในการเลือกทรานซิสเตอร์จะต้องให้ BV_{CEO} ใหญ่กว่า $2V_{CC}$ อยู่พอสมควร กำลังต่างๆที่จะคำนวณต่อไปหมายถึงกำลังของทรานซิสเตอร์ทั้งสองตัวซึ่งรวมกันให้สัญญาณเป็นไซน์ กำลังของสัญญาณมีค่าเท่ากับ

$$P = \frac{1}{2} n^2 I_m^2 R_L \quad (5.3)$$

กระแสครึ่งรูปไซน์ที่ไหลผ่านทรานซิสเตอร์แต่ละตัวมีองค์ประกอบไฟตรงเท่ากับ

$$I_{dc} = \frac{I_m \pi}{2\pi} \int_0^{2\pi} \sin \omega t d(\omega t) = \frac{I_m}{\pi} \quad (5.4)$$

กำลังจากแหล่งจ่ายไฟตรงเท่ากับ

$$P_{dc} = \frac{2V_{CC} I_m}{\pi} \quad (5.5)$$

ดังนั้นประสิทธิภาพสูงสุดซึ่งตรงกับ $I_m = V_{CC} / n^2 R_L$ มีค่าเท่ากับ

$$\eta = \frac{\frac{1}{2} n^2 I_m^2 R_L}{\frac{2V_{CC} I_m}{\pi}} \quad (5.6)$$

ถ้าคำนึงถึงความไม่เป็นอุดมคติของทรานซิสเตอร์และหม้อแปลง จะประมาณได้ว่าประสิทธิภาพของวงจรขยายจะไม่เกิน 60%

กำลังสูญเสียในทรานซิสเตอร์ก็คือ ผลต่างระหว่างกำลังจากแหล่งจ่ายไฟตรงกับกำลังของสัญญาณ

$$P_D = P_{dc} - P = \frac{2V_{CC} I_m}{\pi} - \frac{1}{2} n^2 I_m^2 R_L \quad (5.7)$$

กำลังสูญเสียสูงสุดจะเกิดขึ้นเมื่อ $I_m = \frac{2}{\pi} V_{CC} / n^2 R_L$ และมีค่าเท่ากับ

$$P_{Dmax} = \frac{2}{\pi^2} \times \frac{V_{CC}^2}{n^2 R_L} \quad (5.8)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 5.15 แสดงกำลังต่างๆในฟังก์ชันของช่วงสูง I_m สังเกตได้ว่า กำลังสูญเสียสูงสุดมิได้เกิดขึ้นเมื่อไม่มีสัญญาณเมื่อเทียบกับกำลังสัญญาณสูงสุดแล้วจะได้

$$P_{Dmax} = 4P_{max} / \pi^2 \approx 0.4 P_{Dmax} \text{ (สำหรับทรานซิสเตอร์ 2 ตัว)} \quad (5.9)$$

ถ้าต้องการออกแบบวงจรขยายดัน-คิงคลาสบี ที่ให้กำลังสัญญาณ 10 วัตต์ P_{Dmax} สำหรับทรานซิสเตอร์สองตัวจะเท่ากับ 4 วัตต์ ทรานซิสเตอร์แต่ละตัวจะต้องทนกำลังได้ 2 วัตต์ เพื่อเป็นการเปรียบเทียบ ถ้านำทรานซิสเตอร์ทั้งสองตัวมาขนานต่อกัน เพื่อต่อเป็นวงจรขยายคลาสเอ ที่ใช้หม้อแปลง ทรานซิสเตอร์ทั้งสองจะต้องทนกำลังสูงสุดเท่ากับ 20 วัตต์ หรือตัวละ 10 วัตต์ ตัวเลขเหล่านี้แสดงให้เห็นอย่างชัดเจนถึงข้อดีของวงจรดัน-คิงคลาสบี ซึ่งสรุปได้ว่าสำหรับวงจรขยายคลาสบี ค่าทนกำลังของทรานซิสเตอร์ 1 ตัว เท่ากับ 0.2 เท่ากำลังสูงสุดของสัญญาณ



รูปที่ 5.15 แสดงกำลังจากแหล่งจ่ายไฟตรง P_{dc} กำลังสูญเสียในทรานซิสเตอร์ 2 ตัว P_D และกำลังสัญญาณ P ในฟังก์ชันของช่วงสูง I_m ของกระแสคอลเล็กเตอร์ของวงจรขยาย(รูปที่ 5.14 ก))

วงจรขยายดัน-คิงยังมีข้อดีอื่นอีกอันเป็นผลเนื่องมาแต่ความสมมาตรของวงจร ให้

$$i_{B1} = I_b \cos \omega t \text{ และ } i_{B2} = I_b \cos(\omega t + \pi) \text{ เป็นกระแสเบสของทรานซิสเตอร์ } Q_1 \text{ และ } Q_2 \text{ ตามลำดับ กระแสคอลเล็กเตอร์ของ } Q_1 \text{ อาจเขียนได้เป็นอนุกรมของฟูรีเยร์ดังนี้}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$i_{C1} = I_Q + I_0 + I_1 \cos \omega t + I_2 \cos 2\omega t + I_3 \cos 3\omega t + \dots \quad (5.10)$$

สมมติว่าทรานซิสเตอร์ทั้งสองเหมือนกันทุกประการ กระแสคอลเล็กเตอร์ของ Q_2 จะได้จากสมการของ i_{C1} โดยการแทน ωt ด้วย $\omega t + \pi$ ดังนั้น

$$i_{C2} = I_Q + I_0 - I_1 \cos \omega t + I_2 \cos 2\omega t - I_3 \cos 3\omega t + \dots \quad (5.11)$$

กระแสขาออกที่ไหลผ่าน โหลดเป็นปฏิภาคกับผลต่างของกระแสคอลเล็กเตอร์

$$\begin{aligned} i_L &= n(i_{C1} - i_{C2}) \\ &= 2n(I_1 \cos \omega t + I_3 \cos 3\omega t + \dots) \end{aligned} \quad (5.12)$$

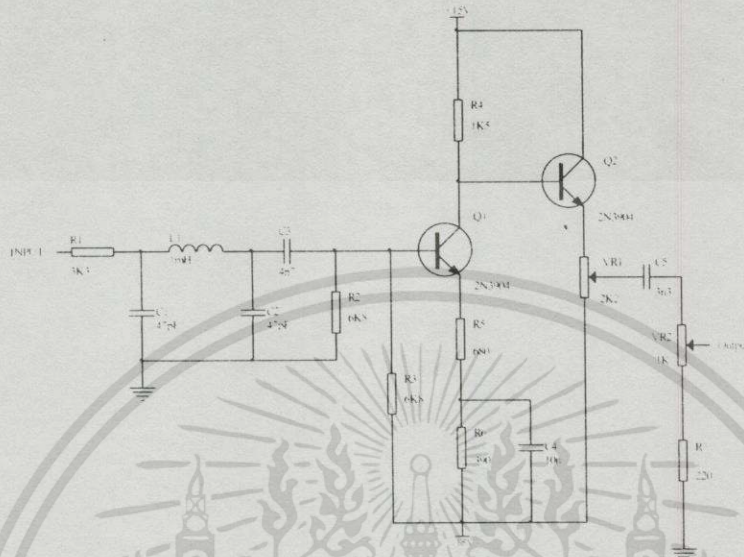
จะสังเกตได้ว่ากระแสไหลคของวงจรขยายดัน-ดึงจะไม่มีฮาร์โมนิกคู่ การเพี้ยนจะลดน้อยลงเพราะเนื่องมาแต่ฮาร์โมนิกคี่เท่านั้น นอกจากนี้แล้ววงจรขยายดัน-ดึงยังมีข้อดีอีกกว่ากระแสไฟตรงในปฐมภูมิของหม้อแปลงจะทำให้เกิดฟลักซ์ไฟตรงที่ลบล้างกันเอง ดังนั้นจะไม่มีผลในการทำให้แกนเหล็กของหม้อแปลงอิ่มตัว จึงสามารถใช้แกนเหล็กที่ลดลงได้

การออกแบบวงจรขยายสัญญาณเพื่อใช้ขับนำทรานซิสเตอร์ให้ทำงานแบ่งออกเป็นส่วนต่างๆ คือ ส่วนของวงจรขยายสัญญาณขนาดเล็ก ส่วนของวงจรขยายสัญญาณแบบแยกเฟสสัญญาณ ส่วนวงจรขยายกำลังและส่วนเอาต์พุตที่ใช้ขับนำทรานซิสเตอร์

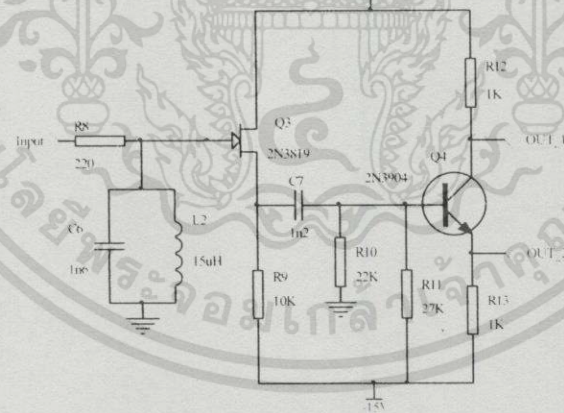
ในส่วนวงจรขยายสัญญาณขนาดเล็กจะรับสัญญาณอินพุตจากวงจรกำเนิดความถี่และวงจรปรับความกว้างของพัลส์ วงจรขยายสัญญาณขนาดเล็กที่สมบูรณ์แสดงในรูปที่ 5.16 สัญญาณอินพุตจะผ่าน R_1 และผ่านวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำคือ L_1, C_1, C_2 โดยจะได้สัญญาณรูปไซน์ป้อนเข้าสู่ขาเบสของทรานซิสเตอร์ Q_1 สัญญาณที่ผ่านการขยายโดยทรานซิสเตอร์ Q_1 จะถูกป้อนเข้าสู่ทรานซิสเตอร์ Q_2 ที่ต่อวงจรแบบอิมิตเตอร์ฟอลโลเวอร์(emitter follower) เพื่อใช้สำหรับปรับระดับความแรงของสัญญาณอินพุตในส่วนของวงจรขยายกำลัง

หลังจากนั้นสัญญาณดังกล่าวจะถูกป้อนเข้าสู่ทรานซิสเตอร์ Q_3 ที่ต่อเป็นวงจรขยายสัญญาณแบบ source follower โดยมี C_6 และ L_2 ต่อขนานเป็นวงจรจูนความถี่ที่ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ ซึ่งจะทำการขยายสัญญาณที่ความถี่นี้เท่านั้นและสัญญาณจะถูกส่งต่อไปยังวงจรเฟสสปลิตเตอร์(phase

splitter) ซึ่งเป็นวงจรขยายแบบแยกเฟสสัญญาณทำให้ได้สัญญาณเป็นสองส่วน ซึ่งทั้งคู่จะเป็นตัว
ขับวงจรขยายภาคต่อไปที่ต่อกันเป็นวงจรขยายแบบพหุ-พูล วงจรแสดงในรูปที่ 5.17



รูปที่ 5.16 แสดงส่วนของวงจรขยายสัญญาณขนาดเล็ก



รูปที่ 5.17 แสดงส่วนของวงจรขยายสัญญาณแบบแยกเฟสสัญญาณ

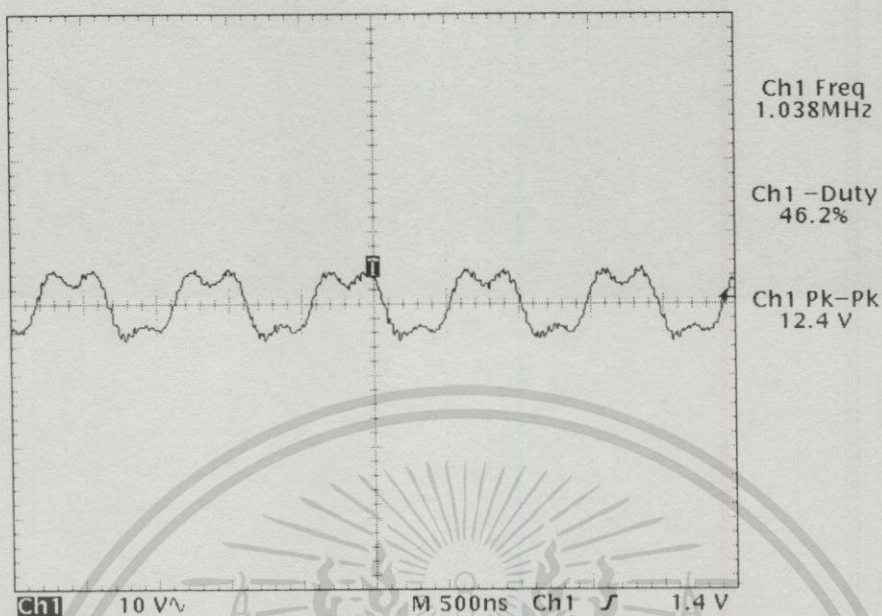
ทรานซิสเตอร์ Q_5 (รูปที่ 5.18) จะขยายสัญญาณประมาณ 2.5 เท่า โดยเอาต์พุตจะออกจาก
ขาคอลเล็กเตอร์ (collector) ของทรานซิสเตอร์ Q_5 โดยสัญญาณจะผ่านตัวต้านทานปรับค่าได้ VR_3
เพื่อกำหนดจุดทำงานของทรานซิสเตอร์ภาคเอาต์พุต Q_8 และ Q_9

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เทอร์มิสเตอร์ R_{22} จะต่อเป็นวงจรโวลต์เตจดิไวด์ (voltage divider) กับ $R_{19}/R_{20}/VR_3/R_{21}$ ซึ่งเทอร์มิสเตอร์จะถูกติดตั้งอยู่ใน ณ ตำแหน่งที่ระบายความร้อนของทรานซิสเตอร์ภาคเอาต์พุตซึ่งจะเป็นตัวช่วยปรับจุดทำงานของทรานซิสเตอร์เอาต์พุต

แรงดันที่ขาของตัวต้านทานแบบปรับค่าได้จะถูกจ่ายไปยัง ทรานซิสเตอร์ Q_6 และ Q_7 ที่ต่อแบบคาร์ลิงตัน(darlington) โดยทรานซิสเตอร์ Q_7 ทำหน้าที่เป็นแหล่งจ่ายกระแส (current source) ความต้านทานโหลดที่ขาอิมิตเตอร์ของทรานซิสเตอร์จะมีค่า 2.2 โอห์ม โดยมีจุดประสงค์ 2 อย่างคือ เพื่อให้กระแสไหลผ่านทรานซิสเตอร์ที่ต่อขนานกันให้มีค่าเท่ากัน และให้มีการป้อนกลับทางลบเพื่อลดความแตกต่างของอัตราขยายที่เป็นผลมาจากการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ ไดโอด D_2, D_3, D_4 มีหน้าที่ 2 ประการ คือ ประการแรกมีหน้าที่ป้องกันความเสียหายที่จะเกิดกับทรานซิสเตอร์ Q_7 เมื่อทรานซิสเตอร์เอาต์พุต เกิดการลัดวงจร ประการที่สอง ไดโอดทั้งสามตัวนี้ประกบกันเป็นวงจร collector-catcher เพื่อให้แน่ใจว่า ทรานซิสเตอร์เอาต์พุต จะไม่ถูกขยับจนอิมิตตัว โดยทำให้แรงดันที่คอลเล็กเตอร์มีค่ามากกว่าแรงดันที่ขาเบสเล็กน้อย โดยวิธีนี้ ทรานซิสเตอร์เอาต์พุตจะมีความเสี่ยงต่อการเสียหายน้อยกว่า ในกรณีที่อิมพีแดนซ์มีค่าสูงเกินคือในกรณีที่ขดลวดทุติยภูมิของหม้อแปลงขาด

สัญญาณที่ผ่านการขยายจะมารวมกันที่หม้อแปลง ที่ทำหน้าที่เป็นตัวแยกวงจรทางไฟฟ้า โดยขดลวดทางเอาต์พุตจะต่อผ่านความต้านทานและตัวเหนี่ยวนำเพื่อปรับอิมพีแดนซ์ของวงจร และทรานซิสเตอร์ให้มีความสอดคล้องกัน จะได้ส่งกำลังไปยังทรานสดิวเซอร์ได้เต็มประสิทธิภาพที่สุด วงจรขยายสัญญาณภาคเอาต์พุตแสดงในรูปที่ 5.18



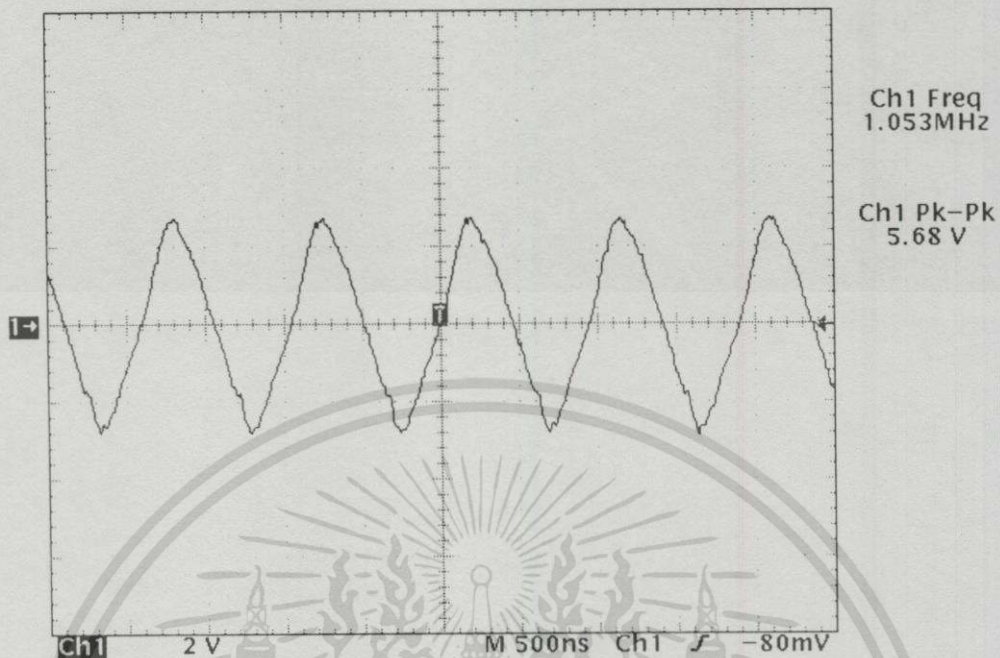
รูปที่ 5.19 แสดงสัญญาณที่จุดเอาต์พุตของวงจรกรองสัญญาณ

โดยสรุปได้ ดังนี้

1. รูปสัญญาณที่วัดได้เป็นรูปสัญญาณสี่เหลี่ยม มีความถี่ 1.038 เมกกะเฮิรตซ์ มีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ -3.80 เปอร์เซ็นต์
2. มีค่าควิตซ์ไซเคิลของสัญญาณ 46.20 เปอร์เซ็นต์ มีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ 7.60 เปอร์เซ็นต์
3. มีค่าแรงดันไฟฟ้าจากขอดถึงขอด 12.40 โวลต์ ที่แหล่งจ่ายไฟฟ้า -15 โวลต์ และ +15 โวลต์ จากผลการวัดที่ได้เป็นไปตามข้อกำหนดที่ใช้ในการออกแบบวงจร

2. การทดสอบวัดสัญญาณที่จุดอินพุตของวงจรเฟสสปลิตเตอร์

วัดสัญญาณที่อินพุตของวงจรเฟสสปลิตเตอร์ โดยวัดสัญญาณที่ขาเกตของทรานซิสเตอร์แบบสนามไฟฟ้า 2N3819 ในรูปที่ 5.17 ซึ่งต่อเป็นวงจรขยายสัญญาณแบบคอมมอนเดรน เพื่อตรวจสอบการออกแบบวงจรเฟสสปลิตเตอร์ เพื่อใช้เป็นวงจรแยกสัญญาณในการขยายสัญญาณในแต่ละส่วนต่อไป ได้ผลการวัด ดังรูปที่ 5.20



รูปที่ 5.20 แสดงสัญญาณที่จุดอินพุตของวงจรเฟสสปลิตเตอร์

โดยสรุปได้ ดังนี้

1. รูปสัญญาณที่วัดได้เป็นรูปสัญญาณไซน์ มีความถี่ 1.053 เมกกะเฮิร์ตซ์ มีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ -5.30 เปอร์เซ็นต์
2. มีค่าแรงดันไฟฟ้าจากขอดถึงขอด 5.68 โวลต์ ที่แหล่งจ่ายไฟฟ้า -15 โวลต์ และ +15 โวลต์ จากผลการวัดที่ได้เป็นไปตามข้อกำหนดที่ใช้ในการออกแบบวงจร

3. การทดสอบวัดสัญญาณที่จุดเอาต์พุตที่ 1 ของวงจรเฟสสปลิตเตอร์

วัดสัญญาณที่เอาต์พุตของวงจรเฟสสปลิตเตอร์ โดยวัดสัญญาณที่ขาคอลเล็กเตอร์ของทรานซิสเตอร์ 2N3904 ในรูปที่ 5.17 เพื่อตรวจสอบการทำงานของวงจรเฟสสปลิตเตอร์ เพื่อแยกสัญญาณให้เป็นไปตามข้อกำหนด ได้ผลการวัด ดังรูปที่ 5.21

โดยสรุปได้ ดังนี้

1. รูปสัญญาณที่วัดได้เป็นรูปสัญญาณไซน์ มีความถี่ 1.022 เมกกะเฮิร์ตซ์ มีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ -2.20 เปอร์เซ็นต์
2. มีค่าแรงดันไฟฟ้าจากขอดถึงขอด 4.00 โวลต์ ที่แหล่งจ่ายไฟฟ้า -15 โวลต์ และ +15 โวลต์

จากผลการวัดที่ได้เป็นไปตามข้อกำหนดที่ใช้ในการออกแบบวงจร

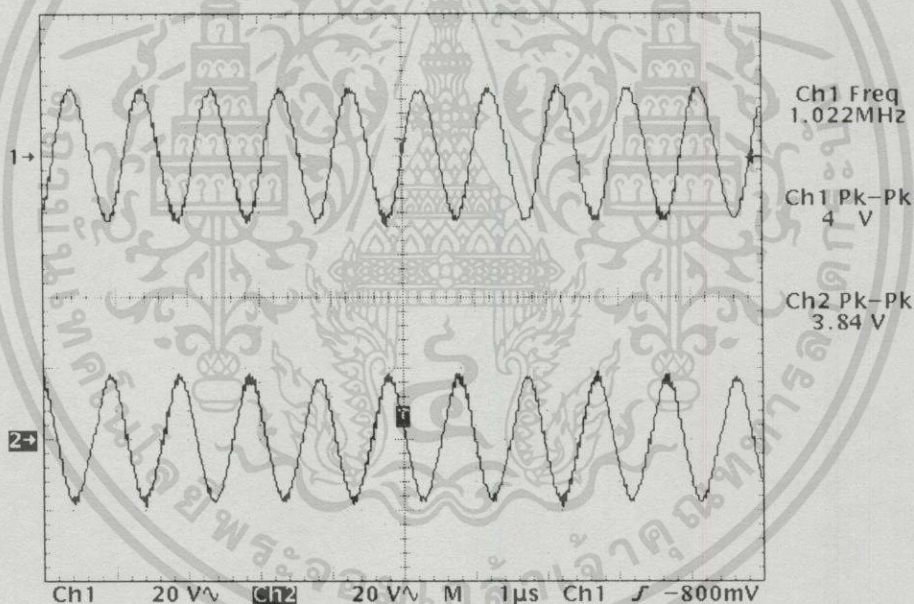
4. การทดสอบวัดสัญญาณที่จุดเอาต์พุตที่ 2 ของวงจรเฟสสปลิตเตอร์

วัดสัญญาณที่เอาต์พุตของวงจรเฟสสปลิตเตอร์ โดยวัดสัญญาณที่ขาอิมิตเตอร์ของทรานซิสเตอร์ 2N3904 ในรูปที่ 5.17 เพื่อตรวจสอบการทำงานของวงจรเฟสสปลิตเตอร์ เพื่อแยกสัญญาณให้เป็นไปตามข้อกำหนด ได้ผลการวัด ดังรูปที่ 5.21

โดยสรุปได้ ดังนี้

1. รูปสัญญาณที่วัดได้เป็นรูปสัญญาณไซน์ มีความถี่ 1.022 เมกกะเฮิร์ตซ์ มีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ -2.20 เปอร์เซ็นต์
2. มีค่าแรงดันไฟฟ้าจากยอดถึงยอด 3.84 โวลต์ ที่แหล่งจ่ายไฟฟ้า -15 โวลต์ และ +15 โวลต์

จากผลการวัดที่ได้เป็นไปตามข้อกำหนดที่ใช้ในการออกแบบวงจร



รูปที่ 5.21 แสดงสัญญาณที่จุดเอาต์พุตที่ 1 และเอาต์พุตที่ 2 ของวงจรเฟสสปลิตเตอร์

5. การทดสอบวัดสัญญาณอินพุตที่ด้านปฏิกิริยาของหม้อแปลงเป็นสัญญาณที่ผ่านมาจากเอาต์พุตที่ 1 ของวงจรเฟสสปลิตเตอร์

วัดสัญญาณที่ขาคอลเล็กเตอร์ของทรานซิสเตอร์ BU326 ในรูปที่ 5.18 ที่ต่อขนานกัน 2 ตัว ซึ่งเป็นสัญญาณที่ผ่านการขยายสัญญาณขึ้นต้น โดยเป็นสัญญาณจากเอาต์พุตที่ 1 ของวงจรเฟสสปลิตเตอร์ เพื่อตรวจสอบการทำงานของวงจรขยายสัญญาณกำลังก่อนที่จะส่งผ่านกำลังงานผ่านหม้อแปลงไปยัง ทรานสดิวเซอร์ ได้ผลการวัด ดังรูปที่ 5.22

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะวิธีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยสรุปได้ ดังนี้

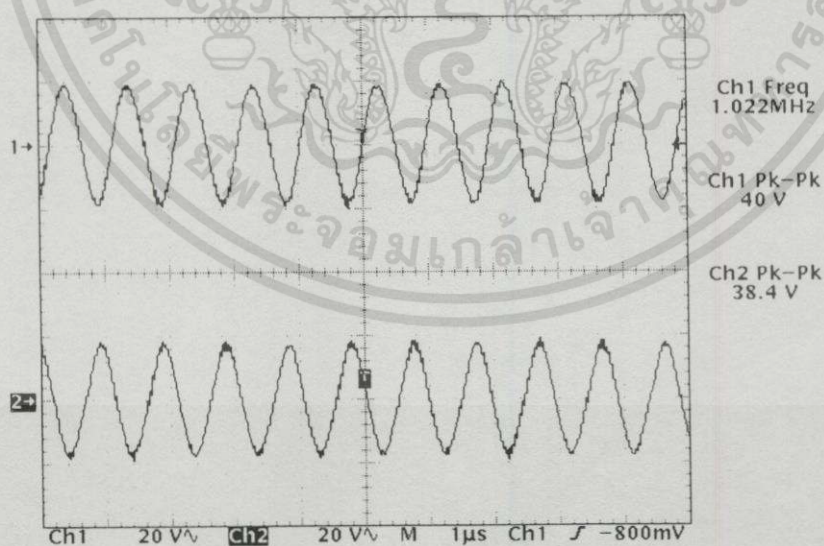
1. รูปสัญญาณที่วัดได้เป็นรูปสัญญาณไซน์ มีความถี่ 1.022 เมกะเฮิรตซ์ มีค่าความแม่นยำ เป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ -2.20 เปอร์เซ็นต์
2. มีค่าแรงดันไฟฟ้าจากขอดถึงขอด 40.00 โวลต์ ที่แหล่งจ่ายไฟฟ้า +80 โวลต์ จากผลการวัดที่ได้เป็นไปตามข้อกำหนดที่ใช้ในการออกแบบวงจร

6. การทดสอบวัดสัญญาณอินพุตที่ด้านปฐมภูมิของหม้อแปลงเป็นสัญญาณที่ผ่านมาจากเอาต์พุตที่ 2 ของวงจรเฟสสปลิตเตอร์

วัดสัญญาณที่ขาคอลเล็กเตอร์ของทรานซิสเตอร์ BU326 ในรูปที่ 5.18 ที่ต่อขนานกัน 2 ตัว ซึ่งเป็นสัญญาณที่ผ่านการขยายสัญญาณขั้นต้นโดยเป็นสัญญาณจากเอาต์พุตที่ 2 ของวงจรเฟสสปลิตเตอร์ เพื่อตรวจสอบการทำงานของวงจรขยายสัญญาณกำลังก่อนที่จะส่งผ่านกำลังงานผ่านหม้อแปลงไปยัง ทรานสดิวเซอร์ ได้ผลการวัด ดังรูปที่ 5.22

โดยสรุปได้ ดังนี้

1. รูปสัญญาณที่วัดได้เป็นรูปสัญญาณไซน์ มีความถี่ 1.022 เมกะเฮิรตซ์ มีค่าความแม่นยำ -2.20 เปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้
2. มีค่าแรงดันไฟฟ้าจากขอดถึงขอด 38.40 โวลต์ ที่แหล่งจ่ายไฟฟ้า +80 โวลต์ จากผลการวัดที่ได้เป็นไปตามข้อกำหนดที่ใช้ในการออกแบบวงจร



รูปที่ 5.22 แสดงสัญญาณที่ด้านปฐมภูมิของหม้อแปลงเป็นสัญญาณที่ผ่านมาจากเอาต์พุตที่ 1 และเอาต์พุตที่ 2 ของวงจรเฟสสปลิตเตอร์

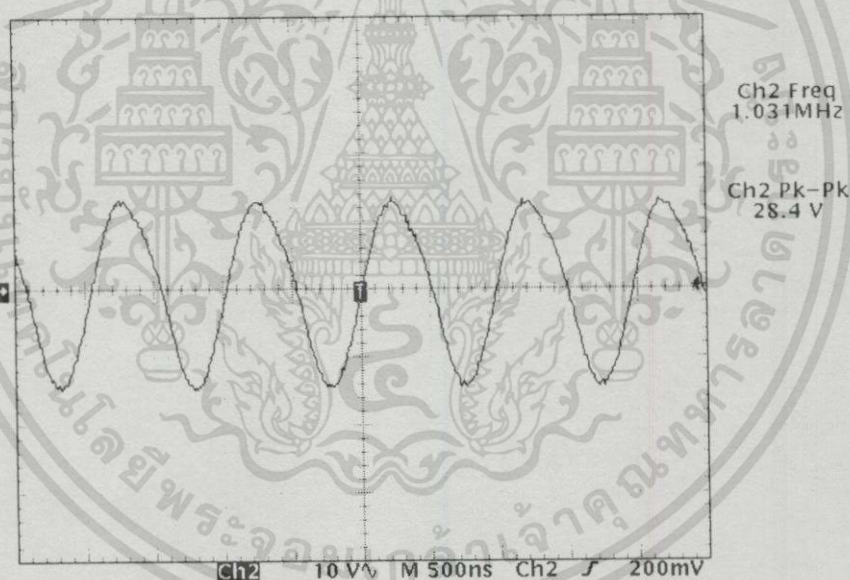
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

7. การทดสอบวัดสัญญาณที่จุดเอาต์พุตของด้านทุติยภูมิของหม้อแปลง

วัดสัญญาณที่เอาต์พุตของหม้อแปลง ในรูป 5.18 โดยเชื่อมต่อทรานสดิวเซอร์ที่ใช้งานจริง ซึ่งเป็นสัญญาณที่ผ่านวงจรขยายกำลังและวงจรแยกกันทางไฟฟ้า ณ ที่นี้ ได้ใช้การแยกกันโดยใช้หม้อแปลง เพื่อตรวจสอบการทำงานของวงจรส่งผ่านกำลังงานทางไฟฟ้าที่ใช้หม้อแปลง ได้ผลการวัด ดังรูปที่ 5.23

โดยสรุปได้ ดังนี้

1. รูปสัญญาณที่วัดได้เป็นรูปสัญญาณไซน์ มีความถี่ 1.031 เมกะเฮิร์ตซ์ มีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ -3.31 เปอร์เซ็นต์
 2. มีค่าแรงดันไฟฟ้าจากขอดถึงขอด 28.40 โวลต์ ที่แหล่งจ่ายไฟฟ้า +80 โวลต์
 3. มีค่ากำลังคลื่นอัลตราซาวด์เท่ากับ 2.33 วัตต์ และกำลังทางไฟฟ้าเท่ากับ 2.02 วัตต์
- จากผลการวัดที่ได้เป็นไปตามข้อกำหนดที่ใช้ในการออกแบบวงจร



รูปที่ 5.23 แสดงสัญญาณที่จุดเอาต์พุตของด้านทุติยภูมิของหม้อแปลง

5.5 การออกแบบวงจรตั้งเวลา

วงจรตั้งเวลาเป็นระบบดิจิทัล ตั้งเวลาได้ตั้งแต่ 1 - 99 นาที และแสดงเวลาที่เหลือด้วยตัวเลข 2 หลัก โดยตัวเลขทั้ง 2 หลัก จะนับถอยหลังลงเรื่อยๆ จนครบเวลาที่ตั้ง (00) แล้ววงจรนี้ก็จะตัดไฟฟ้าที่ป้อนให้แก่วงจรหลักของเครื่อง

หลักการทํางาน

เริ่มต้นตามแผนผังการทำงานตามรูปที่ 5.24 โดยอาศัยหลักการหารความถี่จากความถี่มาตรฐานของคริสตอลเพื่อให้ได้ค่าเวลาที่แน่นอนจริงๆ จากความถี่มาตรฐาน 60 เฮิร์ตซ์ ถูกส่งเข้าวงจรหารด้วย 3600 เพื่อให้ได้พัลส์ 1 ลูกทุก 1 นาที จากนั้นป้อนเข้าวงจรนับ 10 จำนวน 2 ครั้ง วงจรนับนี้สามารถตั้งค่าเริ่มต้นการนับได้และการนับ เป็นการนับแบบถอยหลัง เมื่อนับถึง 0 เมื่อไร วงจรก็จะหยุดการทำงานทันที



รูปที่ 5.24 แผนผังการทำงานของวงจรตั้งเวลาระบบดิจิทัล

จากแผนผังรูปที่ 5.24 สามารถขยายเป็นวงจรได้ดังรูปที่ 5.25 สัญญาณความถี่มาตรฐาน 60 เฮิร์ตซ์ ได้จาก IC₁ และ คริสตอล 3.579545 เมกกะเฮิร์ตซ์ ซึ่ง IC₁ เป็นไอซีพิเศษเพื่อทำหน้าที่นี้ โดยเฉพาะสัญญาณความถี่ 60 เฮิร์ตซ์ ได้ทางขา 1

