

การประเมินวิธีวิเคราะห์สเปกตรัมในการประมาณ
ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่คำนวณจากสัญญาณอัลตราซาวด์แบบกระเจิงกลับ

EVALUATION OF SPECTRAL ANALYSIS METHODS FOR ESTIMATION
OF ATTENUATION COEFFICIENTS CALCULATED
FROM ULTRASONIC BACKSCATTER SIGNALS

ณัฐณี กุ๋เอี่ยม

NATTHINEE KUEIAM

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์เพื่อการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2552

KMITL-2009-EN-M-045-053

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การประเมินวิธีวิเคราะห์สเปกตรัมในการประมาณ
ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่คำนวณจากสัญญาณอัลตราซาวด์แบบกระเจิงกลับ

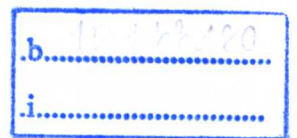
EVALUATION OF SPECTRAL ANALYSIS METHODS FOR ESTIMATION
OF ATTENUATION COEFFICIENTS CALCULATED
FROM ULTRASONIC BACKSCATTER SIGNALS



ณัฐณี ภู่อี่ยม

NATTHINEE PUEIAM

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน.....105120
วัน,เดือน,ปี.....16 พ.ย. 2552



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2552

KMITL-2009-EN-M-045-053

**EVALUATION OF SPECTRAL ANALYSIS METHODS FOR ESTIMATION
OF ATTENUATION COEFFICIENTS CALCULATED
FROM ULTRASONIC BACKSCATTER SIGNALS**

NATTHINEE PUEIAM

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

2009

KMITL-2009-EN-M-045-053

COPYRIGHT 2009

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การประเมินวิธีวิเคราะห์สเปกตรัมในการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่คำนวณจากสัญญาณอัลตราซาวด์แบบกระเจิงกลับ

Thesis Title Evaluation of Spectral Analysis Methods for Estimation of Attenuation Coefficients Calculated from Ultrasonic Backscatter Signals

นักศึกษา นางสาวณัฐณี ภูเอี่ยม






รหัสประจำตัว 49061402

ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ดร.ศิริเดช บุญแสง

หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2009-EN-M-045-053

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
ผศ.ดร.กิติพล	ชิตสกุล	
รศ.ดร.ชูชาติ	ปิ่นทวิรุจน์	
ดร.กสิน	วิเชียรชม	
ผศ.ดร.วรากร	เจริญสุข	
ดร.ศิริเดช	บุญแสง	

วัน / เดือน / ปี ที่สอบ วันอังคารที่ 19 พฤษภาคม พ.ศ. 2552 เวลา 13.30-15.30 น.

สถานที่สอบ ณ อาคาร A ชั้น 3 ห้องประชุม 2

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว



(รองศาสตราจารย์ ดร.กอบชัย เดชหาญ)

คณบดี คณะวิศวกรรมศาสตร์

วันที่ 19 พฤษภาคม พ.ศ. 2552

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	II
กิตติกรรมประกาศ	III
สารบัญ	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	2
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	2
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย	3
1.5 ขอบเขตการวิจัย	3
1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์.....	4
บทที่ 2 ทฤษฎี.....	5
2.1 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับอัลตราซาวด์.....	5
2.1.1 ค่าการลดทอนอัลตราซาวด์ของตัวกลาง.....	7
2.1.1.1 การสะท้อน (reflection)	7
2.1.1.2 การกระเจิง(Scattering)	8
2.1.1.3 การดูดกลืน (Absorption)	9
2.1.1.4 การหักเห (Refraction)	9
2.1.2 การเลี้ยวเบนของคลื่น.....	11
2.2 ทบทวนงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	17
2.3 แบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์.....	17

