

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

แบบจำลองทางคณิตศาสตร์สำหรับวัดคุณสมบัติเชิงกลของไฮโดรเจลโดยใช้
การแพร่กระจายของคลื่นอัลตราซาวด์ที่มีการเลี้ยวเบนของคลื่น

A NUMERICAL MODEL FOR MEASUREMENTS OF MECHANICAL
PROPERTIES OF HYDROGEL USING ULTRASONIC PROPAGATION MODEL
INCORPORATING DIFFRACTION

14
6



ฉพ.
21596 ๒
2554

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน 118029
วัน,เดือน,ปี 25 ค.ศ. 2554

b. 12337286
i.

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ KMITL-2011-EN-D-018-111 ถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

A NUMERICAL MODEL FOR MEASUREMENTS OF MECHANICAL
PROPERTIES OF HYDROGEL USING ULTRASONIC PROPAGATION MODEL
INCORPORATING DIFFRACTION



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
DOCTOR OF ENGINEERING IN ELECTRICAL ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

2011

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
KMITL-2011-EN-D-018-111
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2011

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis Title	A Numerical Model for Measurements of Mechanical Properties of Hydrogel using Ultrasonic Propagation Model Incorporating Diffraction
Student	Mr. Meechai Lohakan
Student ID.	48060013
Degree	Doctor of Engineering
Program	Electrical Engineering
Year	2011
Thesis Advisor	Assoc. Prof. Dr. Chuchart Pintavirooj
Thesis Co Advisor	Asst. Prof. Dr. Siridech Boonsang

ABSTRACT

This thesis presents a parametric identification method of an ultrasonic propagation model incorporating diffraction effect to evaluate of the mechanical properties of a relatively thin hydrogel. The system consists of a numerical model constructed by transfer functions in frequency domain. For more precision, the transfer function of diffraction correction is employed in the model. Additionally, a Nonlinear Least Square (NLS) algorithm with forward model is utilized to minimize the difference between results from the computational model and experimental data. The acoustical parameters associated with the model are effectively modified to achieve the minimum error. As a result, the parameters of PVA hydrogels namely thickness, density, dispersion velocity and an ultrasonic attenuation coefficient are effectively determined. In order to validate the model, the conventional density measurements of hydrogels were also performed.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี ด้วยคำแนะนำจาก รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ข้าพเจ้ารู้สึกซาบซึ้งในความอนุเคราะห์ในหลายๆด้าน และบุคคลที่ต้องขอขอบพระคุณอย่างยิ่งคือ ดร.ศิริเดช บุญแสง อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม ที่ให้คำแนะนำในส่วนของการทบทวนของงานวิจัย แนวความคิดในการทดลอง และรายละเอียดทางเทคนิคที่สำคัญในประเด็นต่างๆ อีกทั้งยังช่วยชี้แนะ และแก้ไขงานวิจัยจนกระทั่งได้ตีพิมพ์ในวารสาร Ultrasonics ซึ่งอยู่ในฐานข้อมูลระดับโลก (www.sciencedirect.com) นอกจากนี้ท่านยังได้แก้ไขและให้คำแนะนำในการเขียนวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ให้สมบูรณ์ยิ่งขึ้น ขอขอบพระคุณ ผศ.ดร.สุปราณี แก้วภิรมย์ อาจารย์ประจำภาควิชาเคมี คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยบูรพา ที่เอื้อเฟื้อไฮโดรเจล และอุปกรณ์ที่จำเป็นในการทดลอง อีกทั้งยังได้ช่วยตรวจสอบหลักไวยากรณ์ภาษาอังกฤษของบทความวิจัย ขอขอบคุณ ผศ.ดร.สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น และ ผศ.ดร.กิตติพล ชิตสกุล ที่ให้แนะนำเป็นอย่างดีในวิชาสัมมนา 1 สัมมนา 2 สอบวัดคุณสมบัติ สอบหัวข้อ และสอบป้องกัน อีกทั้งยังให้ความช่วยเหลือเป็นอย่างดีขณะไปประชุมวิชาการในต่างประเทศ

ขอขอบพระคุณคณาจารย์ และเจ้าหน้าที่ ภาควิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ และงานบัณฑิตศึกษา คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่คอยอำนวยความสะดวกในเรื่องต่างๆ เสมอมา

ขอขอบคุณ ตี๋ป๋ ฝ้าย เกด พิณ ชิต เสริฐ ก๊ก และน้องๆ ทุกคนใน PASS LAB ที่คอยให้ความช่วยเหลือ ให้คำปรึกษา ในหลายๆด้าน ทำให้ข้าพเจ้ามีความสุขตลอดระยะเวลาของการศึกษา ขอขอบคุณ พี่อาทร ที่คอยให้กำลังใจและพูดคุยในประเด็นต่างๆ ขอขอบคุณ คุณณัฐพงษ์ ธนกรดิษฐ์ ที่ช่วยตรวจสอบคำผิด และดูแลเรื่องต่างๆ อย่างดีเสมอมา

ขอขอบคุณภาควิชาครุศาสตร์ไฟฟ้า คณะครุศาสตร์อุตสาหกรรม มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ ที่ให้ความอนุเคราะห์เครื่องพิมพ์ กระดาษ และอุปกรณ์ที่จำเป็นอื่นๆ ในการทำต้นฉบับวิทยานิพนธ์

ขอขอบคุณทุนของสำนักงานคณะกรรมการการอุดมศึกษา (สกอ.) ที่ให้ความช่วยเหลือด้านการเงินเป็นอย่างดี

สุดท้ายนี้ข้าพเจ้าขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดา และครอบครัวของข้าพเจ้าที่เป็นกำลังใจ และให้การสนับสนุนในทุกเรื่องๆ ทำให้ข้าพเจ้าสามารถทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงด้วยดี

คุณค่าและประโยชน์อันพึงมาจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบแด่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

มีชัย โลหะการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา III และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	II
กิตติกรรมประกาศ	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VI
สารบัญรูป.....	VII

บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	2
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	2
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย	3
1.5 ขอบเขตการวิจัย	3
1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์.....	4

บทที่ 2 วรรณกรรม หรืองานวิจัยที่เกี่ยวข้อง (Literature Review).....	5
2.1 พารามิเตอร์ของอัลตราซาวด์.....	5
2.2 การประมาณพารามิเตอร์ของอัลตราซาวด์.....	16
2.3 การแสดงเอกลักษณ์แบบพารามетริก (Parametric Identification)	22
2.4 สรุปผลจากการทบทวนวรรณกรรม.....	27

บทที่ 3 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	28
3.1 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับคลื่นอัลตราซาวด์	28
3.2 การแสดงเอกลักษณ์โดยใช้คลื่นอัลตราซาวด์ (Ultrasonic Characterization)	40
3.3 แบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ (Ultrasonic Simulation)	47
3.4 วิธีการแสดงเอกลักษณ์แบบพารามетริก (Parametric Identification Method)	58

บทที่ 4 วิธีการทดลอง ผลการทดลอง และวิเคราะห์ผล.....	64
4.1 สร้างแบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ที่คิดการเลียนแบบของคลื่น	65

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา IV และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
4.2 ทดสอบวิธีกำลังสองน้อยที่สุดแบบไม่เป็นเชิงเส้น.....	75
4.3 การทดลองกับวัตถุจริง.....	80
4.4 ทดสอบกับไฮโดรเจล.....	89
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ	102
5.1 สรุปผลการวิจัย	102
5.2 ข้อเสนอแนะ	106
เอกสารอ้างอิง.....	107
ภาคผนวก.....	115
ภาคผนวก ก. สมการคลื่นและการคำนวณ	116
ภาคผนวก ข. การเลี้ยวเบนของคลื่น	118
ภาคผนวก ค. โปรแกรม	121
ภาคผนวก ง. การเผยแพร่วิทยานิพนธ์หรือการศึกษาอิสระ.....	136
ประวัติผู้เขียน	157

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา V และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 3.1 ความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์ในวัตถุต่างๆ [56]	28
ตารางที่ 3.2 สมบัติทางเสียงของเนื้อเยื่อชีวภาพ [57]	29
ตารางที่ 3.3 ความสัมพันธ์ของพารามิเตอร์ต่างๆเมื่อรัศมีของทรานส์ดีวเซอร์คงที่ [14]	39
ตารางที่ 3.4 ความสัมพันธ์ของพารามิเตอร์ต่างๆเมื่อความถี่คงที่ [14].....	40
ตารางที่ 3.5 ความสัมพันธ์คาร์เมอร์-โครนิก [67, 68].....	45



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา **VI** ละต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

หน้า

รูปที่ 2.1 ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนในเนื้อเยื่อมนุษย์ [14].....	8
รูปที่ 2.2 การสร้างภาพจากค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน [15].....	9
รูปที่ 2.3 การใช้ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนในการปรับปรุงภาพ [16]	9
รูปที่ 2.4 การสร้างภาพของสารเนื้อผสมในโหมดส่งผ่าน [17]	10
รูปที่ 2.5 การทดลองโดยใช้สัญญาณโฟโต้คูสติคในการหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน [21]	12
รูปที่ 2.6 การวิเคราะห์อาหาร โดยใช้ความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์ [23]	13
รูปที่ 2.7 การวัดความเร็วโดยใช้ทรานส์ดิวเซอร์ 2 ทิศทาง [26]	13
รูปที่ 2.8 การออกแบบทรานส์ดิวเซอร์โดยใช้ความต้านทานเสียง [27].....	14
รูปที่ 2.9 การวัดความหนาของฟิล์มโดยใช้ความต้านทานเสียงในการคำนวณ [28].....	15
รูปที่ 2.10 แบบจำลองการวัดเซลล์โดยใช้ความต้านทานเสียง [29].....	15
รูปที่ 2.11 สัญญาณอัลตราซาวด์ในโดเมนเวลาที่ได้จากการวัดแท่งทองเหลือง [30]	16
รูปที่ 2.12 สัญญาณอัลตราซาวด์จากแบบจำลองและการวัดจริงในผิวหนัง [6].....	17
รูปที่ 2.13 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความถี่และการลดทอน [32].....	18
รูปที่ 2.14 แบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ที่คิดการเลี้ยวเบนของคลื่น [34]	19
รูปที่ 2.15 การวัดแบบ โหมดส่งผ่าน [35-37].....	19
รูปที่ 2.16 การหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของแท่งทองแดง [4]	20
รูปที่ 2.17 การทดลองในการวัดความหนาของวัตถุโดยใช้โหมดส่งผ่าน [38, 39]	21
รูปที่ 2.18 แบบจำลองที่แยกคิดในแต่ละชั้น [28]	21
รูปที่ 2.19 วิธีถ่วงน้ำหนักของกำลังสองน้อยที่สุดแบบไม่เป็นเชิงเส้น [49].....	23
รูปที่ 2.20 การทดลองใน โหมดส่งผ่านของแบบจำลอง Q [50].....	24
รูปที่ 2.21 การทดลองเพื่อใช้ในการหาค่าการดูดกลืนทรายละเอียด [53]	24
รูปที่ 2.22 การทดลองเพื่อศึกษาการตกกระทบของคลื่นแบบเฉียง [34].....	25
รูปที่ 2.23 การทดลองเพื่อหาค่าพารามิเตอร์จากวิธีแสดงเอกลักษณ์แบบวิธีพารามตริก [55].....	26
รูปที่ 3.1 โหมดการวัดคลื่นอัลตราซาวด์	30
รูปที่ 3.2 ระยะห่างระหว่างคลื่นตกกระทบและคลื่นสะท้อน	30
รูปที่ 3.3 การวัดในโหมดสะท้อนเพื่อหาความหนาของวัตถุ	31
รูปที่ 3.4 ความสัมพันธ์ระหว่าง การสะท้อน การส่งผ่าน และค่าความต้านทานเสียง.....	32
รูปที่ 3.5 ลักษณะการกระเจิง.....	33
รูปที่ 3.6 การหักเหของคลื่นอัลตราซาวด์เมื่อเดินทางผ่านตัวกลางที่แตกต่างกัน 2 ชนิด	34

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา VII ละต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

หน้า

รูปที่ 3.7 คลื่นที่เคลื่อนที่กระทบสิ่งกีดขวาง.....	35
รูปที่ 3.8 ลักษณะของคลื่นตามระยะทางในแนวแกน z	35
รูปที่ 3.9 ลักษณะของคลื่นที่เปลี่ยนแปลงตามระยะเนียร์ฟิลด์-ฟาร์ฟิลด์ [49]	38
รูปที่ 3.10 มุมที่เบนออกของลำอัลตราซาวด์ที่ระยะการเลี้ยวเบนแบบฟรานโฮเฟอร์	39
รูปที่ 3.11 ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของอวัยวะต่างๆในร่างกายมนุษย์ [14]	40
รูปที่ 3.12 คลื่นตกกระทบและคลื่นสะท้อนในโดเมนเวลา (Time Domain)	41
รูปที่ 3.13 ความถี่ศูนย์กลางของคลื่นตกกระทบและคลื่นสะท้อน	42
รูปที่ 3.14 ความสัมพันธ์ระหว่าง $S(f)$ และ $E(f)$	44
รูปที่ 3.15 ความชันของค่าการลดทอน (Attenuation Slope)	45
รูปที่ 3.16 ตัวอย่างค่าดิสเปอร์ชันในวัตถุเป็นความเร็วที่เปลี่ยนตามความถี่ของอัลตราซาวด์	46
รูปที่ 3.17 ฟังก์ชันเกาส์เซียน	47
รูปที่ 3.18 ฟังก์ชันชานน์ที่สร้างจาก F_0	48
รูปที่ 3.19 สัญญาณ $e(t)$	48
รูปที่ 3.20 ความสัมพันธ์ระหว่าง $e(t)$ $h(t)$ และ $s(t)$ ในโดเมนเวลา.....	48
รูปที่ 3.21 สัญญาณอัลตราซาวด์ในโดเมนความถี่.....	49
รูปที่ 3.22 โครงสร้างของทรานส์ดีวเซอร์ตัวส่งและตัวรับ	50
รูปที่ 3.23 แบบจำลองในโหมดส่งผ่าน	51
รูปที่ 3.24 การสะท้อนของคลื่นตั้งแต่ $p=1$ ถึง $p=3$ ในโหมดส่งผ่าน.....	54
รูปที่ 3.25 การสะท้อนของคลื่นตั้งแต่ $p=2$ ถึง $p=3$ ในโหมดสะท้อน	55
รูปที่ 3.26 การวัดเพื่อการเปรียบเทียบในโหมดส่งผ่าน	56
รูปที่ 3.27 การเปรียบเทียบในโหมดสะท้อน.....	57
รูปที่ 3.28 หลักการแสดงเอกลักษณ์แบบพารามตริก	58
รูปที่ 3.29 y_i ที่ได้จากการทดลอง.....	58
รูปที่ 3.30 ฟังก์ชัน $g(x)$ ที่ได้จากกระบวนการกำลังสองน้อยที่สุดแบบเชิงเส้น.....	59
รูปที่ 3.31 ฟังก์ชัน $g(x)$ ที่ได้จากกระบวนการกำลังสองน้อยที่สุดแบบไม่เป็นเชิงเส้น.....	59
รูปที่ 3.32 การแสดงเอกลักษณ์แบบพารามตริกที่สอดคล้องกับสมการที่ (3.71).....	60
รูปที่ 3.33 การคำนวณหาความหนาและความเร็วจากแอมพลิจูดและเฟสสเปกตรัม	61
รูปที่ 3.34 สัญญาณอัลตราซาวด์จากการวัดเนื้อเยื่อที่มีความบางมาก [75]	62
รูปที่ 4.1 ขั้นตอนการดำเนินการ.....	64

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อ VIII ละต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

หน้า

รูปที่ 4.2 รูปแบบการทดลองในโหมดส่งผ่าน	65
รูปที่ 4.3 สัญญาณอัลตราซาวด์ที่สร้างขึ้นจากแบบจำลองในโหมดส่งผ่าน เมื่อ $p=1$	66
รูปที่ 4.4 สัญญาณอัลตราซาวด์ที่สร้างขึ้นจากแบบจำลองในโหมดส่งผ่าน เมื่อ $p=2$	67
รูปที่ 4.5 สัญญาณอัลตราซาวด์ที่สร้างขึ้นจากแบบจำลองในโหมดส่งผ่าน เมื่อ $p=3$	68
รูปที่ 4.6 สัญญาณอัลตราซาวด์ที่สร้างขึ้นจากแบบจำลองในโดเมนเวลา	69
รูปที่ 4.7 สัญญาณอัลตราซาวด์ที่วัดจริงจากการทดลองในโดเมนเวลา	69
รูปที่ 4.8 สัญญาณอัลตราซาวด์ในแบบจำลองสำหรับการเปรียบเทียบ	70
รูปที่ 4.9 สัญญาณอัลตราซาวด์จากการเปรียบเทียบในการวัดจริง.....	70
รูปที่ 4.10 รูปแบบการทดลองในโหมดสะท้อน	71
รูปที่ 4.11 สัญญาณอัลตราซาวด์ที่สร้างขึ้นจากแบบจำลองในโหมดสะท้อนเมื่อ $p=2$	72
รูปที่ 4.12 สัญญาณอัลตราซาวด์ที่สร้างขึ้นจากแบบจำลองในโหมดสะท้อนเมื่อ $p=3$	72
รูปที่ 4.13 สัญญาณอัลตราซาวด์ที่วัดจริงจากการทดลองในโหมดสะท้อน.....	73
รูปที่ 4.14 สัญญาณอัลตราซาวด์ในแบบจำลองสำหรับการเปรียบเทียบในโหมดสะท้อน	74
รูปที่ 4.15 สัญญาณอัลตราซาวด์จากการเปรียบเทียบในการวัดจริงในโหมดสะท้อน	74
รูปที่ 4.16 ตัวอย่างการใช้งานฟังก์ชัน $lsqnonlin$ ในโปรแกรม MATLAB [®]	75
รูปที่ 4.17 กระบวนการทดสอบฟังก์ชัน $lsqnonlin$	76
รูปที่ 4.18 การทดสอบฟังก์ชัน $lsqnonlin$ ด้วยสมการเส้นตรง	77
รูปที่ 4.19 การทดสอบฟังก์ชัน $lsqnonlin$ ด้วยสมการพาราโบลา.....	78
รูปที่ 4.20 การทดสอบฟังก์ชัน $lsqnonlin$ ด้วยตรีโกณมิติ	79
รูปที่ 4.21 ผลตอบสนองความถี่ของทรานส์มิชเชอร์จากเอกสารของผู้ผลิต (Panametric)	80
รูปที่ 4.22 การทดลองด้วย Plexiglas	81
รูปที่ 4.23 สัญญาณอัลตราซาวด์ในโดเมนเวลา.....	82
รูปที่ 4.24 การเปรียบเทียบด้วยแผ่นสแตนเลส	82
รูปที่ 4.25 สัญญาณเปรียบเทียบในโดเมนเวลา.....	83
รูปที่ 4.26 $ D $ เมื่อเทียบกับ S ในทรานส์มิชเชอร์แบบต่างๆ	83
รูปที่ 4.27 กระบวนการเชิงตัวเลขของการแสดงเอกลักษณ์แบบพาราเมตริก	84
รูปที่ 4.28 สเปกตรัม (Spectrum) ของสัญญาณ	85
รูปที่ 4.29 สเปกตรัมของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่สร้างขึ้นก่อนการปรับค่า	86
รูปที่ 4.30 สเปกตรัมของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่สร้างขึ้นภายหลังการปรับค่า	86

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อ IX และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

หน้า

รูปที่ 4.31 ค่าดิสเปอร์สชันของ Plexiglas ภายหลังจากการปรับค่าตัวแปร	87
รูปที่ 4.32 ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่หาจากค่าดิสเปอร์สชัน	88
รูปที่ 4.33 ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนใน Plexiglas จากงานวิจัย [37].....	88
รูปที่ 4.34 ไฮโดรเจลที่สังเคราะห์ขึ้นในด้วยแก้วทดลอง	89
รูปที่ 4.35 การปรับเทียบโดยใช้ถ้วยทดลอง	90
รูปที่ 4.36 ระบบที่ใช้ในการทดลอง	91
รูปที่ 4.37 การปรับเทียบของสัญญาณอัลตราซาวด์ในโดเมนเวลา.....	92
รูปที่ 4.38 การปรับเทียบของสัญญาณอัลตราซาวด์ในโดเมนความถี่ ($H_{m_{cul}}(\omega)$).....	92
รูปที่ 4.39 สัญญาณอัลตราซาวด์ของไฮโดรเจลในโดเมนเวลา.....	93
รูปที่ 4.40 สัญญาณอัลตราซาวด์ของไฮโดรเจลในโดเมนความถี่ ($H_m(\omega)$).....	94
รูปที่ 4.41 ผังกระบวนการคำนวณเชิงตัวเลข.....	95
รูปที่ 4.42 สเปกตรัมของสัญญาณอัลตราซาวด์ก่อนการปรับค่าด้วย $lsqnonlin$	96
รูปที่ 4.43 สเปกตรัมของสัญญาณอัลตราซาวด์หลังการปรับค่าด้วย $lsqnonlin$	97
รูปที่ 4.44 ความหนาและความเร็วของไฮโดรเจลที่เปลี่ยนไปตามเวลา.....	97
รูปที่ 4.45 การเปรียบเทียบความหนาแน่นของไฮโดรเจลด้วยวิธีการ Pycnometer.....	98
รูปที่ 4.46 ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของไฮโดรเจล.....	99
รูปที่ 4.47 โมดูลัสการสะสมและโมดูลัสการสูญเสียของไฮโดรเจล	100

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา **X** และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

การแสดงเอกลักษณ์แบบพารามетริกในระบบการวัดสัญญาณอัลตราซาวด์เพื่อระบุลักษณะสมบัติของวัตถุ (Identification) มีตัวแปรที่สำคัญคือ ความเร็ว (Velocity) และค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของสัญญาณอัลตราซาวด์ (Ultrasonic Attenuation Coefficient) โดยพารามิเตอร์ทั้งสองนี้มีความสำคัญทางการแพทย์ที่เป็นค่าเฉพาะตัวของอวัยวะต่างๆ ของมนุษย์ ซึ่งสามารถประยุกต์ใช้วินิจฉัยโรคได้ [1] [2] กล่าวคือหากมีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่แตกต่างจากค่ามาตรฐานอาจบ่งบอกถึงความผิดปกติของเนื้อเยื่อได้ นอกจากนี้ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนยังประยุกต์ใช้ในการสร้างภาพทางการแพทย์ได้ อีกทั้งพารามิเตอร์ดังกล่าวทั้งสองเป็นค่าเฉพาะตัวของวัตถุ หรือสสารแต่ละชนิดมีประโยชน์ในการหาค่าพารามิเตอร์อื่นต่อไป อาทิเช่น ความหนา ระยะทาง ดังนั้นงานวิจัยหลายชิ้นที่พยายามหาค่าพารามิเตอร์ดังกล่าวให้ถูกต้องมากขึ้นดังต่อไปนี้ การหาความเร็วโดยใช้แบบจำลองแบบวิธีฟอร์เวิร์ดโมเดล (Forward Model) [3] นอกจากนี้ความเร็วยังสามารถนำไปประยุกต์เพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของอัลตราซาวด์ [3] สัมประสิทธิ์การสะท้อนกลับ (Backscatter Coefficient) [4] และขนาดของตัวแพร่กระจาย (Scatter Size) ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนมีการทำวิจัยไว้ใน [5] เป็นการหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของแท่งทองแดงที่แช่อยู่ในน้ำ โดยวิธีสเปกตรัมเชิงมุม (Angular Spectrum Approach) โดยนำค่าการเลี้ยวเบนของคลื่น (Diffraction Effect) มาพิจารณาด้วย อีกทั้งในงานวิจัย [6] เป็นการประยุกต์ใช้การวิเคราะห์สเปกตรัม (Spectral Analysis) โดยวิธีถดถอยตัวเอง (Autoregressive) ของ Yule-Walker เพื่อหาค่าการลดทอนของสัญญาณอัลตราซาวด์ในตัวกลางที่มีค่าการลดทอนสูง นอกจากนี้ยังมีงานวิจัยที่เกี่ยวกับการประยุกต์ใช้คลื่นอัลตราซาวด์ในการวิเคราะห์ผิวหนังมนุษย์ [7] โดยใช้การวัดในโหมดการสะท้อน (Reflection Mode) ที่ความถี่ 20 MHz โดยคณะวิจัยนี้ได้สร้างแบบจำลองสัญญาณเปรียบเทียบกับกรวัดจริง และเปรียบเทียบค่าในเชิงสถิติ และในงานวิจัย [4] ได้สร้างเนื้อเยื่อผสมขึ้น แล้วใช้ทรานสดิวเซอร์ (Transducer) ที่ความถี่ 5, 20 และ 50 MHz วัดสัญญาณอัลตราซาวด์แล้วนำไปคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน และเปรียบเทียบผลการทดลองจากทรานสดิวเซอร์ทั้งสามแบบ

จะเห็นได้ว่าพารามิเตอร์ทั้งสองมีความสำคัญในการระบุเอกลักษณ์ของวัตถุ ดังนั้นในงานวิจัยนี้ได้พัฒนาวิธีการแสดงเอกลักษณ์แบบพารามетริกของแบบจำลองการแพร่กระจายคลื่นอัลตราซาวด์ที่พิจารณาผลของการเลี้ยวเบนของคลื่น โดยแบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์จะถูกสร้างขึ้นจากฟังก์ชันถ่ายโอน (Transfer Function) แบบต่างๆ ในโดเมนความถี่ จากนั้นจะนำวิธีการแสดงเอกลักษณ์แบบพารามетริก (Parametric Identification) ในการปรับพารามิเตอร์ในแบบจำลองไปใช้

ดังกล่าวให้มีความใกล้เคียงกับสัญญาณที่วัดจริงจากการทดลอง ซึ่งวิธีการนี้สามารถนำไปพัฒนาต่อยอดเพื่อหาความหนาของวัตถุในระดับไมครอนได้ ในที่นี้เลือกใช้ไฮโดรเจล (Hydrogel) เป็นวัตถุทดลองเพราะมีความสามารถในการดูดซับน้ำจึงถูกนำมาใช้ในหลาย ๆ ด้าน เช่น ด้านเกษตรกรรม [8] โดยเติมลงในดินทำให้ดินมีคุณสมบัติที่เอื้อต่อการเจริญเติบโตของพืช ช่วยอุ้มน้ำในดิน ทำให้ดินมีความชุ่มชื้นสูง เมื่อพืชใช้น้ำในดินหมด ไฮโดรเจลจะค่อยๆ ปล่อยน้ำที่ดูดไว้ออกมา นอกจากนี้ไฮโดรเจลยังถูกนำไปประยุกต์ใช้ทางการแพทย์ เพราะสามารถเข้ากันได้ดีกับร่างกายมนุษย์ (Biocompatibility) เช่น การใช้เป็นแผ่นปิดแผลไฟไหม้ น้ำร้อนลวก เนื่องจากไฮโดรเจลมีความชุ่มชื้นสูง ช่วยดูดซับน้ำเหลือง และของเหลวที่ไหลออกมาจากแผลได้ดี ในขณะที่เดียวกันออกซิเจนสามารถผ่านรูพรุนของไฮโดรเจลได้ ทำให้ร่างกายสามารถสร้างเนื้อเยื่อได้ดีกว่าปกติ ยิ่งไปกว่านั้นด้วยความใสของไฮโดรเจลทำให้สังเกตความเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นกับแผลได้เป็นอย่างดี ไฮโดรเจลยังสามารถใช้ทำคอนแทคเลนส์ที่ให้ความสบายต่อดวงตา ลดการระคายเคือง และสามารถสวมใส่โดยไม่ต้องถอดเลย หรืออาจใช้แทนซิลิโคนในการศัลยกรรมตกแต่งได้

ดังนั้นในการทดลองจึงได้สังเคราะห์ไฮโดรเจลที่มีความบางระดับไมครอนเพื่อใช้เป็นวัตถุทดลองเพื่อหาพารามิเตอร์ต่างๆ ซึ่งวิธีการในงานวิจัยนี้อาจนำไปประยุกต์ใช้เพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อจริงที่อาจช่วยในการวิเคราะห์ทางการแพทย์ได้ และมีความเป็นไปได้ในการประมาณขนาดของตัวแพร่กระจาย

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

- 1.2.1 เพื่อสร้างแบบจำลองเชิงตัวเลขของสัญญาณอัลตราซาวด์ที่คิดการเลี้ยวเบนของคลื่นทั้งในโหมดส่งผ่าน และโหมดสะท้อน
- 1.2.2 เพื่อพัฒนาวิธีการแสดงเอกลักษณ์แบบพารามетริกของอัลตราซาวด์
- 1.2.3 เพื่อหาพารามิเตอร์ทางกลของไฮโดรเจลที่มีความหนาระดับไมครอน
- 1.2.4 เพื่อศึกษาพารามิเตอร์ที่เปลี่ยนแปลงไปของไฮโดรเจลขณะดูดซับน้ำ

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน ความเร็ว และความหนาแน่น เป็นพารามิเตอร์ที่สำคัญของไฮโดรเจลที่ต้องการทราบค่า โดยมีสมมติฐานที่ว่า พารามิเตอร์ต่างๆ มีความสัมพันธ์กับเวลาที่ไฮโดรเจลสัมผัสน้ำ กล่าวคือยิ่งเวลาที่ไฮโดรเจลแช่น้ำนาน พารามิเตอร์จะเปลี่ยนแปลงไปมาก เพราะโมเลกุลของน้ำทำให้โครงสร้างของไฮโดรเจลเกิดการเปลี่ยนแปลง ซึ่งการคำนวณพารามิเตอร์เหล่านั้นสามารถหาได้จากสมการคลื่น (Wave Equation) และความต้านทานเสียง (Acoustic Impedance) โดยสมการคลื่นถูกนำไปสร้างแบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ที่ประกอบเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไปด้วยฟังก์ชันถ่ายโอนในรูปแบบต่างๆ นอกจากนี้ยังมีความเป็นไปได้ที่จะประยุกต์ใช้การแสดงผลเอกลักษณ์แบบพาราเมตริก เพื่อให้การคำนวณมีความถูกต้อง และแม่นยำยิ่งขึ้น

1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย

การวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาและสร้างแบบจำลองคลื่นอัลตราซาวด์โดยใช้สมการคลื่นที่คิดการเลี้ยวเบน (Diffraction Effect) ร่วมกับกระบวนการฟอร์เวิร์ด โมเดลเพื่อแสดงผลเอกลักษณ์พาราเมตริก และมีแนวความคิดที่ใช้วิธีการปรับค่าตัวแปรในแบบจำลอง (Minimization) ที่สร้างขึ้นให้สอดคล้องกับสัญญาณจากการวัดจริง จุดเด่นของวิธีการนี้คือ สามารถหาค่าดิสเปอรัชัน (Dispersion) ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของอัลตราซาวด์ และพารามิเตอร์ต่าง ๆ ได้พร้อมกัน โดยในเบื้องต้นจะทำการทดสอบเพื่อพิสูจน์ความเป็นไปได้ของทฤษฎีในแบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ที่สร้างขึ้นกับวัตถุจริงที่ทราบค่าความหนา และความเร็ว หลังจากนั้นจะวิเคราะห์หาความสัมพันธ์ของสเปกตรัม และเฟสสเปกตรัมกับความหนา นอกจากนี้จะศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างค่าดิสเปอรัชัน ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของอัลตราซาวด์โดยใช้ทฤษฎีความสัมพันธ์คาร์เมอร์-โครนิก (Kramer-Krönig Relationship) ดังนั้นกระบวนการทั้งหมดนี้จึงเป็นประโยชน์ในการพัฒนาวิธีการแสดงผลเอกลักษณ์พาราเมตริกของแบบจำลองการแพร่กระจายคลื่นอัลตราซาวด์ที่พิจารณาผลของการเลี้ยวเบนของคลื่น

1.5 ขอบเขตการวิจัย

การวิจัยนี้มุ่งเน้นการประมาณค่าดิสเปอรัชัน ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของอัลตราซาวด์ และค่าสมบัติทางกลต่าง ๆ ในวัตถุ โดยมีขอบเขตการวิจัยดังนี้

1.5.1 สร้างแบบจำลองเชิงตัวเลขของการแพร่กระจายคลื่นอัลตราซาวด์ที่คิดการเลี้ยวเบนของคลื่นทั้งในโหมดส่งผ่าน (Transmission Mode) และ โหมดสะท้อน (Reflection Mode) ในโดเมนความถี่

1.5.2 ใช้ทฤษฎีของลอมเมิลเพื่อคำนวณการเลี้ยวเบนของคลื่น

1.5.3 ใช้วิธีฟอร์เวิร์ด โมเดลในการหาค่าพารามิเตอร์

1.5.4 ทำการวัดจริงในโหมดสะท้อน โดยใช้ความถี่ทรานส์ดิวเซอร์ 10 MHz

1.5.5 ใช้วิธีกำลังสองน้อยที่สุดแบบไม่เป็นเชิงเส้นในการปรับค่าพารามิเตอร์เพื่อลดความผิดพลาดในการคำนวณ

1.5.6 สร้างการทดลองเพื่อหาพารามิเตอร์ในพลาสติกใส (Plexiglas)

1.5.7 สร้างการทดลองเพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์กับเวลาของไฮโดรเจลเมื่อเริ่มดูดซับน้ำ ระหว่างดูดซับน้ำ และหลังดูดซับน้ำอย่างเต็มที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์นี้แบ่งออกเป็น 5 บทประกอบด้วย

- บทที่ 1 กล่าวถึงความเป็นมาของงานวิจัย วัตถุประสงค์ของการวิจัย สมมติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย และขอบเขตการวิจัย
- บทที่ 2 วรรณกรรมหรืองานวิจัยที่เกี่ยวข้อง (Literature Review)
- บทที่ 3 อธิบายถึงทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย
- บทที่ 4 การทดลอง ผลการทดลอง และวิเคราะห์ผล
- บทที่ 5 บทสรุปและข้อเสนอแนะ
- เอกสารอ้างอิง
- ภาคผนวก



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

วรรณกรรมหรืองานวิจัยที่เกี่ยวข้อง (Literature Review)

บทนี้กล่าวถึงการทบทวนวรรณกรรม หรืองานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการวิจัยนี้ซึ่งสามารถสรุปเป็น 4 หัวข้อ ดังนี้

- 2.1 พารามิเตอร์ของอัลตราซาวด์
- 2.2 การประมาณพารามิเตอร์ของอัลตราซาวด์
- 2.3 การแสดงเอกลักษณ์แบบพารามетริก (Parametric Identification)
- 2.4 สรุปผลจากการทบทวนวรรณกรรม

2.1 พารามิเตอร์ของอัลตราซาวด์

คลื่นอัลตราซาวด์เป็นคลื่นทางกลที่อาศัยการสั่นของโมเลกุลภายในวัตถุในการเคลื่อนที่ เมื่อคลื่นอัลตราซาวด์แพร่กระจายผ่านตัวกลางพลังงานของคลื่นจะสูญเสียไปซึ่งแสดงให้เห็นจากการลดลงของแอมพลิจูด (Amplitude) พารามิเตอร์ที่ใช้ในการอธิบายปรากฏการณ์นี้คือ ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของสัญญาณอัลตราซาวด์ และเนื่องจากคลื่นอัลตราซาวด์เป็นคลื่นเสียงจึงมีลักษณะสมบัติที่สำคัญคือ ความเร็วของอัลตราซาวด์ที่เคลื่อนที่ผ่านตัวกลางจะไม่เท่ากัน โดยความเร็วจะขึ้นอยู่กับชนิดของวัตถุ อันเนื่องมาจากความแตกต่างกันของ ความหนาแน่น ความแข็ง และโครงสร้างทางโมเลกุล โดยความสัมพันธ์ระหว่าง ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนและความเร็วแสดงในสมการที่ (1.1)

$$S(f) = E(f) \cdot e^{-\alpha \beta f} \quad (1.1)$$

โดย $S(f)$ คือ คลื่นสะท้อน (Reflected Wave) ในโดเมนความถี่, $E(f)$ คือ คลื่นตกกระทบ (Incident Wave) ในโดเมนความถี่, v คือ ความเร็ว (m/s), t คือ เวลาระหว่างคลื่นตกกระทบและคลื่นสะท้อน (s), β คือ ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน (dB/cmMHz) และ f คือ ความถี่ (Hz)

จากสมการดังกล่าวคลื่นสะท้อนเกิดจากคลื่นตกกระทบถูกกับฟังก์ชันลดที่มีเลขชี้กำลังเป็นค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน และความเร็ว วัตถุที่มีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนมากคลื่นตกกระทบจะถูกลดทอนไปมากส่งผลให้คลื่นสะท้อนมีแอมพลิจูดต่ำ และหากพิจารณาต่อไปจะพบว่า คลื่นสะท้อนแปรผกผันกับความเร็วด้วยเช่นกัน นอกจากนี้ความหนาแน่นและความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์เมื่อนำมาคูณกันยังก่อให้เกิดความต้านทานเสียง (Acoustic Impedance) ซึ่งเป็นพารามิเตอร์ที่สามารถนำไปหาค่าสัมประสิทธิ์การส่งผ่าน (Transmission Coefficient) และการค่าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สัมประสิทธิ์การสะท้อน (Reflected Coefficient) โดยสัมประสิทธิ์ทั้งสองใช้บ่งบอกถึงอัตราการส่งผ่านคลื่นอัลตราซาวด์จากตัวกลางหนึ่งไปยังอีกตัวกลางหนึ่งได้ จากที่กล่าวมาจะเห็นได้ว่าค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน ความเร็ว และความต้านทานเสียงเป็นพารามิเตอร์ที่มีความสำคัญในการคำนวณ ซึ่งสามารถประยุกต์ใช้ในงานวิจัยต่างๆ ได้ดังต่อไปนี้

2.1.1 ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน เป็นค่าเฉพาะตัวของวัตถุทั้ง ของแข็ง ของเหลว และก๊าซ เนื่องจากเป็นวัตถุนิตต่างกัน ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจึงมีค่าไม่เท่ากัน ดังนั้นจึงมีการประยุกต์ใช้ในด้านต่างๆ มากมายดังนี้

2.1.1.1 การระบุเอกลักษณ์ (Characterization)

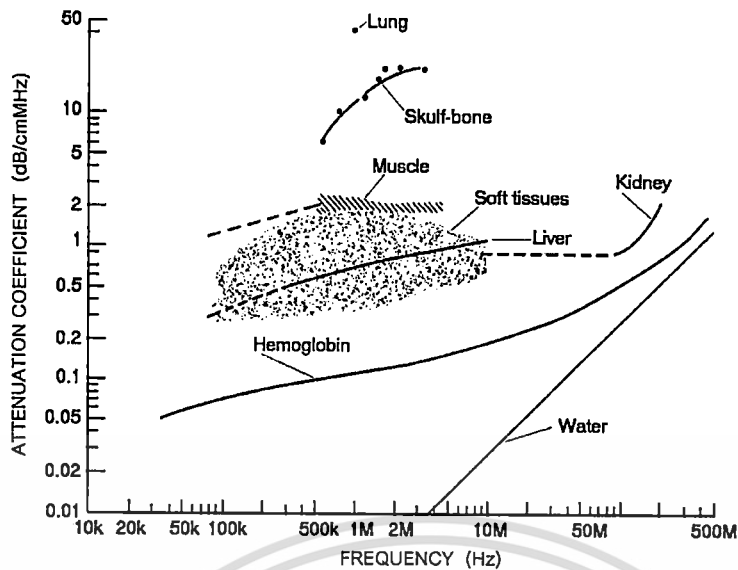
การระบุเอกลักษณ์ของวัตถุโดยใช้คลื่นอัลตราซาวด์มีประโยชน์ในการบ่งชี้ถึงชนิดของวัตถุโดยไม่ทำลายวัตถุ ซึ่งมีงานวิจัยที่ทำการศึกษาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนอย่างต่อเนื่องอาทิ เช่น งานวิจัยที่สร้างกระบวนการในการวัดค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนในวัตถุทดลองเนื้อผสมที่มีน้ำหนักเบา [9] เพื่อการตรวจสอบโครงสร้างแบบไม่ทำลายของอุตสาหกรรมการบิน หรือ อุตสาหกรรมการเดินเรือเพื่อประโยชน์ในด้านความปลอดภัย และการซ่อมบำรุง นอกจากนี้คณะผู้วิจัย [9] ได้สร้างวัตถุขึ้นมาทำการทดลองที่สังเคราะห์ขึ้นมาจากแก้ว และเรซิน โดยโครงสร้างของวัตถุทดลองเป็นฟองที่อยู่ในระดับไมครอน ผลการทดลองได้แสดงกราฟเปรียบเทียบค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนในรูปแบบต่างๆ และสรุปว่าการหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนในวัตถุที่เป็นเนื้อผสมสามารถคำนวณได้ถูกต้อง อย่างไรก็ตามงานวิจัยนี้ไม่ได้กล่าวถึงผลกระทบจากการเลี้ยวเบนของคลื่น และผลกระทบของการจัดเรียงอุปกรณ์การทดลอง นอกจากนี้ยังมีงานวิจัยที่คล้ายกันทำการหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนในวัตถุที่มีโครงสร้างไม่เป็นเนื้อเดียว (Heterogeneous Material) [10] แบบจำลองของงานวิจัยนี้กระทำในโหมดส่งผ่านจุดสำคัญของงานวิจัยนี้อยู่ที่การคำนึงถึงผลกระทบของการเลี้ยวเบนของคลื่น และเทคนิคในการกระตุ้นทรานส์ดิวเซอร์ (Excitation Technique) เพื่อศึกษาถึงประสิทธิภาพของสัญญาณอัลตราซาวด์ที่วัดได้ การคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนกระทำใน โดเมนความถี่จากสัมประสิทธิ์การส่งผ่าน (Transmission Coefficient) และอัตราส่วนของแอมพลิจูดสเปกตรัม (Amplitude Spectrum) ของสัญญาณที่เดินทางในน้ำ และวัตถุทดลอง ผลการทดลองได้เปรียบเทียบค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนในรูปแบบต่างๆ โดยคณะผู้วิจัยได้สรุปว่าการกระตุ้นทรานส์ดิวเซอร์มีผลต่อความแม่นยำในการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนในสารเนื้อผสม และต้องเลือกใช้การกระตุ้นอย่างเหมาะสม งานวิจัย [11] ได้ทำการศึกษาถึงผลกระทบของอุณหภูมิในการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนโดยการทดลองได้สร้างเตาอบ มีทรานส์ดิวเซอร์ 2 ตัว ทำหน้าที่ส่งและรับคลื่นอัลตราซาวด์ โดยทำการวัดในโหมดส่งผ่าน อุณหภูมิที่ใช้ทดสอบอยู่ในช่วง 380K ถึง 500K ใช้วัตถุทดลองเป็นแก้วที่มีโครงสร้างที่หลากหลาย การคำนวณกระทำในโดเมนความถี่ ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าค่าสัมประสิทธิ์ของวัตถุทดลองจะเพิ่มขึ้นเป็นสัดส่วนโดยตรงกับอุณหภูมิ อย่างไรก็ตามตัวแปร

เอกรงค์
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อุณหภูมิไม่ได้นำมาใช้ในการคำนวณ ดังนั้นผลการทดลองจึงเป็นเพียงการวัด แต่ไม่สามารถอธิบายโดยใช้สมการทางคณิตศาสตร์ได้ งานวิจัยที่กล่าวมาข้างต้นเป็นตัวอย่างการแสดงผลเอกลักษณ์โดยใช้ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนกับวัตถุทดลองที่เป็นของแข็ง นอกจากนี้ยังมีงานวิจัยเกี่ยวกับการระบุเอกลักษณ์ในวัตถุอื่นอีกหลากหลายรูปแบบ

งานวิจัยเกี่ยวกับอาหารซึ่งเป็นอีกแขนงที่มีความเหมาะสมกับการทดสอบด้วยคลื่นอัลตราซาวด์เพราะเครื่องมือที่ใช้สามารถเคลื่อนย้ายได้สะดวก และมีความปลอดภัยไม่มีรังสีตกค้างเช่นการประยุกต์ใช้ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน [12] ในการความเข้มข้นของอาหารขณะผู้วิจัยได้ทำการสร้างเครื่องวัดแบบพิเศษที่ทำขึ้นจากโลหะ โดยมีทรานส์ดิวเซอร์หลายตัวทำการวัดคลื่นอัลตราซาวด์ในโหมดส่งผ่าน จุดสำคัญของงานวิจัยนี้คือการวิเคราะห์วัตถุทดลองที่อยู่ในลักษณะของแข็งผสมของเหลวที่มีลักษณะใกล้เคียงกับอาหาร มีการสร้างวัตถุทดลองจากของแข็งและของเหลวที่ทราบค่าพารามิเตอร์มาก่อนแล้ว สัญญาณที่วัดได้ถูกนำไปคำนวณในโดเมนความถี่เพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน จากผลการทดลองขณะผู้วิจัยสรุปว่าสามารถหาค่าได้ถูกต้อง ยังมีงานวิจัยเกี่ยวกับการหาเอกลักษณ์ของแป้งที่ใช้ทำอาหาร [13] โดยวัตถุทดลองได้ทำการผสมแป้งให้มีลักษณะเนื้อ 3 แบบ ได้แก่ เนื้อนุ่มมาก เนื้อนุ่มปานกลาง และเนื้อแข็ง แล้วทำการวัดเพื่อคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของวัตถุทดลองเหล่านั้น โดยการทดลองใช้โหมดส่งผ่านในการวัดมีทรานส์ดิวเซอร์ตัวส่งอยู่ด้านบน ในขณะที่ตัวรับอยู่ด้านล่าง แป้งที่ใช้ทดสอบได้ถูกจัดเรียงให้อยู่ระหว่างทรานส์ดิวเซอร์ทั้งสอง มีเครื่องกำเนิดสัญญาณพัลส์ต่อกับทรานส์ดิวเซอร์และออสซิลโลสโคป ผลการทดลองสามารถแสดงให้เห็นว่าค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของวัตถุทดลองทั้งสามแบบมีความแตกต่างกันซึ่งขณะผู้วิจัยสรุปว่าสามารถใช้กระบวนการของอัลตราซาวด์ในการแยกความแตกต่างของแป้งได้ และมีความเหมาะสมในการติดตามกระบวนการผลิตในโรงงานอุตสาหกรรม นอกจากงานวิจัยเกี่ยวกับการระบุเอกลักษณ์ของวัตถุต่างๆ อีกด้วย

การประยุกต์ใช้คลื่นอัลตราซาวด์ทางการแพทย์เนื่องจากการตรวจด้วยคลื่นอัลตราซาวด์มีความปลอดภัยสูง และไม่มีผลกระทบข้างเคียง อีกทั้งยังสามารถใช้ได้บ่อยโดยไม่มีรังสีตกค้างจึงเป็นที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลาย ดังนั้นการศึกษาเกี่ยวกับค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนในเนื้อเยื่อมนุษย์ [14] เพื่อประโยชน์ทางการแพทย์แสดงให้เห็นในรูปที่ 2.1 มีแกนนอนเป็นความถี่ และมีแกนตั้งเป็นค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน เส้นกราฟแสดงถึงอวัยวะที่สำคัญในร่างกายมนุษย์ โดยอวัยวะที่มีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนมากที่สุดคือปอด เนื่องจากโครงสร้างมีอากาศอยู่มาก ในขณะที่ฮีโมโกลบิน (Hemoglobin) มีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนน้อยที่สุดอาจเป็นเพราะโครงสร้างมีน้ำเป็นส่วนประกอบ และมีค่าใกล้เคียงกับน้ำ จะเห็นได้ว่าหากค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนในอวัยวะเปลี่ยนแปลงไปอาจหมายถึงการผิดปกติของเนื้อเยื่อได้ นอกจากนี้หากพิจารณาเส้นกราฟทั้งหมดจะเห็นได้ว่ากราฟของน้ำจะเป็นเส้นเดียวที่มีลักษณะเชิงเส้น (Linear) ดังนั้นในรูปที่ 2.1 จึงใช้น้ำเป็นเส้นอ้างอิงในการเทียบกับกราฟของอวัยวะอื่นๆ การศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.1 ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนในเนื้อเยื่อมนุษย์ [14]

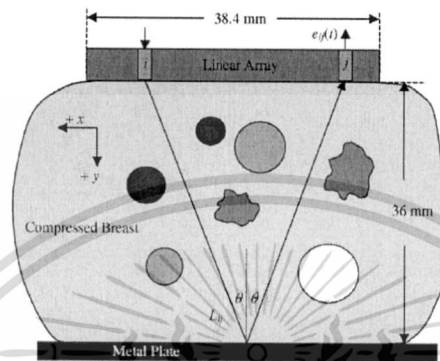
จากความสำคัญของค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนทางการแพทย์มีงานวิจัยหลายชิ้นได้แสดงวิธีการหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนในเนื้อเยื่อ อาทิเช่น การวิเคราะห์เนื้อเยื่อมดลูก (Uterine Tissue) [2] โดยคณะผู้วิจัยจากประเทศสหรัฐอเมริกา จุดเด่นของงานวิจัยชิ้นนี้อยู่ที่การใช้เนื้อเยื่อจริงในการทดลองซึ่งเนื้อเยื่อดังกล่าวได้ถูกทำการทดลองในโหมดส่งผ่าน โดยใช้ทรานสดิวเซอร์รุ่นเดียวกันจากบริษัท Valpey-Fisher มีความถี่กลางที่ 7.5 MHz นอกจากนี้คณะผู้วิจัยได้สร้างสภาพแวดล้อมขึ้นมาโดยเฉพาะเพื่อให้การทดลองมีความถูกต้องมากขึ้นหลังจากนั้นเนื้อเยื่อหลายส่วนของมดลูกได้ถูกทดสอบ และทำการคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน โดยใช้จุดสูงสุดของสัญญาณที่วัดได้ในโดเมนเวลา ซึ่งผลการทดลองแสดงให้เห็นเป็นกราฟของค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของเนื้อเยื่อที่มีค่าแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ คณะผู้วิจัยได้สรุปว่าค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนมีประโยชน์ในการตรวจมดลูกโดยใช้คลื่นอัลตราซาวด์โดยไม่มีการสอดใส่ (Non-Invasive Testing)

จากงานวิจัยที่กล่าวมาข้างต้นค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนสามารถใช้ในการแสดงเอกลักษณ์ของวัตถุต่างๆ ได้เป็นอย่างดี อีกทั้งยังสามารถใช้ในการสร้างภาพได้อีกด้วยซึ่งจะกล่าวถึงในหัวข้อถัดไป

2.1.1.2 การสร้างภาพด้วยค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน

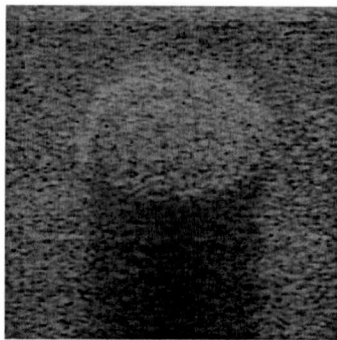
งานวิจัยเกี่ยวกับการสร้างภาพโดยใช้ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน แสดงได้ดังรูปที่ 2.2 ใช้ชุดทรานสดิวเซอร์ (Linear Array Transducer) ซึ่งวางอยู่ด้านบนในการกำเนิดคลื่นอัลตราซาวด์ มีวัตถุทดลองวางอยู่บนแผ่นโลหะซึ่งวัตถุทดลองมีโครงสร้างแบบผสมที่ประกอบด้วยไขมันซึ่งแสดงโดยวงกลม และเนื้องอกแสดงโดยรูปทรงหลายเหลี่ยม เมื่อคลื่นเดินทางจากทรานสดิวเซอร์ผ่านวัตถุกระทบกับแผ่นโลหะเป็นมุม θ เกิดการสะท้อนจากแผ่นโลหะ และเดินทางกลับไปยังทรานสดิวเซอร์ คลื่นอัลตราซาวด์ถูกเปลี่ยนเป็นสัญญาณไฟฟ้าเข้าสู่คอมพิวเตอร์ แล้วทำการสร้างไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาพจากสูตรคำนวณที่สัมพันธ์กับค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน นอกจากนี้คณะผู้วิจัยยังได้รายงานความผิดพลาดในการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนด้วยกราฟ และได้สรุปว่าผลการคำนวณมีความถูกต้องและน่าเชื่อถือ โดยผลของงานวิจัยนี้จะถูกพัฒนาต่อเพื่อใช้ในการสร้างภาพสำหรับสถานพยาบาลขนาดเล็กต่อไป เนื่องจากงานวิจัยนี้เน้นหนักไปที่เทคนิคการสร้างภาพจึงไม่ได้กล่าวถึงผลกระทบของการเลี้ยวเบนของคลื่นในการสร้างภาพ

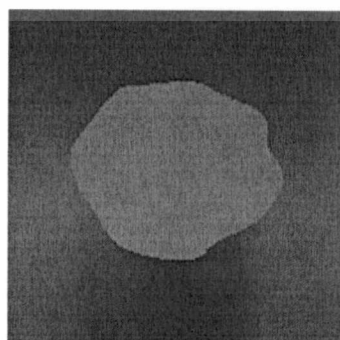


รูปที่ 2.2 การสร้างภาพจากค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน [15]

นอกจากนี้ยังมีงานวิจัยที่ประยุกต์ใช้ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนในการปรับปรุงคุณภาพของภาพให้ดีขึ้นดังแสดงในรูปที่ 2.3 เป็นวัตถุทดลองที่สร้างขึ้นมาจากวุ้นผสมกับวัตถุทรงกลมแบนที่มีส่วนประกอบจากน้ำมันมะกอกและแป้งโดย (ก) เป็นภาพต้นแบบที่เกิดการสร้างภาพโดยวิธีทั่วไป ในขณะที่ (ข) เป็นภาพที่ถูกปรับปรุงให้ดีขึ้นโดยใช้แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่มีสูตรการคำนวณเป็นค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนในการชดเชยภาพ นอกจากนี้ (ข) เป็นภาพที่ถูกดึงส่วนที่เป็นวัตถุทดลองออกจากภาพแล้ว ก่อนการทดลองจริงคณะผู้วิจัยได้ใช้สัญญาณอัลตราซาวด์จำลองที่สร้างขึ้นจากโปรแกรม Field II [16, 17] ในการทดสอบอัลกอริธึมในการสร้างภาพ ทั้งนี้คณะผู้วิจัยนี้ได้สรุปว่าวิธีการที่คณะผู้วิจัยนำเสนอ อาจนำไปประยุกต์ใช้กับการสร้างภาพจากรังสีเอกซ์ (X-Ray) ได้ในอนาคต



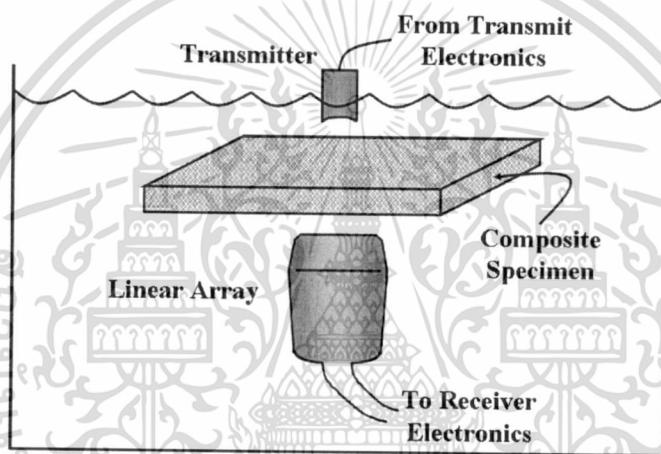
(ก)



(ข)

เอกสารนี้เป็นเอกสารรูปที่ 2.3 การใช้ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนในการปรับปรุงภาพ [18] ใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

งานวิจัยที่ศึกษาถึงค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่มีผลต่อการสร้างภาพจากคลื่นอัลตราซาวด์ มีการติดตั้งอุปกรณ์ทดลองดังแสดงในรูปที่ 2.4 ใช้การวัดในโหมดส่งผ่านมีทรานส์ดิวเซอร์ตัวส่งอยู่ด้านบนในขณะที่ตัวรับอยู่ด้านล่างจุดเด่นของงานวิจัยนี้อยู่ที่การใช้สารเนื้อผสม (Inhomogeneous Material) เป็นวัตถุทดลองที่แช่อยู่ในน้ำ โดยวัตถุทดลองชิ้นแรกเป็นส่วนของไฟเบอร์เสริมแรง (Reinforced Fiber) ที่มีความหนาประมาณ 10 มม. ในขณะที่วัตถุทดลองชิ้นที่สองเป็นคาร์บอนอีพ็อกซี (Carbon Epoxy) ที่มีความหนาประมาณ 4.2 มม. โดยระยะห่างระหว่างทรานส์ดิวเซอร์ตัวรับกับวัตถุทดลองประมาณ 20 มม. ผลการสร้างภาพจากวิธี FBP และ ASD แสดงให้เห็นถึงความสัมพันธ์ระหว่างค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่มีผลต่อภาพ นอกจากนี้คณะผู้วิจัยสรุปว่าวิธีการดังกล่าวมีศักยภาพที่จะปรับปรุงให้สามารถระบุคุณลักษณะของสารเนื้อผสมได้



รูปที่ 2.4 การสร้างภาพของสารเนื้อผสมใน โหมดส่งผ่าน [19]

งานวิจัยเกี่ยวกับการสร้างภาพทางการแพทย์เพื่อวิเคราะห์เนื้ออกบริเวณทรวงอก (Brest Tumor) ได้ถูกศึกษาโดยคณะผู้วิจัยจากประเทศนอร์เวย์ [1] ใช้ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่อยู่ในรูปสนามแรงดัน (Pressure Field) ในการสร้างภาพสองมิติ และสามมิติ การทดลองวัดจริงใช้โหมดสะท้อนใช้ทรานส์ดิวเซอร์วางอยู่ด้านล่างและด้านบนเป็นแผ่นสะท้อน (Reflecting Plate) คลื่นอัลตราซาวด์ มีวัตถุทดลองวางอยู่ตรงกลาง ซึ่งในงานวิจัยนี้ใช้เนื้อเยื่อจริง โดยเนื้อเยื่อดังกล่าวมี 1 ชั้นที่ไม่เป็นเนื้ออก และ 2 ชั้นที่เป็นเนื้ออก ทำการวัดและเปรียบเทียบสัญญาณอัลตราซาวด์ที่วัดได้จากนั้นนำไปสร้างภาพเพื่อระบุตำแหน่งของส่วนที่เป็นเนื้ออก ผลการทดลองได้แสดงภาพทั้งใน 2 มิติ และ 3 มิติ ของบริเวณที่เป็นเนื้ออกได้เป็นอย่างดี คณะผู้วิจัยจะนำวิธีการนี้ไปปรับปรุงแบบจำลองในการสร้างภาพแบบใหม่ต่อไปในอนาคตอย่างไรก็ตามการคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนไม่ได้คำนึงถึงค่าการเลี้ยวเบนของคลื่นอัลตราซาวด์ ในงานวิจัยที่คล้ายกัน ในการตรวจวิเคราะห์ห้มะเร็งกระดูก (Cancellous Bone) [20] ได้ถูกพัฒนาขึ้นในงานวิจัยนี้มีจุดเด่นที่การวิเคราะห์เอกซเรย์เป็นเอกซเรย์ที่ส่งผ่านไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นับญาติให้ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าถึงความจำเป็นในการใช้การเลี้ยวเบนของคลื่นเพื่อร่วมคำนวณในแบบจำลอง โดยคณะผู้วิจัยให้ไม่ว่ากรณีใดๆ หงสน อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เหตุผลที่ไม่ใช้การเลี้ยวเบนของคลื่นในแบบจำลอง วัตถุประสงค์ของใช้กระดูกข้อเข้าจริงจำนวน 15 ชิ้นของทั้งผู้ชายและผู้หญิง ช่วงอายุ 69 ถึง 89 ปี ผลการทดลองแสดงด้วยกราฟของ ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน และความเร็วในกระดูกนอกจากนี้ยังนำผลลัพธ์ที่ได้ไปสร้างภาพด้วยวิธีการต่างๆอีกด้วย และยังได้กล่าวสรุปด้วยการคำนวณค่าความเร็วและค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนในกระดูกเป็นเรื่องยาก เพราะ โครงสร้างของกระดูกเป็นแบบเชิงสุ่ม (Random) ดังนั้นจึงเป็นความท้าทายในการศึกษาต่อไป

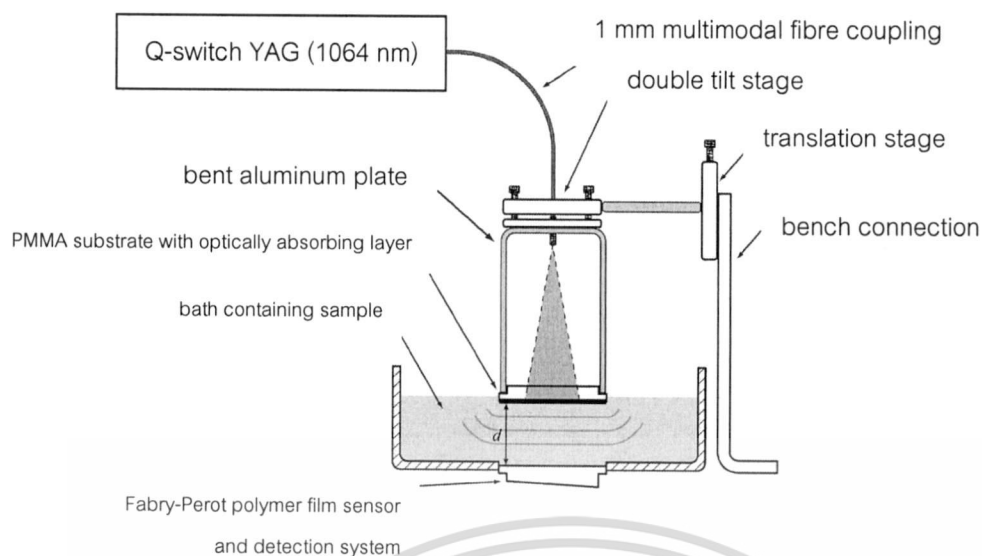
ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของสัญญาณอัลตราซาวด์ยังถูกนำไปประยุกต์ใช้ร่วมกับกระบวนการทางแสง ซึ่งงานวิจัยด้านนี้เป็นสาขาใหม่ที่อาจนำมาประยุกต์ใช้ในเชิงพาณิชย์ได้อีกในอนาคต

2.1.1.3 การใช้งานร่วมกับเลเซอร์

สัญญาณอัลตราซาวด์ที่เกิดจากแสงเลเซอร์อาจเรียกได้อีกแบบว่า “สัญญาณโฟโตอคูสติก (Photoacoustic Signal)” มีกลไกเกิดเชิงฟิสิกส์หลายขั้นตอน [21] กระบวนการนี้เป็นวิธีการใหม่ในการสร้างคลื่นอัลตราซาวด์จากแสงเลเซอร์ ประเด็นที่น่าสนใจของวิธีการนี้คือ ไม่ต้องใช้ทรานส์ดิวเซอร์ในการกำเนิดสัญญาณอัลตราซาวด์ และไม่ต้องสัมผัสกับวัตถุทดลอง มีเพียงเลเซอร์จุดเล็กๆ ก็สามารถสร้างคลื่นอัลตราซาวด์ได้ ดังนั้นสัญญาณโฟโตอคูสติกจึงถูกศึกษาอย่างจริงจังในปีพ.ศ. 2523 โดยงานวิจัยดังกล่าวได้อธิบายถึงการเกิดคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยพัลส์เลเซอร์ (Pulsed Laser) ในวัตถุ [22] คลื่นอัลตราซาวด์แพร่กระจายไปในวัตถุทดลองจะมีคุณสมบัติเหมือนกับคลื่นอัลตราซาวด์ที่สร้างจากทรานส์ดิวเซอร์ ดังนั้นค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจึงสามารถใช้ในการแสดงคุณลักษณะ หรือการสร้างภาพได้เช่นกัน

จากคุณประโยชน์ดังกล่าวจึงมีงานวิจัยที่ใช้สัญญาณโฟโตอคูสติกในการหาค่าการสัมประสิทธิ์ลดทอนของสัญญาณอัลตราซาวด์ในของเหลว และเนื้อเยื่อชีวภาพ [23] อุปกรณ์การทดลองได้ถูกติดตั้งดังแสดงในรูปที่ 2.5 แสงเลเซอร์ถูกสร้างขึ้นมาจากเครื่องกำเนิดรุ่น ECL5000DT ผลิตโดยบริษัท Thorlabs แสงเลเซอร์ถูกส่งผ่านใยแก้วนำแสง (Fibre Optic) ขณะแสงตกกระทบบีมุมบ่ายเบน (Divergence Beam) ประมาณ 12 องศา ซึ่งเป็นจุดแสงที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 28 มม. กล้องทดลองภายนอกทำด้วยอลูมิเนียม เมื่อแสงตกกระทบบน PMMA ซึ่งทำหน้าที่ดูดซับแสงแล้วเกิดการสั่นตามกลไกการกำเนิดสัญญาณโฟโตอคูสติกเกิดเป็นคลื่นอัลตราซาวด์ส่งผ่านน้ำและแพร่กระจายสู่วัตถุทดลอง โดยด้านล่างเป็นทรานส์ดิวเซอร์ตัวรับสัญญาณอัลตราซาวด์ วัตถุทดลองที่ใช้มีหลายชนิด อาทิเช่น น้ำมันมะกอก น้ำมันละหุ่ง น้ำ เลือด และไขมันชั้นใน ผลการทดลองได้แสดงค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของวัตถุทดลองชนิดต่างๆ โดยกราฟเปรียบเทียบกัน คณะผู้วิจัยสรุปว่าค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน และความเร็วมีความสอดคล้องกับความสัมพันธ์คาร์เมอร์-โครนิก (Kramers-Krönig Relationship) และระบุด้วยว่าวิธีการนี้สามารถนำไปประยุกต์ใช้ในการสร้างภาพได้

เอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



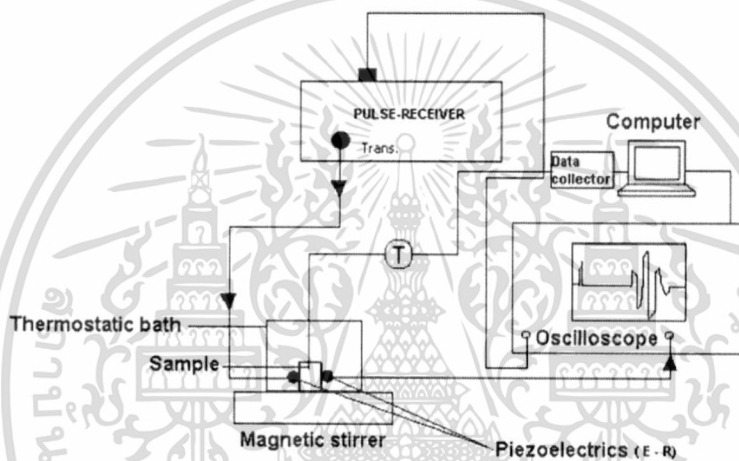
รูปที่ 2.5 การทดลองโดยใช้สัญญาณไฟฟ้าคู่สติกในการหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน [23]

ดังที่ได้กล่าวไว้ข้างต้นค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนสามารถใช้ในการระบุคุณลักษณะของวัตถุได้ ดังนั้นจึงมีงานวิจัยที่ประยุกต์ใช้เลเซอร์ในการกำเนิดคลื่นอัลตราซาวด์เพื่อวิเคราะห์โครงสร้างของเหล็กที่มีความละเอียดในระดับนาโนเมตร [24] คลื่นอัลตราซาวด์พื้นผิวถูกใช้ในการคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของวัตถุทดลองจำนวน 6 ชั้นที่มีโครงสร้างภายในแตกต่างกัน จุดเด่นของงานวิจัยชิ้นนี้อยู่ที่วัตถุทดลอง ไม่ได้ถูกแช่อยู่ในน้ำเหมือนงานวิจัยอื่น ดังนั้นจึงต้องออกแบบการทดลองโดยใช้แสงเลเซอร์สร้างคลื่นอัลตราซาวด์บนพื้นผิววัตถุทดลองแล้วใช้แสงเลเซอร์อีกลำแสงที่ทำงานร่วมกันกับอุปกรณ์ที่มีคุณสมบัติเพียโซอิเล็กทริก (Piezoelectric Material) ในการตรวจจับการสั่นของวัตถุ ผลการทดลองแสดงเป็นกราฟของค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของเหล็กที่มีความแตกต่างกันนั้นคือสามารถระบุชนิดของวัตถุทดลองได้ คณะผู้วิจัยสรุปว่าวิธีการนี้เหมาะสมสำหรับการประกันคุณภาพ (Quality Assurance) ของวัสดุที่ถูกผลิตขึ้นในโรงงานอุตสาหกรรม ถึงแม้ว่าระบบที่สร้างขึ้นในงานวิจัยนี้จะมีความละเอียดในการวัด แต่เครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง มีความซับซ้อน และมีราคาสูง จึงเหมาะสำหรับการติดตั้งในห้องทดลองเท่านั้น นอกจากนี้ผลการทดลองยังได้แสดงถึงความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์ในวัตถุทดลองชนิดต่างๆ ที่สามารถวัดหาได้จากวิธีการดังกล่าวซึ่งความเร็วก็เป็นพารามิเตอร์ที่สามารถใช้ในการแสดงคุณลักษณะได้เช่นกัน โดยจะกล่าวถึงในหัวข้อถัดไป

2.1.2 ความเร็ว (Velocity) ของคลื่นอัลตราซาวด์ยังสามารถนำไปใช้ในอุตสาหกรรมอาหาร [25] เพื่อใช้ในการหาอุณหภูมิของอาหารแช่แข็ง งานวิจัยนี้ใช้การวัดความเร็วซึ่งเป็นหลักการพื้นฐานของคลื่นอัลตราซาวด์กล่าวคือหากเป็นของแข็งความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์จะมากกว่าของเหลว ดังนั้นในอาหารที่แข็งตัวแล้วจะมีความเร็วของอัลตราซาวด์เฉพาะตัวซึ่งมีประโยชน์ในการตรวจสอบอุณหภูมิของอาหารได้อย่างถูกต้อง แม่นยำ โดยไม่ต้องแกะหีบห่อ

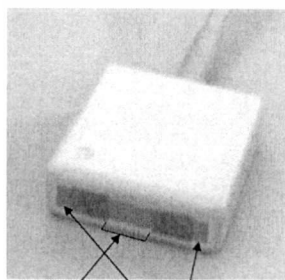
เอกสารที่แสดงดังแสดงในรูปที่ 2.6 คณะผู้วิจัยได้ใช้อาหารจากร้านสะดวกซื้อ ร่วมกับสารละลายเกลือ ไม่ว่าจะเป็นเกลือ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทำการวัดในโหมดส่งผ่านมีทรานส์ดีวเซอร์ตัวส่งอยู่ทางด้านซ้ายและตัวรับอยู่ทางด้านขวา ทรานส์ดีวเซอร์ตัวส่งถูกกระตุ้นโดยเครื่องกำเนิดสัญญาณพัลส์ในการสร้างคลื่นอัลตราซาวด์ผ่าน วัตถุทดลองไปยังตัวรับซึ่งจะทำการแปลงเป็นสัญญาณไฟฟ้า จากนั้นสัญญาณดังกล่าวถูกนำไป แสดงผลด้วยดิจิจิตอลออสซิลโลสโคปและวิเคราะห์โดยคอมพิวเตอร์ สภาพแวดล้อมรอบวัตถุ ทดลองถูกควบคุมให้อยู่ในสถานะเยือกแข็ง ทั้งนี้ผลการทดลองได้แสดงผลของปริมาณเกลือที่มีผล ต่อความเร็ว อีกทั้งยังแสดงถึงความสัมพันธ์ระหว่างอุณหภูมิกับความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์ใน อาหารแช่แข็งด้วย คณะผู้วิจัยสรุปว่าวิธีการนี้เป็นวิธีการที่ง่าย ใช้การคำนวณไม่ซับซ้อน มีความ เหมาะสมที่จะนำไปใช้ในการตรวจสอบอาหารแช่แข็งแบบออนไลน์

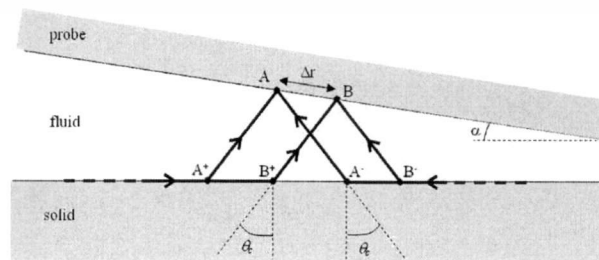


รูปที่ 2.6 การวิเคราะห์อาหาร โดยใช้ความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์ [25]

นอกจากนี้ความเร็วยังสามารถประยุกต์ใช้ทางการแพทย์โดยเฉพาะอย่างยิ่งเพื่อวัดหาความหนาแน่น และรอยแตกของกระดูก [26, 27] จากความสำคัญดังกล่าวจึงมีงานวิจัยที่ศึกษาวิธีการวัดความเร็วให้แม่นยำยิ่งขึ้นโดยใช้วิธีการวัดในสองทิศทาง (Bidirectional Measurement) ดังแสดงใน



(ก)

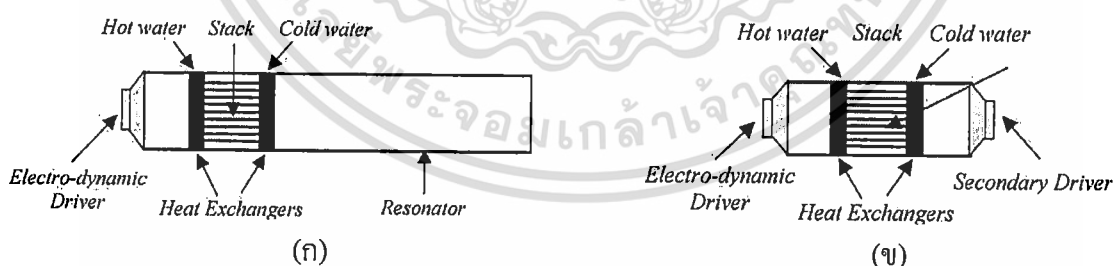


(ข)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 2.7 การวัดความเร็วโดยใช้ทรานส์ดีวเซอร์ 2 ทิศทาง [28]
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 2.7 (ก) เป็นการออกแบบตัววัดความเร็วโดยใช้ทรานส์ดิวเซอร์ตัวส่ง 2 ตัววางอยู่ที่ขอบทั้งสองข้าง ในขณะที่มีตัวรับ 2 ตัว อยู่ตรงกลาง ซึ่งหลักการวัดแสดงในรูปที่ 2.7 (ข) ทรานส์ดิวเซอร์ตัวรับถูกวางอยู่ด้านบน ณ จุด A และ B มี Δr เป็นระยะห่างระหว่างทรานส์ดิวเซอร์ทั้งสอง คลื่นที่เดินทางจากซ้ายไปขวาแสดงโดยเครื่องหมาย + ในขณะที่คลื่นเดินทางจากขวามาซ้ายแสดงโดยเครื่องหมาย - ความเร็วที่วัดได้จากทรานส์ดิวเซอร์ตำแหน่ง A และ B สามารถนำไปคำนวณหามุม θ_c นอกจากนี้มุม α ซึ่งเป็นมุมระหว่างตัววัดความเร็วกับวัตถุทดลอง ซึ่งคณะผู้วิจัยได้นำ α และ θ_c ไปใช้ในการคำนวณเพื่อหาความเร็วที่แท้จริงในวัตถุได้อย่างแม่นยำ