เทคนิคการออกแบบวงจรหาร 3600 ในที่นี้ใช้ IC₂ เบอร์ 4040 ทำหน้าที่เป็น 12 stages binary counter ซึ่งเป็นวงจรนับสัญญาณนาฬิกาไปเรื่อยๆ จาก 0, 1, 2, 3, ..., 4096 แต่ในที่นี้ต้องการให้นับถึงแค่ 3600 เท่านั้น โดยออกแบบให้นับถึงค่าที่ต้องการแล้วสร้างสัญญาณไปรีเซ็ตวงจรให้เริ่มนับจากศูนย์ใหม่ เมื่อต้องการหารด้วย 3600 ก็นำขาที่มีผลการหารเป็น 16, 516, 1024 และ 2048 มารวมกัน คือใช้ขา Q₄, Q₁₀, Q₁₁ และ Q₁₂ นำมา AND กัน เมื่อนับถึง 3600 ก็จะเกิดการรีเซ็ตตัวเอง จึงได้สัญญาณพัลส์ทางขา 13 ของ IC_{3/2} เป็นพัลส์แคบๆ ทุกๆ 1 นาที

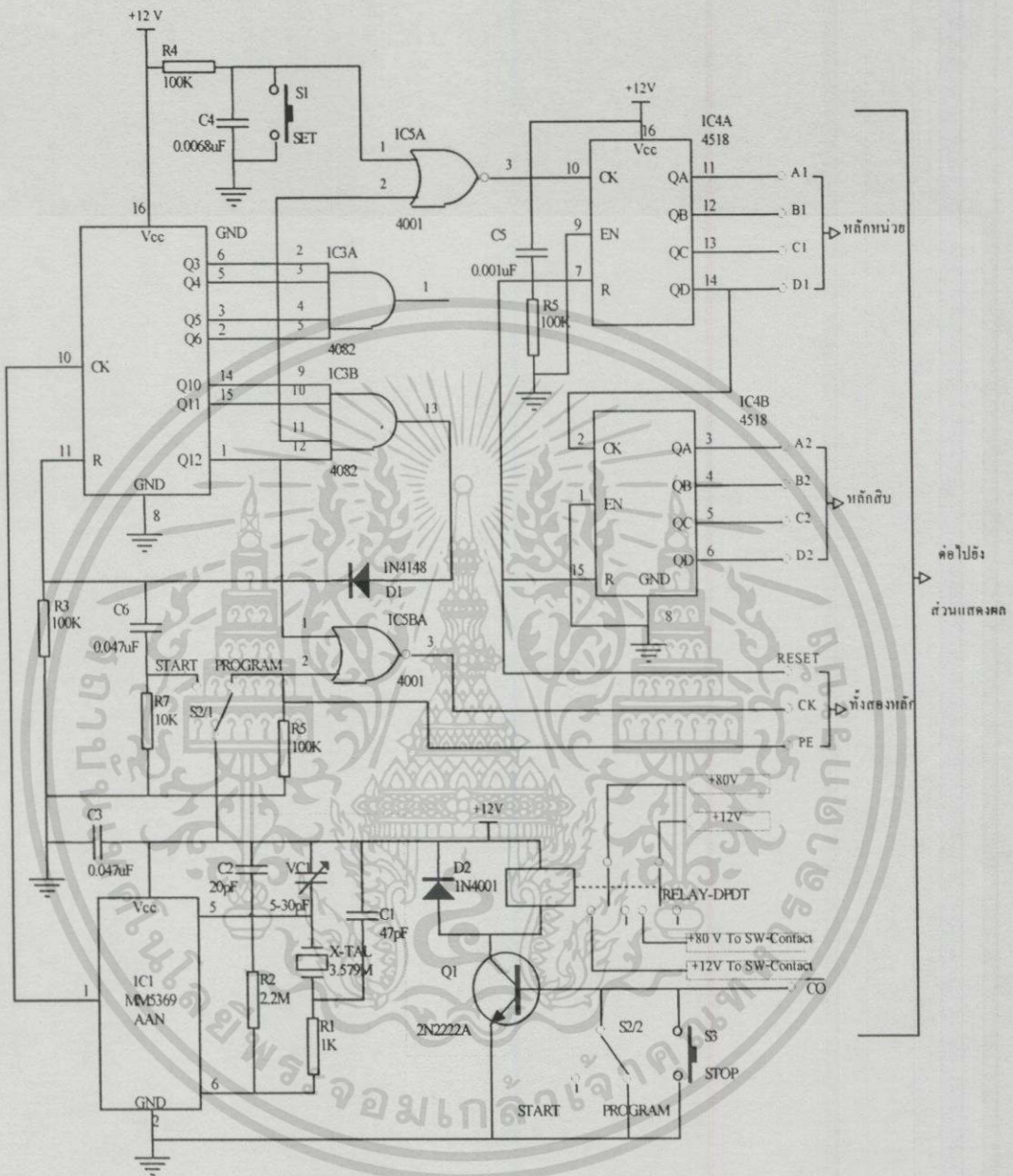
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนที่ทำหน้าที่ตั้งค่าเริ่มต้นของการนับถอยหลัง เมื่อ $S_{2/1}$ อยู่ที่ตำแหน่ง PROGRAM (ไม่ได้กดสวิทช์) ขา PE จะเป็น "1" ป้อนเข้าขา PE ในรูปที่ 5.26 ในช่วงเวลานี้จึงไม่มีการนับเวลาถอยหลัง และขา P_1 - P_4 ในรูปที่ 5.26 จะคอยรับสัญญาณจาก $IC_{4/1}$ และ $IC_{4/2}$ ซึ่งทำหน้าที่นับสัญญาณนาฬิกาแบบเดินหน้าเพื่อการตั้งเวลาเริ่มต้น $IC_{5/1}$ โดยมี S_1 เป็นตัวควบคุมการเปิดเกทของสัญญาณที่จะนับจากขา Q_4 ของ IC_2 ซึ่งมีความถี่ ประมาณ 4 เฮิร์ตซ์ (60/16) เมื่อกด S_1 ค้างไว้จะทำให้ตัวเลขในรูปที่ 5.26 วิ่งเดินหน้าไปเรื่อยๆ จาก 1, 2, 3, ... เมื่อได้ค่าที่ต้องการก็ให้ปล่อย S_1 ตัวเลขก็จะหยุดค้างไว้แสดงเวลาที่ต้องการ เมื่อ S_2 ถูกกดให้ไปอยู่ที่ตำแหน่ง RUN ก็เป็นอันว่าสิ้นสุดสถานะฟรีเซต เข้าสู่สถานะนับถอยหลังโดย IC_2 จะถูกรีเซ็ตค่าเริ่มต้นให้เป็น 0 (เพื่อให้เศษของวินาทีเป็น 0 จริงๆ) โดย C_6 และ R_3 สัญญาณนาฬิกาทุกๆ 1 นาที จะถูกส่งผ่าน $IC_{5/2}$ ป้อนเข้าวงจรรูปที่ 5.26 ทำการนับเวลาถอยหลังจากตัวเลขที่ได้ตั้งไว้

ในรูปที่ 5.26 เป็นภาคแสดงผลและวงจรนับเวลาถอยหลัง 2 หลัก เพราะได้ต่อขา U/D กับ "0" วงจรนับทั้ง 2 หลักถูกกำหนดให้ทำงานแบบซิงโครนัส คือต่อขา CI ของหลักหน่วยเป็น "0" และต่อขา CO ของหลักหน่วยไปเข้าขา CI ของหลักสิบและยังต่อขา CK ร่วมกันอีกด้วย เมื่อวงจรนับถอยหลังถึงศูนย์เมื่อไร ขา CO ของหลักสิบจะเป็น "0" ทันที ทำให้ Q_1 ในรูปที่ 5.25 หยุดการทำงาน ตัวรีเลย์ก็จะดูหน้าสัมผัสให้ขา C ต่อกับ NC เป็นการตัดไฟเข้าวงจร

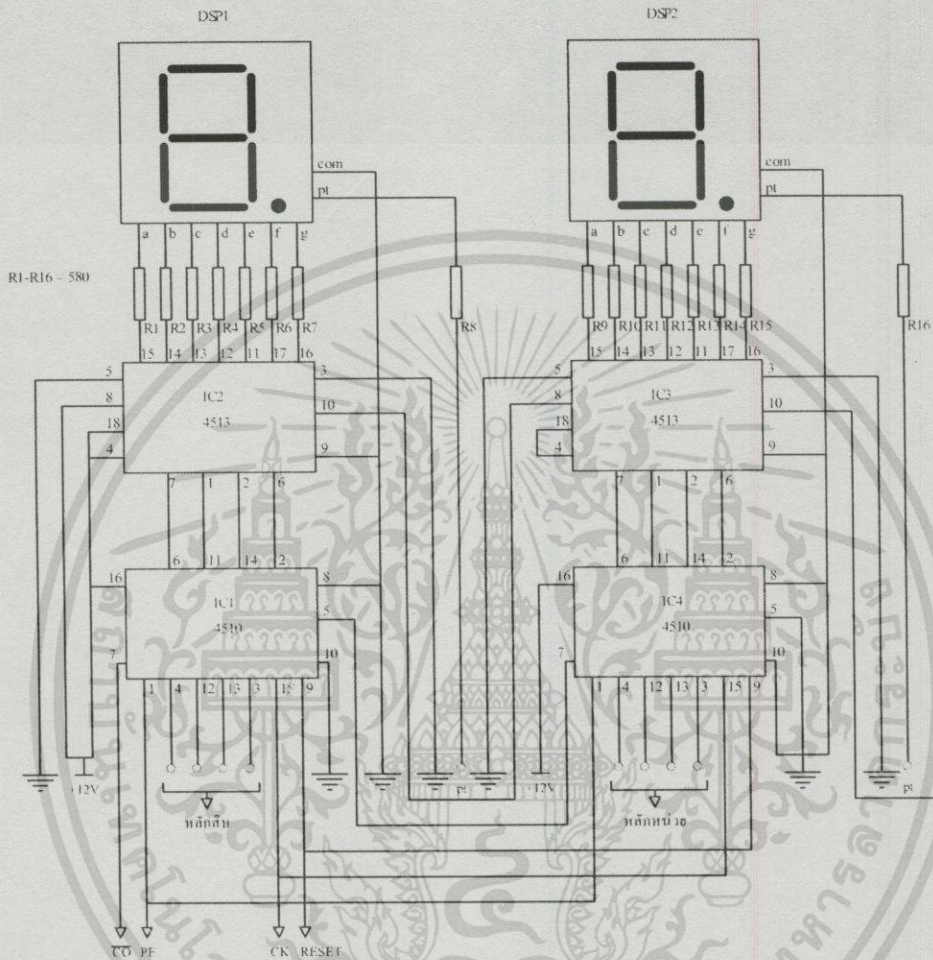
ในส่วนของภาคแสดงผลขั้วเลขทั้ง 2 หลัก ไม่มีการใช้ขาที่ทำหน้าที่ทดสอบตัวเลข (LT), แลตซ์ (LE) รวมทั้งจุดหลังตัวเลขด้วย แต่มีการใช้ขา RBI และ RBO เพื่อการดับเลขศูนย์หลักสิบเพื่อความสวยงามในการแสดงผล

นอกจากนี้ยังมี $S_{2/2}$ ทำหน้าที่หยุดการทำงานของรีเลย์เพื่อไม่ให้มีการจ่ายไฟฟ้าจนกว่าจะอยู่ในโหมด RUN เท่านั้น ทั้งนี้เนื่องจากขณะปกติขา CO จะเป็น "1" ตลอด ถ้าไม่มี $S_{2/2}$ แล้วแม้จะอยู่ในโหมด PROGRAM รีเลย์ก็จะทำงานก่อนถึงเวลาที่ตั้งไว้ ซึ่งผิดหลักการใช้ และเช่นเดียวกัน S_3 ทำหน้าที่หยุดการทำงานของเครื่องในกรณีที่ต้องการปิดเครื่องก่อนถึงเวลาที่กำหนด



รูปที่ 5.25 วงจรส่วนควบคุมทั้งหมดของเครื่องตั้งเวลาที่ตรงกับรูปที่ 5.26

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้拿去ใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.26 ภาคนับสัญญาณโดยหลังและแสดงผลของเครื่องตั้งเวลา

การทดสอบระบบตั้งเวลา

การทดสอบระบบตั้งเวลา มีความสำคัญเพราะการใช้งานเครื่อง แพทย์จะต้องกำหนดกำลังที่ใช้และระยะเวลาการรักษา จึงมีความจำเป็นต้องทำการทดสอบระบบตั้งเวลา โดยเป็นการทดสอบในแนวทางของการทดสอบตามระบบมาตรฐานของ IEC 60601-2-5 ซึ่งได้กำหนดระยะเวลาที่ใช้ในการรักษาในแต่ละครั้ง ไม่เกิน 30 นาที โดยปกติการใช้งานจริงจะใช้งานครั้งละ 15 นาที จึงทำการทดสอบที่ระยะเวลา 15 นาที โดยมีค่าความแม่นยำที่กำหนดเป็นมาตรฐาน ดังตารางต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.1 ความแม่นยำของระบบตั้งเวลาตามมาตรฐาน IEC 60601-2-5

ระยะเวลาที่ตั้ง	ความแม่นยำ
น้อยกว่า 5 นาที	± 30 วินาที
ตั้งแต่ 5 นาที ถึง 10 นาที	$\pm 10\%$ ของค่าที่ตั้ง
มากกว่า 10 นาทีขึ้นไป	± 1 นาที

ในการทดลองได้ใช้นาฬิกาจับเวลาี่ห้อ คาสิโอ(casio) รุ่น HS 30 วัดค่าเวลาที่ตั้ง ตั้งแต่ 1 ถึง 15 นาที โดยได้แบ่งการวัดเป็น 3 ช่วง ดังนี้

ช่วงที่ 1 ตั้งแต่เวลา 1 ถึง 4 นาที

ช่วงที่ 2 ตั้งแต่เวลา 5 ถึง 10 นาที

ช่วงที่ 3 ตั้งแต่เวลา 11 นาทีถึง 15 นาที

ได้ผลการทดลองดังตารางต่อไปนี้

ตารางที่ 5.2 ผลการทดลองค่าความแม่นยำของระบบตั้งเวลา

ระยะเวลาที่ตั้ง	ความแม่นยำที่อ่านได้	ความแม่นยำตามมาตรฐาน	ผลสรุป
น้อยกว่า 5 นาที	-0.0062 ถึง -0.0034 วินาที	± 30 วินาที	<input checked="" type="checkbox"/> ผ่าน <input type="checkbox"/> ไม่ผ่าน
ตั้งแต่ 5 นาที ถึง 10 นาที	-0.3511 ถึง -0.1600 % ค่าที่ตั้ง	$\pm 10\%$ ของค่าที่ตั้ง	<input checked="" type="checkbox"/> ผ่าน <input type="checkbox"/> ไม่ผ่าน
มากกว่า 10 นาทีขึ้นไป	-0.1672 ถึง -0.1348 นาที	± 1 นาที	<input checked="" type="checkbox"/> ผ่าน <input type="checkbox"/> ไม่ผ่าน

ผลการทดสอบ เครื่องที่พัฒนาขึ้นมีระบบตั้งเวลาอยู่ภายใต้มาตรฐานที่กำหนด

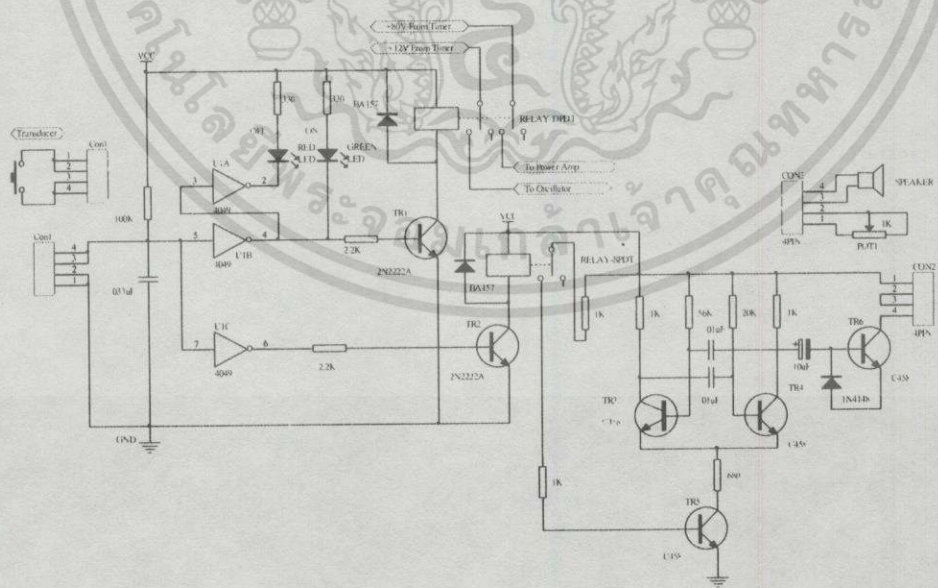
5.6 การออกแบบส่วนป้องกันทรานสดิวเซอร์

การออกแบบ ได้ใช้หลักการการทำงานของสวิตช์ โดยเมื่อกดสวิตช์วงจรจะทำงาน ทำให้เครื่องสามารถส่งคลื่นออกไปยังทรานสดิวเซอร์ได้ โดยมีสัญญาณเตือนทั้งแสงและเสียงโดยมีการทำงาน ดังนี้

ในสภาวะปกติที่ไม่มีการกดสวิตช์ สัญญาณอินพุตที่ขาไอซี 1B และ 1C จะอยู่ในสภาวะ High ทำให้ได้เอาต์พุตเป็น Low เพราะฉะนั้นจะไม่มีสัญญาณอินพุตที่ทรานซิสเตอร์ ทำให้ทรานซิสเตอร์อยู่ในสภาวะที่ไม่ทำงาน หน้าสัมผัสของรีเลย์จะอยู่ในสภาวะปกติ จึงไม่มีไฟฟ้าไปเลี้ยงวงจรสร้างสัญญาณและวงจรขยายกำลัง ส่วนอินพุตของไอซี 1A จะอยู่ในสภาวะ Low ทำให้ได้เอาต์พุตเป็น High ทำให้ หลอดไฟแสดงสภาวะ OFF การทำงาน

ในสภาวะที่มีการกดสวิตช์ สัญญาณอินพุตที่ขาไอซี 1B และ 1C จะอยู่ในสภาวะ Low ทำให้ได้เอาต์พุตเป็น High เพราะฉะนั้นจะมีสัญญาณอินพุตที่ขาเบสของทรานซิสเตอร์ ทำให้ทรานซิสเตอร์อยู่ในสภาวะที่ทำงาน หน้าสัมผัสของรีเลย์จะอยู่ในสภาวะทำงาน ทำให้มีไฟฟ้าไปเลี้ยงวงจรสร้างสัญญาณและวงจรขยายกำลัง ส่วนอินพุตของไอซี 1A จะอยู่ในสภาวะ High ทำให้ได้เอาต์พุตเป็น Low ทำให้ หลอดไฟแสดงสภาวะ ON การทำงาน

ทรานซิสเตอร์ TR3, TR4, TR5, TR6 จะต่อเป็นวงจรกำเนิดสัญญาณเสียงเตือน โดยจะต่อกับรีเลย์ โดยจะส่งเสียงเตือนเมื่อไม่มีการกดสวิตช์และเสียงเตือนจะหายไปเมื่อมีการกดสวิตช์ รูปวงจรที่สมบูรณ์แสดงดังรูปที่ 5.27



รูปที่ 5.27 แสดงวงจรสวิตช์ป้องกันทรานสดิวเซอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การทดสอบระบบป้องกันทรานสดิวเซอร์

เป็นการทดสอบระบบป้องกันทรานสดิวเซอร์จากการไม่สัมผัสกับพื้นที่บำบัดรักษา เพื่อตรวจสอบระบบป้องกันทรานสดิวเซอร์ที่ออกแบบ โดยทรานสดิวเซอร์ที่ออกแบบพัฒนาส่วนป้องกันนี้จะมีวงจรสวิตช์ป้องกันการปล่อยคลื่นออกมาเมื่อผิวหน้าทรานสดิวเซอร์ไม่สัมผัส ได้ผลการทดลองดังนี้

1. วัดค่าการตัดของสวิตช์หลังจากการไม่สัมผัสได้เวลา 0.45 วินาที มีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ ± 5 เปอร์เซ็นต์
2. หลังจากสวิตช์ตัดวงจรจะมีสัญญาณเตือนด้วยเสียง ที่มีความถี่ 1 กิโลเฮิร์ตซ์
3. เมื่อไม่มีการสัมผัสกับพื้นที่บำบัดรักษาจะมีสัญญาณเตือนด้วยแสง คือ หลอดไฟบอกสถานะสีแดงจะติดสว่าง
4. เมื่อมีการสัมผัสกับพื้นที่บำบัดรักษาจะมีสัญญาณเตือนด้วยแสง คือ หลอดไฟบอกสถานะสีเขียวจะติดสว่าง

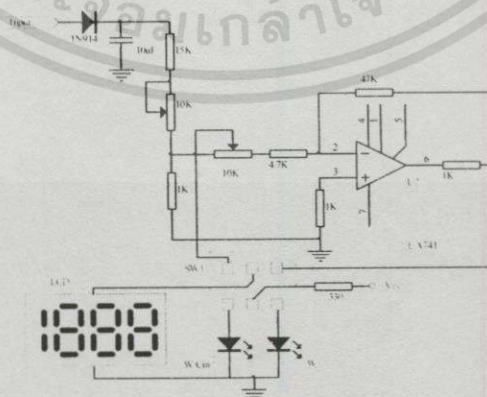
จากผลการทดลองที่ได้ สามารถสรุปได้ว่า ค่าการตัดของสวิตช์ มีค่าเพียงพอที่จะไม่ก่อให้เกิด ความเสียหายกับตัวทรานสดิวเซอร์ เนื่องจากความร้อนที่สะสมอันเกิดจาก คลื่นอัลตราซาวด์ สะท้อนกลับหมด ไม่ส่งผ่านไปยังตัวกลางที่เลือกให้เหมาะสมกัน เพราะคลื่นอัลตราซาวด์จะ สะท้อนกลับหมดเมื่อมีการสัมผัสกับอากาศโดยตรง ซึ่งเป็นข้อดีของการมีระบบป้องกันนี้ จะเป็นการยืดอายุการใช้งานของทรานสดิวเซอร์ ซึ่งมีราคาสูงได้เป็นอย่างดี

5.7 ส่วนแสดงผล

ส่วนแสดงผลของกำลังเอาต์พุตของเครื่องอัลตราซาวด์สำหรับกายภาพบำบัด จะแสดงผลเป็นตัวเลขดิจิตอลแบบ LCD (liquid crystal display) ซึ่งออกแบบให้แสดงผลออกมาในรูปของกำลังในหน่วยของวัตต์และในหน่วยของวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร โดยกำลังสูงสุดเท่ากับ 15 วัตต์ หรือ 3 วัตต์ต่อตารางเซนติเมตร วงจรที่ใช้วัดเพื่อแสดงผลกำลังนั้นประกอบด้วย 3 ส่วน คือ ส่วนแรกเป็นวงจรที่ทำหน้าที่เรกติไฟ(rectifi) สัญญาณกระแสสลับให้เป็นไฟตรง โดยใช้ไดโอด และคาปาซิเตอร์ต่อเป็นวงจรเรกติไฟ เมื่อได้สัญญาณเป็นระดับแรงดันไฟตรงแล้วจะต้องผ่านวงจรปรับระดับแรงดันให้การแสดงผลได้ถูกต้องตามกำลังส่งออกเอาต์พุตที่แท้จริงโดยใช้วงจรที่ทำหน้าที่คูณสัญญาณโดยใช้ออปแอมป์ต่อเป็นวงจรคูณสัญญาณ ส่วนสุดท้ายเป็นวงจรดิจิตอลมิเตอร์ที่มีการแสดงผลโดยใช้ ตัวเลขแบบ LCD

5.7.1 วงจรปรับปรุงสัญญาณอินพุต

การตรวจวัดสัญญาณเพื่อแสดงผลกำลังส่งออกของคลื่นอัลตราซาวด์ จะต้องมียุทธวิธีที่ทำหน้าที่ปรับปรุงสัญญาณให้เหมาะสม สัญญาณอินพุตจะผ่านไดโอด และจะถูกกรองสัญญาณให้เป็นไฟฟ้ากระแสตรงโดย คาปาซิเตอร์ 10 ไมโครฟารัด ไฟตรงที่ได้จะไหลผ่านตัวต้านทานที่ต่อเป็นวงจรดีไวเดอร์ ซึ่งไฟตรงที่จุดนี้จะถูกเลือกให้เชื่อมต่อเข้ากับอินพุตของดิจิตอลมิเตอร์เพื่อแสดงผลค่ากำลังเอาต์พุตในหน่วยของ วัตต์ต่อตารางเซนติเมตร และไฟตรงที่จุดนี้จะถูกต่อกับวงจรคูณ โดยใช้ออปแอมป์ต่อเป็นวงจรคูณ โดยปรับอัตราการคูณสัญญาณ โดยการปรับตัวต้านทานปรับค่าได้ ขนาด 10 กิโลโอห์ม เอาต์พุตที่ถูกคูณสัญญาณแล้วนี้จะต่อผ่านสวิทช์เลือกการแสดงผลกำลังส่งออกในหน่วยของ วัตต์



รูปที่ 5.28 วงจรปรับปรุงสัญญาณอินพุต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.7.2 ดิจิตอลมิเตอร์

ดิจิตอลมิเตอร์ใช้ ไอซีเบอร์ 7106 ซึ่งเป็นไอซีที่ทำหน้าที่แปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิตอลที่สามารถต่อกับภาคแสดงผลได้โดยตรง

การกำหนดค่าแรงฟอินพุตที่จะวัดได้สูงสุดนั้น จะมีค่าเท่ากับ 2 เท่าของแรงไฟ V_{ref} โดยต้องการย่านวัดสูงสุด 2 โวลต์จะต้องปรับให้ V_{ref} เท่ากับ 1 โวลต์

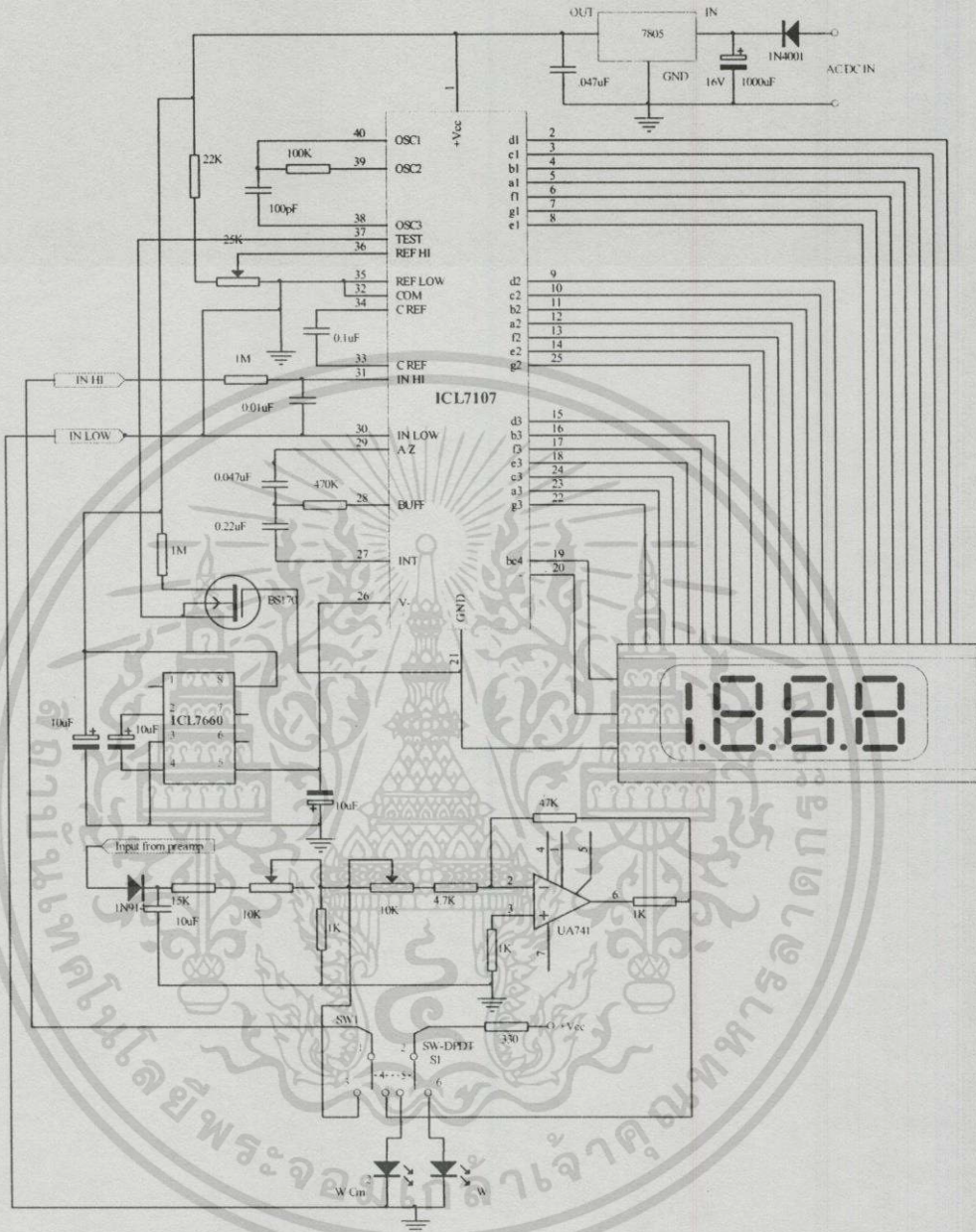
วงจรกำเนิดสัญญาณคล็อกวงจรนี้ความถี่ที่เหมาะสมสำหรับการใช้งานคือ 48 กิโลเฮิร์ตซ์ และ 40 กิโลเฮิร์ตซ์ ซึ่งวงจรกำเนิดสัญญาณคล็อกคือเป็นวงจร R-C ออสซิลเลเตอร์ และสามารถคำนวณค่า R-C ได้จาก $F = 0.45 / RC$

ในการคำนวณอาจเปลี่ยนแปลง ค่าตัวเก็บประจุให้ได้ความถี่ที่ต้องการได้ โดยกำหนดค่าความต้านทานเท่ากับ 100 กิโลโอห์ม เท่านั้นและที่ความถี่ 48 กิโลเฮิร์ตซ์ จะได้ค่า C เท่ากับ 100 พิโคฟารัด เรฟเฟอเรนซ์คาปาซิเตอร์ (C_{ref}) ที่ต่ออยู่ระหว่างขา 33-34 นั้น ใช้ค่า 0.1 ไมโครฟารัด เป็นอย่างน้อย อินทิเกรตริชชีสเตอร์ (R_{int}) ซึ่งต่อที่ขา 28 นั้นจะต้องใช้ค่าที่เหมาะสมขึ้นอยู่กับย่านวัดสูงสุดที่ต้องการ ย่านวัด 2 โวลต์ เราให้ค่า $R = 470$ กิโลโอห์ม

อินทิเกรตคาปาซิเตอร์ (C_{int}) ในกรณีที่ใช้ความถี่คล็อก 48 กิโลเฮิร์ตซ์ นั้นควรใช้ค่า 0.22 ไมโครฟารัด

ออโตซีโรคาปาซิเตอร์ (Autozero) เป็นตัวเก็บประจุที่ทำหน้าที่ให้ วงจรแสดงผลเป็นศูนย์ ในขณะที่ไม่มีสัญญาณอินพุต การกำหนดค่า C ขึ้นอยู่กับย่านวัด ย่านวัด 2 โวลต์ ใช้ค่า 0.047 ไมโครฟารัด

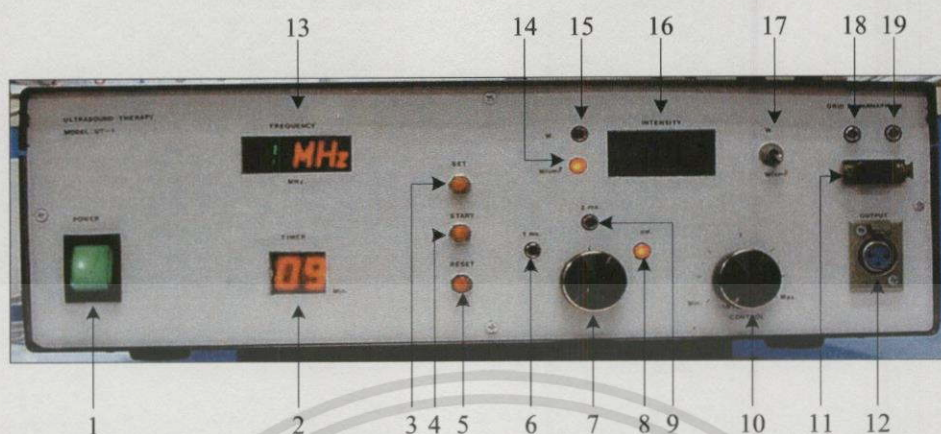
จากรายละเอียดดังกล่าวได้วงจรการแสดงผลที่สมบูรณ์ดังรูปที่ 5.29



รูปที่ 5.29 แสดงวงจรภาคแสดงผลกำลังเอาต์พุต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

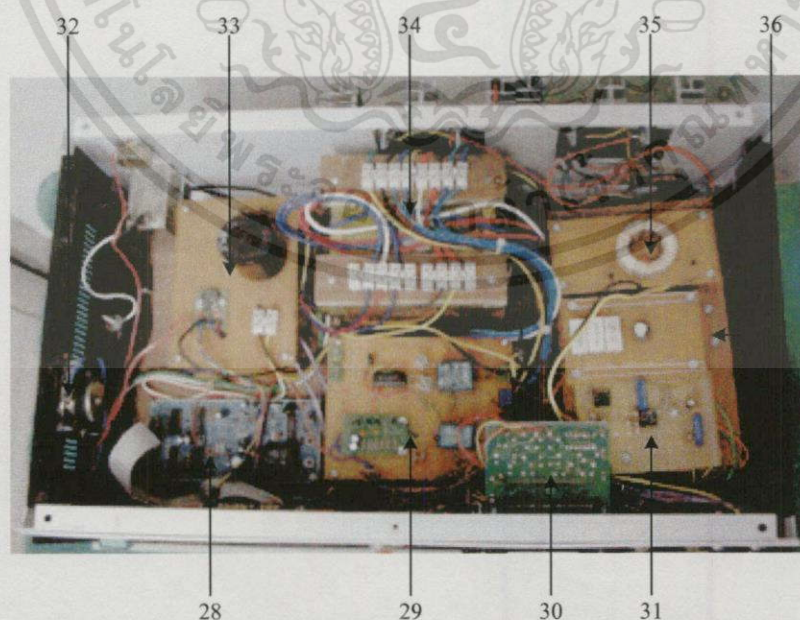
ในการออกแบบที่กล่าวมาแล้วทั้งหมดได้เครื่องที่สมบูรณ์ แสดงดังรูปต่อไปนี้