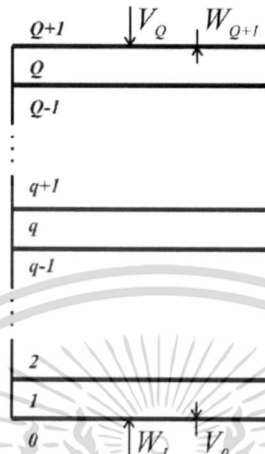
2.1.3 ความต้านทานเสียง คือผลคูณระหว่างความหนาแน่น กับความเร็ว โดยความต้านทานเสียงใช้คำนวณ สัมประสิทธิ์การส่งผ่าน และสัมประสิทธิ์การสะท้อน พารามิเตอร์ทั้งสองสามารถใช้อธิบายถึงความสามารถในการส่งของคลื่นอัลตราซาวด์ นอกจากนี้ยังเป็นพารามิเตอร์ที่สำคัญในการออกแบบตัวทำความเย็นดังรูปที่ 2.8 (ก) เป็นรูปแบบเดิมซึ่งมีสัญญาณไฟฟ้าถูกต่อที่ปลายด้านซ้าย มีตัวแลกเปลี่ยนความร้อน (Heat Exchanger) อยู่สองด้าน มีน้ำอุณหภูมิสูงถูกส่งเข้ามาด้านซ้าย ในขณะที่น้ำที่มีอุณหภูมิต่ำกว่าอยู่ด้านตรงกันข้ามของตัวแลกเปลี่ยนความร้อน หากการออกแบบความต้านทานเสียงดีจะสามารถเพิ่มประสิทธิภาพการทำความเย็นได้ โดย (ข) เป็นทรานส์ดิวเซอร์ที่ออกแบบใหม่โดยการทำให้ความต้านทานเสียงเท่ากัน (Impedance Matching) ระหว่างตัวขับทั้งสองโดยใช้คลื่นนิ่ง (Standing Wave) ในการคำนวณ ดังนั้นจึงสามารถเพิ่มตัวขับที่สอง (Secondary Driver) ในทางด้านขวาเพื่อเสริมประสิทธิภาพในการทำความเย็นให้มากขึ้น ผลลัพธ์ที่ได้ส่งผลให้ขนาดของตัวทำความเย็นมีขนาดเล็กลง



รูปที่ 2.8 การออกแบบทรานส์ดิวเซอร์โดยใช้ความต้านทานเสียง [29]

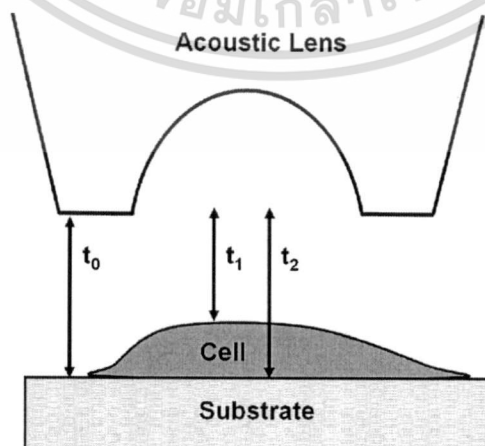
นอกจากนี้ยังมีงานวิจัยที่ประยุกต์ใช้ความต้านทานเสียงในการหาความหนาของฟิล์ม ซึ่งใช้ระบบเชิงเส้น (Linear System) ในการสร้างแบบจำลองของฟิล์มที่มีโครงสร้างซ้อนกันหลายชั้น ดังแสดงในรูปที่ 2.9 V_0 เป็นคลื่นตกกระทบที่แพร่และทะลุไปยังชั้นอื่นๆ ในขณะที่ W_0 เป็นคลื่นสะท้อนมีสัมประสิทธิ์การส่งผ่าน และสัมประสิทธิ์การสะท้อน ในการอธิบายคลื่นอัลตราซาวด์ที่แพร่กระจายไปยังอีกชั้นของฟิล์ม อย่างไรก็ตามแบบจำลองนี้ไม่ได้คำนึงถึงการเลี้ยวเบนของคลื่นไม่วาร์ณใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีเหตุเปลี่ยนแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งหากท่านไปใช้

อัลตราซาวด์ การทดลองจริงใช้ซิลิกอน (Silicon) อีพ็อกซี (Epoxy) และไพเรก (Pyrex) เป็นวัสดุทดลอง โดยคณะผู้วิจัยได้สรุปว่าวิธีการนี้สามารถหาลักษณะสมบัติของฟิล์มที่มีโครงสร้างซ้อนกันได้ถึง 3 ชั้น



รูปที่ 2.9 การวัดความหนาของฟิล์มโดยใช้ความต้านทานเสียงในการคำนวณ [30]

การวิจัยเกี่ยวกับการหาพารามิเตอร์ทางกลของเซลล์โดยใช้ทรานส์ดิวเซอร์แบบโฟกัสแสดงได้ดังรูปที่ 2.10 มีทรานส์ดิวเซอร์วางอยู่ด้านบนเซลล์ทดลองซึ่งวางอยู่บนซับสเตรต (Substrate) ใช้เครื่องมือเฉพาะ รุ่น SASAM1000 ซึ่งผลิตโดยบริษัท Saarbrücken จากประเทศเยอรมันซึ่งเป็นกล้องจุลทรรศน์คลื่นเสียง (Acoustic Microscope) ใช้ความถี่ในการวัด 375 MHz ในการสร้างภาพ โดยข้อมูลจากการทดลองนำไปหาพารามิเตอร์ต่างๆ อาทิเช่น ความหนา ความเร็ว ความหนาแน่น จากความต้านเสียง จากผลการทดลองสามารถสรุปได้ว่าวิธีการนี้สามารถหาพารามิเตอร์ได้ถูกต้อง



รูปที่ 2.10 แบบจำลองการวัดเซลล์โดยใช้ความต้านทานเสียง [31]

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น มิอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

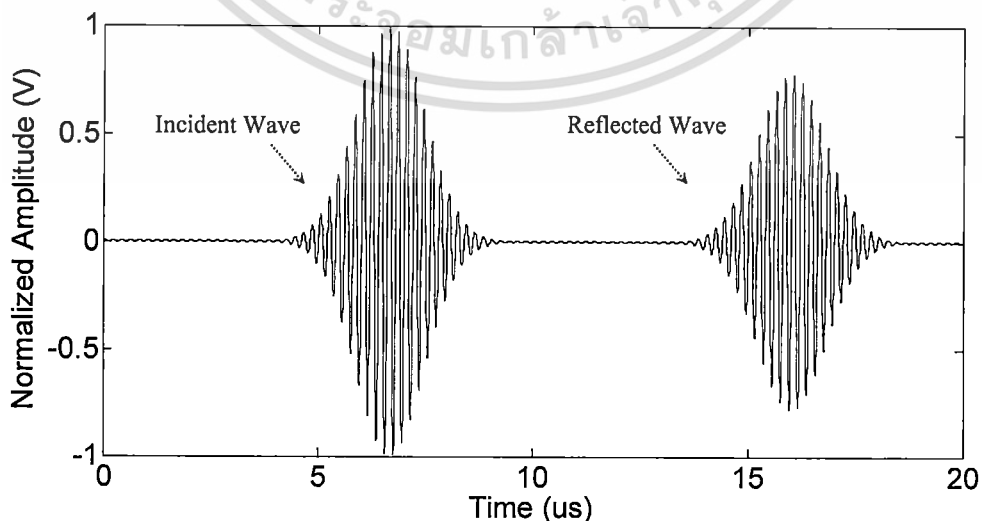
พารามิเตอร์ทั้งสามมีความสำคัญ และมีประโยชน์ในด้านการวิจัย การค้นคว้า รวมถึงการประยุกต์ใช้งานต่างๆ ของอัลตราซาวด์ การหาค่าพารามิเตอร์ดังกล่าวมีหลายวิธีซึ่งจะกล่าวถึงในหัวข้อต่อไป

2.2 การประมาณพารามิเตอร์ของอัลตราซาวด์

2.2.1 การคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของสัญญาณอัลตราซาวด์

การคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของสัญญาณอัลตราซาวด์ สามารถแบ่งได้เป็น 2 วิธี คือ แบบไม่คิดการเลี้ยวเบนของคลื่น และแบบคิดการเลี้ยวเบนของคลื่น

- การคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนแบบไม่คิดการเลี้ยวเบนของคลื่นเป็นวิธีที่มีความซับซ้อนน้อย จึงมีการนำไปใช้ในงานวิจัยต่างๆ ดังต่อไปนี้ การประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของวัตถุ โดยวิธีฟูรีเยร์เซนทรอยด์ชิฟต์ (Fourier Centroid Shift) ต้องทำการแยกคลื่นตกกระทบและคลื่นสะท้อน ออกจากกัน โดยใช้การประมวลผลสัญญาณดิจิทัล (Digital Signal Processing) แล้วแปลงให้อยู่ในโดเมนความถี่เพื่อพิจารณาถึงการเลื่อนของความถี่กลางซึ่งหาได้จากโมเมนต์ (Moment) ลำดับต่างๆ ร่วมกับค่าความแปรปรวน (Variance) ของสัญญาณ ดังแสดงในรูปที่ 2.11 เป็นการวัดในโดเมนเวลาที่ได้จากการวัดแท่งทองเหลืองซึ่งอยู่ในน้ำ ใช้การวัดในโหมดสะท้อนสัญญาณถูกนอร์มอลไลซ์ (Normalized) ให้มีขนาดแรงดันสูงสุดเป็น 1 V โดยคลื่นลูกแรกสะท้อนมาจากผิวบนของแท่งทองเหลือง ในขณะที่คลื่นลูกที่สองเป็นคลื่นจากผิวด้านล่างหากพิจารณาจะพบว่าคลื่นลูกที่สองมีขนาดเล็กกว่าคลื่นลูกแรก อันเนื่องมาจากค่าการลดทอนในวัตถุทดลอง จากผลการทดลองคณะผู้วิจัยได้เปรียบเทียบ ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนกับงานวิจัยอื่นซึ่งให้ผลที่ยอมรับได้

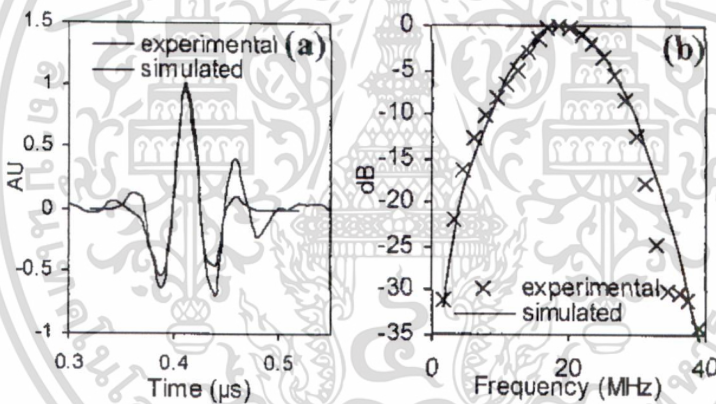


รูปที่ 2.11 สัญญาณอัลตราซาวด์ในโดเมนเวลาที่ได้จากการวัดแท่งทองเหลือง [32]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่วางไว้เพื่อให้นักวิจัยใช้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

งานวิจัยด้านผิวหนังซึ่งใช้วิธีฟูรีเยร์เซนทรอยซิฟในการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนได้ถูกศึกษาในปี พ.ศ.2546 งานวิจัยดังกล่าวอธิบายถึงความสัมพันธ์ระหว่างค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนกับอายุ นอกจากนี้การทดลองยังได้กระทำกับผิวหนังมนุษย์จริงดังรูปที่ 2.12 เป็นสัญญาณที่วัดได้เปรียบเทียบกับสัญญาณจำลองในโดเมนเวลาและโดเมนความถี่ โดยการนำทรานส์ดิวเซอร์ส่งคลื่นอัลตราซาวด์ลงสู่ผิวหนังของอาสาสมัครแล้วทำการวัดคลื่นสะท้อนซึ่งกระทำในโหมดสะท้อนจาก รูปที่ 2.12 (a) เป็นการเปรียบเทียบสัญญาณจำลองกับสัญญาณจากการทดลองที่วัดจากผิวหนังในโดเมนเวลาโดยสัญญาณทั้งสองมีลักษณะใกล้เคียงกันและซ้อนทับกันในช่วง ในขณะรูปที่ 2.12 (b) เป็นสัญญาณในโดเมนความถี่ซึ่งมีจุดสูงสุดที่ 20 MHz มีความสอดคล้องกับความถี่กลางของทรานส์ดิวเซอร์ที่คณะวิจัยนี้เลือกใช้ โดยสัญญาณจำลองและสัญญาณจากการทดลองมีช่วงความถี่ใกล้เคียงกัน จากนั้นสัญญาณที่ได้ถูกนำไปคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนในหลายวิธีเพื่อเปรียบเทียบผลในรูปแบบต่างๆ นอกจากนี้คณะผู้วิจัยยังสรุปว่าอุณหภูมิมีผลต่อค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน



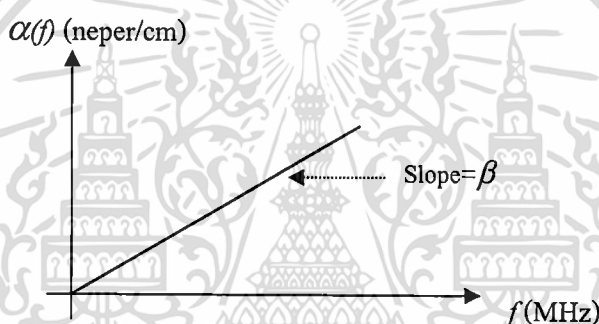
รูปที่ 2.12 สัญญาณอัลตราซาวด์จากแบบจำลองและการวัดจริงในผิวหนัง [7]

อีกทั้งวิธีการที่คล้ายกับฟูรีเยร์เซนทรอยซิฟ คือการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนโดยใช้ความหนาแน่นของสเปกตรัมกำลัง (Power Spectrum Density) ซึ่งคำนวณจากการถดถอยตัวเอง (Autoregressive) ดังงานวิจัย [6] ได้หาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากสัญญาณ อัลตราซาวด์จำลองในตัวกลางที่มีค่าการลดทอนสูง นอกจากนี้ผู้วิจัยยังได้แสดงผลของฟังก์ชันหน้าต่าง (Window Function) กับค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่คำนวณได้ ถึงกระนั้นงานวิจัยนี้ไม่ได้ทดลองจริง การคำนวณกระทำกับสัญญาณอัลตราซาวด์จำลองเท่านั้น และไม่ได้รายงานถึงการเลี้ยวเบนของคลื่นอัลตราซาวด์ในสูตรการคำนวณ

อย่างไรก็ตามวิธีการทั้งสองแบบนี้ สัญญาณอัลตราซาวด์ต้องมีระยะห่างระหว่างคลื่นตกกระทบและคลื่นสะท้อน มิฉะนั้นจะไม่สามารถแยกแยะคลื่นทั้งสองได้ ซึ่งอาจทำให้การคำนวณมีการคำนวณผิดพลาดได้ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความแม่นยำลดลง นอกจากนี้การคำนวณจะได้รับผลกระทบจากฟังก์ชันหน้าต่าง [33] ที่เลือกใช้ด้วย

มัลติเนโรแบนด์ (Mult-Narrow Band) เป็นอีกวิธีการเพื่อคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนใช้หลักการหาอัตราส่วนของแอมพลิจูดสเปกตรัมระหว่างคลื่นตกกระทบและคลื่นสะท้อน ดังรูปที่ 2.13 β เป็นตัวแปรที่ต้องการทราบค่าหาได้จากความชันของการลดทอน (α) วิธีการนี้มีจุดเด่นที่การคำนวณที่ง่ายเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีฟูรีเยร์เซนทรอยซิฟเพราะไม่ต้องคำนวณหาโมเมนต์และความแปรปรวน งานวิจัย [13] ประยุกต์วิธีการมัลติเนโรแบนด์คำนวณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนในเนื้อเยื่อจำลอง ซึ่งพารามิเตอร์ดังกล่าวนำไปแทนค่าในสมการเพื่อหาขนาดของตัวแปรกระจาย ผลการทดลองสรุปว่าแบบจำลองที่สร้างขึ้นให้ผลการคำนวณใกล้เคียงกับค่าที่ได้จากการทดลองจริง



รูปที่ 2.13 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความถี่และการลดทอน [34]

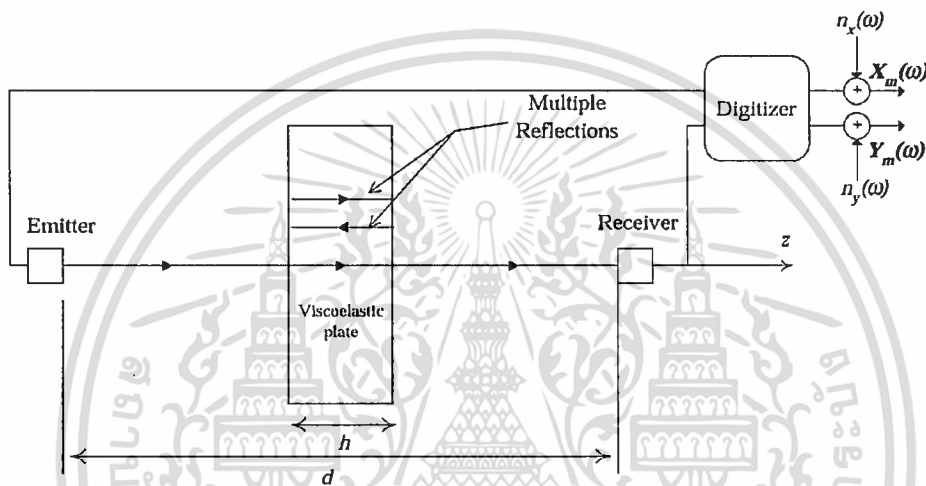
อย่างไรก็ตามวิธีการนี้มีข้อด้อยคล้ายกับวิธีฟูรีเยร์เซนทรอยซิฟ และการลดทอนเอง กล่าวคือสัญญาณอัลตราซาวด์ต้องมีระยะห่างระหว่างคลื่นตกกระทบและคลื่นสะท้อน กล่าวคือหากไม่สามารถแยกแยะคลื่นทั้งสองได้ อาจทำให้การคำนวณอาจมีความถูกต้องน้อยลง และการคำนวณจะได้รับผลกระทบจากฟังก์ชันหน้าต่างที่เลือกใช้

ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนยังสามารถวัดได้โดย SLAM (Scanning Laser Acoustic Microscopy) ซึ่งเป็นเครื่องมือเฉพาะเชิงพาณิชย์ โดยใช้แสงเลเซอร์สร้างคลื่นอัลตราซาวด์ [35] ผู้ใช้ไม่จำเป็นต้องแทนค่าในสูตรการคำนวณ อย่างไรก็ตามเครื่องมือดังกล่าวยังมีราคาสูง นอกจากนี้ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนยังสามารถคำนวณให้ถูกต้องยิ่งขึ้น โดยนำการเลี้ยวเบนของคลื่นมาพิจารณาในแบบจำลองดังหัวข้อถัดไป

- การเลี้ยวเบนเป็นปรากฏการณ์ของคลื่นที่มีความสำคัญซึ่งถูกนำมาใช้ร่วมกับการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเพื่อให้ผลการคำนวณถูกต้องมากขึ้น โดยมีงานวิจัยที่ได้ทำการศึกษาไว้ดังนี้

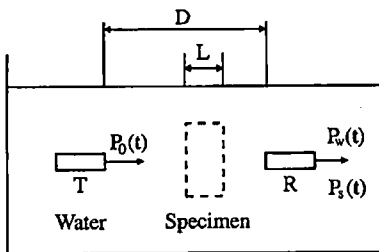
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทฤษฎีการเลี้ยวเบนของลอมเมต (Lommel Diffraction) เป็นรูปแบบปิด (Closed Form) ของการคำนวณการเลี้ยวเบนของคลื่นซึ่งถูกนำมาใช้เพื่อหาฟังก์ชันถ่ายโอนในโดเมนความถี่ เพื่อประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนสามารถนำไปสร้างแบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ได้ดังรูปที่ 2.14 เป็นงานวิจัยที่หาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของแผ่นพลาสติกจากแบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ในโหมดส่งผ่านและสามารถสร้างคลื่นสะท้อนกลับ (Multiple Reflections) ได้ จากผลการทดลองคณะผู้วิจัยสรุปว่าวิธีการนี้ให้ผลลัพธ์ที่ยอมรับได้ อีกทั้งยังสามารถปรับปรุงให้ใช้กับวัตถุที่มีโครงสร้างที่ซับซ้อนได้ อย่างไรก็ตามคณะผู้วิจัยไม่ได้รายงานถึงความเป็นไปได้ในการประยุกต์ใช้กับวัตถุทดลองที่มีความหนาแน่นน้อยกว่าความยาวคลื่น



รูปที่ 2.14 แบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ที่คิดการเลี้ยวเบนของคลื่น [36]

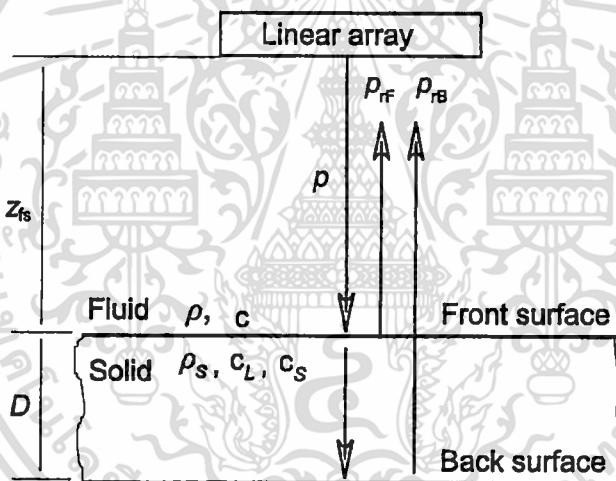
งานวิจัยที่ใช้การวัดแบบโหมดส่งผ่านร่วมกับการสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่พิจารณาการเลี้ยวเบนของคลื่นดังแสดงในรูปที่ 2.15 การทดลองใช้พลาสติกวางอยู่ในอ่างน้ำใช้ทรานส์ดิวเซอร์ 2 ตัว เป็นตัวส่งและรับสัญญาณอัลตราซาวด์ และได้ประยุกต์ใช้วิธีกำลังสองน้อยที่สุด ในการคำนวณ ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าแบบจำลองของคณะผู้วิจัยนี้สามารถคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนและความเร็วได้อย่างถูกต้อง อย่างไรก็ตามแบบจำลองในงานวิจัยนี้ได้อธิบายถึงความสัมพันธ์ระหว่างค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนกับความเร็วของสัญญาณอัลตราซาวด์ในวัตถุเท่านั้น ดังนั้นจึงไม่สามารถประยุกต์ใช้หาพารามิเตอร์อื่นได้



รูปที่ 2.15 การวัดแบบ โหมดส่งผ่าน [37-39]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามเผยแพร่ต่อแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของแท่งทองแดงมีการทำวิจัยไว้โดยใช้วิธีสเปกตรัมเชิงมุม (Angular Spectrum Approach) ซึ่งกระทำในโดเมนความถี่ จากหลักการของความแตกต่างของสเปกตรัมเพื่อให้การคำนวณมีความถูกต้องมากยิ่งขึ้นในแบบจำลองใช้ทรานส์ดิวเซอร์ชุดวางอยู่ด้านบนของแท่งทองแดงที่แช่อยู่ในน้ำ ใช้การวัดในโหมดสะท้อนดังรูปที่ 2.16 มีระยะทางในน้ำจากทรานส์ดิวเซอร์ Z_s ในขณะที่ D เป็นความหนาของแท่งทองแดง เมื่อคลื่น p ตกกระทบผิวด้านบน แล้วสะท้อนกลับเป็น p_{rf} และคลื่นที่ผ่านวัตถุตกลงแล้วสะท้อนจากผิวด้านล่างคือ p_{rb} คลื่นทั้งสามถูกนำไปคำนวณหาความหนาแน่นและความเร็วค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนในแท่งทองแดง นอกจากนี้แบบจำลองดังกล่าวยังนำค่าการเลี้ยวเบนของคลื่น (Diffraction Effect) มาพิจารณาด้วย อย่างไรก็ตามการทดลองนี้ได้กระทำกับวัตถุที่มีความหนาโดยให้สัญญาณอัลตราซาวด์ที่มีระยะห่างระหว่างคลื่นตกกระทบและคลื่นสะท้อนที่ค่อนข้างมาก ซึ่งขณะผู้วิจัยไม่ได้กล่าวถึงความเป็นไปได้ในการประยุกต์ใช้กับวัตถุที่มีความบางมาก



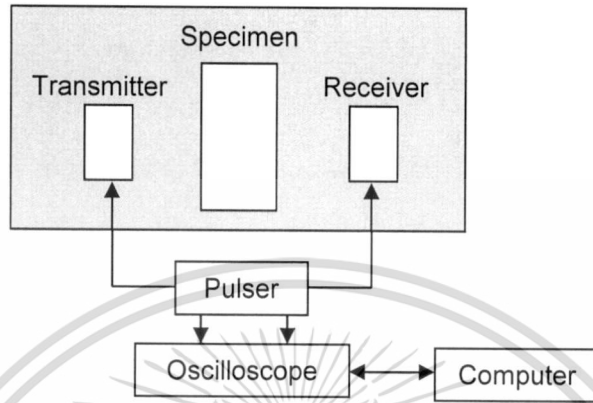
รูปที่ 2.16 การหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของแท่งทองแดง [5]

2.2.2 การประมาณความหนาของวัตถุ (Thickness Estimation)

คลื่นอัลตราซาวด์สามารถประยุกต์ใช้สำหรับการหาความหนาของวัตถุได้โดยใช้คลื่นตกกระทบ และคลื่นสะท้อน อย่างไรก็ตามในกรณีที่วัตถุมีความบางมาก กล่าวคือความหนาน้อยกว่าความยาวคลื่นอัลตราซาวด์การคำนวณคลื่นตกกระทบและคลื่นสะท้อนจะรวมกันทำให้ไม่สามารถแยกแยะความแตกต่างของคลื่นทั้งสองได้

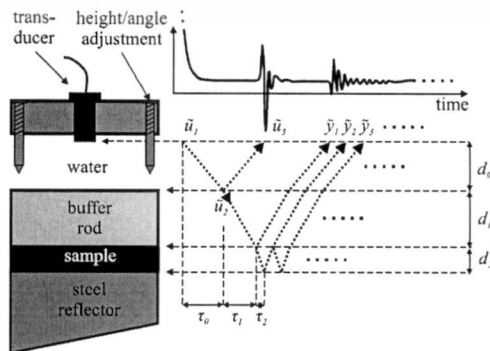
จากปัญหาดังกล่าวได้มีคณะผู้วิจัยได้ใช้แอมพลิจูดสเปกตรัม (Amplitude Spectrum) ในการประมาณความหนาของวัตถุตกลง และใช้การทดลองเพื่อพิสูจน์ความถูกต้องของแบบจำลองโดยใช้การวัดในโหมดส่งผ่านดังรูปที่ 2.17 มีทรานส์ดิวเซอร์ตัวส่งวางอยู่ด้านซ้าย ส่วนวัตถุตกลงวางอยู่ตรงกลาง และมีทรานส์ดิวเซอร์ตัวรับวางอยู่ด้านขวา อุปกรณ์ดังกล่าววางอยู่ในน้ำ

คลื่นอัลตราซาวด์ถูกแปลงเป็นสัญญาณไฟฟ้าส่งกลับเข้ามาสู่เครื่องกำเนิดสัญญาณพัลส์ซึ่งต่อกับ คิวติคอลลอสซิลโลสโคป ใช้การเชื่อมต่อ IEEE488 ในการส่งข้อมูลไปยังคอมพิวเตอร์ในการคำนวณ อย่างไรก็ตามการเลี้ยวเบนของคลื่นอัลตราซาวด์ไม่ได้นำมาคำนวณในงานวิจัยนี้



รูปที่ 2.17 การทดลองในการวัดความหนาของวัตถุโดยใช้โหมคส่งผ่าน [40, 41]

วิธีการทาง FIR (Finite Impulse Response) สามารถนำมาประยุกต์ใช้ในการหาความหนา ความเร็ว และปัจจัยที่มีผลของการจัดเรียงทรานส์ดิวเซอร์ (Alignment) หลักการคำนวณในงานวิจัยนี้คือการแยกการคำนวณทีละชั้น โดยโครงสร้างแต่ละชั้นจะถูกอธิบายโดยสมการคณิตศาสตร์ การทดลองแสดงดังรูปที่ 2.18 ทรานส์ดิวเซอร์วางอยู่ด้านบน วัตถุทดลองอยู่ตรงกลางระหว่างบัฟเฟอร์ และแผ่นเหล็กซึ่งใช้เป็นแผ่นอ้างอิงเพื่อใช้ในการสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์ กระทำการวัดในโหมคสะท้อน มีเวลาระหว่าง t_1 และ t_2 สัมพันธ์กับระยะทางจากทรานส์ดิวเซอร์ถึงบัฟเฟอร์หรืออาจกล่าวได้ว่าเป็นระยะทางในน้ำ เวลาระหว่าง t_3 และ t_4 สัมพันธ์กับความหนาของบัฟเฟอร์ ดังนั้นสัญญาณอัลตราซาวด์ที่ผ่านวัตถุทดลองจึงเป็นสัญญาณตั้งแต่เวลา t_1 เป็นต้นไปซึ่งผลการทดลองอยู่ในเกณฑ์ที่ดี แต่วิธีการนี้การเลี้ยวเบนของคลื่นอัลตราซาวด์ไม่ได้นำมาพิจารณา



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาระดับบัณฑิตศึกษาเท่านั้น ไม่ควรนำเอาไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 2.18 แบบจำลองที่แยกคิดในแต่ละชั้น [30]
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3 การแสดงเอกลักษณ์แบบพารามตริก (Parametric Identification)

การแสดงเอกลักษณ์แบบพารามตริกเป็นหนึ่งในวิธีการหาค่าพารามิเตอร์ของระบบจากแบบจำลองที่สร้างขึ้นร่วมกับผลลัพธ์จากการทดลอง หรือจากการวัดจริง ซึ่งจุดเด่นของวิธีการนี้คือสามารถลดความผิดพลาดของแบบจำลอง หรือจากสัญญาณรบกวน โดยกระบวนการปรับค่าในแบบจำลองใช้วิธีทางโปรแกรมในการคำนวณแบบวนซ้ำ ซึ่งสามารถลดค่าความผิดพลาดระหว่างสัญญาณที่วัดได้จากการทดลองและแบบจำลองให้อยู่ในค่าที่เหมาะสม

แบบจำลองดังกล่าวประกอบไปด้วยสมการคณิตศาสตร์รูปแบบต่างๆ ที่มีพารามิเตอร์ที่ผู้ใช้อาจทราบค่าบรรจุอยู่ซึ่งปรกติแล้วการสร้างแบบจำลองระบบ (System Model) สามารถกระทำได้ 2 แบบ [42] ดังต่อไปนี้

2.3.1 การสร้างแบบจำลองจากหลักการทางวิทยาศาสตร์เพื่ออธิบายระบบที่ต้องการควบคุม อาทิเช่น ระบบเกี่ยวกับแรงซึ่งเป็นเคลื่อนที่ทางกายภาพสามารถใช้กฎฟิสิกส์ในการสร้างแบบจำลองเพื่อใช้ในการคำนวณ รวมถึงปฏิกิริยาต่างๆ สามารถสร้างแบบจำลองทางเคมีในการอธิบายระบบนั้นๆ ได้

2.3.2 การสร้างแบบจำลองจากข้อมูลจากการทดลอง กระบวนการสร้างแบบจำลองลักษณะนี้มีชื่อเรียกว่า “การแสดงเอกลักษณ์ของระบบ (System Identification)” แบบจำลองประเภทนี้ไม่ได้มีจุดมุ่งหมายที่จะอธิบายลักษณะของระบบในรายละเอียดทั้งหมด แต่ต้องการสร้างแบบจำลองจากพฤติกรรมของระบบโดยรวมซึ่งอาศัยข้อมูลจากการทดลองจริง แบบจำลองที่ได้จึงเพียงพอต่อการอธิบายพารามิเตอร์ต่างๆ และมีความสะดวกในการพัฒนาสำหรับระบบที่ใช้ในงานจริง โดยทั่วไปแล้วการออกแบบใช้หลักการของระบบเชิงเส้นที่ไม่ขึ้นกับเวลา (Linear Time-Invariant System) ที่สามารถแยกย่อยได้อีก 2 ประเภทดังนี้

- การแสดงเอกลักษณ์แบบนอนพารามตริก (Nonparametric Identification) เป็นการออกแบบโดยไม่ใช้ฟังก์ชันถ่ายโอนอาจเพราะไม่สามารถมีข้อมูลที่จำกัดในการอธิบายพารามิเตอร์ได้ [42] แบบจำลองลักษณะนี้อาจออกแบบให้ควบคุมได้โดยตรงจากผลตอบสนองความถี่ (Frequency Response) หรือ ผลตอบสนองระดับขั้น (Step Response)

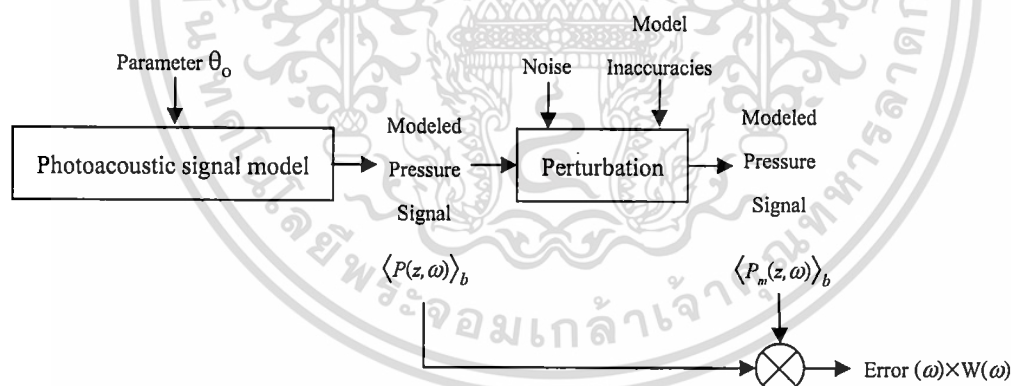
- การแสดงเอกลักษณ์แบบพารามตริก (Parametric Identification) เป็นการออกแบบจากฟังก์ชันถ่ายโอนที่มีพารามิเตอร์ของระบบอยู่ภายใน เช่น ทางเดินราก (Root Locus) ของระบบ ตัวแปรสเตรท (State Variable) หรือสมการคณิตศาสตร์

ทั้งนี้การประยุกต์ใช้การแสดงเอกลักษณ์แบบพารามตริกมีอยู่หลายสาขา อาทิเช่น การประยุกต์ใช้วิธีแสดงเอกลักษณ์แบบพารามตริกในการออกแบบโครงข่ายประสาทเทียมเพื่อควบคุมระบบที่เปลี่ยนแปลงตามสภาพแวดล้อม (Dynamic System) [43] นอกจากนี้ยังสามารถใช้ออกแบบระบบควบคุมเครื่องยนต์ใบพัดที่ทำงานด้วยก๊าซ [44] และมีการวิจัยในการควบคุมมอเตอร์ที่ปราศจากตัวรับรู้ (Sensor) โดยคณะผู้วิจัยได้ทำการออกแบบระบบจากวิธีแสดงเอกลักษณ์แบบพารา

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมตริกที่มีพารามิเตอร์ต่างๆ ของมอเตอร์อยู่ในฟังก์ชันถ่ายโอน [45] รวมถึงงานวิจัยเกี่ยวกับคลื่นเสียง และการสันสะเทือนได้มีการศึกษาอย่างต่อเนื่อง [46-50] นอกจากนี้ยังมีการศึกษาด้านแสงที่นำกระบวนการแสดงเอกลักษณ์ไปคำนวณหาค่าพารามิเตอร์ที่ต้องการ

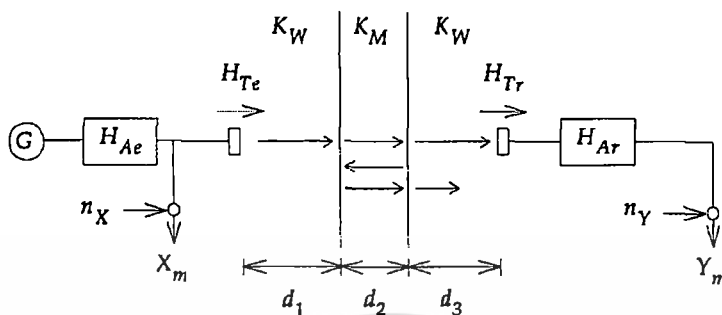
งานวิจัย [51] เป็นการประยุกต์ใช้สัญญาณโฟโตอคูสติก โดยได้ทำการสร้างแบบจำลองของแสงเลเซอร์ และการแพร่กระจายคลื่นอัลตราซาวด์ซึ่งแบบจำลองดังกล่าวสร้างจากฟังก์ชันถ่ายโอนในรูปแบบต่างๆ ในด้านการแสดงเอกลักษณ์แบบพารามเมตริกได้เลือกใช้วิธีถ่วงน้ำหนักของกำลังสองน้อยที่สุดแบบไม่เป็นเชิงเส้น (Weighted Nonlinear Least Square) ดังแสดงรูปที่ 2.19 $\langle P(z, \omega) \rangle_b$ ถูกสร้างขึ้นจากแบบจำลองสัญญาณโฟโตอคูสติกในโดเมนความถี่จากเวกเตอร์ θ_0 ที่มีพารามิเตอร์ต่างๆ บรรจุอยู่ โดย $\langle P_m(z, \omega) \rangle_b$ เป็นสัญญาณที่ได้จากการวัดซึ่งถูกสร้างจาก $\langle P(z, \omega) \rangle_b$ ที่มีสัญญาณรบกวน (Noise) และความไม่เที่ยงตรงของแบบจำลอง (Model Inaccuracies) จากนั้น $\langle P(z, \omega) \rangle_b$ ถูกนำไปเปรียบเทียบกับ $\langle P_m(z, \omega) \rangle_b$ เพื่อหาความผิดพลาด ขึ้นตอนต่อมาไปคำนวณร่วมกับ $W(\omega)$ ซึ่งเป็นฟังก์ชันถ่วงน้ำหนัก (Weighted Function) ผลลัพธ์ที่ได้ถูกส่งไปปรับปรุงเวกเตอร์ θ_0 เพื่อสร้าง $\langle P(z, \omega) \rangle_b$ ค่าใหม่ โดยกระบวนการวนซ้ำใช้อัลกอริทึมของ Levenberg-Marquardt การวนซ้ำจะสิ้นสุดเมื่อมีค่าความผิดพลาดน้อยกว่าค่าที่ได้กำหนดไว้ นั่นหมายความว่า $\langle P(z, \omega) \rangle_b$ มีค่าเท่ากับ $\langle P_m(z, \omega) \rangle_b$ จะเห็นได้ว่ากระบวนการแสดงเอกลักษณ์ถูกนำไปใช้ในหลายสาขา และยังได้ถูกนำมาใช้กับงานวิจัยอัลตราซาวด์



รูปที่ 2.19 วิธีถ่วงน้ำหนักของกำลังสองน้อยที่สุดแบบไม่เป็นเชิงเส้น [51]

ตัวอย่างงานวิจัยที่เกี่ยวกับคลื่นอัลตราซาวด์ร่วมกับแบบจำลองพารามเมตริกในการประมาณค่าการดูดกลืน (Absorbption) และค่าดิสเปอร์ชัน โดยใช้แบบจำลอง Q (Q-Type Model) [52] ดังรูปที่ 2.20 แสดงพารามิเตอร์ต่างๆ ในแบบจำลองที่อยู่ในรูปของฟังก์ชันถ่ายโอนในโดเมนความถี่ซึ่งกระทำการวัดในโหมดส่งผ่านการทดลองได้นำการปรับเทียบ (Calibration) มาคำนวณด้วยเพื่อความถูกต้องของแบบจำลองนอกจากนี้ยังนำความควรจะเป็นสูงสุดซึ่งเป็นอัลกอริทึมมาปรับค่าตัวแปรจากแบบจำลอง Q ให้ใกล้เคียงกับการทดลองซึ่งใช้วัตถุหลายแบบในการทดลองจริง โดยผลการไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

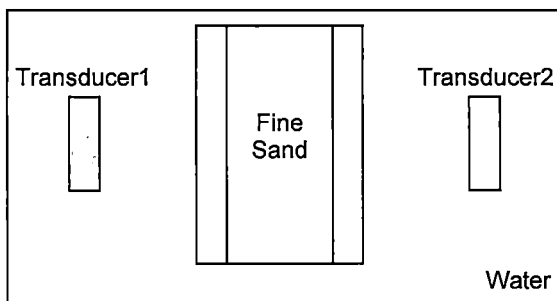
ทดลองสามารถสรุปได้ว่าการแสดงเอกลักษณ์แบบพารามетริกกับสัญญาณอัลตราซาวด์ให้ผลการคำนวณที่ถูกต้องอย่างไรก็ตามงานวิจัยนี้ไม่ได้กล่าวถึงการหาค่าพารามิเตอร์ตัวอื่น เช่น ความหนาแน่น หรือความหนาของวัตถุ



รูปที่ 2.20 การทดลองในโหมดส่งผ่านของแบบจำลอง Q [52]

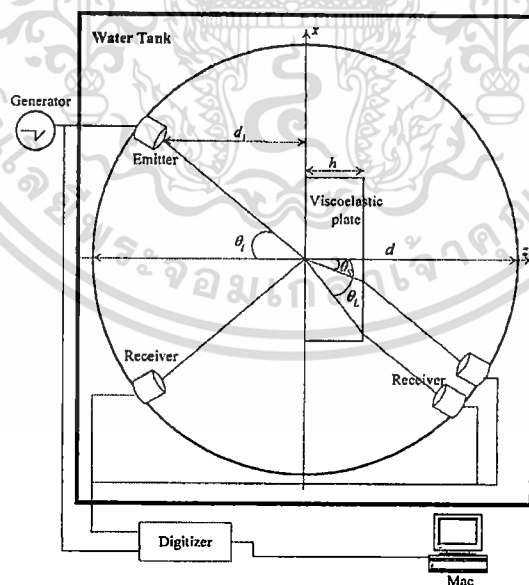
อีกทั้งแบบจำลอง Q ยังได้ถูกพัฒนาในการ หาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนในดินเหนียว [53] ใช้การวัดในโหมดส่งผ่าน ค่าที่ได้จากการทดลองจริงถูกนำไปใช้ในกระบวนการแสดงเอกลักษณ์แบบพารามетริก อย่างไรก็ตามคณะผู้วิจัยนี้ได้สรุปว่าแบบจำลองที่สร้างขึ้นต้องถูกพัฒนาเพิ่มเติมเพราะวัตถุทดลองมีความซับซ้อน และไม่ได้พิจารณาถึงการเลี้ยวเบนของคลื่น ในงานวิจัยที่คล้ายกันได้ทดลองใช้กับแผ่นพลาสติก [54] และได้สร้างฟังก์ชันถ่ายโอนที่อธิบายถึงการเลี้ยวเบนของกระบวนการแสดงเอกลักษณ์แบบพารามетริกยังคงใช้ความควรจะเป็นสูงสุด (Maximum Likelihood) แต่ได้ปรับปรุงให้อยู่ในรูปแบบหลายอินพุตหลายเอาต์พุต (Multiple Input Multiple Output: MIMO) และได้สรุปว่าวิธีการนี้ให้ผลลัพธ์ที่ดีกว่าแบบอินพุตเดียวเอาต์พุตเดียว (Single Input Single Output: SISO)

นอกจากนี้แบบจำลอง Q และการแสดงเอกลักษณ์แบบพารามетริกแบบความควรจะเป็นสูงสุด ยังได้ถูกปรับปรุงต่อเพื่อใช้ในการหาค่าการดูดกลืน และค่าดิสเปิร์สชันของทรายละเอียด (Fine Saturated Sand) ดังรูปที่ 2.21 ใช้การวัดในโหมดส่งผ่าน ใช้ทรานส์ดิวเซอร์ที่มีความถี่กลาง 500 KHz มีแผ่นพลาสติกบรรจุทรายอยู่ตรงกลางซึ่งอุปกรณ์ทั้งหมดถูกแช่อยู่ในน้ำ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 2.21 การทดลองเพื่อใช้ในการหาค่าการดูดกลืนทรายละเอียด [55]
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีเหตุเปลี่ยนแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

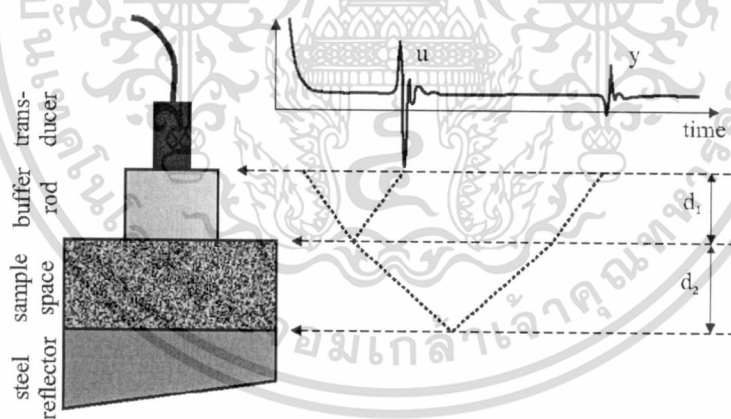
ดังนั้นความหนาของแผ่นพลาสติกทั้งสองด้านจึงถูกนำมาคำนวณในแบบจำลองด้วยการปรับค่าตัวแปรจากแบบจำลอง Q ยังคงใช้ความควรจะเป็นสูงสุด รูปแบบหลายอินพุตหลายเอาต์พุต ผลการทดลองแสดงให้เห็นถึง ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน และความเร็วที่เปลี่ยนไปตามความถี่ รวมทั้งยังได้แสดงเปอร์เซ็นต์ผิดพลาดของกระบวนการที่ใช้ โดยคณะผู้วิจัยสรุปว่าอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ และวิธีความควรจะเป็นสูงสุดรูปแบบหลายอินพุตหลายเอาต์พุตมีความเหมาะสมในการทดลองเกี่ยวกับคลื่นอัลตราซาวด์ ดังนั้นคณะผู้วิจัยเดิมยังได้พัฒนางานวิจัยต่อโดยได้ทำการสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่คำนึงถึงการเลี้ยวเบนของคลื่นร่วมกับความควรจะเป็นสูงสุด เพื่อใช้ศึกษาการตกกระทบของคลื่นแบบเฉียง (Oblique Incidence) โดยใช้กฎของสเนลล์ (Snell's Law) ในการคำนวณ ดังแสดงในรูปที่ 2.22 ทรานส์ดิวเซอร์ตัวส่ง 1 ตัว และตัวรับหลายตัวถูกจัดเรียงเป็นวงกลม โดยมีระยะทางระหว่างทรานส์ดิวเซอร์ถึงจุดอ้างอิงคงที่ (ตัวแปร d) วัตถุทดลองเป็นแผ่นพลาสติกที่มีความหนามากกว่าความยาวคลื่น เมื่อคลื่นเคลื่อนที่ผ่านวัตถุทดลองเกิดการหักเหและเข้าสู่ทรานส์ดิวเซอร์ตัวรับที่อยู่อีกด้าน โดยปริมาณของคลื่นที่วัดได้มีความแตกต่างกัน จากนั้นนำไปเข้ากระบวนการแสดงเอกลักษณ์แบบพารามетริก ซึ่งแบบจำลองในงานวิจัยนี้ยังได้อธิบายถึงการแพร่กระจายคลื่นในวัตถุที่คลื่นเคลื่อนที่ผ่านจากฟังก์ชันถ่ายโอนแบบต่างๆ อย่างไรก็ตามคณะผู้วิจัยไม่ได้รายงานถึงความเป็นไปได้ในการประยุกต์ใช้กับวัตถุทดลองที่มีความหนาน้อยกว่าความยาวคลื่น และไม่ได้เปรียบเทียบผลการทดลองกับวิธีการอื่นเพื่อยืนยันความถูกต้อง



รูปที่ 2.22 การทดลองเพื่อศึกษาการตกกระทบของคลื่นแบบเฉียง [36]

การแสดงเอกลักษณ์แบบพารามетริกที่ใช้ในงานวิจัยด้านอัลตราซาวด์ยังคงถูกศึกษาเพิ่มเติมอีกในประเทศสวีเดน โดยได้เน้นไปที่การศึกษาความแปรปรวนของการคำนวณในระบบการวัดในการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โหมคสะท้อน [56] ซึ่งวัตถุดทดลองเป็นอีเทน (Ethane) และออกซิเจน (Oxygen) นอกจากนี้ก่อนทำการทดลองได้สร้างแบบจำลองการแพร่กระจายคลื่นในระบบเชิงเส้นที่มีพารามิเตอร์ที่ต้องการเป็นค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนและความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์ เนื่องจากวัตถุดทดลองเป็นก๊าซดังนั้นจึงต้องสร้างกล่องปิดที่สามารถควบคุมอุณหภูมิและความดันได้ เมื่อได้สัญญาณอัลตราซาวด์จากการทดลองโดยวิธีกำลังสองน้อยที่สุด (Least Square) ถูกใช้ในการปรับค่าพารามิเตอร์จากแบบจำลองให้ใกล้เคียงกับค่าที่ได้จากการวัดซึ่งเป็นหลักการของการแสดงเอกลักษณ์โดยวิธีพารามетริก ผลการทดลองแสดงให้เห็นถึงกราฟความสัมพันธ์ของความเร็วที่คำนวณได้จากวิธีพารามетริก และนอนพารามетริก ดังนั้นคณะผู้วิจัยจึงสรุปว่าวิธีพารามетริกมีความแปรปรวนน้อยกว่าวิธีนอนพารามетริก และวิธีพารามетริกมีความแม่นยำในการคำนวณมากกว่า คณะผู้วิจัยเดิมได้ต่อยอดงานวิจัยเพิ่มเติมโดยได้ทำการปรับปรุงแบบจำลองในส่วนของการคำนวณความเร็วซึ่งใช้สมการความเร็วเชิงซ้อน (Complex Speed) [57] วัตถุดทดลองเป็นของเหลวที่มีส่วนของน้ำ และผงไฟเบอร์ ใช้โหมคสะท้อนในการทดลองดังรูปที่ 2.23 ทรานส์ดิวเซอร์วางอยู่ด้านบนของบัฟเฟอร์ (Buffer Rod) วัตถุดทดลองอยู่ด้านล่าง และมีแผ่นเหล็กเพื่อสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์อยู่ด้านล่างสุดโดยสัญญาณสะท้อนจากผิวบนของวัตถุดทดลองแสดงที่โดยตัวแปร u ในขณะที่ y เป็นคลื่นสะท้อนจากแผ่นเหล็กใน โดเมนเวลา



รูปที่ 2.23 การทดลองเพื่อหาค่าพารามิเตอร์จากวิธีแสดงเอกลักษณ์แบบวิธีพารามетริก [57]

นอกจากนี้คณะผู้วิจัยยังได้เปลี่ยนการแสดงเอกลักษณ์แบบวิธีพารามетริกจากวิธีกำลังสองน้อยที่สุดเป็นวิธีความควรจะเป็นสูงสุด ผลการทดลองยังคงใช้กราฟในการเปรียบเทียบความเร็วที่คำนวณได้จากวิธีพารามетริก และนอนพารามетริก ซึ่งได้สรุปว่าการหาค่าพารามิเตอร์แบบพารามетริกให้ผลการคำนวณที่ถูกต้องมากกว่านอนพารามетริก และมีความเหมาะสมในการวัดที่มีอัตราสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน (Signal to Noise Ratio: SNR) ต่ำ จากการสรุปผลดังกล่าวคณะผู้วิจัยยังคงได้ทำการทดลองเพิ่มในวัตถุที่มีความบาง [30] การทดลองได้เปลี่ยนจากโหมคสะท้อนเป็นโหมคส่งผ่าน ไม่ว่าจะเป็นใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลการทดลอง การแสดงเอกลักษณ์แบบวิธีพาราเมตริกยังคงใช้ความควรจะเป็นสูงสุดร่วมกับ วิธีการลดรูปนิวตัน (Newton Minimization) และวิธีกำลังสองน้อยที่สุด คณะผู้วิจัยได้สรุปว่ากระบวนการทดลองมีความเป็นไปได้ในการพัฒนาต่อเพื่อหาพารามิเตอร์ของวัตถุที่มีความบางมาก ซึ่งคลื่นตกกระทบซ้อนกับคลื่นสะท้อนและไม่สามารถแยกแยะความแตกต่างได้ อย่างไรก็ตามในงานวิจัยทั้งสามชิ้น ไม่ได้คำนึงถึงการเลี้ยวเบนของคลื่นซึ่งอาจทำให้แบบจำลองมีความถูกต้องมากยิ่งขึ้น

2.4 สรุปผลจากการทบทวนวรรณกรรม

จากการทบทวนงานวิจัยได้ข้อสรุปว่าวิธีการแสดงเอกลักษณ์แบบพาราเมตริกของแบบจำลองการแพร่กระจายคลื่นอัลตราซาวด์ที่พิจารณาผลของการเลี้ยวเบนของคลื่น เป็นวิธีการที่ยังไม่มีงานวิจัยได้ศึกษาไว้ ซึ่งมีแนวความคิดในการหาพารามิเตอร์ที่สำคัญคือ ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน ความเร็ว และอาจประยุกต์ความต้านทานเสียงในการหาค่าความหนาแน่นของวัตถุทดลอง อีกทั้งแบบจำลองที่สร้างขึ้นเพื่อใช้ในการอธิบายสัญญาณอัลตราซาวด์เมื่อเคลื่อนที่ผ่านวัตถุในโหมดสะท้อน มีความเป็นไปได้ที่จะนำการเลี้ยวเบนมาคำนวณเพราะจะทำให้แบบจำลองมีความถูกต้องสมบูรณ์ขึ้น นอกจากนี้แบบจำลองที่สร้างขึ้นควรมีการคำนวณในโดเมนความถี่ที่ประกอบไปด้วยฟังก์ชันถ่ายโอนหลากหลายรูปแบบ ซึ่งภายในฟังก์ชันถ่ายโอนแต่ละประเภทควรบรรจุพารามิเตอร์ที่สำคัญต่างๆ เช่น ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน ความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์ ความหนาของวัตถุ และความหนาแน่น อย่างไรก็ตามแบบจำลองที่สร้างขึ้นจากฟังก์ชันถ่ายโอนดังกล่าวอาจมีความผิดพลาดจากความไม่เที่ยงตรงของแบบจำลอง หรือสัญญาณรบกวน ดังนั้นจึงควรเลือกใช้วิธีการแสดงเอกลักษณ์แบบพาราเมตริกในการปรับค่าพารามิเตอร์ที่สำคัญดังกล่าวให้ถูกต้องสอดคล้องกับค่าที่ได้จากการทดลอง

บทที่ 3

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

บทนี้กล่าวถึงความรู้พื้นฐานที่จำเป็น และทฤษฎีต่างๆที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยซึ่งสามารถสรุปได้เป็น 4 หัวข้อ ดังนี้

- 3.1 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับคลื่นอัลตราซาวด์
- 3.2 การแสดงคุณลักษณะ โดยใช้คลื่นอัลตราซาวด์ (Ultrasonic Characterization)
- 3.3 แบบจำลองของสัญญาณอัลตราซาวด์ (Ultrasonic Simulation)
- 3.4 วิธีการแสดงเอกลักษณ์แบบพารามตริก (Parametric Identification Method)

3.1 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับคลื่นอัลตราซาวด์

คลื่นอัลตราซาวด์นั้น หมายถึงคลื่นเสียงที่มีความถี่สูงเกินกว่าขอบเขตการได้ยินของมนุษย์ เป็นคลื่นทางกล (Mechanical Wave) ซึ่งเกิดจากการสั่นของตัวกลาง (Media) ที่คลื่นเคลื่อนที่ผ่าน คลื่นอัลตราซาวด์มีพื้นฐาน โดยทั่วไปเหมือนกับคลื่นเสียงกล่าวคือ เคลื่อนที่ผ่านวัตถุด้วยความเร็วคงที่ เดินทางในรูปของคลื่นที่ส่งผ่านพลังงานจากที่หนึ่งไปยังอีกที่หนึ่ง เมื่อโมเลกุลเข้าใกล้กัน เรียกว่า การอัด (Compression) และเมื่อ โมเลกุลแยกออกจากกันเรียกว่า การขยาย (Rarefaction) ลักษณะการเคลื่อนที่ทางกลแบบที่อัดและขยายอย่างรวดเร็ว นั้นเป็นพื้นฐานของการเดินทางของคลื่นเสียงนั่นเอง โดยเมื่อเสียงมีความถี่สูงจะมีการเคลื่อนที่เป็นเส้นตรงเหมือนกับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic Wave) โดยสามารถแบ่งการเคลื่อนที่ของคลื่นอัลตราซาวด์ได้เป็นสองแบบคือ คลื่นตามยาว (Longitudinal Wave) และคลื่นตามขวาง (Shear Wave หรือ Transverse Wave) ดังตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 ความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์ในวัตถุต่างๆ [58]

Material	Density (Kg/m ³)	Longitudinal velocity (m/s)	Transverse velocity (m/s)
Aluminum	2,700	6,420	3,040
Iron	7,900	5,950	3,200
Copper	8,930	5,010	2,270
Brass	8,600	4,700	2,110
Silver	10,400	3,640	1,610
Steel (stainless)	7,900	5,790	3,100
Water	1,000	1,483	-

ความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วเสียงสามารถอธิบายได้โดยสมการดังนี้

$$c = f\lambda \quad (3.1)$$

โดย c (Velocity) คือ ความเร็วเสียง (m/s), f คือ ความถี่ (Hz), λ คือ ความยาวคลื่น (m) จากความสามารถในการกำหนดทิศทางเคลื่อนที่ของคลื่นได้อย่างแม่นยำ คลื่นอัลตราซาวด์จึงถูกนำมาใช้งานอย่างกว้างขวาง อาทิเช่น ทางด้านอุตสาหกรรม ใช้ทำความสะอาดพื้นผิว, การตรวจสอบพื้นผิว อีกทั้งทางด้านเครื่องมือวัดใช้คลื่นอัลตราซาวด์ในการวัดความลึกของมหาสมุทร, การตรวจจับสิ่งกีดขวาง นอกจากนี้ทางการแพทย์ยังประยุกต์ใช้คลื่นอัลตราซาวด์ในการตรวจสอบอวัยวะภายในร่างกาย ซึ่งหากเปรียบเทียบการวินิจฉัยโดยใช้คลื่นอัลตราซาวด์กับการวินิจฉัยโดยใช้รังสีเอ็กซ์ (X-ray) จะพบว่าถึงแม้รังสีเอ็กซ์สามารถให้รายละเอียดโครงสร้างภายในได้ชัดเจน แต่เนื่องด้วยอำนาจในการทะลุทะลวงที่สูงจึงทำให้ไม่สามารถมองเห็นถึงความแตกต่างของเนื้อเยื่อและของเหลวต่างๆภายในร่างกายได้ ซึ่งแตกต่างจากคลื่นอัลตราซาวด์ที่พิจารณาจากการแพร่กระจายของคลื่นนั้นสามารถให้รายละเอียดของส่วนต่างๆ ที่มีคุณสมบัติต่างกันได้อีกทั้งหากเปรียบเทียบทางด้านความปลอดภัยต่อมนุษย์รังสีเอ็กซ์ซึ่งมีคุณสมบัติของสารกัมมันตภาพรังสีจะเกิดการสะสมและอาจก่อให้เกิดความผิดปกติของร่างกายได้ อีกทั้งหากเป็นการใช้รังสีที่มีความเข้มสูงอาจทำให้เนื้อเยื่อต่างๆที่รังสีเดินทางผ่านถูกทำลายได้ ซึ่งแตกต่างกับคลื่นอัลตราซาวด์ที่เป็นคลื่นเสียงความถี่สูงอันไม่มีผลกระทบร้ายแรงใดๆต่อร่างกายจึงทำให้มีการนำคลื่นอัลตราซาวด์มาใช้งานทางการแพทย์วินิจฉัยทางการแพทย์อย่างแพร่หลาย โดยสมบัติทางเสียงของเนื้อเยื่อชีวภาพแสดงไว้ในตารางที่ 3.2

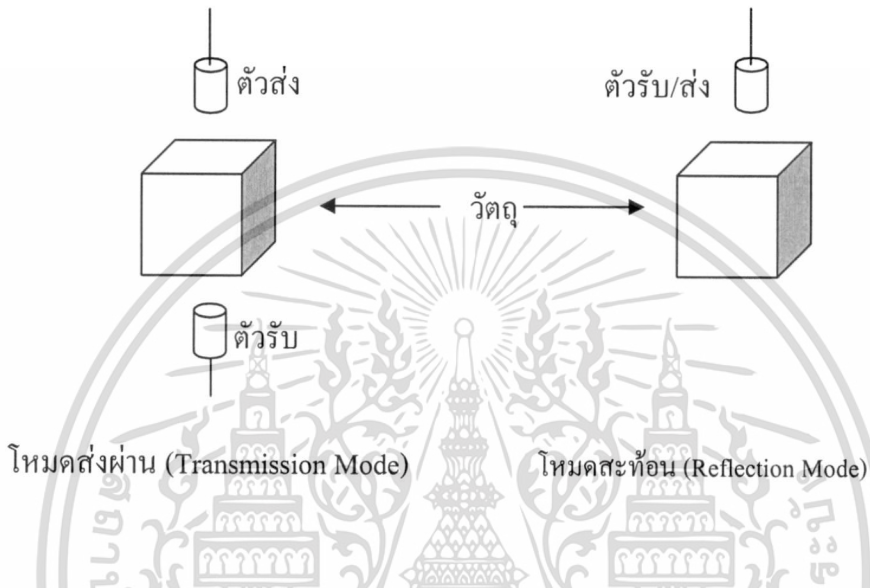
ตารางที่ 3.2 สมบัติทางเสียงของเนื้อเยื่อชีวภาพ [59]

Tissue	Velocity (m/s)	Characteristic Impedance $\rho_0 c$ (10^6Ns/m^3)	Attenuation at 1 MHz (dB/cm)
เลือด	1530	1-62	0.2
กล้ามเนื้อ	1550	1-6	0.4
ตับ	1560	1-65	0.7
ไขมัน	1450	1-38	0.8
สมอง	1560	1-60	0.8
กล้ามเนื้อ	1545-1630	1.65-1.74	1.5-2.5
กระดูก	2700-4100	3.2-7.4	11
ปอด	650-1160	0.26-0.46	40
น้ำ	1492	1.49	0.002

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยทั่วไปการวัดคลื่นอัลตราซาวด์ที่นิยมใช้มีอยู่ด้วยกัน 2 วิธี คือ โหมดส่งผ่าน (Transmission Mode) และ โหมดสะท้อน (Reflection Mode) ในรูปที่ 3.1 เป็นโหมดการวัดคลื่นอัลตราซาวด์ทั้ง 2 แบบ โดยแบบที่นิยมใช้เป็นโหมดสะท้อน เพราะตัวส่งและตัวรับอยู่ในตำแหน่งเดียวกันทำให้สะดวกในการติดตั้ง และประหยัด เพราะสามารถใช้ทรานสดิวเซอร์ (Transducer) ตัวเดียวในการใช้งาน ตัวอย่างที่เห็นได้ชัดคือ เครื่องมืออัลตราซาวด์ในโรงพยาบาลต่างๆ

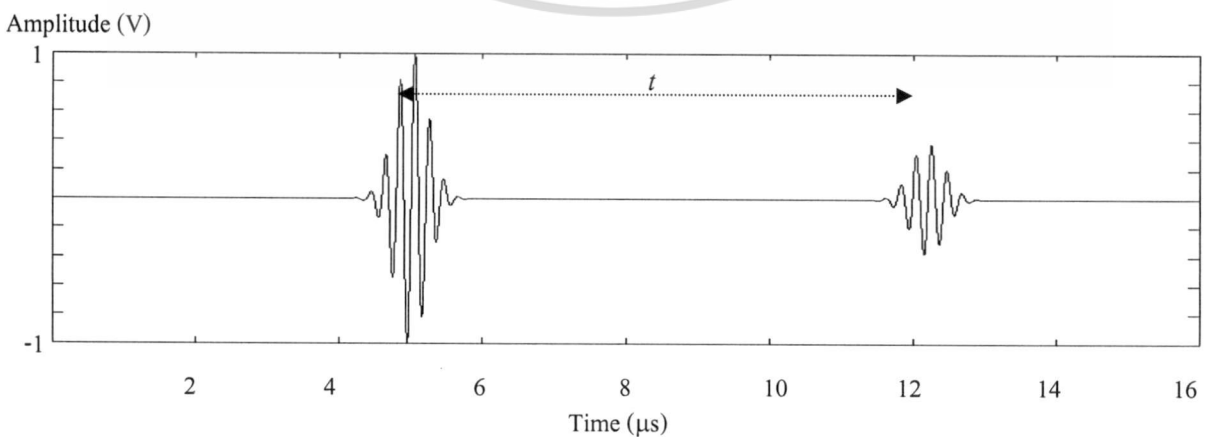


รูปที่ 3.1 โหมดการวัดคลื่นอัลตราซาวด์

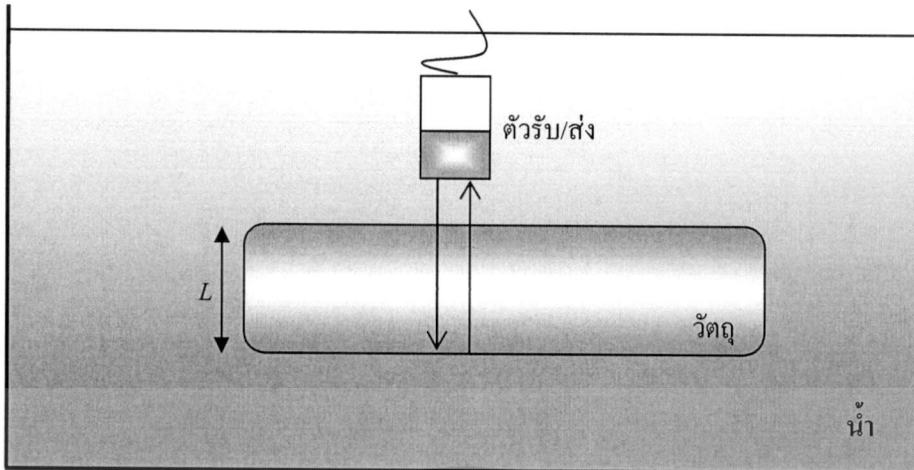
พื้นฐานของอัลตราซาวด์ที่สำคัญประเด็นหนึ่งคือ การวัดความหนาของวัตถุโดยสามารถหาได้จากความเร็วคลื่น และระยะทางที่คลื่นอัลตราซาวด์เคลื่อนที่ผ่านตั้งสมการ

$$s = vt \tag{3.2}$$

โดย s คือ ระยะทาง (m), v คือ ความเร็ว (m/s), t คือ เวลา (s)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการเรียนการสอนเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.3 การวัดใน โหมดสะท้อนเพื่อหาความหนาของวัตถุ

ดังนั้นสามารถประยุกต์การวัดใน โหมดสะท้อนเพื่อหาความหนาของวัตถุได้ดังรูปที่ 3.3 โดยวัตถุที่ทำกรวัดถูกแช่ในน้ำซึ่งเป็นสื่อกลางในการส่งผ่านคลื่นอัลตราซาวด์ ซึ่งต้องปรับปรุงสมการ (3.2) ใหม่โดยใช้ความเร็วเสียงในวัตถุมาคำนวณดังสมการที่ (3.3)

$$L = \frac{t \times C_L}{2} \quad (3.3)$$

โดย L คือ ความหนาของแท่งโลหะ (mm), C_L คือ ความเร็วเสียงในวัตถุ (mm/ μ s) และ t คือ ระยะห่างระหว่างลูกคลื่น (μ s) ดังแสดงในรูปที่ 3.2 คลื่นอัลตราซาวด์สามารถใช้แยกแยะปริมาณทางกล (Mechanical Property) ได้ทั้งโครงสร้าง องค์ประกอบของลักษณะสมบัติของของแข็ง [5, 32, 34] และของเหลว ซึ่งการวิเคราะห์วัตถุนั้นอาศัยทฤษฎีทางฟิสิกส์กล่าวคือเมื่อคลื่นเคลื่อนที่ผ่านตัวกลางหรือวัตถุจะเกิดการเปลี่ยนแปลงจากปัจจัยต่างๆ เช่น ช่วงเวลาของคลื่นที่ผ่านวัตถุ (Transit Time), ความถี่ (Frequency), การกระเจิง (Scattering) และการลดทอน (Attenuation) ซึ่งตัวแปรดังกล่าวมีความสัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงลักษณะสมบัติทางฟิสิกส์ เช่น ความแข็ง (Strength), ความยืดหยุ่น (Elasticity), ความหนาแน่น (Density), ความเป็นเนื้อเดียวกัน (Homogeneity) และความไม่เป็นเนื้อเดียวกัน (Inhomogeneity)

3.1.1 ค่าการลดทอนอัลตราซาวด์ (Ultrasonic Attenuation)

เมื่อคลื่นอัลตราซาวด์เคลื่อนที่ผ่านตัวกลางพลังงานของคลื่นจะสูญเสียไปซึ่งแสดงให้เห็นจากการลดลงของขนาด (Amplitude) และความเข้ม (Intensity) ในวัตถุหรือตัวกลางที่แตกต่างกัน (เนื่องจากความซับซ้อนของโครงสร้าง) ค่าการลดทอนอัลตราซาวด์จะมีค่าไม่เท่ากันเนื่องจาก ความหนาแน่น ความแข็ง และโครงสร้างทางโมเลกุล รวมทั้งค่าการลดทอนจะแปรผันตรงกับความถี่อัลตราซาวด์ที่ใช้ดังสมการ (3.4)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานใน (1) การศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ (3.4) การค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดย $\alpha(f)$ คือ ค่าการลดทอนของสัญญาณอัลตราซาวด์ (dB/cm), f คือ ความถี่ (MHz), β คือ สัมประสิทธิ์การลดทอน (dB/cmMHz) สามารถอธิบายได้ว่าค่าการลดทอนขึ้นอยู่กับความถี่กล่าวคือ หากความถี่ของคลื่นอัลตราซาวด์ยิ่งสูงค่าการลดทอนก็ยิ่งมาก นอกจากนี้หน่วย dB/cmMHz สามารถเปลี่ยนไปเป็น neper ได้โดยใช้สมการที่ (3.5)[4]

$$\beta[\text{dB / cmMHz}] = 8.68 \times \beta[\text{neper / cmMHz}] \quad (3.5)$$

ค่าการลดทอนสัญญาณอัลตราซาวด์เป็นค่าที่สำคัญค่าหนึ่งสามารถใช้ระบุคุณลักษณะของวัสดุได้ โดยปัจจัยทางลักษณะสมบัติของคลื่นที่มีผลต่อค่าการลดทอนอัลตราซาวด์คือ การสะท้อน การส่งผ่าน การกระเจิง การดูดกลืน และการหักเห ซึ่งสามารถอธิบายได้ดังนี้

3.1.1.1 สัมประสิทธิ์การสะท้อน (Reflection Coefficient) และสัมประสิทธิ์การส่งผ่าน (Transmission Coefficient) ของคลื่นอัลตราซาวด์สามารถอธิบายได้ด้วยค่าความต้านทานทางเสียง (Acoustic Impedance) โดยพารามิเตอร์นี้จะแปรผันตรงกับความเร็วเสียง และความหนาแน่นดังสมการที่ (3.6)

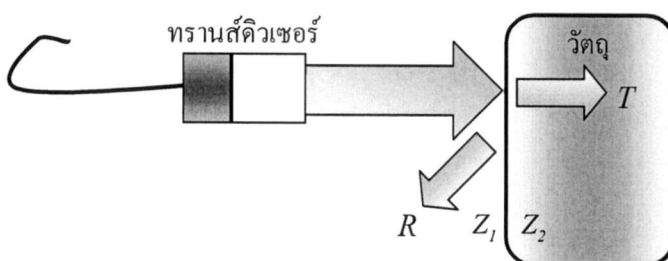
$$Z = \rho c \quad (3.6)$$

โดย Z (Acoustic Impedance) คือ ค่าความต้านทานเสียง (Ns/m^3), ρ (Density) คือ ความหนาแน่น (kg/m^3) และ c คือความเร็วเสียงในตัวกลาง (m/s) ดังนั้นการสะท้อน และการส่งผ่านสามารถอธิบายได้โดยสมการที่ (3.7) และ (3.8)[60] ตามลำดับ

$$R = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad (3.7)$$

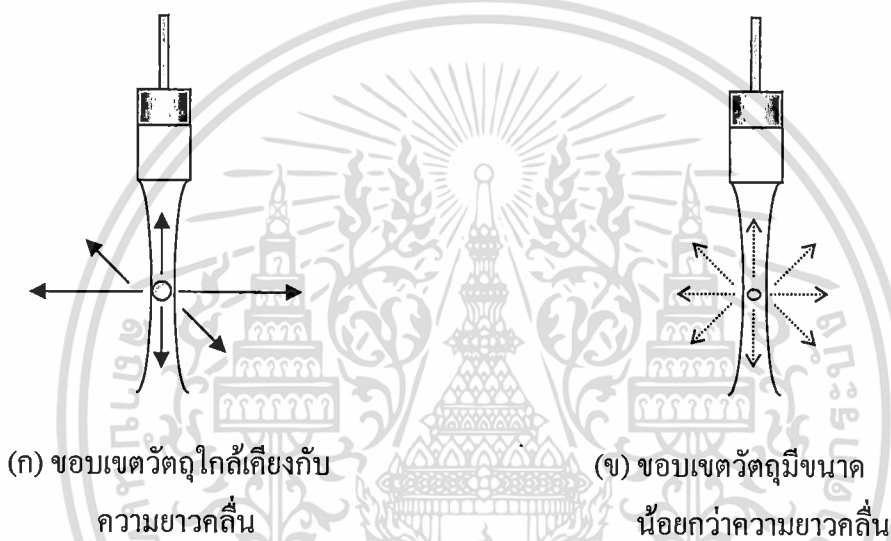
$$T = \frac{4Z_2Z_1}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad (3.8)$$

โดย R คือ สัมประสิทธิ์การสะท้อน และ T คือ สัมประสิทธิ์การส่งผ่าน ซึ่งค่าทั้งสองนี้ไม่มีหน่วย และความสัมพันธ์ของค่าความต้านทานเสียงของวัตถุ 2 ชนิด (Z_1, Z_2) กับการสะท้อน และการส่งผ่านแสดงได้ดังรูปที่ 3.4



เอกสารนี้เป็นรูปที่ 3.4 ความสัมพันธ์ระหว่างการสะท้อน การส่งผ่าน และค่าความต้านทานเสียง โดยขั้นตอนการคำนวณที่อธิบายไว้ข้างต้น อาจมีข้อผิดพลาดได้ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับเงื่อนไขการใช้งานจริง อย่างไรก็ตามเนื้อหาและข้อมูลอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.1.2 การกระเจิง (Scattering) หมายถึงการถ่ายเทพลังงานของคลื่นตกกระทบให้กับตัวกลางที่ทำให้เกิดการกระเจิงแล้วทำให้มีการปลดปล่อยพลังงานบางส่วนออกมาในหลายๆ ทิศทาง การกระเจิงจะเกิดได้ดีกับตัวกลางที่มีขนาดเล็กเมื่อเทียบกับความยาวคลื่นตกกระทบ หรืออาจกล่าวได้ว่าคลื่นเสียงจะสะท้อนจากขอบเขตของวัตถุที่ไม่เหมือนกันซึ่งเกิดจากลักษณะของโครงสร้าง (Grain Structure), ทิศทางเส้นใย, ลักษณะเป็นรูพรุน, ความหนาแน่นของอนุภาค และสิ่งเจือปนอื่นๆ ซึ่งส่งผลต่อแอมพลิจูด, ทิศทาง และความถี่ ของคลื่นอัลตราซาวด์ ซึ่งการกระจายสามารถสังเกตได้จากการเปลี่ยนแปลงความกว้างของแอมพลิจูดของเสียงสะท้อนกลับ หรือจากสัญญาณที่ส่งผ่าน ลักษณะการกระเจิงแสดงในรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 ลักษณะการกระเจิง

การกระเจิงนั้นเกิดขึ้นได้ 3 ลักษณะซึ่งขึ้นอยู่กับขนาดของขอบเขตของวัตถุกับความยาวคลื่นของสัญญาณอัลตราซาวด์ที่ตกกระทบ (Incident Wave) อันได้แก่

1. ขอบเขตของวัตถุมีขนาดมากกว่าความยาวคลื่นตกกระทบมาก พลังงานจะสะท้อนกลับหมด
2. ขอบเขตของวัตถุมีขนาดใกล้เคียงกับความยาวคลื่นตกกระทบ พลังงานจะกระเจิงกลับทุกทิศทางแต่มีจำนวนไม่เท่ากัน ดังรูปที่ 3.5 (ก)
3. ขอบเขตของวัตถุมีขนาดน้อยกว่าความยาวคลื่นตกกระทบมาก พลังงานจะกระเจิงกลับทุกทิศทางและมีจำนวนเท่ากัน (Reyleigh Scattering) ดังรูปที่ 3.5 (ข)

3.1.1.3 การดูดกลืน (Absorption) เป็นการส่งผ่านพลังงานของคลื่นอัลตราซาวด์ในอีกรูปแบบหนึ่งไปยังวัตถุที่เคลื่อนที่ผ่านในรูปของความร้อนซึ่งมีความสัมพันธ์โดยตรงกับความถี่

นอกจากนี้ยังเป็นหลักการที่ใช้ในการวินิจฉัยโรคทางการแพทย์โดยใช้คลื่นอัลตราซาวด์

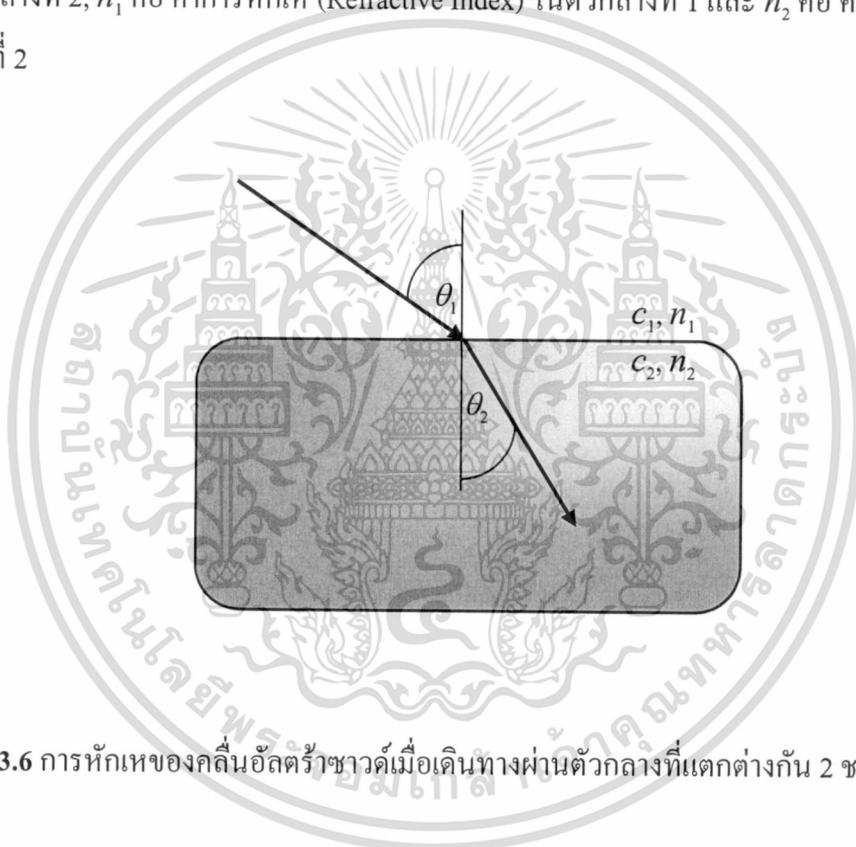
เอกรินทร์ เป็นหลักการที่ใช้ในการวินิจฉัยโรคทางการแพทย์โดยใช้คลื่นอัลตราซาวด์

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.1.4 การหักเห (Refraction) เกิดขึ้นเมื่อคลื่นอัลตราซาวด์เบนออกจากเส้นทางเดิมเมื่อเดินทางผ่านวัตถุ 2 ชนิด ซึ่งมีความเร็วของคลื่นเสียงในตัวกลางต่างกัน (c_1, c_2) ดังรูปที่ 3.6 โดยมุมของการหักเหเป็นไปตามกฎของสเนลล์ (Snell's Law) ดังสมการ (3.9)

$$\frac{\sin \theta_1}{\sin \theta_2} = \frac{c_1}{c_2} = \frac{n_2}{n_1} \quad (3.9)$$

โดย θ_1 คือ มุมตกกระทบ, θ_2 คือ มุมหักเห, c_1 คือ ความเร็วเสียงในตัวกลางที่ 1, c_2 คือ ความเร็วเสียงในตัวกลางที่ 2, n_1 คือ ค่าการหักเห (Refractive Index) ในตัวกลางที่ 1 และ n_2 คือ ค่าการหักเหในตัวกลางที่ 2

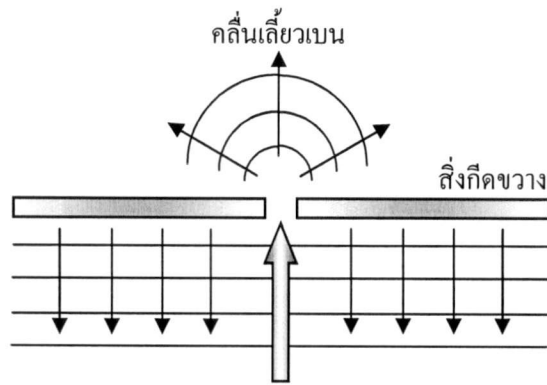


รูปที่ 3.6 การหักเหของคลื่นอัลตราซาวด์เมื่อเดินทางผ่านตัวกลางที่แตกต่างกัน 2 ชนิด

3.1.2 การเลี้ยวเบนของคลื่น (Diffraction)

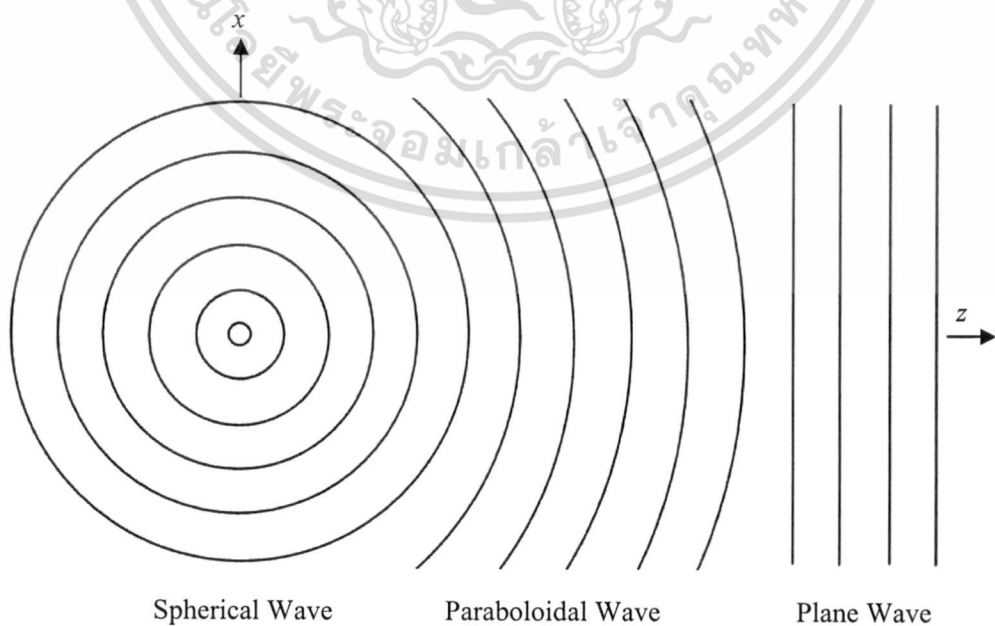
เมื่อคลื่นเคลื่อนที่จากจุดกำเนิดและเดินทางออกไปพบสิ่งกีดขวางส่วนที่กระทบสิ่งกีดขวางที่ไม่สามารถเคลื่อนที่ผ่านไปได้จะสะท้อนกลับ ส่วนที่เคลื่อนที่ผ่านช่องไปได้จะแผ่ออกจากสิ่งกีดขวางนั้น โดยรูปร่างของคลื่นจะเกิดการเปลี่ยนแปลงไป ดังรูปที่ 3.7 เรียกปรากฏการณ์นี้ว่า “การเลี้ยวเบน” ลักษณะของคลื่นที่เลี้ยวเบนนั้นยังคงมีความยาวคลื่น ความถี่ และความเร็วเท่าเดิม แต่มีการเปลี่ยนแปลงของขนาด หรือเฟส (Phase) ของคลื่น ในทำนองเดียวกันคลื่นอัลตราซาวด์นั้นถือเป็นแหล่งกำเนิดคลื่นประเภทหนึ่ง ในทางอุดมคติถือว่ามี การเคลื่อนที่เป็นเส้นตรงและถือได้ว่าคลื่นอัลตราซาวด์นั้นมิปรากฏการณ์การเลี้ยวเบนของคลื่นด้วยเช่นกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.7 คลื่นที่เคลื่อนที่กระทบสิ่งกีดขวาง

ปรากฏการณ์การเลี้ยวเบนสามารถอธิบายได้ตามหลักการของฮอยเกนส์-เฟรสเนล (Huygens-Fresnel Principle) โดยฮอยเกนส์เสนอว่าทุกจุดใดๆบนหน้าคลื่นจะทำหน้าที่เป็นแหล่งกำเนิดของคลื่นลูกใหม่ซึ่งเป็นทรงกลม (Spherical Wave) ดังรูปที่ 3.8 จากนั้นเฟรสเนลได้เสนอเพิ่มเติมว่า สนามที่จุดใดๆที่อยู่ถัดจากหน้าคลื่นออกไปจะเป็นผลรวมของคลื่นใหม่ที่จะเกิดขึ้น ซึ่งเป็นการรวมทั้งขนาด และเฟสของแต่ละคลื่น ถ้าแหล่งกำเนิดคลื่น (ทรานส์มิชเชอร์) และวัตถุอยู่ห่างกันมากพอจะถือได้ว่าหน้าคลื่นที่มาถึงวัตถุนั้นมีลักษณะเป็นคลื่นระนาบ (Plane Wave) เรียกการเลี้ยวเบนแบบนี้ว่า “แบบฟรานโฮเฟอร์ (Fraunhofer)” หรือช่วงฟาร์ฟิลด์ (Far Field) แต่ถ้าคลื่นนั้นเป็นคลื่นทรงกลมเรียกการเลี้ยวเบนแบบนี้ว่า “แบบเฟรสเนล” หรือช่วงเนียร์ฟิลด์ (Near Field) ดังนั้นหากเลื่อนวัตถุให้เข้าใกล้แหล่งกำเนิดคลื่นมากขึ้นเรื่อยๆ จะเกิดการเลี้ยวเบนแบบเฟรสเนล ในทางกลับกันหากเลื่อนวัตถุออกจากแหล่งกำเนิดคลื่นจะเกิดการเลี้ยวเบนแบบฟรานโฮเฟอร์



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปแบบของการเลี้ยวเบนนั้นสามารถอธิบายได้โดยใช้สมการคลื่น (Wave Equation) โดยคลื่นเสียง หรือคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าสามารถประมาณได้ด้วยสมการสมการที่ (3.10)[61]

$$\nabla^2 u(r,t) - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 u(r,t)}{\partial t^2} = 0 \quad (3.10)$$

เมื่อ

$$u(r,t) = u(r) \exp(j\omega t) \quad (3.11)$$

โดย c คือ ความเร็วในการเคลื่อนที่ของคลื่น, $u(r,t)$ คือค่าขนาดของสนามคลื่นที่ตำแหน่ง r ณ เวลา t ใดๆ และ $u(r)$ คือแอมพลิจูดเชิงซ้อน (Complex Amplitude) กรณีของคลื่นระนาบ (Plane Wave) สามารถแสดงได้ดังสมการที่ (3.12)[61]

$$u(r) = A \exp(jk \cdot r) \quad (3.12)$$

โดย A คือค่าคงที่เชิงซ้อน (Complex Constant) และค่า k คือ เลขคลื่น (Wave Number) ของคลื่นที่กำลังพิจารณาซึ่งมีค่าเท่ากับสมการที่ (3.13)

$$k = \frac{2\pi}{\lambda} = \frac{\omega}{c} \quad (3.13)$$

นำค่า $u(r,t)$ จากสมการ (3.11) และค่าจาก c จากสมการ (3.13) แทนในสมการ (3.10) ได้สมการใหม่คือ

$$\nabla^2 u(r,t) - \frac{k}{\omega^2} [-u(r)\omega^2 \exp(j\omega t)] = 0 \quad (3.14)$$

$$\nabla^2 u(r,t) + k[u(r) \exp(j\omega t)] = 0 \quad (3.15)$$

$$\nabla^2 u(r,t) + k[u(r,t)] = 0 \quad (3.16)$$

เมื่อพิจารณา ณ ช่วงเวลาใดเวลาหนึ่ง และที่ความถี่ ω ค่าใดค่าหนึ่ง ดังนั้นจึงสามารถเขียนสมการแทนสนาม $u(r,t)$ ในสมการ (3.16) ได้เป็นสมการที่ (3.17)[61]

$$[\nabla^2 + k^2]u(r) = 0 \quad (3.17)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ทางการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เรียกสมการ (3.17) ว่า “สมการเฮมโฮลต์ (Helmholtz Equation)” เมื่อ k คือ เลขคลื่น ในกรณีของคลื่นทรงกลม (Spherical Wave) แอมพลิจูดเชิงซ้อน A จะลดลงตามรัศมี r ดังสมการ (3.18) [61]

$$u(r) = \frac{A}{r} \exp(jk \cdot r) \quad (3.18)$$

$$r = (x^2 + y^2 + z^2)^{\frac{1}{2}} = z(1 + \theta^2)^{\frac{1}{2}} \quad (3.19)$$

จากอนุกรมเทเลอร์

$$r = z \left(1 + \frac{\theta^2}{2} - \frac{\theta^4}{8} + \dots \right) \quad (3.20)$$

เมื่อเทอมตั้งแต่ $\frac{\theta^4}{8}$ มีค่าน้อยมากเมื่อเทียบกับสองเทอมแรกดังนั้น $\frac{\theta^4}{8} \approx 0$ จะได้ว่า

$$r = z \left(1 + \frac{\theta^2}{2} \right) \quad (3.21)$$

จากสมการ (3.19) ยกกำลัง 2 ทั้งสองข้างได้

$$z^2(1 + \theta^2) = x^2 + y^2 + z^2 \quad (3.22)$$

$$z^2 + z^2\theta^2 = x^2 + y^2 + z^2 \quad (3.23)$$

$$\theta^2 = \frac{x^2 + y^2}{z^2} \quad (3.24)$$

นำสมการที่ (3.24) แทนสมการ (3.21) ได้สมการที่ (3.25)

$$r \approx z \left(1 + \frac{x^2 + y^2}{2z^2} \right) \quad (3.25)$$

นำ r ในสมการ (3.25) แทนค่าในสมการ(3.18) ได้การประมาณของเฟรสเนล (Fresnel Approximation) ดังสมการที่ (3.26)[61]

$$u(r, t) \approx \frac{A}{z} \exp(jkz) \exp \left[-jk \left(\frac{x^2 + y^2}{2z} \right) \right] \quad (3.26)$$

การประมาณของเฟรสเนลนี้พบว่าเมื่อระยะทางของคลื่นมากขึ้น (z คู่เข้าสู่อันต์) เทอม $\frac{1}{z} \exp \left[-jk \left(\frac{x^2 + y^2}{2z} \right) \right]$ จะถูกละทิ้งไป และลักษณะของคลื่นจะเปลี่ยนจากคลื่นทรงกลมเป็นคลื่น

ระนาบ $u(r) \approx A \exp(jkz)$ ดังรูปที่ 3.8 การประมาณแบบเฟรสเนลพบว่าจะมีความถูกต้อง เมื่อ

$zk\theta^4/8 \ll \pi$ (ซึ่งเป็นดังสมการ (3.26) ที่ได้ละเทอมของ $\frac{\theta^2}{8}$ ดังนั้นการประมาณแบบเฟรสเนลใน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

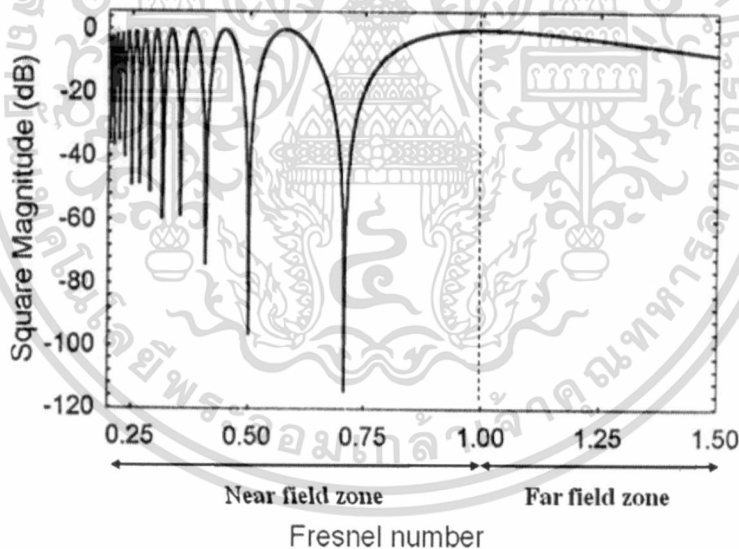
สมการ (3.26) จะมีความสอดคล้องเมื่อเทอม $\exp\left[-jkz\frac{\theta^4}{8}\right] \approx 1$ หรือสมการเขียนได้อีกรูปแบบหนึ่ง ถ้านำสมการ (3.25) และ (3.26) แทนค่าคือ $(x^2 + y^2)^2 \ll 4z^3\lambda$ สำหรับจุด (x,y) ภายในวงกลมรัศมี a ที่มีจุดศูนย์กลางที่แกน z จะพบว่า $(a^2)^2 \ll 4z^3\lambda$ หรือ $\frac{a^4}{4z^3\lambda} \ll 1$ และมุมมากที่สุดคือ $\theta_m = a/z$ จะได้สมการที่ (3.27)

$$\frac{N_F \theta_m^2}{4} \ll 1 \quad (3.27)$$

และ N_F คือเลขเฟรสเนล (Fresnel Number) มีค่าดังสมการ (3.28)[61]

$$N_F \ll \frac{a^2}{z\lambda} \quad (3.28)$$

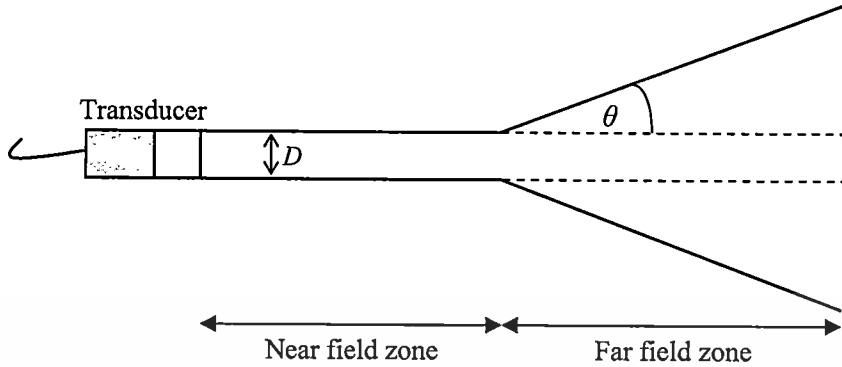
การแบ่งช่วงของระยะเนียร์-ฟาร์ฟิลด์ (Near-Far Field) ได้ทำการศึกษาที่ระยะ $N_F = 1$ เมื่อพิจารณาการเลี้ยวเบนแบบฟรานโฮเฟอร์ หรือฟาร์ฟิลด์ จะทำการศึกษาที่ระยะ $N_F \leq 1$ (ซึ่งทรานส์ดิวเซอร์อยู่ห่างจากวัตถุมาก และรัศมีของผิวหน้าทรานส์ดิวเซอร์มีค่าน้อยกว่าระยะของวัตถุถึงผิวหน้าทรานส์ดิวเซอร์มากๆ) ต่างจากที่ช่วงของฟาร์ฟิลด์ที่มีความเสถียรมากกว่าดังรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.9 ลักษณะของคลื่นที่เปลี่ยนแปลงตามระยะเนียร์ฟิลด์-ฟาร์ฟิลด์ [51]

การเลี้ยวเบนแบบฟรานโฮเฟอร์ มีการรวมกันของพลังงานนั้นเกิดการเล็ดลอดของคลื่นอัลตราซาวด์ (Ultrasound Beam) ซึ่งจะมีการเบนออกเล็กน้อยเป็นมุม θ เมื่อ D คือ เส้นผ่านศูนย์กลางของทรานส์ดิวเซอร์ (รัศมี a) และ λ คือความยาวคลื่นอัลตราซาวด์ดังสมการที่ (3.29) มุมที่เบนออกเมื่ออยู่ระยะฟาร์ฟิลด์ดังรูปที่ 3.10

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งาน $\sin\theta = 1.22 \frac{\lambda}{D}$ เท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์อื่นใด (3.29) ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.10 มุมที่เบนออกของลำอัลตราซาวด์ที่ระยะการเลี้ยวเบนแบบฟรานโฮเฟอร์

จะเห็นได้ว่าลักษณะของทรานส์ดิวเซอร์ไม่ว่าจะเป็นชนิด, ความถี่ และขนาด (เส้นผ่านศูนย์กลาง) มีผลต่อการเกิดคลื่นอัลตราซาวด์ทั้งสิ้น ตัวอย่างดังตารางที่ 3.3 บอกถึงความสัมพันธ์ของรัศมี, ความถี่ของทรานส์ดิวเซอร์, ระยะของเฟรสเนล (Fresnel Zone Depth) และมุมที่เบนออกจากฟรานโฮเฟอร์ (Fraunhofer Divergence Angle) ซึ่งพารามิเตอร์ต่างๆ เหล่านี้มีผลต่อการวิเคราะห์สัญญาณอัลตราซาวด์ ทรานส์ดิวเซอร์ที่มีความถี่ต่างกันนั้นก็สร้างสัญญาณอัลตราซาวด์ที่มีความยาวคลื่นต่างกัน และขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางทรานส์ดิวเซอร์มีผลระยะเนียร์-ฟาร์ฟิลด์ (Near-Far Field) ของการเลี้ยวเบน ดังนั้นในการวิเคราะห์ควรเลือกทรานส์ดิวเซอร์ที่เหมาะสม รวมถึงระยะห่างระหว่างวัตถุกับผิวหน้าของทรานส์ดิวเซอร์ (มีผลกับการเลี้ยวเบนของคลื่น) อีกทั้งมุมระหว่างผิวหน้าของตัวอย่างกับทรานส์ดิวเซอร์ (มีผลกับการสะท้อน) และตารางที่ 3.4 เป็นความสัมพันธ์ของพารามิเตอร์ต่างๆเมื่อความถี่คงที่

ตารางที่ 3.3 ความสัมพันธ์ของพารามิเตอร์ต่างๆเมื่อรัศมีของทรานส์ดิวเซอร์คงที่ [14]

Transducer Radius Constant at 0.5 cm			
Frequency (MHz)	Wavelength (cm)	Fresnel-Zone Depth (cm)	Fraunhofer Div. Angle (degree)
0.5	0.3000	0.83	21.5
1.0	0.1500	1.67	10.5
2.0	0.0750	3.33	5.2
4.0	0.0325	7.80	2.3
8.0	0.0163	15.33	1.1

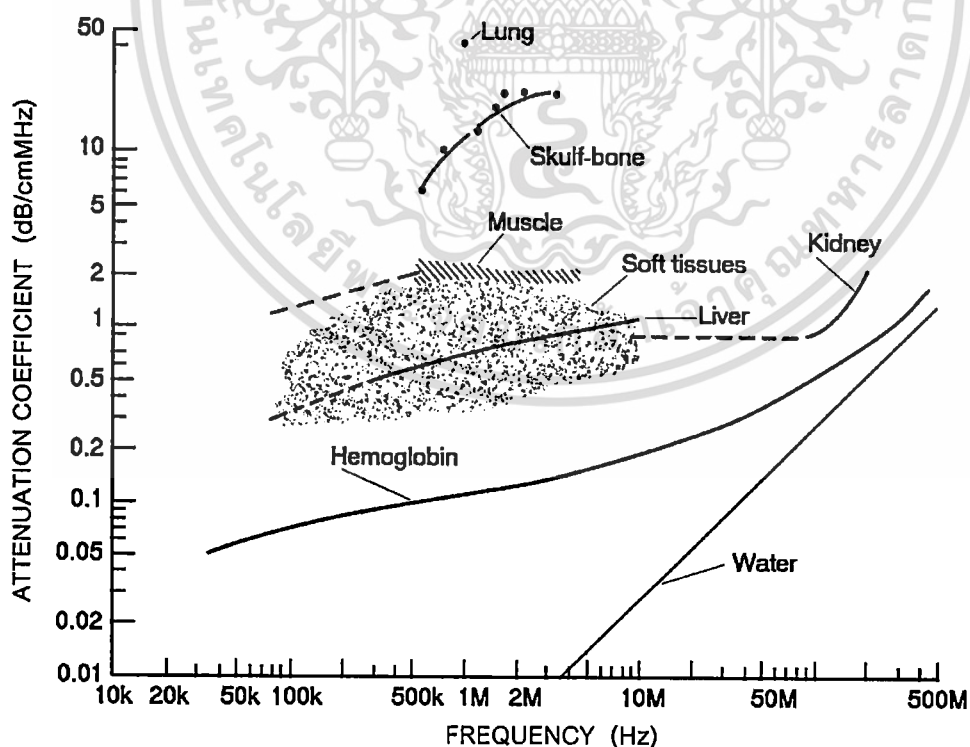
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งหากมีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.4 ความสัมพันธ์ของพารามิเตอร์ต่างๆเมื่อความถี่คงที่ [14]

Frequency Constant at 2 MHz		
Radius (cm)	Fresnel Zone Depth (cm)	Fraunhofer Div. Angle (degree)
0.25	0.83	21.5
0.50	1.67	10.5
1.00	3.33	5.2
2.00	7.80	2.3

3.2 การแสดงคุณลักษณะโดยใช้คลื่นอัลตราซาวด์ (Ultrasonic Characterization)

คุณลักษณะของวัสดุสามารถแสดงได้จากค่าเฉพาะตัวทางฟิสิกส์ หรือสมบัติทางกล (Mechanical Property) ของวัตถุนั้น มีประโยชน์ในการนำไประบุชนิดของวัสดุได้ สมบัติทางกลมีหลายค่าเช่น ความหนาแน่น ความถี่จำเพาะ ความจุความร้อน นอกจากนี้ยังมีค่าเฉพาะทางด้านอัลตราซาวด์ที่สำคัญ เช่น ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน และความเร็วเสียง โดยเฉพาะค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน เป็นค่าที่มีความสำคัญในการระบุชนิดของวัตถุหรือเนื้อเยื่อซึ่งแสดงไว้ในตารางที่ 3.2



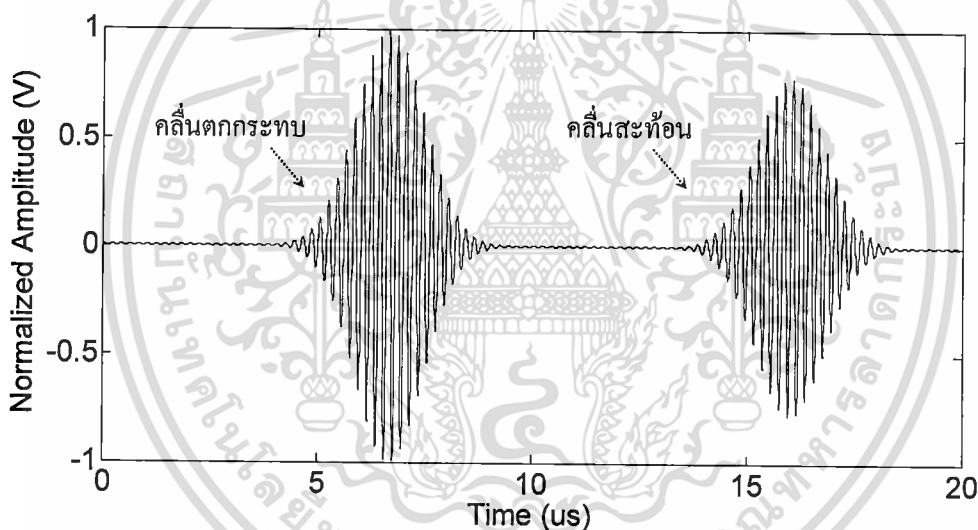
รูปที่ 3.11 ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของอวัยวะต่างๆในร่างกายมนุษย์ [14]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการตรวจวิเคราะห์ทางการแพทย์หากเนื้อเยื่อตั้งรูปที่ 3.11 ที่มีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนสูง หรือต่ำกว่าค่ามาตรฐานเป็นสิ่งที่ยังชี้ได้อย่างหนึ่งว่าเนื้อเยื่อนั้นกำลังผิดปกติ โดยค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของสัญญาณอัลตราซาวด์อาจเป็นค่าหนึ่งที่แพทย์ใช้ประกอบการวินิจฉัยโรคได้ การหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนมีหลายวิธี โดยในงานวิจัยได้ใช้วิธีฟูรีเยร์เซนทรอยด์ชิฟ (Fourier Centroid Shift) และวิธีมัลติเนโรแบนด์ (Multi-Narrow Band)

3.2.1 ฟูรีเยร์เซนทรอยด์ชิฟ (Fourier Centroid Shift)

เมื่อคลื่นอัลตราซาวด์สะท้อนจากขอบด้านหน้าของวัตถุเกิดเป็นคลื่นตกกระทบ (Incident Wave) และขอบด้านหลังของวัตถุเกิดเป็นคลื่นสะท้อน (Reflected Wave) ดังรูปที่ 3.12 ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนในวัตถุจะทำให้สเปกตรัมกำลังของคลื่นทั้งสองเปลี่ยนแปลงไป โดยวิธีฟูรีเยร์เซนทรอยด์ชิฟมีหลักการคือใช้ความถี่ศูนย์กลาง (Centroid Frequency) จากสเปกตรัมกำลังของคลื่นตกกระทบ และคลื่นสะท้อน (Reflected Wave) มาคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน



รูปที่ 3.12 คลื่นตกกระทบและคลื่นสะท้อนในโดเมนเวลา (Time Domain)

การคำนวณเริ่มต้นจากสัญญาณอัลตราซาวด์ $s(t)$ ดังรูปที่ 3.12 สะท้อนจากวัตถุ และถูกทำให้เป็นตัวเลข (Digitized) จากการสุ่มระยะห่างของตัวอย่าง (Sampling Interval) $\Delta t = 1/F_s$ ในจำนวน N ตัวอย่าง เมื่อ $F_s =$ ความถี่สุ่ม (Sampling Frequency), $T =$ คาบของสัญญาณ (Signal Duration) จากนั้นให้ฟังก์ชันหน้าต่างเคลื่อนที่ด้วยค่าคงที่บนสัญญาณ $s(t)$ ให้ครอบคลุมทั้งคลื่นตกกระทบและคลื่นสะท้อน ซึ่งสามารถประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากความถี่ศูนย์กลางหาได้จากสมการที่ (3.30)[32] โดยการคำนวณจะกระทำในโดเมนความถี่ (Frequency Domain) จากโมเมนต์ลำดับที่ 0 และ ลำดับที่ 1 ความถี่ศูนย์กลางของคลื่นตกกระทบและคลื่นสะท้อนแสดงได้ดังรูปที่ 3.13 การหาโมเมนต์สามารถกระทำได้ตามสมการที่ (3.31)[32] ซึ่งเป็นการคำนวณในโดเมนความถี่เช่นเดียวกัน

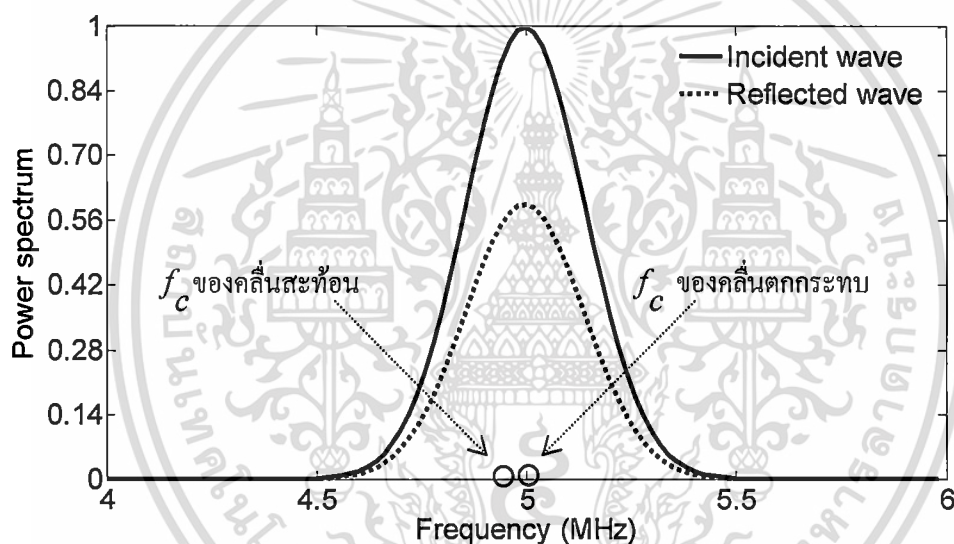
เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ของสถาบันวิจัยและพัฒนาสุขภาพภาคใต้ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขตปัตตานี ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$f_c(\tau_i) = \frac{m_1(\tau_i)}{m_0(\tau_i)} \quad (3.30)$$

โดย $f_c(\tau)$ คือ ความถี่ศูนย์กลาง (MHz), m_0 คือ โมเมนต์ (Moment) ลำดับที่ 0, m_1 คือ โมเมนต์ลำดับที่ 1 และ τ คือ ตำแหน่งบนสัญญาณ $s(t)$ สามารถคำนวณได้โดยสมการที่ (3.31) [32]

$$m_j(\tau_i) = \int_{-\infty}^{+\infty} f^j \cdot S(\tau_i, f) \cdot df \quad (3.31)$$

โดย f คือ ความถี่ (MHz), $S(\tau, f)$ คือ สเปกตรัมกำลัง (Power Spectrum) ของสัญญาณ ณ ตำแหน่งที่พิจารณา และ j คือ ลำดับของโมเมนต์



รูปที่ 3.13 ความถี่ศูนย์กลางของคลื่นตกกระทบและคลื่นสะท้อน

ขั้นตอนต่อมาทำการวิเคราะห์สเปกตรัม เพื่อหาความแปรปรวนของสเปกตรัมกำลัง โดยสามารถเลือกใช้ได้ทั้งคลื่นตกกระทบ หรือคลื่นสะท้อนอย่างใดอย่างหนึ่งมาคำนวณภายในช่วงความถี่ (Bandwidth) ของสเปกตรัมกำลังนั้น ดังสมการที่ (3.32)[32]

$$\sigma^2(\tau_i) = \frac{m_2(\tau_i)}{m_0(\tau_i)} - \left(\frac{m_1(\tau_i)}{m_0(\tau_i)} \right)^2 \quad (3.32)$$

โดย σ^2 คือ ค่าความแปรปรวน (MHz²), m คือ โมเมนต์ลำดับต่างๆ, τ คือ ตำแหน่งบนสัญญาณ $s(t)$ ที่มีหน่วยเป็น μs

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังนั้นค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของสัญญาณอัลตราซาวด์สามารถหาได้จากความแตกต่างของความถี่ศูนย์กลาง df_c , ความแตกต่างของตำแหน่งของฟังก์ชันวินโดว์ $d\tau$, ค่าความแปรปรวนและความเร็วของอัลตราซาวด์ในวัตถุตั้งแสดงในสมการที่ (3.33)[32] โดยค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่หาได้มีหน่วยเป็น dB/cmMHz

$$\beta = \frac{-8.68}{c\sigma^2(\tau)} \cdot \frac{df_c}{d\tau} \quad (3.33)$$

โดย β คือ ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน dB/cmMHz, c คือ ความเร็วอัลตราซาวด์ในเนื้อเยื่อ (cm/s), 8.68 คือ ค่าคงที่ในการเปลี่ยนหน่วยจาก neper เป็น dB, df_c คือ ความแตกต่างของความถี่ศูนย์กลาง (MHz), $d\tau$ คือ ความแตกต่างของเวลา (μ s), σ^2 คือ ค่าความแปรปรวน (MHz^2)

สเปกตรัมกำลังสามารถหาได้จากสัญญาณอัลตราซาวด์ในโดเมนเวลาของสัญญาณ $s(t)$ มาทำการแปลงฟูรีเยร์ให้อยู่ในโดเมนความถี่ซึ่งสามารถคำนวณ $S(\omega)$ ได้ดังสมการที่ (3.34)

$$S(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t) e^{-j\omega t} dt \quad (3.34)$$

โดยทั่วไปจะเห็นว่าสมการที่ (3.34) มีส่วนประกอบของการแปลงฟูรีเยร์ในรูปจำนวนเชิงซ้อนขณะที่ในการวิเคราะห์จำนวนเชิงซ้อนบางครั้งมีวิธีการที่ง่ายคือทำให้ $S(\omega)$ อยู่ในพิกัดของโพลาร์ นั่นคือ

$$S(\omega) = |S(\omega)| e^{-j\phi(\omega)} \quad (3.35)$$

เมื่อ

$$|S(\omega)| = [R^2(\omega) + I^2(\omega)]^{1/2} \quad (3.36)$$

โดย $|S(\omega)|$ คือ แอมพลิจูดสเปกตรัม (Amplitude Spectrum), R คือจำนวนจริง, I คือค่าจินตภาพ และ เฟสสเปกตรัม (Phase Spectrum) สามารถหาได้จาก

$$\phi(\omega) = \tan^{-1} \left[\frac{I(\omega)}{R(\omega)} \right] \quad (3.37)$$

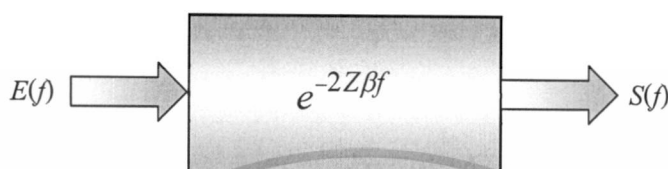
โดย $\phi(\omega)$ คือ เฟสสเปกตรัม, $R(\omega)$ คือส่วนที่เป็นค่าจริงของ $S(\omega)$, $I(\omega)$ และค่าจินตภาพของ $S(\omega)$ ในเทอมของการยกกำลังสองของการแปลงฟูรีเยร์คือ สเปกตรัมกำลัง (Power Spectrum) ดังสมการที่ (3.38)

$$P(\omega) = |S(\omega)|^2 \quad (3.38)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.2 วิธีมัลติเนโรแบนด์ (Multi-Narrow Band)

วิธีการนี้เป็นอีกวิธีการหนึ่งในการหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของสัญญาณอัลตราซาวด์ หลักการคำนวณสามารถหาค่าสเปกตรัมที่ได้จากสัญญาณอัลตราซาวด์ โดยเป็นการหาสัดส่วนกันระหว่างคลื่นตกกระทบ กับคลื่นสะท้อนดังรูปที่ 3.12 เมื่อพิจารณาว่าสเปกตรัมของคลื่นสะท้อนเกิดจากคลื่นตกกระทบที่ลดลงตามค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่อยู่ในวัตถุดังรูปที่ 3.14



รูปที่ 3.14 ความสัมพันธ์ระหว่าง $S(f)$ และ $E(f)$

สามารถอธิบายได้ดังสมการที่ (3.39)[4]

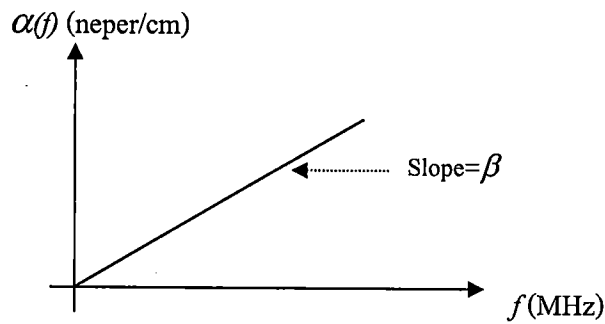
$$S(f) = E(f) \cdot e^{-2Z\beta f} \quad (3.39)$$

โดย $S(f)$ คือ สเปกตรัมของคลื่นที่ถูกลดทอนไป, $E(f)$ คือ สเปกตรัมของคลื่นที่ตกกระทบ, Z คือ ระยะทางที่คลื่นอัลตราซาวด์เคลื่อนที่ไปหรือความหนาของวัตถุ (cm), β คือ ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน (Attenuation Coefficient) neper/cmMHz เป้าหมายคือการหาค่า β เมื่อนำสมการที่ (3.39) ไปคำนวณต่อโดยการใส่ \log ทั้งสองด้านของสมการได้ดังนี้

$$\begin{aligned} 10 \log S(f) &= 10 \log E(f) - 20Z\beta f \cdot \log e \\ 10 \log S(f) &= 10 \log E(f) - 20Z\beta f \cdot \frac{1}{\ln 10} \\ 10 \log S(f) - 10 \log E(f) &= -20Z\beta f \cdot \frac{1}{\ln 10} \\ \beta f &= \left(\frac{10 \log S(f) - 10 \log E(f)}{-20Z} \right) \ln 10 \end{aligned} \quad (3.40)$$

จากสมการที่ (3.4) ค่า $\alpha(f)$ เกิดจาก f คูณกับค่า β หรือสามารถอธิบายได้ว่า $\alpha(f)$ คือสมการเส้นตรงที่มี f เป็นตัวแปรอิสระ และ β คือความชันของสมการเส้นตรงนั้น นั่นหมายความว่าต้องนำค่าที่คำนวณได้จากสมการที่ (3.40) ซึ่งอยู่ในรูป $\alpha(f)$ ไปหาค่าความชัน (Slope) จึงจะได้ค่า β ดัง

รูปที่ 3.15 เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.15 ความชันของค่าการลดทอน (Attenuation Slope)

ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน และความเร็วของอัลตราซาวด์ในวัสดุมีความสัมพันธ์กันที่สามารถอธิบายด้วยความสัมพันธ์คาร์เมอร์-โครนิก (Kramers-Krönig Relationship) ดังที่จะอธิบายในหัวข้อต่อไป

3.2.3 ความสัมพันธ์คาร์เมอร์-โครนิก (Kramers-Krönig Relationship)

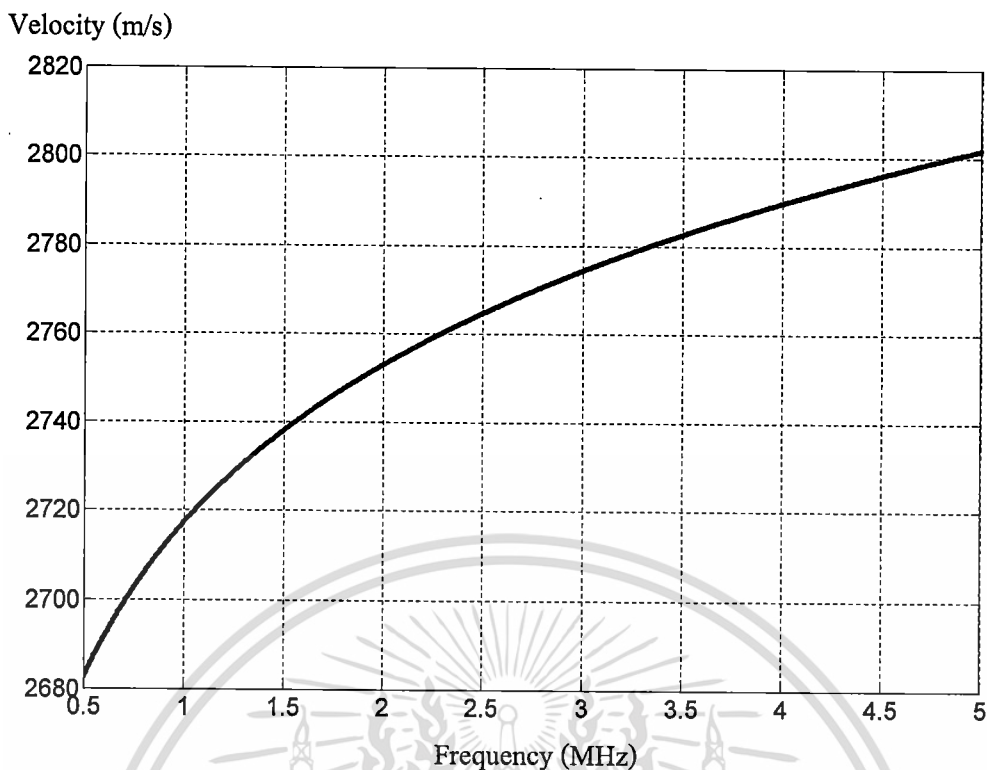
ดิสเพอร์ชันของอัลตราซาวด์ (Ultrasonic Dispersion) [38, 62-65] คือปรากฏการณ์ที่ความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์ในวัสดุมีค่าเปลี่ยนไปตามความถี่ มีการศึกษาไว้ในหลายงานวิจัย [66-68] การหาค่าดิสเพอร์ชันนั้นมีหลายวิธีจากที่กล่าวไว้ข้างต้นว่าดิสเพอร์ชัน (ความเร็ว) และค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของอัลตราซาวด์นั้นมีความสัมพันธ์กัน โดยหากรู้ค่าใดค่าหนึ่งจะสามารถหาค่าได้ กล่าวคือหากรู้ค่าดิสเพอร์ชันก็สามารถหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนได้ และในทางกลับกันหากรู้ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนก็สามารถหาค่าดิสเพอร์ชันได้เช่นกัน ทฤษฎีหนึ่งที่เกี่ยวข้องเรื่องนี้คือ ความสัมพันธ์คาร์เมอร์-โครนิก ได้มีคณะวิจัยทำการศึกษาและสรุปไว้ในเอกสารอ้างอิงที่ [69-74] ดังแสดงในตารางที่ 3.5

ตารางที่ 3.5 ความสัมพันธ์คาร์เมอร์-โครนิก [69, 70]

Order	Power Law	Direction	Kramers-Krönig Relationship
n odd	$y=n$	$c(\omega) \Rightarrow \alpha(\omega)$	$\frac{1}{\omega^{n-1} c(\omega)} - \frac{1}{\omega_0^{n-1} c(\omega_0)} \approx -\frac{2}{\pi} \alpha_1 \ln \left \frac{\omega}{\omega_0} \right $
n even	$n-1 < y < n+1$	$\alpha(\omega) \Rightarrow c(\omega)$	$\frac{1}{c(\omega)} - \frac{1}{c(\omega_0)} = -\alpha_0 \tan \left(\frac{\pi}{2} y \right) (\omega^{y-1} - \omega_0^{y-1})$

โดย y คือ เลขยกกำลังที่ไม่ใช่จำนวนเต็ม, n คือ เลขจำนวนเต็ม, α_0 คือ ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน (neper/mMHz), $c(\omega)$ คือ ค่าดิสเพอร์ชัน (m/s) ที่เปลี่ยนแปลงตามความถี่ คล้ายกับค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนดังรูปที่ 3.16

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.16 ตัวอย่างค่าดิสเพอร์ชันในวัสดุเป็นความเร็วที่เปลี่ยนตามความถี่ของอัลตราซาวด์

ความสัมพันธ์ระหว่าง α_0 และ α_1 สามารถอธิบายได้ดังสมการ (3.41) [70]

$$\alpha(\omega) = f \alpha_0 + \alpha_1 \tag{3.41}$$

ค่าที่พิจารณาคือ α_0 (Attenuation Coefficient) ดังนั้นสามารถหาได้โดยให้ $n=1$ ซึ่งสามารถลดรูปความสัมพันธ์คาร์เมอร์-โครนิกได้ดังสมการ (3.42) [70]

$$\frac{1}{c(\omega)} - \frac{1}{c(\omega_0)} = \frac{2}{\pi} \alpha \ln \left| \frac{\omega}{\omega_0} \right| \tag{3.42}$$

อย่างไรก็ตามการที่จะใช้ความสัมพันธ์คาร์เมอร์-โครนิกได้นั้นมีข้อกำหนดอยู่ 4 ประการ ดังนี้ [3]

- ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนต้องไม่เปลี่ยนแปลงอย่างฉับพลันเมื่อความถี่เปลี่ยนแปลง
- ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนต้องขึ้นอยู่กับความถี่ (Frequency Dependent) และเพิ่มมากขึ้นเมื่อความถี่สูงขึ้น
- ความเร็วต้องขึ้นกับความถี่ เช่นเดียวกับค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน

เอกสารนี้เป็นค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน และความเร็วต้องสัมพันธ์กัน อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 แบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ (Ultrasonic Simulation)

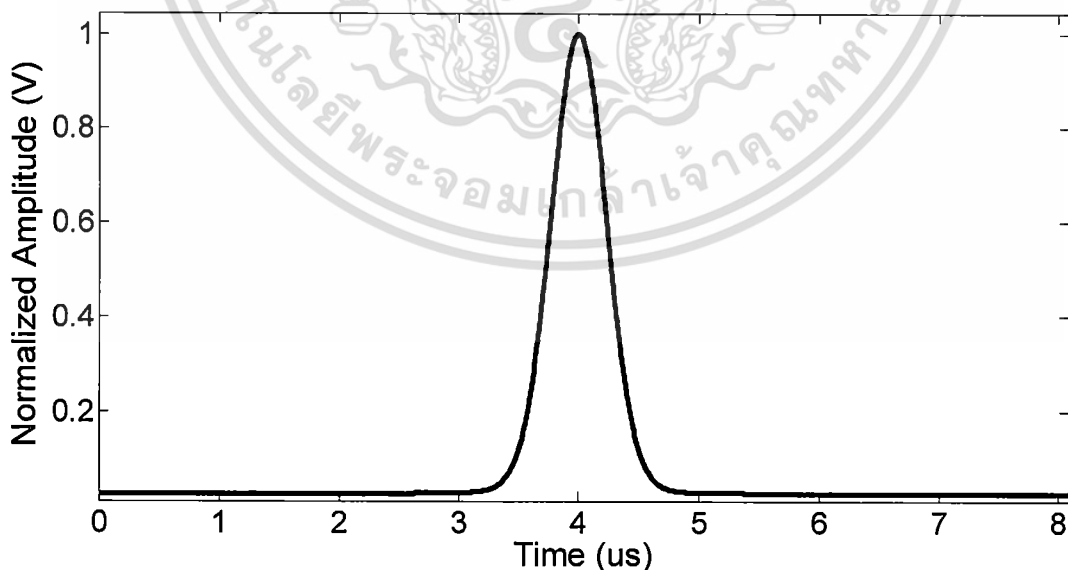
สัญญาณอัลตราซาวด์สามารถจำลองได้จากสมการคณิตศาสตร์เพื่อประโยชน์ในการใช้งาน สามารถแบ่งได้เป็น 2 แบบ ดังนี้

3.3.1 แบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ที่ไม่คิดการเลี้ยวเบนของคลื่น

แบบจำลองที่ง่ายที่สุดเป็นแบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ที่ไม่คิดการเลี้ยวเบนของคลื่น ข้อดีของแบบจำลองนี้คือใช้สมการคณิตศาสตร์ที่ไม่ยากสร้างสัญญาณสะท้อนจากตัวกระเจิง (Scatterer) หรือขอบของวัตถุ (Object Boundary) ที่ต้องการจำลองขึ้นมา การคำนวณเริ่มจากการสร้าง $e(t)$ ในโดเมนเวลา ซึ่งอยู่ในรูปของฟังก์ชันเกาส์เซียน (Gaussian Function) และฟังก์ชันไซน์ อย่างไรก็ตามสัญญาณที่ได้ อาจเทียบเคียงกับสัญญาณที่วัดได้จริงและใช้ในงานที่ไม่ต้องการการคำนวณที่ละเอียดมากนัก สามารถสร้างแบบจำลองขึ้นจากสมการที่ (3.43)[4]

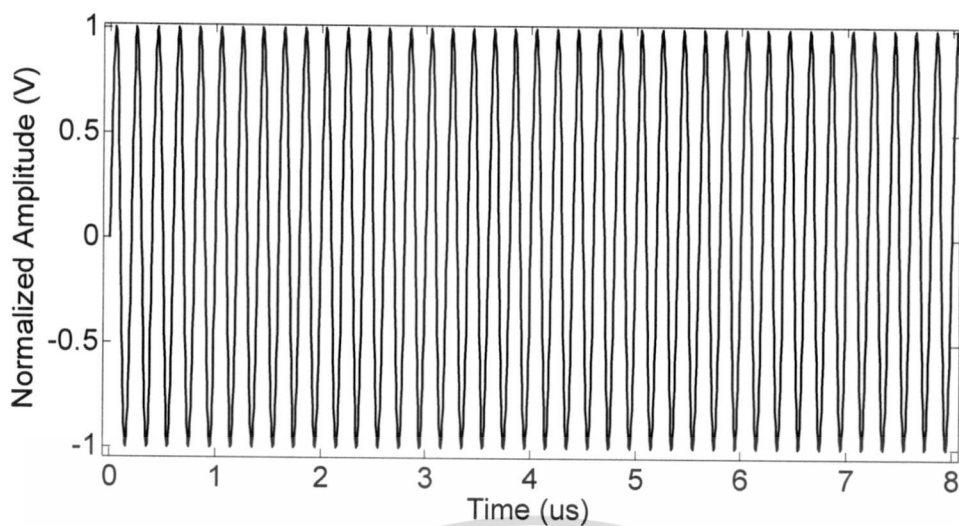
$$e(t) = \exp[-2\pi^2 \sigma^2 (t-t_0)^2] \sin(2\pi F_0 t) \quad (3.43)$$

โดย $e(t)$ คือ คลื่นตกกระทบ, σ^2 คือ ความแปรปรวน (Variance) ที่ใช้ในการสร้างฟังก์ชันเกาส์เซียน ดังรูปที่ 3.17, t_0 คือ เวลาเริ่มต้น (s), t คือ เวลา (s), F_0 คือ ความถี่กลางของทรานส์ดิวเซอร์ (MHz) ใช้ในการสร้างฟังก์ชันไซน์ จากรูปที่ 3.17 ถึง รูปที่ 3.19 สังเกตได้ว่าตำแหน่งกลางของทั้ง 3 รูปอยู่ที่เดียวกันคือประมาณ $4 \mu\text{s}$ ซึ่งเป็นไปตามฟังก์ชันเกาส์เซียนนั่นเอง

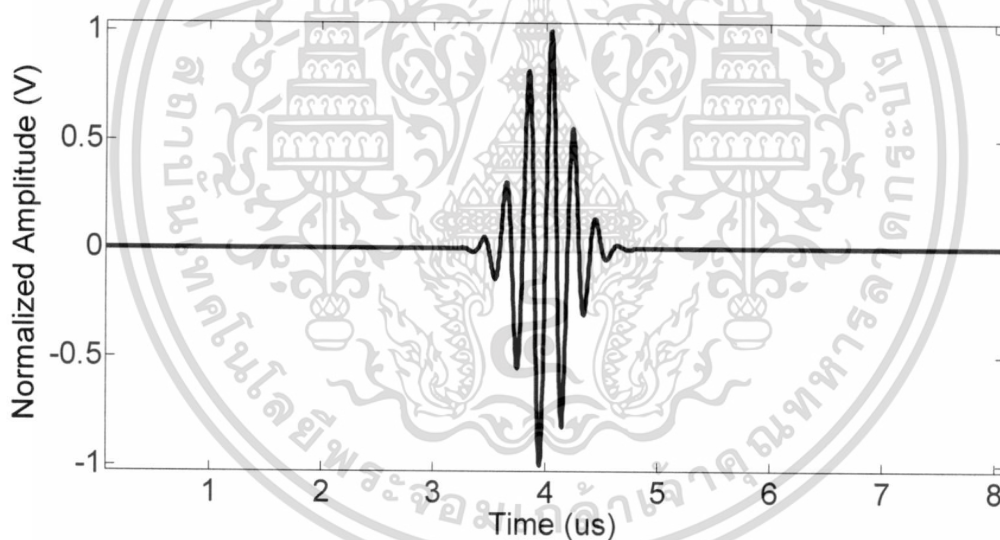


รูปที่ 3.17 ฟังก์ชันเกาส์เซียน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

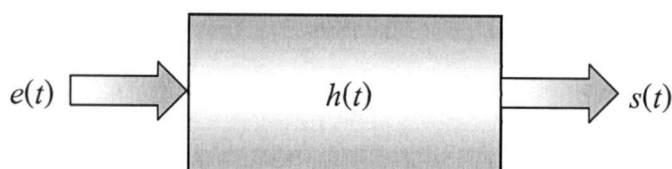


รูปที่ 3.18 ฟังก์ชันชานี่ที่สร้างจาก F_0



รูปที่ 3.19 สัญญาณ $e(t)$

เมื่อคลื่นเคลื่อนที่ผ่านตัวกลาง $h(t)$ สะท้อนกลับ (Reflection) ได้เป็น $s(t)$ ดังรูปที่ 3.20



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อใช้ในการศึกษาและวิจัยเท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 รูปที่ 3.20 ความสัมพันธ์ระหว่าง $e(t)$ $h(t)$ และ $s(t)$ ในโดเมนเวลา
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความสัมพันธ์ระหว่าง $e(t)$ $h(t)$ และ $s(t)$ ในโดเมนเวลาสามารถเขียนเป็นสมการคณิตศาสตร์อธิบายได้ดังนี้

$$s(t) = e(t) * h(t) \quad (3.44)$$

โดย $s(t)$ คือ คลื่นสะท้อน (MHz), * คือ การคอนโวลูชัน (Convolution), $h(t)$ คือ การตอบสนองของอิมพัลส์ในโดเมนเวลาและสามารถอธิบาย $h(t)$ เพิ่มเติมได้ด้วยสมการที่ (3.45)[4]

$$s(t) = e(t) * h(t) = \sum_M x(t) * h_a^2(M, t) \cdot h_d(M, t) \quad (3.45)$$

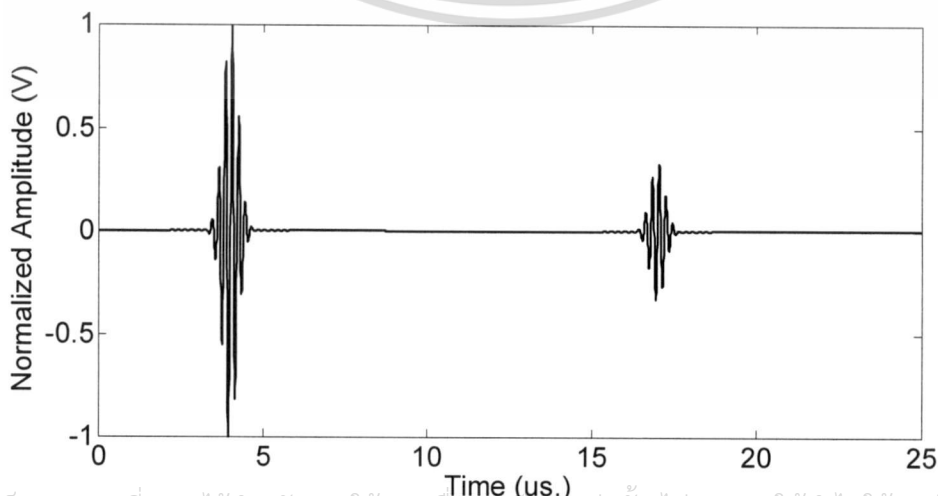
โดย $h_a^2(M, t)$ คือการตอบสนองในตัวกระเจิง หรือขอบของวัตถุ ณ ตำแหน่ง M , $h_d(M, t)$ คือการตอบสนองแรงกระตุ้นของตัวกระเจิง อย่างไรก็ตามหากพิจารณาในโดเมนความถี่โดยทำการแปลงฟูริเยร์สมการที่ (3.45) ได้เป็นสมการที่ (3.46)[4]

$$S(f) = E(f) * H(f) = \sum_M X(f) * H_a^2(M, f) \cdot H_d(M, f) \quad (3.46)$$

โดย M คือตำแหน่งของตัวกระเจิง หรือขอบของวัตถุ, $H(f)$ ประกอบด้วย $H_a(M, f)$ และ $H_d(M, f)$ คือฟังก์ชันถ่ายโอน (Transfer Function) สำหรับวัตถุที่มีสัมประสิทธิ์การลดทอนที่ขึ้นอยู่กับความถี่เป็นตัวแปรดังนั้นสามารถใช้สมการ (3.39) มาอธิบายได้ดังสมการที่ (3.47)[4]

$$H_a^2(M, f) = e^{-2Z\beta f} \quad (3.47)$$

โดย $2Z$ เป็นระยะทางไปและกลับ (ใช้การวัดในโหมดสะท้อนอธิบายไว้ในหัวข้อ 3.1)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 3.21 สัญญาณอัลตราซาวด์ในโดเมนความถี่
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามเผยแพร่ต่อสาธารณะโดยไม่ได้รับอนุญาตจากเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.2 แบบจำลองสัญญาณอัตราเร็วที่กีดการเลี้ยวเบนของคลื่น

สัญญาณอัตราเร็วจำลองที่ใกล้เคียงกับสัญญาณที่วัดจริงสามารถสร้างได้ด้วยสมการทางคณิตศาสตร์ที่ผนวกการเลี้ยวเบนของคลื่นไปพิจารณาด้วย แบบจำลองที่เป็นมาตรฐานคือโปรแกรมฟิลด์ทู (Field II) [16, 17] เป็นโปรแกรมทำงานภายใต้ MATLAB[®] สามารถจำลองทรานส์ดิวเซอร์ได้หลายแบบ อย่างไรก็ตามโปรแกรมนี้อย่างไม่เปิดโอกาสให้ปรับเปลี่ยนโครงสร้างภายในนั้นหมายความว่าถ้าต้องการปรับเปลี่ยนการคำนวณด้านการเลี้ยวเบนของคลื่น (Diffraction Effect) ก็ไม่อาจทำได้ อย่างไรก็ตามมีแบบจำลองอีกลักษณะที่ยืดหยุ่น และสามารถปรับค่าพารามิเตอร์ได้ตามต้องการ ซึ่งแบบจำลองนี้นำสมการคลื่นมาใช้ในการคำนวณ จากสมการเฮมโฮลส์สามารถเขียนให้อยู่ในอีกรูปแบบดังสมการที่ (3.48)

$$\nabla^2 \phi(M) + k^2 \phi(M) = 0 \quad (3.48)$$

โดย $\phi(M)$ คือ Velocity Potential, k คือ เลขคลื่น, M คือ เวกเตอร์ระยะทางหากพิจารณารูปที่ 3.22 ซึ่งเป็นรูปแบบการวางทรานส์ดิวเซอร์ในโหมดส่งผ่าน โดยวงรีด้านซ้ายมือแสดงพื้นที่หน้าตัดของทรานส์ดิวเซอร์ตัวส่งมี a เป็นรัศมี และวงรีอีกด้านหนึ่งเป็นพื้นที่หน้าตัดของทรานส์ดิวเซอร์ด้านตัวรับวางห่างกันในแนวแกน Z



รูปที่ 3.22 โครงสร้างของทรานส์ดิวเซอร์ตัวส่งและตัวรับ

ผลลัพธ์ของสมการที่ (3.48) ที่สามารถอธิบาย $\phi(M)$ ได้ดังสมการที่ (3.49) และเมื่อพิจารณาที่ตัวรับต้องทำการคำนวณเพิ่มดังสมการที่ (3.50)

$$\phi(M) = \frac{V_0}{2\pi} \int_0^a \int_0^{2\pi} \frac{\exp(-ik(r^2 + r_0^2 - 2rr_0 \cos \theta_0 + z^2)^{1/2})}{(r^2 + r_0^2 - 2rr_0 \cos \theta_0 + z^2)^{1/2}} r_0 dr_0 d\theta_0 \quad (3.49)$$

$$D = \left(\frac{ik}{\pi a^2} \right) \exp(ikz) \times \int_0^a \int_0^a \int_0^{2\pi} \frac{\exp(-ik(r^2 + r_0^2 - 2rr_0 \cos \theta_0 + z^2)^{1/2})}{(r^2 + r_0^2 - 2rr_0 \cos \theta_0 + z^2)^{1/2}} rr_0 dr dr_0 d\theta_0$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้ (3.50)

เพื่อให้่ายลงสมการ (3.50) สามารถลดรูปได้ดังสมการที่ (3.51) (รายละเอียดอยู่ในภาคผนวก ข)

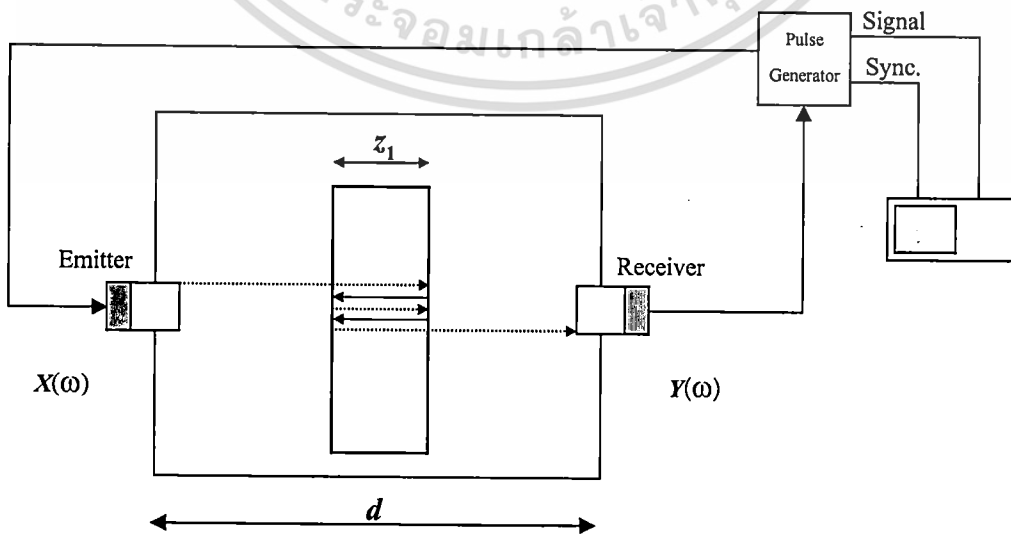
$$D \approx D_L = \left(\frac{ik}{\pi a^2 z} \right) \int_0^a \int_0^a \int_0^{2\pi} \exp \left[-\frac{ik}{2z} (r^2 + r_0^2 - 2rr_0 \cos \theta_0) \right] r r_0 dr dr_0 d\theta_0 \quad (3.51)$$

เมื่อพิจารณาสมการ (3.51) จะพบว่ามีความซับซ้อนในการคำนวณและมีความพยายามลดรูปการคำนวณให้่ายลง โดยใช้ เบสเซลฟังก์ชัน (Bessel Function) ในการคำนวณนั้นคือการประยุกต์ใช้ ทฤษฎีของลอมเมต (Lommel Diffraction Correction) ดังนั้นสมการที่ (3.51) สามารถเขียนเป็นรูปแบบปิดของการคำนวณที่มีข้อกำหนดเฉพาะทรานส์มิชชันที่มีพื้นที่หน้าตัดเป็นวงกลมและตัวส่งและตัวรับต้องมีเท่ากันดังสมการที่ (3.52) [36]

$$D(S) = 1 - \exp(i \frac{2\pi}{S}) \left[J_0 \left(\frac{2\pi}{S} \right) + i J_1 \left(\frac{2\pi}{S} \right) \right] \quad (3.52)$$

โดย $S = \frac{2\pi z}{ka^2}$, J_0, J_1 คือ เบสเซลฟังก์ชัน (Bessel Function) ลำดับที่ 0 และ 1 ตามลำดับ นำสมการ (3.52) ไปประยุกต์ใช้ในแบบจำลองได้ดังนี้

3.3.2.1 แบบจำลองที่ไม่เกิดการสะท้อนของคลื่นดังแสดงในรูปที่ 3.23 คือแบบจำลองในโหมดส่งผ่านจำเป็นต้องมีทรานส์มิชชัน 2 ตัวคือตัวส่งและตัวรับ โดยมีสัญญาณอินพุตในโดเมนความถี่ป้อนให้กับทรานส์มิชชันตัวส่งเป็น $X(\omega)$ คลื่นอัลตราซาวด์เดินทางไปเป็นระยะทาง d ผ่านวัตถุที่ตั้งอยู่มีความหนา z_1 ไปยังตัวรับสัญญาณอัลตราซาวด์ในโดเมนความถี่ $Y(\omega)$



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับรูปที่ 3.23 แบบจำลองในโหมดส่งผ่านสัญญาณให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระบบของอัลตราซาวด์ดังแสดงในรูปที่ 3.23 สามารถใช้สมการทางคณิตศาสตร์อธิบายความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณอินพุต $X(\omega)$ กับสัญญาณเอาต์พุต $Y(\omega)$ ในโดเมนความถี่ได้ดังสมการที่ (3.53) [36]

$$\frac{Y_m(\omega)}{X_m(\omega)} = T_{WL}(\omega)T_{LW}(\omega)\exp\left(-i\omega\left(\frac{z_0}{c_0(\omega)} + \frac{z_1}{c_S(\omega)}\right)\right)D_T(S_T)U_T(\omega)U_R(\omega) \quad (3.53)$$

เมื่อ

$$S_T = \frac{2\pi[(d-z_1)c_0 + z_1c_L]}{\omega a^2} \quad (3.54)$$

โดย $X(\omega)$, $Y(\omega)$ คือ การแปลงฟูริเยร์ของ $X(t)$, $Y(t)$ ตามลำดับ, $T_{WL}(\omega)$, $T_{LW}(\omega)$ คือ ค่าสัมประสิทธิ์การส่งผ่านระหว่างน้ำ-วัตถุ และวัตถุ-น้ำ, $U_T(\omega)$, $U_R(\omega)$ คือ การตอบสนองความถี่ของตัวส่งและตัวรับตามลำดับ, $D_T(\omega)$ คือ ฟังก์ชันการเลี้ยวเบนของคลื่นจากสมการ (3.52) ในกรณีของโหมดสะท้อน, $c_S(\omega)$ คือ ค่าคิสเปอร์สชัน เป็นค่าที่ต้องการหา, S_T คือ ตัวแปร S ในกรณีของโหมดส่งผ่าน เมื่อ $S = \frac{2\pi z}{ka^2}$, z_0 คือ ระยะทางในน้ำ (Water path = $d-z_1$), c_L คือ ความเร็วของเสียงในวัตถุ

พิจารณารูปที่ 3.23 จะเห็นว่าคลื่นอัลตราซาวด์ถูกส่งจากตัวส่งผ่านน้ำตกกระทบวัตถุเกิดสัมประสิทธิ์การส่งผ่าน $T_{WL}(\omega)$ (พิจารณาสมการที่ (3.8) ประกอบ) และเดินทางผ่านวัตถุกับน้ำ $T_{LW}(\omega)$ สิ้นสุดที่ตัวรับ สามารถคำนวณค่าทั้งสองได้จากความต้านทานเสียง (Acoustic Impedance, z_w , z_L) ดังที่ได้อธิบายแล้วในสมการที่ (3.6) ดังนั้น $T_{WL}(\omega)$ และ $T_{LW}(\omega)$ ในเทอมของคิสเปอร์สชันสามารถคำนวณได้โดยใช้สมการที่ (3.55)[36]

$$T_{WL}(\omega) = T_{LW}(\omega) = \frac{4\rho_0 c_0 \rho_S c_S(\omega)}{[\rho_S c_S(\omega) + c_0 \rho_0]^2} \quad (3.55)$$

โดย ρ_0 คือ ความหนาแน่นของน้ำ (kg/m^3), c_0 คือ ความเร็วของอัลตราซาวด์ในน้ำ (m/s), ρ_S คือ ความหนาแน่นของวัตถุ (kg/m^3), $c_S(\omega)$ คือ ค่าคิสเปอร์สชัน, c_S คือ ความเร็วของเสียงในวัตถุ (m/s) อย่างไรก็ตามในความเป็นจริงแล้วการวัดสัญญาณอัลตราซาวด์ต้องมีการสะท้อน (Multiple Reflection) เกิดขึ้นด้วยเสมอ จึงมีความจำเป็นต้องพิจารณาการสะท้อนของคลื่นด้วย ดังนั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แบบจำลองในโหมดส่งผ่านแบบไม่คิดการสะท้อนสามารถปรับปรุงให้มีความถูกต้องยิ่งขึ้น ดังแสดงในหัวข้อถัดไป

3.3.2.2 แบบจำลองที่คิดการสะท้อนของคลื่น (Multiple Reflection) ในหัวข้อ 3.3.2.1 เป็นแบบจำลองอย่างง่ายที่ไม่คิดการสะท้อนของคลื่นอัลตราซาวด์ ในหัวข้อนี้เป็นแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่คิดการสะท้อนของคลื่นในโหมดส่งผ่าน และโหมดสะท้อน