รูปที่ 5.30 แสดงรูปด้านหน้าของเครื่องอัลตราซาวด์



รูปที่ 5.31 แสดงรูปด้านหลังของเครื่องอัลตราซาวด์



รูปที่ 5.32 แสดงวงจรภายในของเครื่องอัลตราซาวด์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยมีรายละเอียดต่างๆ ดังต่อไปนี้

1. สวิตช์ ปิด-เปิด
2. ภาคแสดงผลวงจรตั้งเวลา
3. ปุ่มตั้งเวลา
4. ปุ่มเริ่มทำงานวงจรตั้งเวลา
5. ปุ่มยกเลิกการทำงานวงจรตั้งเวลา
6. ไฟแสดงสถานะเลือกโหมดการรักษาแบบเป็นจังหวะคาบเวลา 1 มิลิวินาที
7. ปุ่มเลือกโหมดการรักษา
8. ไฟแสดงสถานะเลือกโหมดการรักษาแบบต่อเนื่อง
9. ไฟแสดงสถานะเลือกโหมดการรักษาแบบเป็นจังหวะคาบเวลา 2 มิลิวินาที
10. ปุ่มปรับความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์
11. จุดเชื่อมต่อทรานสดิวเซอร์จุดที่ 1
12. จุดเชื่อมต่อทรานซิวเตอร์จุดที่ 2
13. ตัวเลขแสดงผลความถี่ที่ใช้งาน
14. ไฟแสดงสถานะโหมดการแสดงผลแบบ วัดตัดต่อตารางเซนติเมตร
15. ไฟแสดงสถานะโหมดการแสดงผลแบบ วัดตัด
16. ตัวเลขแสดงค่าความเข้มที่ใช้
17. สวิตช์เลือกโหมดการแสดงผล
18. ไฟแสดงสถานะทรานสดิวเซอร์มีการสัมผัสกับตัวกลางที่กำหนด
19. ไฟแสดงสถานะทรานสดิวเซอร์ไม่สัมผัสกับตัวกลาง
20. ทรานซิวเตอร์ภาคเอาต์พุต
21. ทรานซิวเตอร์ภาคเอาต์พุต
22. ตัวตรวจรับสัญญาณความร้อนเป็นเทอร์มิสเตอร์
23. ตัวตรวจรับสัญญาณความร้อนเป็นเทอร์มิสเตอร์
24. ทรานซิวเตอร์ภาคเอาต์พุต
25. ทรานซิวเตอร์ภาคเอาต์พุต
26. จุดต่อสายไฟฟ้าหลักของเครื่อง
27. ปุ่มปรับความดังของเสียงเตือน
28. วงจรตั้งเวลา
29. วงจรป้องกันทรานสดิวเซอร์
30. ส่วนแสดงผล
31. วงจรส่วนปรับปรุงสัญญาณ วงจรแสดงผล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

32. ลำโพงแสดงสัญญาณเตือน
33. วงจรส่วนจ่ายไฟ
34. จุดต่อสัญญาณทรานซิสเตอร์ภาคเอาต์พุต
35. หม้อแปลงภาคเอาต์พุต
36. วงจรส่วนขยายสัญญาณ

การทดสอบมาตรฐานความปลอดภัยทางไฟฟ้าของเครื่อง

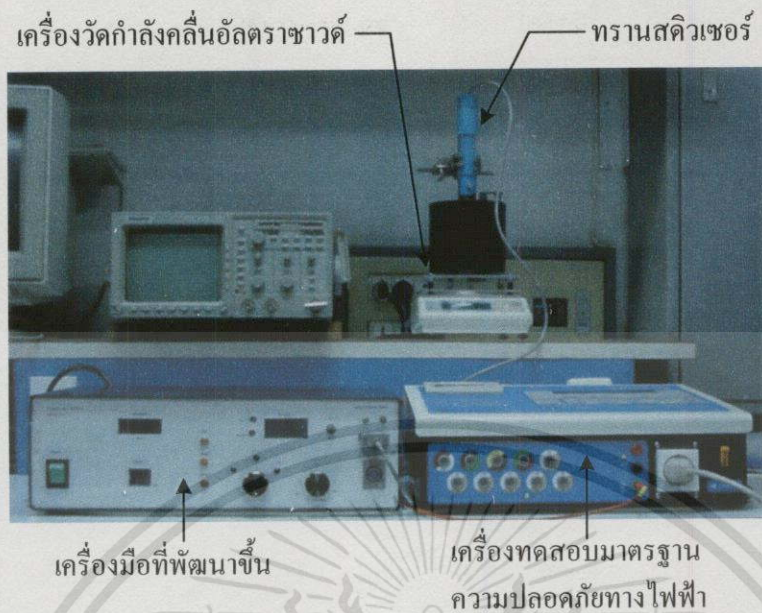
เป็นการทดสอบมาตรฐานความปลอดภัยทางไฟฟ้าของเครื่อง โดยใช้เครื่องทดสอบมาตรฐานความปลอดภัยทางไฟฟ้า (Automated IEC International Electrical Safety Analyzer) ยี่ห้อ DNI NEVADA USA รุ่น medTester 6000 หมายเลขเครื่อง 215 ซึ่งเป็นเครื่องมือที่ได้รับการรับรองจากสถาบันนานาชาติด้านมาตรฐานและเทคโนโลยี (NIST)

โดยได้ทำการวัดค่าตามมาตรฐาน 3 วิธีต่อไปนี้

- 1) การทดสอบความต้านทานของสายดิน(ground wire resistance)
- 2) การทดสอบความต้านทานฉนวน(insulation resistance)
- 3) การทดสอบกระแสไฟฟ้ารั่วไหล(leakage current)

การทดสอบทั้ง 3 วิธี เริ่มด้วยการจัดเตรียมเครื่องมือที่จะทำการทดสอบ และเครื่องมือที่พัฒนาขึ้น ดังรูปที่ 5.33 และแผนผังการทดสอบในรูปที่ 5.34, 5.35, 5.36, 5.37 และ 5.37 และทำการวัดที่จุดต่างๆ ตามกำหนด โดยสัญลักษณ์ย่อต่างๆ ในแผนผังมีความหมายดังนี้

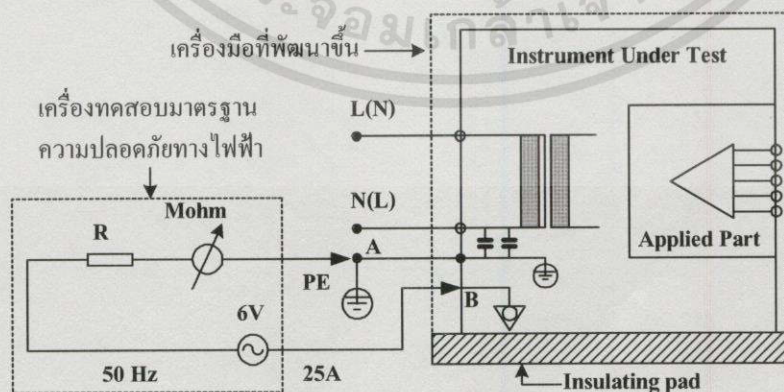
PE	:	Protective earth	คือ	จุดต่อสายดินป้องกัน
MD	:	Measuring Device	คือ	เครื่องมือสำหรับวัดปริมาณทางไฟฟ้า
L	:	Line	คือ	สายไฟฟ้า
N	:	Neutral	คือ	สายไฟฟ้าอีกเส้นที่มีการต่อลงดินที่โรงไฟฟ้า
Mohm	:	Megaohm meter	คือ	เครื่องมือวัดความต้านทานฉนวน
Applied part	:		คือ	ส่วนที่จะต้องเชื่อมต่อกับคน
Instrument under test	:		คือ	เครื่องมือที่จะนำมาทดสอบ
Insulating pad	:		คือ	แผ่นฉนวน



รูปที่ 5.33 แสดงการวัดความปลอดภัยทางไฟฟ้าของเครื่องอัลตราชาวด์

1. การทดสอบความต้านทานของสายดิน

การทดสอบความต้านทานของสายดิน เริ่มทำการทดสอบ โดยการต่อเครื่องมือที่พัฒนาขึ้นซึ่งวางอยู่บนแผ่นลวดกับเครื่องทดสอบมาตรฐานความปลอดภัยทางไฟฟ้า ตามแผนผังในรูปที่ 5.34 โดยจะทำการวัดความต้านทานในสายดิน 2 กรณี คือ ในกรณีที่มิมีสายไฟฟ้าหลักเชื่อมต่อกับเครื่อง และกรณีที่มิมีสายไฟฟ้าหลักเชื่อมต่อกับเครื่อง โดยวิธีการวัดเครื่องทดสอบมาตรฐานความปลอดภัยทางไฟฟ้าจะปล่อยไฟฟ้ากระแสสลับ 6 โวลต์ ความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ ขนาด 25 แอมแปร์เข้าไปในจุดต่อสายดินของเครื่อง(PE) จะวัดระหว่างจุด A และ จุด B ได้ผลการทดลองดังตารางที่ 5.3



รูปที่ 5.34 แสดงแผนผังการทดสอบความต้านทานของสายดิน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

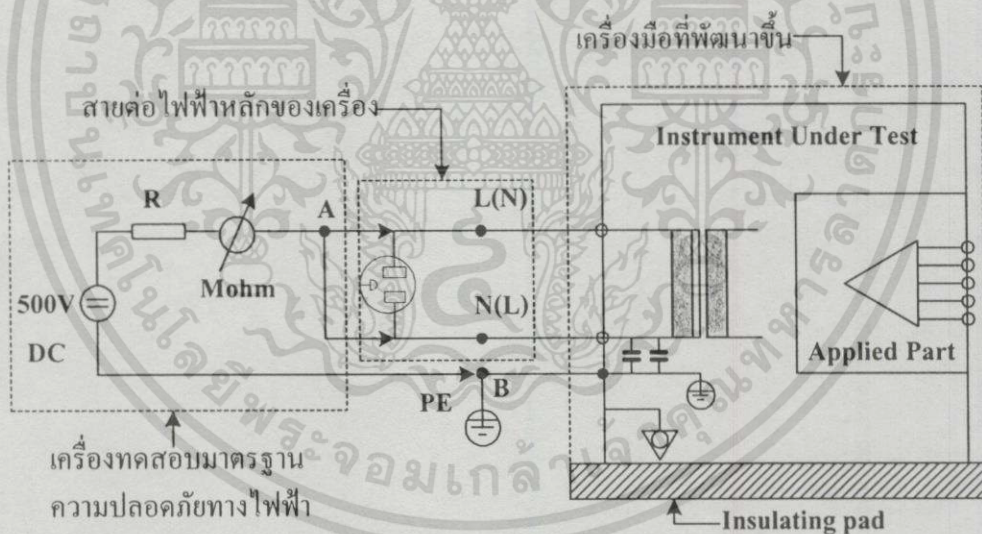
2. การทดสอบความต้านทานฉนวน

การทดสอบความต้านทานฉนวน เริ่มทำการทดสอบโดยการต่อเครื่องมือที่พัฒนาขึ้นซึ่งวางอยู่บนแผ่นฉนวนกับเครื่องทดสอบมาตรฐานความปลอดภัยทางไฟฟ้า โดยจะทำการวัดความต้านทานฉนวน 2 กรณี ดังนี้ คือ

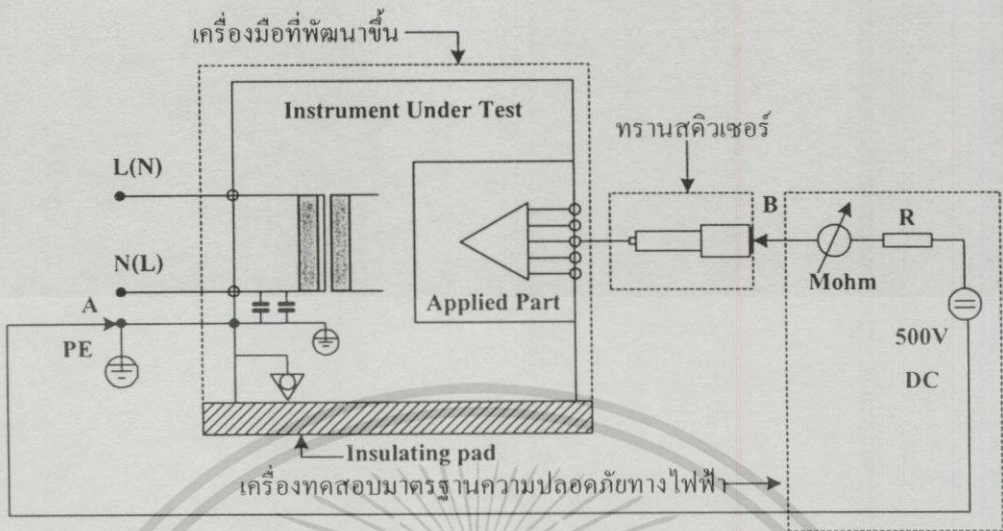
1) การทดสอบความต้านทานฉนวนระหว่างสายไฟฟ้หลักกับตัวเครื่อง จะทำการวัดระหว่างจุด A กับ จุด B ตามแผนผังในรูปที่ 5.35 โดยเครื่องทดสอบมาตรฐานความปลอดภัยทางไฟฟ้าจะปล่อยไฟฟ้ากระแสตรง 500 โวลต์ เข้าไประหว่างสายไฟฟ้าทั้งสองเส้นคือ เส้นที่เป็น Line และเส้นที่เป็น Neutral ที่ต่อถึงกัน กับสายดินของเครื่อง(PE) วัดค่าความต้านทานที่เกิดขึ้น

2) การทดสอบความต้านทานฉนวนระหว่างทรานสดิวเซอร์กับตัวเครื่อง จะทำการวัดระหว่างจุด A กับ จุด B ตามแผนผังในรูปที่ 5.36 โดยเครื่องทดสอบมาตรฐานความปลอดภัยทางไฟฟ้าจะปล่อยไฟฟ้ากระแสตรง 500 โวลต์ เข้าไประหว่างผิวหน้าของทรานสดิวเซอร์ กับสายดินของเครื่อง(PE) วัดค่าความต้านทานที่เกิดขึ้น

ได้ผลการทดลองทั้ง 2 กรณี ในตารางที่ 5.4



รูปที่ 5.35 แสดงแผนผังการทดสอบความต้านทานฉนวนระหว่างสายไฟฟ้าหลัก กับตัวเครื่อง



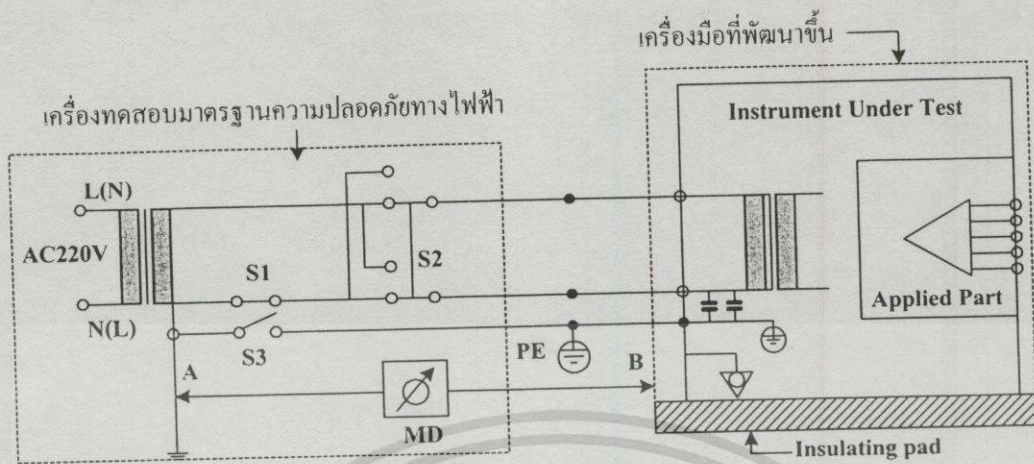
รูปที่ 5.36 แสดงแผนผังการทดสอบความต้านทานฉนวนระหว่างทรานสดิวเซอร์กับตัวเครื่อง

3. การทดสอบกระแสไฟฟ้ารั่วไหล

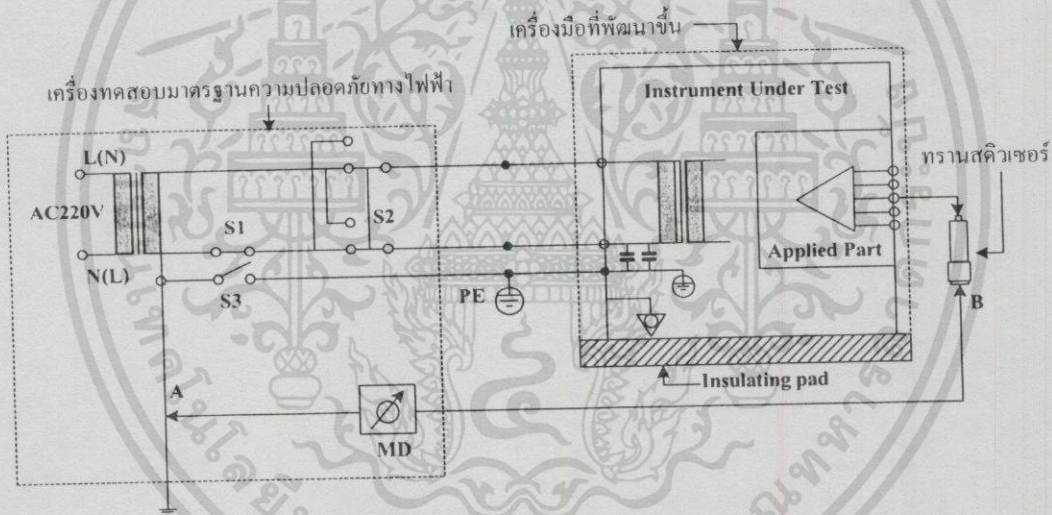
การทดสอบกระแสไฟฟ้ารั่วไหล เริ่มทำการทดสอบโดยการต่อเครื่องมือที่พัฒนาขึ้นที่วางอยู่บนแผ่นฉนวนกับเครื่องทดสอบมาตรฐานความปลอดภัยทางไฟฟ้า โดยจะทำการวัดกระแสไฟฟ้ารั่วไหล 2 กรณี ดังนี้ คือ

1) การทดสอบกระแสไฟฟ้ารั่วไหล โดยที่กระแสไฟฟ้ารั่วไหลนั้นถูกวัดในสายดิน จะทำการวัดระหว่างจุด A กับ จุด B ตามแผนผังในรูปที่ 5.37 โดยการทำงานของเครื่องทดสอบมาตรฐานความปลอดภัยทางไฟฟ้า จะทำการปิดวงจรที่สวิตช์ S1 ส่วนสวิตช์ S2 จะทำหน้าที่ปรับเปลี่ยนการวัดจากแบบปกติเป็นแบบกลับขั้ว และสวิตช์ S3 จะเปิดวงจรสายดิน เพื่อทำการวัดกระแสไฟฟ้ารั่วไหลในสายดินจากจุดต่อสายดิน(จุด A) ผ่านทาง MD ไปยังตัวถังเครื่อง(จุด B) ได้ผลการทดลองในตารางที่ 5.5

2) การทดสอบกระแสไฟฟ้ารั่วไหลจากเครื่องผ่านทรานสดิวเซอร์ต่อไปยังผู้ป่วย ในสถานะที่ไม่ต่อสายดิน จะทำการวัดระหว่างจุด A กับ จุด B ตามแผนผังในรูปที่ 5.38 โดยการทำงานของเครื่องทดสอบมาตรฐานความปลอดภัยทางไฟฟ้า จะทำการปิดวงจรที่สวิตช์ S1 ส่วนสวิตช์ S2 จะทำหน้าที่ปรับเปลี่ยนการวัดจากแบบปกติเป็นแบบกลับขั้ว และสวิตช์ S3 จะเปิดวงจรสายดิน และทำการวัดกระแสไฟฟ้ารั่วไหลจากจุดต่อสายดิน(จุด A) ผ่านทาง MD ไปยังผิวหน้าของทรานสดิวเซอร์(จุด B) ได้ผลการทดลองในตารางที่ 5.6



รูปที่ 5.37 แสดงแผนผังของรูปแบบการทดสอบสำหรับตรวจวัดกระแสไฟฟ้ารั่วไหลที่วัดในสายดิน



รูปที่ 5.38 แสดงแผนผังการทดสอบสำหรับตรวจวัดกระแสไฟฟ้ารั่วไหลจากเครื่องผ่านทรานสดิวเซอร์ต่อไปยังผู้ป่วย

ผลการทดลอง แสดงดังตารางต่อไปนี้

ตารางที่ 5.3 แสดงผลการทดสอบสายดิน

การทดสอบ	ค่ามาตรฐาน (โอห์ม)	ค่าที่วัดได้ (โอห์ม)	ผลสรุป
กรณีที่มีสายไฟฟ้าหลักเชื่อมต่อกับเครื่อง	สูงสุด 0.2	0.062	<input checked="" type="checkbox"/> ผ่าน <input type="checkbox"/> ไม่ผ่าน
กรณีที่ไม่มียสายไฟฟ้าหลักเชื่อมต่อกับเครื่อง	สูงสุด 0.1	0.056	<input checked="" type="checkbox"/> ผ่าน <input type="checkbox"/> ไม่ผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลสรุปจากการทดสอบสายดิน ได้ค่าความต้านทานอยู่ภายใต้มาตรฐานที่กำหนด แต่จะพบว่าค่าความต้านทานในกรณีที่มีสายไฟฟ้าหลักเชื่อมต่อกับเครื่องมีค่าสูงกว่า เนื่องจากในสายไฟฟ้าหลักที่ใช้มีค่าความต้านทานอยู่ด้วย จึงทำให้การวัด ได้ค่าสูงกว่าในกรณีที่ไม่มีสายไฟฟ้าหลักเชื่อมต่อกับเครื่อง

ตารางที่ 5.4 แสดงผลการทดสอบความต้านทานฉนวน

การทดสอบ	ค่ามาตรฐาน (เมกกะ โอห์ม)	ค่าที่วัดได้ (เมกกะ โอห์ม)	ผลสรุป
ความต้านทานฉนวนระหว่างสายไฟฟ้าหลักกับตัวเครื่อง	ต่ำสุด 2	141.1	<input checked="" type="checkbox"/> ผ่าน <input type="checkbox"/> ไม่ผ่าน
ความต้านทานฉนวนระหว่างทรานสดิวเซอร์กับตัวเครื่อง	ต่ำสุด 10	451.0	<input checked="" type="checkbox"/> ผ่าน <input type="checkbox"/> ไม่ผ่าน

ผลสรุปการทดสอบความต้านทานฉนวน ได้ค่าความต้านทานอยู่ภายใต้มาตรฐานที่กำหนด แต่จะพบว่าค่าความต้านทานฉนวนระหว่างทรานสดิวเซอร์กับตัวเครื่อง มีค่าสูงกว่า เนื่องจากในวงจรส่วนขับเคลื่อนทรานสดิวเซอร์ให้ทำการปล่อยคลื่นอัลตราซาวด์ออกมานั้น มีวงจรที่ทำหน้าที่แยกกันทางไฟฟ้าระหว่างส่วนที่ขับเคลื่อนทรานสดิวเซอร์กับตัวทรานสดิวเซอร์ ถ้ามีการออกแบบวงจรที่ดีมากค่าความต้านทานที่การวัดแบบนี้จะมีค่าสูงมาก เพื่อป้องกันอันตรายจากไฟฟ้ารั่วไหลได้

ตารางที่ 5.5 แสดงผลการทดสอบกระแสรั่วไหลที่วัดในสายดิน

ลักษณะข้อ	สวิตช์ Power	ขีดจำกัดสูงสุด (ไมโครแอมแปร์)	ค่าที่อ่านได้ (ไมโครแอมแปร์)	ผลสรุป
ปกติ	เปิด	500	290.8	<input checked="" type="checkbox"/> ผ่าน <input type="checkbox"/> ไม่ผ่าน
ปกติ	ปิด	1,000	582.9	<input checked="" type="checkbox"/> ผ่าน <input type="checkbox"/> ไม่ผ่าน
กลับข้อ	เปิด	500	291.8	<input checked="" type="checkbox"/> ผ่าน <input type="checkbox"/> ไม่ผ่าน
กลับข้อ	ปิด	1,000	582.9	<input checked="" type="checkbox"/> ผ่าน <input type="checkbox"/> ไม่ผ่าน

ผลสรุปการทดสอบกระแสรั่วไหลที่วัดในสายดิน มีกระแสรั่วไหลอยู่ภายใต้มาตรฐานที่กำหนด แต่พบว่ากระแสรั่วไหลทั้งในลักษณะข้อปกติและแบบกลับข้อ เมื่อสวิตช์ Power ปิดวงจรมีค่าสูงกว่า เนื่องจากมีกระแสไฟฟ้าอยู่ในวงจร พร้อมทั้งจะทำงาน เมื่อมีการสั่งงานเครื่องให้ทำงาน แต่ในลักษณะที่สวิตช์ Power เปิดวงจร เป็นการตัดกระแสไฟฟ้าเข้าไปในเครื่อง จึงมีกระแสรั่วไหล

น้อยกว่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.6 แสดงผลการทดสอบกระแสรั่วไหลจากทรานสดิวเซอร์ไปยังผู้ป่วยแบบไม่ต่อสายดิน

ลักษณะข้อ	สวิตช์ Power	ขีดจำกัดสูงสุด (μA)	ค่าที่อ่านได้ (μA)	ผลสรุป
ปกติ	เปิด	100	3.2	<input checked="" type="checkbox"/> ผ่าน <input type="checkbox"/> ไม่ผ่าน
ปกติ	ปิด	500	6.0	<input checked="" type="checkbox"/> ผ่าน <input type="checkbox"/> ไม่ผ่าน
กลับข้อ	เปิด	100	3.0	<input checked="" type="checkbox"/> ผ่าน <input type="checkbox"/> ไม่ผ่าน
กลับข้อ	ปิด	500	6.0	<input checked="" type="checkbox"/> ผ่าน <input type="checkbox"/> ไม่ผ่าน

ผลสรุปการทดสอบกระแสรั่วไหลจากทรานสดิวเซอร์ไปยังผู้ป่วยแบบไม่ต่อสายดิน มีกระแสรั่วไหลอยู่ภายใต้มาตรฐานที่กำหนด แต่พบว่ากระแสรั่วไหลทั้งในลักษณะข้อปกติและแบบกลับข้อ เมื่อสวิตช์ Power ปิดวงจร มีค่าสูงกว่า เนื่องจากมีกระแสไฟฟ้าอยู่ในวงจร พร้อมทั้งจะทำงาน เมื่อมีการสั่งงานเครื่องให้ทำงาน แต่ในลักษณะที่สวิตช์ Power เปิดวงจร เป็นการตัดกระแสไฟฟ้าเข้าไปในเครื่อง จึงมีกระแสรั่วไหลน้อยกว่า แต่ค่ากระแสรั่วไหลนี้พบว่ามีย่านน้อยกว่ากระแสรั่วไหลที่วัดในสายดิน เพราะว่าในวงจรส่วนขับเคลื่อนทรานสดิวเซอร์ให้ทำงานจะมีวงจรแยกกันทางไฟฟ้าในส่วนขับเคลื่อนทรานสดิวเซอร์ให้ปล่อยคลื่นอัลตราซาวด์ออกมา จึงมีกระแสรั่วไหลน้อยกว่าในเครื่องอัลตราซาวด์ที่มีการออกแบบวงจรที่ดีจะมีค่ากระแสรั่วไหลนี้น้อยมาก เพราะป้องกันอันตรายอันอาจเกิดกับผู้ป่วยได้

การทดสอบหาความสัมพันธ์ระหว่างกำลังงานทางไฟฟ้าที่ใช้ขับเคลื่อนทรานสดิวเซอร์กับความหนาแน่นกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ถูกปล่อยออกมาจากทรานสดิวเซอร์

เป็นการวัดสัญญาณของคลื่นที่ส่งออกเอาต์พุตเมื่อเชื่อมต่อทรานสดิวเซอร์ มีวัตถุประสงค์เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างกำลังงานทางไฟฟ้าที่ใช้ขับเคลื่อนทรานสดิวเซอร์ กับความหนาแน่นกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ถูกปล่อยออกมาจากทรานสดิวเซอร์ โดยมีขนาดพื้นที่หน้าตัดของตัวกำเนิดคลื่นอัลตราซาวด์ 5 ตารางเซนติเมตร ความถี่ 1 เมกะเฮิรตซ์ โดยการส่งกำลังออกเป็นแบบต่อเนื่อง ที่ความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์ในช่วง 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5, 3.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตรซึ่งเป็นช่วงการใช้งานตามมาตรฐาน IEC60601-2-5 และสามารถคำนวณหาค่ากำลังทางไฟฟ้าที่ใช้ขับเคลื่อนทรานสดิวเซอร์ให้ทำงาน ด้วยการวัดสัญญาณที่ตำแหน่งบริเวณคร่อมจุดต่อของทรานสดิวเซอร์โดยใช้ออสซิลโลสโคปทำการวัด ได้ผลการวัดรูปสัญญาณในภาคผนวก ข และผลการวัดในตารางที่ 5.7 โดยสามารถหาค่ากำลังทางไฟฟ้าจากวงจรขับเคลื่อนกำลังที่เลือกใช้คือ วงจรแบบดันดึงคลาส บี ซึ่งมีค่ากำลังทางไฟฟ้า ดังสมการต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$P_o = \frac{V_L^2(p-p)}{8R_L} \quad (5.13)$$

โดย

P_o = กำลังทางไฟฟ้า

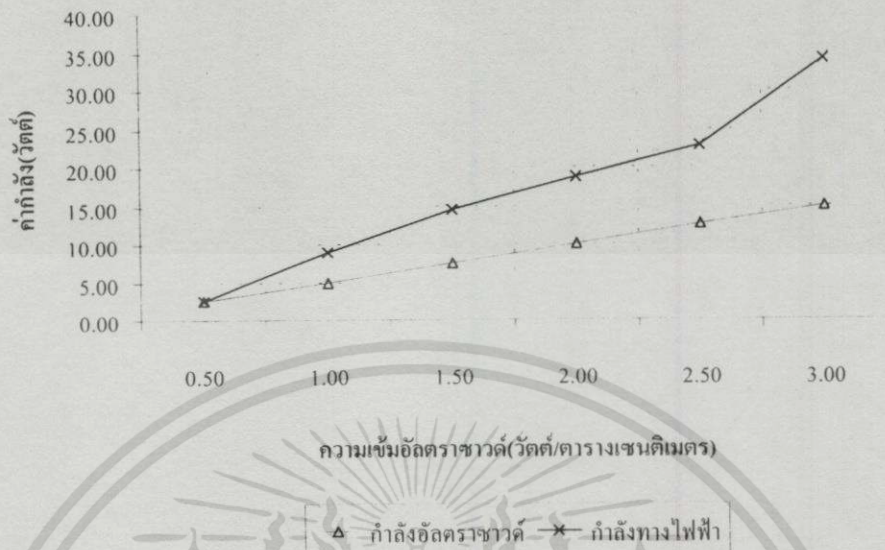
$V_L(p-p)$ = แรงดันคร่อมโหลด(ทรานสดิวเซอร์)จากขอดีถึงขอด

R_L = ความต้านทานโหลด(ทรานสดิวเซอร์ เท่ากับ 50 โอห์ม)

ตารางที่ 5.7 ผลการวัดสัญญาณที่ความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์ค่าต่างๆ

ความเข้มของ อัลตราซาวด์ (วัตต์/ตาราง เซนติเมตร)	ความถี่		แรงดัน สัญญาณจาก ขอดีถึงขอด (โวลต์)	กำลังทางไฟฟ้า (วัตต์)
	ความถี่ (เมกกะเฮิรตซ์)	เปอร์เซ็นต์ความผิด พลาดของค่าที่ได้(%)		
0.5	1.087	-8.7	32.0	2.56
1.0	1.087	-8.7	60.0	9.00
1.5	1.081	-8.1	76.0	14.44
2.0	1.082	-8.2	86.4	18.66
2.5	1.081	-8.1	95.2	22.66
3.0	1.083	-8.3	116.8	34.11

ข้อมูลจากตารางที่ 5.7 สามารถเขียนกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างกำลังทางไฟฟ้ากับความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์ได้ ดังรูปที่ 5.39



รูปที่ 5.39 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์กับกำลังทางไฟฟ้า

จากข้อมูลในตารางที่ 5.7 และกราฟในรูปที่ 5.39 สรุปได้ ดังนี้

1. สัญญาณที่ใช้ขับทรานสดิวเซอร์ให้ทำงานเป็นสัญญาณรูปไซน์ ที่มีความถี่ 1 เมกะเฮิรตซ์ มีความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ ตั้งแต่ -8.7 ถึง -8.1 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งอยู่ในช่วงที่กำหนดในการออกแบบวงจรให้ทำงาน

2. สามารถหาความสัมพันธ์ระหว่างกำลังทางไฟฟ้ากับกำลังคลื่นอัลตราซาวด์ ได้ ดังนี้

$$\text{กำลังทางไฟฟ้า (วัตต์)} = 2.32 (\pm 0.20) \times \text{กำลังอัลตราซาวด์ (วัตต์)} - (3.39 \pm 1.98) \quad (5.14)$$

3. เมื่อต้องการความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์เพิ่มขึ้น ความต้องการกำลังไฟฟ้าก็จะเพิ่มขึ้น ทำให้การออกแบบจะต้องทำให้มีกำลังไฟฟ้าที่เพียงพอในการขับทรานสดิวเซอร์ให้ทำงานที่ความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์สูงสุดได้

4. ในการวัดที่ความเข้มอัลตราซาวด์ 3 วัตต์/ตารางเซนติเมตร พบว่ามีการใช้กำลังทางไฟฟ้าที่สูญเสียดังกล่าว เนื่องจากวงจรที่ออกแบบยังมีเสถียรภาพด้านกำลังส่งออกที่จุดสูงสุดไม่ดี

5.8 การสร้างเครื่องวัดคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยวิธีการวัดแรงแผ่กระจาย

โครงการนี้ ไม่เพียงแต่จะพัฒนาเครื่องอัลตราซาวด์สำหรับกายภาพบำบัดเท่านั้น ยังต้องสร้างระบบการตรวจวัดกำลังการแผ่กระจายของคลื่นอัลตราซาวด์ของหัววัด ที่กำเนิดคลื่นอัลตราซาวด์ด้วย ซึ่งอาศัยหลักการของเสียงที่เป็นรูปแบบหนึ่งของพลังงานที่ทำให้อนุภาคในตัวกลางเคลื่อนไปมาแบบสั่น ดังนั้นอนุภาคจึงมีพลังงานจลน์ ถ้า dP_m เป็นอัตราการไหลของกำลังงานนี้ผ่านพื้นที่ dA แล้วค่า ความเข้มของคลื่นเฉลี่ย (mean acoustic intensity) คือ

$$I = \frac{dP_m}{dA} \quad (5.15)$$

I = ความเข้มของคลื่นเสียงที่จุดๆหนึ่งในพื้นที่ นั้น
หน่วยเป็น วัตต์ต่อตารางเซนติเมตร (watt/cm^2)