- โหมดส่งผ่าน สามารถแสดงให้เห็นได้ดังรูปที่ 3.24 สมการที่ (3.56)-(3.59) [36] อธิบายความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณอินพุต $X(\omega)$ และสัญญาณเอาต์พุต $Y(\omega)$ เมื่อเกิดการสะท้อนของคลื่นอัลตราซาวด์ ตัวแปรที่ต้องนำมาคำนวณด้วยคือค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อน (R_{SB}) ตัวแปรต่างๆแสดงให้เห็นในรูปที่ 3.24 ด้วยเช่นกัน

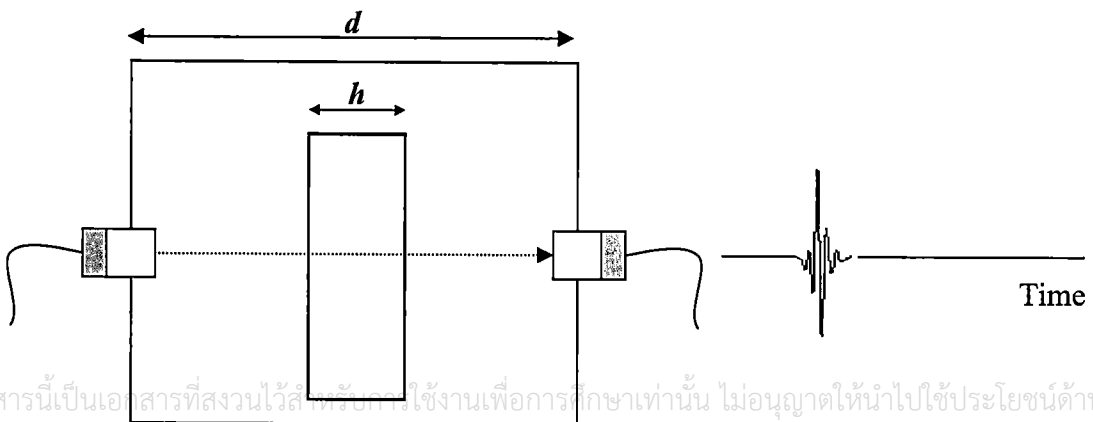
$$\frac{Y_m(\omega)}{X_m(\omega)} = H_s(\omega) = \sum_{k=1}^p D_T (S_k) R_{SB}^{2k-2} T_{LW} T_{WL} \exp(-i\phi_k) U_T(\omega) U_R(\omega) \quad (3.56)$$

$$R_{SB}(\omega) = \frac{c_B \rho_B - \rho_S c_S(\omega)}{\rho_S c_S(\omega) + c_B \rho_B} \quad (3.57)$$

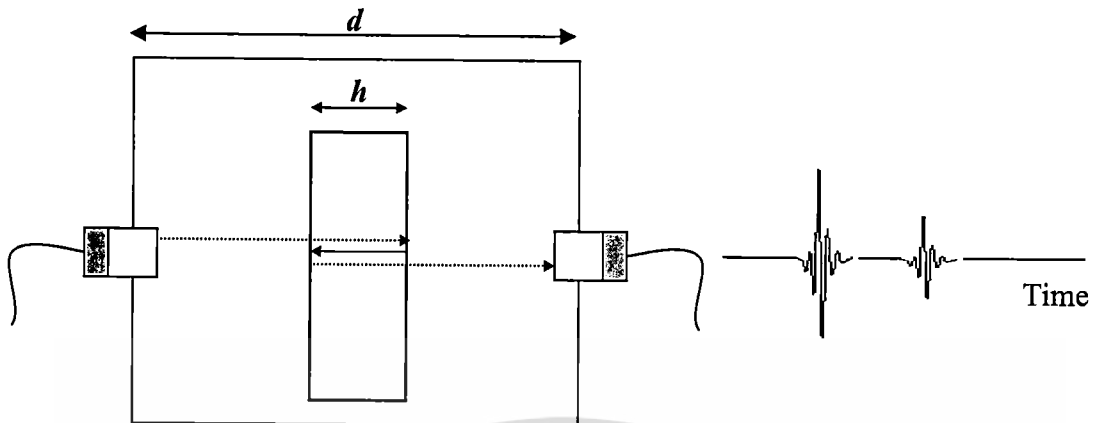
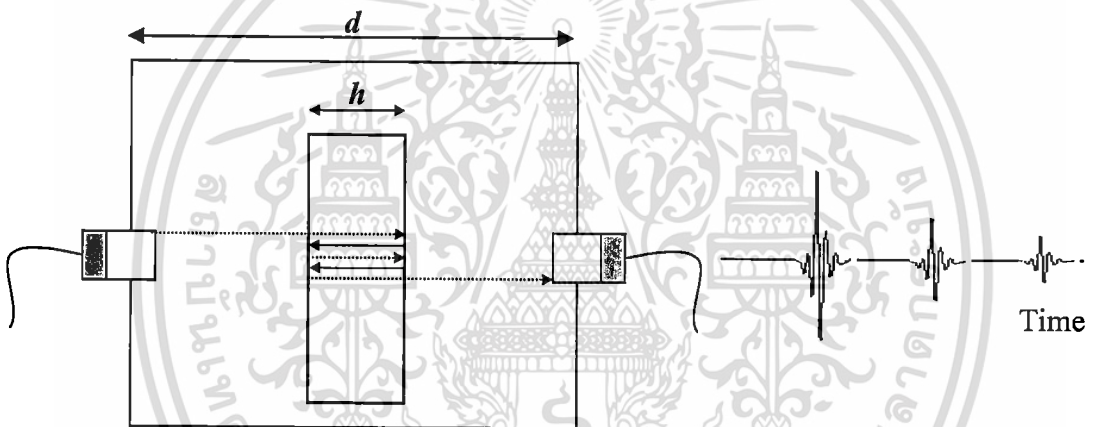
$$S_k = \frac{2\pi [c_0(d-h) + c_L(2k-1)h]}{\omega a^2} \quad (3.58)$$

$$\phi_k = \frac{\omega}{c_0}(d-h) + \frac{\omega}{c_s}(2k-1)h \quad (3.59)$$

เมื่อ $p=1$



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อ $p=2$ เมื่อ $p=3$ รูปที่ 3.24 การสะท้อนของคลื่นตั้งแต่ $p=1$ ถึง $p=3$ ในโหมดส่งผ่าน

- โหมดสะท้อน เมื่อพิจารณา $X(\omega)$ และ $Y(\omega)$ ในเทอมของฟังก์ชันถ่ายโอน สามารถเขียนได้อีกรูปแบบดังสมการที่ (3.61)

$$H_s(\omega) = \frac{Y_s(\omega)}{X_s(\omega)} \quad (3.60)$$

เมื่อ

$$H_s(\omega) = H(P, \omega) U(\omega) \quad (3.61)$$

โดย $H_s(\omega)$ คือ ฟังก์ชันถ่ายโอนของระบบทั้งหมด, $H(P, \omega)$ คือ แบบจำลองพารามตริก (Parametric Model), $U(\omega)$ คือ ฟังก์ชันคุณลักษณะของทรานส์ดิวเซอร์ (Characteristic Function) สมการที่ (3.56),

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์หรือการแจ้งในเพื่อการค้าเท่านั้น มิใช่สัญญาที่ห้ามหรือจะป้องกันการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

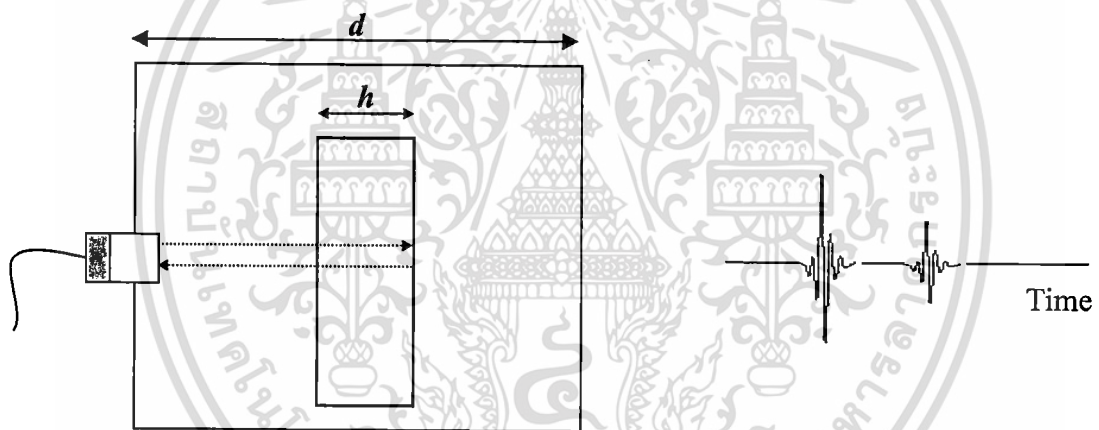
(3.58) และ (3.59) ได้ถูกปรับเปลี่ยนไปเป็นสมการที่ (3.62)-(3.64)[36] โดย S_1 เป็นการแทนค่า $k=1$ ในสมการที่ (3.63) และในทำนองเดียวกัน ϕ_1 เป็นการแทนค่า $k=1$ ในสมการที่ (3.64) นั่นเอง

$$H(P, \omega) = [D(S_1)R_{SB} \exp(-i\phi_1)] + [\sum_{k=2}^p D(S_k)R_{PW}^{2k-2} T_{WL} \exp(-i\phi_k)] \quad (3.62)$$

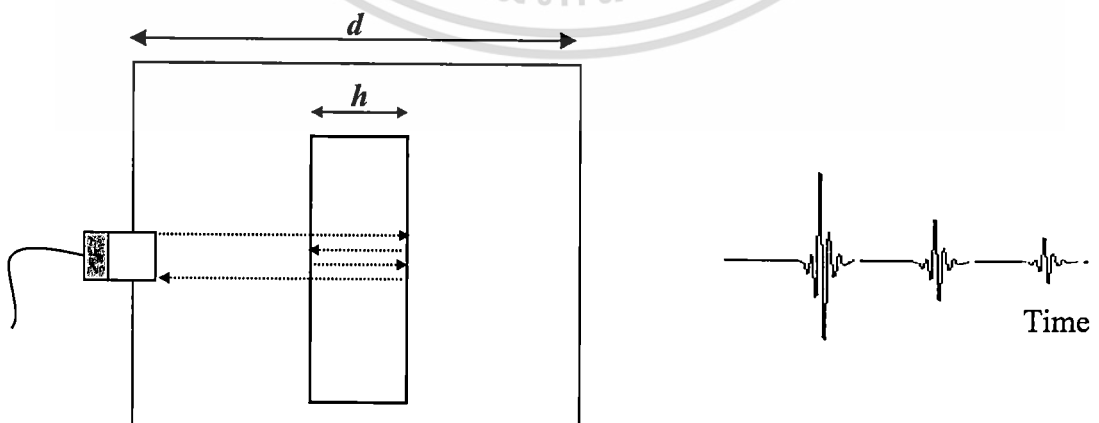
$$S_k = \frac{2\pi(c_0 z_0 + c_L(2k-2)h)}{\omega a^2} \quad (3.63)$$

$$\phi_k = \frac{\omega_0}{c_0}(2z_0) + \frac{\omega}{c_L}(2k-2)h \quad (3.64)$$

เมื่อ $p=2$



เมื่อ $p=3$



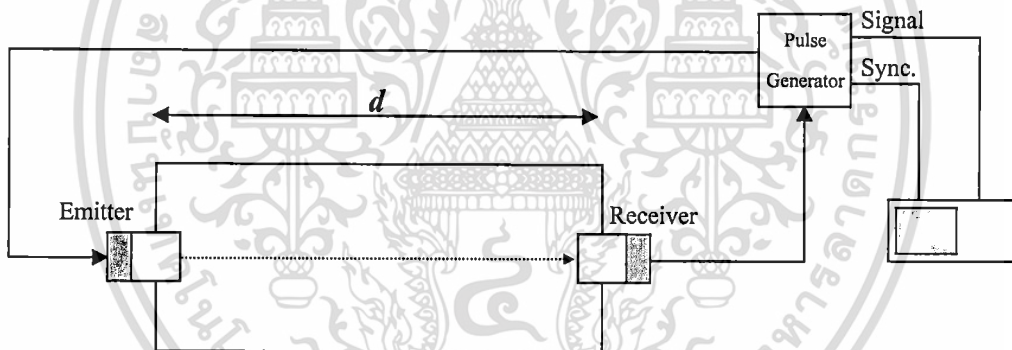
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ 3.25 การสะท้อนของคลื่นตั้งแต่ $p=2$ ถึง $p=3$ ในโหมดสะท้อน ใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.2.3 การปรับเทียบระบบการวัด (Calibration Procedure) การที่จะหาค่า $H_S(\omega)$ จากสมการที่ (3.61) ได้นั้นต้องทราบค่าของ $U(\omega)$ วิธีการโดยอ้อมในการหาค่านี้คือ การปรับเทียบระบบการวัด (Calibration Procedure) การชดเชยการตอบสนองของทรานส์ดิวเซอร์ในแต่ละตัวซึ่งปรากฏอยู่ในเทอมของ $U_T(\omega)$ และ $U_R(\omega)$ (สำหรับโหมคส่งผ่าน) และ $U(\omega)$ (สำหรับโหมคสะท้อน) นั้นมีความจำเป็นอย่างยิ่ง การชดเชยดังกล่าวสามารถทำได้โดยกระบวนการปรับเทียบก่อนการวัดจริง

- โหมคส่งผ่าน ให้นำวัตถุที่อยู่ระหว่างทรานส์ดิวเซอร์ออก แล้ววัดค่าดังรูปที่ 3.26 โดย $U_T(\omega)$ คือฟังก์ชันคุณลักษณะของทรานส์ดิวเซอร์ของตัวส่งและ $U_R(\omega)$ คือฟังก์ชันคุณลักษณะของทรานส์ดิวเซอร์ตัวรับ ความสัมพันธ์ของอินพุตและเอาต์พุตจะเป็นไปตามสมการที่ (3.65)

$$H_{m_{cal}}(\omega) = \frac{Y_{m_{cal}}(\omega)}{X_{m_{cal}}(\omega)} \quad (3.65)$$

โดย $H_{m_{cal}}(\omega)$ คือ ฟังก์ชันถ่ายโอนในโดเมนความถี่, $Y_{m_{cal}}(\omega)$ คือ สัญญาณอัลตราซาวด์ที่ตัวรับในโดเมนความถี่ และ $X_{m_{cal}}(\omega)$ คือ สัญญาณอัลตราซาวด์ของตัวส่งในโดเมนความถี่ และสามารถเขียนใหม่ได้เป็นสมการที่ (3.66)[36]



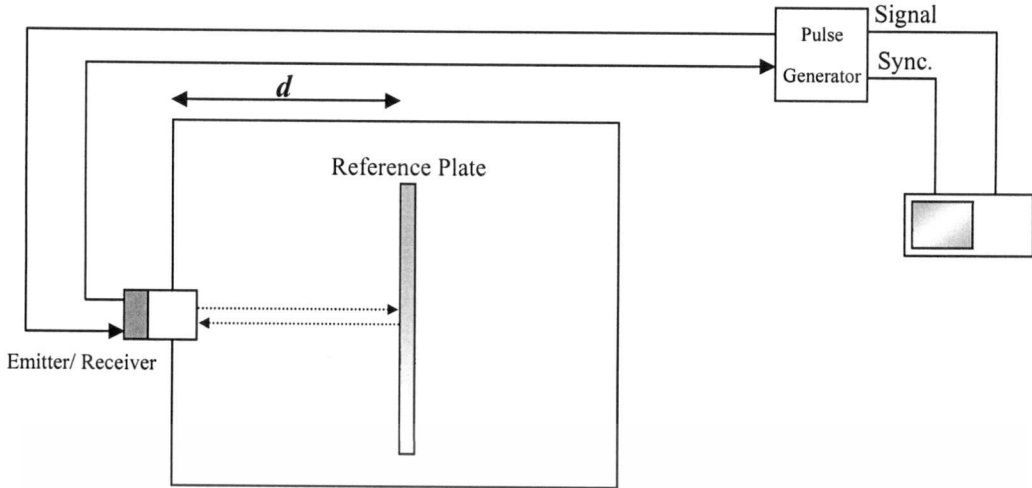
รูปที่ 3.26 การวัดเพื่อปรับเทียบในโหมคส่งผ่าน

$$\frac{Y_{m_{cal}}(\omega)}{X_{m_{cal}}(\omega)} = H_{m_{cal}}(\omega) = \exp(-i\omega \frac{d}{c_0}) D_{CAL}(S_{CAL}) U_T(\omega) U_R(\omega) \quad (3.66)$$

- โหมคสะท้อน จะเป็นไปในลักษณะเดียวกันแต่ใช้แผ่นอ้างอิง (Reference Plate) เพื่อสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์กลับไปที่ทรานส์ดิวเซอร์โดยปกติแล้วแผ่นสะท้อนจะทำจากโลหะชนิดใดก็ได้แต่ที่นิยมใช้คือ อลูมิเนียม ตำแหน่งของการวางแผ่นอ้างอิงให้วางตำแหน่งเดียวกันกับวัตถุดังแสดงให้เห็นดังรูปที่ 3.27 และ $H_{m_{cal}}(\omega)$ เป็นสัญญาณที่ได้จากการวัดซึ่งสามารถอธิบายได้โดย $H_{cal}(P, \omega)$ นอกจากนี้การใช้ทรานส์ดิวเซอร์ตัวเดียวกันดังนั้น $U_T(\omega)$ และ $U_R(\omega)$ สามารถลดรูปได้เหลือเพียง $U(\omega)$ ดังสมการที่ (3.67)

$$H_{m_{cal}}(\omega) = H_{cal}(P, \omega) U(\omega) \quad (3.67)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.27 การปรับเทียบใน โหมดสะท้อน

ดังนั้นสามารถเขียน $H_{m_{cal}}(\omega)$ ใหม่ได้เป็นสมการที่ (3.68)

$$\frac{Y_{m_{cal}}(\omega)}{X_{m_{cal}}(\omega)} = H_{m_{cal}}(\omega) = D_{m_{cal}}(S_1)R(\omega)\exp(-i\phi_1)U(\omega) \quad (3.68)$$

โดย $H_{m_{cal}}(\omega)$ คือสเปกตรัมที่ได้จากการวัดสำหรับการปรับเทียบใน โหมดสะท้อน และ $H_{cal}(P,\omega)$ ในรูปแบบจำลองพารามเมตริกสามารถอธิบายได้ดังสมการที่ (3.69) [36]

$$H_{cal}(P,\omega) = D_{m_{cal}}(S_1)R(\omega)\exp(-i\phi) \quad (3.69)$$

จากสมการ (3.67) $U(\omega)$ สามารถอธิบายได้ตามสมการที่ (3.70)

$$U(\omega) = \frac{H_{m_{cal}}(\omega)}{H_{cal}(P,\omega)} \quad (3.70)$$

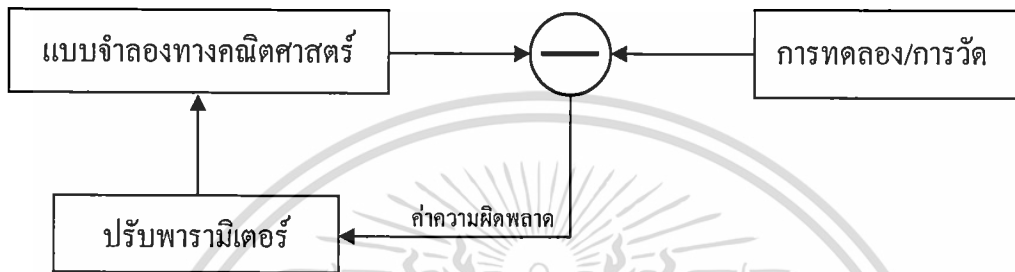
แทนสมการ (3.70) ในสมการ (3.61) ดังนั้น $H_s(P,\omega)$ สามารถเขียนใหม่ได้เป็นสมการที่ (3.71) จะเห็นว่า $U(\omega)$ หายไปอยู่ในรูปการปรับเทียบที่เป็น $H_{m_{cal}}(\omega)$ และ $H_{cal}(P,\omega)$

$$H_s(P,\omega) = \frac{H(P,\omega)H_{m_{cal}}(\omega)}{H_{cal}(P,\omega)} \quad (3.71)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4 วิธีการแสดงเอกลักษณ์แบบพารามตริก (Parametric Identification Method)

การแสดงเอกลักษณ์แบบพารามตริกเป็นเทคนิคที่ใช้ในการหาพารามิเตอร์ของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ (Mathematical Model) ที่สร้างขึ้น ซึ่งแบบจำลองทางคณิตศาสตร์นั้นต้องสัมพันธ์กับค่าจากการทดลองหรือค่าที่ได้จากการวัด หรืออาจกล่าวได้อีกนัยหนึ่งว่านำค่าจากการทดลองเป็นเป้าหมายแล้วปรับค่าในแบบจำลองให้ใกล้เคียงกับค่าจากการทดลอง เมื่อเสร็จสิ้นกระบวนการจะได้พารามิเตอร์ภายในของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์นั้น โดยสามารถอธิบายได้ดังรูปที่ 3.28

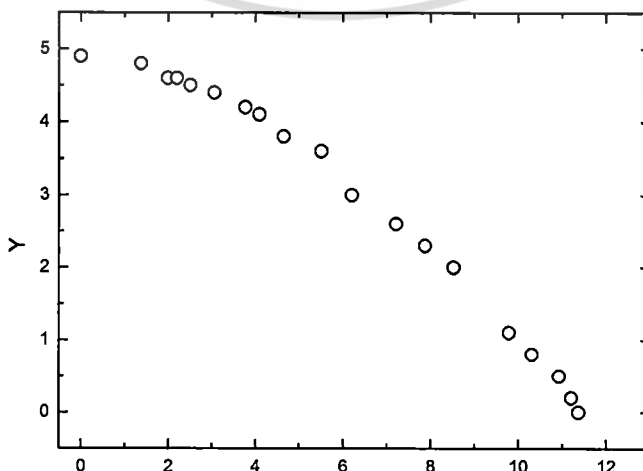


รูปที่ 3.28 หลักการแสดงเอกลักษณ์แบบพารามตริก

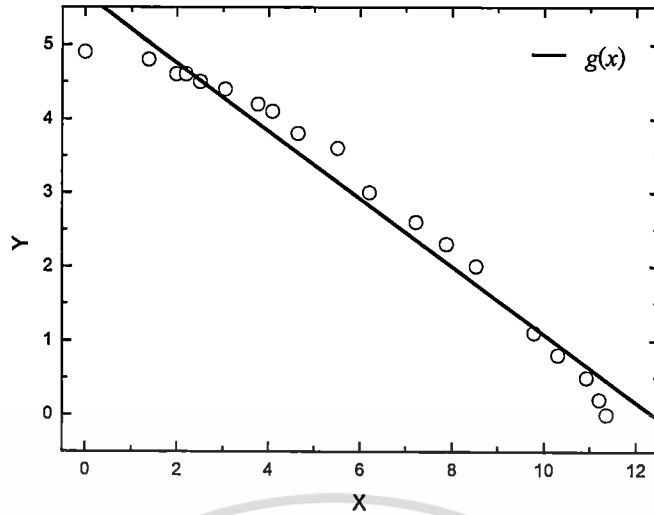
โดยปกติแล้ววิธีการแสดงเอกลักษณ์แบบพารามตริกจะใช้กับฟังก์ชันถ่ายโอน อย่างไรก็ตามวิธีการแสดงเอกลักษณ์ไม่ใช่วิธีที่ไม่มีข้อผิดพลาดเลย แต่ขึ้นอยู่กับว่าผู้ใช้สามารถสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่เหมาะสมกับระบบที่ต้องการมากน้อยเพียงใด และการปรับค่าพารามิเตอร์วิธีการหนึ่งที่ใช้กันคือ กำลังสองน้อยที่สุด (Least Square) ดังสมการที่ 3.72

$$E = \sum_{i=1}^N [y_i - g(x_i)]^2 \quad (3.72)$$

โดย E คือค่าความผิดพลาดทั้งหมด, y_i คือค่าจากการทดลองหรือค่าที่วัดได้ดังรูปที่ 3.29, $g(x_i)$ คือฟังก์ชันที่สร้างขึ้นหรือแบบจำลองทางคณิตศาสตร์จากกระบวนการกำลังสองน้อยที่สุดเพื่อใช้อธิบายข้อมูลจากการทดลองแสดงได้ดังรูปที่ 3.30

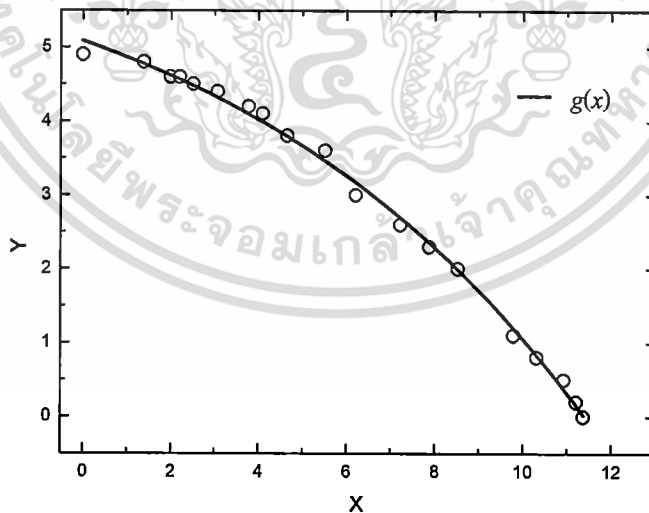


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 3.29 y_i ที่ได้จากการทดลอง



รูปที่ 3.30 ฟังก์ชัน $g(x)$ ที่ได้จากการบวนการกำลังสองน้อยที่สุดแบบเชิงเส้น

สมการ $g(x) = mx + c$ เมื่อ $m = -0.45838$ และ $c = 0.566409$ (จากรูปที่ 3.30) สามารถใช้การปรับค่ากำลังสองน้อยที่สุดแบบเชิงเส้น (Linear Least Square) ใดๆก็ตามภายหลังการปรับค่า $g(x)$ ที่ได้จะเป็นสมการเส้นตรงที่มีความสอดคล้องกับข้อมูลน้อย ดังนั้นหากทำการปรับปรุงสมการ $g(x)$ ใหม่เป็นแบบกำลังสองน้อยที่สุดแบบไม่เป็นเชิงเส้น (Nonlinear Least Square) ดังแสดงในสมการที่ (3.73)



รูปที่ 3.31 ฟังก์ชัน $g(x)$ ที่ได้จากการบวนการกำลังสองน้อยที่สุดแบบไม่เป็นเชิงเส้น

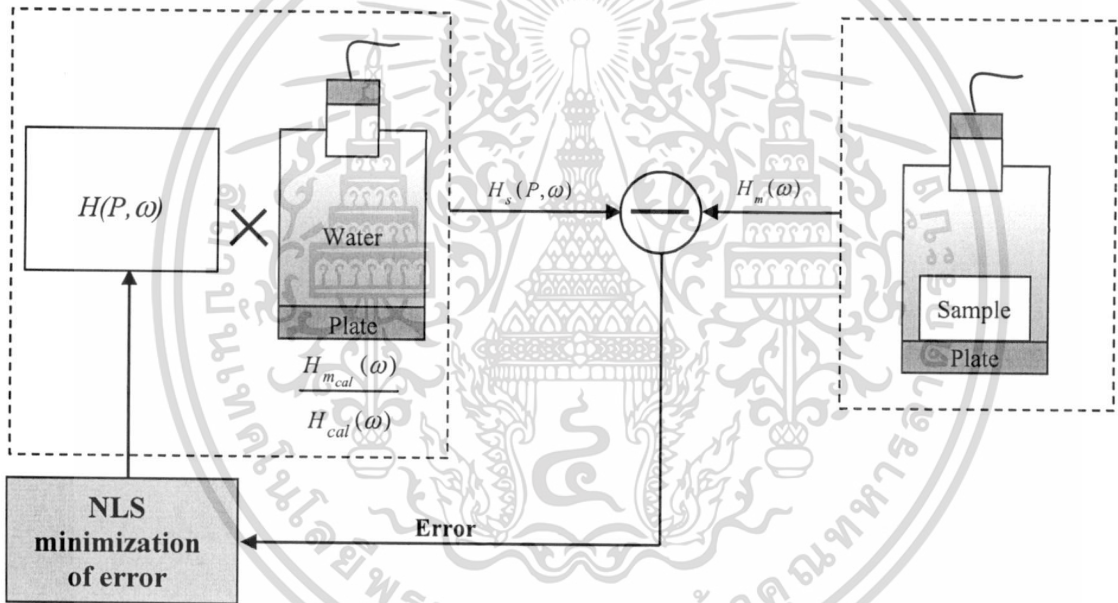
ผลลัพธ์จากการปรับพารามิเตอร์แสดงได้ดังรูปที่ 3.32 โดย $g(x)$ ใหม่แสดงดังสมการที่ (3.73)

$$g(x) = A_0 + A_1 e^{\frac{-x}{A_2}} \quad (3.73)$$

เมื่อ $A_0 = 6.80045$, $A_1 = -1.7134$, $A_2 = -8.2683$ คือค่าคงที่ที่เป็นผลลัพธ์จากการปรับค่าพารามิเตอร์ การคำนวณค่าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในกรณีประยุกต์ใช้การแสดงเอกลักษณ์แบบพารามตริกกับแบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์เพื่อหาพารามิเตอร์ทางฟิสิกส์ (ความหนา ความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์ ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน) สามารถทำได้โดยใช้สมการที่ 3.71 โดยสามารถอธิบายได้ดังรูปที่ 3.32 จากที่กล่าวมาข้างต้นแบบจำลองที่คิดการเลี้ยวเบนในโหมดสะท้อนมีตัวแปรที่สำคัญหลายค่าอาทิเช่น $c(\omega)$, ความหนาของวัตถุ และความหนาแน่น เมื่อหาค่าสเปกตรัมของ $H_s(\omega)$ จากสมการที่ 3.71 ที่คำนวณจากแบบจำลองทางคณิตศาสตร์จะไม่เท่ากับค่าสเปกตรัมที่วัดได้จากการทดลอง ($H_m(\omega)$) จึงจำเป็นต้องมีวิธีการปรับแต่ง $H_s(\omega)$ ให้มีค่าใกล้เคียงกับ $H_m(\omega)$ โดยดัดแปลงสมการที่ (3.72) ใหม่ให้อยู่ในรูปของ $H_s(\omega)$ โดยวิธีกำลังสองน้อยที่สุดแบบไม่เป็นเชิงเส้นได้เป็นสมการที่ (3.74)

$$E = \sum_{j=1}^N \left\{ \left| \frac{H(P, \omega) H_{m_{cal}}(\omega)}{H_{cal}(P, \omega)} - |H_m(\omega)| \right|^2 \right\} \quad (3.74)$$



รูปที่ 3.32 การแสดงเอกลักษณ์แบบพารามตริกที่สอดคล้องกับสมการที่ (3.71)

$H(P, \omega)$ เป็นค่าที่ได้จากการคำนวณในกรณีโหมดสะท้อนซึ่งเป็นแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่สร้างขึ้นที่มีตัวแปรที่บ่งบอกค่าต่างๆข้างในดังสมการที่ (3.62) นอกจากนี้ $H_{cal}(P, \omega)$ เป็นแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการปรับเทียบดังแสดงไว้ในสมการที่ (3.69) $H_{cal}(P, \omega)$ โดยมี $H_{m_{cal}}(\omega)$ เป็นค่าที่ได้จากการทดลองในขณะที่ปรับเทียบดังที่อธิบายในรูปที่ 3.26 ดังนั้นหากว่าค่าที่ได้จากการคำนวณไม่เท่ากับค่าจากการทดลอง ก็ทำการปรับค่าตัวแปรใน $H(P, \omega)$ และ $H_{cal}(P, \omega)$ จนกว่าจะมีค่าน้อยกว่าค่าความผิดพลาด (Error) ที่กำหนดไว้ ซึ่งกระบวนการที่ทำการปรับค่านั้นอาจทำได้โดยใช้สมการที่ (3.75)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สงวนไว้ซึ่งงานที่คิดหาและพัฒนาขึ้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 [New Parameter] = [Old Parameter] + [Adaption Gain] [Measured Signal][Error] (3.75)
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

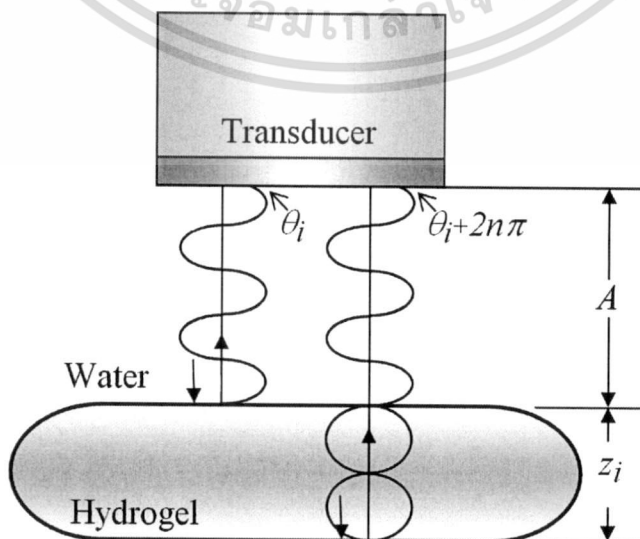
โดย New Parameter คือเวกเตอร์ที่บรรจพารามิเตอร์ที่ต้องการค่าใหม่ที่ถูกปรับปรุง, Old Parameter คือเวกเตอร์ที่บรรจพารามิเตอร์ค่าเก่า, Adaption Gain คืออัตราการปรับปรุง, Measured Signal คือค่าที่วัดได้, Error คือค่าความผิดพลาด

เมื่อพิจารณาสมการที่ (3.75) กระบวนการปรับค่าต้องอาศัยเวกเตอร์พารามิเตอร์ค่าเก่า นั้นหมายความว่าต้องทราบเวกเตอร์นี้ก่อนการคำนวณในครั้งแรก หรือค่าเริ่มต้น (Initial Value) อย่างไรก็ตามในรูปแบบที่ 3.2 จะเห็นได้ว่าหากวัตถุมีขนาดเล็กลง หรือบางลงช่วงเวลา t ระหว่างสองสัญญาณดังกล่าวจะน้อยลงด้วย และหากวัตถุมีความบางมากจนช่วงเวลา t ไม่มีหรือยากในการหาความแตกต่างดังแสดงในรูปแบบที่ 3.34 (b) เป็นสัญญาณอัลตราซาวด์วัฏขณะที่มีเนื้อเยื่อ ซึ่งเป็นสัญญาณในงานวิจัยที่ [75] ในขณะที่รูปที่ 3.34 (a) เป็นสัญญาณที่วัฏขณะไม่มีเนื้อเยื่อ ดังนั้นสมการที่ (3.3) จึงไม่สามารถใช้ในการคำนวณได้

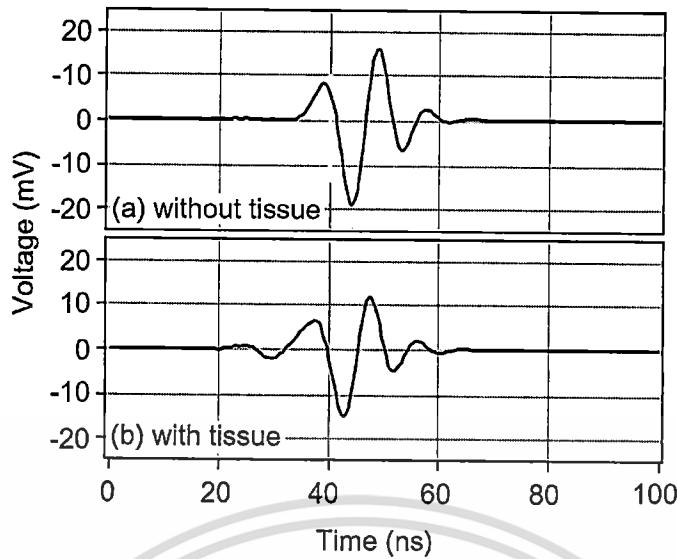
เพื่อแก้ปัญหาดังกล่าวได้มีความพยายามในการหาความหนาของวัตถุโดยใช้สเปกตรัมของสัญญาณอัลตราซาวด์ จุดเด่นของวิธีการนี้คือไม่จำเป็นต้องทราบค่าความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์ในวัตถุก่อนการคำนวณเพราะสามารถหาได้พร้อมกัน เมื่อพิจารณารูปที่ 3.33 ความถี่ที่จุดสูงสุดของสเปกตรัม (f) คือการแทรกสอดกันของคลื่นอัลตราซาวด์ระหว่างผิวด้านบนและด้านล่างของวัตถุ ดังสมการ (3.76)[75]

$$2\pi f \frac{2z_i}{c_i} = 2n\pi \tag{3.76}$$

โดย f คือ ความถี่ที่จุดสูงสุดของสเปกตรัม, z_i คือ ความหนาของวัตถุ (m), n คือ เลขจำนวนเต็มตามการครบรอบของแอมพลิจูดสเปกตรัม, c_i คือ ความเร็วของอัลตราซาวด์ (m/s)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ทำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 3.33 การคำนวณหาความหนาและความเร็วจากแอมพลิจูดและเฟสสเปกตรัม
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.34 สัญญาณอัลตราซาวด์จากการวัดเนื้อเยื่อที่มีความบางมาก [75]

และเมื่อความเร็วของอัลตราซาวด์ในวัตถุมากกว่าในน้ำความสัมพันธ์ระหว่าง f_i และ θ_i สามารถประมาณได้ดังสมการที่ (3.77) [75]

$$2\pi f_i \times \frac{2z_i}{c_0} \approx \theta_i + 2n\pi \quad (3.77)$$

โดย θ_i คือ มุมเฟส (Phase Angle) ที่สอดคล้องกับ f_i , c_0 คือความเร็วเสียงในน้ำ ทั้งนี้สมการที่ (3.77) สามารถเพิ่มความถูกต้องของการประมาณความหนาให้มากขึ้นโดยใช้การเฉลี่ยของทุกๆ ค่าของความถี่ f_i ดังสมการที่ (3.78) [76]

$$z_{ave} = \frac{z_1 + z_2 + z_3 + \dots + z_N}{N} = \frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N \frac{c_0 (\theta_i + 2n\pi)}{4\pi f_i} \quad (3.78)$$

โดย z_{ave} คือ ความหนาเฉลี่ย (m), N คือ จำนวนของ f_i หากนำสมการที่ (3.77) ลง ด้วยสมการที่ (3.76) สามารถหา θ_i ได้ดังสมการที่ (3.79) [76]

$$\theta_i = 2\pi f_i 2z_i \left(\frac{1}{c_0} - \frac{1}{c_i} \right) \quad (3.79)$$

โดยสามารถจัดสมการ (3.79) ใหม่เพื่อหา c_i ได้ดังสมการที่ (3.80) [76]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$c_i = \left(\frac{1}{c_0} - \frac{\theta_i}{4\pi f_i z_i} \right)^{-1} \quad (3.80)$$

ในทำนองเดียวกันกับสมการที่ (3.78) สมการที่ (3.80) สามารถเพิ่มความถูกต้องจากการเฉลี่ยความเร็วในทุกๆ f_i ได้ดังสมการที่ (3.81)[76]

$$c_{ave} = \frac{c_1 + c_2 + c_3 + \dots + c_N}{N} = \frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N \left(\frac{1}{c_0} - \frac{\theta_i}{4\pi f_i z_i} \right)^{-1} \quad (3.81)$$

ในบทต่อไปเป็นการกล่าวถึงกรณำทฤษฎีที่กล่าวไว้ในบทที่ 3 ไปใช้จริง

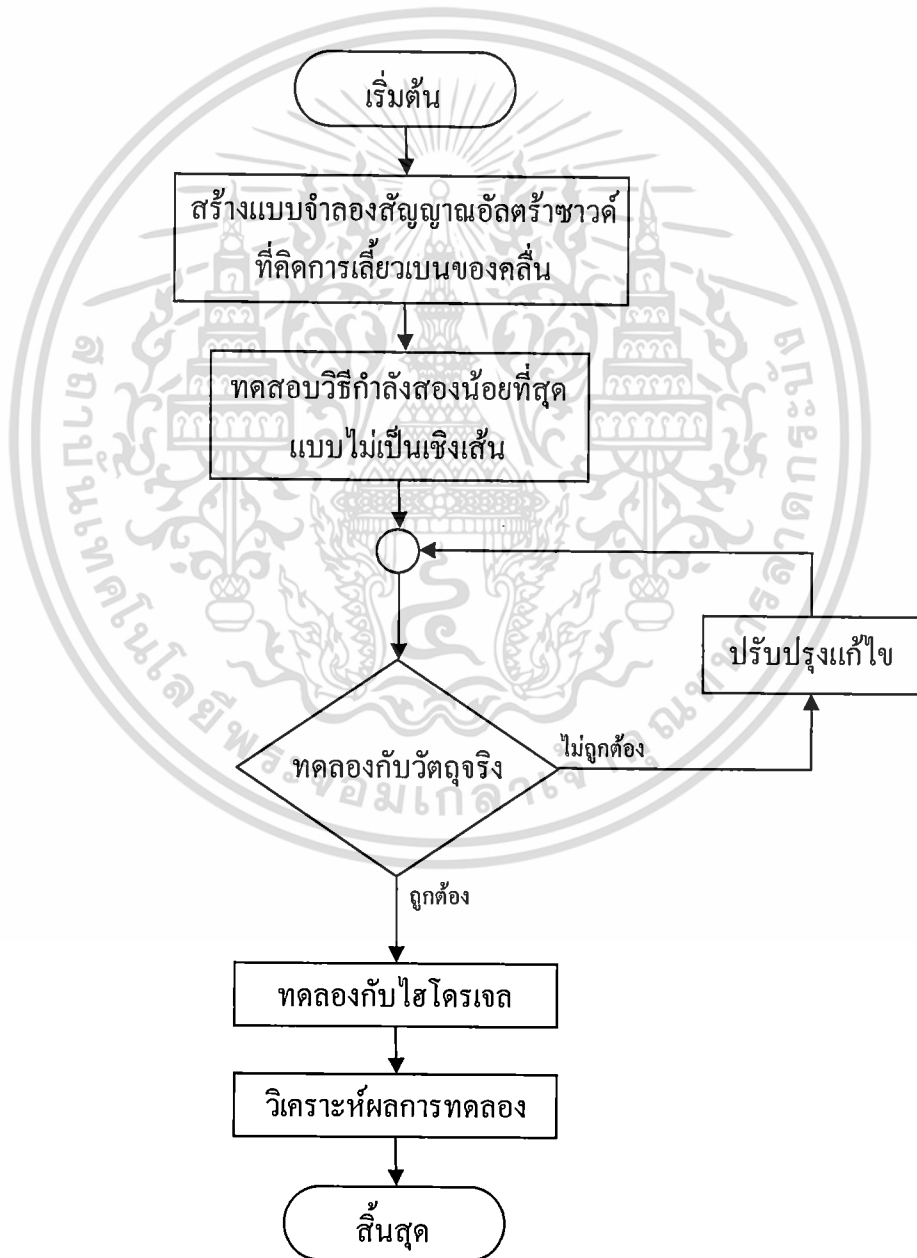


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

วิธีการทดลอง ผลการทดลอง และวิเคราะห์ผล

บทนี้กล่าวถึงขั้นตอน วิธีการทดลอง ผลการทดลอง และวิเคราะห์ผล โดยสามารถอธิบายเป็นผังการดำเนินงานดังรูปที่ 4.1 เริ่มต้นด้วยการสร้างแบบจำลองสัญญาณอัตราตัวที่คิดการเกี่ยวเบนของคลื่นเพื่อยืนยันความถูกต้องของสมการ จากนั้นทดสอบวิธีกำลังสองน้อยที่สุดแบบไม่เป็นเชิงเส้น นอกจากนี้ยังได้ทดลองกับวัตถุจริง และทดลองกับไฮโดรเจลเป็นกระบวนการสุดท้าย



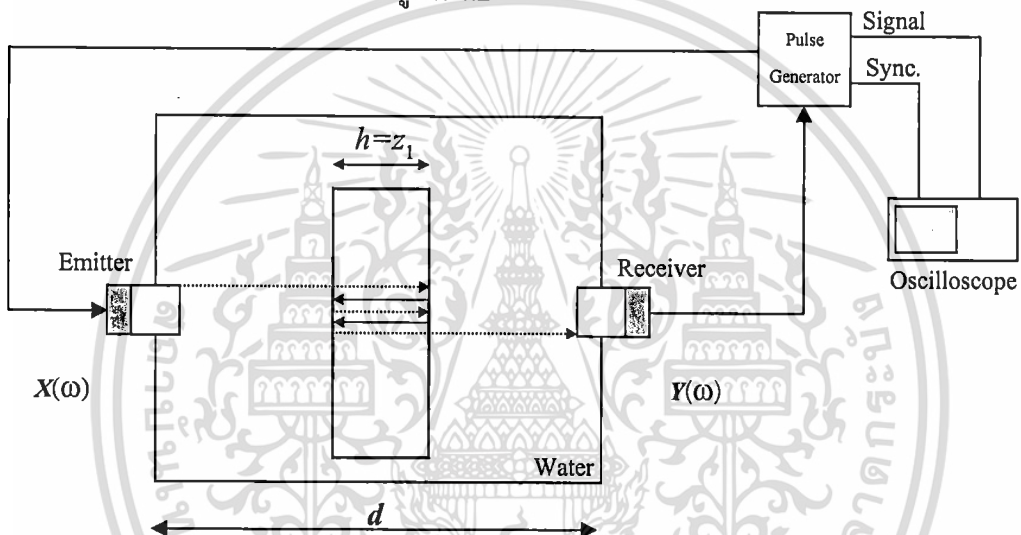
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับรูปที่ 4.1 ขั้นตอนการดำเนินการ ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1 สร้างแบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ที่คิดการเลี้ยวเบนของคลื่น

การสร้างแบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ที่คิดการเลี้ยวเบนของคลื่นสามารถทำได้โดย 2 โหมดดังนี้

4.1.1 แบบจำลองในโหมดส่งผ่าน

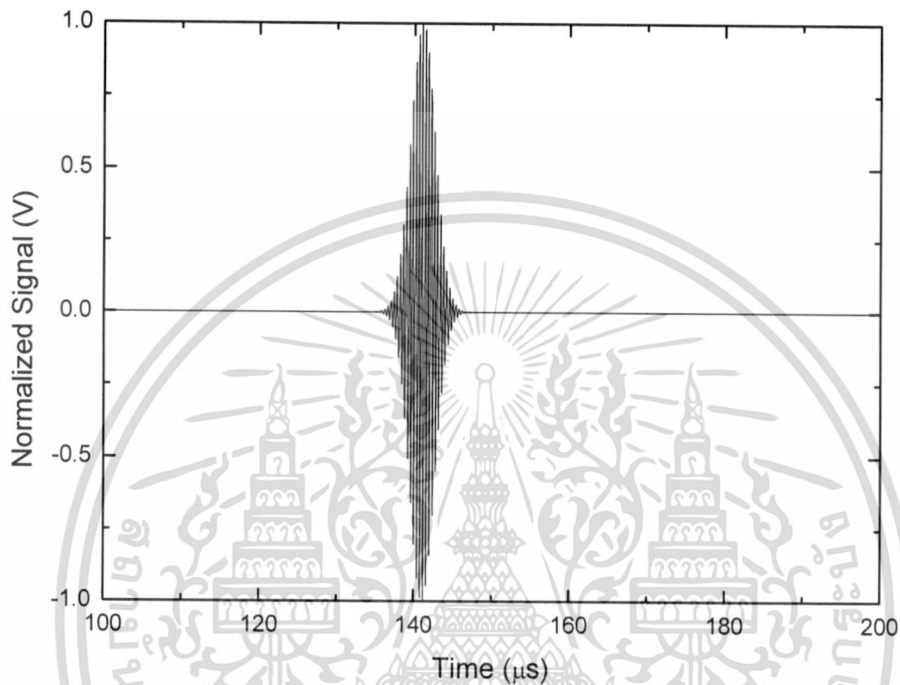
การสร้างแบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ในโหมดนี้ใช้สมการที่ (3.56) โดย $Y(\omega)$ คือผลลัพธ์ของแบบจำลองที่อยู่ในโดเมนความถี่ซึ่งต้องทำการแปลงฟูริเยร์แบบผกผัน (Inversed Fourier Transform) ให้อยู่ในรูป $y(t)$ ซึ่งอยู่ในโดเมนเวลา ดังนั้นก่อนการสร้างแบบจำลองต้องกำหนดรูปแบบการทดลองก่อนเพราะจะมีผลต่อความถูกต้องของแบบจำลอง ในที่นี้เลือกใช้โหมดส่งผ่าน โดยได้ออกแบบการทดลองไว้ดังรูปที่ 4.2



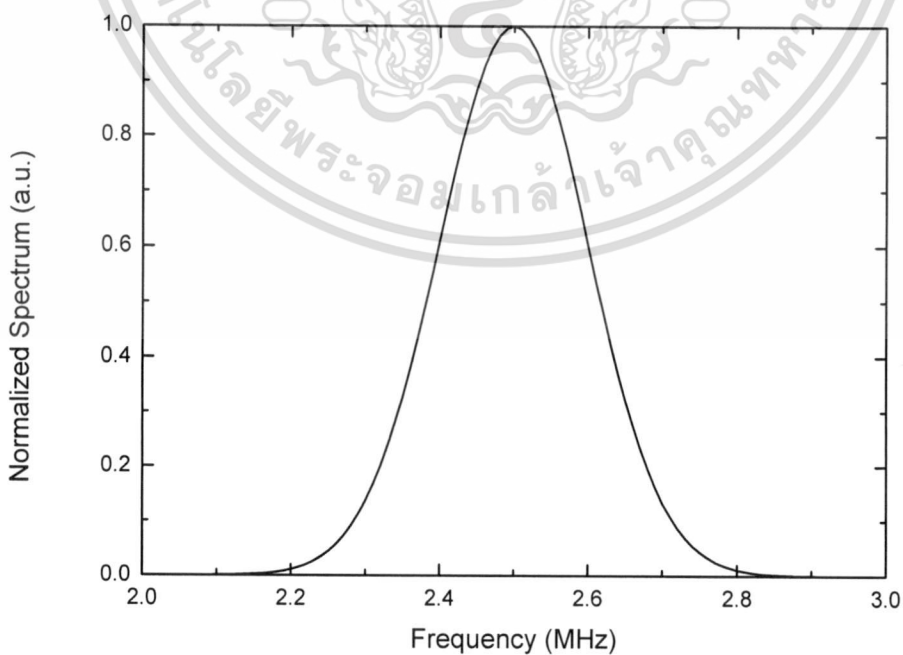
รูปที่ 4.2 รูปแบบการทดลองในโหมดส่งผ่าน

แบบจำลองในโหมดนี้ประกอบด้วยทรานส์ดิวเซอร์ 2 ตัว วางอยู่ในตำแหน่งตรงข้ามกัน โดยทรานส์ดิวเซอร์ตัวส่งต่ออยู่กับเครื่องกำเนิดสัญญาณพัลส์เมื่อทรานส์ดิวเซอร์ตัวส่งถูกกระตุ้นจะกำเนิดคลื่นอัลตราซาวด์แพร่กระจายผ่านน้ำกระทบแบบตั้งฉากกับวัตถุ และทะลุผ่านเข้าสู่ตัวรับจากนั้นทรานส์ดิวเซอร์ตัวรับจะแปลงคลื่นอัลตราซาวด์เป็นสัญญาณไฟฟ้าส่งต่อไปยังออสซิลโลสโคป สามารถจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ได้โดยการพิจารณาสมการที่ (3.56) พบว่าการคำนวณต้องทำการหา $D_T(S_k)$ ก่อน ซึ่ง S_k หาจากสมการที่ (3.58) ดังนั้นตัวแปรที่ต้องทราบค่าก่อนการคำนวณมีดังนี้ $c_0=1500$ m/s, $h=2$ cm, $a=0.75$ cm, $d=20$ cm และ k คือตัวแปรที่ใช้ในการวนซ้ำ (ไม่ใช่เลขคลื่น) เพื่อหาคลื่นสะท้อน (Multiple Reflection) โดยจำนวนคลื่นสะท้อนทั้งหมดถูกกำหนดโดย p ในสมการที่ (3.56) นั่นเอง เมื่อทราบค่า S_k แล้วให้นำไปแทนค่าในสมการที่ (3.52) เพื่อหา $D_T(S_k)$ โดย J_0, J_1 คือเบสเซลฟังก์ชันลำดับที่ 0 และ 1 ชั้นตอนต่อมาต้องคำนวณหา $T_{wL}(\omega)$ และ $R_{sp}(\omega)$ จากสมการที่ (3.55) และสมการที่ (3.57) ตามลำดับ ซึ่งค่าคงที่ที่ใช้ในการคำนวณมีดังนี้ $\rho_0=1000$ kg/m³, $\rho_s=1244$ kg/m³, $c_s=2567.1$ m/s คำนวณหา ϕ_k จากสมการที่ (3.59) ในเบื้องต้นการไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตอบสนองความถี่ของทรานส์ดิวเซอร์ที่ตัวส่งจะยังไม่พิจารณา ดังนั้น $U_T(\omega) = U_R(\omega) = 1$ ในการทดลองจริงค่าทั้งสองนี้จะถูกหักล้างด้วยการปรับเทียบระบบการวัด โดยผลของการคำนวณจากสมการที่ (3.56) เมื่อกำหนดให้ไม่มีคลื่นสะท้อนทั้งในโดเมนเวลาและความถี่ แสดงได้ดังรูปที่ 4.3 ซึ่งสัญญาณที่สร้างขึ้นมีความถี่ทรานส์ดิวเซอร์ที่ 2.5 MHz



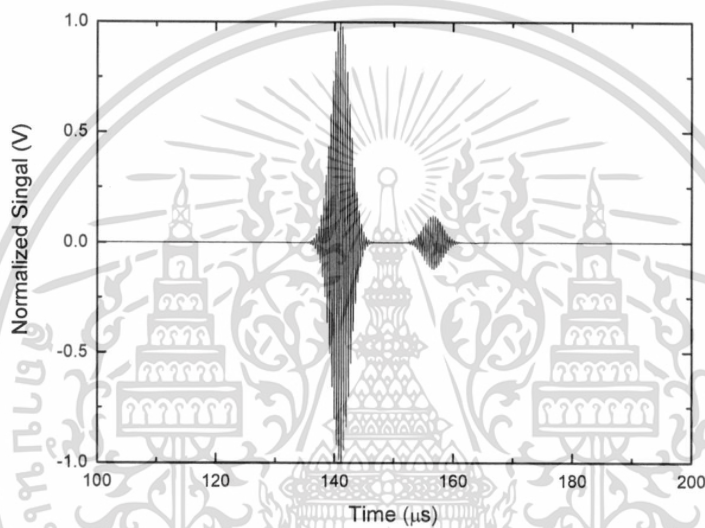
(ก) สัญญาณจำลองในโดเมนเวลา



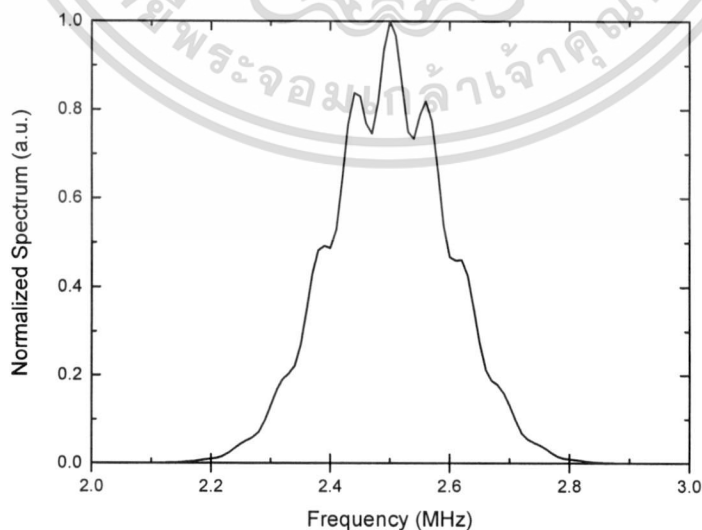
(ข) สัญญาณจำลองในโดเมนความถี่

รูปที่ 4.3 สัญญาณอัลตราซาวด์ที่สร้างขึ้นจากแบบจำลองในโหมดส่งผ่าน เมื่อ $p=1$
 เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ของกรมส่งเสริมการค้าระหว่างประเทศ กระทรวงพาณิชย์ ใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในกรณีที่ต้องการสร้างคลื่นสะท้อน 1 คลื่น ต้องกำหนดให้ $p=2$ ในสมการที่ (3.56) ดังแสดงในรูปที่ 4.4 เมื่อพิจารณาการเกิดคลื่นสะท้อนในโหมดส่งผ่านดังรูปที่ 3.24 ($p=2$) คลื่นสะท้อนจะเดินทางไปและกลับภายในวัตถุ ดังนั้นสามารถทดสอบความถูกต้องได้จากตำแหน่งการเกิดคลื่นสะท้อนในรูปที่ 4.4 (ก) โดยใช้สมการที่ (3.3) ดังนี้ $c_L = c_S = 2567.1$ m/s, ระยะห่างระหว่างคลื่น $t=16$ μ s, ค่าวนหนา $L=20.5$ mm ดังนั้นสามารถสรุปได้ว่าค่า L สอดคล้องกับ $h=2$ cm ที่ใช้ในการสร้างสัญญาณอัลตราซาวด์ เมื่อเปลี่ยนสัญญาณในรูปที่ 4.4 (ก) ที่อยู่ในโดเมนเวลาไปอยู่ในโดเมนความถี่แสดงได้ดังรูปที่ 4.4 (ข) มีความถี่ทรานส์คิวเซอร์ที่ 2.5 MHz



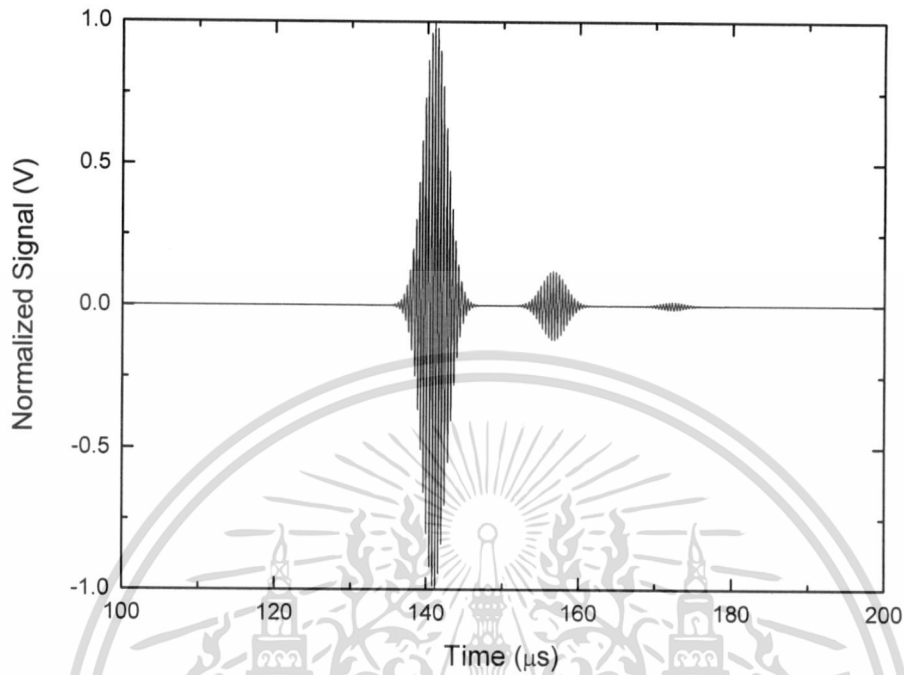
(ก) สัญญาณจำลองใน โดเมนเวลา



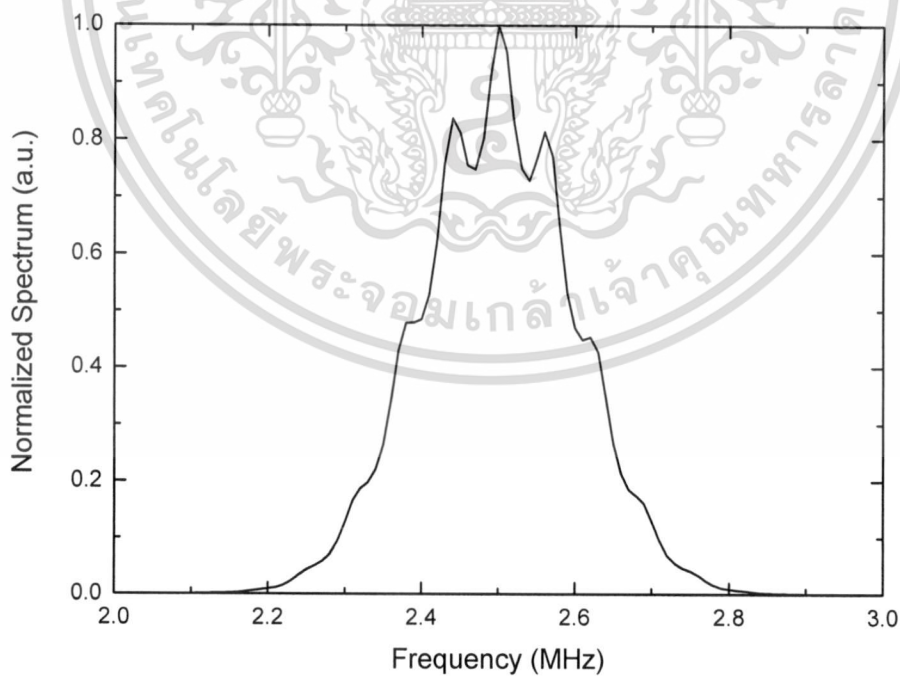
(ข) สัญญาณจำลองในโดเมนความถี่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับอาจารย์และบุคลากรที่ศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 4.4 สัญญาณอัลตราซาวด์ที่สร้างขึ้นจากแบบจำลองในโหมดส่งผ่าน เมื่อ $p=2$
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในทำนองเดียวกัน เมื่อ $p=3$ สัญญาณอัลตราซาวด์ที่สร้างขึ้นแสดงได้ดังรูปที่ 4.5 โดยใช้การคำนวณลักษณะเดียวกับที่อธิบายก่อนหน้านี้



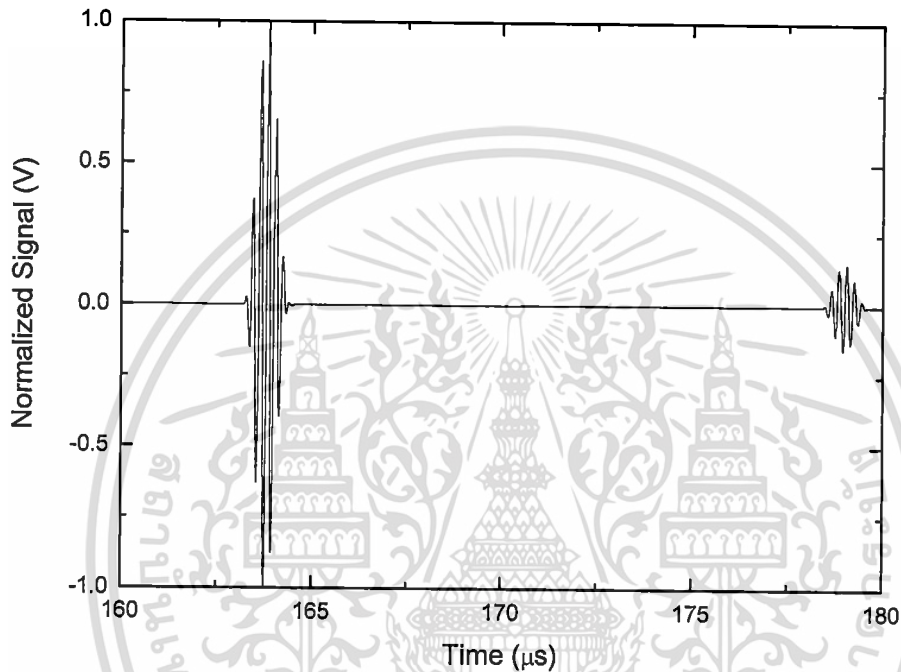
(ก) สัญญาณจำลองในโดเมนเวลา



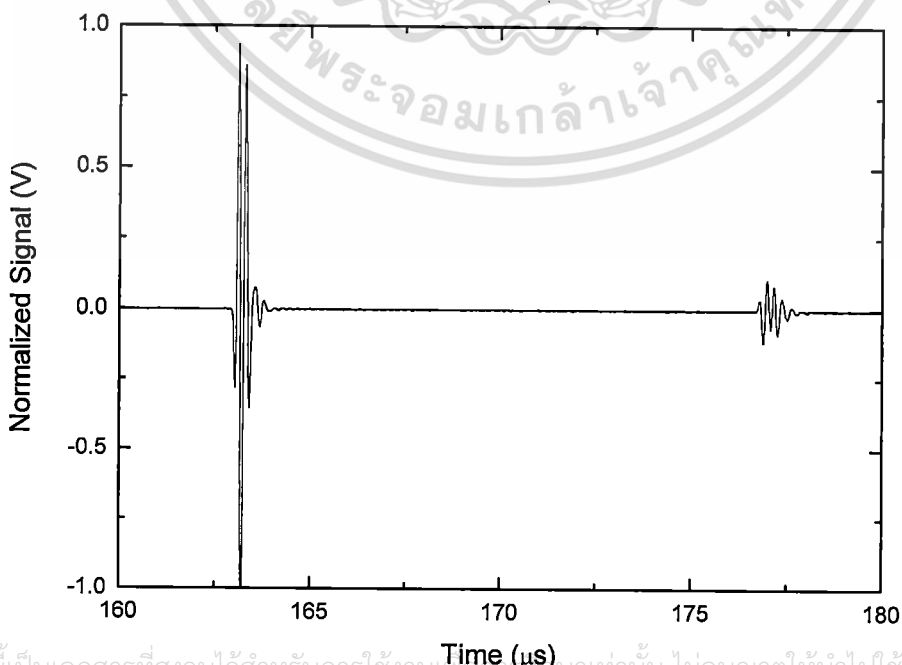
(ข) สัญญาณจำลองในโดเมนความถี่

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนไว้สำหรับการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ทำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 4.5 สัญญาณอัลตราซาวด์ที่สร้างขึ้นจากแบบจำลองในโหมดส่งผ่าน เมื่อ $p=3$
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเปรียบเทียบความถูกต้องการคำนวณสามารถทำได้โดยการนำผลการคำนวณจากแบบจำลองมาเปรียบเทียบกับการวัดจริง โดยสัญญาณอัลตราซาวด์ที่สร้างขึ้นจากแบบจำลองโดยสมการที่ (3.56) เมื่อ $p=2$ (มีคลื่นสะท้อน 1 คลื่น) และวัตถุเป็นพลาสติกใส (Plexiglas) แสดงในรูปที่ 4.6 ซึ่งสัญญาณอัลตราซาวด์จากการวัดจริงจากวัตถุชนิดเดียวกัน และมีขนาดเท่ากับค่าคงที่ที่กำหนดในแบบจำลองแสดงในรูปที่ 4.7 สามารถสรุปผลได้ว่าสมการที่ (3.56) ถูกต้องสามารถนำไปใช้งานได้



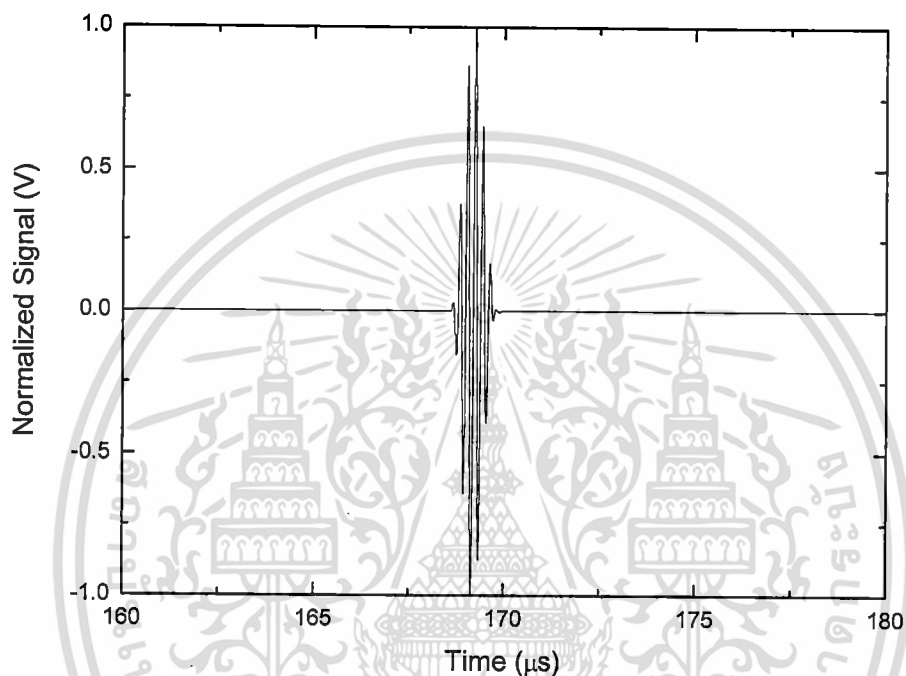
รูปที่ 4.6 สัญญาณอัลตราซาวด์ที่สร้างขึ้นจากแบบจำลองในโดเมนเวลา



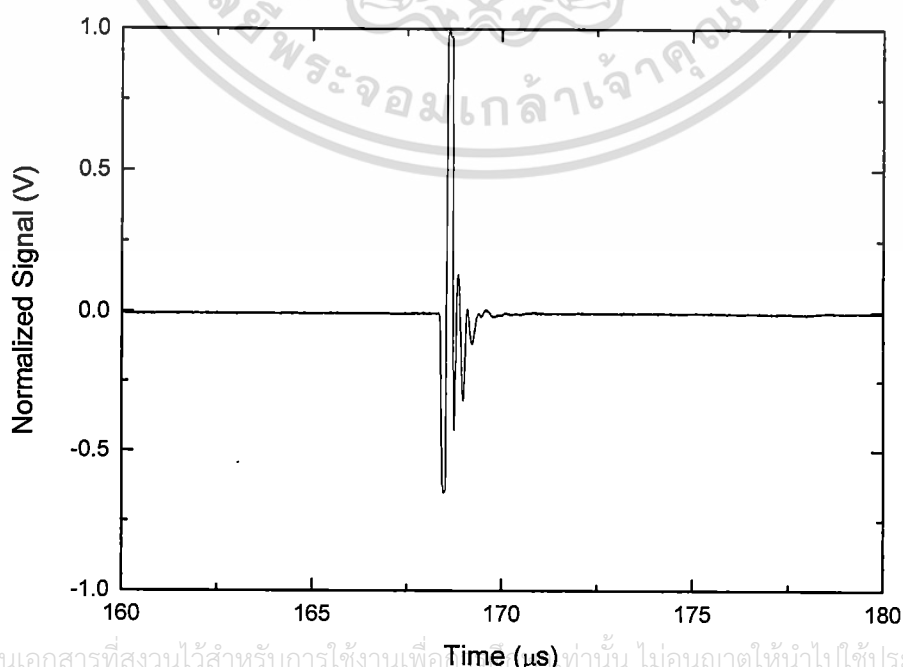
รูปที่ 4.7 สัญญาณอัลตราซาวด์ที่วัดจริงจากการทดลองในโดเมนเวลา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น

นอกจากนี้การคำนวณการปรับเทียบในโหมดส่งผ่านสามารถทำได้โดยใช้สมการที่ (3.66) มีตัวแปรต่างๆ คล้ายกับ สมการที่ (3.56) ซึ่งมี $D_{CAL}(S_{CAL})$ เป็นฟังก์ชันการเลี้ยวเบนคล้ายกับ $D_T(S_T)$ นั้นหมายความว่าสามารถคำนวณได้โดยใช้สมการที่ (3.52) โดยให้ระยะทางในน้ำ $z=d=20$ cm ดังแสดงไว้ในรูปที่ 3.26 ผลการคำนวณสัญญาณอัลตราซาวด์ในโดเมนความถี่จากสมการที่ (3.66) แสดงได้ในรูปที่ 4.8 และการวัดจริงจากการทดลองแสดงในรูปที่ 4.9 จะเห็นได้ว่าตำแหน่งของสัญญาณอัลตราซาวด์มีความใกล้เคียงกันดังนั้นจึงสรุปได้ว่าแบบจำลองมีความถูกต้อง



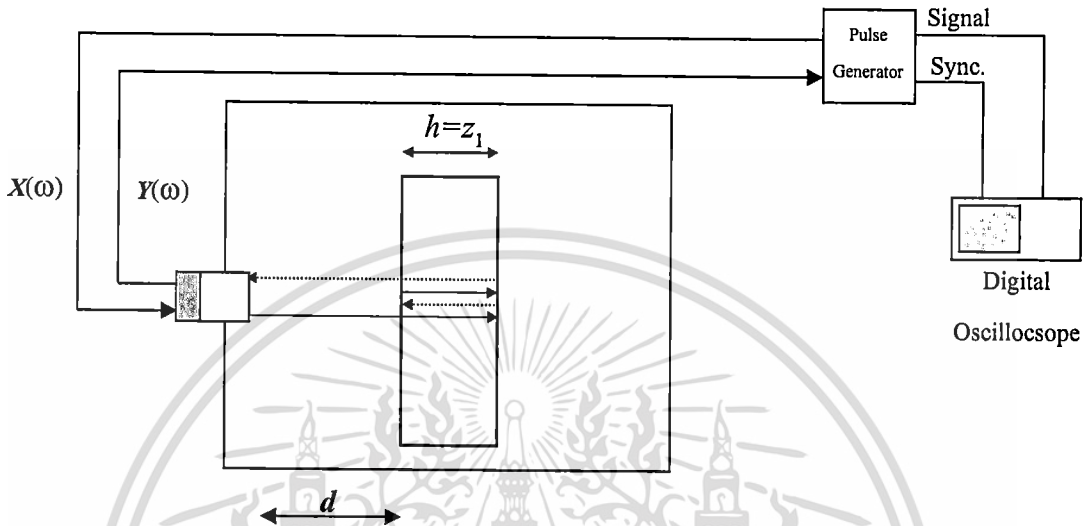
รูปที่ 4.8 สัญญาณอัลตราซาวด์ในแบบจำลองสำหรับการปรับเทียบ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อ Time (μs) เท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น รูปที่ 4.9 สัญญาณอัลตราซาวด์จากการปรับเทียบในการวัดจริงทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.2 แบบจำลองในโหมดสะท้อน

การสร้างสัญญาณอัลตราซาวด์จำลองในโหมดสะท้อนจากทรานส์ดิวเซอร์ตัวเดียว เพื่อรับ และส่งสัญญาณจากพัลส์เจนเนอเรเตอร์ (Pulse Generator) สามารถทำได้ดังแสดงในรูปที่ 4.10