เมื่อคลื่นเสียงแผ่กระจายในแนวระนาบผ่านตัวกลางสม่ำเสมอที่ไม่มีการดูดซับ ค่าความเข้มต้องมีค่าเท่ากันในทุกจุดในคลื่น ให้ E แทนความหนาแน่นของพลังงาน ซึ่งก็คือ พลังงานต่อหนึ่งหน่วยปริมาตร ดังนั้นเมื่อพลังงานเสียงเคลื่อนที่ผ่านพื้นที่หน้าตัดหนึ่งหน่วยด้วยความเร็ว c จะได้ค่าความเข้มเป็นดังสมการ

$$I = cE \quad (5.16)$$

E = ความหนาแน่นของพลังงานต่อหน่วยปริมาตร, erg/cm^3

c = ความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์, cm/s

ผลของแรงที่แผ่กระจาย สามารถอธิบายได้โดยเปรียบเทียบการประยุกต์ใช้งานของแรงดันไฟฟ้ากระแสสลับกับ โหลดแบบไม่เป็นเชิงเส้น (non-linear load) ในโหลดแบบไม่เป็นเชิงเส้นจะมีองค์ประกอบทั้งแรงดันไฟฟ้ากระแสสลับและแรงดันไฟฟ้ากระแสตรงอยู่ด้วยกัน ในอัลตราซาวด์ ส่วนประกอบที่ไม่เป็นเชิงเส้น คือ ความหนาแน่นของของเหลวและอะคูสติคิมพีแดนซ์ (acoustic impedance) จะเปลี่ยนแปลงเหมือนกับความหนาแน่น ดังนั้นในอัลตราซาวด์ จะมีองค์ประกอบทั้งสองคือทั้งด้านตรงและสลับ ปรากฏอยู่ในแรงดัน ค่าเฉลี่ยแรงดันไฟฟ้ากระแสสลับต่อหนึ่งรอบมีค่าเป็นศูนย์ แต่จะมีค่าเฉลี่ยแรงดันไฟฟ้ากระแสตรงของการแผ่กระจาย คือ

$$P_r = \frac{I}{c} = E \quad (5.17)$$

P = ค่าแรงดันที่แผ่กระจาย, erg/cm^3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังนั้นจากสมการสองสมการข้างบน ค่าแรงดันการแผ่กระจายจะมีค่าเท่ากับความหนาแน่นของพลังงาน E

$$P_r = E \quad (5.18)$$

ความไวของค่าแรงดันไฟฟ้ากระแสตรงของการแผ่กระจายแรงดันนี้ ที่ความถี่ต่ำกว่า 100,000 เฮิร์ตซ์ สามารถใช้ไฮโดรโฟน(hydrophone)วัดค่าได้

สำหรับความถี่ที่สูงกว่า ซึ่งใช้ในทางการแพทย์ คือ ระหว่าง 1 เมกะเฮิร์ตซ์ ถึง 15 เมกะเฮิร์ตซ์ ซึ่งไม่สามารถใช้ไฮโดรโฟนได้ ดังนั้นที่ความถี่ดังกล่าวนี้สามารถวัดแรงดันได้โดยใช้เครื่องชั่งที่มีความเที่ยงตรงและตัวรับแรงที่แผ่กระจาย โดยต้องเลือกชนิดที่มีการดูดซับได้อย่างสมบูรณ์ การเปลี่ยนแปลงปริมาณในรูปของแรงมาเป็นกำลังสามารถหาความสัมพันธ์ได้คือ จากกำลัง(P) ขณะใดขณะหนึ่งคืองาน(W) ที่ทำต่อหนึ่งหน่วยเวลา(dt) นั่นคือ

$$P = \frac{dW}{dt} = \frac{F \cdot dx}{dt} \\ = mg \cdot \frac{dx}{dt}$$

จะได้กำลัง ดังนี้คือ

$$P = mgc \quad (5.19)$$

โดยที่ตัวแปรต่างๆ มีหน่วยในระบบ centimeter-gram-second(cgs) ดังนี้

m = มวลที่วัดได้ gm

g = ความเร่งเนื่องจากแรงโน้มถ่วง, 980.7 dyne/gm

c = ความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์, 1.494×10^5 cm/s ที่ 25 °C

P = กำลัง, erg/s

จาก กฎข้อที่สองของนิวตัน

แรง(F) = มวล(m) x ความเร่ง(g)

และงาน(W) ที่ทำเนื่องจากแรง (F) คือ

งาน(W) = แรง(F) x ระยะทาง (S)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในระบบ *cgs* แรงมีหน่วยคือ *dyne* เพราะฉะนั้น จากกฎข้อที่สองของนิวตันจะได้

$$1 \text{ dyne} = 1 \text{ g-cm/s}^2$$

ในระบบ *cgs* งานที่ทำด้วยแรง มีหน่วยคือ *erg* จะได้

$$1 \text{ erg} = 1 \text{ dyne-cm} = 1 \text{ g-cm}^2/\text{s}^2$$

พิจารณาเฉพาะหน่วย จาก สมการที่ (5.19)

$$\begin{aligned} \text{หน่วยของกำลัง} &= (\text{gm}) \cdot (\text{dyne/gm}) \cdot (\text{cm/s}) \\ &= (\text{dyne}) \cdot (\text{cm/s}) \end{aligned}$$

แทนค่า $1 \text{ dyne} = 1 \text{ g-cm/s}^2$ ได้

$$\begin{aligned} \text{หน่วยของกำลัง} &= (\text{g} \cdot \text{cm/s}^2) \cdot (\text{cm/s}) \\ &= (\text{g} \cdot \text{cm}^2/\text{s}^2) \cdot (1/\text{s}) \end{aligned}$$

แทนค่า $1 \text{ erg} = 1 \text{ dyne-cm} = 1 \text{ g-cm}^2/\text{s}^2$ ได้

$$\text{หน่วยของกำลัง} = (\text{erg/s})$$

จากความสัมพันธ์ที่กล่าวมา สามารถหาค่า กำลัง (P) โดยการแทนค่าคงที่ต่างๆลงในสมการที่ (5.19) ได้กำลังในหน่วยของ *erg/s* ดังนี้ คือ

$$P = (980.7 \times 1.494 \times 10^5) m$$

$$P = (1.465 \times 10^8) m \quad \text{หน่วยเป็น erg/s}$$

ทำการเปลี่ยนหน่วยกำลังจากระบบ *cgs* หน่วย *erg/s* เป็นระบบ SI ในหน่วย จูล/วินาที (J/s) หรือ วัตต์ (*watt*) โดยงาน 1 จูล เท่ากับ 10^7 erg เพราะฉะนั้นสามารถเขียนสมการแสดงกำลังในหน่วยของจูล/วินาที หรือ วัตต์ ได้ดังนี้

$$P = (1.465 \times 10^8) \cdot (10^{-7}) m$$

$$P = (14.65) m \quad (5.20)$$

โดย P = กำลังของคลื่นอัลตราซาวด์, วัตต์ (*watt*)

m = มวลที่วัดได้, กรัม (*g*)

ในการหาค่าระดับพลังงานอัลตราซาวด์เป็น วัตต์ต่อตารางเซนติเมตร จะต้องรู้พื้นที่ของผลึกที่ทำงาน โดยนำค่ามาหารกำลังที่คำนวณได้ ซึ่งจะได้สมการ 5.21 ในหน่วย วัตต์ต่อตาราง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เซนติเมตร ซึ่งเป็นความหนาแน่นของกำลังงานของหัวกำเนิดคลื่นอัลตราซาวด์ที่ปล่อยออกมาต่อตารางเซนติเมตร ดังนี้ คือ

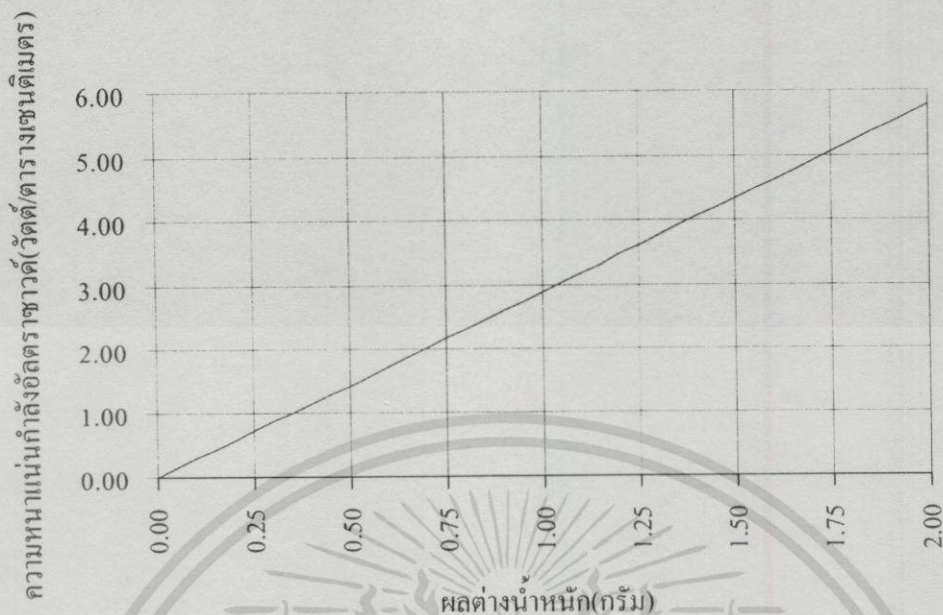
$$P = \frac{(14.65)m}{A} \quad , \text{ watt} \quad (5.21)$$

A = เป็นพื้นที่ของทรานสดิวเซอร์ที่ทำงาน ,ตารางเซนติเมตร(cm^2)

ตารางที่ 5.8 แสดงการแปลงค่าจาก กรัม เป็น วัตต์ ทรานสดิวเซอร์มีพื้นที่เท่ากับ 5 ตารางเซนติเมตร

ผลต่างน้ำหนัก(กรัม)	วัตต์	วัตต์/ตารางเซนติเมตร	ผลต่างน้ำหนัก(กรัม)	วัตต์	วัตต์/ตารางเซนติเมตร
.05	0.73	0.14	1.05	15.38	3.03
.10	1.46	0.29	1.10	16.11	3.18
.15	2.19	0.43	1.15	16.84	3.32
.20	2.93	0.58	1.20	17.58	3.47
.25	3.66	0.72	1.25	18.31	3.61
.30	4.39	0.87	1.30	19.04	3.76
.35	5.12	1.01	1.35	19.77	3.90
.40	5.86	1.16	1.40	20.51	4.05
.45	6.59	1.30	1.45	21.24	4.19
.50	7.32	1.44	1.50	21.97	4.33
.55	8.05	1.59	1.55	22.71	4.48
.60	8.79	1.73	1.60	23.44	4.62
.65	9.52	1.88	1.65	24.17	4.77
.70	10.25	2.02	1.70	24.91	4.91
.75	10.99	2.17	1.75	25.64	5.06
.80	11.72	2.31	1.80	26.37	5.20
.85	12.45	2.46	1.85	27.10	5.35
.90	13.18	2.60	1.90	27.84	5.49
.95	13.91	2.74	1.95	28.57	5.64
1.00	14.65	2.89	2.00	29.30	5.78

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



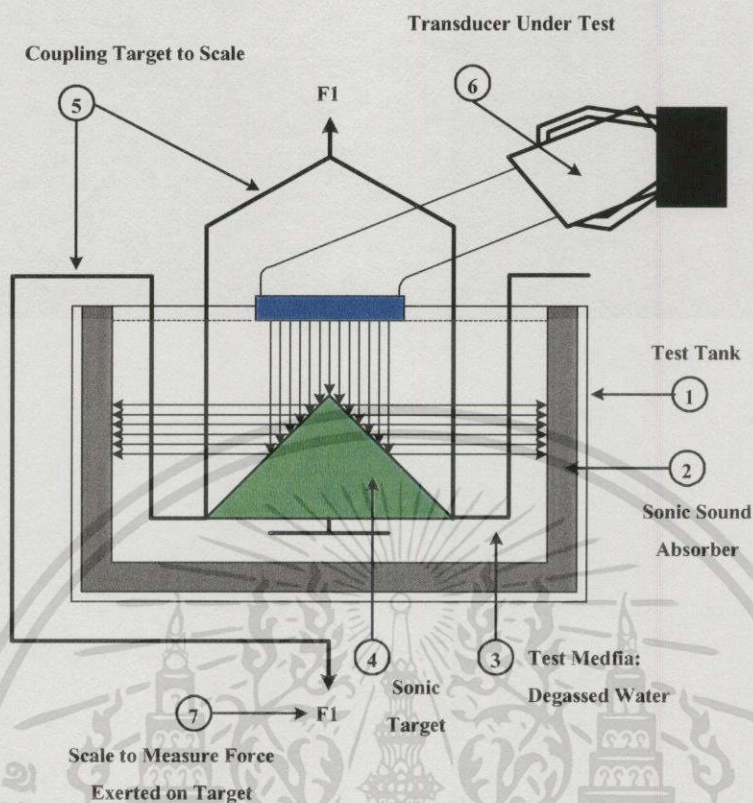
รูปที่ 5.40 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความหนาแน่นกำลังของคลื่นอัตราราชาวัด กับผลต่งของน้ำหนัก

ผลต่งน้ำหนักของการวัดจะขึ้นอยู่กับความหนาแน่นกำลังของคลื่นอัตราราชาวัด โดยลักษณะกราฟที่ได้จะเป็นกราฟเส้นตรง ซึ่งจะหาค่าความสัมพันธ์ระหว่างค่าดังกล่าวได้จากสมการที่ (5.21)

จากทฤษฎีที่กล่าวมาได้นำหลักการมาออกแบบเครื่องวัดคลื่นอัตราราชาวัดด้วยวิธีการวัดแรงแผ่กระจาย ดังรูปที่ 5.41 โดยมีส่วนประกอบต่างๆ ดังต่อไปนี้คือ

1. ถังทดสอบ (test tank)
2. แผ่นดูดซับคลื่นอัตราราชาวัด(sonic sound absorber)
3. สารตัวกลาง(test media)
4. เป้ารับคลื่นอัตราราชาวัด(sonic target)
5. อุปกรณ์เชื่อมรองรับเป้ารับคลื่นอัตราราชาวัด(coupling target to scale)
6. ขาจับทรานสดิวเซอร์ที่นำมาทดสอบ(transducer under test)
7. เครื่องชั่งน้ำหนัก(scale to measure force exerted on target)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

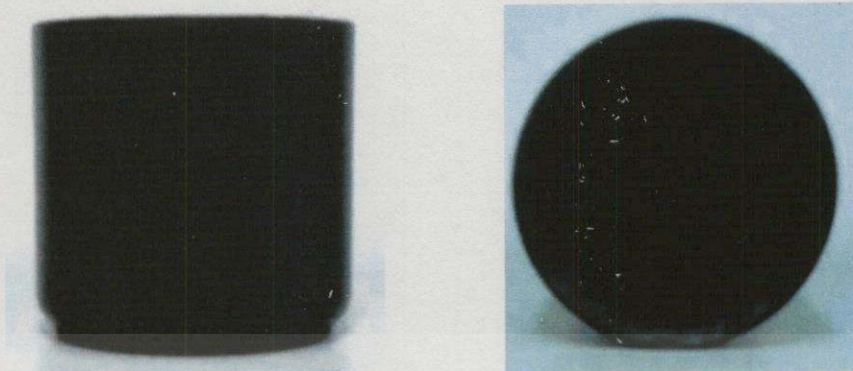


รูปที่ 5.41 แสดงการจัดระบบตรวจวัดความหนาแน่นกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยวิธีการวัดแรงแผ่กระจาย

ส่วนดังทดสอบ ทำจากวัสดุที่มีความแข็งแรงทนทานไม่เป็นสนิมและมีน้ำหนักเบา ทำจากพลาสติกที่มีความหนา 0.125 นิ้ว ในการวัดคลื่นอัลตราซาวด์กำลังสูงจะต้องมีขนาดความจุ 1 ลิตร และ ขนาดความจุ 0.5 ลิตร ใช้วัดคลื่นอัลตราซาวด์กำลังต่ำ

ภายในของถังทดสอบจะถูกบุด้วยแผ่นยางมีความหนา 0.5 นิ้วที่มีสัมประสิทธิ์การดูดกลืนคลื่นอัลตราซาวด์ได้ดีเพราะเมื่อคลื่นอัลตราซาวด์ตกกระทบเป้ารับที่เป็นรูปกรวยจะเกิดการสะท้อนออกด้านข้าง ซึ่งจะถูกดูดกลืนโดยยางที่บรูบดถึง ทำให้ไม่มีคลื่นสะท้อนกลับออกมา ซึ่งจะส่งผลถึงการวัดค่าที่ผิดพลาดได้

สารตัวกลางที่ใช้ จะใช้น้ำที่ปลอดก๊าซ เพราะถ้ามีก๊าซปนอยู่ในน้ำเมื่อเกิดการสะสมของคลื่นอัลตราซาวด์จะทำให้ก๊าซเกิดการแตกตัวเป็นฟองส่งผลให้ค่าน้ำหนักที่วัดผิดพลาดได้ ถ้าวัดที่ค่ากำลังต่ำๆ



รูปที่ 5.42 แสดงถังทดสอบ

ส่วนที่เป็นเป่ารับ ทำจากสแตนเลสเพราะไม่เป็นสนิม กลึงเป็นรูปทรงกรวยปลายแหลม มีมุมยอด 90 องศา ขนาดความสูง 1.37 นิ้ว ฐานกว้าง 2.6 นิ้ว โดยได้ออกแบบให้มีส่วนรองรับกรวยดังกล่าวเพื่อเชื่อมโยงกับ จุดที่จะวัดน้ำหนักที่วางอยู่บนเครื่องชั่งน้ำหนักแสดงดังรูปที่ 5.43



รูปที่ 5.43 แสดงเป่ารับคลื่นอัลตราซาวด์

เครื่องชั่งน้ำหนัก ซึ่งจะเป็นส่วนที่มีความสำคัญในการวัดเพราะความละเอียดและความแม่นยำในการวัดจะขึ้นอยู่กับความแม่นยำของเครื่องชั่ง ในการออกแบบได้เลือกเครื่องชั่งที่คำนึงถึงความแม่นยำและราคารวมทั้งจะต้องจัดซื้อได้ง่าย โดยเป็นเครื่องชั่งยี่ห้อ UNION รุ่น SNUG1500 ชั่งน้ำหนักได้สูงสุด 1500 กรัม มีความละเอียด 0.05 กรัม การแสดงผลแบบตัวเลข LCD และสามารถต่อเชื่อมโยงกับคอมพิวเตอร์ได้ ดังแสดงในรูปที่ 5.44



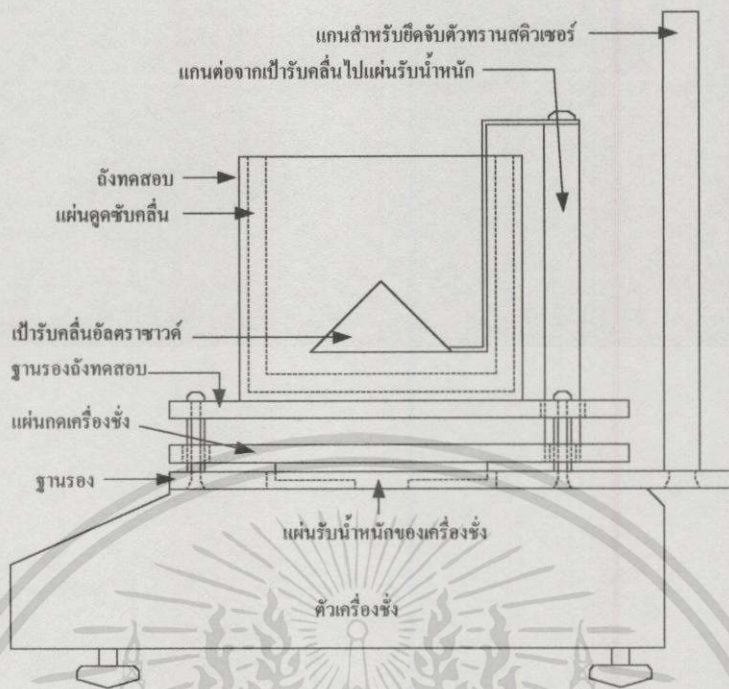
รูปที่ 5.44 แสดงเครื่องชั่งยี่ห้อ Union รุ่น Snug1500

จากที่กล่าวมาทุกส่วนนำมาประกอบกันได้เครื่องวัดคลื่นอัลตราซาวด์ที่สมบูรณ์แสดงดังรูปที่ 5.45 โครงสร้างของเครื่องในรูปที่ 5.46 และการวัดกำลังของเครื่องมือที่พัฒนาขึ้นในรูปที่ 5.47

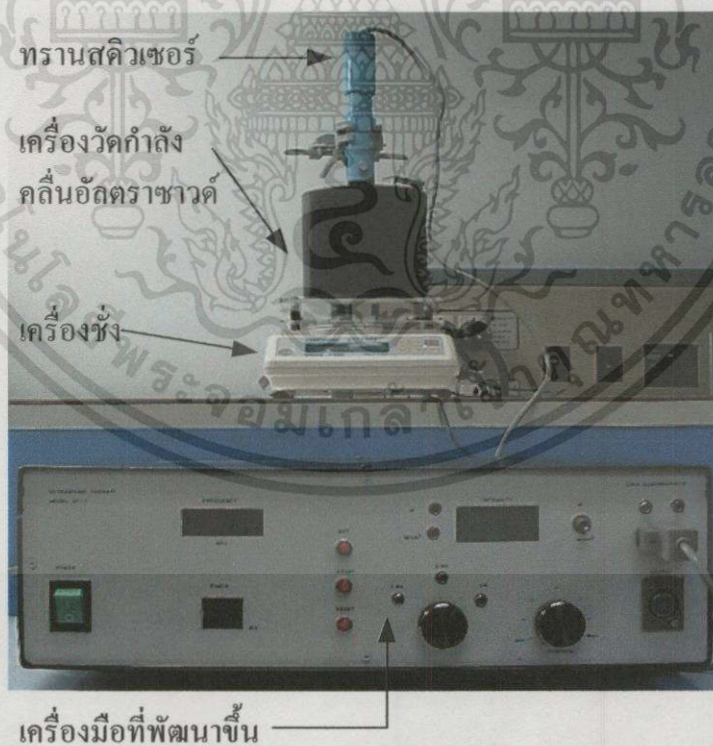


รูปที่ 5.45 เครื่องวัดคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยวิธีการวัดแรงแผ่กระจาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.46 โครงสร้างเครื่องวัดคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยวิธีการวัดแรงแผ่กระจาย



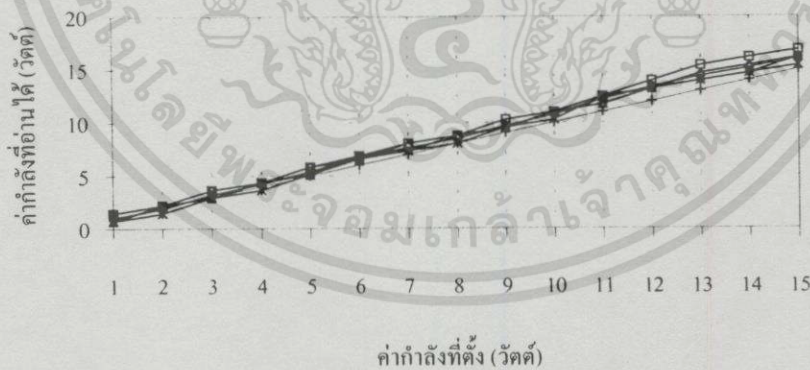
รูปที่ 5.47 แสดงการวัดกำลังเอาต์พุตของเครื่องอัลตราซาวด์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.8.1 การทดลองวัดระดับกำลังส่งออกที่แสดงโดยมาตรวัดแสดงค่าบนเครื่องอัลตราซาวด์

เป็นการทดลองวัดระดับกำลังส่งออกที่แสดงโดยมาตรวัดแสดงค่าบนเครื่องอัลตราซาวด์ เพราะความแม่นยำของกำลังคลื่นอัลตราซาวด์ที่ถูกปล่อยออกมา นั้นจะมีผลต่อการรักษาผู้ป่วย ถ้ากำลังที่ถูกปล่อยออกมาที่แสดงด้วยมาตรวัดมีค่ามากกว่าค่าที่แท้จริง จะส่งผลทำให้การรักษาไม่มีประสิทธิภาพตามที่แท้จริง และถ้ากำลังที่ถูกปล่อยออกมาที่แสดงด้วยมาตรวัดมีค่าน้อยกว่าค่าที่แท้จริง จะมีผลกระทบต่อผู้ป่วยโดยตรงคือ ผู้ป่วยจะได้รับกำลังคลื่นอัลตราซาวด์ที่มากกว่าข้อกำหนดให้ใช้รักษาจะส่งผลให้เกิดอันตรายต่อเนื้อเยื่อภายในบริเวณนั้นได้ จากเหตุผลดังกล่าวจึงต้องทำการทดสอบกำลังคลื่นอัลตราซาวด์ที่ถูกปล่อยออกมาด้วยทรานสดิวเซอร์ กับค่าตัวเลขที่แสดงด้วยมาตรวัดกำลังคลื่นอัลตราซาวด์นั้นมีความแม่นยำเป็นอย่างไร ซึ่งข้อกำหนดตามมาตรฐานความปลอดภัยในการใช้งานเครื่องอัลตราซาวด์ โดยองค์กรไฟฟ้าระหว่างประเทศกำหนดไว้ในเอกสาร IEC60601-2-5 ก็คือ จะต้องมีความแม่นยำของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ถูกปล่อยออกมาเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ ± 20 เปอร์เซ็นต์

ดังนั้นจึงได้ทำการทดลองโดยตั้งค่ากำลังส่งออกจากเครื่อง ตั้งแต่ 1 - 15 วัตต์ แล้วทำการวัดค่ากำลังที่ส่งออกโดยใช้เครื่องวัดกำลังอัลตราซาวด์ที่ใช้เทคนิคการวัดแรงแผ่กระจายที่ออกแบบสร้างขึ้น ได้ผลการทดลองซึ่งอยู่ในภาคผนวก ข ตารางที่ ผ.ข.1 และกราฟจากการทดลองในรูปที่ 5.48



รูปที่ 5.48 กราฟแสดงกำลังส่งออกของคลื่นอัลตราซาวด์จริง กับ ค่าที่ตั้งไว้ หน่วยเป็น : วัตต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากการทดลองสรุปได้ดังนี้

1. ความสัมพันธ์ระหว่างค่ากำลังที่ตั้งและค่ากำลังที่อ่านได้จากมาตรวัด มีแนวโน้มเป็นสัดส่วนโดยตรง โดยได้กราฟเป็นลักษณะเส้นตรง
2. ค่ากำลังที่อ่านได้จากมาตรวัดจะมีค่าโดยเฉลี่ยสูงกว่าค่ากำลังที่ตั้ง ซึ่งเป็นผลมาจากการพัฒนาเครื่องมือขึ้นมายังมีจุดบกพร่อง แต่ค่าดังกล่าวยังอยู่ภายใต้มาตรฐานที่กำหนด
3. เครื่องอัลตราซาวด์ที่พัฒนาขึ้น มีช่วงการแสดงผลกำลังส่งออกคลื่นอัลตราซาวด์ที่เอาต์พุต ตั้งแต่ 1 ถึง 15 วัตต์ มีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าเต็มสเกลตั้งแต่ - 9.00 ถึง 0.67 เปอร์เซ็นต์
4. เครื่องอัลตราซาวด์ที่พัฒนาขึ้น มีช่วงการแสดงผลกำลังส่งออกคลื่นอัลตราซาวด์ที่เอาต์พุต ตั้งแต่ 1 ถึง 15 วัตต์ มีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ ตั้งแต่ -11.67 ถึง 5.00 เปอร์เซ็นต์ โดย องค์การเทคนิคทางไฟฟ้าระหว่างประเทศ(International Electrotechnical Commission, IEC) ตามเอกสาร IEC 60601-2-5 ได้กำหนดมาตรฐานค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ คือ ± 20 เปอร์เซ็นต์ เมื่อเทียบกับค่าที่ทดลองได้จากเครื่องมือที่พัฒนาขึ้น ได้ค่าความแม่นยำผิดพลาดเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้อยู่ภายในช่วงดังกล่าว
5. เครื่องอัลตราซาวด์ที่พัฒนาขึ้น สามารถหาความสัมพันธ์ระหว่าง ระดับกำลังส่งออกที่แสดงโดยมาตรวัดแสดงค่าบนเครื่องอัลตราซาวด์ กับระดับกำลังส่งออกจริงของเครื่อง ได้ดังนี้

$$R = 1.096(\pm 0.010)T - 0.098(\pm 0.095) \quad (5.22)$$

โดย

R = กำลังส่งออกจริง (วัตต์)

T = กำลังส่งออกแสดงโดยมาตรวัด(วัตต์)

ในการทดสอบเครื่องอัลตราซาวด์โดยทั่วไปจะใช้เทคนิควิธีการวัดแบบเดียวกับที่ใช้ในการทดลองนี้ แต่จะมีสิ่งที่แตกต่างกันคือความละเอียดของเครื่องมือที่ใช้ในการวัดจะมีความละเอียดและความแม่นยำสูงกว่า เมื่อทำการวัดแล้วได้ค่าจากมาตรวัดมีความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้เกินกว่ามาตรฐาน ผู้ใช้จะต้องให้ผู้ผลิตหรือวิศวกรที่เกี่ยวข้องทำการปรับเทียบเครื่องให้ได้มาตรฐาน และควรจะต้องทำการตรวจสอบความแม่นยำดังกล่าวอย่างสม่ำเสมอ

5.8.2 การทดลองวัดการเปลี่ยนแปลงของกำลังส่งออก

เป็นการวัดการเปลี่ยนแปลงของกำลังส่งออก เมื่อกำลังดำเนินการใช้เครื่องอยู่ การทดลองนี้มีความสำคัญที่จะต้องทดลองเพราะว่าในการใช้งานเครื่องอัลตราซาวด์จริงนั้น มีผู้ป่วยที่ต้องการเข้ารับการรักษาโดยใช้เครื่องมือชนิดนี้เป็นจำนวนมากและต้องรักษาอย่างต่อเนื่องเพื่อความสัมฤทธิ์

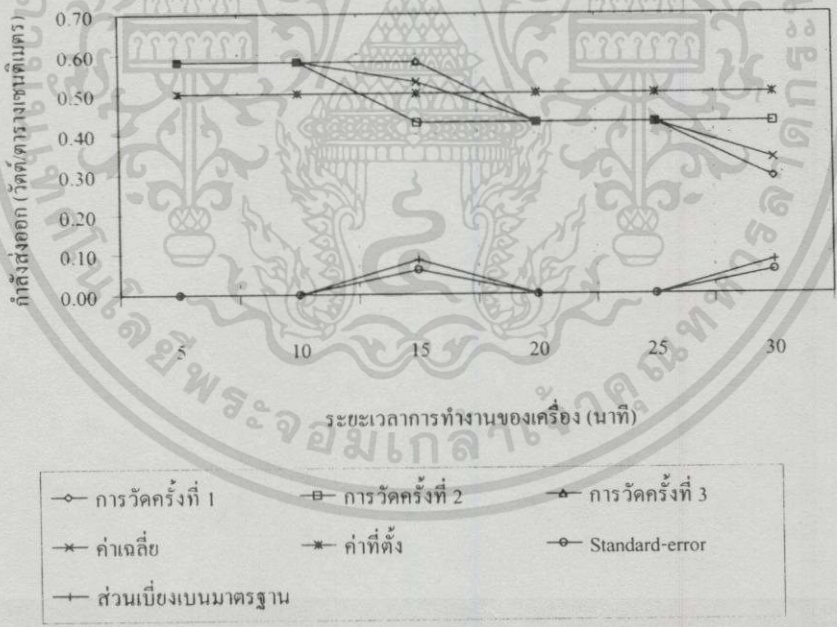
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลในการรักษา ตามโปรแกรมการรักษาโดยทั่วไปในผู้ป่วยแต่ละราย เครื่องอัลตราซาวด์นี้จะต้องถูกใช้ในแต่ละครั้งเป็นระยะเวลา 10 -15 นาที เพราะฉะนั้นกำลังของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ถูกปล่อยออกมาจะต้องไม่เปลี่ยนแปลงไปกับระยะเวลาการใช้งาน ในเครื่องมือที่พัฒนาขึ้นจึงต้องมีการทดลองวัดค่ากำลังอัลตราซาวด์กับเวลาการใช้งาน

โดยการวัดกำลังส่งออกเมื่อใช้เครื่องไปทุกๆ 5 นาที ในระยะเวลา 1 ถึง 30 นาที ซึ่งเป็นระยะเวลาการใช้งานสูงสุดในแต่ละครั้งเป็นข้อมูลที่ได้จากแพทย์และนักกายภาพบำบัด โดยการตั้งค่ากำลังส่งออกเป็น 0.5 .1.0. 1.5, 2.0, 2.5, 3.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตร ซึ่งเป็นข้อกำหนดสูงสุดในมาตรฐานความปลอดภัยของการใช้งานเครื่องอัลตราซาวด์ การวัดค่าใช้เครื่องวัดกำลังอัลตราซาวด์ โดยวิธีการวัดแรงแผ่กระจาย ได้ผลการทดลองดังต่อไปนี้

1. การทดลองวัดค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่อง ที่ค่ากำลัง 0.5 วัตต์/ตารางเซนติเมตร

ได้ผลการทดลองแสดงในตารางที่ ผ.ข.2 ในภาคผนวก ข และนำข้อมูลมาเขียนกราฟได้ดังนี้



รูปที่ 5.49 แสดงค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่องที่ค่ากำลัง 0.5 วัตต์/ตารางเซนติเมตร