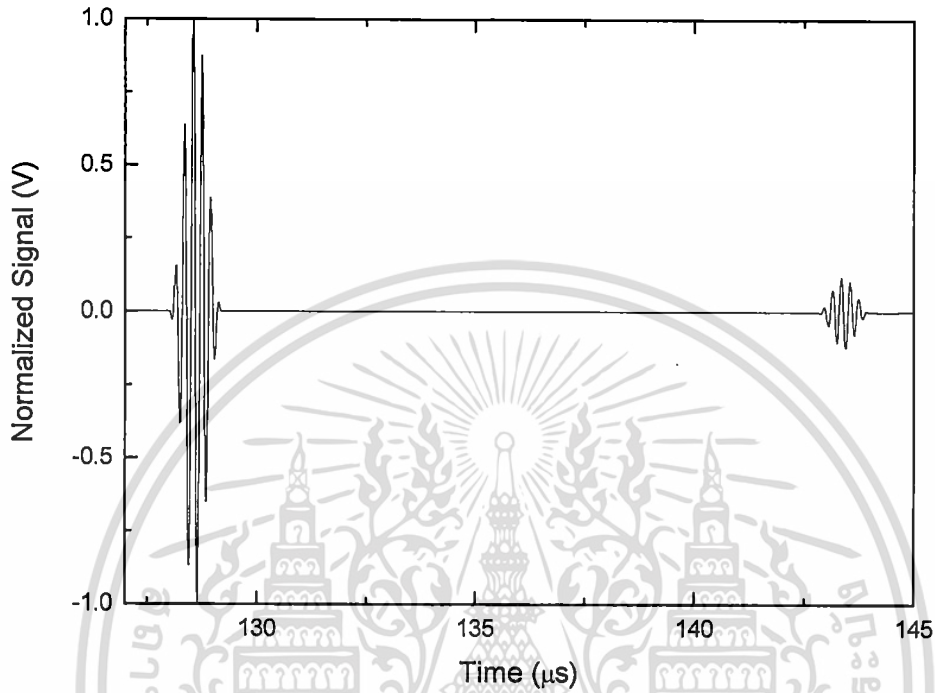


รูปที่ 4.10 รูปแบบการทดลองในโหมดสะท้อน

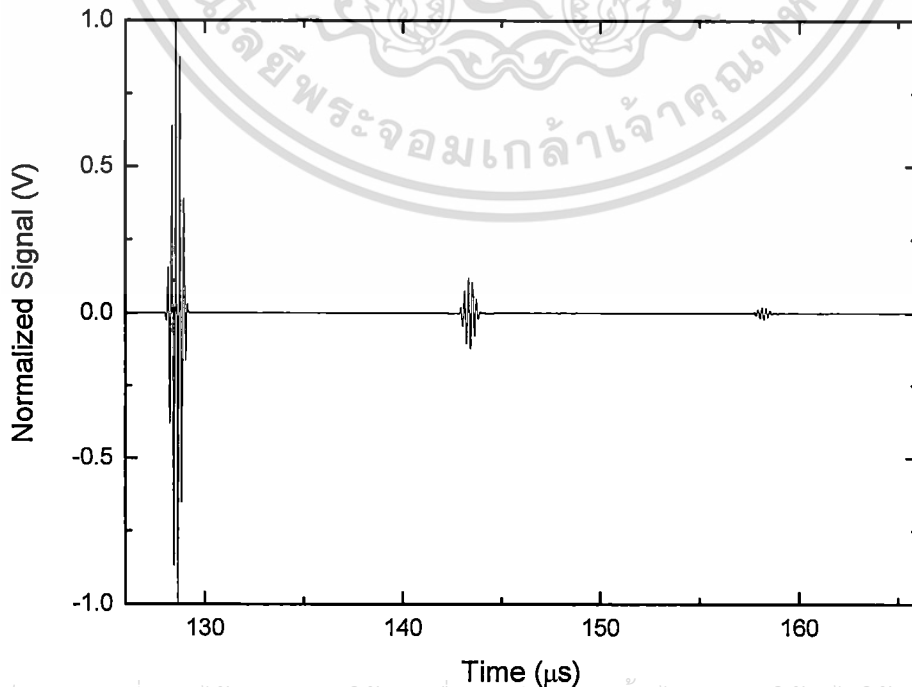
ให้สัญญาณ $X(\omega)$ คืออินพุตในโดเมนความถี่ส่งผ่านทรานส์ดิวเซอร์กำเนิดสัญญาณพัลส์ จากนั้นคลื่นอัลตราซาวด์เดินทางผ่านน้ำและวัตถุ สะท้อนกลับมายังทรานส์ดิวเซอร์ เป็น $Y(\omega)$ (พิจารณาเอาต์พุตเป็นสัญญาณอัลตราซาวด์จำลองที่อยู่ในโดเมนความถี่) ดังนั้นหากต้องการสัญญาณอัลตราซาวด์ในโดเมนเวลาต้องทำการแปลงฟูริเยร์แบบผกผัน (Inversed Fourier Transform) ให้อยู่ในรูป $y(t)$ จึงจะสามารถนำไปใช้งานต่อได้ ดังนั้นหากพิจารณาสมการที่ (3.62) แล้วพบว่าลักษณะการคำนวณจะคล้ายกับแบบจำลองในโหมดส่งผ่าน แต่สมการจะมีความซับซ้อนมากขึ้น วิธีการคำนวณต้องทำการหา $D(S_1)$ และ $D(S_k)$ ก่อนซึ่ง S_1 และ S_k หาได้จากสมการที่ (3.63) โดยมีค่าคงที่ที่ต้องทราบค่าก่อนการคำนวณมีดังนี้ $c_0=1500$ m/s, $h=1.9$ cm, $a=0.75$ cm, $d=z_0=20$ cm และ k คือตัวแปรที่ใช้ในการวนซ้ำ (ไม่ใช่เลขคลื่น) เพื่อหาคลื่นสะท้อน (Multiple Reflection) โดยจำนวนคลื่นสะท้อนทั้งหมดถูกกำหนดโดย p ในสมการที่ (3.63) เมื่อทราบค่า S_1 และ S_k แล้วให้นำไปแทนค่าในสมการที่ (3.52) เพื่อหา $D(S_1)$ และ $D(S_k)$ โดย J_0, J_1 คือเบสเซลฟังก์ชันลำดับที่ 0 และ 1 ขึ้นตอนต่อมาต้องคำนวณหา $R_{SB} = R_{PW}$ จากสมการที่ (3.57) และ T_{WL} จากสมการที่ (3.55) ตามลำดับ ซึ่งค่าคงที่ที่ใช้ในการคำนวณมีดังนี้ $\rho_0=1000$ kg/m³, $\rho_s=1244$ kg/m³, $c_s=2567.1$ m/s จากนั้นคำนวณหา ϕ_k จากสมการที่ (3.59) ผลของการคำนวณจากสมการที่ (3.62) เมื่อกำหนดให้มีคลื่นสะท้อนที่ถูกกำหนดโดย $p=2$ แสดงได้ดังรูปที่ 4.11 สามารถหาความหนาได้โดยใช้สมการที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(3.3) ให้ $c_L = c_s = 2567.1$ m/s, ระยะห่างระหว่างคลื่น $t = 15$ μ s, คำนวณหา $L = 19.25$ mm สอดคล้องกับ $h = z_1 = 1.9$ cm ในทำนองเดียวกันเมื่อ $p=3$ ดังแสดงในรูปที่ 4.12

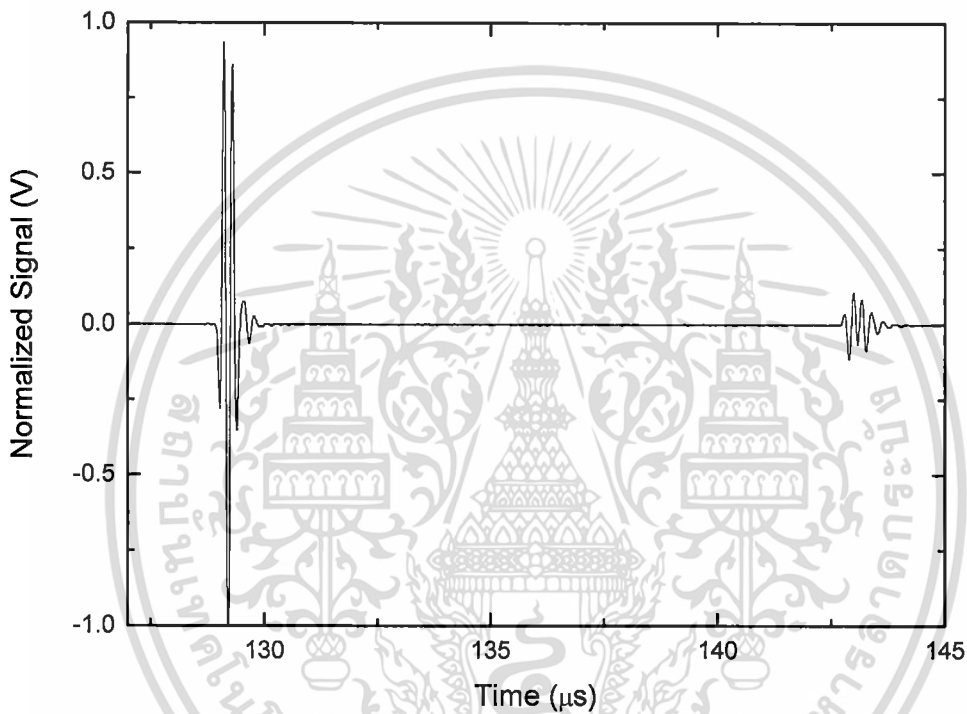


รูปที่ 4.11 สัญญาณอัลตราซาวด์ที่สร้างขึ้นจากแบบจำลองในโหมดสะท้อนเมื่อ $p=2$



เอกสารถีนี้เป็นเอกสารถีที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 4.12 สัญญาณอัลตราซาวด์ที่สร้างขึ้นจากแบบจำลองในโหมดสะท้อนเมื่อ $p=3$

สัญญาณอัลตราซาวด์ที่สร้างขึ้นจากแบบจำลองโดยสมการที่ (3.62) เมื่อ $p=2$ เมื่อวัตถุเป็น พลาสติกใส (Plexiglas) แสดงในรูปที่ 4.11 นั้นสามารถเปรียบเทียบกับสัญญาณอัลตราซาวด์จากการวัดจริงจากวัตถุชนิดเดียวกัน และมีขนาดเหมือนกับที่กำหนดในแบบจำลอง แสดงในรูปที่ 4.13 โดยใช้สมการที่ (3.3) ให้ $c_L = c_S = 2567.1$ m/s, ระยะห่างระหว่างคลื่น $t = 14.5$ μ s, จำนวนหา $L=18.61$ mm สอดคล้องกับ $h = 1.9$ cm สามารถสรุปผลได้ว่าสมการที่ (3.62) มีความถูกต้องสามารถนำไปใช้ในการสร้างสัญญาณอัลตราซาวด์ได้



รูปที่ 4.13 สัญญาณอัลตราซาวด์ที่วัดจริงจากการทดลองในโหมคสะท้อน

นอกจากนี้การปรับเทียบในโหมคสะท้อนสามารถทำได้โดยใช้สมการที่ (3.69) มีตัวแปรต่างๆคล้ายกับ สมการที่ (3.62) มี $D_{m_{cat}}(S_1)$ เป็นฟังก์ชันการเลี้ยวเบนคล้ายกับ $D(S_1)$ นั้นหมายความว่าสามารถคำนวณได้โดยใช้สมการ (3.52) และตัวแปรอื่นๆใช้วิธีการคำนวณคล้ายกับที่กล่าวไปแล้วข้างต้นโดยให้ระยะทางในน้ำ $z=d=20$ cm ดังแสดงไว้ในรูปที่ 3.27 เนื่องจากเป็นโหมคสะท้อนตัวส่งและตัวรับอยู่ในตำแหน่งเดียวกันจึงจำเป็นต้องใช้แผ่นอ้างอิงเพื่อเป็นตัวสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์กลับไปยังทรานส์ดีวเซอร์โดยในที่นี้ใช้แผ่นอลูมิเนียมขนาด $15\text{cm} \times 20\text{cm} \times 0.5\text{cm}$ วางตั้งฉากกับทรานส์ดีวเซอร์ให้คลื่นอัลตราซาวด์ตกกระทบเป็นมุม 90° (Normal Incident) ผลการคำนวณสัญญาณอัลตราซาวด์ในโดเมนความถี่จากสมการที่ (3.69) แสดงได้ในรูปที่ 4.14 การวัดจริงแสดงในรูปที่ 4.15 จะเห็นได้ว่าตำแหน่งของสัญญาณอัลตราซาวด์มีความใกล้เคียงกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารทบทวนเนื้อหาสำหรับการเรียนเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยามให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 ทดสอบวิธีกำลังสองน้อยที่สุดแบบไม่เป็นเชิงเส้น

การแสดงเอกลักษณ์แบบพาราเมตริกเป็นกระบวนการที่ใช้ในการหาพารามิเตอร์ของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ ซึ่งแบบจำลองทางคณิตศาสตร์นั้นต้องสัมพันธ์กับค่าจากการทดลอง และสามารถปรับค่าพารามิเตอร์เพื่อให้ใกล้เคียงกับค่าจากการวัด (รายละเอียดอยู่ในหัวข้อ 3.4) การปรับค่านั้นกระทำได้หลายวิธี และวิธีการหนึ่งที่น่าสนใจคือแบบกำลังสองน้อยที่สุดแบบไม่เป็นเชิงเส้น อย่างไรก็ตามในโปรแกรม MATLAB[®] นั้นมีฟังก์ชัน *lsqnonlin* รองรับไว้แล้ว มีวิธีการใช้งานเบื้องต้นดังนี้

บรรทัดที่	1	<code>xl=[-80 -100]; xini=[0 0]; xh=[80 100];</code>
	2	<code>[a] = lsqnonlin(@myfunction3,xini,xl,xh,options,c)</code>
	3	
	4	<code>function F=myfunction3(t,c)</code>
	5	<code> m=t(1); k=t(2);</code>
	6	<code> x=[0:1:10];</code>
	7	<code> aa=(m.*x)+k;</code>
	8	<code> F=aa-c;</code>

รูปที่ 4.16 ตัวอย่างการใช้งานฟังก์ชัน *lsqnonlin* ในโปรแกรม MATLAB[®]

จากรูปที่ 4.16 บรรทัดที่ 1 เวกเตอร์ *xl*, *xini* และ *xh* เป็นเวกเตอร์ที่สัมพันธ์กันมีหน้าที่กำหนดขอบเขตของตัวแปรที่ต้องการ โดย เวกเตอร์ *xl* เก็บตัวแปรขีดจำกัดล่าง (ค่าต่ำสุด) ของ 2 ตัวแปร เวกเตอร์ *xini* เก็บตัวแปรเริ่มต้น (Initial Value) ของ 2 ตัวแปร เวกเตอร์ *xh* เก็บตัวแปรขีดจำกัดบน (ค่าสูงสุด) ของ 2 ตัวแปร ดังนั้นการกำหนด *xl*, *xini* และ *xh* เช่นนี้หมายถึง ตัวแปรที่ต้องการหาตัวแปรแรกจะอยู่ในช่วง -80 ถึง 80 และตัวแปรที่สอง -100 ถึง 100 ฟังก์ชัน *lsqnonlin* จะทำการปรับตัวแปรทั้งสองตัวให้อยู่ในช่วงดังกล่าว ในบรรทัดที่ 2 เป็นการเรียกใช้ฟังก์ชัน *lsqnonlin* โดยผลลัพธ์ของการคำนวณอยู่ในเวกเตอร์ *a* ซึ่งจะสอดคล้องกับจำนวนตัวแปรที่ต้องการหา (ในโปรแกรมนี้มี 2 ตัว ดังที่กล่าวไว้ข้างต้น) มีรายละเอียดดังนี้

- `@myfunction3` เป็นคำสั่งให้ *lsqnonlin* นำแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ชื่อ “myfunction3” ไปทำการคำนวณตามขอบเขตที่กำหนดโดย *xl*, *xini* และ *xh*

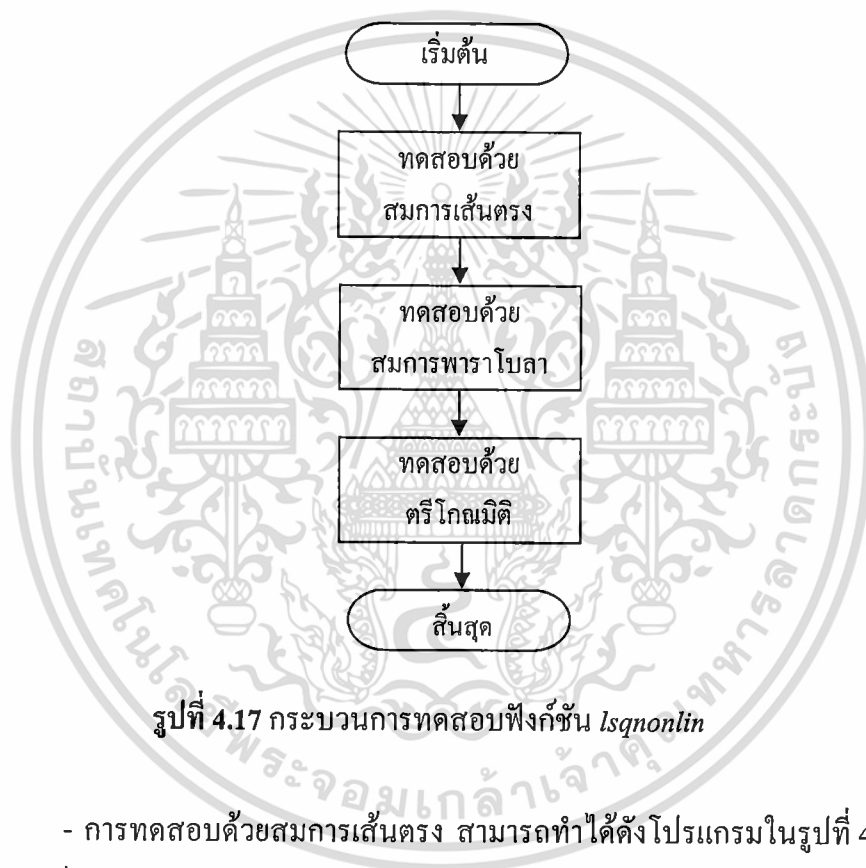
- `options` เป็นการกำหนดค่าใช้งานอื่นๆให้ *lsqnonlin*

- เวกเตอร์ *c* เป็นเป้าหมายที่ต้องการจาก *myfunction3* (ในทางปฏิบัติคือ ค่าจากการทดลอง)

บรรทัดที่ 4 คือแบบจำลองทางคณิตศาสตร์มี เวกเตอร์ *F* ใช้ส่งค่ากลับ, เวกเตอร์ *t* คือ เวกเตอร์อินพุต (Input Vector) ขนาด 1×2 ที่รับเข้ามาจาก *lsqnonlin* สอดคล้องกับจำนวนตัวแปรที่ต้องการหา และเป็นไปตามขอบเขตที่ถูกกำหนดไว้แล้วใน *xl*, *xini* และ *xh* บรรทัดที่ 5 เป็นการให้

เอกรูปนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อใช้ในการเรียนการสอนเท่านั้น ไม่สามารถนำไปเผยแพร่หรือใช้เพื่อการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่าตัวแปรก่อนการนำไปใช้ บรรทัดที่ 6 กำหนดตัวแปรอิสระ x บรรทัดที่ 7 เป็นแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่สัมพันธ์กับเวกเตอร์ t บรรทัดที่ 8 เป็นบรรทัดที่สำคัญและจำเป็นต้องมีคือ การนำเวกเตอร์เป้าหมาย (c) ลบกับค่าที่คำนวณได้จากแบบจำลอง (aa) แล้วส่งค่ากลับ (Return) ไปยัง `lsqnonlin` ทำการวนซ้ำจน Error น้อยกว่าหรือเท่ากับที่กำหนดใน option การทดสอบความเที่ยงตรงและความถูกต้องของฟังก์ชัน `lsqnonlin` ก่อนนำไปใช้จริงสามารถทำได้ตามกระบวนการในรูปที่ 4.17 เริ่มต้นด้วยการทดสอบด้วยสมการเส้นตรงซึ่งเป็นสมการเชิงเส้นที่ง่ายที่สุด จากนั้นทดสอบด้วย สมการไม่เป็นเชิงเส้น โดยใช้สมการพาราโบลา และทดสอบด้วยตรีโกณมิติเพื่อเป็นการยืนยันความเป็นไปได้ในการใช้งานจริง



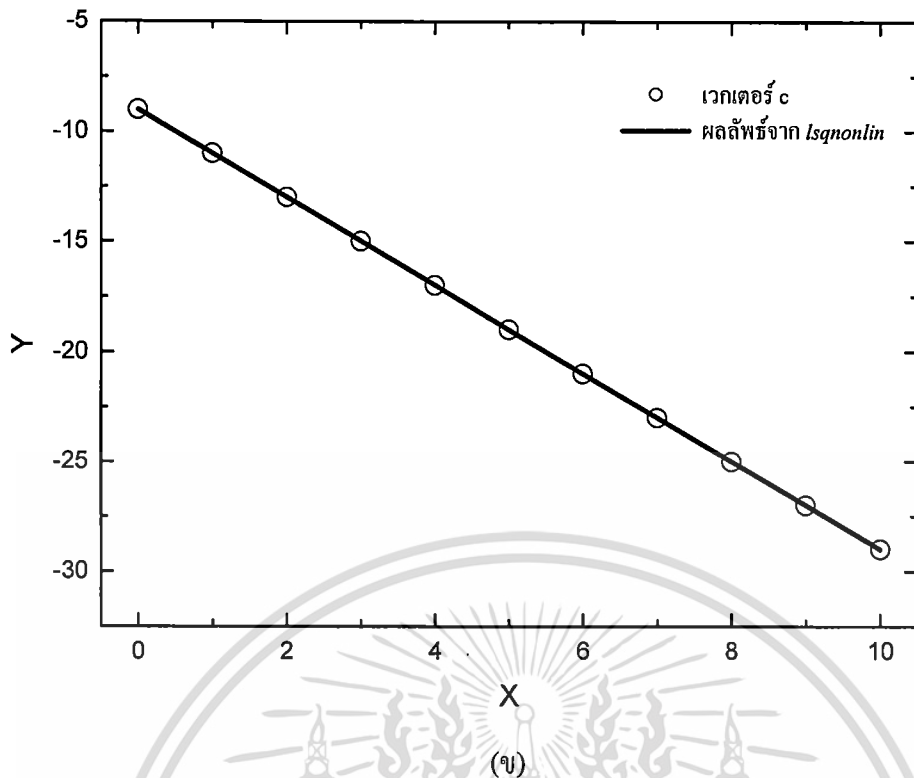
รูปที่ 4.17 กระบวนการทดสอบฟังก์ชัน `lsqnonlin`

- การทดสอบด้วยสมการเส้นตรง สามารถทำได้ดัง โปรแกรมในรูปที่ 4.18 (ก) มีข้อมูลในเวกเตอร์ c จำนวน 11 ข้อมูล

```

xl=[-80 -100]; xini=[0 0]; xh=[80 100];
c=[-9 -11 -13 -15 -17 -19 -21 -23 -25 -27 -29];
[a] = lsqnonlin(@myfunction3,xini,xl,xh,options,c)
function F=myfunction3(t,c)
    m=t(1); k=t(2);
    x=[0:1:10];
    aa=(m.*x)+k;
    F=aa-c;
  
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อ(ก)ศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.18 การทดสอบฟังก์ชัน *lsqnonlin* ด้วยสมการเส้นตรง

กำหนดให้แบบจำลองคณิตศาสตร์เป็นแบบเชิงเส้นที่สามารถอธิบายได้ด้วยสมการเส้นตรง ดังสมการที่ (4.1) ซึ่งต้องหาค่าความชันดังตัวแปร m และจุดตัดแกน y ดังตัวแปร k ใน `myfunction3`

$$y = mx + k \quad (4.1)$$

x_l , x_{ini} และ x_h เป็นเวกเตอร์ที่กำหนดขอบเขต การกำหนดเช่นนี้หมายถึง $-80 \leq m \leq 80$ และ $-100 \leq k \leq 100$ หลังจากการคำนวณผลลัพธ์ของ *lsqnonlin* จะถูกเก็บในเวกเตอร์ $a = [-2 \ -9]$ ซึ่งสามารถสรุปได้ว่า $m=-2$ และ $k=-9$ เมื่อนำไปแทนค่าในสมการที่ (4.1) สามารถวาดเป็นกราฟเส้นตรงได้ดังรูปที่ 4.18 (ข) จะเห็นได้ว่าสมการเส้นตรงลากผ่านข้อมูลที่มีอยู่ในเวกเตอร์ c ได้อย่างถูกต้อง

- การทดสอบด้วยสมการพาราโบลา การทดสอบนี้แตกต่างจากการทดสอบก่อนหน้านี้ กล่าวคือเป็นข้อมูลแบบไม่เป็นเชิงเส้น (Nonlinear) จึงกำหนดแบบจำลองคณิตศาสตร์นี้ด้วยสมการพาราโบลาดังสมการที่ (4.2)

$$y = mx^2 + k \quad (4.2)$$

โปรแกรมในรูปที่ 4.19 (ก) มีข้อมูลในเวกเตอร์ c จำนวน 15 ข้อมูล ซึ่งต้องหาตัวแปร m และตัวแปร k ใน `myfunction4` หลังการคำนวณผลลัพธ์เวกเตอร์ให้ค่า $m=3$, $k=50$ เมื่อนำพารามิเตอร์ทั้งสองมาแทนค่าในสมการที่ (4.2) แล้วทำการวาดกราฟแสดงได้ดังรูปที่ 4.19 (ข) จะเห็นได้ว่าเส้นกราฟลากผ่านครบทุกข้อมูล ดังนั้นสามารถสรุปได้ว่า *lsqnonlin* สามารถคำนวณได้ถูกต้อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

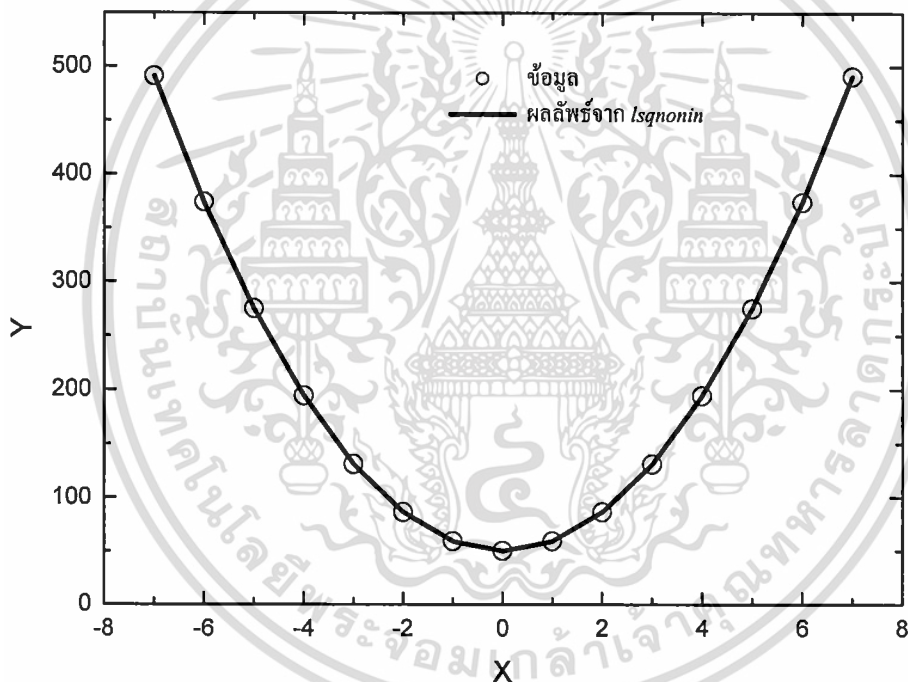
```

xl=[-80 -100]; xini=[0 0]; xh=[80 100];
c= [491 374 275 194 131 86 59 50 59 86 131 194 275 374 491];
[a] = lsqnonlin(@myfunction4,xini,xl,xh,options,c)

function F=myfunction4(t,c)
    m=t(1); k=t(2);
    x=[-7:1:7];
    aa=m*(x).^2+k;
    F=aa-c;

```

(ก)



(ข)

รูปที่ 4.19 การทดสอบฟังก์ชัน *lsqnonlin* ด้วยสมการพาราโบลา

- การทดสอบด้วยตรีโกณมิติ สามารถกำหนดแบบจำลองคณิตศาสตร์อย่างง่ายด้วยฟังก์ชันไซน์ดังสมการที่ (4.3) และตัวอย่างการเขียนโปรแกรมแสดงในรูปที่ 4.20 (ก)

$$y = \sin(m) \quad (4.3)$$

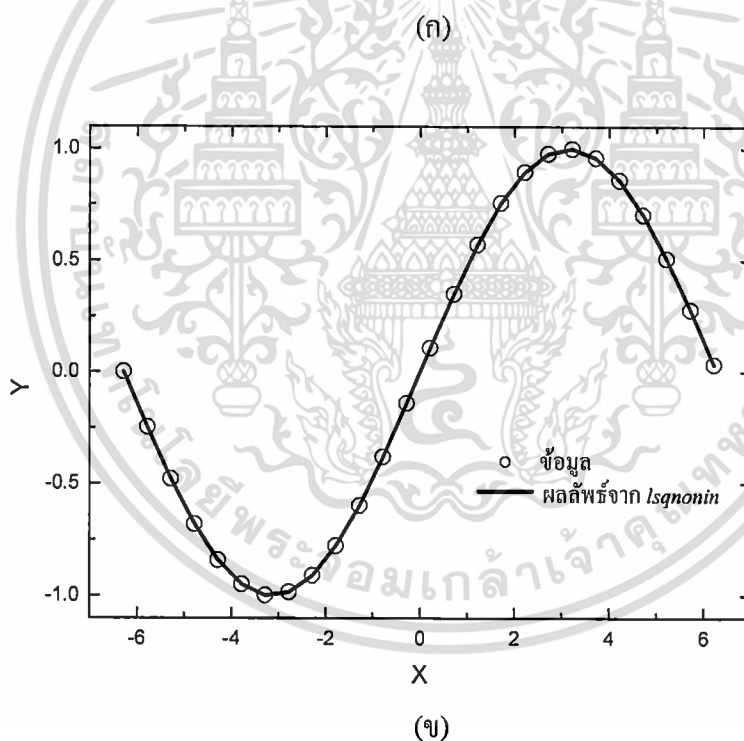
มีข้อมูลในเวกเตอร์ *c* จำนวน 26 ข้อมูล ซึ่งต้องหาตัวแปร *m* ใน *myfunction5* หลังการคำนวณได้ผลลัพธ์ *m=0.5* เมื่อนำพารามิเตอร์มาแทนค่าในสมการที่ (4.3) แล้วทำการวาดกราฟแสดงได้ดังรูปที่ 4.20 (ข) อย่างไรก็ตามการคำนวณด้วยวิธีนี้มีความซับซ้อนและใช้เวลานานกว่าการคำนวณด้วยวิธีอื่น ๆ ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.20 (จ) จะเห็นได้ว่าเส้นกราฟลากผ่านครบทุกข้อมูล ดังนั้นสามารถสรุปได้ว่า *lsqnonlin* คำนวณได้ถูกต้อง