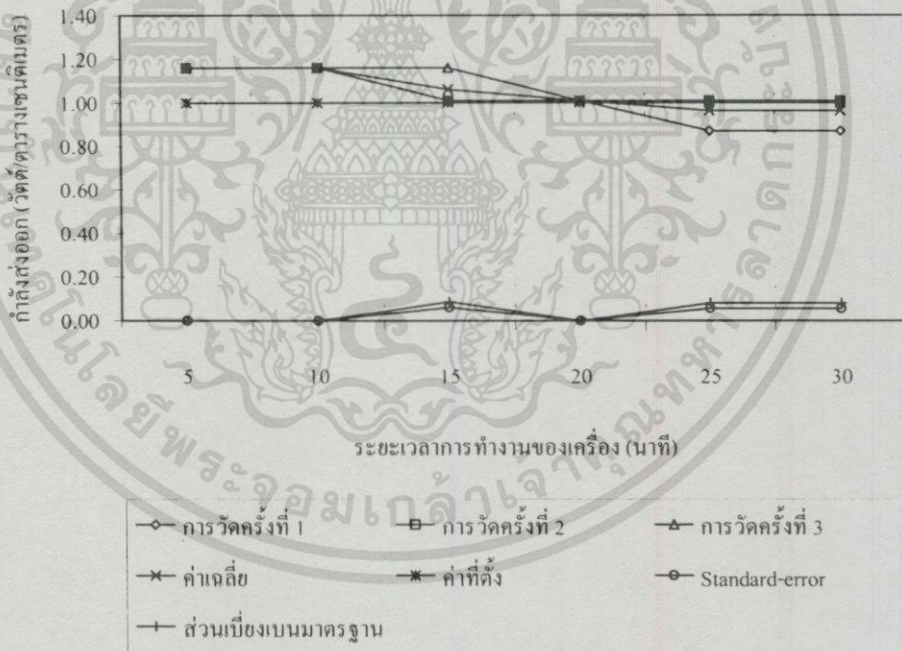
ผลการทดลองวัดค่ากำลังส่งออกของคลื่นอัลตราซาวด์กับระยะเวลาการทำงานของเครื่องแบบต่อเนื่อง ที่ค่ากำลังที่ตั้ง 0.5 วัตต์/ตารางเซนติเมตร สรุปได้ ดังนี้ คือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. ในระยะเวลาการใช้เครื่องภายใน 30 นาที กำลังส่งออกของเครื่องมีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าเต็มสเกล อยู่ในช่วงตั้งแต่ -2.67 ถึง 5.33 เปอร์เซ็นต์
2. ในระยะเวลาการใช้เครื่องภายใน 30 นาที กำลังส่งออกของเครื่องมีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ อยู่ในช่วงตั้งแต่ -16.00 ถึง 32.00 เปอร์เซ็นต์
3. กำลังส่งออกของเครื่องมีค่าเพิ่มขึ้น 16 เปอร์เซ็นต์ในช่วง 15 นาทีแรกของการใช้งาน และจะเริ่มลดลงเมื่อใช้งานผ่านไป 15 นาที โดยค่ากำลังส่งออกที่ลดลงมากที่สุดคือลดลง 32 เปอร์เซ็นต์ ที่เวลาการใช้เครื่อง 30 นาที ทั้งนี้อาจจะเป็นเพราะวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่ออกแบบ ยังมีเสถียรภาพที่อยู่ในเกณฑ์ที่ใช้ได้แต่ยังไม่ดีนัก

2. การทดสอบวัดค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่อง
ที่ค่ากำลัง 1.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตร

ได้ผลการทดสอบแสดงในตารางที่ ผ.ข.3 ในภาคผนวก ข และนำข้อมูลมาเขียนกราฟ
ได้ดังนี้



รูปที่ 5.50 แสดงค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่องที่ค่ากำลัง 1.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตร

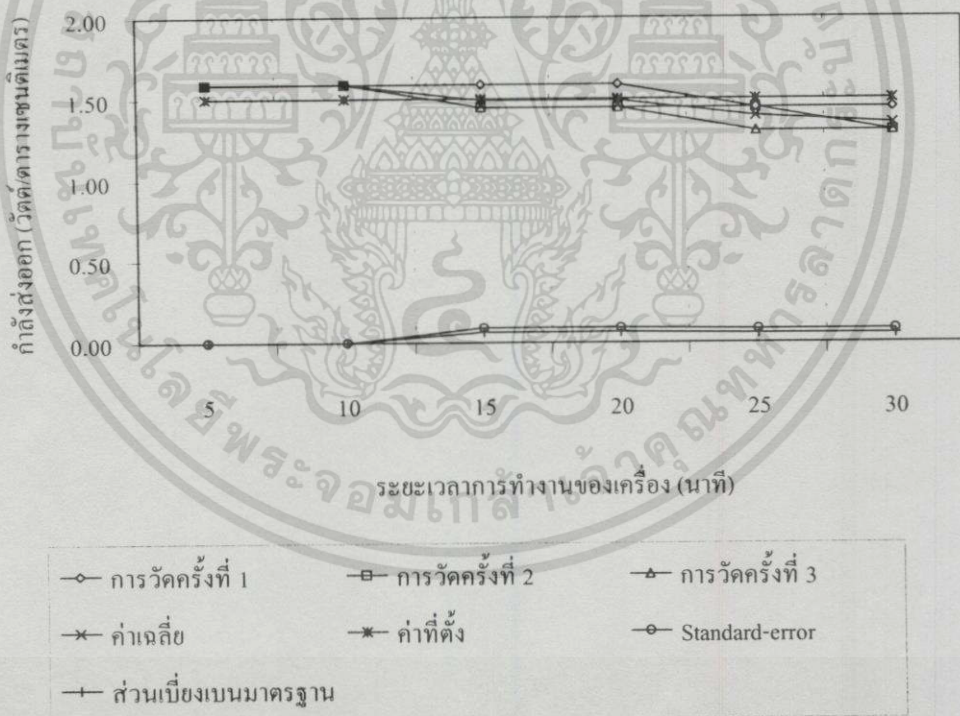
ผลการทดสอบวัดค่ากำลังส่งออกของคลื่นอัลตราซาวด์กับระยะเวลาการทำงานของเครื่องแบบต่อเนื่อง ที่ค่ากำลังที่ตั้ง 1.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตร สรุปได้ ดังนี้ คือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. ในระยะเวลาการใช้เครื่องภายใน 30 นาที กำลังส่งออกของเครื่องมีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าเต็มสเกล อยู่ในช่วงตั้งแต่ -5.33 ถึง 1.33 เปอร์เซ็นต์
2. ในระยะเวลาการใช้เครื่องภายใน 30 นาที กำลังส่งออกของเครื่องมีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ อยู่ในช่วงตั้งแต่ -16.00 ถึง 4.00 เปอร์เซ็นต์
3. กำลังส่งออกของเครื่องมีค่าเพิ่มขึ้น 16 เปอร์เซ็นต์ในช่วง 20 นาทีแรกของการใช้งาน และจะเริ่มลดลงเมื่อใช้งานผ่านไป 20 นาที โดยค่ากำลังส่งออกที่ลดลงมากที่สุดคือลดลง 4 เปอร์เซ็นต์ ที่เวลาการใช้เครื่อง 30 นาที ทั้งนี้อาจจะเป็นเพราะวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่ออกแบบ ยังมีเสถียรภาพที่อยู่ในเกณฑ์ที่ใช้ได้แต่ยังไม่ดีนัก

3. การทดลองวัดค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่อง ที่ค่ากำลัง 1.5 วัตต์/ตารางเซนติเมตร

ได้ผลการทดลองแสดงในตารางที่ ผ.ข.4 ในภาคผนวก ข และนำข้อมูลมาเขียนกราฟได้ดังนี้



รูปที่ 5.51 แสดงค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่องที่ค่ากำลัง 1.5 วัตต์/ตารางเซนติเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลการทดลองวัดค่ากำลังส่งออกของคลื่นอัลตราซาวด์กับระยะเวลาการทำงานของเครื่องแบบต่อเนื่อง ที่ค่ากำลังที่ตั้ง 1.5 วัตต์/ตารางเซนติเมตร สรุปได้ ดังนี้ คือ

1. ในระยะเวลาการใช้เครื่องภายใน 30 นาที กำลังส่งออกของเครื่องมีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าเต็มสเกล อยู่ในช่วงตั้งแต่ -3.00 ถึง 5.00 เปอร์เซ็นต์
2. ในระยะเวลาการใช้เครื่องภายใน 30 นาที กำลังส่งออกของเครื่องมีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ อยู่ในช่วงตั้งแต่ -6.00 ถึง 10.00 เปอร์เซ็นต์
3. กำลังส่งออกของเครื่องมีค่าเพิ่มขึ้น 6 เปอร์เซ็นต์ในช่วง 20 นาทีแรกของการใช้งาน และจะเริ่มลดลงเมื่อใช้งานไปประมาณ 20 นาที โดยค่ากำลังส่งออกที่ลดลงมากที่สุดคือลดลง 10 เปอร์เซ็นต์ ที่เวลาการใช้เครื่อง 30 นาที ทั้งนี้อาจจะเป็นเพราะวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่ออกแบบ ยังมีเสถียรภาพที่อยู่ในเกณฑ์ที่ใช้ได้แต่ยังไม่ดีนัก

4. การทดลองวัดค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่อง ที่ค่ากำลัง 2.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตร

ได้ผลการทดลองแสดงในตารางที่ ผ.ข.5 ในภาคผนวก ข และนำข้อมูลมาเขียนกราฟได้

ดังนี้



- การวัดครั้งที่ 1
- การวัดครั้งที่ 2
- △ การวัดครั้งที่ 3
- × ค่าเฉลี่ย
- * ค่าที่ตั้ง
- Standard-error
- + ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน

รูปที่ 5.52 แสดงค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่องที่ค่ากำลัง 2.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลการทดลองวัดค่ากำลังส่งออกของคลื่นอัลตราซาวด์กับระยะเวลาการทำงานของเครื่องแบบต่อเนื่อง ที่ค่ากำลังที่ตั้ง 2.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตร สรุปได้ ดังนี้ คือ

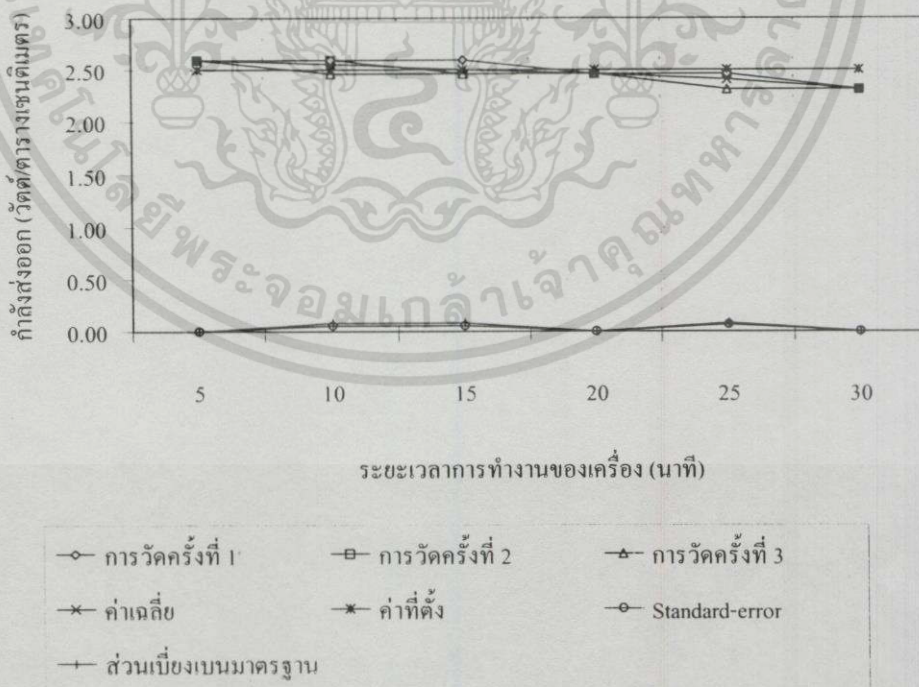
1. ในระยะเวลาการใช้เครื่องภายใน 30 นาที กำลังส่งออกของเครื่องมีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าเต็มสเกล อยู่ในช่วงตั้งแต่ -5.67 ถึง 4.00 เปอร์เซ็นต์

2. ในระยะเวลาการใช้เครื่องภายใน 30 นาที กำลังส่งออกของเครื่องมีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ อยู่ในช่วงตั้งแต่ -8.50 ถึง 6.00 เปอร์เซ็นต์

3. กำลังส่งออกของเครื่องมีค่าเพิ่มขึ้น 8.5 เปอร์เซ็นต์ในช่วง 20 นาทีแรกของการใช้งาน และจะเริ่มลดลงเมื่อใช้งานไปประมาณ 20 นาที โดยค่ากำลังส่งออกที่ลดลงมากที่สุดคือลดลง 6 เปอร์เซ็นต์ ที่เวลาการใช้เครื่อง 30 นาที ทั้งนี้อาจจะเป็นเพราะวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่ออกแบบ ยังมีเสถียรภาพที่อยู่ในเกณฑ์ที่ใช้ได้แต่ยังไม่ดีนัก

5. การทดลองวัดค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่อง ที่ค่ากำลัง 2.5 วัตต์/ตารางเซนติเมตร

ได้ผลการทดลองแสดงในตารางที่ ผ.ข.6 ในภาคผนวก ข และนำข้อมูลมาเขียนกราฟได้ ดังนี้



รูปที่ 5.53 แสดงค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่องที่ค่ากำลัง 2.5 วัตต์/ตารางเซนติเมตร

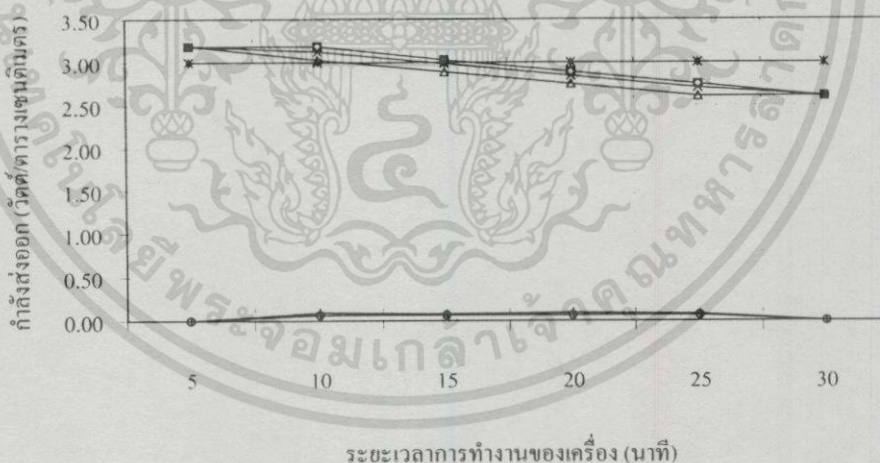
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลการทดลองวัดค่ากำลังส่งออกของคลื่นอัลตราซาวด์กับระยะเวลาการทำงานของเครื่องแบบต่อเนื่อง ที่ค่ากำลังที่ตั้ง 2.5 วัตต์/ตารางเซนติเมตร สรุปได้ ดังนี้ คือ

1. ในระยะเวลาการใช้เครื่องภายใน 30 นาที กำลังส่งออกของเครื่องมีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าเต็มสเกล อยู่ในช่วงตั้งแต่ -3.33 ถึง 6.33 เปอร์เซ็นต์
2. ในระยะเวลาการใช้เครื่องภายใน 30 นาที กำลังส่งออกของเครื่องมีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ อยู่ในช่วงตั้งแต่ -4.00 ถึง 7.60 เปอร์เซ็นต์
3. กำลังส่งออกของเครื่องมีค่าเพิ่มขึ้น 4.0 เปอร์เซ็นต์ในช่วง 15 นาทีแรกของการใช้งาน และจะเริ่มลดลงเมื่อใช้งานไปประมาณ 15 นาที โดยค่ากำลังส่งออกที่ลดลงมากที่สุดคือลดลง 7.6 เปอร์เซ็นต์ ที่เวลาการใช้เครื่อง 30 นาที ทั้งนี้อาจจะเป็นเพราะวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่ออกแบบ ยังมีเสถียรภาพที่อยู่ในเกณฑ์ที่ใช้ได้แต่ยังไม่ดีนัก

6. การทดลองวัดค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่องที่ค่ากำลัง 3.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตร

ได้ผลการทดลองแสดงในตารางที่ ผ.ข.7 ในภาคผนวก ข และนำข้อมูลมาเขียนกราฟได้ดังนี้



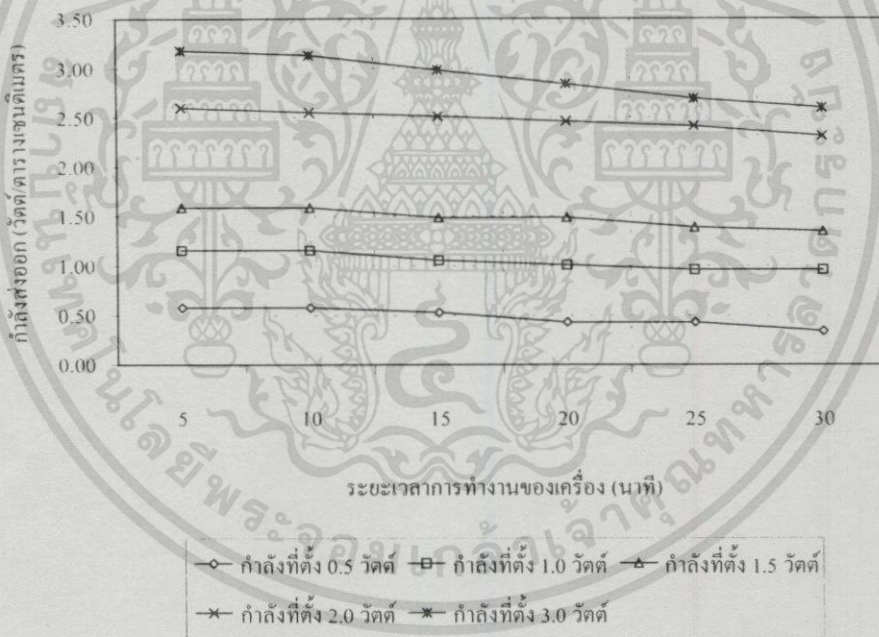
รูปที่ 5.54 แสดงค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่องที่ค่ากำลัง 3.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลการทดลองวัดค่ากำลังส่งออกของคลื่นอัลตราซาวด์กับระยะเวลาการทำงานของเครื่องแบบต่อเนื่อง ที่กำลังที่ตั้ง 3.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตร สรุปได้ ดังนี้ คือ

1. ในระยะเวลาการใช้เครื่องภายใน 30 นาที กำลังส่งออกของเครื่องมีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าเต็มสเกล อยู่ในช่วงตั้งแต่ -6.00 ถึง 13.33 เปอร์เซ็นต์
2. ในระยะเวลาการใช้เครื่องภายใน 30 นาที กำลังส่งออกของเครื่องมีค่าความแม่นยำที่เป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ อยู่ในช่วงตั้งแต่ -6.00 ถึง 13.33 เปอร์เซ็นต์
3. กำลังส่งออกของเครื่องมีค่าเพิ่มขึ้น 6 เปอร์เซ็นต์ในช่วง 10 นาทีแรกของการใช้งานและจะเริ่มลดลงเมื่อใช้งานไปประมาณ 10 นาที โดยค่ากำลังส่งออกที่ลดลงมากที่สุดคือลดลง 10 เปอร์เซ็นต์ ที่เวลาการใช้เครื่อง 30 นาที ทั้งนี้จะเป็นเพราะวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่ออกแบบ ยังมีเสถียรภาพที่อยู่ในเกณฑ์ที่ใช้ได้แต่ยังไม่ดีนัก

ในข้อมูลกำลังส่งออกทั้งหมดเทียบกับเวลา นำมาเขียนกราฟได้ดังนี้



รูปที่ 5.55 แสดงค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่องที่ค่ากำลังต่างๆ

จากกราฟ สรุปได้ ดังนี้ คือ

1. กำลังส่งออกของเครื่องมีแนวโน้มลดลงทุกค่ากำลังที่ตั้ง
2. กำลังส่งออกของเครื่องมีอัตราการเปลี่ยนแปลงมากที่สุดที่ค่ากำลังที่ตั้ง 3.0 วัตต์/ตาราง

เซนติเมตร

3. กำลังส่งออกของเครื่องที่มีการเปลี่ยนแปลงน้อยที่สุด คือที่ค่ากำลังที่ตั้ง 1.0 วัตต์/ตาราง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เซนติเมตร

4. การเปลี่ยนแปลงกำลังส่งออก ทั้งนี้อาจจะเป็นเพราะวงจรถอดรูปที่ออกแบบ ยังมีเสถียรภาพที่อยู่ในเกณฑ์ที่ใช้ได้แต่ยังไม่ดีนัก



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

ในการทดสอบประสิทธิภาพของเครื่องอัลตราซาวด์สำหรับกายภาพบำบัดในประเทศไทย นั้น ยังไม่มีเครื่องมือที่สามารถทดสอบเปรียบเทียบได้ในระดับสูง เมื่อเกิดปัญหาในการใช้งาน บริษัทตัวแทนจำหน่ายจะต้องส่งเครื่องมือดังกล่าวไปทำการปรับเทียบระบบที่ผู้ผลิต เนื่องจาก เครื่องมือดังกล่าวจะมีราคาแพงมาก และที่สำคัญตัวเครื่องมือเองจะต้องมีการปรับเทียบมาตรฐาน อย่างสม่ำเสมอ บริษัทตัวแทนในประเทศจึงไม่ซื้อมาใช้งานเพราะมีค่าใช้จ่ายสูง จากที่กล่าวมาจะ เห็นว่าการทดสอบประสิทธิภาพของเครื่องอัลตราซาวด์สำหรับกายภาพบำบัด ซึ่งใช้กำลังอัลตรา ซาวด์ค่อนข้างสูงมีความสำคัญมาก จึงเป็นเหตุผลหนึ่งที่จะต้องทำการสร้างเครื่องมือขึ้นมาทดสอบ โดยใช้วัสดุอุปกรณ์ที่มีภายในประเทศ โดยออกแบบให้มีความสามารถใช้งานได้ในระดับปฏิบัติการ ทั่วไป

สิ่งที่สำคัญอีกประการหนึ่งคือ อันตรายจากไฟฟ้าในเครื่องมือแพทย์ ฉะนั้นจึงต้องทำการ ตรวจสอบมาตรฐานความปลอดภัยทางไฟฟ้าของเครื่องมือที่พัฒนาขึ้นด้วย โดยการทดสอบได้ใช้ เครื่องมือทดสอบมาตรฐานความปลอดภัยทางไฟฟ้าที่ได้รับการรับรองจากสถาบันนานาชาติด้าน มาตรฐานและเทคโนโลยี (NIST) ซึ่งเครื่องอัลตราซาวด์ที่สร้างขึ้นนี้จัดอยู่ใน คลาส I ชนิด B การ ทดสอบเครื่องต้องทำภายใต้สภาวะที่กำหนด ซึ่งผลการทดสอบ เครื่องที่ออกแบบ มีค่าต่างๆที่วัดได้ อยู่ภายใต้มาตรฐานที่กำหนด

ในการออกแบบและสร้างเครื่องอัลตราซาวด์สำหรับกายภาพบำบัดที่นำมาใช้ในทางการ แพทย์ สามารถสรุปคุณสมบัติของเครื่องมือที่สร้างขึ้น ได้ดังนี้ คือ

1. ช่วงความถี่ที่ใช้งานคือ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ มีความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ ± 8.7 เปอร์เซ็นต์
2. ความถี่จากวงจรกำเนิดพัลส์ 100 เฮิร์ตซ์ มีความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ ± 2.91 เปอร์เซ็นต์ พัลส์มีช่วงเวลา 1 มิลลิวินาที ที่คาบเวลา 10 มิลลิวินาที มีค่าคิวดีไซเคิล 10 เปอร์เซ็นต์ มีความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ ± 16.00 เปอร์เซ็นต์ และพัลส์ที่มีช่วงเวลา 2 มิล ลิวินาที ที่คาบเวลา 10 มิลลิวินาที มีค่าคิวดีไซเคิล 20 เปอร์เซ็นต์ มีความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของ ค่าที่อ่านได้ ± 12.50 เปอร์เซ็นต์
3. การวัดสัญญาณของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ส่งออกเอาต์พุตแบบต่อเนื่อง โดยเชื่อมต่อ ทรานสดิวเซอร์ รูปคลื่นที่วัดได้เป็นสัญญาณรูปไซน์ มีความถี่ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ มีความแม่นยำเป็น เปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ ± 8.7 เปอร์เซ็นต์ มีแรงดันไฟฟ้าจากขอดถึงขอดต่ำที่สุด 14.14 โวลต์ที่ ค่ากำลังอัลตราซาวด์ 0.1 วัตต์/ตารางเซนติเมตรและมีแรงดันไฟฟ้าจากขอดถึงขอดสูงที่สุด 116.8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โวลต์ที่ค่ากำลังอัตราชาวด์ 3.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตร

4. ความสัมพันธ์ระหว่างกำลังของคลื่นอัตราชาวด์ กับกำลังทางไฟฟ้าที่ใช้ในวงจรขยายกำลังเพื่อใช้ขับทรานสดิวเซอร์ให้ทำงาน เป็นไปตามสมการดังต่อไปนี้

$$\text{กำลังทางไฟฟ้า(วัตต์)} = \{2.32(\pm 0.20) \times \text{กำลังอัตราชาวด์(วัตต์)}\} - (3.39 \pm 1.98) \quad (6.1)$$

เมื่อต้องการความเข้มของคลื่นอัตราชาวด์เพิ่มขึ้น ความต้องการกำลังไฟฟ้าก็จะเพิ่มขึ้น ทำให้การออกแบบจะต้องคำนวณให้มีกำลังไฟฟ้าที่เพียงพอในการขับทรานสดิวเซอร์ให้ทำงานที่ความเข้มของคลื่นอัตราชาวด์สูงสุดตามที่กำหนด

5. ระดับกำลังส่งออกที่แสดงโดยมาตรวัดแสดงค่าบนเครื่องอัตราชาวด์ มีความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ -11.67 เปอร์เซ็นต์ ถึง 5.00 เปอร์เซ็นต์ และมีความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าเต็มสเกล -9.00 เปอร์เซ็นต์ ถึง 0.67 เปอร์เซ็นต์ โดย องค์การเทคนิคทางไฟฟ้าระหว่างประเทศ(International Electrotechnical Commission, IEC) ตามเอกสาร IEC 60601-2-5 ได้กำหนดมาตรฐานค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ คือ ± 20 เปอร์เซ็นต์ เมื่อเทียบกับค่าที่ทดลองได้จากเครื่องมือที่พัฒนาขึ้น ได้ค่าความแม่นยำผิดพลาดเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้อยู่ภายในช่วงดังกล่าว โดยมีความสัมพันธ์กับระดับกำลังส่งออกจริงของเครื่องดังนี้

$$\begin{aligned} \text{กำลังส่งออกจริง(วัตต์)} &= \{1.096(\pm 0.010) \times \text{กำลังส่งออกแสดงโดยมาตรวัด(วัตต์)}\} \\ &\quad - (0.098 \pm 0.095) \end{aligned} \quad (6.2)$$

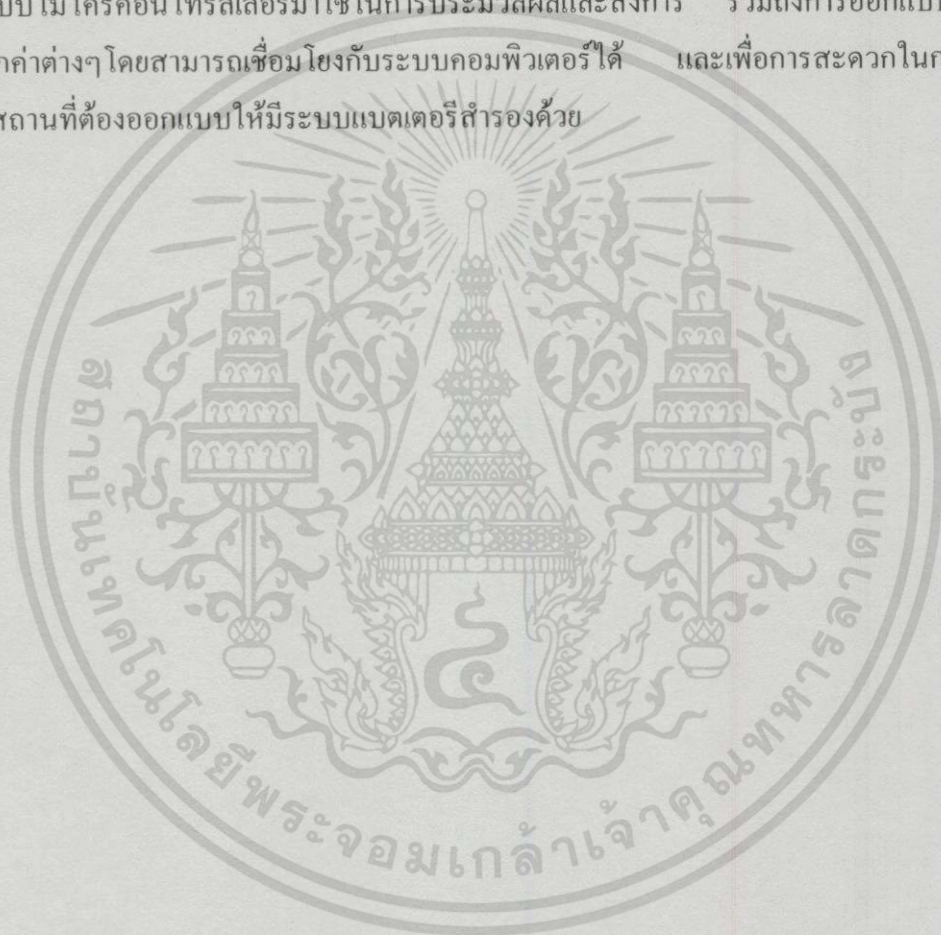
6. การเปลี่ยนแปลงของกำลังส่งออก เมื่อใช้เครื่องเป็นระยะเวลา 30 นาที พบว่าการเปลี่ยนแปลงกำลังส่งออกที่ค่ากำลังที่ตั้ง 1.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตร มีค่าความแม่นยำมากที่สุด คือมีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าเต็มสเกล -5.33 ถึง 1.33 เปอร์เซ็นต์ การเปลี่ยนแปลงกำลังส่งออกที่ค่ากำลังที่ตั้ง 3.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตร มีค่าความแม่นยำน้อยที่สุด คือมีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าเต็มสเกล -3.33 ถึง 6.33 เปอร์เซ็นต์

7. ในด้านความแม่นยำของระบบตั้งเวลา เป็นการทดสอบในแนวทางของการทดสอบตามระบบมาตรฐานของ IEC 60601-2-5 เครื่องมือที่พัฒนาขึ้นมีค่าความแม่นยำ ดังนี้ ในระยะเวลาที่ตั้งน้อยกว่า 5 นาที มีความแม่นยำตั้งแต่ -0.0062 ถึง -0.0034 วินาที ของค่าที่อ่านได้ ในระยะเวลาดังตั้ง ตั้งแต่ 5 นาที ถึง 10 นาที มีความแม่นยำตั้งแต่ -0.3511 ถึง -0.1600 % ของค่าที่ตั้ง ในระยะเวลาดังตั้ง มากกว่า 10 นาทีขึ้นไป มีความแม่นยำตั้งแต่ -0.1672 ถึง -0.1348 นาที ของค่าที่อ่านได้ ซึ่งความแม่นยำที่ได้ได้อยู่ภายใต้มาตรฐานที่กำหนด

8. มีระบบป้องกันทรานสดิวเซอร์ซึ่งได้ออกแบบให้มีการแสดงสัญญาณเตือนการสัมผัส เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ของทรานสดิวเซอร์ทั้งแบบแสงและเสียง โดยมีความไวในการตัดของสวิดช์ 0.45 วินาที มีค่าความแม่นยำเป็นเปอร์เซ็นต์ของค่าที่อ่านได้ ± 5 เปอร์เซ็นต์ มีสัญญาณเตือนด้วยเสียงถ้าทรานสดิวเซอร์ไม่สัมผัส ด้วยความถี่ 1 กิโลเฮิรตซ์ สามารถปรับความดังได้ และหลอดไฟสีแดงจะติดสว่างถ้าทรานสดิวเซอร์สัมผัสกับพื้นผิวที่ต้องการ สัญญาณเตือนจะปิดโดยอัตโนมัติ และหลอดไฟสีเขียวจะติดสว่าง

แนวทางการพัฒนาต่อไปในอนาคตนั้น สามารถทำการปรับปรุงวงจรอิเล็กทรอนิกส์ โดยการออกแบบวงจรให้มีเสถียรภาพที่ดีขึ้น เลือกใช้อุปกรณ์ที่มีขนาดที่เล็กลงแต่ประสิทธิภาพสูงขึ้น นำระบบไมโครคอนโทรลเลอร์มาใช้ในการประมวลผลและสั่งการ รวมถึงการออกแบบให้มีการบันทึกค่าต่างๆ โดยสามารถเชื่อมโยงกับระบบคอมพิวเตอร์ได้ และเพื่อการสะดวกในการใช้งาน นอกสถานที่ต้องออกแบบให้มีระบบแบตเตอรี่สำรองด้วย



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม

- Bentley, J.P. 1995. **Principles of Measurement Systems**. 3rd. ed. : Longman Scientific and Technical.
- Bell, D.A. 1990. **Operational Amplifiers Applications, Troubleshooting and Design**. New Jersey : Prentice Hall.
- Beyer, R.T. and Letcher, S.V. 1969. **Physical Ultrasonics**. New York : Academic Press.
- Bolton, W. 1996. **Measurement and Instrumentation Systems**. 1st. ed. : Newnes
- Boylestad, R. and Nashelsky, L. 1992. **Electronic Devices and Circuit Theory**. 5th. ed. : Prentice-Hall.
- Carr, J.J. and Brown, J.M. 1981. **Introduction to Biomedical Equipment Technology**. New York : John Wiley and Sons.
- Christensen, D.A. 1988. **Ultrasonic Bioinstrumentation**. New York : John Wiley and Sons.
- Cromwell, L. et. Al. 1980. **Biomedical Instrumentation and Measurements**. 2nd. ed. Prentice-Hall.
- DNI nevada. 1998. **MedTester6000 International Safety Analyzer Operating Mzannual**. : DNI nevada incorporated.
- Docker, M.F. 1987. "A Review of Instrumentation: Available For Therapeutic Ultrasound." **Physiotherapy**. 73(4) : 154-155.
- Fyfe, M.C. and Margaret, I.B. 1986. "Acoustic Output from Therapeutic Ultrasound Units." **The Australian Journal of Physiotherapy**. 32(1) : 13-16.
- Hobbie, R.K. 1985. **Intermediate Physics for Medicine and Biology**. 2nd. ed. : John Wiley and Sons.
- Hoogland, R. 1986. **Ultrasound therapy**. Holland : B.V. Enraf- Nonius Delft.
- IEC. 1988. **IEC 60601-1 Medical Electrical Equipment Part 1 General requirements for safety**. 2nd. ed. : IEC publications.
- IEC. 2000. **Medical electrical equipment- Part 2-5 Particular requirements for the safety of ultrasonic physiotherapy equipment**. : IEC publications.
- IEEE. Std 790-1989. **IEEE Guide for Medical Ultrasound Field Parameter Measurements**. : Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Kinsler, L.E. and Frey, A.R. 1962. **Fundamentals of Acoustic**. 2nd ed. New York : John Wiley and Sons.

Kuttruff, H. 1991. **Ultrasonics fundamentals and applications**. : Elsevier applied science.

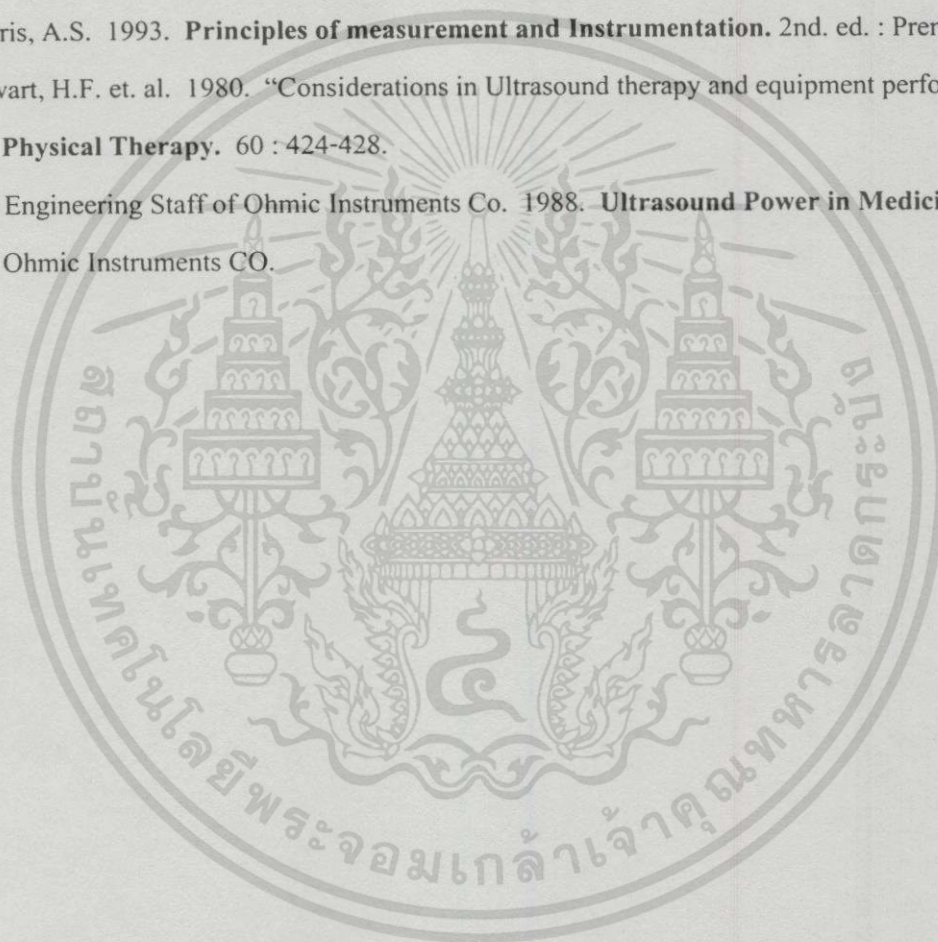
Larry, D.J. and Chin, A.F. 1991. **Electronic Instruments and Measurements**. 2nd. ed. : Prentice Hall.

McDiarmid, T. and Burns, P.N. 1987. "Clinical Applications of Therapeutic Ultrasound." **Physiotherapy**. 73(4) : 155-160

Morris, A.S. 1993. **Principles of measurement and Instrumentation**. 2nd. ed. : Prentice Hall.

Stewart, H.F. et. al. 1980. "Considerations in Ultrasound therapy and equipment performance." **Physical Therapy**. 60 : 424-428.

The Engineering Staff of Ohmic Instruments Co. 1988. **Ultrasound Power in Medicine**. : Ohmic Instruments CO.

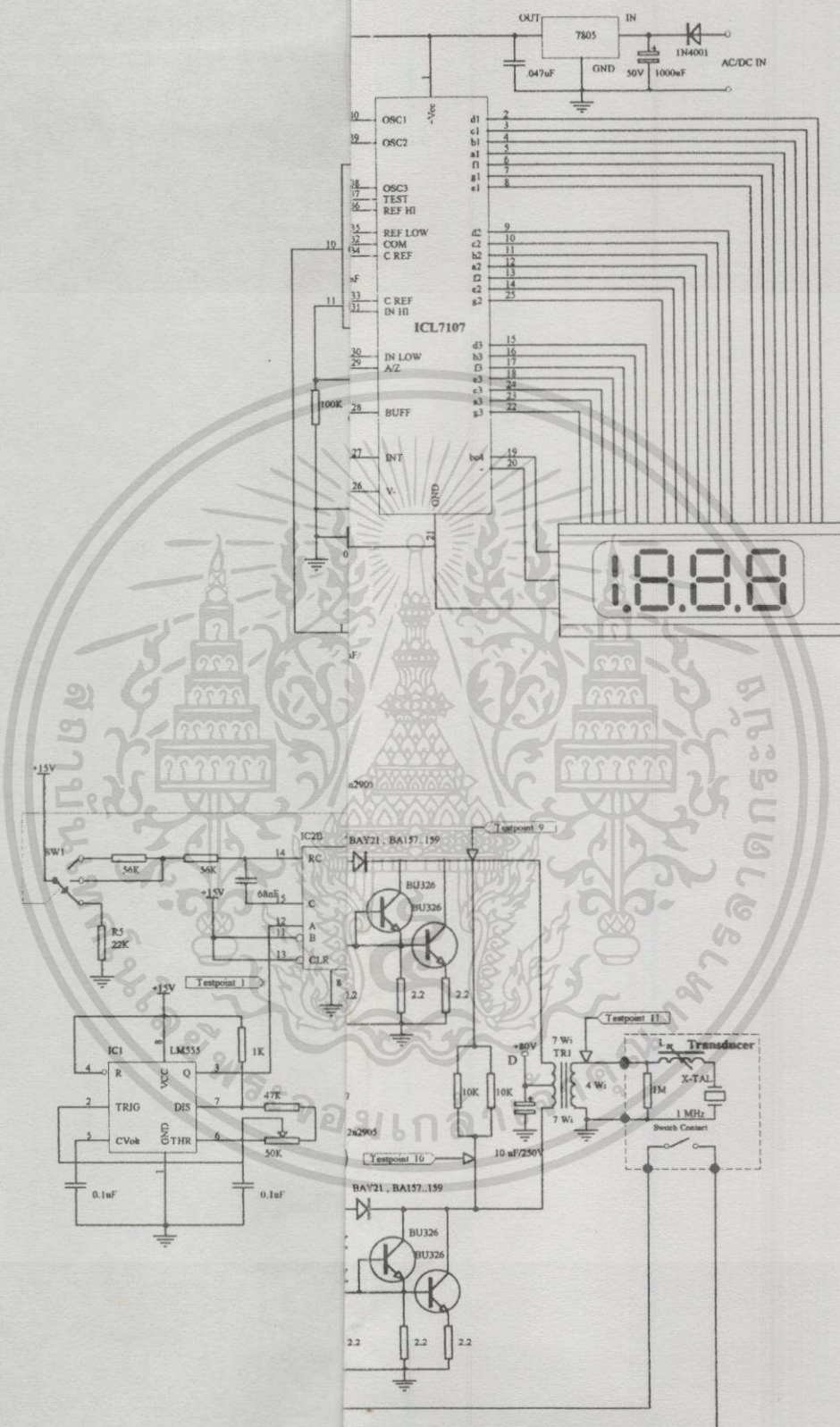




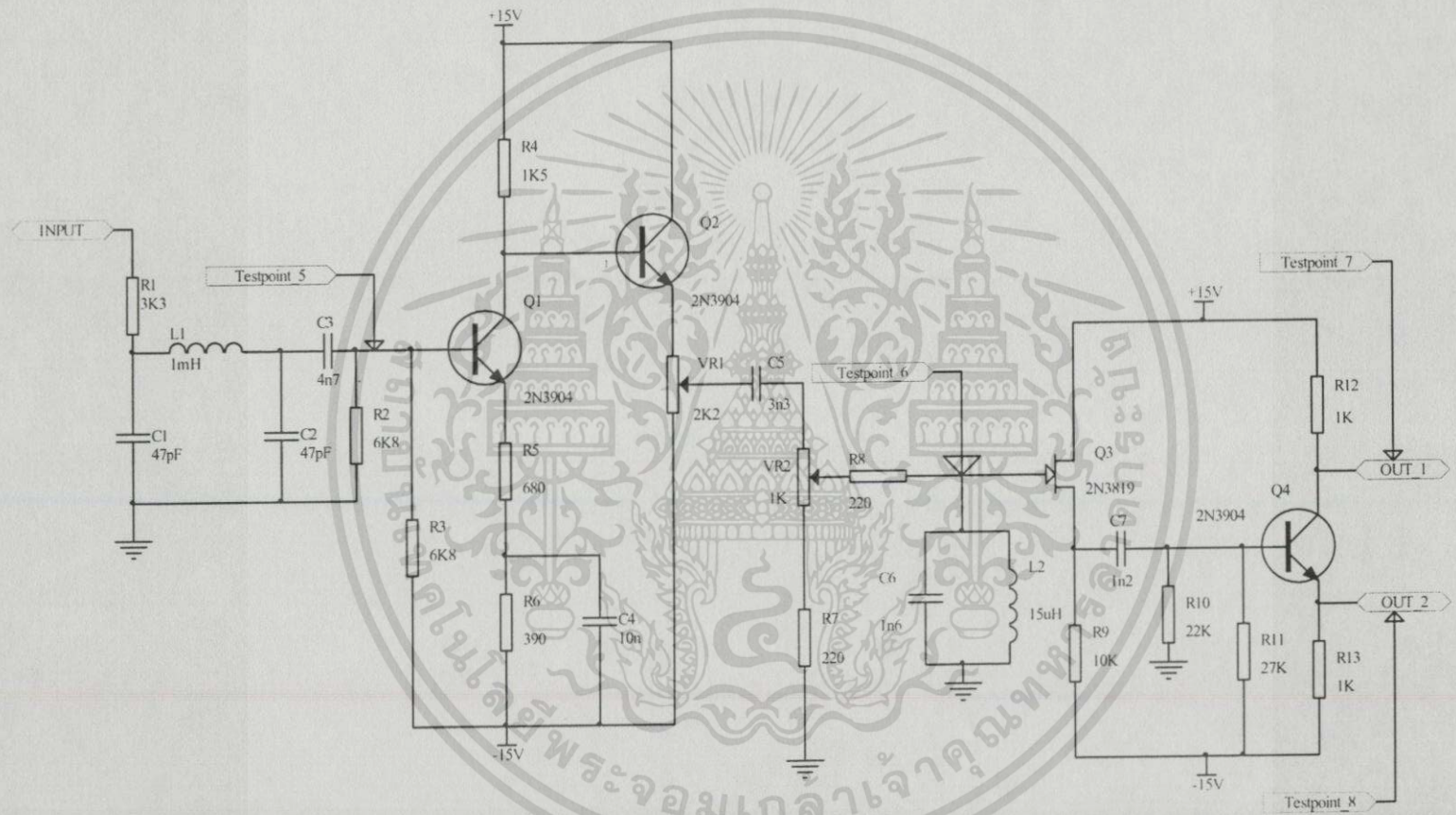
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



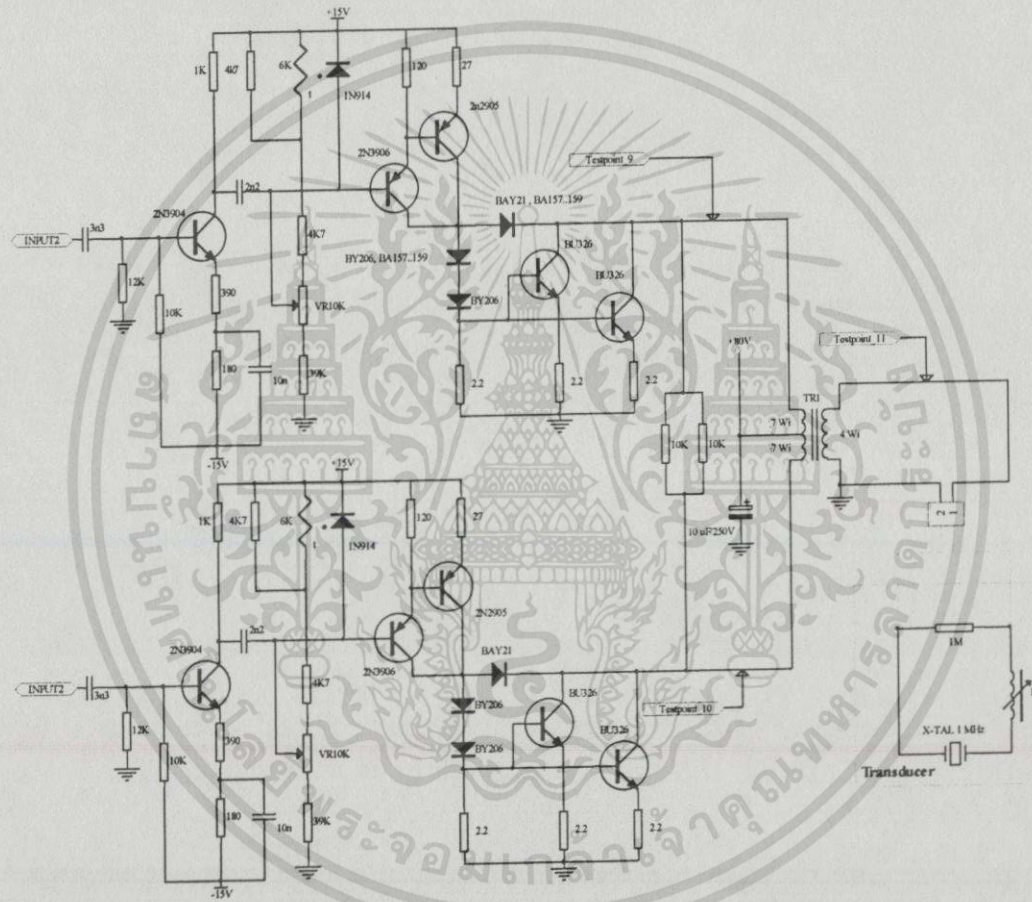
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



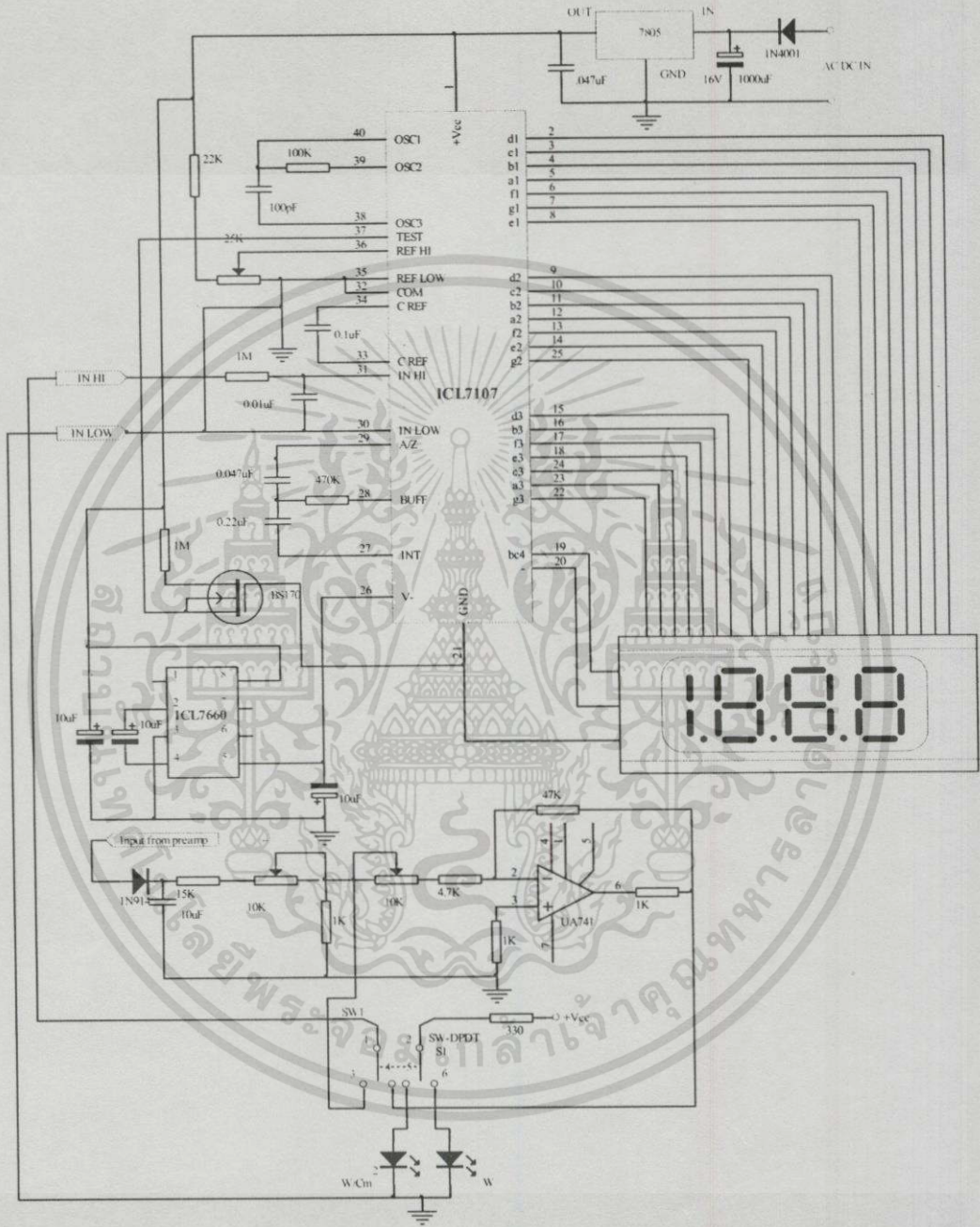
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับรูปที่ ผ.ก เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ ผ.ก.3 วงจรอิเล็กทรอนิกส์ส่วนขยายสัญญาณขั้นต้น

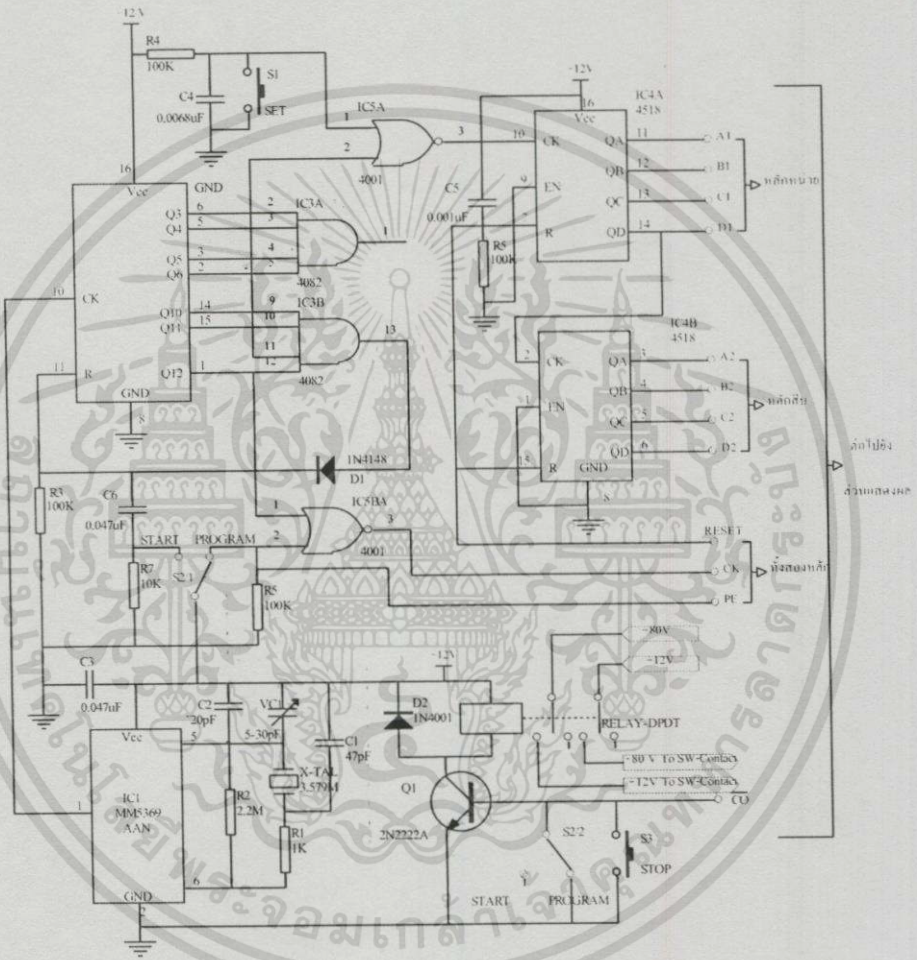


รูปที่ ผ.ก.4 วงจรอิเล็กทรอนิกส์ส่วนขยายสัญญาณกำลัง



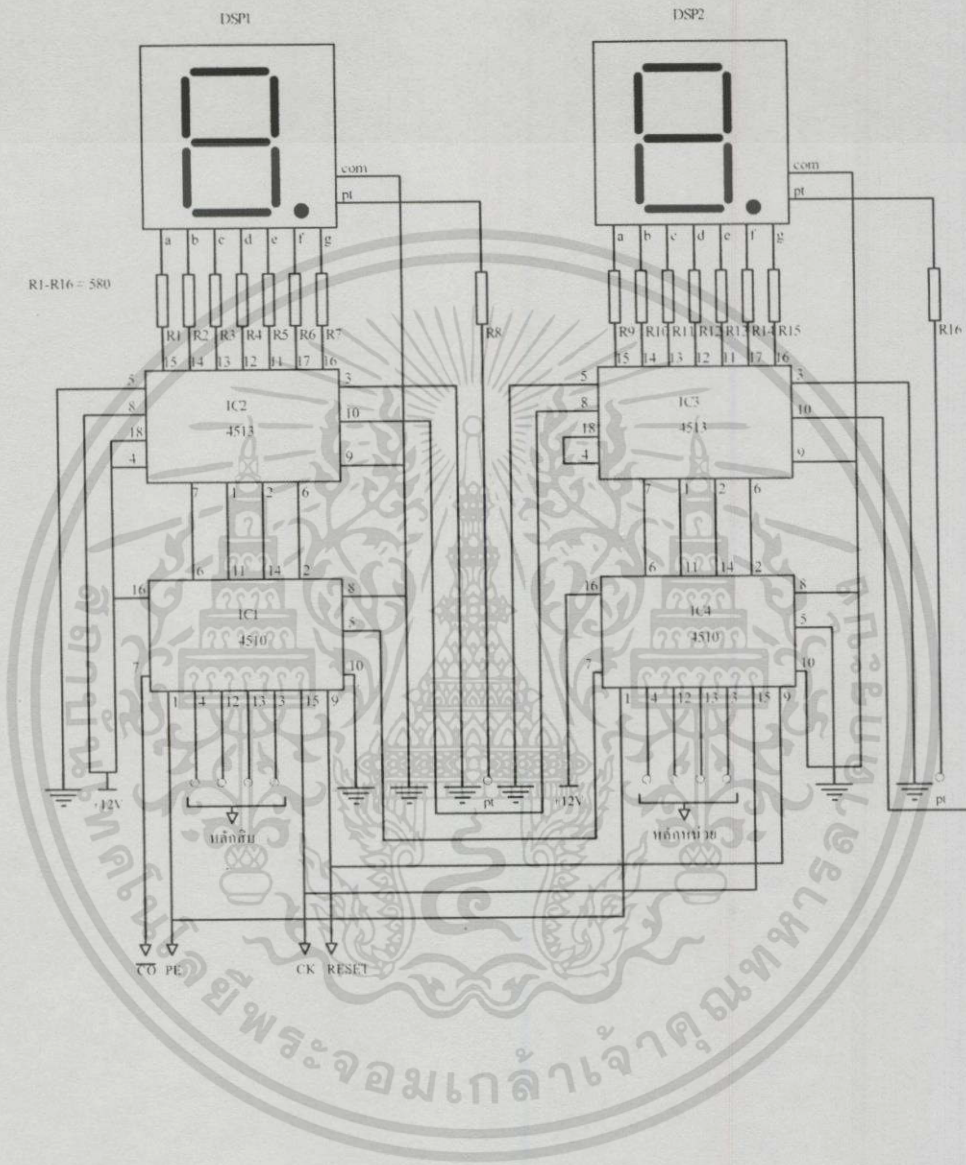
รูปที่ ผ.ก.5 วงจรอิเล็กทรอนิกส์ส่วนแสดงผลกำลังเอาต์พุต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



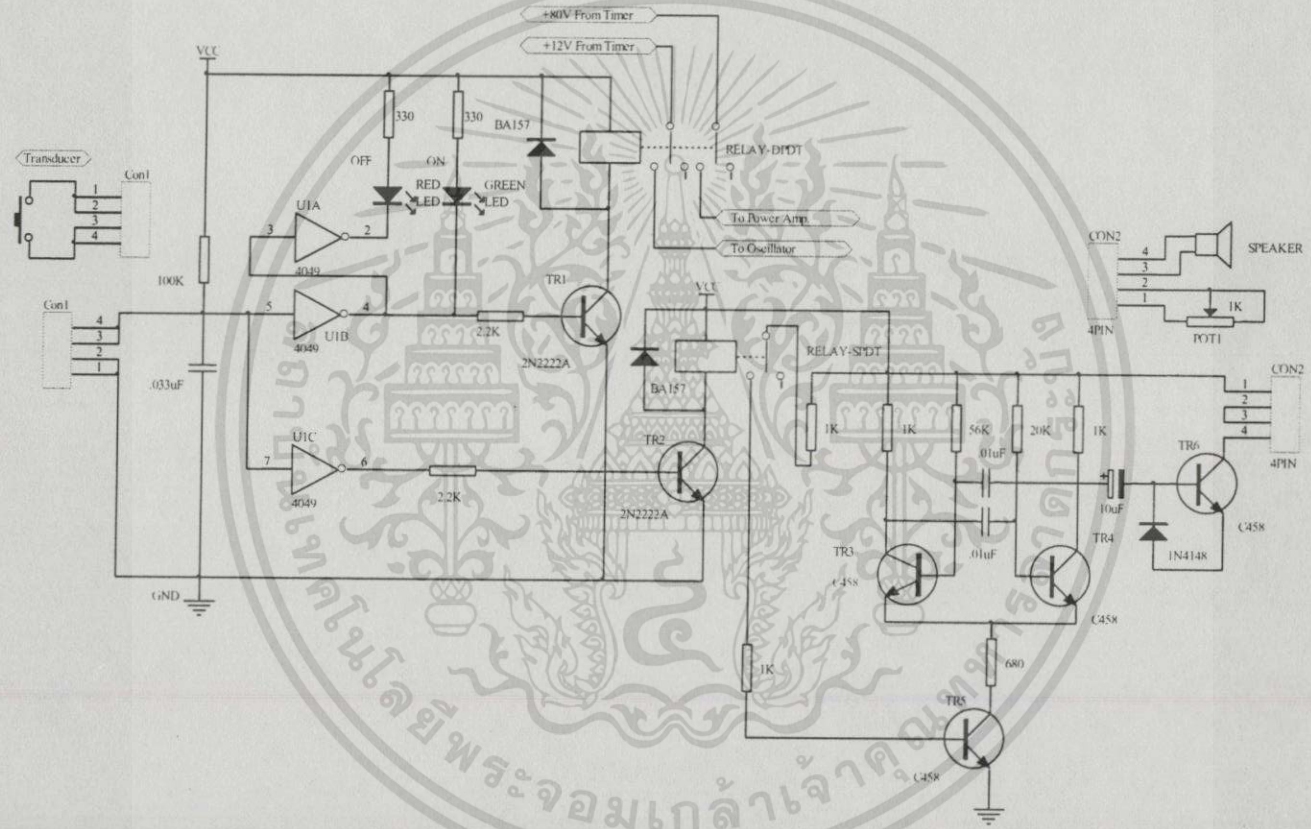
รูปที่ ผ.ภ.6 วงจรอิเล็กทรอนิกส์ส่วนควบคุมทั้งหมดของเครื่องตั้งเวลา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

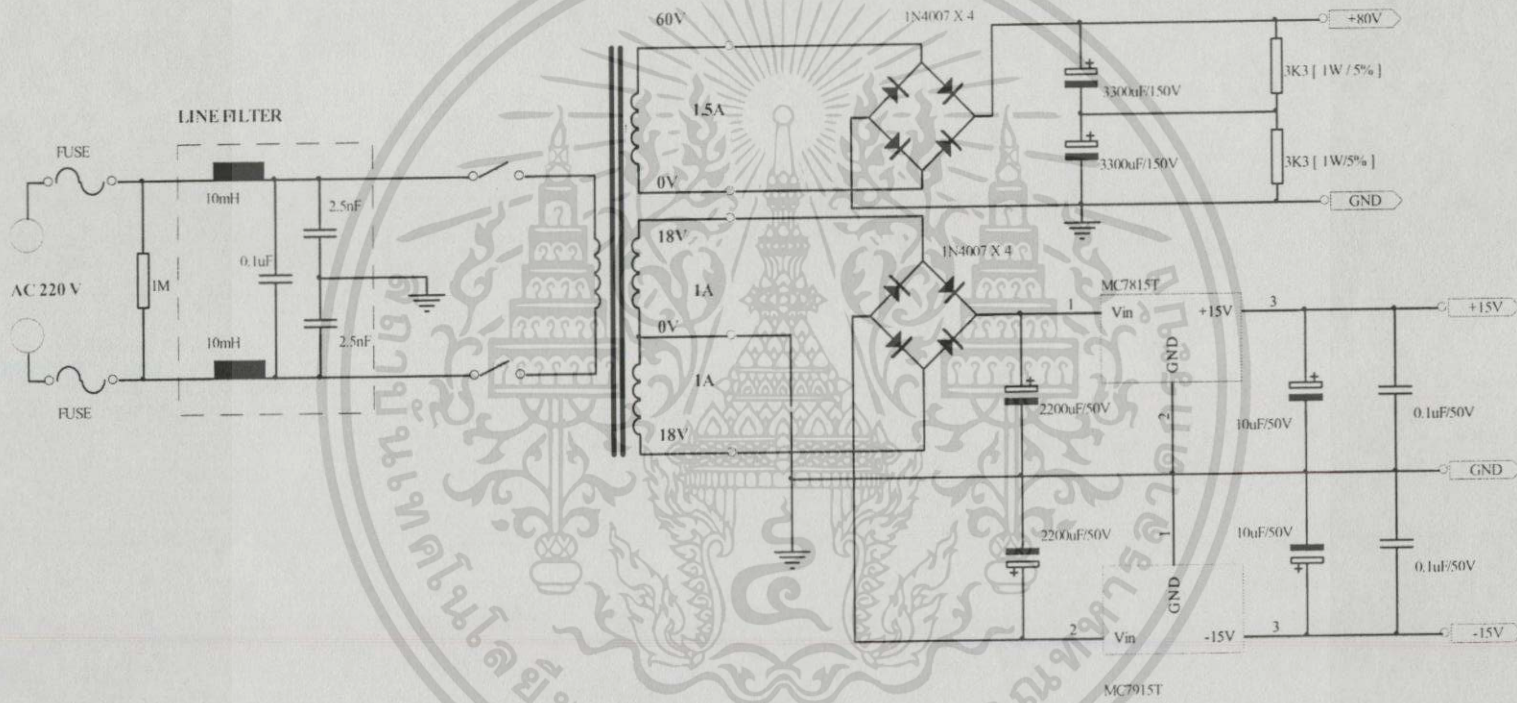


รูปที่ ผ.ก.7 วงจรอิเล็กทรอนิกส์ส่วนภาคนับสัญญาณถอยหลังและแสดงผลของเครื่องตั้งเวลา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ ผ.ก.8 วงจรอิเล็กทรอนิกส์ส่วนวงจรสวิตช์ป้องกันทรานสดิวเซอร์



รูปที่ ผ.ก.9 วงจรอิเล็กทรอนิกส์ส่วนแหล่งจ่ายไฟ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. ตารางแสดงรายละเอียดผลการทดลอง

1.1 รายละเอียดของผลการทดลองที่ 3

การวัดระดับกำลังส่งออกที่แสดงโดยมาตรวัดแสดงค่าบนเครื่องอัลตราซาวด์

ตารางที่ ผ.ข.1 แสดงกำลังส่งออกของคลื่นอัลตราซาวด์จริง กับ ค่าที่ตั้งไว้ หน่วยเป็น : วัตต์

กำลังที่ตั้ง (วัตต์)	กำลังที่อ่านได้ (วัตต์)						ส่วน เบี่ยงเบน มาตรฐาน	Standard Error	Repeatability (%)	ความแม่นยำ (% ของค่า)	
	1	2	3	4	5	ค่าเฉลี่ย				เต็มสเกล	ที่อ่านได้
1	1.46	1.46	0.73	0.73	0.73	1.02	0.40	0.18	4.87	-0.13	-2.00
2	2.19	2.19	2.19	1.46	1.46	1.90	0.40	0.18	4.87	0.67	5.00
3	3.66	3.66	2.93	2.93	2.93	3.22	0.40	0.18	4.87	-1.47	-7.33
4	4.39	4.39	4.39	4.39	3.66	4.24	0.33	0.15	4.87	-1.60	-6.00
5	5.86	5.86	5.12	5.12	5.12	5.42	0.41	0.18	4.93	-2.80	-8.40
6	6.59	6.89	6.59	6.89	6.59	6.71	0.16	0.07	2.00	-4.73	-11.83
7	7.32	8.05	8.05	7.32	7.32	7.61	0.40	0.18	4.87	-4.07	-8.71
8	8.79	8.79	8.79	8.05	8.05	8.49	0.41	0.18	4.93	-3.27	-6.13

ตารางที่ ผ.ข.1 (ต่อ) แสดงกำลังส่งออกของคลื่นอัลตราซาวด์จริง กับ ค่าที่ตั้งไว้ หน่วยเป็น : วัตต์