```

xl=[-100]; xini=[0]; xh=[100];
c= [-1.2246e-016 -0.2474 -0.47943 -0.68164 -0.84147 -0.94898 -0.99749 -0.98399 -0.9093 -0.77807
    -0.59847 -0.38166 -0.14112 0.1082 0.35078 0.57156 0.7568 0.89499 0.97753 0.99929
    0.95892 0.85893 0.70554 0.50828 0.27942 0.033179];
[a] = lsqnonlin(@myfunction5,xini,xl,xh,options,c)
function F=myfunction5(t,c)
    m=t(1);
    x=[-2*pi:0.5:2*pi];
    aa=sin(m.*x);
    F=aa-c;

```

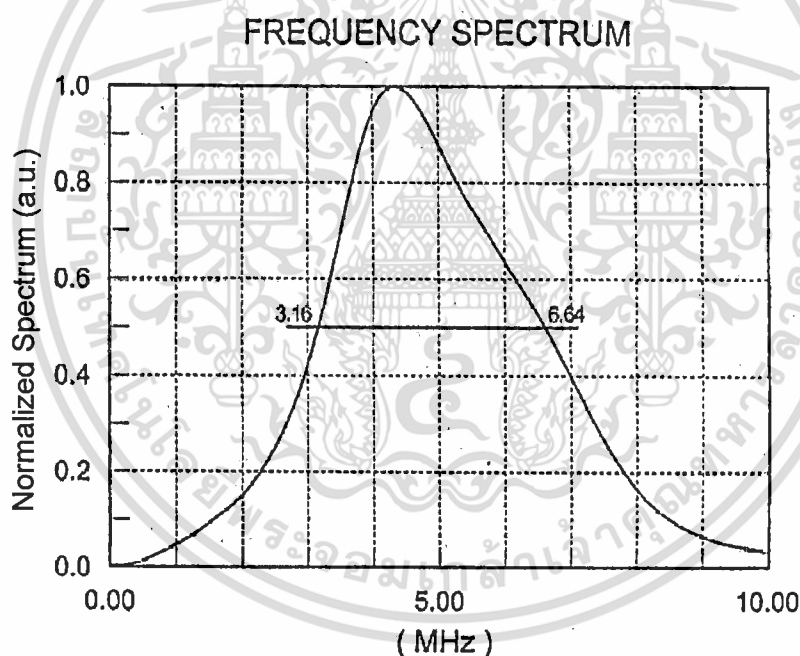


รูปที่ 4.20 การทดสอบฟังก์ชัน *lsqnonlin* ด้วยตรีโกณมิติ

จากการทดสอบวิธีกำลังสองน้อยที่สุดแบบไม่เป็นเชิงเส้นทั้ง 3 แบบ สรุปได้ว่า *lsqnonlin* สามารถทำงานได้ถูกต้อง และมีความเป็นไปได้ที่จะประยุกต์ใช้ในการแสดงเอกลักษณ์แบบพารามตริกซึ่งเป็นกระบวนการที่ใช้ในการหาพารามิเตอร์ของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ซึ่งมีความซับซ้อนได้อย่างถูกต้องและสะดวกรวดเร็ว การศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3 การทดลองกับวัตถุจริง

หัวข้อก่อนหน้าเป็นการทดสอบแบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ และฟังก์ชันสำหรับการแสดงเอกลักษณ์แบบพารามетริก ในหัวข้อนี้เป็นการนำกระบวนการทั้งหมดไปใช้กับวัตถุจริง ซึ่งการทดลองนี้เลือกใช้แท่งพลาสติกใส (Plexiglas) เป็นวัตถุทดลอง โดยค่าพารามิเตอร์ที่ได้จากการวัดและการคำนวณสามารถนำไปเปรียบเทียบกับงานวิจัยอื่นที่ใช้วัตถุเดียวกันเพื่อเป็นการยืนยันความถูกต้องของการคำนวณ การทดลองเลือกใช้โหมดสะท้อนในการหาค่าดิสเปอร์สชัน ถึงแม้ว่าสูตรการคำนวณจะมีความซับซ้อนมากกว่าโหมดส่งผ่านก็ตาม เพราะหลังจากได้ทดลองจริงในโหมดส่งผ่านแล้ว พบว่ามีปัญหาในการจัดเรียงทรานส์ดิวเซอร์ตัวรับ และตัวส่งให้ตรงกัน (Alignment) เพื่อให้เกิดค่าสูงสุด (Maximum) ที่ความถี่กลางของทรานส์ดิวเซอร์ ในงานวิจัยนี้ได้ทำการเลือกใช้ทรานส์ดิวเซอร์ความถี่ 5 MHz ดังรูปที่ 4.21 เพราะต้องการความยาวคลื่นอัลตราซาวด์ที่เล็กและลดผลกระทบของการเลี้ยวเบนของคลื่นอัลตราซาวด์

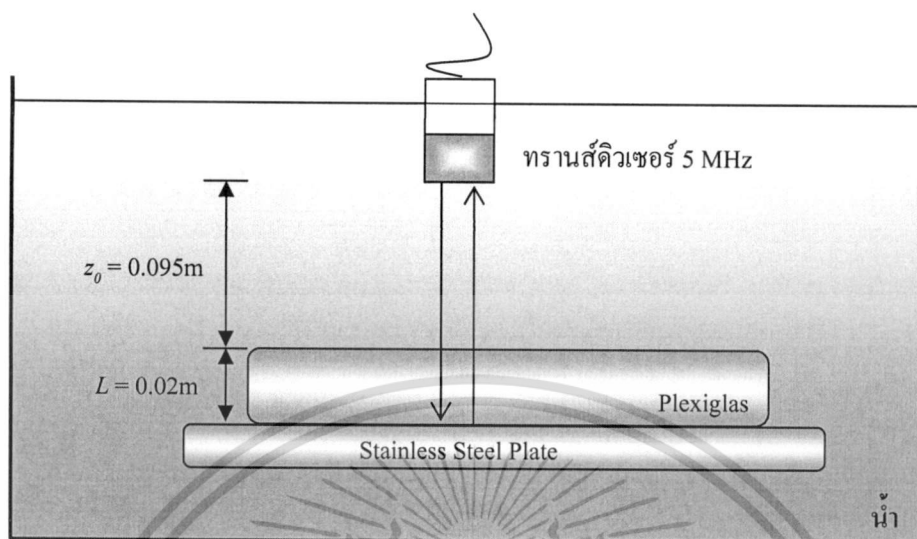


รูปที่ 4.21 ผลตอบสนองความถี่ของทรานส์ดิวเซอร์จากเอกสารของผู้ผลิต (Panametric)

ตำแหน่งการวางอุปกรณ์แสดงได้ดังรูปที่ 4.22 ทรานส์ดิวเซอร์ถูกจัดวางให้อยู่ด้านบนของอ่างน้ำและต้องถูกปรับอย่างละเอียดเพื่อให้ได้ระดับ และกำเนิดคลื่นอัลตราซาวด์ไปกระทบวัตถุในตำแหน่งตั้งฉาก การจัดเตรียมอุปกรณ์ให้ได้ระดับนี้มีความจำเป็นมากเพราะหากจัดวางตำแหน่งไม่เหมาะสมการเกิดจุดสูงสุดของความถี่จะเปลี่ยนไปทำให้ผลการคำนวณผิดพลาดได้ จากนั้นนำแท่งพลาสติกวางในอ่างน้ำ โดยมีด้านล่างเป็นแผ่นสแตนเลส (Stainless Steel) เพื่อใช้เป็นแผ่นอ้างอิง (Reference Plate) การเติมน้ำต้องกระทำอย่างระมัดระวังเพื่อให้ถึงตำแหน่งของทรานส์ดิวเซอร์พอดี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี โดยสงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการศึกษาวิจัย การเรียนการสอน การทำวิทยานิพนธ์ การทำรายงาน การทำเอกสารประกอบการเรียนการสอน การทำเอกสารประกอบการสอน การทำเอกสารประกอบการบรรยาย การทำเอกสารประกอบการประชุม การทำเอกสารประกอบการสัมมนา การทำเอกสารประกอบการฝึกอบรม การทำเอกสารประกอบการศึกษาค้นคว้า การทำเอกสารประกอบการวิจัย การทำเอกสารประกอบการพัฒนา การทำเอกสารประกอบการบริการ การทำเอกสารประกอบการเผยแพร่ การทำเอกสารประกอบการประชาสัมพันธ์ การทำเอกสารประกอบการตลาด การทำเอกสารประกอบการขาย การทำเอกสารประกอบการนำเข้า การทำเอกสารประกอบการส่งออก การทำเอกสารประกอบการนำเข้า-ส่งออก การทำเอกสารประกอบการนำเข้า-ส่งออก-บริการ การทำเอกสารประกอบการนำเข้า-ส่งออก-บริการ-พัฒนา การทำเอกสารประกอบการนำเข้า-ส่งออก-บริการ-พัฒนา-เผยแพร่ การทำเอกสารประกอบการนำเข้า-ส่งออก-บริการ-พัฒนา-เผยแพร่-ประชาสัมพันธ์ การทำเอกสารประกอบการนำเข้า-ส่งออก-บริการ-พัฒนา-เผยแพร่-ประชาสัมพันธ์-ตลาด การทำเอกสารประกอบการนำเข้า-ส่งออก-บริการ-พัฒนา-เผยแพร่-ประชาสัมพันธ์-ตลาด-ขาย การทำเอกสารประกอบการนำเข้า-ส่งออก-บริการ-พัฒนา-เผยแพร่-ประชาสัมพันธ์-ตลาด-ขาย-นำเข้า การทำเอกสารประกอบการนำเข้า-ส่งออก-บริการ-พัฒนา-เผยแพร่-ประชาสัมพันธ์-ตลาด-ขาย-นำเข้า-ส่งออก การทำเอกสารประกอบการนำเข้า-ส่งออก-บริการ-พัฒนา-เผยแพร่-ประชาสัมพันธ์-ตลาด-ขาย-นำเข้า-ส่งออก-นำเข้า การทำเอกสารประกอบการนำเข้า-ส่งออก-บริการ-พัฒนา-เผยแพร่-ประชาสัมพันธ์-ตลาด-ขาย-นำเข้า-ส่งออก-นำเข้า-ส่งออก การทำเอกสารประกอบการนำเข้า-ส่งออก-บริการ-พัฒนา-เผยแพร่-ประชาสัมพันธ์-ตลาด-ขาย-นำเข้า-ส่งออก-นำเข้า-ส่งออก-นำเข้า

โดยไม่ลื่นออกนอกอ่าง และตั้งไว้ชั้ระยะจนน้ำไม่มีฟองอากาศ ซึ่งรายละเอียดของค่าคงที่และเครื่องมือที่ใช้ในการทดลองแสดงดังตารางที่ 4.1



รูปที่ 4.22 การทดลองด้วย Plexiglas

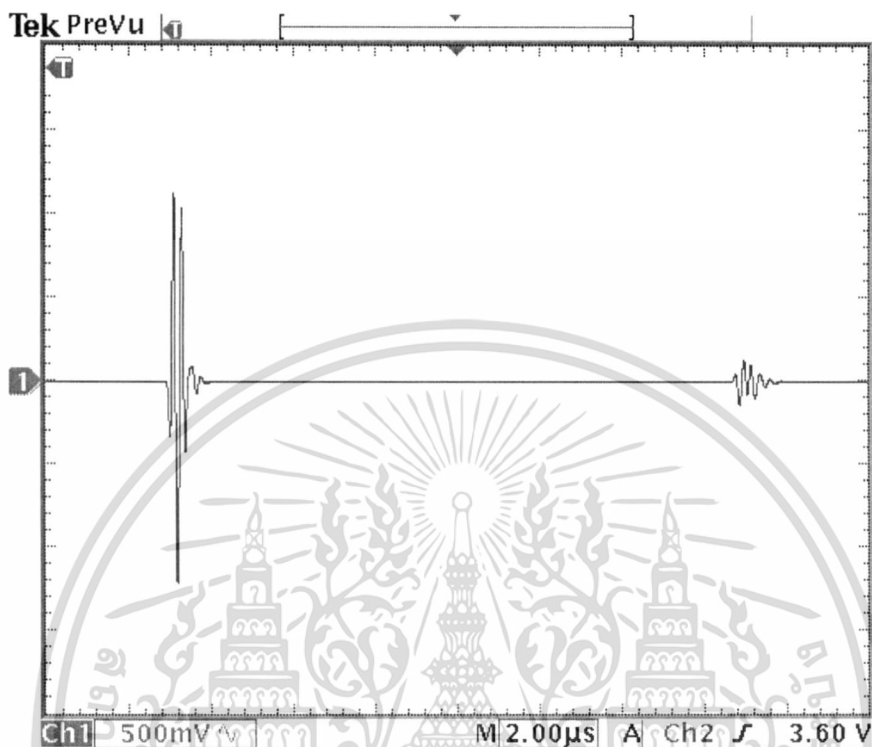
ตารางที่ 4.1 ค่าคงที่ที่สำคัญในการทดลอง

ค่าคงที่ที่สำคัญในการทดลอง	เครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง
รัศมีของทรานส์ดิวเซอร์ = 0.0075 m	Pulse Generator Panametrics: Model500PR
ระยะทางจากทรานส์ดิวเซอร์ถึงวัตถุ = 0.095 m	Digital Oscilloscope: TDS3012
ขนาดของ Plexiglas = 0.015×0.015×0.02 m	Ultrasonic Transducer: Model V309
ความหนาแน่นของ Plexiglas = 1,244 kg/m ³	PC: Pentium4, 2GB
ความหนาแน่นของสแตนเลส = 7,860 kg/m ³	GPIB Cable
ความหนาแน่นของน้ำ = 1,000 kg/m ³	3D Scanner
ความเร็วของอัลตราซาวด์ใน Plexiglas = 2,753 m/s	Stainless Steel Plate
ความเร็วของอัลตราซาวด์ในน้ำ = 1,460 m/s	Water Tank

ผลการทดลองแสดงในรูปที่ 4.23 ซึ่งเป็นสัญญาณอัลตราซาวด์ในโดเมนเวลาที่วัดได้จากดิจิตอลออสซิลโลสโคป มีข้อควรระวังคือต้องไม่ปรับค่า Time/Div ของดิจิตอลออสซิลโลสโคป เพราะอาจทำให้ค่าแอมพลิจูดเปลี่ยนแปลง จากผลการวัดสัญญาณที่ได้มีลักษณะเป็นคลื่นสองคลื่น โดยคลื่นแรกเป็นคลื่นตกกระทบในแนวตั้งฉากกับวัตถุ คลื่นที่สองเป็นคลื่นที่เคลื่อนที่ผ่านวัตถุแล้ว

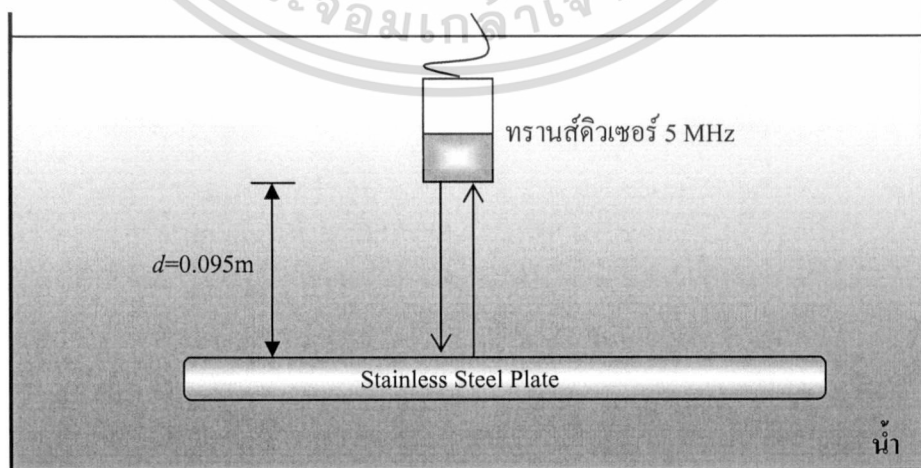
สะท้อนกลับจากขอบของวัตถุกับแผ่นโลหะ สังเกตได้ว่าคลื่นที่สองมีขนาดเล็กกว่าเพราะในวัตถุมีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน จากนั้นสัญญาณที่ได้ในโดเมนเวลาต้องนำไปแปลงให้อยู่ในโดเมนไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความถี่ได้เป็นค่า $H_m(\omega)$ ค่านี้จะถูกนำไปคำนวณต่อในสมการที่ (3.71) และเพื่อเป็นเป้าหมาย (Target) ในการปรับค่าตัวแปรโดยวิธีกำลังสองน้อยที่สุดแบบไม่เป็นเชิงเส้นในสมการที่ (3.74)



รูปที่ 4.23 สัญญาณอัลตราซาวด์ในโดเมนเวลา

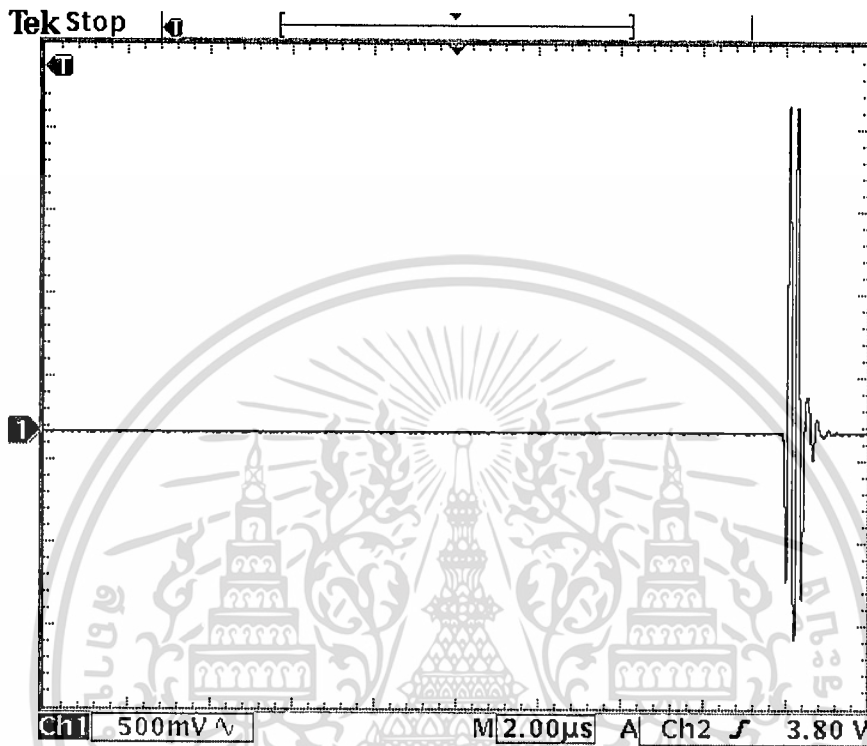
ขั้นตอนต่อมา นำแท่งพลาสติกออกเหนือแผ่นสแตนเลส โดยทำการวัดในโหมดสะท้อนซึ่งมีระยะทางจากทรานส์ดิวเซอร์ถึงแผ่นโลหะ = 0.095 m (โดยไม่มีวัตถุที่อยู่ตรงกลาง) ดังรูปที่ 4.24



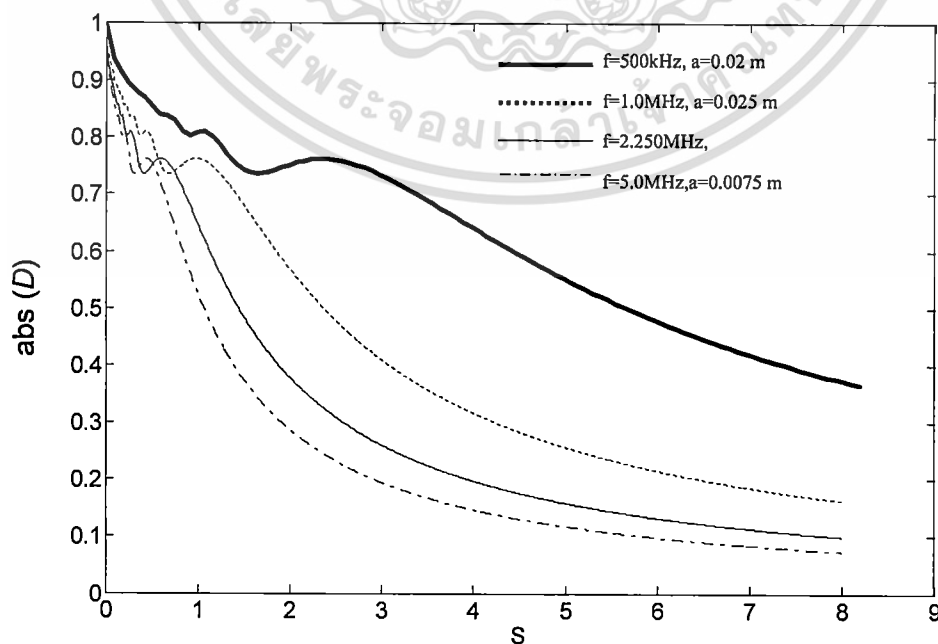
รูปที่ 4.24 การปรับเทียบด้วยแผ่นสแตนเลส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อใช้ความถี่แซมปลิง (Sampling Frequency) 500 MHz ได้สัญญาณดังรูปที่ 4.25 จากนั้นแปลงสัญญาณในโดเมนเวลาไปเป็นโดเมนความถี่ได้ค่า $H_{m_{CL}}(\omega)$ ค่านี้จะถูกนำไปคำนวณต่อในสมการที่ (3.71)

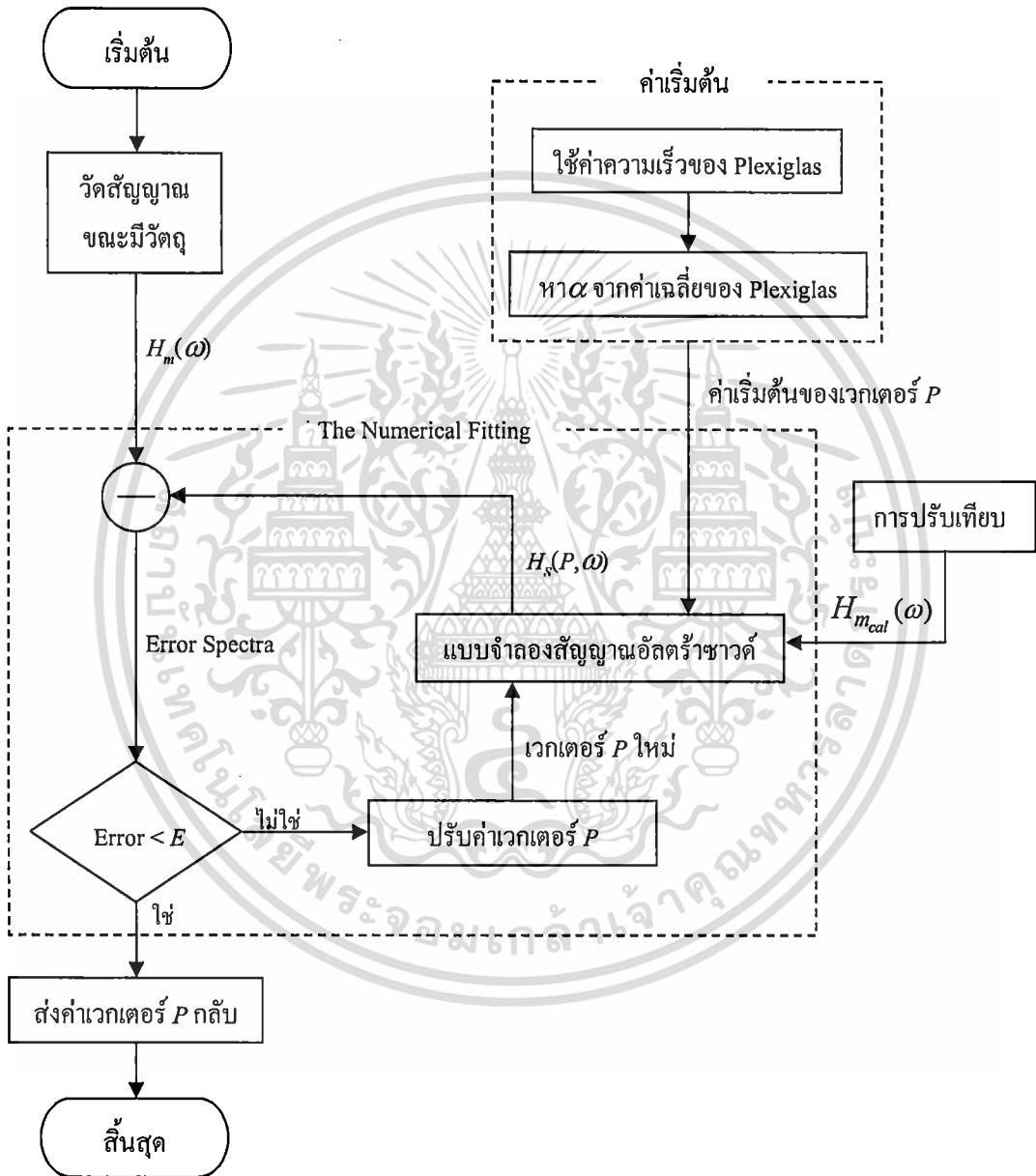


รูปที่ 4.25 สัญญาณปรับเทียบใน โดเมนเวลา



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้ในการศึกษาเท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 รูปที่ 4.26 $|D|$ เมื่อเทียบกับ S ในทรานส์ดิวเซอร์แบบต่างๆ
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

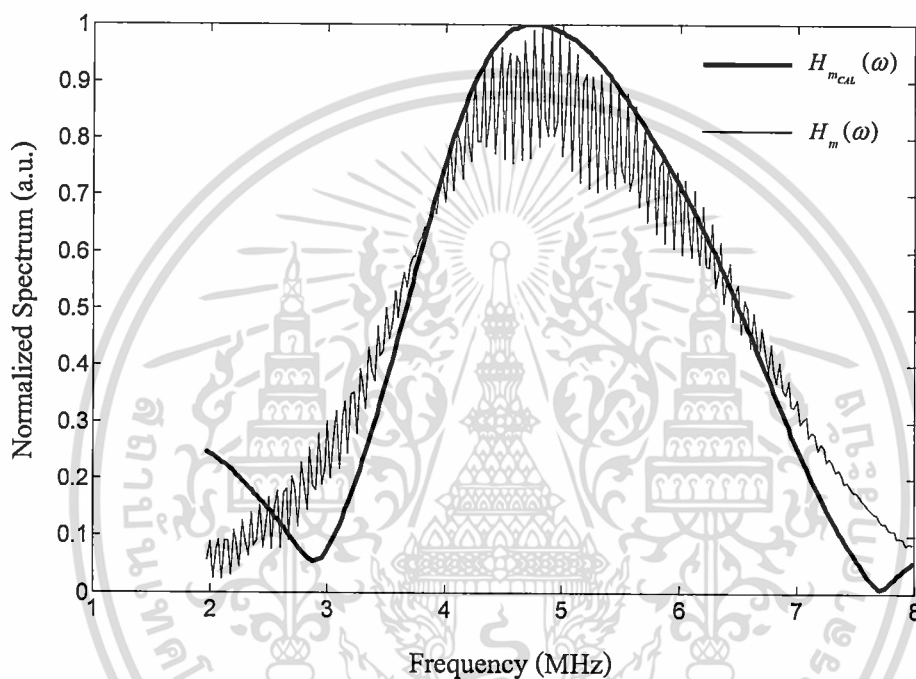
ขนาดของฟังก์ชันการเลี้ยวเบนที่คำนวณจากสมการที่ (3.52) แสดงได้ดังรูปที่ 4.26 ซึ่งเป็นทรานส์ดิวเซอร์ทรงกระบอก (Piston Transducer) ชนิดไม่โพกัสในแบบต่างๆ เมื่อ S คือ $2\pi z/(ka^2)$ โดยคำนวณที่ความถี่ตอบสนองของทรานส์ดิวเซอร์ที่มีค่าเส้นผ่านศูนย์กลางคงที่เทียบกับระยะทาง z ที่เปลี่ยนไป เมื่อได้ $H_m(\omega)$ จากการวัดขณะมีวัตถุ และ $H_{m_{cal}}(\omega)$ จากการปรับเทียบ ขั้นตอนต่อมาคือกระบวนการเชิงตัวเลข (Numerical Procedure) เพื่อใช้ในการหาเวกเตอร์ P แสดงได้ดังรูปที่ 4.27



รูปที่ 4.27 กระบวนการเชิงตัวเลขของการแสดงเอกลักษณ์แบบพารามตริก

จากผังการทำงานเริ่มต้นที่การวัดสัญญาณขณะมีวัตถุเพื่อให้ได้สเปกตรัม $H_m(\omega)$ จากนั้นนำวัตถุออกแล้วทำการวัดเพื่อให้ได้ $H_{m_{cal}}(\omega)$ และทำการสร้างแบบจำลองสัญญาณอัตราซ้ำจากสมการต่างๆ โดยใช้ค่าคงที่ที่สัมพันธ์กับวัตถุทดลองขั้นตอนต่อมาทำการปรับค่าพารามิเตอร์ในเอกสมการต่างๆ ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

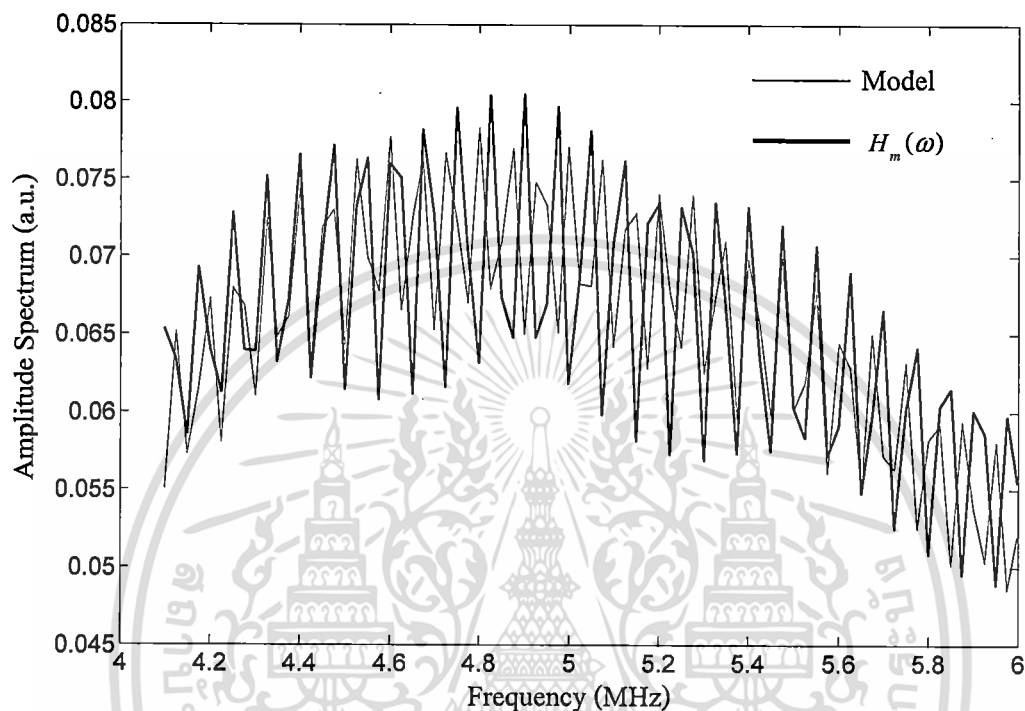
แบบจำลองโดยใช้ฟังก์ชัน $Isqnonlin$ เพื่อให้พารามิเตอร์ในแบบจำลองมีค่าใกล้เคียงกับค่าที่ได้จากการทดลองส่วนสำคัญในกระบวนการเชิงตัวเลขคือ แบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ หรือแบบจำลองพารามตริก ($H(P, \omega)$) ที่สร้างขึ้นจากสมการที่ (3.62) ซึ่งมีพารามิเตอร์ และค่าคงที่ต่างๆ อยู่ในโดยค่าที่ต้องการหาในการทดลองนี้คือความเร็ว และค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของ Plexiglas อย่างไรก็ตามในการคำนวณครั้งแรกต้องใช้ค่าเริ่มต้นในการคำนวณดังอธิบายไว้ในรูปที่ 4.27 โดยมี $H_m(\omega)$ เป็นสเปกตรัมของ Plexiglas จกการวัดจริงมี และ $H_{m_{c.u.}}(\omega)$ เป็นสเปกตรัมจากการวัดจริงกรณีที่ไม่มีการวัด Plexiglas แสดงได้ดังรูปที่ 4.28



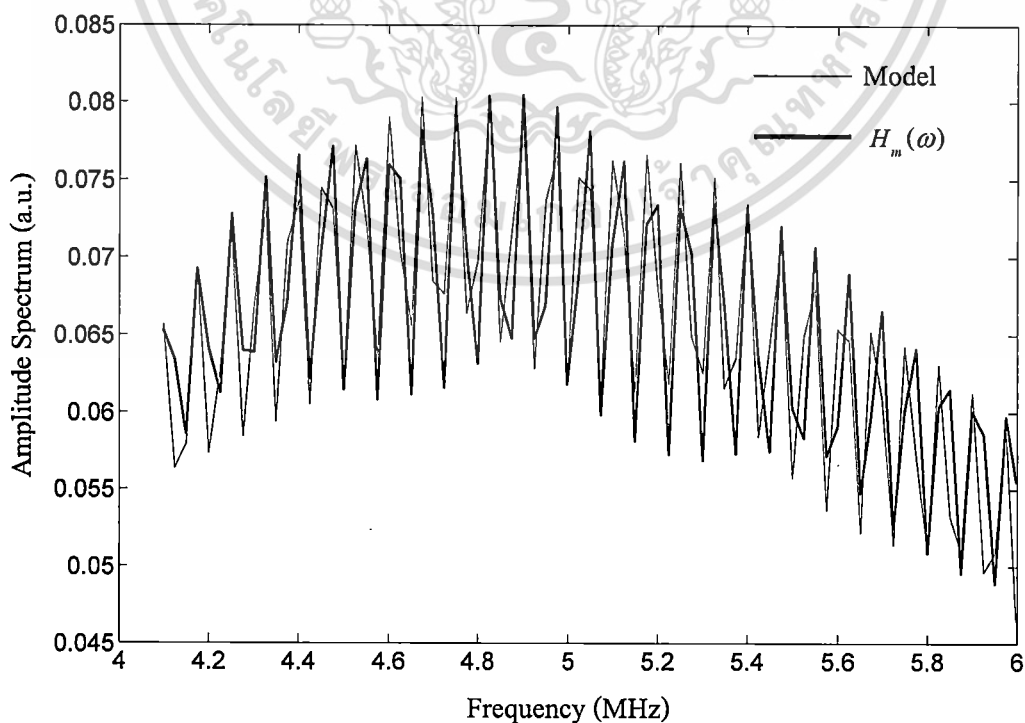
รูปที่ 4.28 สเปกตรัม (Spectrum) ของสัญญาณ

ข้อมูลสเปกตรัมของ $H_m(\omega)$ (เส้นบาง) จะมีรอยหยักซึ่งเกิดจากคลื่นอัลตราซาวด์เคลื่อนที่ผ่านวัตถุ ซึ่งรอยหยักนั้นสัมพันธ์กับความหนาของวัตถุนั่นเอง แต่ในกรณีของ $H_{m_{c.u.}}(\omega)$ (เส้นหนา) นั้นมีความเรียกว่าเพราะคลื่นอัลตราซาวด์เคลื่อนที่ผ่านน้ำและสะท้อนกลับจากแผ่นอ้างอิงเท่านั้น และสามารถสังเกตได้ว่าสเปกตรัมทั้งสองมีช่วงความถี่ที่ใกล้เคียงกันนี้คือสิ่งสำคัญก่อนเข้าฟังก์ชัน $Isqnonlin$ เพราะถ้าหากช่วงความถี่ห่างกันมากจะไม่สามารถหลุดจากการวนซ้ำ (Iteration) ได้ หากเกิดปัญหาดังกล่าวสามารถแก้ไขได้โดยการจัดวางทรานส์ดิวเซอร์ใหม่ให้ตั้งฉากเพื่อให้เกิดการตกกระทบที่ตั้งฉาก (Normal Incident) กับวัตถุตั้งที่กล่าวไว้ในหัวข้อก่อนหน้านี้ผลของการคำนวณแสดงในรูปที่ 4.29 โดยเส้นหนาเป็นผลคูณของ $H(P, \omega)$ กับ $H_{m_{c.u.}}(\omega)$ และเส้นบางเป็น $H_m(\omega)$ เมื่อมาถึงขั้นตอนนี้สามารถสรุปได้เบื้องต้นว่าแบบจำลองที่สร้างขึ้นจากสมการ และตัวแปรต่างๆ สามารถให้ค่าที่ใกล้เคียงกับที่วัดจริง เพื่อให้ตัวแปรที่อยู่ในแบบจำลองมีความถูกต้องมากยิ่งขึ้นจึงต้องมีการปรับค่าตัวแปรแบบละเอียดโดยใช้ $Isqnonlin$ หากลองพิจารณารูปที่ 4.29 โดยละเอียดพบว่าสเปกตรัมของแบบจำลอง และค่าที่วัดได้ยังมีส่วนที่เหลื่อมล้ำกันอยู่ เป้าหมายที่ต้องการคือ ให้ไม่วากกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมีเหตุดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งหากนำไปใช้

เส้นทึบและเส้นบางซ้อนทับกันพอดี ค่าที่ได้จึงถือได้ว่าถูกต้องในรูปที่ 4.30 เป็นกราฟที่ผ่านกระบวนการปรับค่าพารามิเตอร์ในแบบจำลอง ($H(P, \omega)$) โดยวิธีกำลังสองน้อยที่สุดแบบไม่เป็นเชิงเส้น จากฟังก์ชัน $lsqnonlin$ ปรากฏอย่างชัดเจนว่าสเปกตรัมของแบบจำลอง (เส้นบาง) มีค่าใกล้เคียงกับค่าที่วัดได้ ($H_m(\omega)$) มากขึ้น

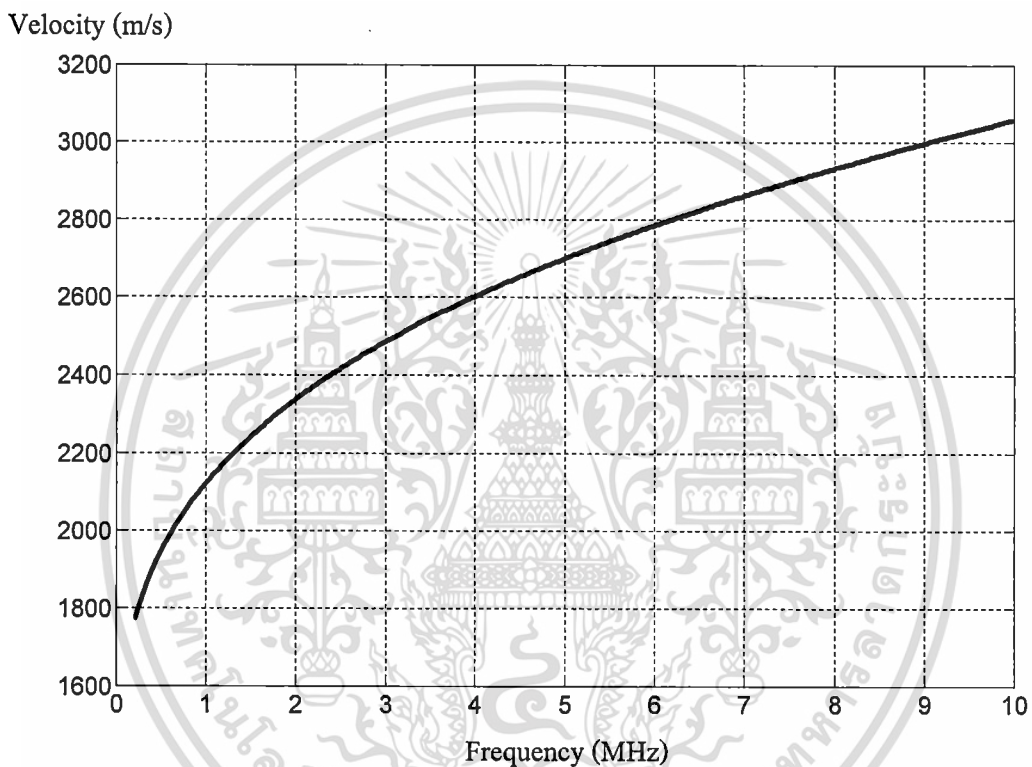


รูปที่ 4.29 สเปกตรัมของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่สร้างขึ้นก่อนการปรับค่า



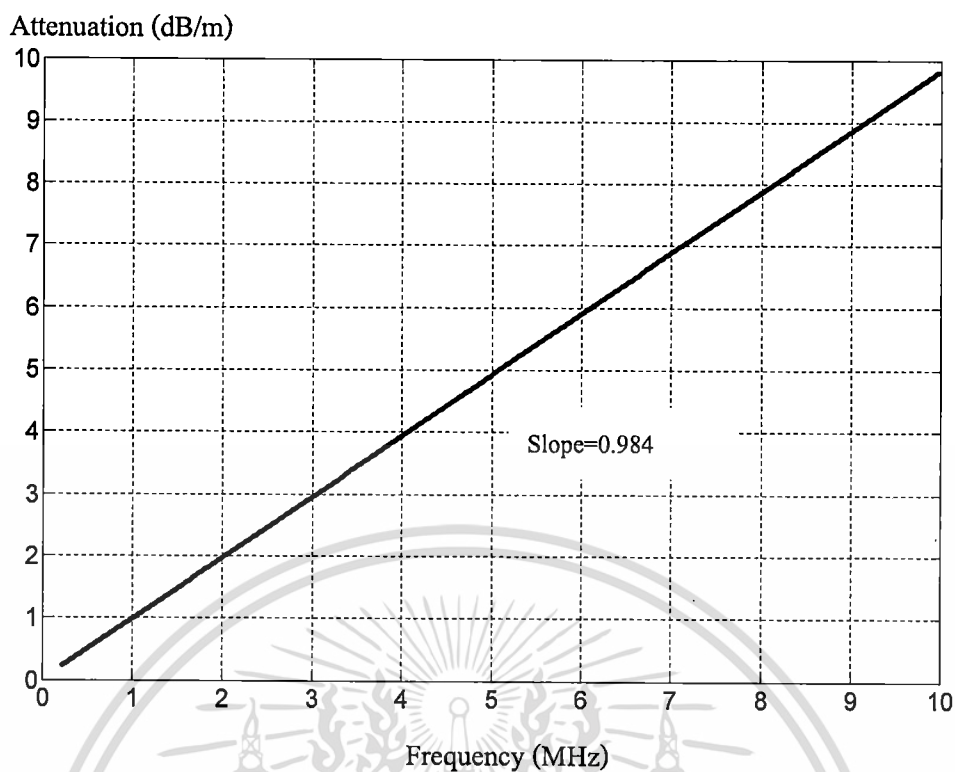
เอกสารนี้เป็นรูปที่ 4.30 สเปกตรัมของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่สร้างขึ้นภายหลังการปรับค่า ขั้นตอนการคำนวณว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่าดิสเปอร์สชันที่ได้จากกระบวนการกำลังสองน้อยที่สุดแบบไม่เป็นเชิงเส้น แสดงได้ดังรูปที่ 4.31 โดยความเร็วของอัลตราซาวด์จะเปลี่ยนแปลงตามความถี่ กล่าวคือยิ่งความถี่ของอัลตราซาวด์สูงขึ้นค่าความเร็วจะมีค่ามากขึ้น จากกราฟความเร็วของอัลตราซาวด์ในวัตถุทดลองที่ความถี่ 1 MHz มีค่าประมาณ 2100 m/s ได้เพิ่มสูงขึ้นอย่างช้าๆตามความถี่ และที่ความถี่กลางของทรานส์ดิวเซอร์ (5 MHz) มีความเร็วประมาณ 2700 m/s จากนั้นได้เพิ่มขึ้นจนใกล้เคียง 3100 m/s ณ ความถี่ 10 MHz ที่สอดคล้องกับความสัมพันธ์คาร์เมอร์-โครนิก



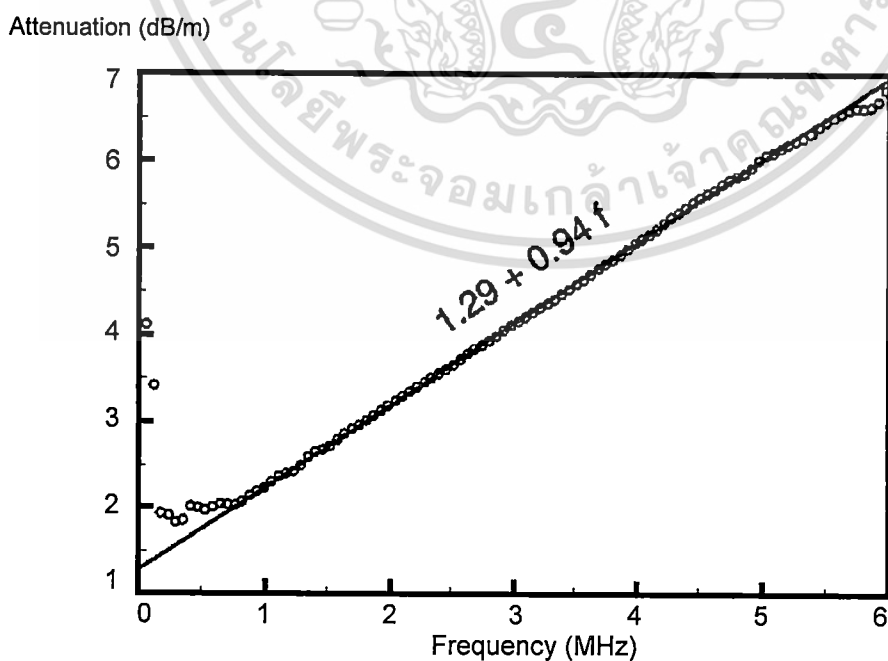
รูปที่ 4.31 ค่าดิสเปอร์สชันของ Plexiglas ภายหลังจากการปรับค่าตัวแปร

ดังที่กล่าวมาแล้วข้างต้นว่าค่าดิสเปอร์สชันนั้นสามารถนำไปหาค่าอื่นได้ เช่นค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน โดยใช้ความสัมพันธ์คาร์เมอร์-โครนิก ดังตารางที่ 3.5 จุดสำคัญของการหาสัมประสิทธิ์การลดทอนอยู่ที่การเลือกใช้สูตรคำนวณต้องให้เป็นสูตรเดียวกันกับที่ใช้ในแบบจำลอง ซึ่งในแบบจำลองเลือกใช้ $y=n-1$ เพราะทำให้การคำนวณไม่ซับซ้อน และต้องสอดคล้องกับเงื่อนไขการใช้ความสัมพันธ์คาร์เมอร์-โครนิกด้วย โดยผลการคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนแสดงไว้ในรูปที่ 4.32 ซึ่งสังเกตได้ว่าแกนความถี่จะเริ่มต้นค่าเดียวกัน (พิจารณาจากรูปที่ 4.31) ค่าการลดทอนเพิ่มขึ้นตามความถี่ซึ่งเป็นไปในทิศทางเดียวกับค่าดิสเปอร์สชัน ความชันของกราฟคือค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนในที่นี้เท่ากับ 0.984 dB/mMHz ค่าการลดทอน ณ ความถี่กลางของทรานส์ดิวเซอร์มีค่าประมาณ 5 dB/m ใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.32 ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่หาจากค่าดิสเปอรัชัน

ในการพิสูจน์ความถูกต้องของการทดลองทำได้โดยการเปรียบเทียบค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่คำนวณได้กับงานวิจัยที่ [39] ดังรูปที่ 4.33 ซึ่งงานวิจัยนี้ได้เลือกใช้วัสดุเดียวกันคือ Plexiglas



เอกสารนี้เป็นเอกสาร **รูปที่ 4.33** ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนใน Plexiglas จากงานวิจัย [39] ซึ่งประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หลังการเปลี่ยนหน่วยให้เหมือนกันแล้วสามารถนำผลการทดลองมาเปรียบเทียบกันได้ดังนี้

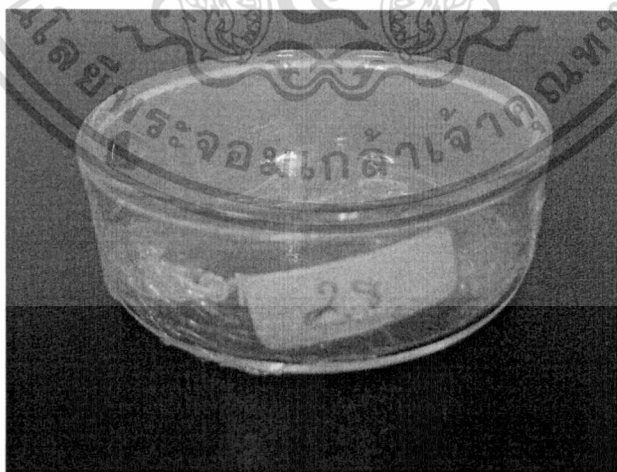
- ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากวิธีการแสดงเอกลักษณะแบบพาราเมตริกในการทดลองนี้เท่ากับ 10.8 Neper/cmMHz

- ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของงานวิจัย [39] เท่ากับ 11.3 Neper/cmMHz

จะเห็นได้ว่าค่าที่ได้มีความใกล้เคียงกัน ดังนั้นสามารถสรุปได้ว่าวิธีการในการทดลองนี้มีความถูกต้อง และสามารถนำไปประยุกต์ใช้ได้

4.4 ทดสอบกับไฮโดรเจล

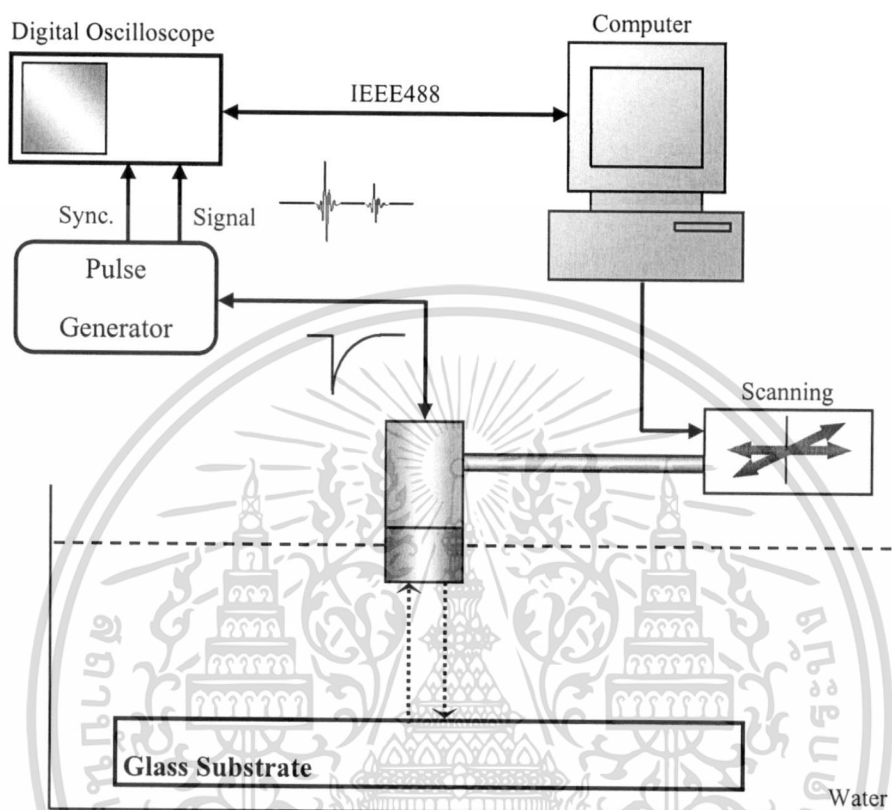
การทดลองนี้ใช้ไฮโดรเจล (Hydrogel) ชนิด PVA (Poly-Vinyl Alcohol) เป็นวัตถุทดลองที่มีความหนาระดับไมครอน (Micron) เนื่องจากเป็นวัตถุที่สังเคราะห์ขึ้นจากระบวนการทางเคมีดังรูปที่ 4.34 พารามิเตอร์ของไฮโดรเจลบางค่าไม่อาจทราบค่าได้อย่างถูกต้อง หรือไม่อาจทราบค่าได้ ดังนั้นสามารถนำกระบวนการแสดงเอกลักษณะแบบพาราเมตริกของแบบจำลองการแพร่กระจายคลื่นอัลตราซาวด์ที่พิจารณาผลของการเลี้ยวเบนของคลื่นมาช่วยในการคำนวณ พารามิเตอร์ที่ต้องการทราบค่าดังกล่าวคือ ความเร็วอัลตราซาวด์, ความหนา, ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน และความหนาแน่นของไฮโดรเจล เนื่องจากไฮโดรเจลเป็นสารที่ดูดซับน้ำได้ ดังนั้นเมื่อเตรียมไฮโดรเจลเสร็จแล้วควรปิดผนึกไม่ให้สัมผัสกับอากาศซึ่งอาจทำให้โครงสร้างของไฮโดรเจลเปลี่ยนแปลงไป และเมื่อนำไฮโดรเจลทำการทดลอง (แช่น้ำ) เสร็จแล้ว ไม่สามารถทำไฮโดรเจลให้แห้งแล้วใช้ซ้ำได้ ดังนั้นการเตรียมการทดลองต้องกระทำด้วยความระมัดระวัง



รูปที่ 4.34 ไฮโดรเจลที่สังเคราะห์ขึ้นในถ้วยแก้วทดลอง

ก่อนการทดลองจริงจำเป็นต้องทำการปรับเทียบดังแสดงในรูปที่ 4.35 ซึ่งใช้แผ่นอ้างอิงเป็นแก้วโดยในทางปฏิบัติใช้ถาดทดลองที่ไม่มีไฮโดรเจลนำไปแช่ในอ่างน้ำที่มีทรานส์ดิวเซอร์วางอยู่ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

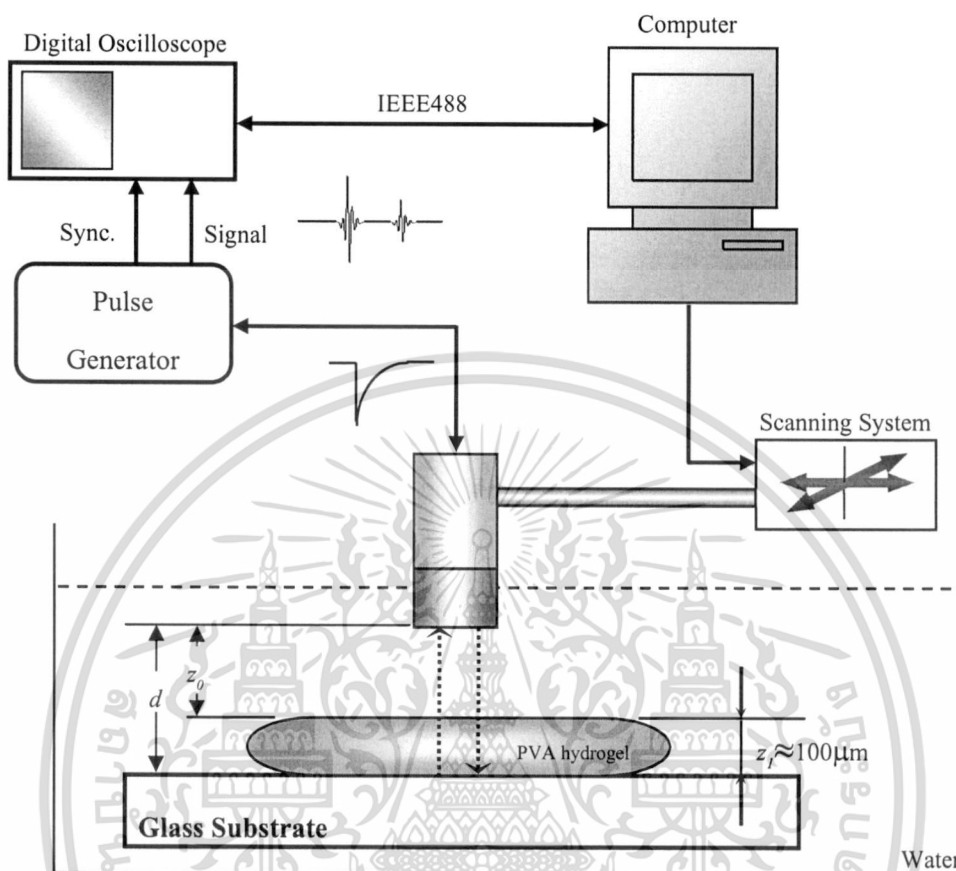
ด้านบน และทำการวัดในโหมดสะท้อน อย่างไรก็ตามก่อนการทดลองทรานส์ดิวเซอร์ และอ่างทดลองต้องถูกตั้งระดับเพื่อให้เกิดการตกกระทบที่ตั้งฉาก (Normal Incident) ดังที่ได้อธิบายในรูปที่ 4.24



รูปที่ 4.35 การปรับเทียบโดยใช้ถ้วยทดลอง

เมื่อทำการปรับเทียบเสร็จสิ้น เริ่มทำการทดลองจริงโดยการวางอุปกรณ์ในการทดลองแสดงไว้ในรูปที่ 4.36 นำไฮโดรเจลที่เตรียมขึ้นจากกระบวนการทางเคมีด้วยความเข้มข้น 2.8 mol/L วางในอ่างทดลองที่บรรจุน้ำที่มีทรานส์ดิวเซอร์วางอยู่ด้านบน การวัดใช้โหมดสะท้อนมีทรานส์ดิวเซอร์ต่อสัญญาณกระตุ้นจากตัวกำเนิดสัญญาณพัลส์ โดยสัญญาณกระตุ้นเป็นสัญญาณอิมพัลส์ (Impulse) ที่มีแอมพลิจูดประมาณ -200V เมื่อทรานส์ดิวเซอร์ได้รับสัญญาณกระตุ้นเกิดเป็นคลื่นอัลตราซาวด์เคลื่อนที่ผ่านตัวกลางที่เป็นน้ำ จากนั้นกระทบผิวด้านบนของไฮโดรเจล และสะท้อนกลับจากแผ่นอ้างอิงกลับสู่ทรานส์ดิวเซอร์ สัญญาณอัลตราซาวด์ถูกส่งผ่านตัวกำเนิดสัญญาณพัลส์อีกครั้ง ซึ่งสัญญาณอัลตราซาวด์ที่อยู่ในรูปสัญญาณไฟฟ้าถูกวัด โดยดิจิจิตอลออสซิลโลสโคปที่ใช้มาตรฐาน IEEE488 (GPIB) ในการเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ มีการเก็บข้อมูล $10,000$ จุด/สัญญาณ และใช้อัตราการสุ่ม 500 MSample/s นอกจากนี้ยังได้ทำการเฉลี่ย 512 สัญญาณเพื่อเพิ่ม SNR (Signal to Noise Ratio) ก่อนส่งไปยังคอมพิวเตอร์ ทั้งนี้ได้ทำการวัดสัญญาณทุกๆ 15 วินาทีเพื่อหาอัตราการดูดซับน้ำ (Water Sorption) ของไฮโดรเจลหลังจากวางในอ่างทดลองไฮโดรเจลไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เจลินอาน้ำจันสิ้นสุดการทดลอง ณ เวลาสุดท้ายที่ 225 นาที รายละเอียดของอุปกรณ์และค่าคงที่แสดงในตารางที่ 4.2



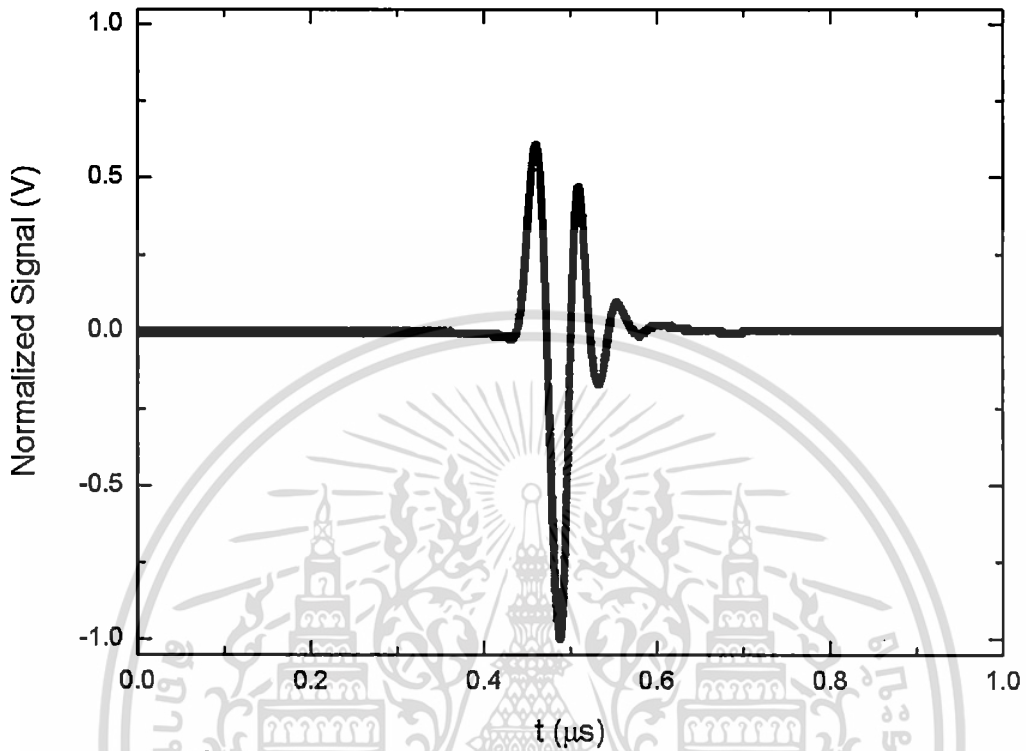
รูปที่ 4.36 ระบบที่ใช้ในการทดลอง

ตารางที่ 4.2 รายละเอียดของอุปกรณ์ และค่าคงที่ที่สำคัญในการทดลอง

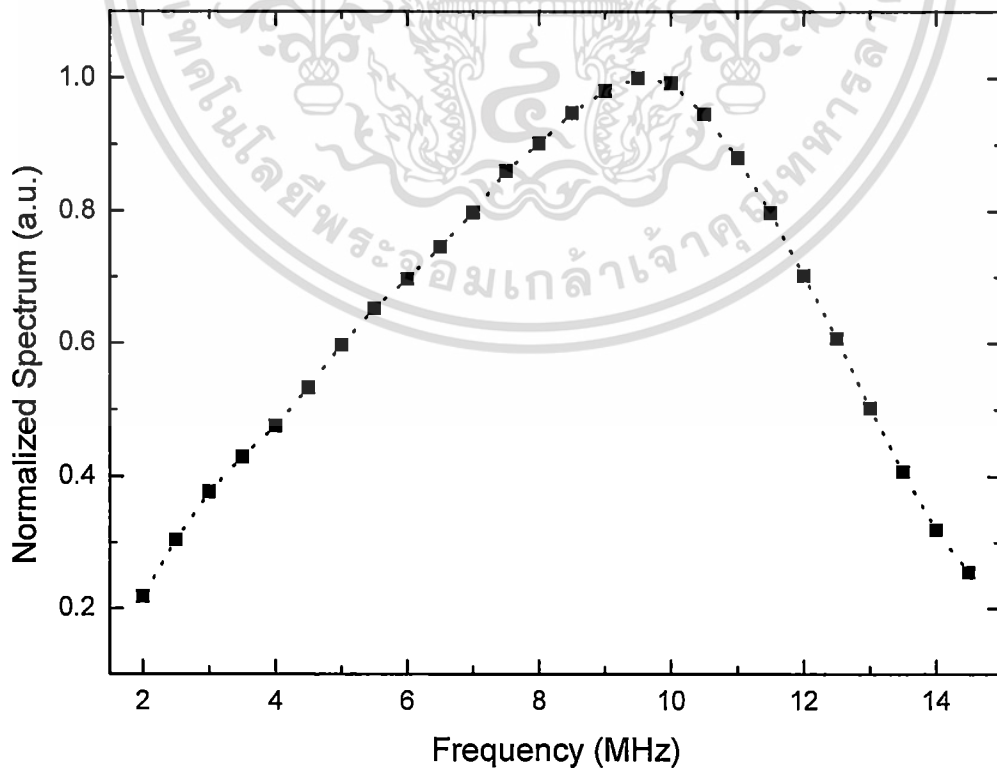
ค่าคงที่	เครื่องมือ/อุปกรณ์
ความหนาแน่นของแก้ว (ρ_B) = 2,243 kg/m ³	Pulse Generator: Panametric 502PR
ความเร็วเสียงในแก้ว (c_B) = 5,090 m/s	Transducer: 10 MHz, Diameter=1.5 cm
ความหนาแน่นของน้ำ (ρ_0) = 1,000 kg/m ³	Digital Oscilloscope: Tektronix TDS3012
ความเร็วเสียงในน้ำ (c_0) = 1,483 m/s	Personal Computer: Pentium4 2.4GHz, RAM 1 GB

ผลการทดลองจากการเปรียบเทียบโดยใช้แก้วเป็นแผ่นอ้างอิงในโดเมนเวลาแสดงในรูปที่ 4.37 จะสังเกตเห็นได้ว่าสัญญาณอัตราซ้ำควมมีช่วงเดียว ซึ่งสัญญาณดังกล่าวถูกนอร์มอลไลซ์ (Normalized) ก่อนการแปลงฟูริเยร์ให้อยู่ในโดเมนความถี่ดังรูปที่ 4.38 เมื่อพิจารณาจะเห็นว่าเส้นสเปกตรัมของสัญญาณจะเรียบ และไม่มีรอยหยักสเปกตรัมดังกล่าวถูกนอร์มอลไลซ์อีกครั้งโดยมีค่าไม่ว่าการณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จุดสูงสุดของสเปกตรัมเท่ากับ 1 (a.u.) ณ ความถี่ 9.75 MHz ซึ่งใกล้เคียงกับค่าความถี่กลางของทรานส์ดิวเซอร์ที่ผู้ผลิตบอกไว้ที่ 10 MHz ดังรูปที่ 4.21 นั้นหมายความว่า การปรับเทียบทำได้ถูกต้อง และข้อมูลสามารถนำไปใช้ในการคำนวณได้



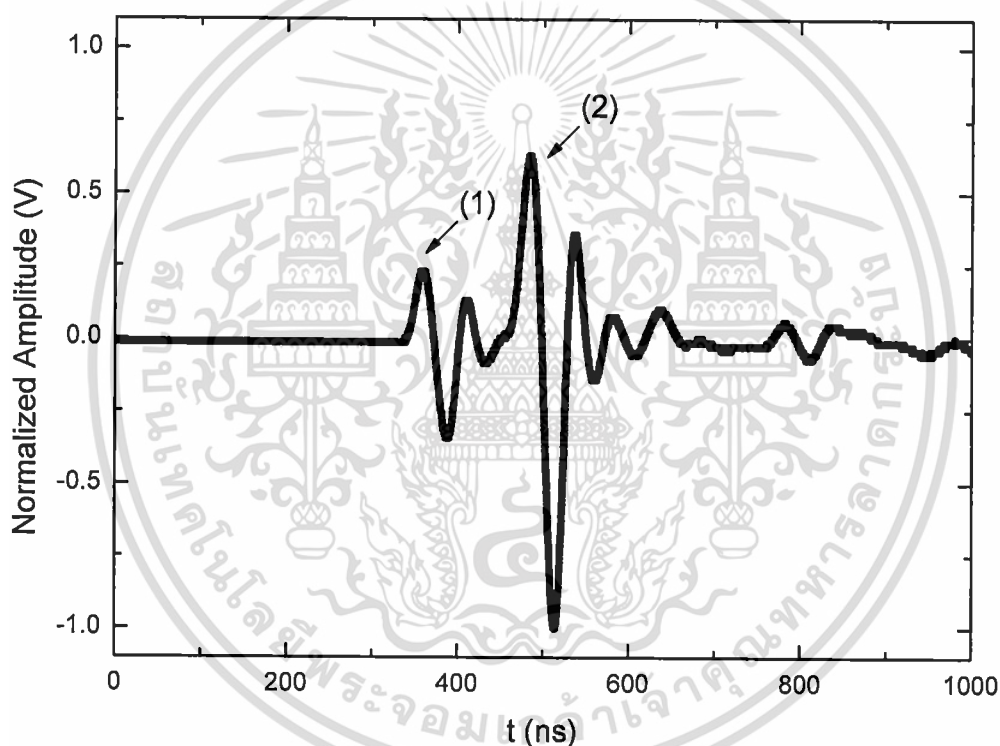
รูปที่ 4.37 การปรับเทียบของสัญญาณอัลตราซาวด์ในโดเมนเวลา



รูปที่ 4.38 การปรับเทียบของสัญญาณอัลตราซาวด์ในโดเมนความถี่ ($H_{m_{cal}}(\omega)$)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

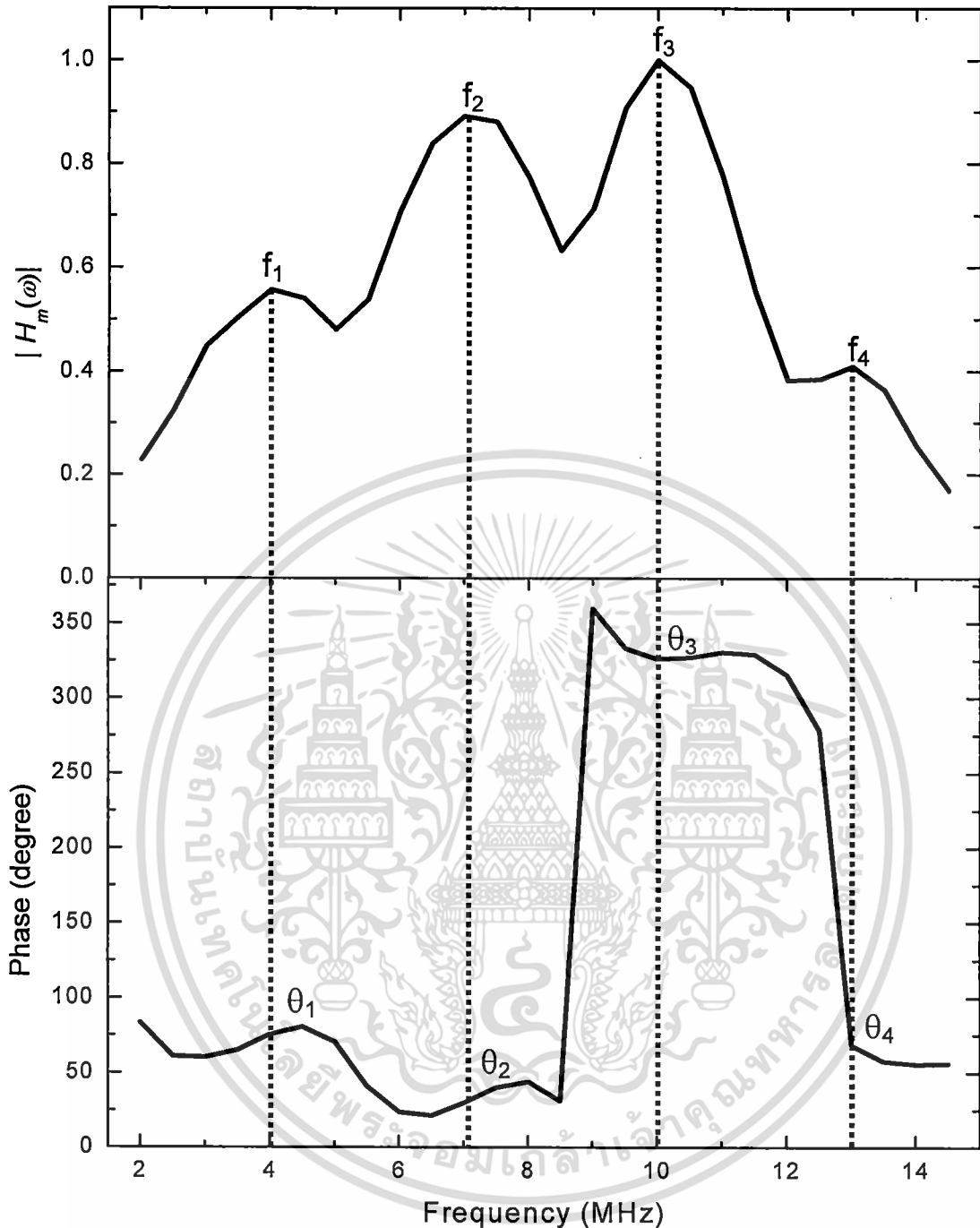
ขั้นตอนต่อมาทำการวัดสัญญาณอัลตราซาวด์ที่มีไฮโดรเจลขณะแช่อยู่ในน้ำเป็นเวลา 5 นาที ($t=5$ min) ในโดเมนเวลาแสดงได้ดังรูปที่ 4.39 สัญญาณที่วัดได้ถูกนอร์มอลไลซ์ในช่วงการเกิดอยู่ที่เวลา 300 ns ถึง 900 ns โดยมีสัญญาณที่ (1) เป็นคลื่นตกกระทบจากผิวด้านบน และสัญญาณที่ (2) เป็นคลื่นสะท้อนจากผิวล่างของไฮโดรเจลจะเห็นได้ว่าคลื่นทั้งสองอยู่ใกล้กันมากและอาจไม่สามารถแยกได้อย่างชัดเจน เนื่องจากไฮโดรเจลมีความหนาน้อยกว่าความยาวคลื่นอัลตราซาวด์ ในการทดลองนี้ใช้ทรานสดิวเซอร์ที่มีความถี่กลาง 10 MHz สามารถประมาณความยาวคลื่น (Wavelength) ที่เคลื่อนที่ในน้ำเท่ากับ 0.15 mm ในขณะที่ความหนาของไฮโดรเจลขณะยังไม่ทดลองประมาณ 100 ไมครอน



รูปที่ 4.39 สัญญาณอัลตราซาวด์ของไฮโดรเจลในโดเมนเวลา

สัญญาณอัลตราซาวด์ของไฮโดรเจลในโดเมนความถี่แสดงดังรูปที่ 4.40 มีแอมพลิจูดสเปกตรัมแตกต่างจากรูปที่ 4.38 จะเห็นได้ว่าเส้นกราฟสัญญาณไม่เรียบซึ่งเกิดจากสัญญาณในโดเมนเวลา (ดังรูปที่ 4.39) นอกจากนี้รูปที่ 4.40 ได้แสดงเฟสสเปกตรัมในหน่วยองศา (degree) ที่สอดคล้องกับจุดสูงสุดของสเปกตรัมในช่วงต่างๆตั้งแต่ f_1-f_4 ซึ่งจะสัมพันธ์กับ $\theta_1-\theta_4$ ตามลำดับ โดยจุดสูงสุดของสเปกตรัม และมุมจะใช้ในการคำนวณหาความหนาของไฮโดรเจลที่แปรเปลี่ยนไปตามเวลาขณะดูดซับน้ำ นอกจากนี้ยังใช้ในการคำนวณหา ความเร็วของอัลตราซาวด์ และพารามิเตอร์อื่นๆ ในไฮโดรเจลต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



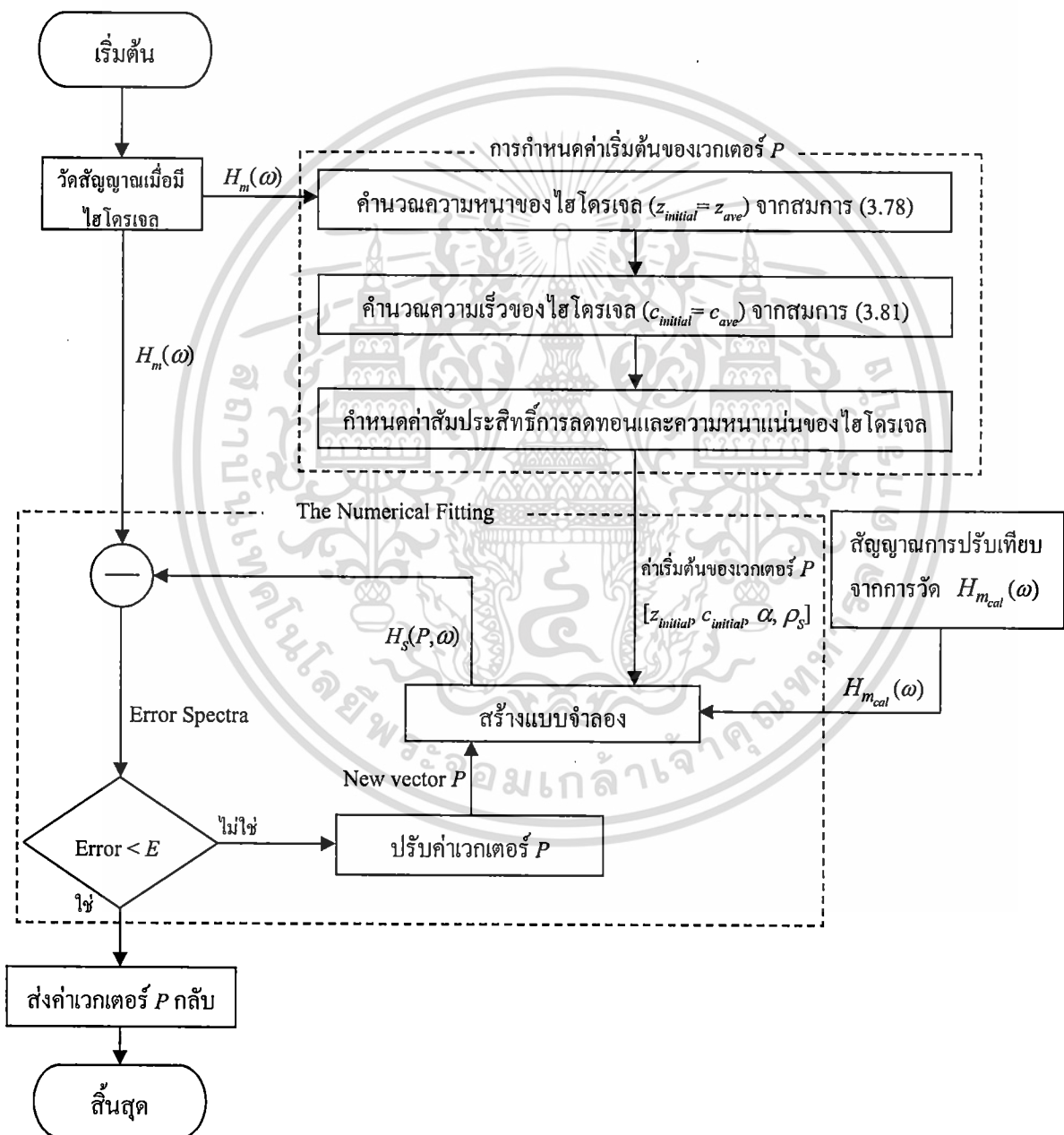
รูปที่ 4.40 สัญญาณอัตราเร็วของไฮโดรเจนในโดเมนความถี่ ($H_m(\omega)$)

ขั้นตอนการคำนวณเชิงตัวเลขแสดงไว้ในรูปที่ 4.41 การคำนวณเริ่มจากการหาค่าเริ่มต้นของเวกเตอร์ P ที่มี 4 พารามิเตอร์ที่สนใจดังนี้

- $z_{initial}$ คำนวณจากสมการ (3.78) จากการวัดสัญญาณ $H_m(\omega)$ (รูปที่ 4.40)
- $c_{initial}$ คำนวณจากสมการ (3.81) จากการวัดสัญญาณ $H_m(\omega)$ (รูปที่ 4.40)
- α คำนวณจากสมการ (3.42) โดยใช้ค่า c_s ที่คำนวณได้ก่อนหน้านี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ ρ_s ใช้ความหนาแน่นของน้ำ การศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

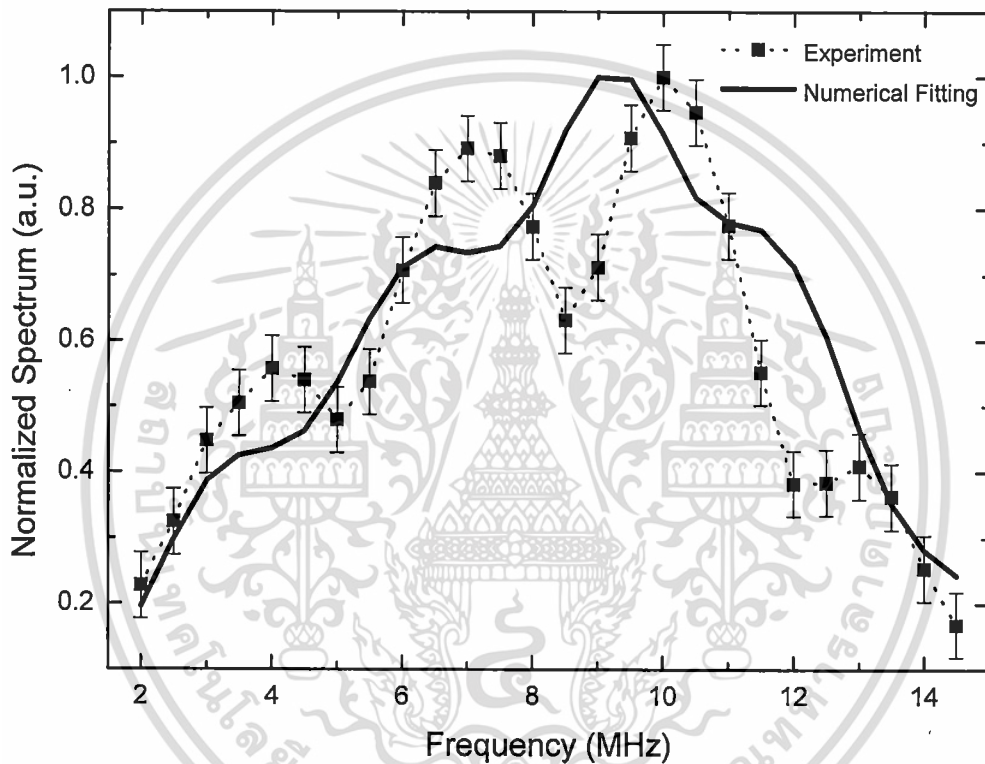
ค่าเริ่มต้นดังกล่าวถูกนำไปใช้ในการสร้างแบบจำลองจากสมการที่ (3.71) เพื่อหา $H_s(P, \omega)$ ร่วมกับสัญญาณที่ได้จากการเปรียบเทียบ $H_{m_{cal}}(\omega)$ และ $H_{cal}(P, \omega)$ ที่คำนวณจากสมการที่ (3.69) อย่างไรก็ตามค่าเริ่มต้นที่ใช้เป็นเพียงค่าโดยประมาณ ทั้งนี้การจะทำให้ถูกต้องมากขึ้นสามารถกระทำได้โดยการปรับเวกเตอร์ P ใน $H_s(P, \omega)$ โดยใช้ $H_m(\omega)$ เป็นเป้าหมาย ซึ่งขั้นตอนนี้ใช้ฟังก์ชัน *lsqnonlin* จาก MATLAB® ซึ่งฟังก์ชันดังกล่าวจะทำการลดความผิดพลาดระหว่าง $H_s(P, \omega)$ และ $H_m(\omega)$ โดยผลลัพธ์จะให้เวกเตอร์ P ที่มีพารามิเตอร์ใน $H_s(P, \omega)$ มีความใกล้เคียงกับ $H_m(\omega)$ นั่นเอง



รูปที่ 4.41 ฟังก์ชันการคำนวณเชิงตัวเลข

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สเปกตรัมของสัญญาณอัลตราซาวด์ก่อนการปรับค่าด้วย $lsqnonlin$ แสดงในรูปที่ 4.42 เส้นประคือ $H_m(\omega)$ ได้จากการวัดสัญญาณอัลตราซาวด์จากการทดลองที่อยู่ในช่วงความถี่ประมาณ 2-14 MHz และเส้นทึบคือ $H_s(P, \omega)$ เป็นสเปกตรัมในแบบจำลองที่สร้างขึ้นจากเวกเตอร์ P โดยจะเห็นว่าเส้นสเปกตรัมทั้งสองไม่เท่ากันถึงแม้ว่าจะอยู่ในช่วงความถี่เดียวกัน เป้าหมายที่ต้องการคือ ปรับพารามิเตอร์ในเวกเตอร์ P (เส้นทึบ) ให้ใกล้เคียงกับค่าที่ได้จากการทดลอง (เส้นประ) มากที่สุด โดยวิธีการปรับค่าเวกเตอร์ P ได้อธิบายแล้วในกระบวนการเชิงตัวเลข

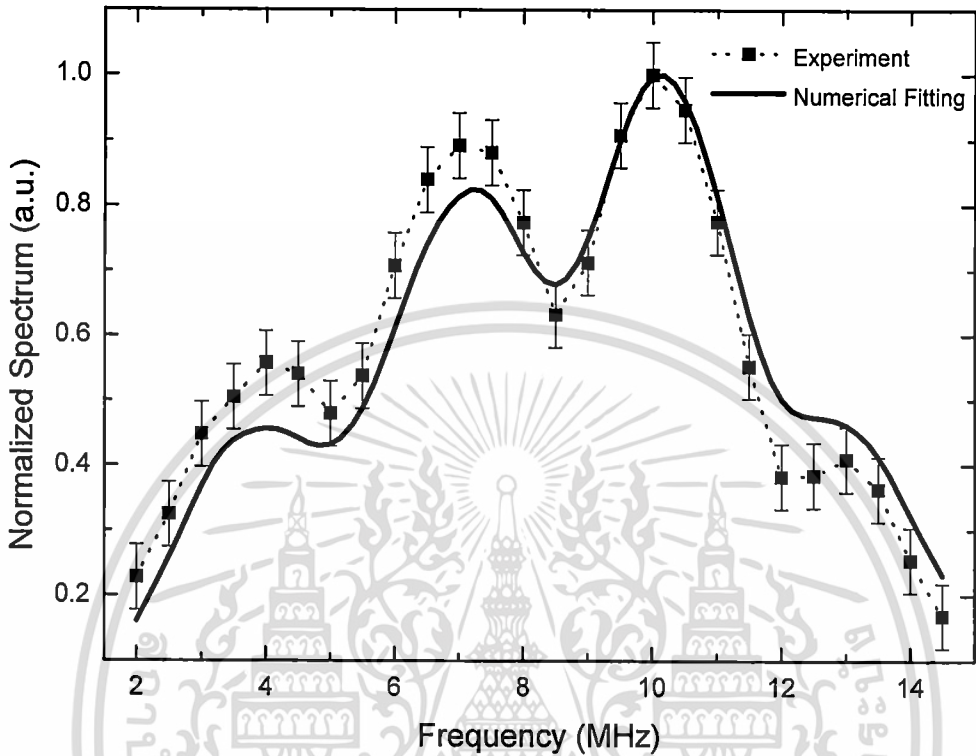


รูปที่ 4.42 สเปกตรัมของสัญญาณอัลตราซาวด์ก่อนการปรับค่าด้วย $lsqnonlin$

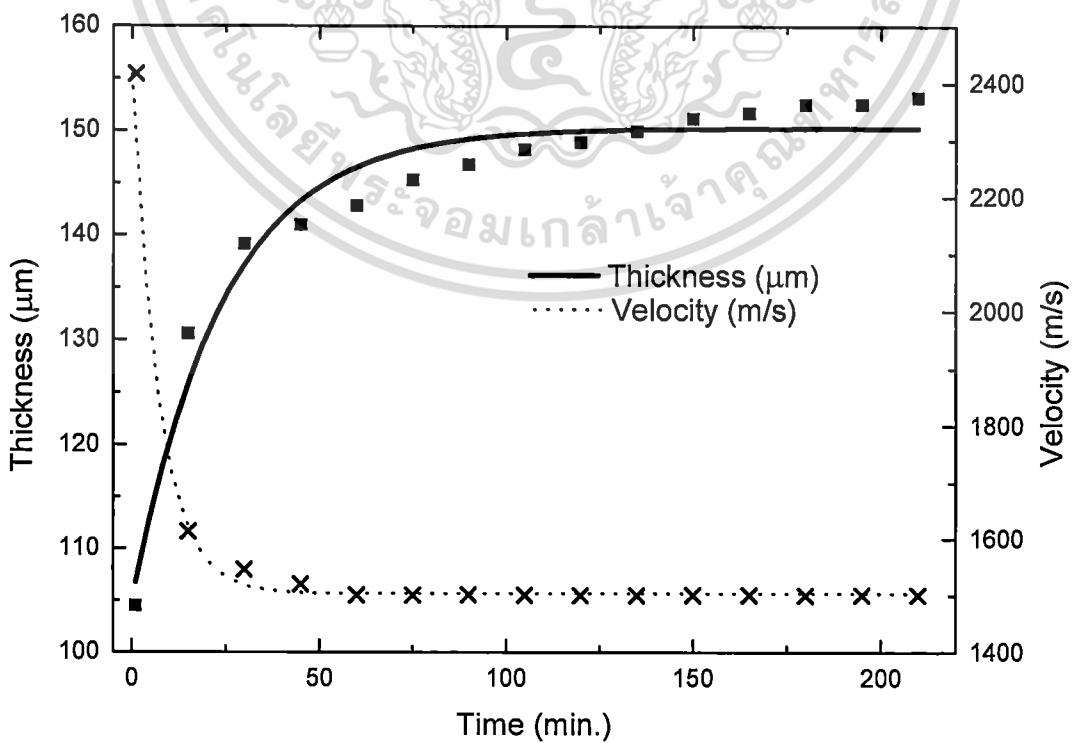
ผลลัพธ์จากกระบวนการปรับค่าแสดงในรูปที่ 4.43 เมื่อพิจารณาจะเห็นได้อย่างชัดเจนว่า เส้นทึบมีความใกล้เคียงเส้นประอย่างมีนัยสำคัญ นั่นหมายความว่าพารามิเตอร์ในเวกเตอร์ P มีความใกล้เคียงกับค่าที่วัดได้จากการทดลองซึ่งถือได้ว่าเวกเตอร์ P มีความถูกต้อง จากนั้นทำการทดลองซ้ำ โดยนำข้อมูลจากเวลาต่างๆ มาคำนวณจากกระบวนการเดียวกัน ซึ่งจะได้ความหนาและความเร็วที่เปลี่ยนไปตามเวลาดั้งแต่เวลาที่ 0 ถึง นาที่ที่ 225 ดังแสดงในรูปที่ 4.44 ทั้งนี้สามารถอธิบายพารามิเตอร์ของไฮโดรเจลได้ว่าเกิดจากการดูดน้ำซึ่งทำให้ความหนา (เส้นทึบ) เพิ่มขึ้นจากประมาณ $105 \mu\text{m}$ เป็น $155 \mu\text{m}$ ในทางกลับกันความเร็วของอัลตราซาวด์ในไฮโดรเจลลดลงจาก $2,400 \text{ m/s}$ เป็น $1,500 \text{ m/s}$ เกิดจากช่วงแรกไฮโดรเจลมีลักษณะสมบัติคล้ายของแข็งจึงมีความเร็วอัลตราซาวด์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มาก และหลังจากไฮโดรเจลดูดซับน้ำเต็มที่แล้วทำให้โครงสร้างภายในเต็มไปด้วยน้ำ ความเร็วมีค่าลดลงใกล้เคียงกับความเร็วเสียงในน้ำ

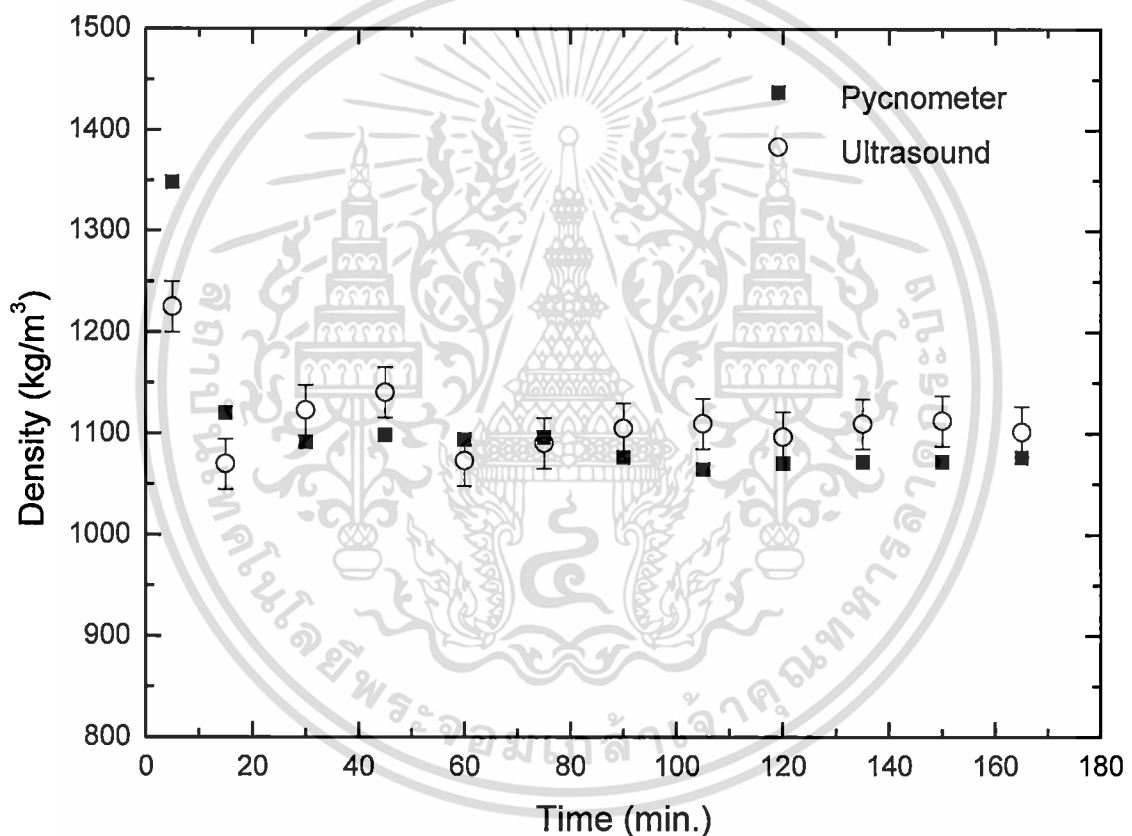


รูปที่ 4.43 สเปกตรัมของสัญญาณอัลตราซาวด์หลังการปรับค่าด้วย $lsqnonlin$



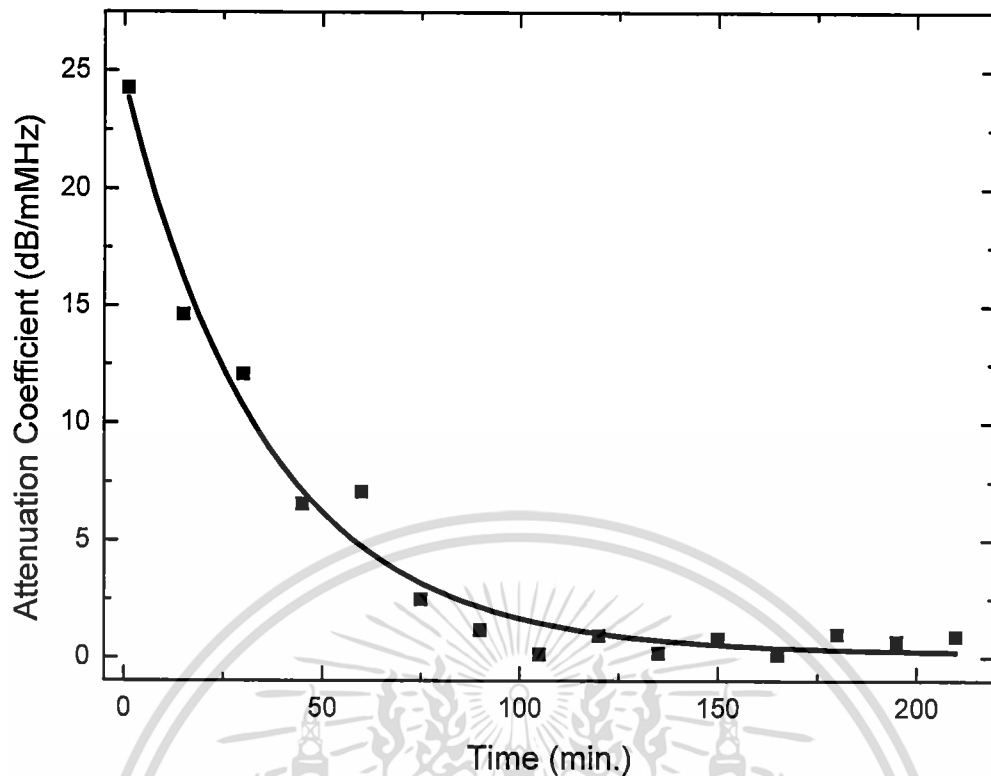
เอกสารนี้เป็นเอกสารรูปที่ 4.44 ความหนาและความเร็วของไฮโดรเจลที่เปลี่ยนไปตามเวลา ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เพื่อเป็นการยืนยันความถูกต้องของผลการคำนวณ ความหนาแน่นของไฮโดรเจล (ρ) ที่คำนวณจากวิธีการทางอัลตราซาวด์ถูกนำไปเปรียบเทียบกับผลการคำนวณทางเคมีซึ่งใช้วิธีพิคโนมิเตอร์ (Pycnometer) [77] ดังแสดงในรูปที่ 4.45 โดยผลลัพธ์ของอัลตราซาวด์ใช้วงกลม และพิคโนมิเตอร์ใช้สี่เหลี่ยมซึ่งทั้งสองข้อมูลถูกนำเสนอบนกราฟเดียวกันมีแกนนอนเป็นแกนเวลาโดยจะทำการแสดงค่าทุกๆ 15 นาที เริ่มต้นที่นาทีที่ 0 ถึงนาทีที่ 225 จะเห็นได้ว่าผลการคำนวณมีความใกล้เคียงกัน โดยเฉพาะอย่างยิ่งช่วงเวลาในนาทีที่ 15-80 นาที ข้อมูลทั้งสองเกือบซ้อนทับกันพอดี แสดงให้เห็นถึงความถูกต้องของการคำนวณ ดังนั้นสามารถสรุปได้ว่าวิธีการแสดงเอกลักษณ์แบบพารามตริกของแบบจำลองการแพร่กระจายคลื่นอัลตราซาวด์ที่พิจารณาผลของการเลี้ยวเบนของคลื่นมีความถูกต้อง



รูปที่ 4.45 การเปรียบเทียบความหนาแน่นของไฮโดรเจลด้วยวิธีการ Pycnometer

เมื่อได้ความเร็วที่เปลี่ยนไปตามเวลาดังรูปที่ 4.44 สามารถนำมาคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนได้โดยใช้สมการที่ (3.42) ผลลัพธ์จากคำนวณแสดงได้ดังรูปที่ 4.46 จะเห็นได้ว่าในช่วงแรกของการทดลองค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนมีค่า 24 dB/mMHz และลดลงเป็น 0 dB/mMHz โดยลักษณะของกราฟลดลงเป็นไปในทิศทางเดียวกับความเร็วเมื่อไฮโดรเจลดูดซับน้ำลักษณะการลดลงของค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจะไม่เป็นเชิงเส้นโดยจะลดลงอย่างรวดเร็วในช่วง 100 นาทีแรก และค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเริ่มลดลงในอัตราที่น้อยลงในช่วงหลัง ญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.46 ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของไฮโดรเจล

นอกจากนี้ความหนาแน่น และความเร็วสามารถนำไปหาโมดูลัสเชิงซ้อน (Complex Modulus) ของวัสดุซึ่งเป็นค่าทางกลที่สัมพันธ์กับความเค้น (Stress) และความเครียด (Strain) เชิงเวลาในวัตถุ [78] โดยโมดูลัสเชิงซ้อนจะบอกถึงคุณสมบัติของวัสดุได้ซึ่งพารามิเตอร์นี้มักจะถูกกล่าวถึงในการทดสอบวัสดุทางกล พารามิเตอร์เชิงซ้อนประกอบด้วยโมดูลัสการสะสม (Storage Modulus) สามารถบอกถึงความแข็งหรือความยืดหยุ่นของวัตถุ และโมดูลัสการสูญเสีย (Loss Modulus) เป็นส่วนประกอบจินตภาพซึ่งสัมพันธ์กันดังสมการที่ (4.4) [78]

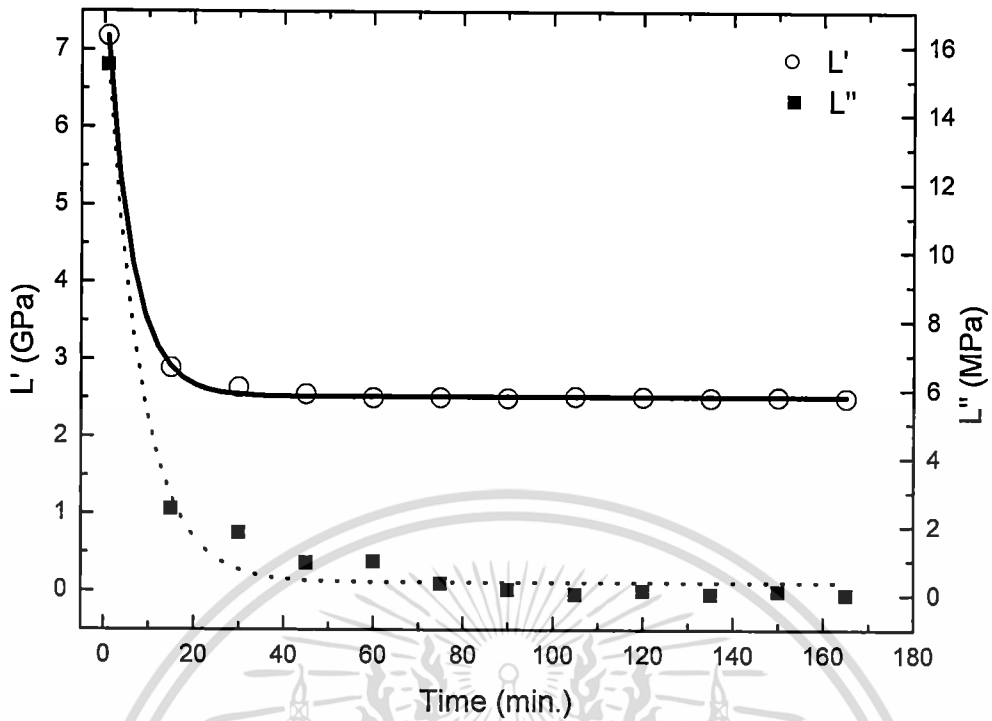
$$\dot{L} = L' + iL'' \quad (4.4)$$

โดย L' คือโมดูลัสเชิงซ้อน, L' คือโมดูลัสการสะสม และ L'' คือโมดูลัสการสูญเสียสามารถคำนวณได้จากสมการที่ (4.5) และ (4.6) [79] ตามลำดับ

$$L' = c^2 \rho \quad (4.5)$$

$$L'' = \frac{2\alpha\rho c^3}{\omega} \quad (4.6)$$

ผลการคำนวณจากสมการที่ (4.5) และ (4.6) แสดงในรูปที่ 4.47 และผลการคำนวณที่ได้ เอกสารคัดลอกกับงานวิจัย [79] ซึ่งเป็นการยืนยันความถูกต้องของการคำนวณ แต่ให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.47 โมดูลัสการสะสมและโมดูลัสการสูญเสียของไฮโดรเจล

บทนี้เป็นการนำทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยในบทที่ 3 มาใช้จริง เริ่มต้นจากการสร้างแบบจำลองของสัญญาณอัลตราซาวด์ที่พิจารณาการเลี้ยวเบนของคลื่นทั้งในโหมดส่งผ่านและโหมดสะท้อนในรูปแบบต่างๆ พร้อมทั้งเปรียบเทียบกับสัญญาณอัลตราซาวด์จากการวัดจริงสามารถสรุปได้ว่าแบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ที่สร้างจากฟังก์ชันถ่ายโอนแบบต่างๆมีความถูกต้อง

จากนั้นยังได้ศึกษาการใช้ฟังก์ชัน $lsqnonlin$ ซึ่งเป็นฟังก์ชันในการหาค่าลึงสองน้อยที่สุดแบบไม่เป็นเชิงเส้น โดยฟังก์ชันนี้จะทำการปรับค่าตัวแปรในแบบจำลองให้ใกล้เคียงกับค่าที่ได้จากการทดลองซึ่งเป็นหลักการของการแสดงเอกลักษณ์แบบพารามетริก จากผลการทดลองกับฟังก์ชันคณิตศาสตร์ทั้งแบบเชิงเส้น และไม่เป็นเชิงเส้น สามารถสรุปได้ว่าฟังก์ชันนี้ทำงานได้ถูกต้องและมีความเป็นไปได้ในการประยุกต์ใช้กับแบบจำลองที่สร้างขึ้น

นอกจากนี้การแสดงเอกลักษณ์แบบพารามетริกเต็มรูปแบบได้ทดลองกับแท่งพลาสติกใสชนิด Plexiglas ซึ่งเป็นวัตถุจริงเพื่อเปรียบเทียบผลการทดลองกับงานวิจัยอื่นที่ใช้วัตถุเดียวกัน โดยค่าการลดทอนของสัญญาณอัลตราซาวด์ถูกใช้เป็นพารามетริกที่ใช้ในการเปรียบเทียบ จากผลการทดลองสามารถสรุปได้ว่าวิธีการแสดงเอกลักษณ์แบบพารามетริก โดยใช้แบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์สามารถคำนวณค่าได้ใกล้เคียงกับงานวิจัยก่อนหน้า

ในกรณีที่วัตถุนั้นมีความบางมากจนไม่สามารถวัดได้ หรือกระทำได้ยากส่งผลให้กระบวนการคำนวณอาจทำไม่ได้เลยหากไม่ได้ใช้เครื่องมือเฉพาะที่มีราคาสูง เพื่อแก้ปัญหาดังกล่าว

การทดลองสุดท้ายของการวิจัยนี้เป็นการทดลองกับไฮโดรเจลซึ่งเป็นวัตถุสังเคราะห์ที่ถูกสร้างขึ้นไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากกระบวนการทางเคมี โดยไฮโดรเจลดังกล่าวมีลักษณะใส และมีความหนาระดับไมครอน โดยเป็นฟิล์มบางเคลือบอยู่บนภาชนะทดลอง วิธีการแสดงเอกลักษณ์แบบพารามетริกโดยใช้แบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ได้ถูกประยุกต์ใช้ในการหาสมบัติทางกลของไฮโดรเจลดังกล่าว และได้เปรียบเทียบพารามิเตอร์บางค่าจากการทดลองทางเคมี หรือกับงานวิจัยอื่นที่ใกล้เคียงเพื่อเป็นการยืนยันความถูกต้องของการคำนวณ

จากการทดลองอย่างเป็นขั้นตอนที่สอดคล้องกับทฤษฎีต่างๆ ดังนั้นจึงสามารถสรุปได้ว่าวิธีการแสดงเอกลักษณ์แบบพารามетริกของแบบจำลองการแพร่กระจายคลื่นอัลตราซาวด์ที่พิจารณาผลจากการเลี้ยวเบนของคลื่นเป็นกระบวนการหาค่าพารามิเตอร์ของวัตถุได้อย่างถูกต้อง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยนี้มุ่งเน้นศึกษาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์สำหรับวัดคุณสมบัติเชิงกลของไฮโดรเจลโดยใช้การแพร่กระจายของคลื่นอัลตราซาวด์ที่มีการเลี้ยวเบนของคลื่น ซึ่งเป็นกระบวนการหาสมบัติทางกล หรือพารามิเตอร์ของวัตถุ เช่น ความหนาแน่น ความเร็วอัลตราซาวด์ ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน และอื่นๆ จุดเด่นของงานวิจัยนี้คือการสร้างแบบจำลองการแพร่กระจายคลื่นอัลตราซาวด์ในโดเมนความถี่ที่ผนวกกับฟังก์ชันการเลี้ยวเบนของคลื่นจึงทำให้แบบจำลองมีความใกล้เคียงกับสัญญาณอัลตราซาวด์จากการวัดจริงมากยิ่งขึ้น นอกจากนี้ยังประยุกต์ใช้การแสดงเอกลักษณ์แบบพาราเมตริกซึ่งเป็นการนำสเปกตรัมจากการทดลองไปปรับค่าพารามิเตอร์ในแบบจำลองที่สร้างขึ้นโดยวิธีกำลังสองน้อยที่สุดแบบไม่เป็นเชิงเส้น เมื่อเสร็จสิ้นกระบวนการปรับค่าสเปกตรัมของแบบจำลองจะมีความใกล้เคียงกับสเปกตรัมจากการทดลองมากที่สุด ซึ่งสามารถสรุปได้ว่าพารามิเตอร์ในแบบจำลองเป็นพารามิเตอร์ของวัตถุ จุดเด่นอีกประการของงานวิจัยนี้คือ การประมาณความหนาของวัตถุที่มีความบางระดับ ไมครอน โดยไม่จำเป็นต้องทราบความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์ในวัตถุ และความหนาของวัตถุก่อน ซึ่งพารามิเตอร์ทั้งสองนั้นมีความจำเป็นต่อการสร้างแบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ โดยในงานวิจัยนี้ใช้มุมเฟสที่สัมพันธ์กับแอมพลิจูดสเปกตรัมมาคำนวณซึ่งวิธีการนี้สามารถหาความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์ในวัตถุ และความหนาของวัตถุได้พร้อมกัน

ขั้นตอนดำเนินงานวิจัยเริ่มจากสร้างแบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ที่คิดการเลี้ยวเบนของคลื่นเพื่อทดสอบฟังก์ชันถ่ายโอนแบบต่างๆ อาทิเช่น ค่าสัมประสิทธิ์การส่งผ่านระหว่างน้ำกับวัตถุ ฟังก์ชันการเลี้ยวเบน เป็นต้น โดยฟังก์ชันถ่ายโอนทั้งหมดจะอยู่ในโดเมนความถี่ซึ่งการเขียนโปรแกรมเลือกใช้ MATLAB[®] ในการทดสอบอัลกอริทึมเพราะมีความสามารถในการจัดการสมการคณิตศาสตร์ได้ดี อีกทั้งยังมีฟังก์ชันให้เลือกใช้ได้อย่างหลากหลาย และเหมาะสมในการส่งค่าตัวแปรเพื่อใช้คำนวณการแสดงเอกลักษณ์แบบพาราเมตริก ซึ่งการทดลองแรกได้ทำการเขียนโปรแกรมสร้างแบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ที่คิดการเลี้ยวเบนของคลื่นในโหมดส่งผ่านเพราะเป็นวิธีที่ง่ายที่สุด และมีสมการที่ซับซ้อนน้อย อย่างไรก็ตามเมื่อเขียนโปรแกรมในโดเมนความถี่แล้วต้องทำการแปลงให้อยู่ในโดเมนเวลาเพื่อเปรียบเทียบสัญญาณอัลตราซาวด์ที่สร้างขึ้น กับสัญญาณที่วัดจริง โดยการติดตั้งอุปกรณ์ใช้อ่างน้ำที่มีความยาวประมาณ 120 cm ทราบส์ดิวเซอร์ตัวส่งต่ออยู่กับเครื่องกำเนิดสัญญาณพัลส์ส่งสัญญาณอัลตราซาวด์ผ่านน้ำ ทะลุวัตถุทดลอง กระทบกับทราบส์ดิวเซอร์ตัวรับเพื่อแปลงเป็นสัญญาณไฟฟ้าส่งต่อไปยังคอมพิวเตอร์ เมื่อเปรียบเทียบผลการไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทดลองจากสัญญาณอัลตราซาวด์จำลองกับสัญญาณที่วัดจริงใน โดเมนเวลาแล้วพบว่า มีระยะห่างของคลื่นตกกระทบและคลื่นสะท้อนเท่ากัน นอกจากนี้สัญญาณจำลองใน โดเมนเวลายังมีความถี่ทรานส์ดิวเซอร์ตรงกับที่ได้ออกแบบไว้ ซึ่งสามารถสรุปได้ว่าสมการคณิตศาสตร์ที่ใช้สร้างแบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ที่คิดการเกี่ยวเบนของคลื่นใน โหมดส่งผ่านมีความถูกต้องสามารถนำไปใช้จริงได้ อย่างไรก็ตามการวัดใน โหมดส่งผ่านมีข้อด้อยคือ ต้องทำการติดตั้งทรานส์ดิวเซอร์ตัวส่งและตัวรับให้ตรงกันอีกทั้งต้องได้ระดับอย่างสมบูรณ์จึงจะได้ผลการทดลองที่ถูกต้อง ซึ่งในทางปฏิบัติการจะติดตั้งทรานส์ดิวเซอร์ดังกล่าวให้อยู่ในระดับเดียวกันเป็นเรื่องยากเพราะมีระยะห่างระหว่างทรานส์ดิวเซอร์ทั้งสองค่อนข้างมาก การเอียงของทรานส์ดิวเซอร์ตัวใดตัวหนึ่งเพียงเล็กน้อยจะส่งผลถึงช่วงความถี่ของสัญญาณที่วัดอาจทำให้ผลการทดลองเกิดความผิดพลาดได้ ดังนั้นเพื่อแก้ปัญหาดังกล่าวจึงทำการปรับเปลี่ยน โหมดการทดลองใหม่เป็น โหมดสะท้อน

แบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ที่คิดการเกี่ยวเบนของคลื่นใน โหมดสะท้อนใช้สมการคณิตศาสตร์ในการคำนวณคล้ายกับ โหมดส่งผ่าน แต่มีความซับซ้อนเพิ่มขึ้นในส่วนของการหาคลื่นสะท้อนที่อยู่ในรูปของผลรวมของสัมประสิทธิ์การสะท้อน สัมประสิทธิ์การส่งผ่าน และฟังก์ชันการเกี่ยวเบน โดยแบบจำลองลักษณะนี้ใช้ทรานส์ดิวเซอร์เพียงตัวเดียวในการส่งและรับสัญญาณ อัลตราซาวด์ การสร้างแบบจำลองยังคงใช้ MATLAB[®] ในการเขียนโปรแกรมทำได้โดยปรับปรุงสมการคณิตศาสตร์ใน โหมดส่งผ่านให้สอดคล้องกับ โหมดสะท้อน จากนั้นทดสอบกระทำโดยการแปลงสัญญาณอัลตราซาวด์ให้อยู่ใน โดเมนเวลา แล้วทำการเปรียบเทียบกับการวัดจริงซึ่งการติดตั้งอุปกรณ์มีทรานส์ดิวเซอร์อยู่ด้านบนของอ่างน้ำ มีสายสัญญาณ ออสซิลโลสโคป และคอมพิวเตอร์ต่อเข้ากับตัวกำเนิดสัญญาณพัลส์ จากนั้นนำแผ่นอ้างอิงมาวางซึ่งในที่นี้ใช้แผ่นสแตนเลส อีกทั้งยังต้องจัดเรียงให้อยู่ในแนวระดับเพื่อให้เกิดการตกกระทบของคลื่นแบบตั้งฉาก โดยสามารถเปรียบเทียบผลตอบสนองต่อความถี่ที่วัดได้กับข้อมูลที่ผู้ผลิตแสดงไว้ในเอกสารหากสัญญาณที่วัดได้ไม่ตรงกันให้ทำการปรับทรานส์ดิวเซอร์ให้ขนานกับแผ่นอ้างอิง เมื่อทำการปรับเทียบเรียบร้อยแล้วจึงนำวัตถุทดลองไปวางบนแผ่นอ้างอิง โดยต้องกระทำอย่างระมัดระวังและไม่ให้กระทบถึงอุปกรณ์ที่ได้ติดตั้งไว้แล้ว และต้องรองจนกว่าฟองอากาศเล็กๆในอ่างน้ำหมดไปจึงเริ่มทำการวัดสัญญาณ ผลการทดลองจากแบบจำลองจะถูกเปรียบเทียบกับสัญญาณที่ได้จากการวัดจริงใน โดเมนเวลาซึ่งผลการเปรียบเทียบแสดงให้เห็นว่ามีระยะห่างของคลื่นตกกระทบและคลื่นสะท้อนเท่ากัน นอกจากนี้เมื่อพิจารณาสัญญาณใน โดเมนเวลาพบว่าสัญญาณจากแบบจำลองความถี่ทรานส์ดิวเซอร์ตรงกับที่ได้ออกแบบไว้ และตรงกับสัญญาณที่วัดจริง จากข้อมูลทั้งหมดสามารถสรุปได้ว่าสมการคณิตศาสตร์ที่ใช้สร้างแบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ที่คิดการเกี่ยวเบนของคลื่นใน โหมดสะท้อนมีความถูกต้องสามารถนำไปใช้จริงได้

เมื่อแบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ที่สร้างขึ้นมีความถูกต้อง ขั้นตอนต่อมาทำการทดสอบวิธีกำลังสองน้อยที่สุดแบบไม่เป็นเชิงเส้น โดยใช้ฟังก์ชัน $lsqnonlin$ เพื่อหาค่าพารามิเตอร์ที่อยู่ในเอกสารฉบับนี้ อย่างไรก็ตามข้อควรระวังคือหากต้องการใช้ฟังก์ชัน $lsqnonlin$ นี้ จะต้องมีการตั้งค่าในเอกสารฉบับนี้ให้ถูกต้องด้วย มิฉะนั้นการคำนวณอาจผิดพลาดได้

แบบจำลอง เริ่มต้นทดสอบจากสมการเชิงเส้นที่ง่ายที่สุด โดยสมมติว่ามีแบบจำลองหนึ่งสามารถอธิบายได้ด้วยสมการเส้นตรง และมีข้อมูลจากการทดลองที่ต้องการอธิบายด้วยแบบจำลองดังกล่าว แล้วใช้ฟังก์ชัน $lsqnonlin$ ในการปรับค่าในพารามิเตอร์แบบจำลองในที่นี้มี 2 พารามิเตอร์คือ ความชัน และจุดตัดแกน y เมื่อเสร็จสิ้นกระบวนการจากฟังก์ชันดังกล่าว จะให้ผลของค่าพารามิเตอร์มีความใกล้เคียงกับค่าที่ได้จากการทดลองมากที่สุด นั่นหมายความว่าสามารถใช้พารามิเตอร์ร่วมกับสมการเส้นตรงในการอธิบายข้อมูลจากการทดลองได้ จากผลการทดลองสามารถสรุปได้ว่าฟังก์ชัน $lsqnonlin$ สามารถทำงานกับสมการเชิงเส้นได้ถูกต้อง อย่างไรก็ตามแบบจำลองส่วนมากจะเป็นที่ซับซ้อนและไม่เป็นเชิงเส้น ดังนั้นจึงดำเนินการทดลองเพิ่มเติมโดยการทดสอบกับสมการที่ไม่เป็นเชิงเส้นในที่นี้เลือกใช้สมการพาราโบลา ฟังก์ชันตรีโกณมิติ และอื่นๆ มีขั้นตอนการดำเนินการในลักษณะเดียวกับสมการเส้นตรงที่กล่าวไปแล้วข้างต้น ซึ่งผลลัพธ์ของการคำนวณจากสมการหลากหลายรูปแบบสามารถหาพารามิเตอร์ต่างๆ ได้อย่างถูกต้อง และแม่นยำดังนั้นสรุปได้ว่าฟังก์ชัน $lsqnonlin$ สามารถนำไปประยุกต์ใช้กับแบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ที่คิดการเลี้ยวเบนของคลื่นได้

จากการทดสอบแบบจำลอง และฟังก์ชัน $lsqnonlin$ ซึ่งให้ผลลัพธ์ที่ถูกต้อง จากนั้นได้ออกแบบการทดลองเพื่อประยุกต์ใช้การแสดงเอกลักษณ์แบบพารามเมตริกกับวัตถุจริง ซึ่งได้เลือกใช้แท่งพลาสติกใสเป็นวัตถุทดลอง มีแผ่นสแตนเลสเป็นแผ่นอ้างอิง อีกทั้งได้ทำการวัดในโหมดสะท้อนเพื่อเลี่ยงปัญหาการจัดเรียงอุปกรณ์ ขั้นตอนการเตรียมการทดลองเริ่มจากการติดตั้งทรานส์ดิวเซอร์ให้อยู่ด้านบนของอ่างน้ำเพื่อส่งคลื่นอัลตราซาวด์จากบนลงล่าง ซึ่งจะทำให้การปรับเทียบทำได้ง่ายกว่าการจัดให้ทรานส์ดิวเซอร์ส่งคลื่นอัลตราซาวด์ในแนวนอน นอกจากนี้ทรานส์ดิวเซอร์ และอ่างน้ำ ต้องจัดเรียงกันอย่างได้ระดับจึงจำเป็นต้องใช้ตัววัดระดับมาช่วยในการติดตั้ง เพื่อให้ได้ฉากทั้งในแนวตั้งและแนวนอน การวัดสัญญาณใช้คิจิตอลออสซิลโลสโคปต่อกับเครื่องกำเนิดสัญญาณพัลส์ในการเก็บข้อมูล ซึ่งสัญญาณอัลตราซาวด์ที่วัดได้จะถูกบันทึกและนำไปคำนวณต่อโดยใช้โปรแกรม MATLAB[®] อย่างไรก็ตามก่อนการคำนวณต้องทำการทดสอบข้อมูลอีกครั้งเพื่อหาอัตราแซมปลิงข้อมูลซึ่งเป็นตัวแปรที่สำคัญในการหาค่าพารามิเตอร์ต่างๆ จากนั้นประยุกต์วิธีการแสดงเอกลักษณ์แบบพารามเมตริกของแบบจำลองการแพร่กระจายคลื่นอัลตราซาวด์ในการหาพารามิเตอร์ของแท่งพลาสติกซึ่งมีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของสัญญาณอัลตราซาวด์เป็นพารามิเตอร์หนึ่งที่ต้องการทราบค่า ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่ากระบวนการทั้งหมดมีความถูกต้อง นอกจากนี้ยังนำผลการทดลองที่ได้ไปเปรียบเทียบกับงานวิจัยอื่นที่ใช้วัตถุเดียวกันเพื่อเป็นการยืนยันความถูกต้องของวิธีการนี้ พบว่าค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของสัญญาณอัลตราซาวด์ของแท่งพลาสติกที่คำนวณได้มีความใกล้เคียงกัน อย่างไรก็ตามวัตถุที่นำมาทดลองเป็นวัตถุที่มีความหนา มากกว่าความยาวคลื่น ซึ่งการทดลองจะมีความยากมากขึ้นหากวัตถุที่คลื่นอัลตราซาวด์เคลื่อนที่ผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มีความหนาแน่นน้อยกว่าความยาวคลื่น ดังนั้นจึงได้ปรับปรุงวิธีการแสดงเอกลักษณ์แบบพาราเมตริกให้สามารถแก้ปัญหาดังกล่าว

การทดลองสุดท้ายใช้ไฮโดรเจลเป็นวัตถุทดลองซึ่งมีความหนาระดับไมครอน การเตรียมไฮโดรเจลต้องใช้น้ำในตอนที่ใช้น้ำใช้ไฮโดรเจลความเข้มข้น 2.8 ml ซึ่งมีข้อควรระวังคือหลังจากเตรียมไฮโดรเจลเสร็จต้องไม่ให้สัมผัสกับอากาศควรใช้ฟิล์มพลาสติกใส่ห่อหุ้มไฮโดรเจลไว้ เพราะไอน้ำในอากาศอาจทำให้โครงสร้างภายในของไฮโดรเจลเปลี่ยนแปลงได้ การเตรียมการทดลองได้กระทำเหมือนกับการทดลองก่อนหน้านี้ แต่ไฮโดรเจลที่ถูกเตรียมขึ้นจะบรรจุอยู่บนถาดแก้ว ดังนั้นจึงต้องทำการปรับปรุงแบบจำลองของการทดลองซึ่งก่อนหน้านี้ที่เลือกใช้สแกนเลสเป็นแผ่นอ้างอิง ต้องปรับเปลี่ยนเป็นแก้วแทน ด้วยเหตุผลดังกล่าวค่าคงที่ต่างๆ ของแผ่นสแกนเลสจะถูกแทนที่ด้วยค่าคงที่ของแก้ว ขั้นตอนต่อมาทำการวัดสัญญาณอัลตราซาวด์โดยใช้ดิฟฟิรอลออสซิลโลสโคปที่ต่ออยู่กับเครื่องกำเนิดสัญญาณพัลส์ โดยคลื่นอัลตราซาวด์ถูกสร้างขึ้นจากทรานส์ดิวเซอร์ที่มีความถี่กลาง 10 MHz ทำการวัดในโหมดสะท้อน การวัดสัญญาณปรับเทียบต้องกระทำกับถาดแก้วเปล่า (ไม่มีไฮโดรเจล) จากนั้นทำการทดลองกับถาดแก้วที่มีไฮโดรเจลเป็นฟิล์มใสบรรจุอยู่ช่วงจังหวะที่ใสไฮโดรเจลในน้ำต้องกระทำด้วยความรวดเร็ว แต่มีมโนวล เพราะโครงสร้างของไฮโดรเจลจะเปลี่ยนแปลงทันทีที่สัมผัสกับน้ำ (ไฮโดรเจลที่ผ่านการทดลองแล้วไม่สามารถนำมาใช้ซ้ำได้เพราะฉะนั้นควรเตรียมไฮโดรเจลหลายๆ ถาด) บันทึกค่าทุกๆ 15 นาที รวม 225 นาที เพื่อหาพารามิเตอร์ที่เปลี่ยนแปลงเมื่อไฮโดรเจลดูดซับน้ำซึ่งทำให้โครงสร้างของมันได้เปลี่ยนไปตามเวลา ดังนั้นพารามิเตอร์ที่ได้จะเปลี่ยนไปตามเวลาเช่นกัน การบันทึกค่าต้องกระทำด้วยความรวดเร็วและถูกต้อง ข้อควรระวังในการบันทึกค่าคือไม่ควรเปลี่ยน Time/Div ของดิฟฟิรอลออสซิลโลสโคปเพราะอาจทำให้ความถี่แซมปลิงไม่เท่ากัน และจะทำให้การคำนวณยุ่งยากมากขึ้น ผลการวัดเมื่อมีไฮโดรเจลมีดังนี้

- ความเร็วของอัลตราซาวด์ลดลงจาก 2,400 m/s เหลือ 1,500 m/s
- สัมประสิทธิ์การลดทอนของสัญญาณอัลตราซาวด์ลดลงจาก 24 dB/mMHz เหลือ 2 dB/mMHz
- ความหนาแน่นของไฮโดรเจลลดลงจาก 1,250 kg/m³ เหลือ 1,100 kg/m³

จะเห็นได้ว่าพารามิเตอร์ทั้ง 3 มีค่าลดลง ทั้งนี้สามารถสรุปได้ว่าเมื่อไฮโดรเจลดูดซับน้ำทำให้โครงสร้างภายในเกิดการเปลี่ยนแปลงโดยมีสถานะใกล้เคียงกับน้ำมากขึ้น ดังนั้นในช่วงท้ายของการทดลองพารามิเตอร์ดังกล่าวจึงมีค่าเกือบเท่ากับพารามิเตอร์ของน้ำ ในทางตรงกันข้ามความหนาของไฮโดรเจลกลับมีค่ามากขึ้น โดยเพิ่มจาก 105 ไมครอน เป็น 155 ไมครอน ซึ่งเกิดจากการที่ไฮโดรเจลดูดซับน้ำเข้าไปเช่นกัน นอกจากนี้ผลการทดลองบางส่วนได้ถูกเปรียบเทียบกับเอคโคโนมิเตอร์ซึ่งเป็นวิธีการทางเคมีเพื่อยืนยันความถูกต้องนั้น และได้นำสัมประสิทธิ์การลดทอนการคำนวณว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และความเร็ว ไปคำนวณหาโมดูลัสเชิงซ้อน (L' และ L'') พบว่าค่าพารามิเตอร์ดังกล่าวมีความสอดคล้องกับงานวิจัยอื่นเช่นกัน

จากการทดลองอย่างเป็นขั้นตอน และมีการเปรียบเทียบผลการคำนวณกับงานวิจัยอื่น ดังนั้นสามารถสรุปได้ว่าการพัฒนาวิธีการแสดงเอกลักษณ์แบบพาราเมตริกของแบบจำลองการแพร่กระจายคลื่นอัลตราซาวด์ที่พิจารณาผลของการเลี้ยวเบนของคลื่น สามารถหาค่าพารามิเตอร์ต่างๆของวัตถุได้ถูกต้อง และอาจสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในงานวิจัยอื่นๆ ที่เกี่ยวกับอัลตราซาวด์ต่อไป

5.2 ข้อเสนอแนะ

5.2.1 งานวิจัยนี้ใช้วิธีกำลังสองน้อยที่สุดแบบไม่เป็นเชิงเส้นในการปรับพารามิเตอร์ในแบบจำลองให้ใกล้เคียงกับค่าที่ได้จากการทดลอง ซึ่งตรงจุดนี้สามารถปรับปรุงโดยใช้วิธีการคำนวณเชิงพันธุกรรม (Genetic Algorithm) ซึ่งอาจทำให้ค่าพารามิเตอร์ที่คำนวณได้มีความถูกต้องมากขึ้น

5.2.2 การหาความหนาและความเร็วของวัตถุในกรณีที่มีความหนาของวัตถุน้อยกว่าความยาวคลื่นอัลตราซาวด์ สามารถประยุกต์ใช้วิธีการอื่นเพื่อเปรียบเทียบกับวิธีที่ใช้อยู่ในงานวิจัยนี้เพื่อเป็นทางเลือกในการใช้งานต่อไป

5.2.3 เนื่องจากแบบจำลองนี้ได้ประยุกต์ใช้ความสัมพันธ์คาร์เมอร์-โครนิก ซึ่งเป็นสมการที่อธิบายถึงความสัมพันธ์ระหว่างความเร็ว และค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของสัญญาณอัลตราซาวด์ ดังนั้นจึงมีความเป็นไปได้ที่อาจประยุกต์วิธีการแสดงเอกลักษณ์แบบพาราเมตริกของแบบจำลองการแพร่กระจายคลื่นอัลตราซาวด์เพื่อหาขนาดของตัวกระเจิง (Scatter Size)

เอกสารอ้างอิง

- [1] A. Bounalm, S. Holm, W. Chen *et al.*, "Sensitivity of the ultrasonic CARI technique for breast tumor detection using a FETD scheme," *Ultrasonics*, vol. 42, no. 1-9, pp. 919-925, 2004.
- [2] M. Z. Kiss, T. Varghese, and M. A. Kliewer, "Ex vivo ultrasound attenuation coefficient for human cervical and uterine tissue from 5 to 10 MHz," *Ultrasonics*, vol. 51, no. 4, pp. 467-471.
- [3] R. Raisutis, R. Kazys, and L. Mazeika, "Application of the ultrasonic characterization methods for highly attenuating plastic materials," *NDT & E International*, vol. 40, no. 4, pp. 324-332, 2007/6, 2007.
- [4] V. Roberjot, S. L. Bridal, and P. B. Laugier, "Absolute backscatter coefficient over a wide range of frequencies in a tissue-mimicking phantom containing two populations of scatterers," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 43, no. 5, pp. 970-978, 1996.
- [5] P. Wu, and T. Stepinski, "Quantitative estimation of ultrasonic attenuation in a solid in the immersion case with correction of diffraction effects," *Ultrasonics*, vol. 38, no. 1-8, pp. 481-485, 2000/3, 2000.
- [6] T. Baldeweck, P. Laugier, A. Herment *et al.*, "Application of autoregressive spectral analysis for ultrasound attenuation estimation: interest in highly attenuating medium," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 42, no. 1, pp. 99-110, 1995.
- [7] C. Fournier, S. Lori Bridal, A. Coron *et al.*, "Optimization of attenuation estimation in reflection for in vivo human dermis characterization at 20 MHz," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 50, no. 4, pp. 408-418, 2003.
- [8] H. Nie, M. Liu, F. Zhan *et al.*, "Factors on the preparation of carboxymethylcellulose hydrogel and its degradation behavior in soil," *Carbohydrate Polymers*, vol. 58, no. 2, pp. 185-189, 2004.
- [9] P. Mylavarapu, and E. Woldesenbet, "A predictive model for ultrasonic attenuation coefficient in particulate composites," *Composites Part B: Engineering*, vol. 41, no. 1, pp. 42-47.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [10] M. Molero, I. Segura, S. Aparicio *et al.*, "On the measurement of frequency-dependent ultrasonic attenuation in strongly heterogeneous materials," *Ultrasonics*, vol. 50, no. 8, pp. 824-828.
- [11] V. Rajendran, N. Palanivelu, and B. K. Chaudhuri, "A device for the measurement of ultrasonic velocity and attenuation in solid materials under different thermal conditions," *Measurement*, vol. 38, no. 3, pp. 248-256, 2005.
- [12] J. A. Bamberger, and M. S. Greenwood, "Non-invasive characterization of fluid foodstuffs based on ultrasonic measurements," *Food Research International*, vol. 37, no. 6, pp. 621-625, 2004.
- [13] J. Garcia-Alvarez, J. M. Alava, J. A. Chavez *et al.*, "Ultrasonic characterisation of flour-water systems: A new approach to investigate dough properties," *Ultrasonics*, vol. 44, no. Supplement 1, pp. e1051-e1055, 2006.
- [14] E. R. R. William R. Hendee, "Medical Imaging Physics," *Mosby Year Book*, 1992.
- [15] H. Sheng-Wen, and L. Pai-Chi, "Ultrasonic computed tomography reconstruction of the attenuation coefficient using a linear array," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 52, no. 11, pp. 2011-2022, 2005.
- [16] J. A. Jensen, D. Gandhi, and W. D. O'Brien, Jr., "Ultrasound fields in an attenuating medium." pp. 943-946 vol.2.
- [17] J. A. Jensen, and N. B. Svendsen, "Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 39, no. 2, pp. 262-267, 1992.
- [18] Y. Yongjian, and W. Jue, "Backscatter-Contour-Attenuation Joint Estimation Model for Attenuation Compensation in Ultrasound Imagery," *Image Processing, IEEE Transactions on*, vol. 19, no. 10, pp. 2725-2736.
- [19] K. R. Waters, and P. H. Johnston, "Tomographic imaging of an ultrasonic field in a plane by use of a linear array: theory and experiment," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 52, no. 11, pp. 2065-2074, 2005.
- [20] P. Droin, G. Berger, and P. Laugier, "Velocity dispersion of acoustic waves in cancellous bone," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 45, no. 3, pp. 581-592, 1998.
- [21] S. Boonsang, "Laser Ultrasound Incorporating Sensitive EMATs for Biomedical and NDE applications," *PhD. Thesis*, 2004.

เอกสารนี้เป็น NDE applications," *PhD. Thesis*, 2004. การศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [22] R. J. D. C. B. Scruby, D. A. Hutchins, and S. B. Palmer, "Quantitative studies of thermally generated elastic waves in laser-irradiated metals," *J. Appl. Phys.* 51 (12), pp. 6210-6216.
- [23] B. E. Treeby, B. T. Cox, E. Z. Zhang *et al.*, "Measurement of Broadband Temperature-Dependent Ultrasonic Attenuation and Dispersion Using Photoacoustics," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 56, no. 8, pp. 1666-1676, August 2009.
- [24] W. Gao, C. Glorieux, S. E. Kruger *et al.*, "Investigation of the microstructure of cast iron by laser ultrasonic surface wave spectroscopy," *Materials Science and Engineering A*, vol. 313, no. 1-2, pp. 170-179, 2001.
- [25] C. Aparicio, L. Otero, B. Guignon *et al.*, "Ice content and temperature determination from ultrasonic measurements in partially frozen foods," *Journal of Food Engineering*, vol. 88, no. 2, pp. 272-279, 2008.
- [26] G. T. A. I. Siegel, and T. Melds, "The determination of fracture healing by measurement of sound velocity across of the fracture site," *Surg. Gynecol. Obstet*, vol. 107, pp. 327-332, 1958.
- [27] G. L. a. G. V. d. Perre, "Ultrasound velocity measurement in long bones: Measurement method and simulation of ultrasound wave propagation," *J. Biomechan.*, vol. 29, no. 1255-1262, 1996.
- [28] M. T. Emmanuel Bossy, Marielle Defontaine, Frederic Patat and Pascal Laugier, "Bidirectional Axial Transmission Can Improve Accuracy and Precision of Ultrasonic Velocity Measurement in Cortical Bone: A Validation on Test Materials," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency control*, vol. 51, pp. 71-79, 2004.
- [29] L. Yaoyu, G. T. C. Chiu, and L. G. Mongeau, "Dual-driver standing wave tube: acoustic impedance matching with robust repetitive control," *Control Systems Technology, IEEE Transactions on*, vol. 12, no. 6, pp. 869-880, 2004.
- [30] J. M. Fredrik Hagglund, and Johan E. carlson, "Model-Based Estimation of Thin Multi-Layered Media Using Ultrasonic Measurements," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency control*, vol. 56, pp. 1689-1702, 2009.

- [31] E. M. Strohm, G. J. Czarnota, and M. C. Kolios, "Quantitative measurements of apoptotic cell properties using acoustic microscopy," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 57, no. 10, pp. 2293-2304.
- [32] M. Lohakan, S. Boonsang and C. Pintavirooj, "Application of A Fourier Centroid Shift Method for Estimation of Ultrasonic Attenuation Coefficients," *ECTI2007*, pp. 81-84.
- [33] M. Lohakan, S. Boonsang and C. Pintavirooj, "Effect of Window Function in Ultrasonic Attenuation Estimation with Fourier Centroid Shift Method", 2007.
- [34] M. Lohakan, S. Boonsang and C. Pintavirooj, "Quantitative Estimation of Ultrasonic Attenuation Coefficients in A Solid Immersed Case with Multinarrow Band Technique," *ECTI2007*, 2007.
- [35] V. A. M. Luprano, G. Montagna, B. Molinas *et al.*, "Glass-rubber phase transformation detected in polymers by means of ultrasonic waves," *Journal of Alloys and Compounds*, vol. 310, no. 1-2, pp. 382-387, 2000/9/28, 2000.
- [36] A. B. Tamsamani, S. Vandenplas, M. L. D. Lumori *et al.*, "Experimental validation for the diffraction effect in the ultrasonic field of piston transducers and its influence on absorption and dispersion measurements," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 48, no. 2, pp. 547-559, 2001.
- [37] P. He, "Simulation of ultrasound pulse propagation in lossy media obeying a frequency power law," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 45, no. 1, pp. 114-125, 1998.
- [38] P. He, "ACOUSTIC PARAMETER ESTIMATION BASED ON ATTENUATION AND DISPERSION MEASUREMENTS," *Proceedings of the 20th Annual Znternational Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 20, no. 2, 1998.
- [39] P. He, "Experimental verification of models for determining dispersion from attenuation," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 46, no. 3, pp. 706-714, 1999.
- [40] V. K. Kinra, and V. R. Iyer, "Ultrasonic measurement of the thickness, phase velocity, density or attenuation of a thin-viscoelastic plate. Part I: the forward problem," *Ultrasonics*, vol. 33, no. 2, pp. 95-109, 1995, 1995.

- [41] V. K. Kinra, and V. R. Iyer, "Ultrasonic measurement of the thickness, phase velocity, density or attenuation of a thin-viscoelastic plate. Part II: the inverse problem," *Ultrasonics*, vol. 33, no. 2, pp. 111-122, 1995, 1995.
- [42] G. F. Franklin, Powell, J. D., and Workman, M., "Digital Control of Dynamic Systems," *Addison-Wesley Longman Publishing Co, Inc.*, 1998.
- [43] W. Jeen-Shing, and C. Yen-Ping, "A fully automated recurrent neural network for unknown dynamic system identification and control," *Circuits and Systems I: Regular Papers, IEEE Transactions on*, vol. 53, no. 6, pp. 1363-1372, 2006.
- [44] G. Zhiwei, D. Xuwu, T. Breikin *et al.*, "Novel Parameter Identification by Using a High-Gain Observer With Application to a Gas Turbine Engine," *Industrial Informatics, IEEE Transactions on*, vol. 4, no. 4, pp. 271-279, 2008.
- [45] S. Ichikawa, M. Tomita, S. Doki *et al.*, "Sensorless control of permanent-magnet synchronous motors using online parameter identification based on system identification theory," *Industrial Electronics, IEEE Transactions on*, vol. 53, no. 2, pp. 363-372, 2006.
- [46] P. Eret, and C. Meskell, "A practical approach to parameter identification for a lightly damped, weakly nonlinear system," *Journal of Sound and Vibration*, vol. 310, no. 4-5, pp. 829-844, 2008.
- [47] D. E. Roberts, and N. C. Hay, "Dynamic response simulation through system identification," *Journal of Sound and Vibration*, vol. 295, no. 3-5, pp. 1017-1027, 2006.
- [48] J. Yang, Y. Wen, and P. Li, "Leak location using blind system identification in water distribution pipelines," *Journal of Sound and Vibration*, vol. 310, no. 1-2, pp. 134-148, 2008.
- [49] J. Liu, D. T. Martin, K. Kadirvel *et al.*, "Nonlinear model and system identification of a capacitive dual-backplate MEMS microphone," *Journal of Sound and Vibration*, vol. 309, no. 1-2, pp. 276-292, 2008.
- [50] M. R. Bai, and J.-H. Lin, "Source identification system based on the time-domain nearfield equivalence source imaging: Fundamental theory and implementation," *Journal of Sound and Vibration*, vol. 307, no. 1-2, pp. 202-225, 2007.
- [51] S. Boonsang, and R. J. Dewhurst, "Pulsed photoacoustic signal characterization incorporating near- and far-field diffraction effects," *Measurement Science And Technology*, vol. 16, pp. 885-899, 2005.

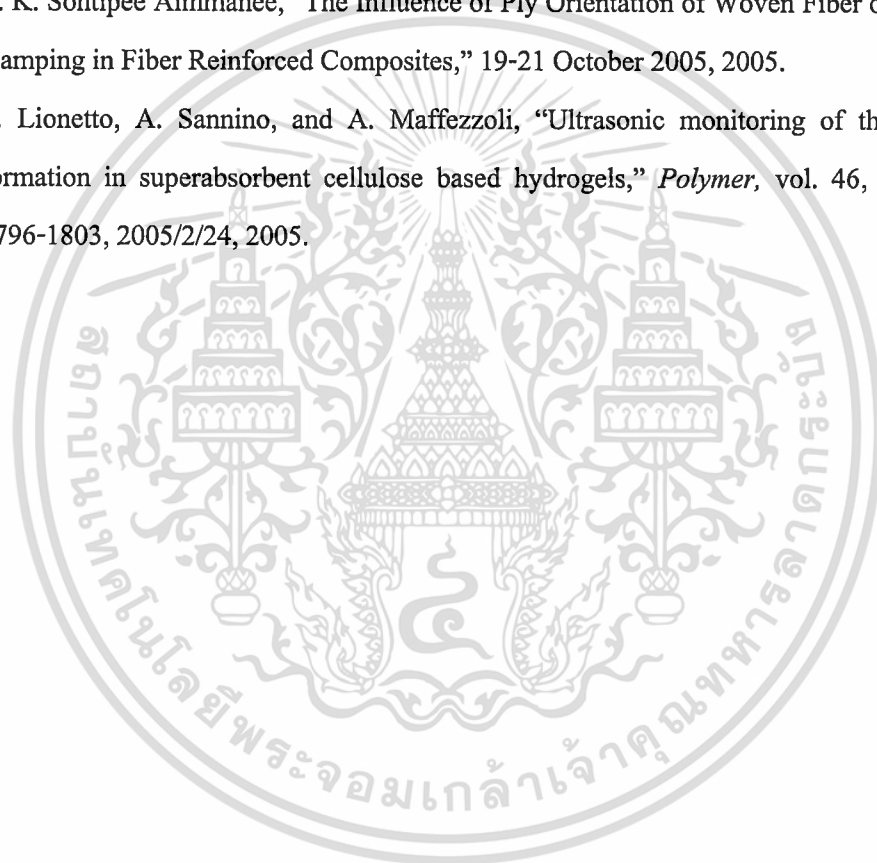
- [52] L. Peirlinckx, R. Pintelon, and L. P. Van Biesen, "Identification of parametric models for ultrasonic wave propagation in the presence of absorption and dispersion," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 40, no. 4, pp. 302-312, 1993.
- [53] Z. Cisneros, L. Peirlinckx, and L. P. Van Biesen, "Parametric modeling and estimation of acoustic sediment properties using a system identification approach," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 42, no. 6, pp. 1002-1008, 1995.
- [54] L. Peirlinckx, P. Guillaume, R. Pintelon *et al.*, "A global system identification approach for the accurate parametric modeling of ultrasonic reflection and transmission experiments," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 43, no. 4, pp. 628-639, 1996.
- [55] S. Vandenplas, A. B. Tamsamani, M. L. D. Lumori *et al.*, "Parametric modeling with beamspread compensation and MIMO frequency domain inversion applied to fine saturated sands," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 48, no. 4, pp. 985-997, 2001.
- [56] J. Martinsson, and J. E. Carlson, "Parametric estimation of ultrasonic phase velocity and attenuation in dispersive media," *Ultrasonics*, vol. 44, no. Supplement 1, pp. e991-e994, 2006.
- [57] J. E. C. Jesper Martinsson, and Jan Niemi, "Model-Based Phase Velocity and Attenuation Estimation in Wideband Ultrasonic Measurement Systems," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 54, pp. 138-146, 2007.
- [58] H. Kuttruff, "Ultrasonics Fundamentals and Applications," *ELSEVIER Applied Science*, 1991.
- [59] P. N. T. Wells, "Biomedical Ultrasonics," *Academic Press, London*, 1977.
- [60] V. M. Ristic, "Principles of Acoustic Devices," *John Wiley & Sons, Inc.*, 1983.
- [61] A. Z. Eugene Hecht, "Optics," *Addison-Wesley Publishing Company*, 1979.
- [62] L. Elvira-Segura, "Acoustic wave dispersion in a cylindrical elastic tube filled with a viscous liquid," *Ultrasonics*, vol. 37, pp. 537-545, 1999.
- [63] J.-F. Coste, "Approximate dispersion formulae for Rayleigh-like waves in a layered medium," *Ultrasonics*, vol. 35, pp. 431-440, 1997.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [64] C. Pecorari, "Attenuation and dispersion of Rayleigh waves propagating on a cracked surface: an effective field approach," *Ultrasonics*, vol. 38, pp. 754-760, 2000.
- [65] P. He, and J. Zheng, "Acoustic dispersion and attenuation measurement using both transmitted and reflected pulses," *Ultrasonics*, vol. 39, no. 1, pp. 27-32, 2001/1, 2001.
- [66] P. He, "Direct measurement of ultrasonic dispersion using a broadband transmission technique," *Ultrasonics*, vol. 37, no. 1, pp. 67-70, 1999/1/1, 1999.
- [67] C. L. H. J.O. Parra, R. Ababou, M.J. Sablik, "Dispersion and attenuation of acoustic waves in randomly heterogeneous media," *Journal of Applied Geophysics*, vol. 42, pp. 99-115, 1999.
- [68] S.-J. S. Young H. Kim, Sung-Duk Kwon, Yong-Moo Cheong, and H.-K. Jung, "Determination of ultrasonic wave velocities and phase velocity dispersion curves of an Inconel 600 plate using resonant ultrasound spectroscopy and leaky Lamb waves," *Ultrasonics*, vol. 42, pp. 551-555, 2004.
- [69] K. R. Waters, J. Mobley, and J. G. Miller, "Causality-imposed (Kramers-Kronig) relationships between attenuation and dispersion," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 52, no. 5, pp. 822-823, 2005.
- [70] K. R. Waters, M. S. Hughes, J. Mobley *et al.*, "Differential forms of the Kramers-Kronig dispersion relations," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 50, no. 1, pp. 68-76, 2003.
- [71] C. C. Lee, M. Lahham, and B. G. Martin, "Experimental verification of the Kramers-Kronig relationship for acoustic waves," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 37, no. 4, pp. 286-294, 1990.
- [72] E. T. J. M. O' Donnell, and J. G. Miller, "Kramers-Kronig relationship between ultrasonic attenuation and phas in feedback amplifier design," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 69, pp. 696-701, 1981.
- [73] M. S. H. Kendall R. Waters, Joel Mobley, and J. G. M. Gary H. Brandenburger, "Kramers-Kronig Dispersion Relations for Ultrasonic Attenuation Obeying a Frequency Power Law," *IEEE ULTRASONICS SYMPOSIUM*, pp. 537-541, 1999.
- [74] S. B. Z.E.A. Fellaha, W. Lauriksa, C. Depollier, "Verification of Kramers-Kronig relationship in porous materials having a rigid frame," *Journal of Sound and Vibration*, pp. 865-885, 2004.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [75] N. Hozumi, R. Yamashita, C.-K. Lee *et al.*, "Time-frequency analysis for pulse driven ultrasonic microscopy for biological tissue characterization," *Ultrasonics Proceedings of Ultrasonics International* 2003, vol. 42, no. 1-9, pp. 717-722, 2004/4, 2004.
- [76] M. Lohakan, T. Jamnongkan, C. Pintavirooj *et al.*, "A numerical model for ultrasonic measurements of swelling and mechanical properties of a swollen PVA hydrogel," *Ultrasonics*, vol. 50, no. 8, pp. 782-789.
- [77] M. Lohakan, T. Jamnongkan, S. Kaewpirom *et al.*, "A system identification model for ultrasonic characterization of a swollen PVA hydrogel." pp. 625-628.
- [78] E. K. Sontipee Aimmanee, "The Influence of Ply Orientation of Woven Fiber on Material Damping in Fiber Reinforced Composites," 19-21 October 2005, 2005.
- [79] F. Lionetto, A. Sannino, and A. Maffezzoli, "Ultrasonic monitoring of the network formation in superabsorbent cellulose based hydrogels," *Polymer*, vol. 46, no. 6, pp. 1796-1803, 2005/2/24, 2005.





ภาคผนวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สมการคลื่น

$$\nabla^2 \phi(M,t) - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 \phi}{\partial t^2}(M,t) = 0$$

เมื่อแทนค่าด้วย

$$\phi(M,t) = \phi(M)e^{i\omega t}$$

ได้

$$\nabla^2 \phi(M)e^{i\omega t} - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 \phi(M)e^{i\omega t}}{\partial t^2} = 0$$

$$\nabla^2 \phi(M)e^{i\omega t} - \frac{1}{c^2} i^2 \omega^2 \phi(M)e^{i\omega t} = 0$$

$$e^{i\omega t} \left(\nabla^2 \phi(M) - \frac{1}{c^2} i^2 \omega^2 \phi(M) \right) = 0$$

$$\nabla^2 \phi(M) - \frac{1}{c^2} i^2 \omega^2 \phi(M) = 0$$

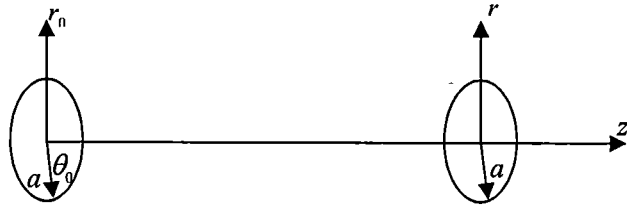
เมื่อ แทน $k=2\pi/\lambda$ ได้สมการ Helmholtz คือ

$$\nabla^2 \phi(M) + k^2 \phi(M) = 0$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ ก. โครงสร้างของทรานส์มิชเชอร์ตัวส่งและตัวรับ

จากรูป ก. ระยะทางระหว่างทั้งสองทรานส์มิชเชอร์ในพิกัดเชิงขั้วคือ $(r^2+r_0^2-2rr_0\cos\theta_0+z^2)^{1/2}$ โดยคิดที่ตัวรับ $(r, 0, z)$ และตัวส่ง $(r_0, \theta_0, 0)$ และความเร็วอนุภาค (Particle Velocity) ที่สัมพันธ์กับ $\phi(M)$ สามารถอธิบายได้ดังสมการด้านล่างนี้

$$\phi(r, z) = \frac{V_0}{ik} \exp(-ikz)$$

สมการข้างบนเมื่อใช้วิธีการคำนวณของ Rayleigh ได้

$$\phi(M) = \frac{V_0}{2\pi} \int_0^a \int_0^{2\pi} \frac{\exp(-ik(r^2+r_0^2-2rr_0\cos\theta_0+z^2)^{1/2})}{(r^2+r_0^2-2rr_0\cos\theta_0+z^2)^{1/2}} r_0 dr_0 d\theta_0$$

และเมื่อคิดการเลี้ยวเบนของคลื่นนั้นคือต้องอินทิเกรตรอบทรานส์มิชเชอร์ตัวรับได้สมการ

$$D = \left(\frac{ik}{\pi a^2} \right) \exp(ikz) \times \int_0^a \int_0^a \int_0^{2\pi} \frac{\exp(-ik(r^2+r_0^2-2rr_0\cos\theta_0+z^2)^{1/2})}{(r^2+r_0^2-2rr_0\cos\theta_0+z^2)^{1/2}} rr_0 dr dr_0 d\theta_0$$

เมื่อแทนค่าตัวตั้ง $(r^2+r_0^2-2rr_0\cos\theta_0+z^2)^{1/2}$ ด้วย $z+(r^2+r_0^2-2rr_0\cos\theta_0)^{1/2}$ และ $(r^2+r_0^2-2rr_0\cos\theta_0+z^2)^{1/2}$ ด้วย z ก็จะได้สมการใหม่คือ

$$D = \left(\frac{ik}{\pi a^2} \right) \exp(ikz) \times \int_0^a \int_0^a \int_0^{2\pi} \frac{\exp(-ik(z+(r^2+r_0^2-2rr_0\cos\theta_0)/2z))}{z} rr_0 dr dr_0 d\theta_0$$

$$= \left(\frac{ik}{z\pi a^2} \right) \exp(ikz) \times \int_0^a \int_0^a \int_0^{2\pi} \exp\left[\frac{-ik}{2z} (2z^2+(r^2+r_0^2-2rr_0\cos\theta_0)) \right] rr_0 dr dr_0 d\theta_0$$

$$= \left(\frac{ik}{z\pi a^2} \right) \exp(ikz) \times \int_0^a \int_0^a \int_0^{2\pi} \exp\left[(-ikz - \frac{ik}{2z} (r^2+r_0^2-2rr_0\cos\theta_0)) \right] rr_0 dr dr_0 d\theta_0$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้ในงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้เผยแพร่โดยไม่เสียค่าใช้จ่าย
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$= \left(\frac{ik}{z\pi a^2} \right) \int_0^a \int_0^a \int_0^{2\pi} \exp\left[\cancel{+ikz} - \cancel{ikz} - \frac{ik}{2z} (r^2 + r_0^2 - 2rr_0 \cos \theta_0) \right] rr_0 dr dr_0 d\theta_0$$

ดังนั้นสามารถเขียนใหม่ได้เป็น

$$D \approx D_L = \left(\frac{ik}{\pi a^2 z} \right) \int_0^a \int_0^a \int_0^{2\pi} \exp\left[-\frac{ik}{2z} (r^2 + r_0^2 - 2rr_0 \cos \theta_0) \right] rr_0 dr dr_0 d\theta_0$$



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

MATLAB®