กำลังที่ตั้ง (วัตต์)	กำลังที่อ่านได้ (วัตต์)						ส่วน เบี่ยงเบน มาตรฐาน	Standard Error	Repeatability (%)	ความแม่นยำ (% ของค่า)	
	1	2	3	4	5	ค่าเฉลี่ย				เต็มสเกล	ที่อ่านได้
9	9.52	10.25	9.52	9.52	9.52	9.67	0.33	0.15	4.87	-4.47	-7.44
10	10.99	10.99	10.99	10.25	10.25	10.69	0.41	0.18	4.93	-4.60	-6.90
11	11.72	12.45	11.72	12.45	12.45	12.16	0.40	0.18	4.87	-7.73	-10.55
12	13.18	13.91	13.18	13.18	13.18	13.33	0.33	0.15	4.87	-8.87	-11.08
13	13.91	15.38	14.65	13.91	13.91	14.35	0.66	0.29	9.80	-9.00	-10.38
14	14.65	16.11	15.38	14.65	14.65	15.09	0.65	0.29	9.73	-7.27	-7.79
15	16.11	16.84	16.11	16.11	15.38	16.11	0.52	0.23	9.73	-7.40	-7.40

1.2 รายละเอียดของผลการทดลองที่ 4

การวัดการเปลี่ยนแปลงของกำลังส่งออก เมื่อกำลังดำเนินการใช้เครื่องอยู่ ณ เวลาต่างๆ

ตารางที่ ผ.ข.2 แสดงค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่อง ที่ค่ากำลัง 0.5 วัตต์/ตารางเซนติเมตร

ช่วงระยะเวลาที่วัด (นาที)	กำลังที่อ่านได้ (วัตต์)				ค่าผิดพลาด	ส่วนเบี่ยงเบน มาตรฐาน	Standard Error	Repeatability (%)	ความแม่นยำ เป็นเปอร์เซ็นต์ของค่า	
	1	2	3	ค่าเฉลี่ย					เต็มสเกล	ที่อ่านได้
5	0.58	0.58	0.58	0.58	-0.08	0.00	0.00	0.00	-2.67	-16.00
10	0.58	0.58	0.58	0.58	-0.08	0.00	0.00	0.00	-2.67	-16.00
15	0.58	0.43	0.58	0.53	-0.03	0.09	0.06	5.00	-1.00	-6.00
20	0.43	0.43	0.43	0.43	0.07	0.00	0.00	0.00	2.33	14.00
25	0.43	0.43	0.43	0.43	0.07	0.00	0.00	0.00	2.33	14.00
30	0.29	0.43	0.29	0.34	0.16	0.08	0.06	4.67	5.33	32.00

ตารางที่ ผ.ข.3 แสดงค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่อง ที่ค่ากำลัง 1.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตร

ช่วงระยะเวลาที่วัด (นาทีก)	กำลังที่อ่านได้ (วัตต์)				ค่าผิดพลาด	ส่วนเบี่ยงเบน มาตรฐาน	Standard Error	Repeatability (%)	ความแม่นยำ เป็นเปอร์เซ็นต์ของค่า	
	1	2	3	ค่าเฉลี่ย					เต็มสเกล	ที่อ่านได้
5	1.16	1.16	1.16	1.16	-0.16	0.00	0.00	0.00	-5.33	-16.00
10	1.16	1.16	1.16	1.16	-0.16	0.00	0.00	0.00	-5.33	-16.00
15	1.01	1.01	1.16	1.06	-0.06	0.09	0.06	5.00	-2.00	-6.00
20	1.01	1.01	1.01	1.01	-0.01	0.00	0.00	0.00	-0.33	-1.00
25	0.87	1.01	1.01	0.96	0.04	0.08	0.06	4.67	1.33	4.00
30	0.87	1.01	1.01	0.96	0.04	0.08	0.06	4.67	1.33	4.00

ตารางที่ ผ.ข.4 แสดงค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่อง ที่ค่ากำลัง 1.5 วัตต์/ตารางเซนติเมตร

ช่วงระยะเวลาที่วัด (นาทื)	กำลังที่อ่านได้ (วัตต์)				ค่าผิดพลาด	ส่วนเบี่ยงเบน มาตรฐาน	Standard Error	Repeatability (%)	ความแม่นยำ เป็นเปอร์เซ็นต์ของค่า	
	1	2	3	ค่าเฉลี่ย					เต็มสเกล	ที่อ่านได้
5	1.59	1.59	1.59	1.59	-0.09	0.00	0.00	0.00	-3.00	-6.00
10	1.59	1.59	1.59	1.59	-0.09	0.00	0.00	0.00	-3.00	-6.00
15	1.59	1.44	1.44	1.49	0.01	0.09	0.06	5.00	0.33	0.67
20	1.59	1.44	1.44	1.49	0.01	0.09	0.06	5.00	0.33	0.67
25	1.44	1.44	1.30	1.39	0.11	0.08	0.06	4.67	3.67	7.33
30	1.44	1.30	1.30	1.35	0.15	0.08	0.06	4.67	5.00	10.00

ตารางที่ ผ.ข.5 แสดงค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่อง ที่ค่ากำลัง 2.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตร

ช่วงระยะเวลาที่วัด (นาที)	กำลังที่อ่านได้ (วัตต์)				ค่าผิดพลาด	ส่วนเบี่ยงเบน มาตรฐาน	Standard Error	Repeatability (%)	ความแม่นยำ เป็นเปอร์เซ็นต์ของค่า	
	1	2	3	ค่าเฉลี่ย					เต็มสเกล	ที่อ่านได้
5	2.17	2.17	2.17	2.17	-0.17	0.00	0.00	0.00	-5.67	-8.50
10	2.17	2.17	2.17	2.17	-0.17	0.00	0.00	0.00	-5.67	-8.50
15	2.17	2.02	2.17	2.12	-0.12	0.09	0.06	5.00	-4.00	-6.00
20	2.02	2.02	2.02	2.02	-0.02	0.00	0.00	0.00	-0.67	-1.00
25	2.02	2.02	1.88	1.97	0.03	0.08	0.06	4.67	1.00	1.50
30	1.88	1.88	1.88	1.88	0.12	0.00	0.00	0.00	4.00	6.00

ตารางที่ ผ.ข.6 แสดงค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่อง ที่ค่ากำลัง 2.5 วัตต์/ตารางเซนติเมตร

ช่วงระยะเวลาที่วัด (นาที)	กำลังที่อ่านได้ (วัตต์)				ค่าผิดพลาด	ส่วนเบี่ยงเบน มาตรฐาน	Standard Error	Repeatability (%)	ความแม่นยำ เป็นเปอร์เซ็นต์ของค่า	
	1	2	3	ค่าเฉลี่ย					เต็มสเกล	ที่อ่านได้
5	2.60	2.60	2.60	2.60	-0.10	0.00	0.00	0.00	-3.33	-4.00
10	2.60	2.60	2.46	2.55	-0.05	0.08	0.06	4.67	-1.67	-2.00
15	2.60	2.46	2.46	2.51	-0.01	0.08	0.06	4.67	-0.33	-0.40
20	2.46	2.46	2.46	2.46	0.04	0.00	0.00	0.00	1.33	1.60
25	2.46	2.46	2.31	2.41	0.09	0.09	0.06	5.00	3.00	3.60
30	2.31	2.31	2.31	2.31	0.19	0.00	0.00	0.00	6.33	7.60

ตารางที่ ผ.ข.7 แสดงค่ากำลังส่งออกกับระยะเวลาการทำงานของเครื่อง ที่ค่ากำลัง 3.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตร

ช่วงระยะเวลาที่วัด (นาที)	กำลังที่อ่านได้ (วัตต์)				ค่าผิดพลาด	ส่วนเบี่ยงเบน มาตรฐาน	Standard Error	Repeatability (%)	ความแม่นยำ เป็นเปอร์เซ็นต์ของค่า	
	1	2	3	ค่าเฉลี่ย					เต็มสเกล	ที่อ่านได้
5	3.18	3.18	3.18	3.18	-0.18	0.00	0.00	0.00	-6.00	-6.00
10	3.18	3.18	3.03	3.13	-0.13	0.09	0.06	5.00	-4.33	-4.33
15	3.03	3.03	2.89	2.98	0.02	0.08	0.06	4.67	0.67	0.67
20	2.89	2.89	2.74	2.84	0.16	0.09	0.06	5.00	5.33	5.33
25	2.74	2.74	2.60	2.69	0.31	0.08	0.06	4.67	10.33	10.33
30	2.60	2.60	2.60	2.60	0.40	0.00	0.00	0.00	13.33	13.33

1.3 รายละเอียดผลการทดลองระบบตั้งเวลาการรักษา

ตารางที่ ผ.ข.8 แสดงค่าเวลาที่ตั้งกับค่าเวลาที่อ่านได้ในช่วงตั้งแต่เวลา 1 ถึง 4 นาที

ระยะเวลาที่วัด (นาที)	เวลาที่อ่านได้ (นาที)				ค่าผิดพลาด	ส่วนเบี่ยงเบน มาตรฐาน	Standard Error	Repeatability (%)	ความแม่นยำ เป็นเปอร์เซ็นต์ของค่า	
	1	2	3	ค่าเฉลี่ย					เต็มสเกล	ที่อ่านได้
1	1.0046	1.0035	1.0031	1.0037	-0.0037	0.0008	0.0005	0.0500	-0.0249	-0.3733
2	2.0057	2.0052	2.0046	2.0052	-0.0052	0.0006	0.0004	0.0367	-0.0344	-0.2583
3	3.0068	3.0068	3.0059	3.0065	-0.0065	0.0005	0.0004	0.0300	-0.0433	-0.2167
4	4.0076	4.0085	4.0081	4.0081	-0.0081	0.0005	0.0003	0.0300	-0.0538	-0.2017

ตารางที่ ผ.ข.9 แสดงค่าเวลาที่ตั้งกับค่าเวลาที่อ่านได้ในช่วงตั้งแต่เวลา 5 ถึง 10 นาที

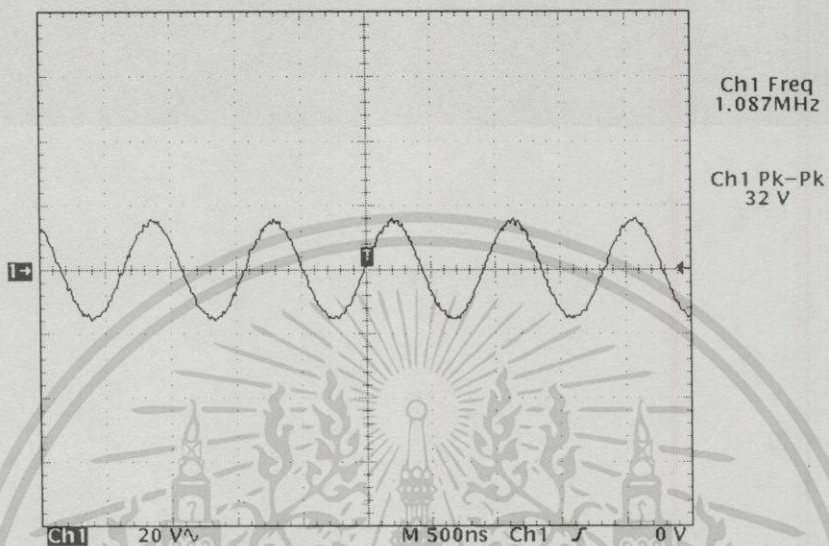
ระยะเวลาที่วัด (นาที)	เวลาที่อ่านได้ (นาที)				ค่าผิดพลาด	ส่วนเบี่ยงเบน มาตรฐาน	Standard Error	Repeatability (%)	ความแม่นยำ เป็นเปอร์เซ็นต์ของค่า	
	1	2	3	ค่าเฉลี่ย					เต็มสเกล	ที่อ่านได้
5	5.0101	5.0099	5.0058	5.0086	-0.0086	0.0024	0.0017	0.1433	-0.0573	-0.1720
6	6.0416	6.0116	6.0100	6.0211	-0.0211	0.0009	0.0007	1.0533	-0.1404	-0.3511
7	7.0132	7.0136	7.0068	7.0112	-0.0112	0.0038	0.0027	0.2267	-0.0747	-0.1600
8	8.0156	8.0151	8.0126	8.0144	-0.0144	0.0016	0.0011	0.1000	-0.0962	-0.1804
9	9.0157	9.0166	9.0143	9.0155	-0.0155	0.0012	0.0008	0.0767	-0.1036	-0.1726
10	10.0166	10.0185	10.0156	10.0169	-0.0169	0.0015	0.0010	0.0967	-0.1127	-0.1690

ตารางที่ ผ.ข.10 แสดงค่าเวลาที่ตั้งกับค่าเวลาที่อ่านได้ในช่วงตั้งแต่เวลา 11 ถึง 15 นาที

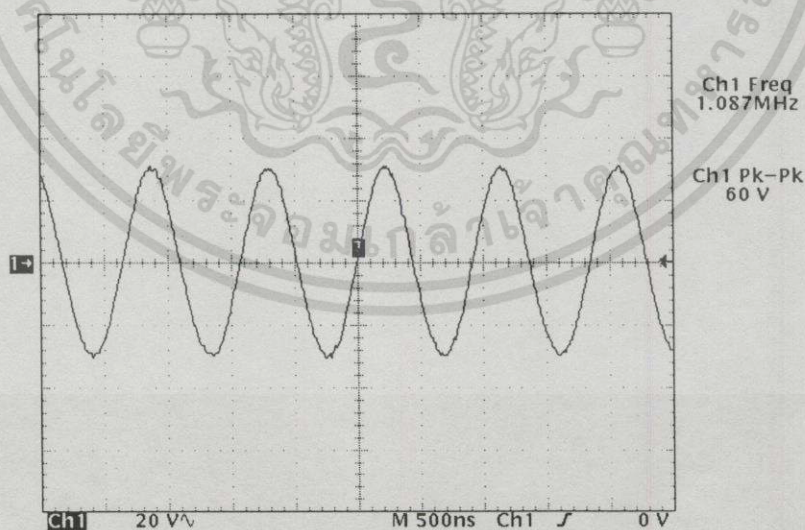
ระยะเวลาที่วัด (นาที)	เวลาที่อ่านได้ (นาที)				ค่าผิดพลาด	ส่วนเบี่ยงเบน มาตรฐาน	Standard Error	Repeatability (%)	ความแม่นยำ เป็นเปอร์เซ็นต์ของค่า	
	1	2	3	ค่าเฉลี่ย					เต็มสเกล	ที่อ่านได้
11	11.0132	11.0141	11.0172	11.0148	-0.0148	0.0021	0.0015	0.1333	-0.0989	-0.1348
12	12.0205	12.0210	12.0141	12.0185	-0.0185	0.0038	0.0027	0.2300	-0.1236	-0.1544
13	13.0230	13.0226	13.0196	13.0217	-0.0217	0.0019	0.0013	0.1133	-0.1449	-0.1672
14	14.0240	14.0255	14.0108	14.0201	-0.0201	0.0081	0.0057	0.4900	-0.1340	-0.1436
15	15.0256	15.0252	15.0220	15.0243	-0.0243	0.0020	0.0014	0.1200	-0.1618	-0.1618

2. รูปที่ได้จากการวัดและกราฟแสดงผลการวัด

2.1 รูปสัญญาณที่วัดได้ที่มีความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์ต่างๆ

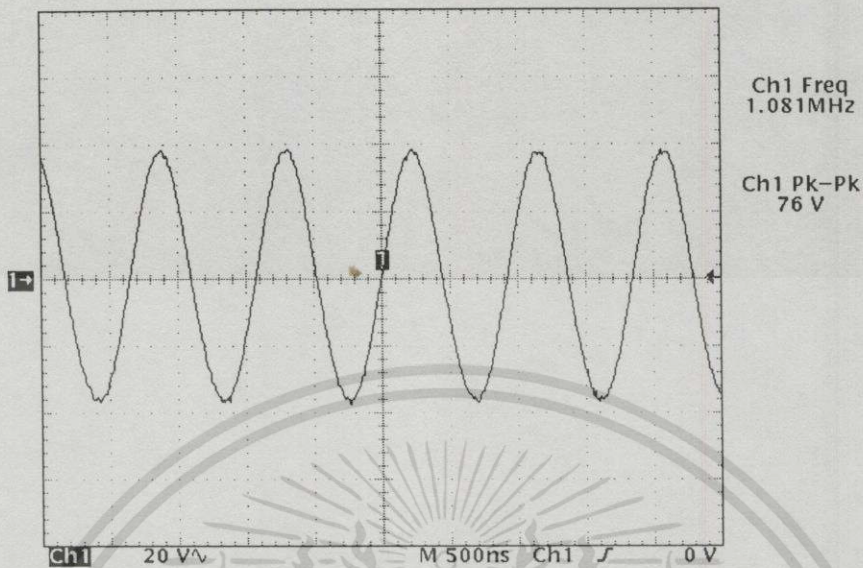


รูปที่ ผ.ข.1 แสดงสัญญาณที่วัดได้ที่มีความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์ เท่ากับ 0.5 วัตต์/ตารางเซนติเมตร

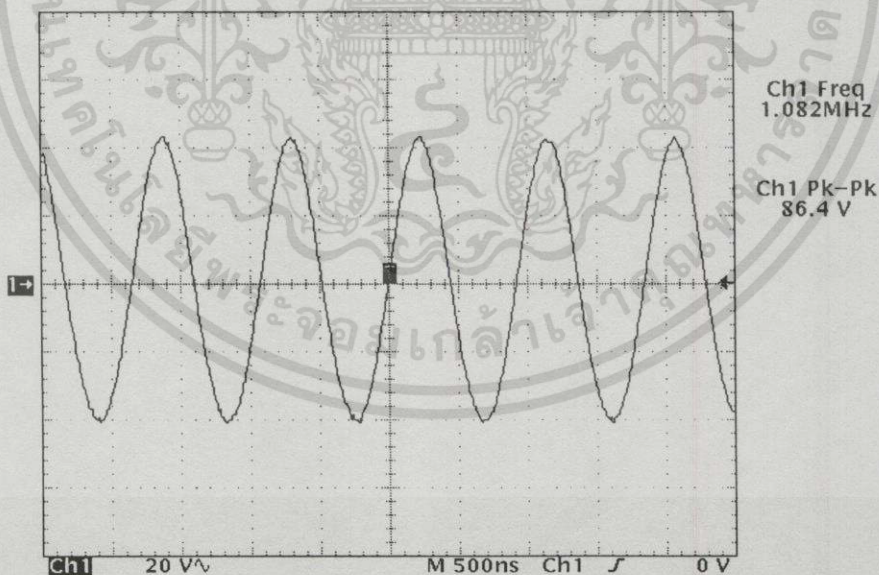


รูปที่ ผ.ข.2 แสดงสัญญาณที่วัดได้ที่มีความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์ เท่ากับ 1.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

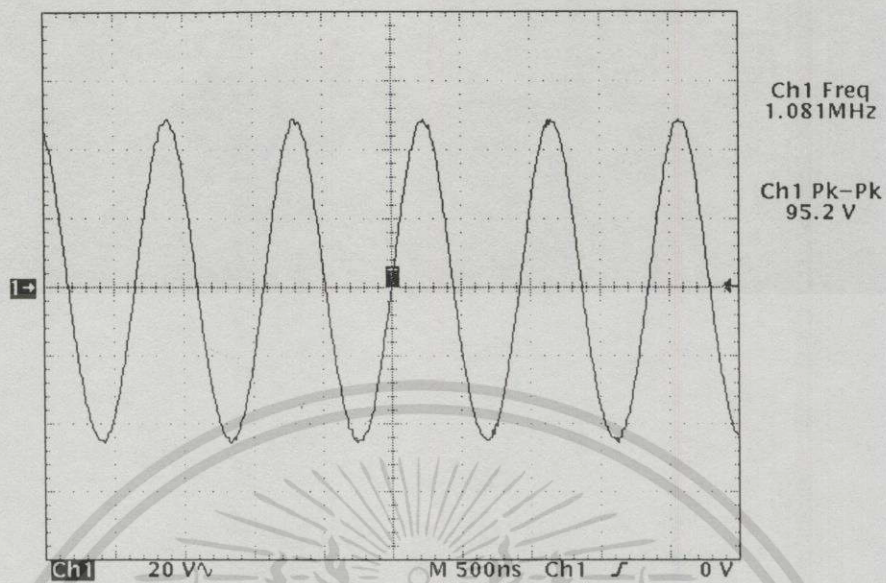


รูปที่ ผ.ข.3 แสดงสัญญาณที่วัดได้ที่ความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์ เท่ากับ 1.5 วัตต์/ตารางเซนติเมตร

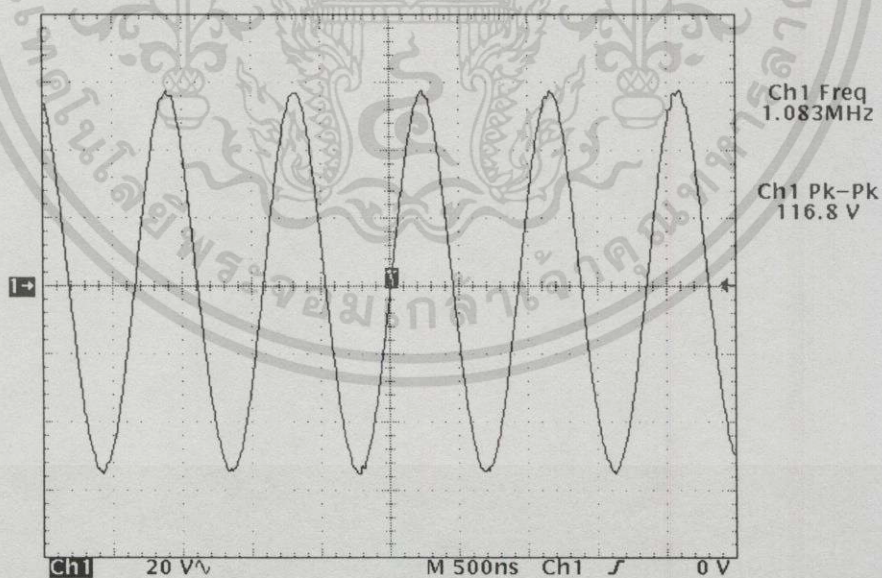


รูปที่ ผ.ข.4 แสดงสัญญาณที่วัดได้ที่ความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์ เท่ากับ 2.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้拿去ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



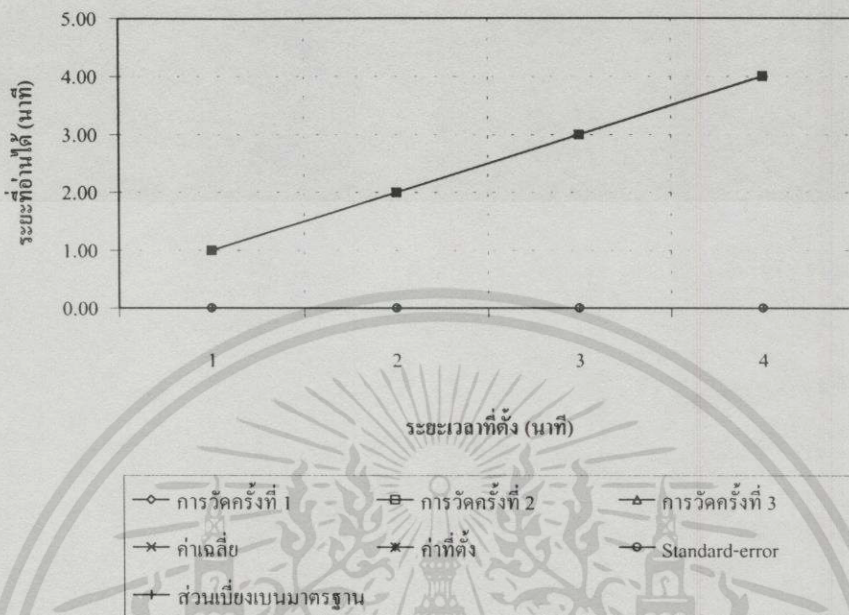
รูปที่ ผ.ข.5 แสดงสัญญาณที่วัดได้ที่มีความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์ เท่ากับ 2.5 วัตต์/ตารางเซนติเมตร



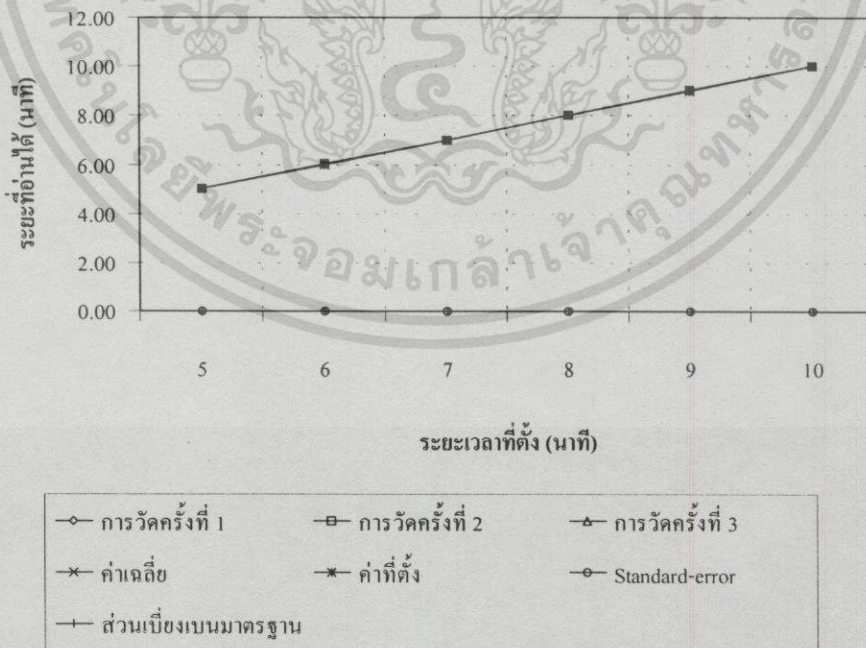
รูปที่ ผ.ข.6 แสดงสัญญาณที่วัดได้ที่มีความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์ เท่ากับ 3.0 วัตต์/ตารางเซนติเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2 กราฟแสดงค่าเวลาที่ตั้งกับค่าที่อ่านได้

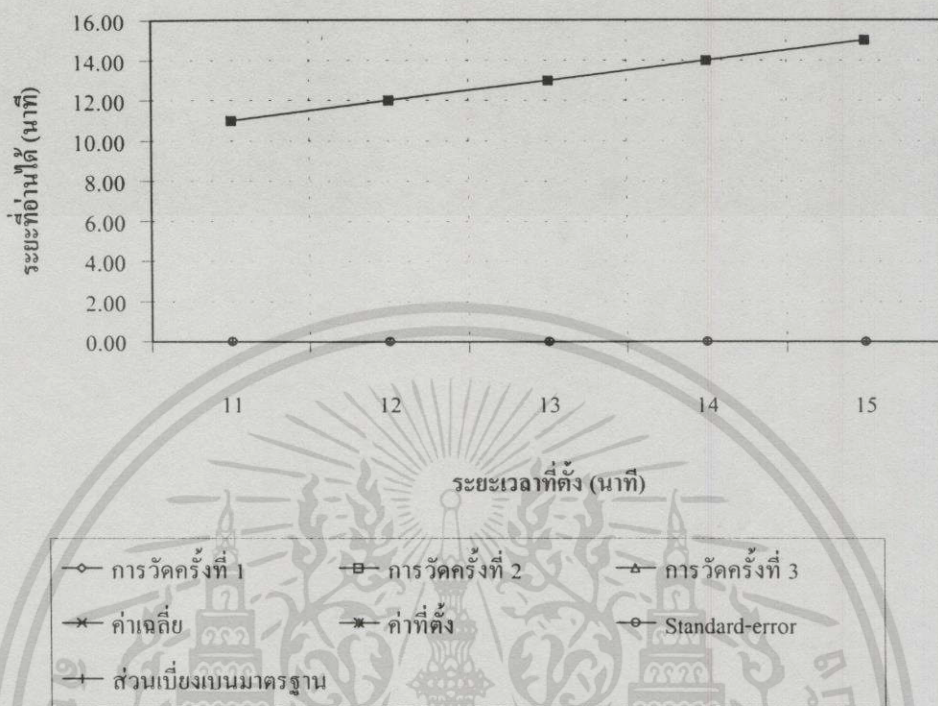


รูปที่ ผ.ข.7 กราฟแสดงค่าเวลาที่ตั้งกับค่าที่อ่านได้ ในช่วงตั้งแต่เวลา 1 ถึง 4 นาที



รูปที่ ผ.ข.8 กราฟแสดงค่าเวลาที่ตั้งกับค่าที่อ่านได้ ในช่วงตั้งแต่เวลา 5 ถึง 10 นาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ ผ.ข.9 กราฟแสดงค่าเวลาที่ตั้งกับค่าที่อ่านได้ ในช่วงตั้งแต่เวลา 11 ถึง 15 นาที



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

INTERNATIONAL STANDARD

IEC 60601-2-5

Second edition
2000-07

Medical electrical equipment –

Part 2-5: Particular requirements for the safety of ultrasonic physiotherapy equipment

Appareils électromédicaux –

*Partie 2-5:
Règles particulières de sécurité des appareils
à ultrasons pour physiothérapie*

© IEC 2000 — Copyright - all rights reserved

No part of this publication may be reproduced or utilized in any form or by any means, electronic or mechanical, including photocopying and microfilm, without permission in writing from the publisher.

International Electrotechnical Commission
Telefax: +41 22 919 0300

e-mail: inmail@iec.ch

3, rue de Varembé Geneva, Switzerland
IEC web site <http://www.iec.ch>



Commission Electrotechnique Internationale
International Electrotechnical Commission
Международная Электротехническая Комиссия

PRICE CODE **K**

For price, see current catalogue

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT –

"Amendment" means that the clause or subclause of the General Standard is amended as indicated by the text of this Particular Standard.

Subclauses or figures which are additional to those of the General Standard are numbered starting from 101, additional annexes are lettered AA, BB, etc., and additional items aa), bb), etc.

The term "this standard" is used to make reference to the General Standard and this Particular Standard taken together.

Where there is no corresponding section, clause or subclause in this Particular Standard, the section, clause or subclause of the General Standard, although possibly not relevant, applies without modification; where it is intended that any part of the General Standard, although possibly relevant, is not to be applied, a statement to that effect is given in this Particular Standard.

The requirements of this Particular Standard take priority over those of the General Standard and Collateral Standards mentioned below.

1.5 Collateral Standards

Addition:

The following Collateral Standards apply:

IEC 60601-1-1:1992, *Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for safety – Section 1 – Collateral standard: Safety requirements for medical electrical systems*

IEC 60601-1-2:1993, *Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for safety – 2. Collateral Standard: Electromagnetic compatibility – Requirements and tests*

IEC 60601-1-4:1996, *Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for safety – 4. Collateral Standard: Programmable electrical medical systems*

2 Terminology and definitions

2.1 EQUIPMENT parts, auxiliaries and ACCESSORIES

Additional definitions:

2.1.101

ULTRASONIC PHYSIOTHERAPY EQUIPMENT (hereinafter referred to as **EQUIPMENT**)
EQUIPMENT for the generation and application of ULTRASOUND to a PATIENT for therapeutic purposes

NOTE – Essentially the EQUIPMENT comprises a generator of electric high-frequency power and a transducer for converting this to ULTRASOUND.

2.1.102

ULTRASONIC TRANSDUCER
device capable of converting electrical energy to mechanical energy within the ultrasonic frequency range

*2.1.103

TREATMENT HEAD
assembly comprising an ULTRASONIC TRANSDUCER and associated parts for local application of ULTRASOUND to the PATIENT

NOTE – A TREATMENT HEAD is also referred to as an applicator.

2.1.104**ATTACHMENT HEAD**

ACCESSORY intended to be attached to the TREATMENT HEAD for the purpose of modifying the ultrasonic beam characteristics

2.12 MISCELLANEOUS**2.12.101****RATED OUTPUT POWER**

Maximum OUTPUT POWER of the EQUIPMENT at any RATED MAINS VOLTAGE [IEC 61689, definition 3.32]

2.12.102**ULTRASOUND**

acoustic oscillation whose frequency is above the high-frequency limit of audible sound (about 16 kHz) (see 801-21-04 of IEC 60050(801)) [IEC 61689, definition 3.45]

2.12.103**EFFECTIVE RADIATING AREA**

beam cross-sectional area extrapolated to the front face of the TREATMENT HEAD and multiplied by a dimensionless factor according to IEC 61689 [IEC 61689, definition 3.20, modified]

NOTE – This may be thought of as the area of the face of the treatment head which contains 100% of the total mean square acoustic power.

2.12.104**EFFECTIVE INTENSITY**

ratio of the OUTPUT POWER to the EFFECTIVE RADIATING AREA. It is expressed in watts per square centimetre [IEC 61689, definition 3.18, modified]

2.12.105**ACOUSTIC WORKING FREQUENCY**

frequency of an acoustic signal based on the observation of the output of a hydrophone placed in an acoustic field. The signal is analysed using the zero-crossing frequency technique (see 3.4.1 of IEC 61102) [IEC 61689, definition 3.3]

2.12.106**BEAM NON-UNIFORMITY RATIO**

ratio of the square of the maximum r.m.s. acoustic pressure to the spatial average of the square of the r.m.s. acoustic pressure where the spatial average is taken over the EFFECTIVE RADIATING AREA, determined in accordance with IEC 61689 [IEC 61689, definition 3.9, modified]

2.12.107**BEAM TYPE**

descriptive classification for the ultrasonic beam in one of three types: collimated, convergent or divergent [IEC 61689, definition 3.11]

2.12.108**DUTY FACTOR**

ratio of the PULSE DURATION to the PULSE REPETITION PERIOD (see 5.3.2.4 of IEC 60469-1) [IEC 61689, definition 3.17]

2.12.109**OUTPUT POWER**

time-average ultrasonic power radiated by a TREATMENT HEAD of EQUIPMENT into an approximately free field under specified conditions in a specified medium, preferably in water (see 3.5 of IEC 61161) [IEC 61689, definition 3.31]

2.12.110**PULSE DURATION**

time interval beginning at the first time the pressure amplitude exceeds a reference value and ending at the last time the pressure amplitude returns to that value. The reference value is equal to the sum of the minimum pressure amplitude and 10% of the difference between the maximum and minimum pressure amplitude [IEC 61689, definition 3.35]

NOTE – The above definition from IEC 61689 differs from that of 3.30 of IEC 61102 to account for incomplete modulation.

2.12.111**PULSE REPETITION PERIOD**

absolute value of the time interval after which the same characteristics of a periodic waveform recur (see 5.3.2.1 of IEC 60469-1) [IEC 61689, definition 3.36]

2.12.112**TEMPORAL-MAXIMUM INTENSITY**

in the case of an amplitude modulated wave, this is the ratio of the TEMPORAL-MAXIMUM OUTPUT POWER to the EFFECTIVE RADIATING AREA [IEC 61689, definition 3.41, modified]

2.12.113**TEMPORAL-MAXIMUM OUTPUT POWER**

in the case of an amplitude modulated wave, this is a function of the actual OUTPUT POWER, the temporal-peak acoustic pressure and the r.m.s. acoustic pressure and is determined as specified in IEC 61689 [conforms to 3.34 of IEC 61689]

***4 General requirements for tests**

This clause of the General Standard applies, except as follows:

***4.1 Tests**

Note addition to rationale (see Annex AA).