```
function aa=vpw(w0,freq,alpha,cw0)
%alpha is neper/cmMHz
icw0=1/cw0;
unitchange=100/1e6; % m/MHz, 1dB = 8.68neper
bb=-((2/pi)*(alpha)*unitchange.*log(freq/w0))+icw0;
aa=1./bb;
```

```
function dd=difcorr(ss)
temp=(2*pi)./ss;
jj0=besselj(0,temp);
jj1=i*besselj(1,temp);
dd=1-((exp(-i.*temp)).*(jj0+jj1));
```

```
function diffv=fkk_gelmodel(t,datameasu)
w0=t(1); %Frequency (Hz)
alpha=t(2); %Absorbtion dB/m
vpw0=t(3); %Velocity at w0 (m/s)
h=t(4); %Sample thickness (m)
a=t(5); %radius (m)
%z0=t(6); %Water distance (m) use only in Transmission Mode
rhom=t(6); %Density of Sample (kg/m^3)
cl=t(7); %Longitudinal velocity of Sample (m/s)
c0=t(8); %Longitudinal velocity of water (m/s)
```

```
samp=0.00002e-5; %For PVA gel with focus
num=30000;
f=(1/(samp*1))*((0:num-1)/num);%MHz
x = samp*(0:num-1)/2e-6;
f(1,1)=1;
angf=2*pi*f;
rhow=1000; rhoglass=2243; cglass=5090;
alphaunit=alpha/8.68; %unit of alpha is neper
vp=vpw(w0,f,alphaunit,vpw0);
```

```
mm=4*(c0*rhow)*(rhom*vp);
nn=((c0*rhow)+(rhom*vp)).^2;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

tcoeff=mm./nn; %Transmission Coefficient

oo=(c0*rhow)-(rhom*vp);
pp=(c0*rhow)+(rhom*vp);
rcoeff=oo./pp; %Reflection Coefficient
oo1=(rhom*vp)-(rhoglass*cglass);
pp1=(rhom*vp)+(rhoglass*cglass);
rcoeffglass=oo1./pp1;

%z0 is water distance
z0=0.025;

%-----Multi Reflection at Sample-----
p=2; scalingfactor=130e-9;%150e-9; %365e-9;%230e-9;%260e-9;
for k=2:p
    phiktemp(k)=((1/c0)*(2*z0))+((1/cl)*(2*k-2)*h)+scalingfactor; %EQ20
    s(k,:)=(2*pi./(angf.*a^2)).*(2*c0*z0+cl*(2*k-2)*h); %EQ20
    D(k,:)=difcorr(s(k,:));
    phiktemp2(k)=phiktemp(k);
    %-----My Model-----
    fff1(k,:)=rcoeffglass.^(2*k-3).*tcoeff.*D(k,).*exp(-i*angf*(phiktemp2(k)));
end
fff1=sum(fff1,1);
%----EQ21-----Diffraction in water-----
k=1;
    wphiktemp(k)=((1/c0)*(2*z0));
    ws(k,:)=(2*pi*c0*z0)./(angf.*a^2);
    wD(k,:)=difcorr(ws(k,:));
    wphiktemp2(k)=wphiktemp(k);
    fff1w(k,:)=wD(k,).*rcoeff.^(2*k-3).*exp(-i*angf*(wphiktemp2(k)));
%-----

fff1=fff1+fff1w; %Total

%-----Experiment-----
PVA28ml_15M; %GEL data
p=p'; p=p./max(abs(p));
dataexp=p;
dataf=fft(dataexp,num);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

PVA28ml_setup; %Water only
p=p'; p=p./max(abs(p));
dataexpw=p;
datafw=fft(dataexpw,num);
magdatafw=datafw;
%-----End Experiment-----
fff1n=fff1./sqrt(fff1*fff1'); %Htheory(normalize)
fff1wn=fff1w./sqrt(fff1w*fff1w');%Hwater calibration with theory
magdatafwn=magdatafw./sqrt(magdatafw*magdatafw'); %Hwater cal with meas.
hpw=fff1n.*magdatafwn./fff1wn;
magdataf=magdataf./sqrt(magdataf*magdataf');%xposition at 61 to 174,3-7MHz
diffv=abs(abs(hpw(1,xstart:xstop))-abs(magdataf(1,xstart:xstop)));

```

Main Function

```

clear all; close all; clc;
%28ml 15min
%w0 al(db/cm) cl Thick a rhoM vpw0 C0
xl= [ 9.5e6 0.0502 2500 0.0000900 0.0070 500 1190 1450];
xini=[ 9.7e6 0.1520 2210 0.0001359 0.0075 1200 1900 1460];
xh= [ 10.0e6 4.4200 4800 0.0002000 0.0080 2000 2100 1490];

PVA28ml_15M;
samp=0.00002e-5; %For PVA gel with focus
%num=10000;
num=30000;
f=(1/(samp*1))*((0:num-1)/num);%MHz
t = samp*(0:num-1)/2e-6;
f(1,1)=1;
p=p'; p=p./max(abs(p));
datameas=fft(p,num);

options=optimset('LargeScale','on','Display','iter',...
'LevenbergMarquardt','on','MaxFunEvals',9000,'MaxIter',30,'TolFun',1e-19);
[a,res] = lsqnonlin(@fknew_gelmodel,xini,xl,xh,options,datameas)
hpw_final=fconst_gelmodelnew(a,datameas,num);
xstart=3; xstop=100; %for gel with num=30000

```

```

dataf=fft(p,num);
magdataf=dataf;
hpw_final_nor=abs(hpw_final)/max(abs(hpw_final));
hpw_final_db=20*log10(abs(hpw_final_nor));
magdataf_nor=abs(magdataf)/max(abs(magdataf));
magdataf_nor_db=20*log10(abs(magdataf_nor));
magdataf=magdataf./sqrt(magdataf*magdataf');
differr_final=ferror(abs(hpw_final(1,xstart:xstop)),abs(magdataf(1,xstart:xstop)));
figure(1);plot(f(1,xstart:xstop),differr_final,'k');
figure(3); hold on;
plot(f(1,xstart:xstop),abs(magdataf(1,xstart:xstop)),'ro-');
plot(f(1,xstart:xstop),abs(hpw_final(1,xstart:xstop)),'k+-');
w0_final=a(1);
att_final=a(2);
vpw0_final=a(7);
vp_final=vpw(w0_final,f,att_final,vpw0_final);
figure(4); plot(f(1,5:xstop)/1e6,vp_final(1,5:xstop),'k'); xlabel('Freq. (MHz)');
att_db_cm=att_final;
h=f(1,3)-f(1,2);
aa=1./(vp_final.*f);
dydx=diff(aa)/(h*1e-3);
atten=-(pi/2)*((2*pi*f(1,xstart:xstop)).^2).*dydx(1,xstart:xstop);
%figure(5); plot(f(1,xstart:xstop),atten);
ftype=fitype('m*x+c','coeff','(m','c)');
f150=f(1,xstart:xstop)/1e6;
b150=atten;

```

```

function hpw=fconst_gelmodelnew(t,datameasu,num)

```

```

    w0=t(1); %Frequency (Hz)

```

```

    alpha=t(2); %Absorbtion 1/m (neper)

```

```

    vpw0=t(3); %Velocity at w0 (m/s)

```

```

    h=t(4); %Sample thickness (m)

```

```

    a=t(5); %radius (m)

```

```

    %z0=t(6); %Water distance (m) use only in Transmission Mode

```

```

    rhom=t(6); %Density of Sample (kg/m^3)

```

```

    cl=t(7); %Longitudinal velocity of Sample (m/s)

```

```

    c0=t(8); %Longitudinal velocity of water (m/s)

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

samp=0.00002e-5; %For PVA gel with focus
num=30000;
f=(1/(samp*1))*((0:num-1)/num);%MHz
x = samp*(0:num-1)/2e-6;
f(1,1)=1;
data10mhz; p=p'; p=p./max(p); d=p; %d(1,2000:num)=0; %For Ultrasound data
angf=2*pi*f;
rhow=1000; rhoglass=2243; cglass=5090;
alphaunit=alpha/8.68; %unit of alpha is neper na ja
vp=vpw(w0,f,alphaunit,vpw0);
mm=4*(c0*rhow)*(rhom*vp);
nn=((c0*rhow)+(rhom*vp)).^2;
tcoeff=mm./nn;

oo=(c0*rhow)-(rhom*vp);
pp=(c0*rhow)+(rhom*vp);
rcoeff=oo./pp;
z0=0.025;
oo1=(rhom*vp)-(rhoglass*cglass);
pp1=(rhom*vp)+(rhoglass*cglass);
rcoeffglass=oo1./pp1;
inputf=fft(d,num); %figure; plot(f(1,1:1000),abs(inputf(1,1:1000)));
%-----Multi Reflection at Sample-----
p=2; scalingfactor=130e-9; %365e-9; %150e-9
for k=2:p
    phiktemp(k)=((1/c0)*(2*z0))+((1/cl)*(2*k-2)*h)+scalingfactor; %EQ20
    s(k,:)=(2*pi./(angf.*a^2)).*(2*c0*z0+cl*(2*k-2)*h); %EQ20
    D(k,:)=difcorr(s(k,:));
    phiktemp2(k)=phiktemp(k);
    fff1(k,:)=rcoeffglass.^(2*k-3).*tcoeff.*D(k,:).*exp(-i*angf*(phiktemp2(k)));
end
fff1=sum(fff1,1);
%-----EQ21-----Diffraction in water-----
k=1;
wphiktemp(k)=((1/c0)*(2*z0));
ws(k,:)=(2*pi*c0*z0)./(angf.*a^2);
wD(k,:)=difcorr(ws(k,:));

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

wphiktemp2(k)=wphiktemp(k);
fff1w(k,:)=wD(k,:).*rcoeff.^(2*k-3).*exp(-i*angf*(wphiktemp2(k)));
%-----
fff1=fff1+fff1w; %Total
fff=inputf.*fff1;
nonfit=fff;
xstart=3; xstop=100; %for gel with num=20000
%-----Experiment-----
PVA28ml_15M; %Plexiglass distance=25cm and 2 cm in thickness
p=p'; p=p./max(abs(p));
dataexp=p;
dataf=fft(dataexp,num);
magdataf=dataf;
PVA28ml_setup; %Water only distance=25cm
p=p'; p=p./max(abs(p));
dataexpw=p;
datafw=fft(dataexpw,num);
magdatafw=datafw;
%-----End Experiment-----
nonfit=nonfit./sqrt(nonfit*nonfit');
fff1n=fff1./sqrt(fff1*fff1'); %Htheory(normalize)
fff1wn=fff1w./sqrt(fff1w*fff1w');%Hwater calibration with theory
magdatafwn=magdatafw./sqrt(magdatafw*magdatafw'); %Hwater cal with meas.
hpw=fff1n.*magdatafwn/fff1wn;
magdataf=magdataf./sqrt(magdataf*magdataf'); %xposition at 61 to 174,3-7MHz
hpw=abs(hpw);
figure; hold on;
plot(f(1,xstart:xstop)/1e6,abs(magdataf(1,xstart:xstop)), 'ro-');
plot(f(1,xstart:xstop)/1e6,hpw(1,xstart:xstop), 'k+-'); hold off;

```

test lsqnonlin

```
clear all; close all; clc;
```

```
%work
```

```
x=[-2*pi:0.5:2*pi];
```

```
c=sin(0.5.*x);
```

```
plot(x,c,'o-');
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรรมใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
'LevenbergMarquardt','on','MaxIter',15,'TolFun',1e-29);
[a] = lsqnonlin(@myfunction5,xini,xl,xh,options,c)
```

```
function F = myfunc1(a,c)
```

```
aa=(a-9).^2+5;
```

```
F=aa-c;
```

```
function F=myfunction2(t,c)
```

```
x=t(1);
```

```
y=t(2);
```

```
F=(x-10e-3).^2+(y-30e-3).^2+3;
```

```
function F=myfunction3(t,c)
```

```
m=t(1);
```

```
k=t(2);
```

```
x=[0:1:10];
```

```
aa=(m.*x)+k;
```

```
F=aa-c;
```

```
function F=myfunction4(t,c)
```

```
e=t(3);
```

```
d=t(2);
```

```
h=t(1);
```

```
x=[-7:1:7];
```

```
aa=(4*e*d)*((x-h).^2)+50;
```

```
F=aa-c;
```

```
function F=myfunction5(t,c)
```

```
m=t(1);
```

```
x=[-2*pi:0.5:2*pi];
```

```
aa=sin(m.*x);
```

```
F=aa-c;
```

```
Data Display
```

```
clear all; clc;
```

```
dataplexi25cm;
```

```
samp=2e-9; f=(1/samp)*((0:99999)/100000);%MHz
```

```
t = samp*(0:9999)/1e-6;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 p=p'; p=p./max(p);
 'ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้'

```
figure; plot(t,p,'k'); xlabel('Time (us)');
dataf=fft(p,100000);
magdataf=abs(dataf);
figure; plot(f(1,10:1500),magdataf(1,10:1500));
```

phasediffer

```
clear all; close all; clc;
```

```
num=10000;
samp=2e-9;
f=(1/samp)*((0:num-1)/num);%MHz
x = samp*(0:num-1)/1e-6;
f(1,1)=1;
data5mhz; p=p'; p=p./max(p); d=p;d(1,2000:num)=0; %For Ultrasound data
h=0.00125; %sample thickness in meter 0.02
a=0.015/2; %Transducer radius
angf=2*pi*f;
rhom=1244.1;rhov=1000;
rhoratio=rhom/rhov;
c0=1500; cl= 3500 ;%cl=2567.1;
cratio=cl/c0;
z0=0.0945;

k=1;
phiktemp(k)=((1/c0)*(2*z0));
[phiktemp2(k)]=cutfloat(phiktemp(k));
fff1(k,:)=exp(-i*angf*(phiktemp2(k)));

k=2;
phiktemp(k)=((1/c0)*(2*z0))+((1/cl)*(2*k-2)*h);
s(1,:)=(2*pi./(angf.*a^2)).*(2*c0*z0+cl*(2*k-2)*h);
D(1,:)=difcorr(s(1,:));
D2(1,:)=difcorr(s(1,:));
[phiktemp2(k)]=cutfloat(phiktemp(k));
fff1(k,:)=D2.*D.*exp(-i*angf*(phiktemp2(k)));

fff1=sum(fff1,1);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
inputf=fft(d); %figure; plot(f(1,1:1000),abs(inputf(1,1:1000)));
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมีเหตุดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

fff=inputf.*fff1;
c0=1.5; n=1;
pos1=85; pos2=125;
xstart=10; xstop=200; %For diaplay
[d,c,phff3]=fthicksp(f,fff,pos1,pos2);
fffa=abs(fff);
fffabs=fffa./max(fffa);
figure; plot(f(1,xstart:xstop),(180/pi)*phff3(1,xstart:xstop));
figure; plot(f(1,xstart:xstop),fffabs(1,xstart:xstop));
xstart=85; xstop=125; %For peak detection
jj=1;
for ii=xstart:xstop
    if (fffabs(1,ii)>fffabs(1,ii-1)) & (fffabs(1,ii)>fffabs(1,ii+1))
        peak(1,jj)=ii;
        jj=jj+1;
    end
end
figure; hold on;
plot([xstart:xstop],fffabs(1,xstart:xstop));grid on;
stemp=size(peak);
stemp=stemp(1,2);
plot(peak(1,1:stemp),fffabs(1,peak(1,:)),'ok');
for ii=1:(stemp-1)
    [d,c]=fthicksp(f,fff,peak(ii),peak(ii+1));
    cpeak(1,ii)=c;
    dpeak(1,ii)=d;
end
dave_mm=sum(dpeak,2)/(stemp-1)
cave_mpers=sum(cpeak,2)/(stemp-1)
ffftime=real(iff(fff));
figure;plot(x,ffftime,'k');xlabel('Transmit(us)');

function [d,c,phdata]=fthicksp(fre,ffff,pos11,pos22)
f=fre; fff=ffff; pos1=pos11; pos2=pos22;
c0=1.5; n=1; %c0 is longi of water. n is the number of peak.

fdiff=(f(1,pos2)-f(1,pos1))/1e6;
phff2=(180/pi)*atan(imag(fff)/real(fff));

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม้วาทกรรมใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

for ii=1:10000
    if phff2(1,ii)<0
        phff3(1,ii)=phff2(1,ii)+360;
    else
        phff3(1,ii)=phff2(1,ii);
    end;
end
phff3=phff3/(180/pi);
phdata=phff3;
phdiff=abs(phff3(1,pos1)-phff3(1,pos2));
d=(c0/(4*pi*fdiff))*(phdiff+2*n*pi);
ctemp=1/1500;
ptemp=phdiff/(4*pi*(fdiff*1e6)*(d*1e-3));
c=1/(ctemp-ptemp);

```

MNB

```

clear all; k=1; %tstop=40;
m=zeros(1,25);m(1,1:25)=60; m(1,1)=6.666; m(1,2)=13.333; %Solid Sim
tstop=size(m); tstop=tstop(1,2);
n=0; samp=5e-3;
t=[n:samp:tstop-samp]; %micro sec
ee=size(t);ee=ee(1,2);
n=0; fstep=10/ee; fstop=10; %MHz
f = (1/samp)*((0.9999)/10000);
for j=1:tstop
    tt=m(j);
    for i=1:ee
        %e(i)=exp(-2*pi^2*0.709^2*(t(i)-tt)^2)*sin(2*pi*5*t(i));
        e(i)=exp(-2*pi^2*0.3^2*(t(i)-tt)^2)*sin(2*pi*1*t(i));
    end;
    ef(k,:)=fft(e,10000);
    %H2a(M,f)
    z=(1.5*t)/20; b=5*(1/8.68);
    h2a=exp(-2*z.*b.*f);
    sf(k,:)=ef(k,:).*h2a;
    k=k+1;
end;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ใดๆ
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

hold on;
asf=abs(sf);
asf=asf.^2;
x1=1; x2=100;
plot(f(1,x1:x2),asf(1,x1:x2),'k'); plot(f(1,x1:x2),asf(2,x1:x2),'b');
hold off;
B=(10*log10(asf(2,x1:x2)./asf(1,x1:x2))).*(-log(10))./(40*0.5));
x1=1; x2=100; figure;
plot(f(1,x1:x2),B(1,x1:x2),'b');
f150=f(1,x1:x2);
b150=B(1,x1:x2);
sfave=sum(sf,1);
isfave=real(iffi(sfave));
figure; plot(t(1,1:4000),isfave(1,1:4000)./max(abs(isfave)),'k');
ftype=fitype('m*x+c','coeff', ('m','c'));
gg=fit(f150',b150',ftype);clc;
gg.m.*8.68

function [fc,v2]=fmoment(x,y)
m0=sum(y);
m1=sum(x.*y);
m2=sum((x.^2).*y);
fc=m1/m0;
v2=(m2/m0)-(m1/m0)^2;

utsimsignal
clear all; close all; k=1; clc;%tstop=40;
%m=randint(1,40, [0,20]); %Tissue Sim
m=zeros(1,25);m(1,1:25)=60; m(1,1)=4; m(1,2)=17; %Solid Sim 4,17
tstop=size(m); tstop=tstop(1,2);
n=0; samp=5e-3;
t=[n:samp:tstop-samp];
ee=size(t);ee=ee(1,2);
f = (1/samp)*((0:9999)/10000);
for j=1:tstop
    %e(t) and E(f)
    tt=m(j);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

for i=1:ee
    %e(i)=exp(-2*pi^2*0.709^2*(t(i)-tt)^2)*sin(2*pi*5*t(i));
    e(i)=sin(2*pi*5*t(i));
end;
ef(k,:)=fft(e,10000);
%H2a(M,f)
b=1.0*(1/8.68);
z=(1.5*t)/20;
h2a=exp(-2*z.*b.*f);
sf(k,:)=ef(k,:).*h2a;
k=k+1;
end;
sfsum=sum(sf,1); %sum(sf,1) is sum in column, sum(sf,2) is sum in row
isfsum=real(iff(sfsum));
figure; plot(t(1,1:5000),isfsum(1,1:5000)/max(abs(isfsum)),'k');
p=isfsum';

p=p';
width=1200; %700
h=rectwin(width);
h=h';
dataZ1=h.*p(1,200:1399);
dataZ2=h.*p(1,2600:3799);

fdataZ1=abs(fft(dataZ1,10000));
fdataZ2=abs(fft(dataZ2,10000));
psf1=fdataZ1.^2;
psf2=fdataZ2.^2;

[fc1,vv1]=fmoment(f(1,1:100),psf1(1,1:100));
[fc2,vv2]=fmoment(f(1,1:100),psf2(1,1:100));
beta3=(fc2-fc1)*8.68/(-4*(0.9)*vv1)
beta2=(-8.68*(fc2-fc1)/(12e-6*vv1*150000))/2
endp=300;
figure; hold on; plot(f(1,1:endp),psf1(1,1:endp),'k');
plot(f(1,1:endp),psf2(1,1:endp)); hold off;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

attenbrass5M

```

clear all; close all; k=1; clc;%tstop=40;
m=zeros(1,25);m(1,1:25)=60; m(1,1)=6.666; m(1,2)=16; %Solid Sim
tstop=size(m); tstop=tstop(1,2);
n=0; samp=5e-3;
t=[n:samp:tstop-samp];
ee=size(t);ee=ee(1,2);
f = (1/samp)*((0:9999)/10000);
for j=1:tstop
%e(t) and E(f)
    tt=m(j);
    for i=1:ee
        e(i)=exp(-2*pi^2*0.20^2*(t(i)-tt)^2)*sin(2*pi*5*t(i));
    end;
    ef(k,:)=fft(e,10000);
%H2a(M,f)
    b=0.9*(1/8.68);
    z=(4.6*tt)/20; %brass alpha is 11.51 Np/m or 0.499 db/cm
    h2a=exp(-2*z.*b.*f);
    sf(k,:)=ef(k,:).*h2a;
    k=k+1;
end;
sfsum=sum(sf,1); %sum(sf,1) is sum in column, sum(sf,2) is sum in row
isfsum=real(iff(sfsum));
figure; plot(t(1,1:4000),isfsum(1,1:4000)./max(abs(isfsum)),'k');
p=isfsum';
p=p';
width=1100; %700
h=rectwin(width);
h=h';
dataZ1=h.*p(1,800:1899);

dataZ2=h.*p(1,2700:3799);
fdataZ1=abs(fft(dataZ1,10000));
fdataZ2=abs(fft(dataZ2,10000));

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

y1=200; y2=300;
[fc1,vv1]=fmoment(f(1,y1:y2),psf1(1,y1:y2));
[fc2,vv2]=fmoment(f(1,y1:y2),psf2(1,y1:y2));
beta3=(fc2-fc1)*8.68/(-4*(2.14)*vv1)
beta2=(-8.68*(fc2-fc1)/(9.34e-6*vv1*460000))/2
endp=300;
figure; hold on; plot(f(1,y1:y2),psf1(1,y1:y2),'kx-');
plot(f(1,y1:y2),psf2(1,y1:y2),'k'); hold off;

```



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. M. Lohakan, T. Jamnongkan, C. Pintavirooj, S. Kaewpirom, S. Boonsang, "**A numerical model for ultrasonic measurements of swelling and mechanical properties of a swollen PVA hydrogel**" *Ultrasonics*, Volume 50, Issue 8, August 2010, Pages 782-789, Elsevier, www.sciencedirect.com
2. M. Lohakan , N. Pueiam, S. Boonsang and C. Pintavirooj, "**Application of A Fourier Centroid Shift Method for Estimation of Ultrasonic Attenuation Coefficients,**" *ECTI2007*, pp. 81-84, 9-12 May 2007.
3. M. Lohakan , N. Pueiam , S. Boonsang and C. Pintavirooj, "**Quantitative Estimation of Ultrasonic Attenuation Coefficients in A Solid Immersed Case with Multinarrow Band Technique,**" *ECTI2007*, 9-12 May 2007.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้




ISSN 0041-624X

Ultrasonics

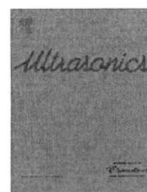


<http://www.elsevier.com/locate/ultras>

Available online at

 **ScienceDirect**
www.sciencedirect.com

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



A numerical model for ultrasonic measurements of swelling and mechanical properties of a swollen PVA hydrogel

M. Lohakan^{a,c}, T. Jammongkan^b, C. Pintavirooj^a, S. Kaewpirom^b, S. Boonsang^{a,*}

PhotoAcoustic Sensors and Systems (PASS LAB) and Department of Electronics, Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok 10520, Thailand
Department of Chemistry, Faculty of Science, Burapha University, Amphur Muang, Chonburi 20131, Thailand
Department of Teacher Training in Electrical Engineering, Faculty of Technical Education, King Mongkut's University of Technology North Bangkok, Bangkok 10800, Thailand

ARTICLE INFO

Article history:
 received 30 March 2009
 received in revised form 27 December 2009
 accepted 18 March 2010
 available online 23 March 2010

Keywords:
 PVA hydrogel
 dispersion
 ultrasonic characterization

ABSTRACT

This paper presents a numerical model for the evaluation of mechanical properties of a relatively thin hydrogel. The model utilizes a system identification method to evaluate the acoustical parameters from ultrasonic measurement data. The model involves the calculation of the forward model based on an ultrasonic wave propagation incorporating diffraction effect. Ultrasonic measurements of a hydrogel are also performed in a reflection mode. A Nonlinear Least Square (NLS) algorithm is employed to minimize difference between the results from the model and the experimental data. The acoustical parameters associated with the model are effectively modified to achieve the minimum error. As a result, the parameters of PVA hydrogels namely thickness, density, an ultrasonic attenuation coefficient and dispersion velocity are effectively determined. In order to validate the model, the conventional density measurements of hydrogels were also performed.

© 2010 Elsevier B.V. All rights reserved.

1. Introduction

Hydrogels are a network of polymer chains that are water-soluble. Over the decades, hydrogels have been invented for numerous pharmaceutical and biomedical applications. This is due to the fact that their characteristics are close to human tissue and non-toxicity. Hydrogels usually exhibit a good biocompatibility in contact with blood, body fluids and tissues. The applications of a wound dressing material for accelerating the healing process have been demonstrated [1,2]. The moist healing environment is beneficial for wound healing, and moist wounds heal 40% faster than wounds exposed to the atmosphere. Hydrogels have been also used as drug release devices [3–5]. A swelling characteristic of hydrogels is one of the key features for their effectiveness for the above applications. The swelling behaviour of hydrogels is closely related to their structures and the degree of swelling also influences the mechanical properties of hydrogels. Therefore, it is essentially important to examine the relationships between the degree of swelling and mechanical properties of hydrogels.

Ultrasonic methods have been used for the mechanical characterization of hydrogels by several researchers [6–9]. The physics of the sorption process of PVA hydrogels was extensively discussed in the paper reported by Luprano et al. A method proposed for determining glass-rubber phase transformation in PVA hydrogels using

Scanning Laser Acoustic Microscopy (SLAM). The measurements of ultrasonic velocities and ultrasonic attenuations were also used to calculate acoustical parameters of PVA hydrogels. They also reported the characterization of superabsorbent cellulose-based hydrogels by the means of the ultrasonic measurement [7]. The methods mentioned above are suitable for ultrasonic waveforms that contain well-defined peaks corresponded to the ultrasonic waves reflected from each boundary. Therefore, in order to simplify the analysis of ultrasonic signals, the measurements have to be made with the fixed sample thickness so that the separation of the ultrasonic echoes can be achieved.

However, the ultrasonic waveforms can be difficult to analyse when the sample thickness is less than the ultrasonic wavelength or a non-separable pulse regime [10]. For the simplified approach, the analysis of amplitude spectrum to identify the resonance peak was used to determine a sample thickness using $f_n = nc/2h$, where f_n is the resonance peaks and $n = 1, 2, 3, \dots, \infty$ [11]. Vikram et al. developed the method that utilizes the every point in the transfer function to deduce the acoustical parameters of a thin, linear viscoelastic plate [10]. They also presented the inverse algorithm to evaluate the acoustical parameters by comparing the measured transfer function and theoretically predicted transfer function [12]. However, the diffraction and misalignment effects were not taken into account in their model. Lavrentyev and Rokhlin [8] developed an ultrasonic method for the calculations of the properties of polymer-coated materials widely used in manufacturing industries. The properties (i.e. elastic moduli, density attenuation

* Corresponding author.
 E-mail address: kkksiride@kmitl.ac.th (S. Boonsang).

and thickness) of polypropylene that used as a coating material of a thin film were determined by ultrasonic transmission and reflection coefficients. More recently, Hägglund et al. presented the method based on the transfer functions of the ultrasonic wave propagation [13,14] They proposed the model called a soft modeling approach in which the finite impulse response (FIR) filters was used to describe the attenuation, dispersion, diffraction, and misalignment effects.

In this work, we present a numerical model based on a system identification procedure for the evaluation of acoustical properties of a relatively thin swollen hydrogel. This is the first time that the model-fitting based approach is applied to the analysis of ultrasonic signals from a thin swollen hydrogel (the thickness of a sample is a time-varying function). The model is formulated using transfer functions of the ultrasonic wave propagation through the experimental system. We use a transfer function of the diffraction effect for a circular piston source and a receiver approximated by the Lommel diffraction correction. We also present the new method to determine the initial guesses for the model fitting procedure by using the analysis of both amplitude and phase spectrum of pulse-echo signals. To minimize the error, a Nonlinear Least Square (NLS) algorithm is employed to minimize the difference between the results from the model and experimental data. During a minimization procedure, acoustical parameters associated with the model are effectively modified to achieve the minimum error. As a result, the parameters of PVA hydrogels namely thickness, density, an ultrasonic attenuation coefficient and dispersion velocity are effectively determined. To validate the model, the calculated hydrogel density is compared with the conventional density measurements.

2. Theory

2.1. An ultrasonic propagation model

The schematic diagram of an ultrasonic measurement setup is illustrated in Fig. 1. The separation distance from a transducer to

a sample is d . z_1 is the sample thickness. A pulse generator generates excited pulses as an input signal, $x(t)$, to an ultrasonic transducer. Ultrasonic waves propagate toward a sample through a water path. At a normal incidence, ultrasonic waves experience the multiple reflections within a sample. A part of ultrasonic waves reflect back to the ultrasonic transducer as a received signal, $y(t)$. Those signals are digitized and Fourier transformed to acquire both $X(\omega)$ and $Y(\omega)$. The ultrasonic propagation model describes a relationship between input $X(\omega)$ and output $Y(\omega)$ in a frequency domain. The model combines the transfer functions of a reflection coefficient, a time-shift function, a diffraction correction function and a transducer characteristic function. The model can be expressed as [15]:

$$Y(\omega) = R_{WS}(\omega) \exp\left(-i\omega\left(\frac{2z_0}{c_0}\right)\right) D(S)U(\omega)X(\omega), \quad (1)$$

where $U(\omega)$ is the transmitting and receiving characteristic function of the ultrasonic transducer, ω is angular frequency, z_0 is the propagation path, c_0 is a phase velocity of water, $R_{WS}(\omega)$ is a reflection coefficient for the plane longitudinal wave given by:

$$R_{WS}(\omega) = \frac{\rho_S c_S(\omega) - c_0 \rho_0}{\rho_S c_S(\omega) + c_0 \rho_0}, \quad (2)$$

where a subscript WS refers to water and a sample. ρ_0 and ρ_S are density of water and of a sample respectively. $c_S(\omega)$ is the velocity dispersion of ultrasonic waves in a sample. $D(S)$ is a function accounted for the diffraction effects, which cause the additional changes in the phase and amplitude spectra of ultrasonic signals. In this work, the diffraction effect is calculated using the Lommel diffraction formulation [16]. For the special case of a pulse-echo measurement, the closed form of the diffraction function $D(S)$ can be calculated as [16]:

$$D(S) = 1 - \exp\left(i\frac{2\pi}{S}\right) \left[J_0\left(\frac{2\pi}{S}\right) + J_1\left(\frac{2\pi}{S}\right)i \right], \quad (3)$$

where J_0 and J_1 are the zero and first order of Bessel functions respectively, $S = 2\pi z/(ka^2)$.

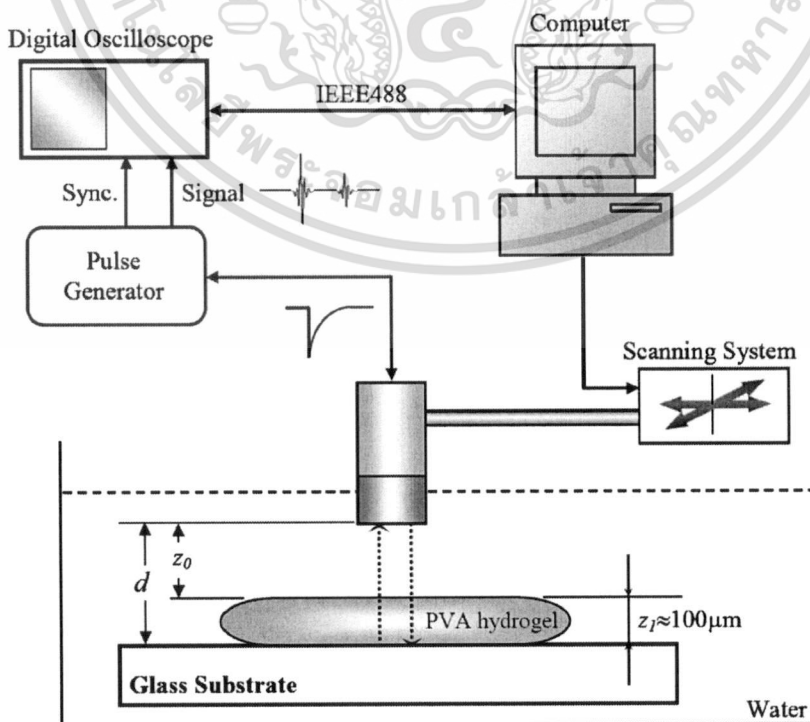


Fig. 1. The schematic diagram illustrating the experimental arrangement.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาร่วมกัน ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

The model described in Eq. (1) is accounted only for the first echo signal. The multiple reflections are modelled as the summation of each reflected signals. The transfer function in this case can be described as:

$$Y(\omega) = \left[D(S_1)R_{WS}(\omega) \exp(-i\phi_1) + \sum_{k=2}^p D(S_k)R_{SB}^{2k-2}(\omega)T_{WS}(\omega) \exp(-i\phi_k) \right] U(\omega)X(\omega), \quad (4)$$

where $D(S_1)$ and $D(S_k)$ are diffraction correction functions. p is the number of reflected signals, c_s is the ultrasonic velocity in a sample. ϕ_k and S_k are governed by:

$$\phi_k = \frac{\omega_0}{c_0}(2z_0) + \frac{\omega}{c_s}(2k-2)z_1, \quad (5)$$

$$S_k = \frac{2\pi(c_0z_0 + c_s(2k-2)z_1)}{\omega a^2}, \quad (6)$$

where a is a transducer radius. $R_{SB}(\omega)$ is a reflection coefficient of a sample and a substrate. $T_{WP}(\omega)$ is a transmission coefficient between water and a sample. The function $R_{SB}(\omega)$ and $T_{WP}(\omega)$ can be calculated by:

$$R_{SB}(\omega) = \frac{c_B\rho_B - \rho_S c_S(\omega)}{\rho_S c_S(\omega) + c_B\rho_B}, \quad (7)$$

$$T_{WP}(\omega) = \frac{4\rho_0 c_0 \rho_S c_S(\omega)}{[\rho_S c_S(\omega) + c_0 \rho_0]^2}, \quad (8)$$

where ρ_B and c_B are density of a sample and the ultrasonic velocity in a sample, respectively. Eq. (4) can be rewritten in a linear input-output relationship in a frequency domain as:

$$H_s(\omega) = \frac{Y_s(\omega)}{X_s(\omega)}, \quad (9)$$

where $H_s(\omega)$ is a spectrum transfer function of the simulated model. $X_s(\omega)$ is a spectrum of an excited pulse and $Y_s(\omega)$ is a spectrum of a received signal in the case of a measurement with sample. Using Eqs. (4) and (9), the transfer function $H_s(\omega)$ can be rewritten as:

$$H_s(\omega) = H(P, \omega)U(\omega), \quad (10)$$

where $U(\omega)$ is a characteristic function of an ultrasonic transducer used in an experiment and the transfer function $H(P, \omega)$ is expressed as:

$$H(P, \omega) = D(S_1)R_{WS}(\omega) \exp(-i\phi_1) + \sum_{k=2}^p D(S_k)R_{SB}^{2k-2}(\omega)T_{WS}(\omega) \exp(-i\phi_k). \quad (11)$$

2.2. Calibration procedure

For the evaluation of the model described by Eq. (10), a transducer characteristic denoted as $U(\omega)$ is essential. One possible method to determine $U(\omega)$ is to perform a calibration procedure. For the case of reflection mode measurements, a calibration procedure is executed by using a reference plate (i.e. a glass substrate) as shown in Fig. 2. For the calibration procedure, Eq. (1) can be rewritten as

$$Y_{m_{cal}}(\omega) = D_{m_{cal}}(S_1)R(\omega) \exp(-i\phi_1)U(\omega)X_{m_{cal}}(\omega), \quad (12)$$

where $Y_{m_{cal}}(\omega)$ is measured signals without a sample in a calibration procedure. The function ϕ_1 and S_1 can be calculated by Eqs. (5) and (6) respectively. $D_{m_{cal}}(S_1)$ is computed by Eq. (3). Eq. (12) can be rewritten in linear input-output relationship in a frequency domain as:

$$H_{m_{cal}}(\omega) = \frac{Y_{m_{cal}}(\omega)}{X_{m_{cal}}(\omega)}, \quad (13)$$

where $H_{m_{cal}}(\omega)$ is a calibrated transfer function of measured ultrasonic signals. $X_{m_{cal}}(\omega)$ is a spectrum of an excited pulse and $Y_{m_{cal}}(\omega)$ is a spectrum of a received signal in the case of the calibration procedure. Using Eqs. (12) and (13), the transfer function $H_{m_{cal}}(\omega)$ can be calculated by:

$$H_{m_{cal}}(\omega) = H_{cal}(P, \omega)U(\omega), \quad (14)$$

where $H_{cal}(P, \omega)$ can be defined as:

$$H_{cal}(P, \omega) = D_{m_{cal}}(S_1)R(\omega) \exp(-i\phi_1), \quad (15)$$

Using Eq. (14), $U(\omega)$ can be determined by:

$$U(\omega) = \frac{H_{m_{cal}}(\omega)}{H_{cal}(P, \omega)} \quad (16)$$

Substitute Eq. (16) into Eq. (10), the transfer function of the simulated model can be rewritten as:

$$H_s(P, \omega) = \frac{H(P, \omega)H_{m_{cal}}(\omega)}{H_{cal}(P, \omega)}. \quad (17)$$

3. The initial-value estimation

In order to evaluate the numerical fitting described in the next section, initial guesses of characteristic values (namely a sample thickness (z_1), an ultrasonic velocity (c_s), the ultrasonic attenuation (α) and a sample density (ρ_s)) are essentially required. The values of ultrasonic attenuation (α) of the PVA hydrogel from literature [6] and water density are used. For a sample thickness and an ultrasonic velocity in a sample, the initial guesses are approximated based on the analysis of the amplitude and phase spectrum of a pulse-echo signal as described below.

Considering a frequency f_i at a peak amplitude in a frequency spectrum, it corresponds to the constructive interference of two reflections from a top and bottom surfaces of a hydrogel sample (Fig. 3) [17]. The reflected waves arrive at a transducer surface with a phase angle of θ_i . The phase difference between the two reflections at peak amplitude is $2n\pi$. This is equal to the total phase change after the round trip propagation within a sample, which is:

$$2\pi f_i \frac{2z_i}{c_i} = 2n\pi. \quad (18)$$

Assume that the ultrasonic velocity in a sample is more than that in water, the relationship between a sample thickness and a phase angle θ_i can be approximated as [17]:

$$2\pi f_i \times \frac{2z_i}{c_0} \approx \theta_i + 2n\pi, \quad (19)$$

where f_i is a frequency at peak amplitude in a frequency spectrum z_i is the thickness of a sample at peak amplitude, c_0 is ultrasonic velocity in water, n is a non-negative integer. To improve the accuracy of the approximation, the averaged value of each z_i calculated from each peak frequency f_i in amplitude spectrum is used to determine an initial sample thickness $z_{initial}$. Then, an initial sample thickness can be rewritten as:

$$z_{initial} = \frac{z_1 + z_2 + z_3 + \dots + z_N}{N} = \frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N \frac{c_0(\theta_i + 2n\pi)}{4\pi f_i}, \quad (20)$$

where N is the number of frequency f_i that can be identified in amplitude spectrum.

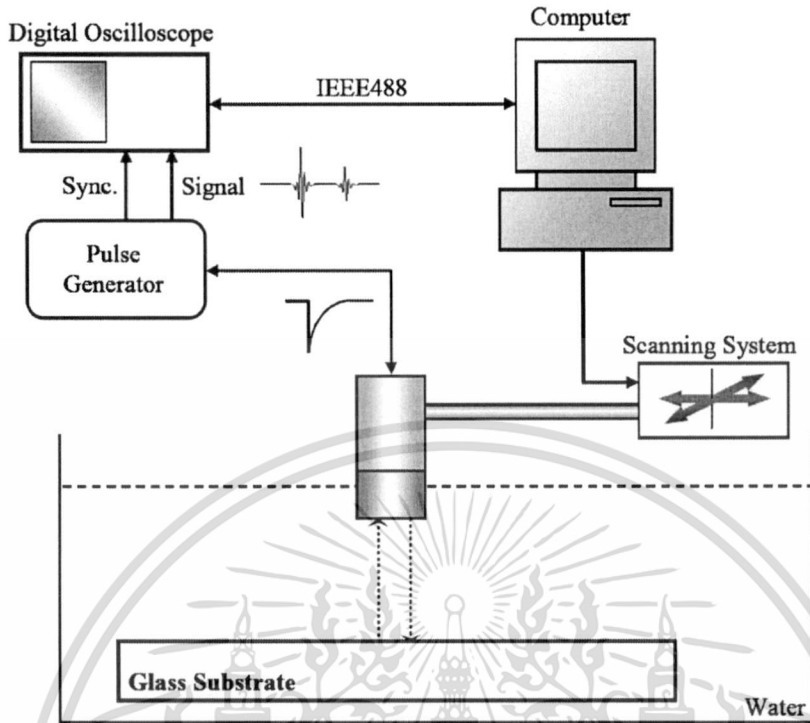


Fig. 2. A calibration process for reflection mode.

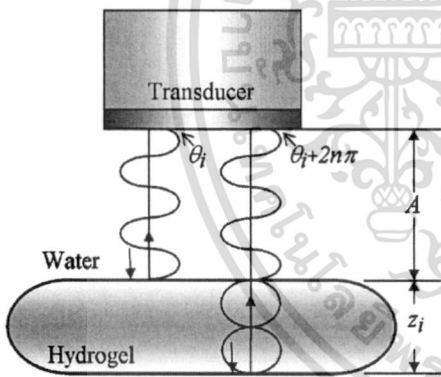


Fig. 3. An ultrasonic model for the initial thickness and the initial velocity estimation.

Subtract Eq. (19) with Eq. (18), a phase angle (θ_i) can be described in term of the velocity difference as [17]:

$$\theta_i = 2\pi f_i 2z_i \left(\frac{1}{c_0} - \frac{1}{c_i} \right). \quad (21)$$

Rearrange Eq. (21), an approximated ultrasonic velocity in a sample (c_i) can be determined by:

$$c_i = \left(\frac{1}{c_0} - \frac{\theta_i}{4\pi f_i z_i} \right)^{-1} \quad (22)$$

Again, to improve the accuracy of the approximation, the averaged value of each c_i calculated from each peak frequency f_i in the amplitude spectrum to find the averaged ultrasonic velocity in a hydrogel as:

$$c_{initial} = \frac{c_1 + c_2 + c_3 + \dots + c_N}{N} = \frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N \left(\frac{1}{c_0} - \frac{\theta_i}{4\pi f_i z_i} \right)^{-1}, \quad (23)$$

where $c_{initial}$ is the averaged ultrasonic velocity in a hydrogel.

4. A numerical procedure

The flowchart of a numerical procedure is shown in Fig. 4. The ultrasonic signal of PVA hydrogel is measured by the experimental setup as shown in Fig. 1. The transfer function $H_m(\omega)$ is computed by the ratio of the measured pulse-echo $Y_m(\omega)$ and the excitation $X_m(\omega)$ spectra.

The vector \mathbf{P} consists of a sample thickness (z_i), an ultrasonic velocity in a sample (c_s), an ultrasonic attenuation (α) and a sample density (ρ_s). The approximation of the initial guess for the vector \mathbf{P} is described in the previous section. In order to determine the vector \mathbf{P} uniquely, the number of data points in the spectral lines is at least equal to the double of the number of parameters to be estimated [18]. In this work, the 10,000 data points in the spectral lines of $H_s(P, \omega)$ and $H_m(\omega)$ are used while there are four parameters in the vector \mathbf{P} to be fitted.

The calibration process is performed to measure the ultrasonic signal without PVA hydrogel. The excitation ($x_{m_{cal}}(t)$) and echo ($y_{m_{cal}}(t)$) signals are recorded from the ultrasonic measurement with a glass substrate. The calculation of the transfer function $H_{m_{cal}}(\omega)$ is achieved by the Fourier transform of $x_{m_{cal}}(t)$ and $y_{m_{cal}}(t)$ as described in Eq. (13) and shown in Fig. 2. The data set of $H_{m_{cal}}(\omega)$ is employed to construct the simulated model.

The transfer function of the simulated model $H_s(P, \omega)$ described in Eq. (17) can be constructed by $H(P, \omega)$, $H_{cal}(P, \omega)$ and $H_{m_{cal}}(\omega)$. The transfer function $H(P, \omega)$ constructed by Eq. (11) is a function consisted of the predefined parameters ($z_{initial}$, $c_{initial}$, α , ρ_s) in the vector \mathbf{P} associated with the experimental system. The transfer function $H_{cal}(P, \omega)$ with diffraction effect is performed by using Eq. (15).

To achieve the minimum error, the simulated model was iteratively computed by a Nonlinear Least Square (NLS) fitting algorithm (a *lsqnonlin* function in MATLAB®7). The adjustment procedure is iteratively repeated until the minimum error is achieved. The NLS procedure automatically chooses values of the

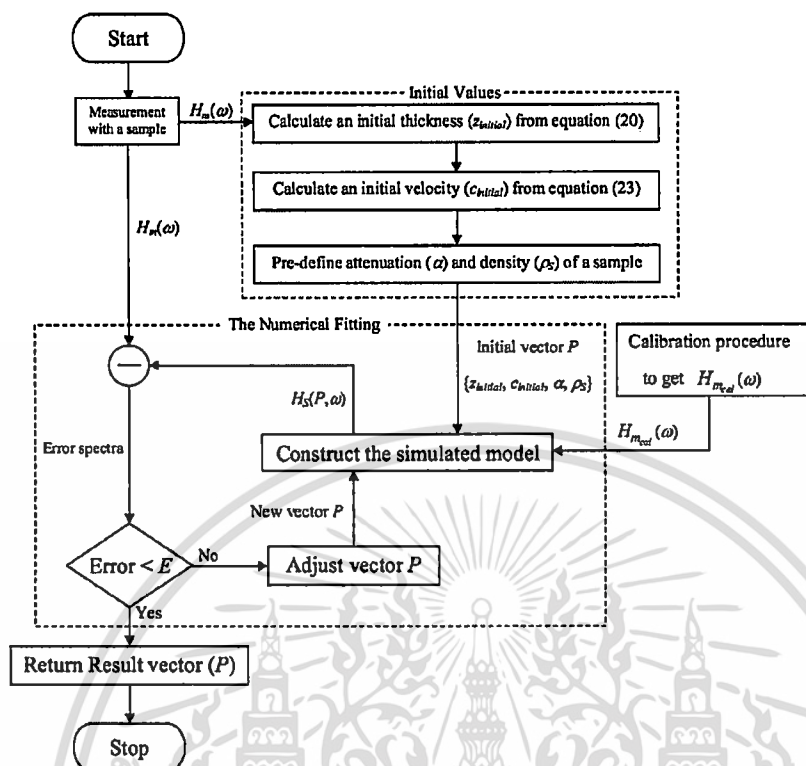


Fig. 4. The NLS minimization algorithm in the forward model.

new vector \mathbf{P} that made the transfer function $H_s(\mathbf{P}, \omega)$ closet to the transfer function $H_m(\omega)$ by minimizing the function:

$$E = \sum_{j=1}^N \{|H_s(\mathbf{P}, \omega_j)| - |H_m(\omega_j)|\}^2, \quad (24)$$

where N is a number of points in a -3 dB bandwidth of ultrasonic signals. The best fitting of vector \mathbf{P} is returned when the NLS procedure is completed.

The calculation of the velocity dispersion, $c_s(\omega)$, from the ultrasonic attenuation is based on a differential form of the Kramers–Krönig relation [19]. This approach is valid under the assumption that the attenuation and the phase velocity are slowly varying functions of a frequency. The differential form of the Kramers–Krönig relation can be written as:

$$c_s(\omega) = \left[\frac{1}{c_s(\omega_0)} - \left(\frac{2}{\pi} \alpha \ln \left| \frac{\omega}{\omega_0} \right| \right) \right]^{-1}, \quad (25)$$

$$\alpha = \frac{\pi}{2} \left[\frac{1}{c_s(\omega_0)} - \frac{1}{c_s(\omega)} \right] \left[\ln \left| \frac{\omega}{\omega_0} \right| \right]^{-1}, \quad (26)$$

where $c_s(\omega)$ is the velocity dispersion used in Eqs. (2), (7), and (8), $c_s(\omega_0)$ is the dispersion coefficient, α is the ultrasonic attenuation coefficient ($\text{dBm}^{-1}\text{MHz}^{-1}$), ω_0 is the reference frequency.

5. Experimental results and discussion

The experimental arrangement is shown in Fig. 1. A PVA hydrogel was prepared by crosslinking PVA with glutaraldehyde in the presence of an acid catalyst. The PVA hydrogel sample was immersed in a water tank with the water temperature of 24°C . The measurement set up was in a pulse-echo mode. A circular ultrasonic transducer (the centre frequency of 10 MHz and 1.5 cm in

diameter from Panametrics) was positioned at just below the water surface. The alignments of the transducer and the glass substrate were adjusted by a 3D scanning system. A pulse/receiver (model 502PR Panametrics) was used to excite the transducer and amplify received echo signals. The echo signals were then digitized by a digital oscilloscope (Tektronix TDS3012). The digitized signals were transferred to a personal computer by a GPIB interface (IEEE488). A sampling frequency of 500 MSample/s with a record of 10,000 points per a waveform was employed. In order to improve the SNR, the averaging of 512 signals was performed prior to transferring measured data to PC.

For the calibration procedure, a glass substrate was utilized as a reference plate. Ultrasonic signals measured without a sample in a time domain were normalized. A typical waveform is shown in Fig. 5 and its spectrum is shown in Fig. 6. The evaluation of the function $H_{m_{cal}}(\omega)$ in Eq. (13) was performed. $H_{m_{cal}}(\omega)$ was employed to construct the simulated model.

An ultrasonic signal in a time domain recorded at once a hydrogel sample immersed in water (time = 5 min) is shown in Fig. 7. The labels denoted as {1} and {2} correspond to an incident ultrasonic wave reflected from front and back surfaces of the hydrogel layer. The ultrasonic signal was transformed to the measured spectrum ($H_m(\omega)$) as shown in Fig. 8. The constant values for the density of water of 1000 kg/m^3 and the ultrasonic velocity of water of 1483 m/s [20] were used to construct the transfer function $H_s(\mathbf{P}, \omega)$. The density and ultrasonic velocity of glass substrate are 2243 kg/m^3 and 5090 m/s respectively [21]. The distance from the transducer to the PVA hydrogel (z_0) is 2.5 cm.

Each peak in amplitude spectrum of $H_m(\omega)$ is resulted from the interference of ultrasonic waves propagating within the hydrogel. The maxima and minima refer to the constructive and destructive interferences respectively. These results are similar to those shown in the literatures [17]. The peak frequencies (f_1 – f_4) and the corresponding phases (θ_1 – θ_4) were used to estimate the initial thickness

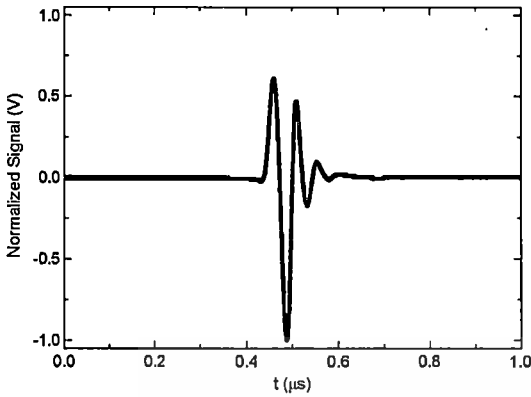


Fig. 5. The calibrated signal in a time domain from the ultrasonic transducer to a glass substrate without a sample.

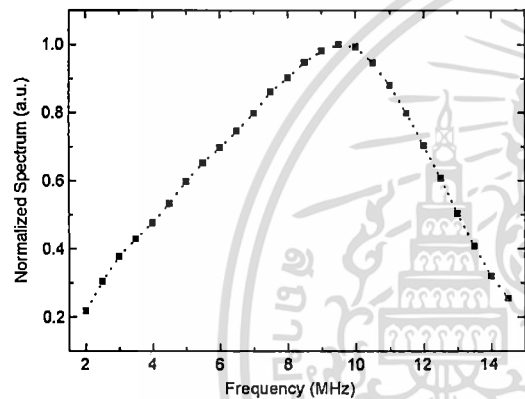


Fig. 6. The normalized spectrum of a calibrated signal in a frequency domain.

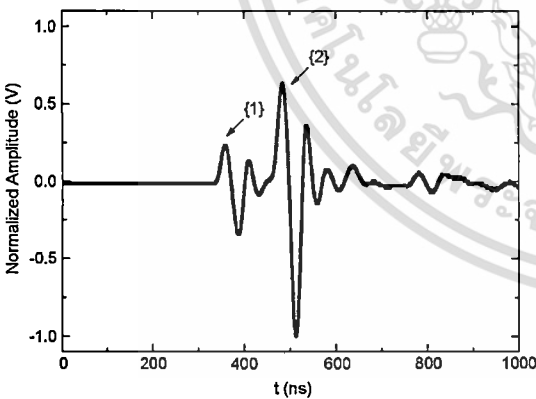


Fig. 7. The captured signal at time = 5 min.

and the initial ultrasonic velocity by the calculation of Eqs. (20) and (23) respectively. The details of the initial values of vector \mathbf{P} are described in the previous section. Then, the transfer function $H_s(P, \omega)$ was readily formulated from the transfer functions $H(P, \omega)$, $H_{m,cal}(\omega)$ and $H_{cal}(P, \omega)$ in a frequency domain by Eq. (17). The estimated values (thickness, ultrasonic velocity, density and an attenuation coefficient) were used as the initial parameters for the NLS calculation.

The numerical procedure described in Section 4 was performed in a personal computer (2.2 GHz Pentium®4 processor, 1 GB of RAM). Fig. 9 shows the measured spectrum ($H_m(\omega)$; dash line)

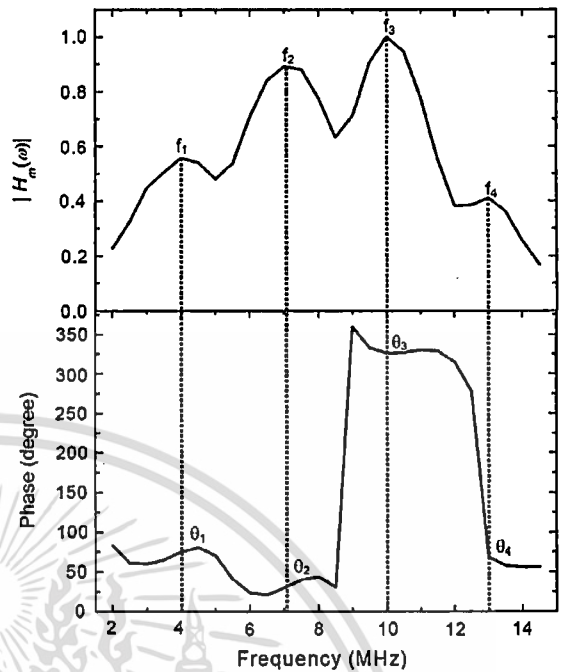


Fig. 8. The amplitude and phase spectrum of the captured signal at time = 5 min.

and the simulated model ($H_s(P, \omega)$; thick line) before the numerical fitting. To achieve the minimum error, the simulated model was iteratively computed by NLS fitting algorithm. The resulted parameters after the NLS calculation were α , z_1 , ρ_s , and $c_s(\omega)$. After the minimization process, the simulated model was closed to measured spectrum the as shown in Fig. 10. The sum of square error before the fitting process is 0.511. After the minimization, the error is reduced to 0.027.

The pulse-echo signals, $x_m(t)$ and $y_m(t)$ were recorded at every 15 min until 215 min while the hydrogel sample was immersed in water. The hydrogel was at the fully hydrated state after 215 min. The total of measurement data were 15 sets. All sets of data were repeatedly calculated in the numerical procedure described above. In Fig. 11, the ultrasonic velocity at the centre frequency (10 MHz), $c_s(\omega)$ and the sample thickness (z_1) were plotted versus time. The ultrasonic velocity significantly decreases from the maximum, 2400 m/s, at time = 5 min to 1600 m/s at time = 215 min. when the PVA hydrogel fully hydrated. These values are in good agreement with the experimental and theoretical data reported in the literature [9]. In contrast, the thickness of

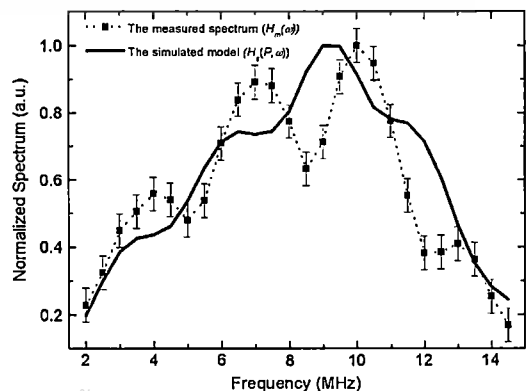


Fig. 9. The spectrum of experiment and model before fitting at time = 15 min.

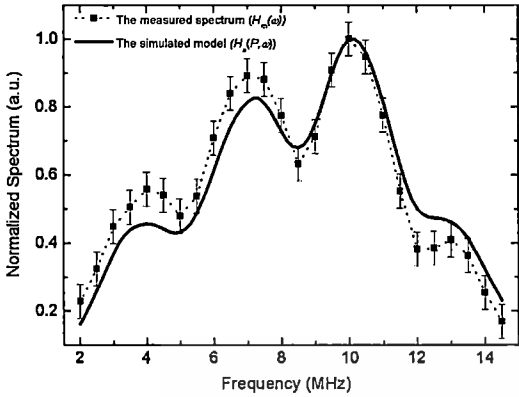


Fig. 10. The spectrum of experiment and model after fitting by NLS at time = 5 min.

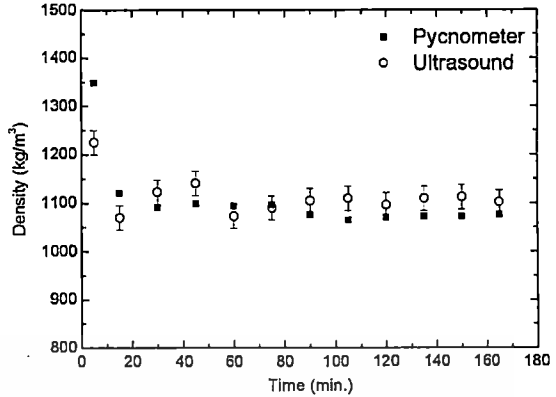


Fig. 12. The comparison of density between the purposed method and pycnometer.

he PVA hydrogel gradually increases from 105 μm to 150 μm . These results indicate the typical swelling behaviour of a PVA hydrogel.

The calculated density is also exhibited in Fig. 12 by open circular points. The density of the swollen hydrogel declines from 1240 to 1100 kg/m^3 . In order to validate the model, the density measurements of PVA hydrogel were performed using the pycnometer. The comparison of estimated densities using both methods is shown in Fig. 12. The results from the pycnometer displayed as solid rectangular points decay with time similar to the results from the ultrasonic method. The results from both methods show a good agreement, which confirms the validity of our model.

Another important parameter namely the ultrasonic attenuation coefficient of the PVA hydrogel was also resulted from the numerical procedure. The attenuation coefficient of the PVA hydrogel decreases from 24 dB/mMHz to almost zero as shown in Fig. 13. This is similar to the results shown in the literature [7]. As reported in Ref. [6], the attenuation after an initial increase (about 0–5 min), reaches a plateau and then drops to its lowest value when the hydrogel is water saturated. However, in our case, a sample was kept in the water for a few minutes before making the measurements. The initial setting up period (after a sample was placed on the glass substrate) is essentially required for our current system. During such a period, it is plausible that some information may not be recorded. Therefore, the phenomenon that the attenuation initially increases was not observed in our paper. The attenuation coefficient and the ultrasonic velocity can also be used to calculate the storage and loss modulus of a hydrogel (L' and L''), which can be computed by Lionetto et al. [7]:

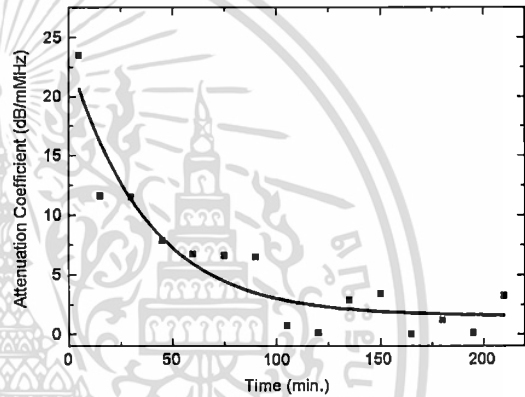


Fig. 13. The attenuation coefficient after fitting from 5 min to 210 min.

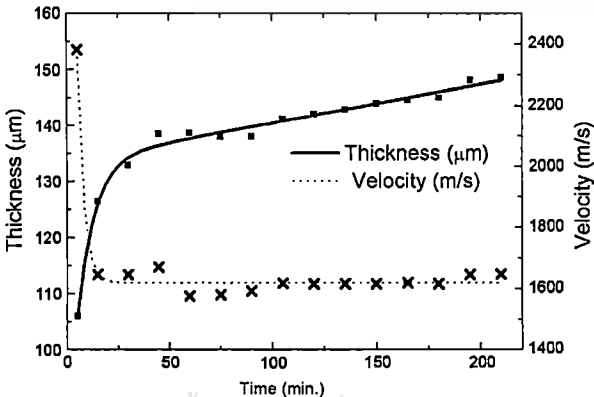


Fig. 11. Velocity and thickness versus time from 5 min to 210 min.

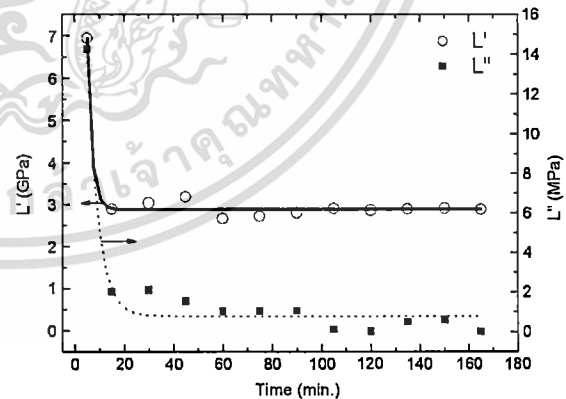


Fig. 14. L' and L'' of the PVA hydrogel.

$$L' = c^2 \rho, \tag{27}$$

$$L'' = \frac{2\alpha \rho c^3}{\omega}, \tag{28}$$

where ω is equal to $2\pi f$, c is the ultrasonic velocity and α is the attenuation coefficient. The storage and loss modulus of a hydrogel (L' and L'') are shown in Fig. 14. The final values of the swollen hydrogel are consistent with the value of the water bulk modulus, which is 2.2×10^9 Pa at 20 °C [7].

6. Conclusion

In this paper, a numerical model for the evaluation of mechanical properties of a relatively thin hydrogel is presented. The model involves the calculation of the forward model based on an ultrasonic wave propagation incorporating diffraction effect. The model is constructed by a function consisted of the predefined parameters associated with the experimental system. Ultrasonic measurements of a hydrogel are also performed in a reflection mode. The centre frequency of an ultrasonic transducer at 10 MHz and a reflection mode measurement are considered in this work. To acquire the best-fit parameters, NLS algorithm is applied to minimize the error between the model and the experiment. During a minimization procedure, the parameters are effectively modified to achieve the minimum error. After the minimization process, the parameters of PVA hydrogels namely thickness, density, an ultrasonic attenuation coefficient and dispersion velocity are effectively determined. The measurement data were recorded at every 15 min after the hydrogel immersed in the water tank. Velocity, density and attenuation coefficients decrease after the hydrogel hydrated. These results indicate the typical swelling behaviour of the PVA hydrogel. To validate, the results are compared with the density measurement performed by pycnometer. The results show good agreement between the model and the experiment.

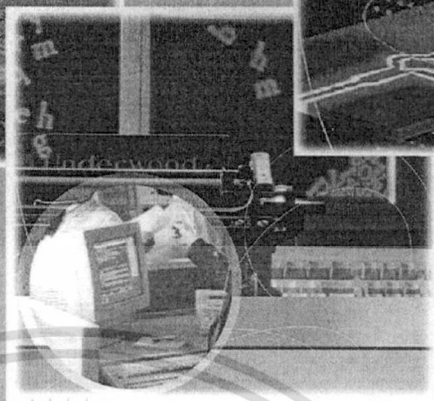
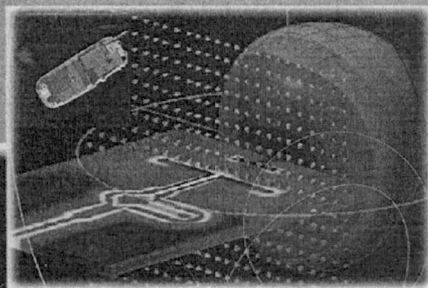
Acknowledgments

This work was sponsored by Thailand Research Fund (TRF) Contract No. MRG4980072. One of the authors (SB) would like to thank Professor Wanlop Surakampontorn for his guidance. We also sincerely thank the valuable comments from the reviewers.

References

- [1] J.O. Kim, J.K. Park, J.H. Kim, S.G. Jin, C.S. Yong, D.X. Li, J.Y. Choi, J.S. Woo, B.K. Yoo, W.S. Lyoo, J.-A. Kim, H.-G. Choi, Development of polyvinyl alcohol-sodium alginate gel-matrix-based wound dressing system containing nitrofurazone, *International Journal of Pharmaceutics* 359 (2008) 79–86.
- [2] M.T. Razzak, D. Darwis, Zainuddin, Sukirno, Irradiation of polyvinyl alcohol and polyvinyl pyrrolidone blended hydrogel for wound dressing, *Radiation Physics and Chemistry* 62 (2001) 107–113.
- [3] D. Yang, Y. Li, J. Nie, Preparation of gelatin/PVA nanofibers and their potential application in controlled release of drugs, *Carbohydrate Polymers* 69 (2007) 538–543.
- [4] R.G. Loughlin, M.M. Tunney, R.F. Donnelly, D.J. Murphy, M. Jenkins, P.A. McCarron, Modulation of gel formation and drug-release characteristics of lidocaine-loaded poly(vinyl alcohol)-tetraborate hydrogel systems using scavenger polyol sugars, *European Journal of Pharmaceutics and Biopharmaceutics* 69 (2008) 1135–1146.
- [5] A. Moretto, L. Tesolin, F. Marsilio, M. Schiavon, M. Berna, F.M. Veronese, Slow release of two antibiotics of veterinary interest from PVA hydrogels, *Il Farmaco* 59 (2004) 2004.
- [6] V.A.M. Luprano, G. Montagna, B. Molinas, A. Maffezzoli, Glass-rubber phase transformation detected in polymers by means of ultrasonic waves, *Journal of Alloys and Compounds* 310 (2000) 382–387.
- [7] F. Lionetto, A. Sannino, A. Maffezzoli, Ultrasonic monitoring of the network formation in superabsorbent cellulose based hydrogels, *Polymer* 46 (2005) 1796–1803.
- [8] A.I. Lavrentyev, S.I. Rokhlin, An ultrasonic method for determination of elastic moduli, density, attenuation and thickness of a polymer coating on a stiff plate, *Ultrasonics* 39 (2001) 211–221.
- [9] A.L. Piero Chiarelli, Marina Carbone, Acoustic waves in hydrogels: a bi-phasic model for ultrasound tissue-mimicking phantom, *Materials Science and Engineering* 7 (2008).
- [10] V.K. Kinra, V.R. Iyer, Ultrasonic measurement of the thickness, phase velocity, density or attenuation of a thin-viscoelastic plate. Part I: the forward problem, *Ultrasonics* 33 (1995) 95–109.
- [11] T. Pialucha, C.C.H. Guyott, P. Cawley, An amplitude spectrum method for the measurement of phase velocity, *Ultrasonics* 10 (1989) 270–279.
- [12] V.K. Kinra, V.R. Iyer, Ultrasonic measurement of the thickness, phase velocity, density or attenuation of a thin-viscoelastic plate. Part II: the inverse problem, *Ultrasonics* 33 (1995) 111–122.
- [13] J. Martinsson, F. Häggglund, J.E. Carlson, Complete post-separation of overlapping ultrasonic signals by combining hard and soft modeling, *Ultrasonics* 48 (2008) 427–443.
- [14] J.M. Fredrik Häggglund, Johan E. Carlson, Model-based estimation of thin multi-layered media using ultrasonic measurements, *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 56 (2009) 1689–1702.
- [15] A.B. Temsamani, S. Vandenplas, M.L.D. Lumori, L.A.-v. B. van Biesen, Experimental validation for the diffraction effect in the ultrasonic field of piston transducers and its influence on absorption and dispersion measurements, *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 48 (2001) 547–559.
- [16] C.J. Daly, T.W. Nuteson, N.A.H.K. Rao, The spatially averaged electric field in the near field and far field of a circular aperture, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* 51 (2003) 700–711.
- [17] N. Hozumi, R. Yamashita, C.-K. Lee, M. Nagao, K. Kobayashi, Y. Saijo, M. Tanaka, N. Tanaka, S. Ohtsuki, Time-frequency analysis for pulse driven ultrasonic microscopy for biological tissue characterization, *Ultrasonics Proceedings of Ultrasonics International 2003* (42) (2004) 717–722.
- [18] J.S.a.R. Pintelon, Identification of linear systems: a practical guideline to accurate modelling, Pergamon Press, New York, 1991.
- [19] K.R. Waters, M.S. Hughes, J. Mobley, J.G.A.-M. Miller, Differential forms of the Kramers–Kronig dispersion relations, *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 50 (2003) 68–76.
- [20] H. Kuttruff, *Ultrasonics Fundamentals and Applications*, Elsevier Applied Science, 1991.
- [21] V.M. Ristic, *Principles of Acoustic Devices*, John Wiley & Sons, Inc., 1983.

VOLUME I



ECTI-CON 2007

Mae Fah Luang University, Chiang Rai, Thailand
May 9-12, 2007

VOLUME 1

- Circuits and Systems
- Control Engineering
- Electrical Power Engineering
- Other Related Fields



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Application of A Fourier Centroid Shift Method for Estimation of Ultrasonic Attenuation Coefficients

M. Lohakan^{†,††}, N. Pueiam[†], S. Boonsang[†] and C. Pintavirooj[†]

[†] Research Center for Communication and Information Technology (ReCCIT) and
Department of Electronics, Faculty of Engineering
King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok 10520 Thailand

^{††} Department of Teacher Training in Electrical Engineering
Faculty of Technical Education
King Mongkut's Institute of Technology North Bangkok, Bangkok 10800 Thailand

Abstract- Ultrasonic attenuation coefficient is one of important parameters in ultrasonic measurement. Normally, ultrasonic attenuation coefficient is unique in each object. In this paper, ultrasonic attenuation coefficient estimation using Fourier Centroid Shift (FCS) algorithm is purposed. FCS algorithm is a power spectral computation in frequency domain. The system is setup that consists of metal bar, which immerse in water tank and 5 MHz unfocused piston transducer. Before real measurement, the ultrasonic signal is simulated by a set of equations at transducer frequency 5 MHz to test the algorithm. The error of ultrasonic attenuation coefficient from simulated signal is small. Next, the ultrasonic signal is measured in experimentation to validation. Then, the ultrasonic attenuation coefficient is computed same as simulated procedure. Finally, the ultrasonic attenuation coefficient is compared between simulation and experimentation. However, the results of experimentation show a slight error, which is different from simulated signal. The other application of FCS will be applied to inhomogeneous sample such as bone or tissue in future work.

I. INTRODUCTION

The measurement of ultrasonic attenuation coefficient has been widely interest in the field of ultrasonic characterization. Many frequency domain system identification techniques are employed for modeling. The Angular Spectrum Approach method [1] was applied to determine ultrasonic attenuation in solid that was immersed in water. The diffraction correction method also used to reduce diffraction effect of ultrasound. In addition, the Autoregressive spectral analysis [2] employed Yule-Walker technique to find power spectral densities of randomly ultrasonic signal to approximate ultrasonic attenuation in highly attenuation medium. However, only data simulation was tested without an experimentation to validate the model. To characterization, attenuation evaluation for *in vivo* human dermis [3] was conducted at 20 MHz. This work presented a practical systematic approach to bandwidth selection and spectral variance calculation from backscatter RF signal. In synthetic inhomogeneous tissue, Multinarrow Band method [4] was utilized to interpret the absolute backscatter coefficient.

In this paper, Fourier Centroid Shift method (FCS) is applied to estimate ultrasonic attenuation coefficients. The simulated ultrasonic signal is constructed and validated by experimentation.

II. ULTRASONIC SIGNAL

A. Fundamental Theory

For many years, ultrasonic waves have been utilized in a variety of engineering and biomedical applications. Ultrasonic measurement can be divided into two modes. The transmission mode consists of transmitter and receiver separated into two transducers. In contrast, the reflection mode measurement transmitter and receiver compound with together in one transducer as shown in Figure 1. The advantages of reflection mode are easy alignment and cheap. The one of important parameters of ultrasound is longitudinal velocity as illustrated in Table 1. The longitudinal velocity of ultrasound is unique in each material. The distance which ultrasound travels in the object can be expressed as

$$s = c \times t \quad (1)$$

where s is distance, c is longitudinal velocity and t is time. In reflection mode, the total distance traveled by ultrasonic wave is double, $s=2Z$. The ultrasonic signal simulation with attenuation effect is described in next section.

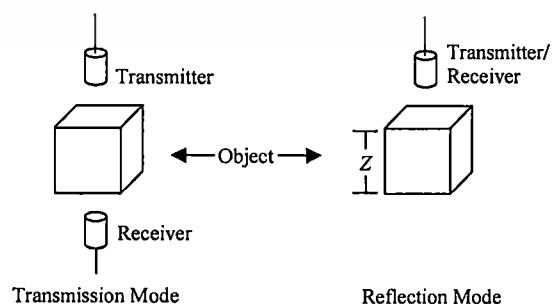


Figure 1. Ultrasonic measurement mode

TABLE I
LONGITUDINAL VELOCITY OF MATERIAL

Material	Longitudinal Velocity (c) (mm / μ s)
Aluminum	6.350
Brass	4.430
Copper	4.700
Plexiglas	2.680
Stainless	5.610
Steel	5.940
Water	1.494

B. Ultrasonic Signal Simulation

Ultrasonic signal can be modeled by gaussian function in Figure 2 and sine wave in Figure 3. $e(t)$ may be expressed in (2). F_0 is transducer center frequency. t is time. σ^2 is variance of gaussian function. t_0 is position of scatters in time domain. Figure 4 shows $e(t)$ at $t_0 = 2 \mu$ s. $h(t)$ is an impulse response of a scatter function used to convolute with $e(t)$ as described in (3).

$$e(t) = \exp[-2\pi^2 \sigma^2 (t-t_0)^2] \sin(2\pi F_0 t) \quad (2)$$

$$s(t) = e(t) * h(t) \quad (3)$$

For a medium of scatters, the echo signal $s(t)$ can be modeled in frequency domain as follows:

$$s(t) = e(t) * h(t) = \sum_M e(t) * h_a^2(M, t) * h_d(M, t) \quad (4)$$

where $h(t)$ is impulse response of scatters that relate to (5) and (6) in frequency domain. h_a^2 is the two ways impulse response of attenuation of a scatter in position M and $H_a^2(M, f)$ is frequency domain of h_a^2 . $2Z$ is the total distance traveled by the ultrasound wave. $h_d(M, t)$ is a set of impulses in time domain that relate to position M in frequency domain as shown in (8). β is attenuation coefficient, which is estimated from FCS.

$$S(f) = E(f) \cdot H(f) \quad (5)$$

$$S(f) = \sum_M E(f) \cdot H_a^2(M, f) \cdot H_d(M, f) \quad (6)$$

$$H_a^2(M, f) = e^{-2Z\beta f} \quad (7)$$

$$H_d(M, f) = \delta(Z) \quad (8)$$

h_d is the scattering impulse function simulated by Dirac function. The position Z of a scatter is determined with function of object modeled. In this paper, two positions of Dirac function are utilized according to experimental system.

$$h_d(f, Z) = \delta(Z) \quad (9)$$

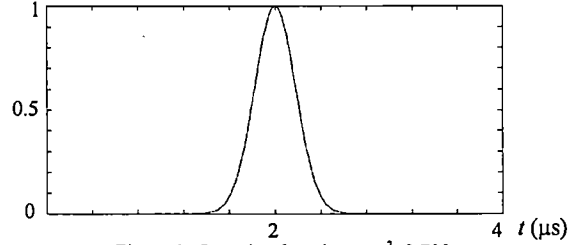


Figure 2. Gaussian function at $\sigma^2=0.709$

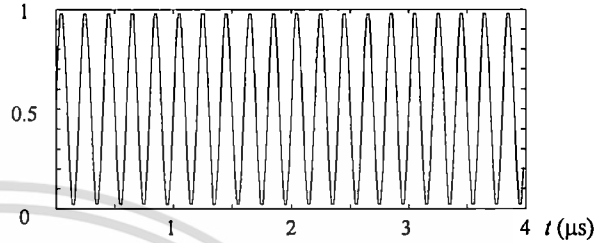


Figure 3. Sine wave at 5 MHz

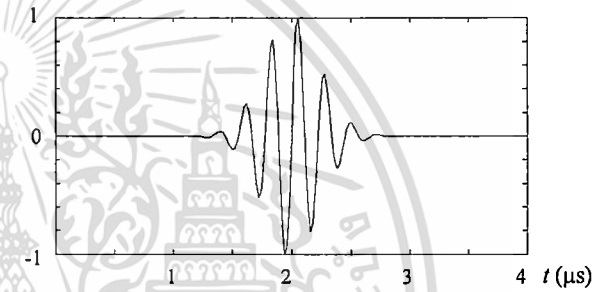


Figure 4. $e(t)$ function

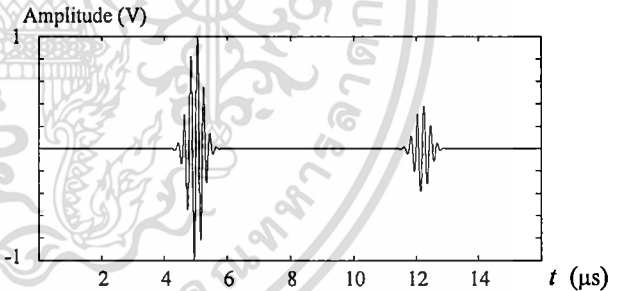


Figure 5. Ultrasonic simulation signal

TABLE II
ATTENUATION OF TISSUE AT 1 MHz [5]

Tissue	Characteristic Impedance $\rho_0 c$ (106Ns/m ³)	Attenuation at 1 MHz (dB/cm)
Blood	1-62	0.2
Spleen	1-6	0.4
Liver	1-65	0.7
Fat	1-38	0.8
Brain	1-60	0.8
Muscle	1.65-1.74	1.5-2.5
Bone	3.2-7.4	11
Lung	0.26-0.46	40
(Water)	1.49	0.002

III. FOURIER CENTROID SHIFT METHOD

FCS is one of strategies in Fourier statistics method that depends on the spectral moment estimation. The spectral centroid $f_c(\tau_i)$ at spectral amplitude $|S(f)|$ as expressed in (10).

$$f_c(\tau_i) = \frac{m_1(\tau_i)}{m_0(\tau_i)} \quad (10)$$

m_j is moment of order j defined by (11). τ_i is position of the window on the echo line.

$$m_j(\tau_i) = \int_{-\infty}^{+\infty} f^j \cdot S(\tau_i, f) \cdot df \quad (11)$$

With the classical assumption of linear with frequency attenuation, $\alpha(f)$ is attenuation expressed in dB/cm and β is the attenuation coefficient expressed in dB/cmMHz. The relation between $\alpha(f)$ and β can be described in (12).

$$\alpha(f) = \beta \cdot f \quad (12)$$

An estimation of attenuation coefficient can be obtained by (13). σ^2 is variance of spectrum that can be calculated by (14). Additionally, the moment order 0 to 2 is used to obtain σ^2 . C is ultrasonic longitudinal velocity. Equation (15) expresses unit conversion from Neper to dB.

$$\beta = \frac{-8.68}{C\sigma^2(\tau)} \cdot \frac{df_c}{d\tau} \quad (13)$$

$$\sigma^2(\tau_i) = \frac{m_2(\tau_i)}{m_0(\tau_i)} - \left(\frac{m_1(\tau_i)}{m_0(\tau_i)} \right)^2 \quad (14)$$

$$\beta [\text{dB/cmMHz}] = 8.68 \cdot \beta [\text{Neper/cmMHz}] \quad (15)$$

IV. NUMERICAL SIMULATION

According to ultrasonic transducer, 5 MHz of center frequency is selected to simulate ultrasonic signal with attenuation coefficient of brass = 0.50dB/cmMHz [6] as shown in Figure (6). The difference of time corresponds to $Z=2.5$ cm at $c=4.430$ mm/ μ s as described in Table I.

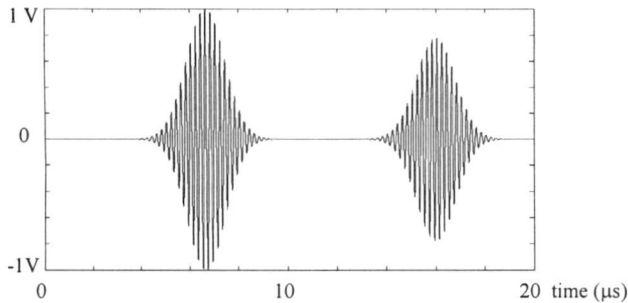


Figure 6. Simulation of Ultrasonic signal at 5 MHz

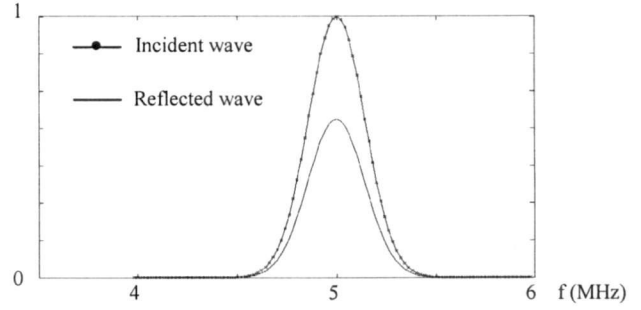


Figure 7. Spectrum of incident wave and reflected wave

From Figure 7, the attenuation coefficient is solved to verify the FCS that described in previous section. The result of β in simulation is 0.50 dB/cmMHz same as [6]. Additionally, other β value at 1 MHz and 5 MHz are tested as shown in Table IV.

TABLE IV
ATTENUATION COEFFICIENTS COMPUTED BY SIMULATED SIGNAL

β (dB/cmMHz)	Fourier Centroid Shift Method	
	1 MHz	5 MHz
0.1	0.1124	0.1001
0.3	0.3032	0.2998
0.5	0.5004	0.4997
0.7	0.7000	0.6995
1.0	1.0000	0.9993
1.5	1.5000	1.4989
2.0	2.0000	1.9986
3.0	3.0000	2.9978

TABLE V
ERROR OF ATTENUATION COEFFICIENTS COMPUTED BY SIMULATED SIGNAL

β (dB/cmMHz)	Error (%)	
	1 MHz	5 MHz
0.1	12.4000	0.1000
0.3	1.0667	0.0667
0.5	0.0800	0.0600
0.7	0.0000	0.0714
1.0	0.0000	0.0700
1.5	0.0000	0.0733
2.0	0.0000	0.0700
3.0	0.0000	0.0733

$$\text{Error (\%)} = \frac{|\beta_{\text{theory}} - \beta_{\text{estimation}}|}{\beta_{\text{theory}}} \cdot 100 \quad (15)$$

V. EXPERIMENTAL VALIDATION

TABLE III
INSTRUMENT AND DEVICE USED IN EXPERIMENTATION

Instrument/Device	Model
Pulse Generator	Panametrics: Model500PR
Digital Scope	Tektronix: TDS3012
Ultrasonic Transducer	Panametrics: Model V309

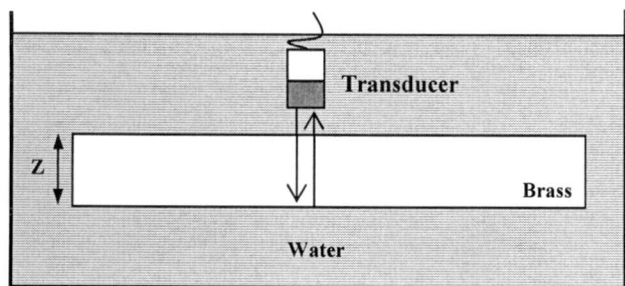


Figure 8. Ultrasonic simulation signal

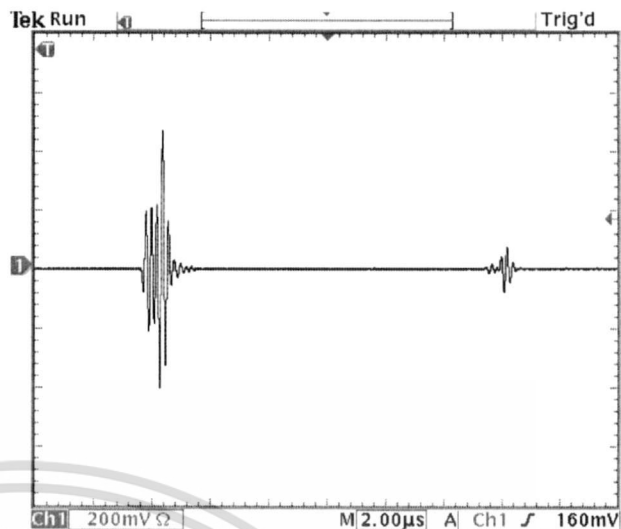


Figure 9. Captured signal from brass at transducer center frequency=5MHz

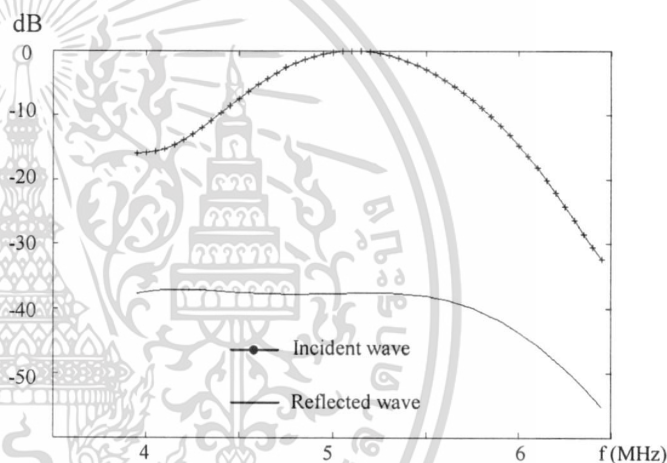


Figure 10. Normalized spectrum of measured signal

VI. CONCLUSION

A FCS method for estimation of ultrasonic attenuation coefficients has been developed. The FCS algorithm is tested by ultrasonic simulation signal. The method has been established on the basis of spectrum in frequency domain that is used to calculate the echoes from the front and back surfaces of the immersed metal. To validate the model, the experimentation has been setup. The 5MHz ultrasonic transducer and brass are selected and immersed in Plexiglas water tank. The data is acquired and computed by FCS algorithm. The result show that β from simulated signal is 0.50 dB/cmMHz while β from experimentation is 0.4415 dB/cmMHz. The error is around 11% because this work omits the ultrasonic diffraction phenomenon. However, the result in simulation and experimentation is satisfied. To reduce an error, the Lommel diffraction correction method [7] will be compensated in future work.

ACKNOWLEDGEMENT

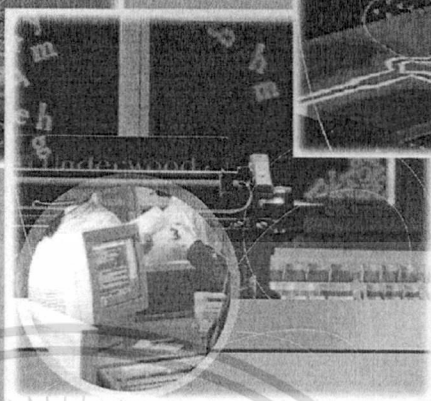
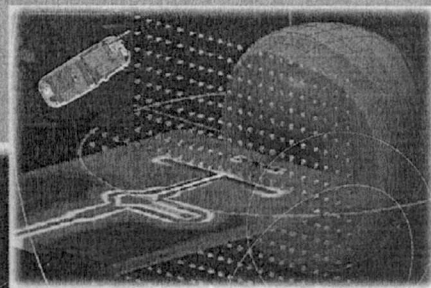
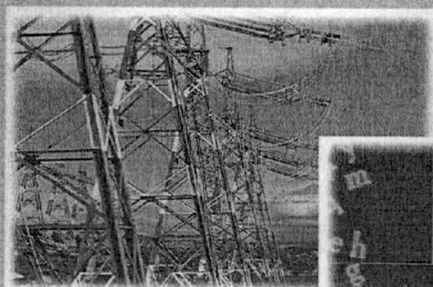
This work was sponsored by NSTDA and TRF funding contract no. F-31-206-22-02 and MRG4980072 respectively.

REFERENCES

- [1] Ping Wu, Tadeusz Stepinski, "Quantitative estimation of ultrasonic attenuation in a solid in the immersion case with correction of diffraction effects," *Ultrasonics*, Elsevier, 38, pp.481-485, 2000.
- [2] T. Baldeweck, P. Laugier, A. Herment, G. Berger, "Application of Autoregressive Spectral Analysis for Ultrasound Attenuation Estimation Interest in Highly Attenuating Medium," *IEEE Transactions on Ferroelectrics and frequency control*, 42, pp.99-110, 1995.
- [3] Celine Fournier, S. Lori Bridal, Alain Coron, Pascal Laugier, "Optimization of Attenuation Estimation in Reflection for In Vivo Human Dermis Characterization at 20 MHz," *IEEE Transactions on Ferroelectrics and frequency control*, 50, pp.408-418, 2003.
- [4] Valery Roberjot, S. Lori Bridal, Pascal Laugier, Genevieve Berger, "Absolute Backscatter Coefficient over a Wide Range for Frequencies in a Tissue-Mimicking Phantom Containing Two Populations of Scatters," *IEEE Transactions on Ferroelectrics and frequency control*, 43, pp.970-978, 1996.
- [5] Heinrich Kuttruff, "Ultrasonics Fundamentals and Applications," *ELSEVIER Applied Science*, 1991.
- [6] V. R. Singh and Ashok Kumar (1995): "Development of A Focused Ultrasonic Transducer with Increased Efficiency," *Proceedings of IEEE-EMBS*, pp.4.47-4.48, 1995.
- [7] S. Boonsang and R J Dewhurst, "Pulsed Photoacoustic signal characterization incorporating near- and far-field diffraction effects," *Meas. Sci. Technol.*, vol 16, pp. 885-899, 2005.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานที่ ECTI-CON 2007 เท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปะลงเนื้อหา และต้องยกย่องถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

VOLUME I

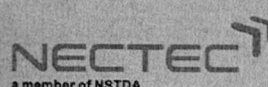


ECTI-CON 2007

Mae Fah Luang University, Chiang Rai, Thailand
May 9-12, 2007

VOLUME 1

- Circuits and Systems
- Control Engineering
- Electrical Power Engineering
- Other Related Fields



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Quantitative Estimation of Ultrasonic Attenuation Coefficients in A Solid Immersed Case with Multinarrow Band Technique

M. Lohakan^{†,††}, N. Pueiam[†], S. Boonsang[†] and C. Pintavirooj[†]

[†] Research Center for Communication and Information Technology (ReCCIT) and
Department of Electronics, Faculty of Engineering
King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok 10520 Thailand

^{††} Department of Teacher Training in Electrical Engineering
Faculty of Technical Education
King Mongkut's Institute of Technology North Bangkok, Bangkok 10800 Thailand

Abstract- Ultrasonic attenuation coefficient is an important parameter that is used to characterize the property in material. This paper purposes quantitative estimation of ultrasonic attenuation coefficient for the log-spectral difference in frequency domain. The estimation method based on the Multinarrow Band approach is employed to calculate the echo signals from the immersed solid. A sample is a brass bar that is submerged in water and inspected by an unfocused circular piston, ultrasonic transducer, in the ultrasonic reflection mode measurement. The estimation technique is applied to a numerical simulation and then validated by the experimentation. The results have shown that the evaluation of ultrasonic attenuation coefficient is in agreement with the experimental values. This work has demonstrated that method is able to achieve a quantitative estimation of ultrasonic attenuation coefficient.

I. INTRODUCTION

The measurement of ultrasonic attenuation coefficient has been widely interest in the field of ultrasonic characterization. Many frequency domain system identification techniques are employed for modeling. The Angular Spectrum Approach method [1] was applied to determine ultrasonic attenuation in solid that was immersed in water. The diffraction correction method also used to reduce diffraction effect of ultrasound. In addition, the Autoregressive spectral analysis [2] employed Yule-Walker technique to find power spectral densities of randomly ultrasonic signal to approximate ultrasonic attenuation in highly attenuation medium. However, only data simulation was tested without an experimentation to validate the model. To characterization, attenuation evaluation for *in vivo* human dermis [3] was conducted at 20 MHz. This work presented a practical systematic approach to bandwidth selection and spectral variance calculation from backscatter RF signal. In synthetic inhomogeneous tissue, Multinarrow Band method [4] was utilized to interpret the absolute backscatter coefficient.

In this paper, Multinarrow Band (MNB) is applied to estimate ultrasonic attenuation coefficients. The simulated ultrasonic signal is constructed and validated by experimentation.

II. ULTRASONIC SIGNAL

A. Fundamental of Ultrasonic Theory

For many years, ultrasonic waves have been utilized in a variety of engineering and biomedical applications. Ultrasonic measurement can be divided into two modes. The transmission mode consists of transmitter and receiver separated into two transducers. In contrast, the reflection mode measurement transmitter and receiver compound with together in one transducer as shown in Figure 1. The advantages of reflection mode are easy alignment and inexpensive. The one of important parameters of ultrasound is longitudinal velocity as illustrated in Table 1. The longitudinal velocity of ultrasound is unique in each material. The distance which ultrasound travels in the object can be expressed as

$$s = c \times t \quad (1)$$

where s is distance, c is longitudinal velocity and t is time. In reflection mode, the total distance traveled by ultrasonic wave is double, $s=2Z$. The ultrasonic signal simulation with attenuation effect is described in next section.

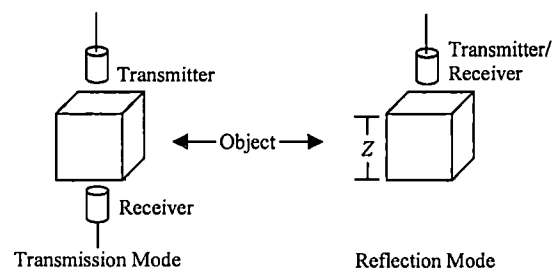


Figure 1. Ultrasonic measurement mode

TABLE I
LONGITUDINAL VELOCITY OF MATERIAL

Material	Longitudinal Velocity (c) (mm / μ s)
Aluminum	6.350
Brass	4.430
Copper	4.700
Plexiglas	2.680
Stainless	5.610
Steel	5.940
Water	1.494

B. Ultrasonic Signal Simulation

Ultrasonic signal can be modeled by gaussian function in Figure 2 and sine wave in Figure 3. $e(t)$ may be expressed in (2). F_0 is transducer center frequency. t is time. σ^2 is variance of gaussian function. t_0 is position of scatters in time domain. Figure 4 shows $e(t)$ at $t_0=2 \mu$ s. $h(t)$ is an impulse response of a scatter function used to convolute with $e(t)$ as described in (3).

$$e(t) = \exp[-2\pi^2 \sigma^2 (t-t_0)^2] \sin(2\pi F_0 t) \quad (2)$$

$$s(t) = e(t) * h(t) \quad (3)$$

For a medium of scatters, the echo signal $s(t)$ can be modeled in frequency domain as follows:

$$s(t) = e(t) * h(t) = \sum_M e(t) * h_a^2(M, t) * h_d(M, t) \quad (4)$$

where $h(t)$ is impulse response of scatters that relate to (5) and (6) in frequency domain. h_a^2 is the two ways impulse response of attenuation of a scatter in position M and $H_a^2(M, f)$ is frequency domain of h_a^2 . $2Z$ is the total distance traveled by the ultrasound wave. $h_d(M, t)$ is a set of impulses in time domain that relate to position M in frequency domain as shown in (8). β is attenuation coefficient, which is estimated from FCS.

$$S(f) = E(f) \cdot H(f) \quad (5)$$

$$S(f) = \sum_M E(f) \cdot H_a^2(M, f) \cdot H_d(M, f) \quad (6)$$

$$H_a^2(M, f) = e^{-2Z\beta f} \quad (7)$$

$$H_d(M, f) = \delta(Z) \quad (8)$$

h_d is the scattering impulse function simulated by Dirac function. The position Z of a scatter is determined with function of object modeled. In this paper, two positions of Dirac function are utilized according to experimental system.

$$h_d(f, Z) = \delta(Z) \quad (9)$$

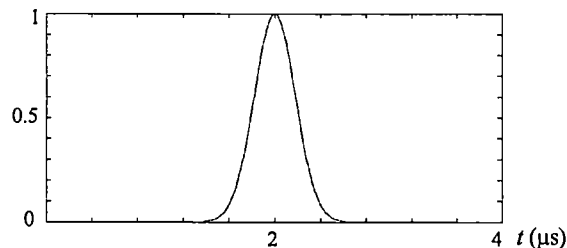


Figure 2. Gaussian function at $\sigma^2=0.709$

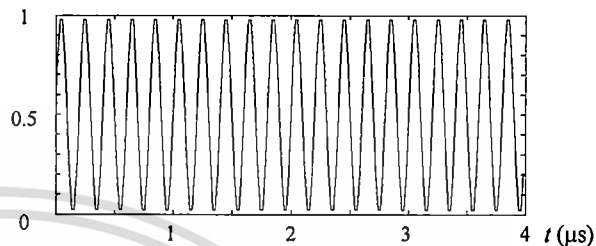


Figure 3. Sine wave at 5 MHz

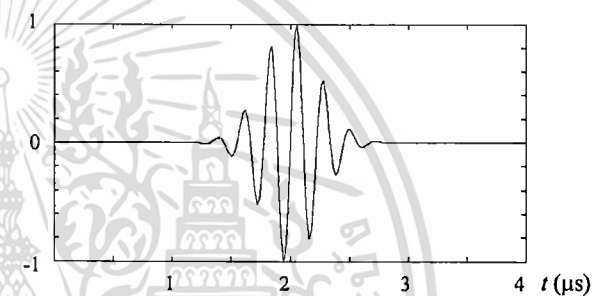


Figure 4. $e(t)$ function

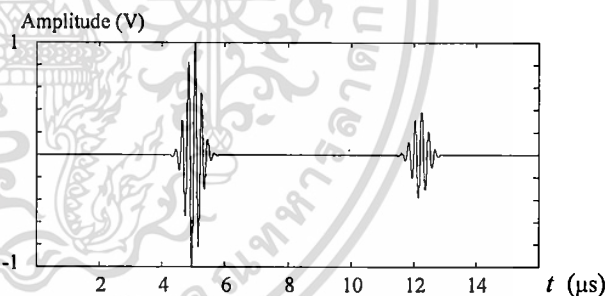


Figure 5. Ultrasonic simulation signal

TABLE II
ATTENUATION OF TISSUE AT 1 MHz [5]

Tissue	Characteristic Impedance $\rho_0 c$ (10^6Ns/m^3)	Attenuation at 1 MHz (dB/cm)
Blood	1-62	0.2
Spleen	1-6	0.4
Liver	1-65	0.7
Fat	1-38	0.8
Brain	1-60	0.8
Muscle	1.65-1.74	1.5-2.5
Bone	3.2-7.4	11
Lung	0.26-0.46	40
(Water)	1.49	0.002

III. MULTINARROW BAND TECHNIQUE

MNB is one of strategies in Fourier statistics method that depends on the log-spectral estimation. The relation between incident wave and reflected wave in frequency domain can be described in (10).

$$S(f) = E(f) \cdot e^{-2Z\beta f} \quad (10)$$

$E(f)$ is spectrum of incident wave from front surface and $S(f)$ is the spectrum of reflected wave from back surface that is attenuated by factor $e^{-2Z\beta f}$ where $2Z$ is the propagation distance in material. With the classical assumption of linear with frequency attenuation, $\alpha(f)$ is attenuation expressed in dB/cm and β is the attenuation coefficient expressed in dB/cmMHz. The relation between $\alpha(f)$ and β can be expressed in (11).

$$\alpha(f) = \beta \cdot f \quad (11)$$

So, the βf in (10) is substituted by $\alpha(f)$ in (11) and get (12).

$$S(f) = E(f) \cdot e^{-2Z\alpha(f)} \quad (12)$$

The process to estimate the attenuation coefficient can be obtained by logarithm of (12) as shown in (13)-(16). Assuming, the sample is homogeneous. The attenuation $\alpha(f)$ may be estimated as a function of frequency from the slope of a linear regression fit to the log decay of spectra. The slope of ultrasonic attenuation coefficient, β , may be calculated via a linear frequency dependence of attenuation curve, $\alpha(f)$, versus frequency as shown in Figure 6. Equation (17) expresses unit conversion from Neper to dB.

$$10 \log S(f) = 10 \log E(f) - 20Z\alpha(f) \cdot \log e \quad (13)$$

$$10 \log S(f) = 10 \log E(f) - 20Z\alpha(f) \cdot \frac{1}{\ln 10} \quad (14)$$

$$10 \log S(f) - 10 \log E(f) = -20Z\alpha(f) \cdot \frac{1}{\ln 10} \quad (15)$$

$$\alpha(f) = \left(\frac{10 \log S(f) - 10 \log E(f)}{-20Z} \right) \ln 10 \quad (16)$$

$$\beta [\text{dB/cmMHz}] = 8.68 \cdot \beta [\text{Neper/cmMHz}] \quad (17)$$

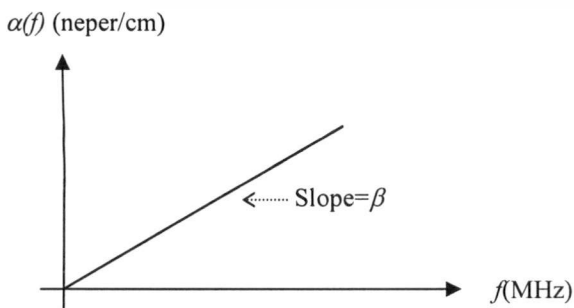


Figure 6. Slope of $\alpha(f)$

IV. NUMERICAL SIMULATION

According to ultrasonic transducer, 5 MHz of center frequency is selected to simulate ultrasonic signal with attenuation coefficient of brass = 0.50dB/cmMHz [6] as shown in Figure (7). The difference of time corresponds to $Z=2.5$ cm at $c=4.430$ mm/ μ s as described in Table I.

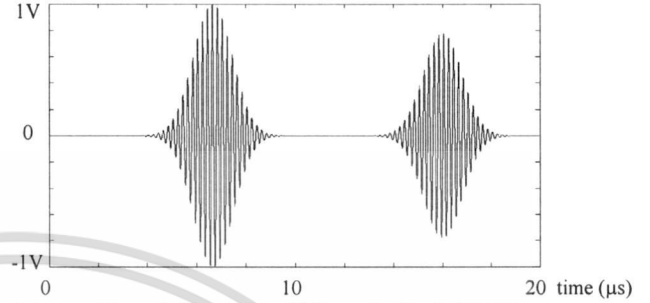


Figure 7. Simulation of Ultrasonic signal at 5 MHz

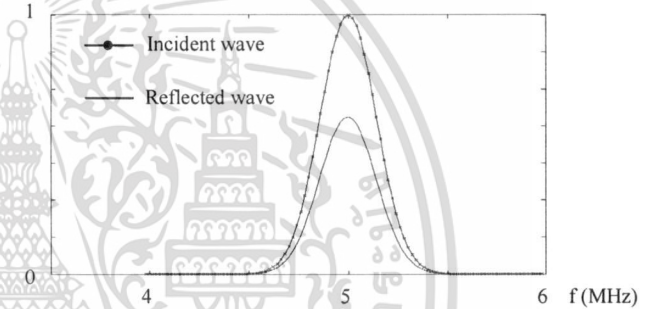


Figure 8. Spectrum of incident wave and reflected wave

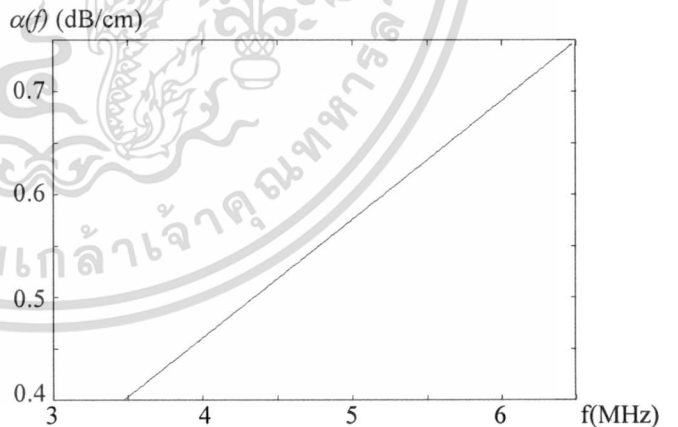


Figure 9. Attenuation versus frequency of simulated signal

From Figure 8, the spectrum of both incident wave and reflected wave is computed. The β in term of $\alpha(f)$ is estimated by (16) and plotted in function of frequency as shown in Figure 9. The slope of Figure 9 is 0.0576 Neper/cmMHz. To convert Neper unit to dB, equation (17) is applied by factor 8.68. Then, the result of the ultrasonic attenuation coefficient of simulated signal is 0.4999 dB/cmMHz. Additionally, other β values at 1 MHz and 5 MHz are tested and verified as shown in Table III.

TABLE III

ATTENUATION COEFFICIENTS COMPUTED BY SIMULATED SIGNAL

β (dB/cmMHz)	MNB		Error (%)	
	1 MHz	5 MHz	1 MHz	5 MHz
0.1	0.1020	0.1000	2.0000	0.0000
0.3	0.3001	0.3000	0.0333	0.0000
0.5	0.5021	0.5000	0.4200	0.0000
0.7	0.7021	0.7000	0.3000	0.0000
1.0	1.0021	1.0000	0.2100	0.0000
1.5	1.5021	1.5001	0.1400	0.0067
2.0	2.0021	2.0001	0.1050	0.0050
3.0	3.0022	3.0001	0.0733	0.0033

V. EXPERIMENTAL VALIDATION

The experimentation is built up as shown in Figure 10. The metal, brass, is immersed in Plexiglas water tank. Furthermore, the ultrasonic transducer is located at the top of water tank and linked to digital oscilloscope. The instruments and devices as shown in Table IV are setup to obtain an ultrasonic signal. Ultrasonic pulse generator and transducer are selected in same manufacturer, Panametrics. The reflection mode is selected to measure the ultrasonic signal. The echo signal from transducer is digitized with digital oscilloscope and sent as a digital data set to personal computer by GPIB cable. The ultrasonic signal, $s(t)$, is digitized with a sampling interval $\Delta t = 1/F_s$ (F_s is the sampling frequency = 500 MHz), in 10,000 samples. Figure 11 displays a captured signal. The digitized data is computed to obtain β by MNB algorithm. So, β of measured signal is 0.4485 dB/cmMHz. The error calculated by (18) of β between simulation and experimentation is approximately 10.3%.

$$\text{Error (\%)} = \frac{|\beta_{\text{theory}} - \beta_{\text{estimation}}|}{\beta_{\text{theory}}} \cdot 100 \quad (18)$$

VI. CONCLUSION

The primary goal of this paper is to establish the quantitative estimation for obtaining the ultrasonic attenuation coefficient in solid immersed in water. The MNB technique is the log-spectral estimation in frequency domain. The β is estimated by a linear frequency dependence of attenuation curve versus frequency. The ultrasonic reflection mode is selected to simulate and measure. The 5 MHz unfocused ultrasonic transducer and brass are selected and immersed in Plexiglas water tank. The data is acquired and computed by MNB algorithm. The result show that β from simulated signal is 0.50 dB/cmMHz while β from experimentation is 0.4485 dB/cmMHz. The error is approximately 10.3% because this work excludes the ultrasonic diffraction effect. However, the result in simulation and experimentation is in agreement with the experimental values. To reduce the error, the Lommel diffraction correction method [7] will be compensated in future work.

ACKNOWLEDGEMENT

This paper was supported by NSTDA contract no. F-31-206-22-02 and TRF contract no. MRG4980072.

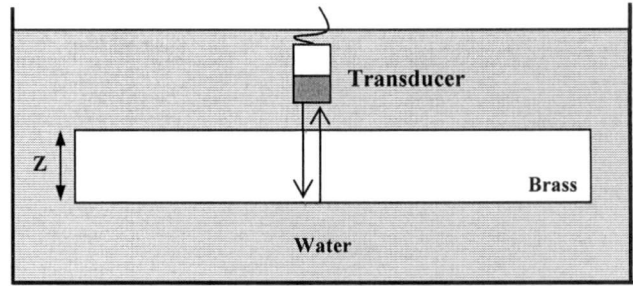


Figure 10. Ultrasonic simulation signal

TABLE IV

INSTRUMENT AND DEVICE USED IN EXPERIMENTATION

Instrument/Device	Model
Pulse Generator	Panametrics: Model500PR
Digital Scope	Tektronix: TDS3012
Ultrasonic Transducer	Panametrics: Model V309

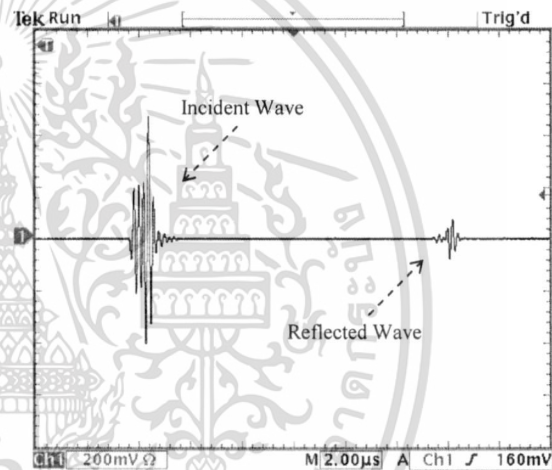


Figure 11. Captured signal from brass at transducer center frequency=5MHz

REFERENCES

- [1] Ping Wu, Tadeusz Stepinski, "Quantitative estimation of ultrasonic attenuation in a solid in the immersion case with correction of diffraction effects," *Ultrasonics*, Elsevier, 38, pp.481-485, 2000.
- [2] T. Baldeweck, P. Laugier, A. Herment, G. Berger, "Application of Autoregressive Spectral Analysis for Ultrasound Attenuation Estimation Interest in Highly Attenuating Medium," *IEEE Transactions on Ferroelectrics and frequency control*, 42, pp.99-110, 1995.
- [3] Celine Fournier, S. Lori Bridal, Alain Coron, Pascal Laugier, "Optimization of Attenuation Estimation in Reflection for In Vivo Human Dermis Characterization at 20 MHz," *IEEE Transactions on Ferroelectrics and frequency control*, 50, pp.408-418, 2003.
- [4] Valery Roberjot, S. Lori Bridal, Pascal Laugier, Genevieve Berger, "Absolute Backscatter Coefficient over a Wide Range for Frequencies in a Tissue-Mimicking Phantom Containing Two Populations of Scatters," *IEEE Transactions on Ferroelectrics and frequency control*, 43, pp.970-978, 1996.
- [5] Heinrich Kuttruff, "Ultrasonics Fundamentals and Applications," *ELSEVIER Applied Science*, 1991.
- [6] V. R. Singh and Ashok Kumar (1995): "Development of A Focused Ultrasonic Transducer with Increased Efficiency," *Proceedings of IEEE-EMBS*, pp.4.47-4.48, 1995.
- [7] S. Boonsang and R J Dewhurst, "Pulsed Photoacoustic signal characterization incorporating near- and far-field diffraction effects," *Meas. Sci. Technol.*, vol 16, pp. 885-899, 2005.

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล นายมีชัย โลหะการ

ที่อยู่ 47/88 ซอยชินเขต2/10 ถนนงามวงศ์วาน แขวงทุ่งสองห้อง เขตหลักสี่
กรุงเทพมหานคร 10210

ที่ทำงาน ภาควิชาครุศาสตร์ไฟฟ้า คณะครุศาสตร์อุตสาหกรรม
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

อีเมล lohakanm@yahoo.com, golf2545@hotmail.com, meechailo@kmutnb.ac.th



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้