5 Classification

This clause of the General Standard applies, except as follows:

5.6

Amendment:

Delete all dashed items except “– CONTINUOUS OPERATION”.

6 Identification, marking and documents*6.1 Marking on the outside of EQUIPMENT or EQUIPMENT parts**

p) Output

Replacement:

1. The generator of an EQUIPMENT shall additionally be provided with the following markings:

- ACOUSTIC WORKING FREQUENCY in MHz (in kHz for frequencies below 1 MHz)

- waveform (continuous, amplitude modulated (or pulsed))
 - if amplitude modulated (or pulsed), a description or picture of the output waveforms, along with values for the PULSE DURATION, PULSE REPETITION PERIOD, and DUTY FACTOR for each modulation setting.
2. The generator shall carry a nameplate, permanently attached, on which is given a unique serial number so that it is individually identified.
 3. The treatment head shall be marked with its rated output power in watts, the effective radiating area in square centimetres, the beam non-uniformity ratio, the beam type, a designation of the specific generator (where applicable, see 6.8.2 aa) item 9) of the equipment for which the treatment head is intended and a unique serial number.

6.8.2 Instructions for use

Additional item:

- aa) The instructions for use shall additionally contain the following:
 - 1) Information on ACOUSTIC WORKING FREQUENCY or FREQUENCIES in kilohertz or megahertz and EFFECTIVE RADIATING AREA or AREAS in square centimetres of any TREATMENT HEAD or ATTACHMENT HEAD.
 - 2) A recommendation calling the USER's attention to the need for periodic maintenance, especially:
 - INTERVALS FOR REGULAR PERFORMANCE TESTING AND CALIBRATION BY THE USER;
 - INSPECTION OF THE TREATMENT HEAD FOR CRACKS, WHICH MAY ALLOW THE INGRESS OF CONDUCTIVE FLUID;
 - INSPECTION OF THE TREATMENT HEAD CABLES AND ASSOCIATED CONNECTORS.
 - 3) Advice on the procedures necessary for safe operation, drawing attention in the case of TYPE B APPLIED PARTS to the SAFETY HAZARDS which may occur as a result of an inadequate electrical installation.
 - 4) Advice on the type of electrical installation to which the EQUIPMENT may be safely connected, including the connection of any POTENTIAL EQUALIZATION CONDUCTOR.
 - 5) Advice drawing the USER's attention to the need for care when handling the TREATMENT HEAD since rough handling may adversely affect its characteristics.
 - 6) A list of conditions for which ULTRASOUND treatment is contraindicated.
 - 7) A statement of intended use(s).
 - 8) Information on available TREATMENT HEADS.
 - 9) Where a TREATMENT HEAD has been designed for interchangeability, such that it is not possible to specify a particular generator unit, this shall be stated and the method by which interchangeability is achieved shall be described.

7 Power input

This clause of the General Standard applies with EQUIPMENT operated as specified in Clause 50.

SECTION TWO – ENVIRONMENTAL CONDITIONS

The clauses and subclauses of this section of the General Standard apply.

SECTION THREE – PROTECTION AGAINST ELECTRIC SHOCK HAZARDS

The clauses and subclauses of this section of the General Standard apply, except as follows:

*13 General

Addition:

In the case of combined EQUIPMENT (e.g. EQUIPMENT additionally provided with a function or an APPLIED PART for electrical stimulation) such EQUIPMENT shall also comply with any Particular Standard specifying safety requirements for the additional function.

SECTION FOUR – PROTECTION AGAINST MECHANICAL HAZARDS

The clauses and subclauses of this section of the General Standard apply, except as follows:

21 Mechanical strength

21.5 Compliance test:

Additional paragraph:

After the test, the TREATMENT HEAD shall comply with 51.104 of this Particular Standard.

SECTION FIVE – PROTECTION AGAINST HAZARDS FROM UNWANTED OR EXCESSIVE RADIATION

The clauses and subclauses of this section of the General Standard apply, except as follows:

*35 Acoustical energy (including ultrasonics)

Replacement:

The spatial-peak temporal-average intensity (see IEC 61102) of unwanted ULTRASOUND radiation from a TREATMENT HEAD intended for hand-held use shall be less than 100 mW/cm^2 when measured as described below.

Compliance shall be checked by the following test:

The front face of the TREATMENT HEAD is immersed in degassed water the temperature of which is $22 \text{ }^\circ\text{C} \pm 3 \text{ }^\circ\text{C}$. The EQUIPMENT is operated at the RATED OUTPUT POWER specified for the TREATMENT HEAD. The unwanted ULTRASOUND radiation is measured by scanning, by hand, the side walls of the TREATMENT HEAD by means of a calibrated hydrophone coupled to the side walls using a coupling gel.

NOTE – For requirements concerning OUTPUT POWER and intensity distribution, see Section Eight.

*36 Electromagnetic compatibility

Replacement:

EQUIPMENT shall comply with the Collateral Standard 60601-1-2, except as follows:

36.202.2.1 d)

Additional sentence:

The value of 3 V/m is specified for the immunity tests.

36.202.2.2 d)

Replacement:

The following operating conditions apply during the test:

- Maximum and half setting of the OUTPUT POWER, the TREATMENT HEAD being immersed in water.
- If the output circuit can be tuned with an accessible control, the measurement shall be made at resonance and also when detuned.

SECTION SIX – PROTECTION AGAINST THE HAZARDS OF IGNITION OF FLAMMABLE ANAESTHETIC MIXTURES

The clauses and subclauses of this section of the General Standard apply.

SECTION SEVEN – PROTECTION AGAINST EXCESSIVE TEMPERATURES AND OTHER SAFETY HAZARDS

The clauses and subclauses of this section of the General Standard apply, except as follows:

42 Excessive temperatures

42.3

* Compliance test

Additional items:

- 6) The radiating surface of a normally hand-held TREATMENT HEAD is immersed approximately 1 cm below the surface of 2 l of water having a total depth of not less than 20 cm and an initial temperature of $25\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 1\text{ }^{\circ}\text{C}$. The EQUIPMENT is operated for 3 min at the RATED OUTPUT POWER for the TREATMENT HEAD concerned. The TREATMENT HEAD is then removed from the water for 15 s and then immediately reimmersed in the water and the above cycle repeated twice more (a total test time of 9 min 45 s). (See figure 101.)
- 7) A TREATMENT HEAD which is intended only for use under water, and which is not intended to be used as a hand-held device, shall be tested while completely immersed in not less than 2 l of water with the EQUIPMENT operating for 15 min at the RATED OUTPUT POWER specified for the TREATMENT HEAD concerned.

NOTE - Some form of mechanical stirrer may be necessary to ensure that the temperature is distributed evenly. (See Annex AA, clause 42.)

8) At no time during tests 101 or 102 above shall the temperature of the radiating surface exceed 41 °C.

NOTE 1 – During the measurement of temperature, it may be necessary to de-energize the TREATMENT HEAD in order to avoid direct heating of the temperature measuring device.

NOTE 2 – To avoid additional heating caused by ULTRASOUND reflected from the sides or bottom of the water test tank, the walls and bottom of the test tank should be lined with acoustic absorbing material.

9) The temperature-rise test for the generator is performed at RATED OUTPUT POWER with the TREATMENT HEAD immersed in a container filled with water at an initial temperature of $25\text{ °C} \pm 1\text{ °C}$ for a period of time as specified in Item 3) "DUTY CYCLE" of the compliance test following 42.3 of the General Standard. The test shall be performed for each TREATMENT HEAD provided by the manufacturer in turn unless it can be shown that testing a specific TREATMENT HEAD will produce worst case results.

44 Overflow, spillage, leakage, humidity, ingress of liquids, cleaning, sterilization, disinfection and compatibility

*44.6 Ingress of liquids

Addition:

101) The TREATMENT HEAD of EQUIPMENT shall be rated IPX7 according to IEC 60529.

Compliance shall be checked by testing the TREATMENT HEAD including the inlet of the connecting cord according to IEC 60529.

102) A TREATMENT HEAD specified for ultrasonic therapy in combination with pressurized water massage shall withstand the maximum pressure occurring in this treatment.

Compliance shall be checked by the test mentioned under 44.6.101) above, but at 1,3 times the maximum pressure occurring in NORMAL USE.

SECTION EIGHT – ACCURACY OF OPERATING DATA AND PROTECTION AGAINST HAZARDOUS OUTPUT

The clauses and subclauses of this section of the General Standard apply, except as follows:

* 50 Accuracy of operating data

50.1 Marking of controls and instruments

Replacement:

50.1.101 Quantitative indicators shall be provided on the control panel in the form of a meter or a calibrated output control. They shall be directly readable, and show

- a) OUTPUT POWER and EFFECTIVE INTENSITY in the case of continuous wave mode of operation, and
- b) TEMPORAL-MAXIMUM INTENSITY and TEMPORAL-MAXIMUM OUTPUT POWER in the amplitude modulated wave mode of operation.

Compliance shall be checked by measurement in accordance with Clause 8 of IEC 61689. The above measurements shall be made immediately after any warm-up period specified in the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

50.1.102 Where any indicator described in 50.1.101 utilizes two or more different ranges of measurement, a clear and reliable indication of the range used shall be provided.

Compliance shall be checked by inspection.

50.1.103 Any power indication described in 50.1.101 shall not differ from the actual value by more than $\pm 20\%$ of the actual value.

Compliance shall be checked by inspection and measurement of the TEMPORAL-MAXIMUM OUTPUT POWER in amplitude modulated wave mode, and the OUTPUT POWER in continuous wave mode. The measurements shall be performed with an indicated value which is greater than 10% of the maximum indicatable value.

NOTE – As the quotient of OUTPUT POWER to EFFECTIVE INTENSITY is the EFFECTIVE RADIATING AREA, the 20% limitation specified above automatically applies to both types of indication.

***51 Protection against hazardous output**

This clause of the General Standard applies, except as follows:

*** 51.5 Incorrect output**

Replacement:

The maximum EFFECTIVE INTENSITY shall not exceed 3 W/cm^2 with any TREATMENT HEAD or ATTACHMENT HEAD provided by the manufacturer. This requirement shall apply in NORMAL CONDITION and in any SINGLE FAULT CONDITION.

Compliance shall be checked by measurement of the EFFECTIVE RADIATING AREA and measurement of the RATED OUTPUT POWER as in 50.1.

Additions:

*** 51.101 Output control**

EQUIPMENT shall incorporate a means (an output control) to enable the OUTPUT POWER to be reduced to not more than 5 % of the RATED OUTPUT POWER.

Compliance shall be checked by measurement of OUTPUT POWER as in 50.1.

*** 51.102 Output stability with supply variations**

The OUTPUT POWER shall not vary by more than $\pm 20\%$ for variations of the MAINS VOLTAGE of $\pm 10\%$. Manual readjustment of the EQUIPMENT for compliance with this requirement is not permitted.

Compliance shall be checked by measurement of the OUTPUT POWER as in 50.1 at 90 %, 100 % and 110 % of the RATED value of the MAINS VOLTAGE.

*** 51.103 Timer**

EQUIPMENT shall be provided with an adjustable timer which de-energizes the output after a preselected operating period. The timer shall have a range not exceeding 30 min and the following accuracy:

<u>for timer settings of</u>	<u>accuracy</u>
less than 5 min	$\pm 30 \text{ s}$
5 min to 10 min	$\pm 10\%$ of setting
more than 10 min	$\pm 1 \text{ min}$

*** 51.104 Homogeneity of the radiation field**

The BEAM NON-UNIFORMITY RATIO shall not exceed 8,0 with any TREATMENT HEAD or ATTACHMENT HEAD provided by the manufacturer.

Compliance shall be checked by measurement in accordance with Clause 8 of IEC 61689.

51.105 Output stability with time

During one hour of continuous operation at maximum OUTPUT POWER and at RATED MAINS VOLTAGE, in water at $22\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 3\text{ }^{\circ}\text{C}$, the OUTPUT POWER shall remain constant within $\pm 20\%$ of its initial value.

***51.106 Acoustic working frequency**

The ACOUSTIC WORKING FREQUENCY shall comply with IEC 61689.

**SECTION NINE – ABNORMAL OPERATION AND FAULT CONDITIONS;
ENVIRONMENTAL TESTS**

The clauses and subclauses of this section of the General Standard apply.

SECTION TEN – CONSTRUCTIONAL REQUIREMENTS

The clauses and subclauses of this section of the General Standard apply, except as follows:

56 Components and general assembly

*** 56.3 Connections – General**

Additional item:

aa) The connecting cord of the TREATMENT HEAD shall be protected against excessive bending at the entries into the TREATMENT HEAD and into the EQUIPMENT or the pertaining connection plug, respectively.

Compliance shall be checked by application of the test for mains cords specified in 57.4 b) of the General Standard to the two ends of this connection cord.

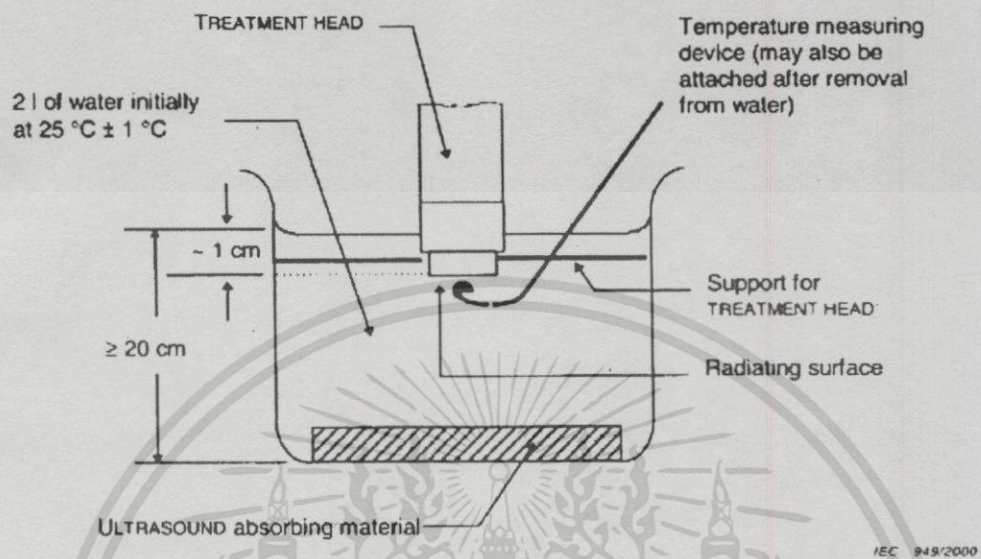


Figure 101 – Arrangement for testing the temperature of the radiating surface (see 42.3)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

The Appendices of the General Standard apply, except as follows:

Appendix L

Additional IEC Standards:

IEC 60050(801):1994, *International Electrotechnical Vocabulary – Chapter 801: Acoustics and electroacoustics*

IEC 60469-1:1987, *Pulse techniques and apparatus. Part 1: Pulse terms and definitions*

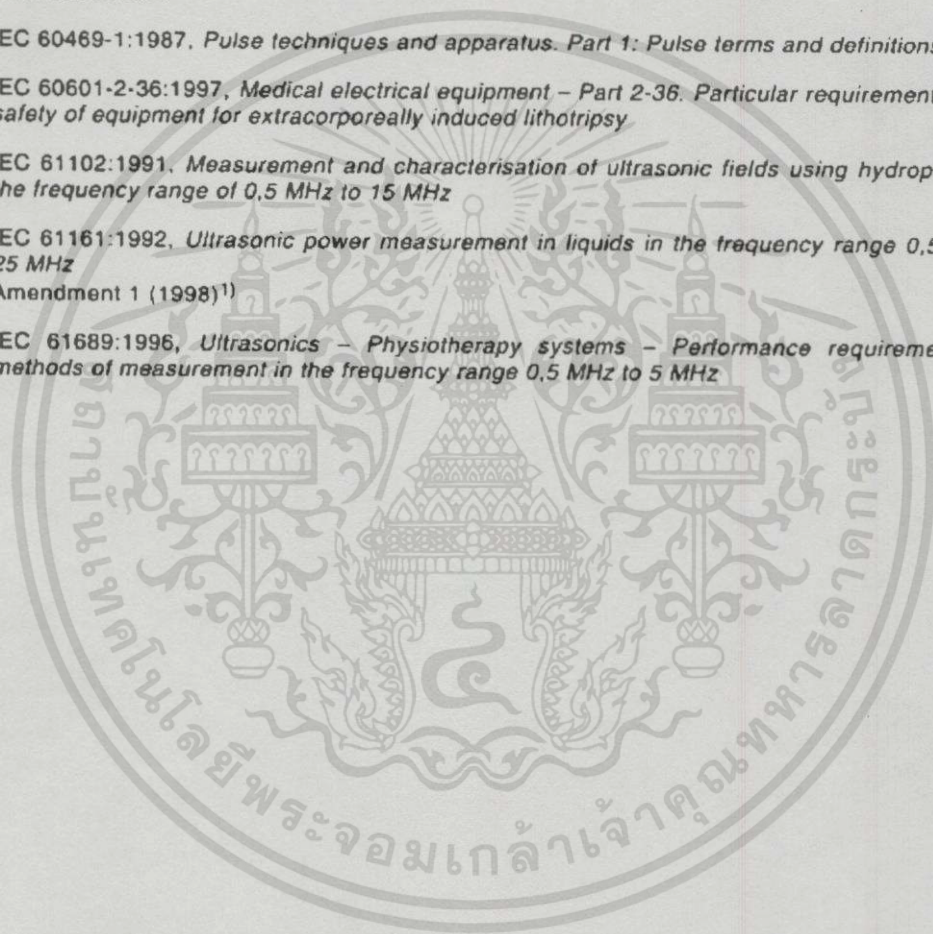
IEC 60601-2-36:1997, *Medical electrical equipment – Part 2-36. Particular requirements for the safety of equipment for extracorporeally induced lithotripsy*

IEC 61102:1991, *Measurement and characterisation of ultrasonic fields using hydrophones in the frequency range of 0,5 MHz to 15 MHz*

IEC 61161:1992, *Ultrasonic power measurement in liquids in the frequency range 0,5 MHz to 25 MHz*

Amendment 1 (1998)¹⁾

IEC 61689:1996, *Ultrasonics – Physiotherapy systems – Performance requirements and methods of measurement in the frequency range 0,5 MHz to 5 MHz*





เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

IEC 601-1 Test Limits for Auto and Step Tests

TEST NO.	TEST DESCRIPTION		TIME	LIMITING VALUES					
				Class I			Class II		
				B	BF	CF	B	BF	CF
1	Line Voltage	Volts		---			---		
2**	Protective Earth Continuity	ohms		.2 ohms			**** N/A		
3***	Insulation	Mains L1-L2-CASE	*5sec/	2	2	20	7	7	70
4	Resistance	AP-CASE	*5sec/	N/A	5	50	N/A	5	50
5	Current Consumption	Amps		--	--	--	--	--	--
6	Earth	Norm Pol	2 sec.	500	500	500	N/A	N/A	N/A
7	Leakage	Norm Pol, No L2	2 sec.	1000	1000	1000	N/A	N/A	N/A
8	Current	Rev Pol	2 sec.	500	500	500	N/A	N/A	N/A
9	uA	Rev Pol, No L2	2 sec.	1000	1000	1000	N/A	N/A	N/A
10	Enclosure	Norm Pol	2 sec.	100	100	100	100	100	100
11	Leakage	Norm Pol, No L2	2 sec.	500	500	500	500	500	500
12	Current	Norm Pol, No Earth	2 sec.	500	500	500	N/A	N/A	N/A
13	uA	Rev Pol	2 sec.	100	100	100	100	100	100
14		Rev Pol, No L2	2 sec.	500	500	500	500	500	500
15		Rev Pol, No Earth	2 sec.	500	500	500	N/A	N/A	N/A
16	Patient	Norm Pol	2 sec.	100	100	10	100	100	10
17	Current	Norm Pol, No L2	2 sec.	500	500	50	500	500	50
18	uA	Norm Pol, No Earth	2 sec.	500	500	50	N/A	N/A	N/A
19		Rev Pol	2 sec.	100	100	10	100	100	10
20		Rev Pol, No L2	2 sec.	500	500	50	500	500	50
21		Rev Pol, No Earth	2 sec.	500	500	50	N/A	N/A	N/A
22		Mains on Ap Norm	2 sec.	N/A	5000	50	N/A	5000	50
23		Mains on Ap Rev.	2 sec.	N/A	5000	50	N/A	5000	50
24	Patient	Norm Pol	2 sec.	10	10	10	10	10	10
25	Auxiliary	Norm Pol, No L2	2 sec.	500	500	50	500	500	50
26	Current	Norm Pol, No Earth	2 sec.	500	500	50	N/A	N/A	N/A
27	uA	Rev Pol	2 sec.	10	10	10	10	10	10
28		Rev Pol, No L2	2 sec.	500	500	50	500	500	50
29		Rev Pol, No Earth	2 sec.	500	500	50	N/A	N/A	N/A

* 1 minute for step. ** The limit for Protective Earth Continuity is dependent upon the device under test: .2 ohms for devices with non-detachable power supply cord; .1 ohms for devices with an appliance inlet. *** Limits for Insulation Resistance are not specified in IEC 601.1. These limits are recommended and are based on older VDE 751 and IEC 62. **** N/A = not a valid test for selected class and type. These tests are not performed.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก จ
รายละเอียดเครื่องมือวัดที่ใช้ในการทดลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. เครื่องทดสอบมาตรฐานความปลอดภัยทางไฟฟ้า

(Automated IEC International Electrical Safety Analyzer)

ยี่ห้อ : DNI NEVADA USA.

รุ่น : medTester 6000



รูปที่ ผ.จ.1 เครื่องทดสอบมาตรฐานความปลอดภัยทางไฟฟ้า

Features

- Full-featured electrical safety analyzer
- Manual, automatic, step and remote modes of operation
- Electrical safety testing in accordance with IEC 601.1, VDE 701, VDE 751.1, and HEI 95 requirements
- 25 ampere earth continuity test
- ECG/Arrhythmia simulation & performance testing waveforms
- Available in different language configurations
- Automatic record storage and management
- External keyboard options
- Barcode reader options
- Internal printer option
- Interface with peripheral test instruments

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารรับรองเครื่องทดสอบมาตรฐานความปลอดภัยทางไฟฟ้า

DNI NEVADA INC. Certificate of Calibration and Performance

DNI Nevada Inc. certifies that the below listed instrument meets or exceeds all current manufacturer's specifications. It has been calibrated using standards with accuracy guidelines traceable to the National Institute of Standards and Technology (NIST). Devices for which there are no NIST calibration standards are measured against in-house performance standards using accepted test procedures.

Model No. Mediatester 6000 Serial No. 245
Relative Humidity = 22.0 % Temperature = 19.0 Deg. C.

TECH. NO. : 1963 DATE OF FINAL TEST : December 29, 2000



2000 Arrowhead Drive
Carson City, NV
89706-0403

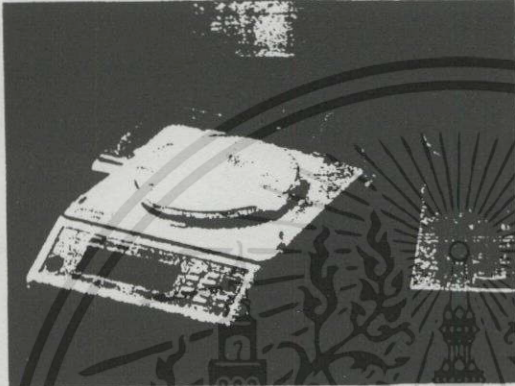
Telephone: 775.883.3400
Fax: 775.883.9541

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. เครื่องชั่งน้ำหนัก

ยี่ห้อ UNION รุ่น SNUG1500

ตัวอินเทอร์เฟซแบบ RS-232C ข้อมูลและค่าน้ำหนักที่ชั่งได้สามารถที่จะส่งให้คอมพิวเตอร์ และส่งพิมพ์ทางเครื่องพิมพ์ไคโดซ์ตรา 4800 หรือ 9600 BPS



โลหะทรงกระบอกถูกสอดไว้ในกล่องแบคเคอร์รี่เพื่อที่จะทำหน้าที่รองรับและป้องกันการสั่นสะเทือนขณะมีการชั่ง



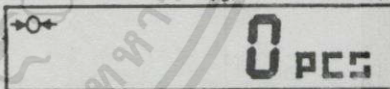
จอแสดงผลความละเอียด LCD มีการแสดงผล
คอป แมทริกซ์ (Dot matrix) เครื่องหมายลบ
และสัญลักษณ์สัญลักษณ์แสดงสถานะการชั่ง
น้ำหนักและสถานะของแบคเคอร์รี่



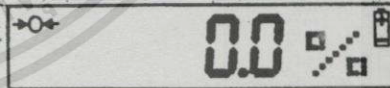
แสดงผลควจของ LCD
พร้อมไฟส่องดูในที่มืด



แสดงผลในโหมดการชั่งน้ำหนักปกติ



แสดงผลในโหมดการนับจำนวนชิ้น



แสดงผลในโหมดเปอร์เซ็นต์

คุณสมบัติ

- แสดงผลควจความละเอียด 1/30,000 และความละเอียดภายใน 1/150,000
- เลือกหน่วยในการวัดได้ 13 หน่วย
- สามารถที่จะตั้งค่านวชการวัด, ปิดเครื่องอัตโนมัติ, ปรับแต่ง, ตั้งค่าอัตราความเร็วในการส่งถ่ายและมีฟังก์ชันทดสอบ LCD
- มีโหมดการทำงานแบบนับจำนวนชิ้น
- มีโหมดการทำงานแบบเปอร์เซ็นต์
- สามารถต่อเชื่อมกับคอมพิวเตอร์แบบ RS-232C ได้เพื่อส่งข้อมูลออกไป
- สัญลักษณ์รูปแบคเคอร์รี่บนจอ LCD ในกรณีที่มีแบคเคอร์รี่มีกำลังไฟต่ำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

■ คุณลักษณะพิเศษ

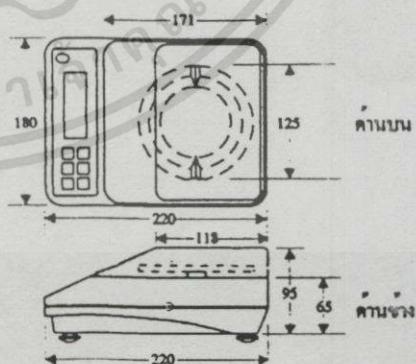
ปีนิกิ๊น SNUG SERIES

รุ่น	หน่วย	SNUG-150	SNUG-300	SNUG-600	SUNG-1500
ค่าสูงสุดที่วัดได้ / ค่าความละเอียดในการแสดงผล	กรัม GRAM	150 X 0.005	300 X 0.01	600 X 0.02	1500 X 0.05
	กะรัต GARAT	750 X 0.02	1500 X 0.05	3000 X 0.1	7500 X 0.2
	ปอนด์ (ชกวนเครื่องประดับ)	0.35 X 0.00002	0.7 X 0.00005	1.5 X 0.0001	3.5 X 0.0002
	ออนซ์ (ชกวนเครื่องประดับ)	5.5 X 0.0002	11 X 0.0005	22 X 0.001	55 X 0.002
	แควรัม (ชกวนเครื่องประดับ)	85 X 0.005	170 X 0.01	350 X 0.02	850 X 0.05
	เกรน GRAIN	2500 X 0.1	5000 X 0.2	9500 X 0.5	25000 X 1
	ออนซ์ (ชกทองเงิน) (TROY)	5 X 0.0002	10 X 0.0005	20 X 0.001	50 X 0.002
	เพนนี PENNY WEIGHT	100 X 0.005	200 X 0.01	400 X 0.02	1000 X 0.05
	มอมมี MOMME	40 X 0.002	80 X 0.005	160 X 0.01	400 X 0.02
	คำลิ่ง (จกวนอชองกง) TALE	4.2 X 0.0002	8.2 X 0.0005	18 X 0.001	42 X 0.002
	คำลิ่ง (โคหวัน) TALE	4 X 0.0002	8 X 0.0005	16 X 0.001	40 X 0.002
	คำลิ่ง (ชองกง) TALE	4 X 0.0002	8 X 0.0005	16 X 0.001	40 X 0.002
โกลา (อินเดือ) TOLA	13 X 0.0005	26 X 0.001	52 X 0.002	130 X 0.005	
การแสดงผล	แบบ LCD พร้อมไฟถ่านที่มิด จอนแสดงผลขนาด สูง 14 มม. X กวาง 7 มม.				
ขนาดของจาน	เส้นผ่าศูนย์กลาง 125 มม. (4.9 นิ้ว)				
RS-232C	สามารถต่อเข้ากับคอมพิวเตอร์และตั้งข้อมูลออกจอโดยอัตราความเร็ว 4800 หรือ 9600 (เลือกได้)				
กำลังไฟฟ้า	โอะแควเตอร์ 6V/300mA ไฟ 110,120,220,240VAC + / - 10%, 50/60Hz หรือใช้ถ่านขนาด SIZE-C (UM-2) 4 ถ่าน อดุกรใช้จกวนอชองกงนงกนง 60 ชั่วโมงและใช้จกวนอชองกงนงกนง 100ชั่วโมง ในกรณีใช้จกวนอชองกงนงกนง				
น้ำหนัก	1 กิโลกรัม (2.2 ปอนด์)				
อุปกรณ์ประกอบ	อะแควเตอร์, ผ่าครอบทรงกระบอกป้องกันอมนจกวนอชองกงนงกนง				
อุณหภูมิใช้งาน	0°C - 40°C (32°F - 104°F)				
ความชื้นสัมพัทธ์สูงสุด	85% RH (ไม่กลั่นตัวเป็นหยดน้ำ)				

■ ตารางแปลงค่าน้ำหนัก

1 ct (กะรัต)	= 0.1999694	กรัม
1 lb (มาตราชก อชกวน เพชร, พอชช)	= 453.59237	กรัม
1 oz (มาตราชก อชกวน เพชร, พอชช)	= 28.349523125	กรัม
1 dr (มาตราชก อชกวน เพชร, พอชช)	= 1.7718451	กรัม
1 GN (เกรน)	= 0.06479891	กรัม
1 ozt (มาตราชกเงิน, ทอง)	= 31.1034768	กรัม
1 dwt (เพนนี)	= 1.55517384	กรัม
1 MM (มอมมี)	= 3.749996	กรัม
1 PJ (คำลิ่งจกวนอชองกง)	= 37.4290018	กรัม
1 PJ (คำลิ่งโคหวัน)	= 37.49995	กรัม
1 PJ (คำลิ่งชองกง)	= 37.799375	กรัม
1 t (โกลาอินเดือ)	= 11.6638038	กรัม

■ ขนาด และรูปปร่าง (หน่วย: มม.)

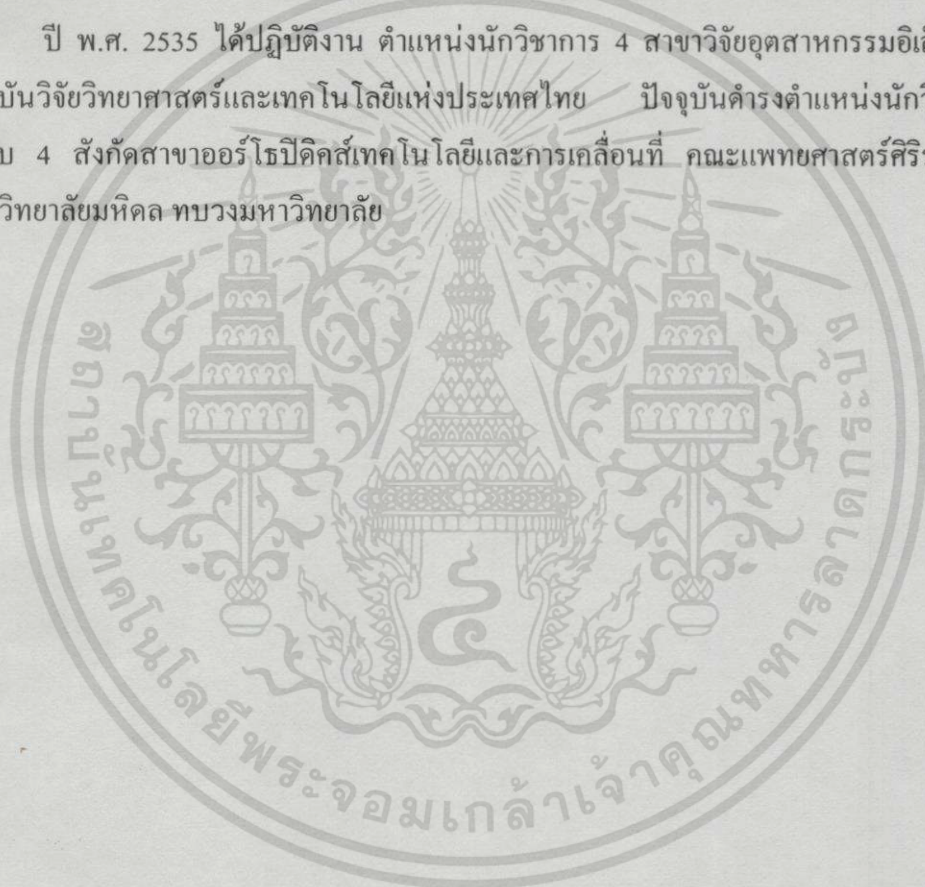


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

นายกฤษณ์ สุวรรณภูเต เกิดเมื่อวันที่ 24 กรกฎาคม 2513 ที่จังหวัดหนองคาย สำเร็จการศึกษาในระดับประถมศึกษา จากโรงเรียนนิคมสร้างตนเองเปงจาน จังหวัดหนองคาย ปีการศึกษา 2524 สำเร็จการศึกษาระดับมัธยมศึกษาตอนต้นจากโรงเรียนประชาบาลดีพิทยาคม จังหวัดหนองคาย ปีการศึกษา 2527 สำเร็จการศึกษาระดับมัธยมศึกษาตอนปลาย จากโรงเรียนเทพศิรินทร์ จังหวัดกรุงเทพมหานคร ปีการศึกษา 2530 สำเร็จการศึกษาวิทยาสตรบัณฑิต(ฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์) จากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ ปีการศึกษา 2534

ปี พ.ศ. 2535 ได้ปฏิบัติงาน ตำแหน่งนักวิชาการ 4 สาขาวิจัยอุตสาหกรรมอิเล็กทรอนิกส์ สถาบันวิจัยวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งประเทศไทย ปัจจุบันดำรงตำแหน่งนักวิทยาศาสตร์ระดับ 4 สังกัดสาขาออร์โธปิดิกส์เทคโนโลยีและการเคลื่อนที่ คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล ทบวงมหาวิทยาลัย



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้