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.3.1 แบบจำลองที่ไม่คิดการเลี้ยวเบนของคลื่นอัลตราซาวด์.....	18
2.3.2 แบบจำลองที่คิดการเลี้ยวเบนของคลื่นอัลตราซาวด์	20
2.4 การหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนอัลตราซาวด์ (ULTRASONIC ATTENUATION COEFFICIENT ESTIMATION)	23
2.4.1 วิธีออดิโตรีเกรสซีฟ (AUTOREGRESSIVE)	24
2.4.2 วิธีฟูเรียร์เซ็นทรอยชิฟ (FOURIER CENTROID SHIFT)	26
2.4.3 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับวินโดว์ในการวิเคราะห์สัญญาณ	27
2.5 ขั้นตอนของการศึกษา.....	36
2.5.1 การศึกษาทฤษฎีวรรณกรรมและผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	36
2.5.2 การสร้างโมเดลในการศึกษา	37
2.5.3 การจำลองสัญญาณ.....	37
2.5.4 วิธีการหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนอัลตราซาวด์	38
2.5.5 การทดลองจากเนื้อเยื่อเสมือนจริง (PHANTOM).....	38
2.5.5.1 การสร้างเนื้อเยื่อเสมือนจริง (Phantom)	38
2.5.5.2 วิธีการทดลอง.....	38
บทที่ 3 วิธีการทดลอง ผลการทดลอง และวิเคราะห์ผล.....	39
3.1 สัญญาณอัลตราซาวด์จำลอง.....	39
3.1.1 จำลองจากโปรแกรมจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ (FIELDII PROGRAM).....	40
3.1.1.1 การจำลองสัญญาณ 2 พัลส์ (คลื่นตกกระทบ-คลื่นสะท้อน).....	40
3.1.1.2 การจำลองสัญญาณ	42
3.1.2 จำลองจากสมการคณิตศาสตร์	47
3.2 ผลการวิเคราะห์จากสัญญาณอัลตราซาวด์จำลอง	48
3.2.1 พารามิเตอร์ของตัวกลาง	48

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.2.2 พารามิเตอร์ของการประมาณ.....	51
3.2.2.1 ชนิดของวินโดว์ในการวิเคราะห์สัญญาณ	51
3.2.2.2 วิธีการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน	54
3.2.2.3. ลักษณะสัญญาณอัลตราซาวด์	55
3.2.3 พารามิเตอร์ของการวัดวิเคราะห์.....	57
3.3 การทดลองจริงจากเนื้อเยื่อเสมือนจริง (PHANTOM).....	58
บทที่ 4 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	66
4.1 สรุปผลการวิจัย	66
4.2 ข้อเสนอแนะ	67
เอกสารอ้างอิง.....	68
ภาคผนวก	70
ภาคผนวก ก. สัญญาณอัลตราซาวด์ที่จำลองจากโปรแกรมฟิลด์ทู (Field II -program)..	71
ภาคผนวก ข. สัญญาณอัลตราซาวด์จากเนื้อเยื่อเสมือนจริง (Phantom).....	82
การเผยแพร่ผลงานวิทยานิพนธ์หรือการศึกษาอิสระ.....	86
ประวัติผู้เขียน.....	87

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 2.1	คุณสมบัติทางเสียงของเนื้อเยื่อชีวภาพ [6].....	6
ตารางที่ 2.2	ความสัมพันธ์ของรัศมี, ความถี่ของทรานสดิวเซอร์, ระยะของเฟรเนล (Fresnel zone depth) และมุมที่เบนออกของของเฟราน์โฮเฟอร์ (Fraunhofer divergence angle) [7]	16
ตารางที่ 2.3	พารามิเตอร์ในโดเมนความถี่ของวินโดว์ฟังก์ชัน.....	30
ตารางที่ 3.1	ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากการประมาณ ($\bar{\beta}_{est} total$) ของสัญญาณอัลตราซาวด์ จำลอง จากตัวกลางที่มีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน (β_{Sim}) 3 dB/cmMHz และมีจำนวนตัวกระจายต่างกัน	49
ตารางที่ 3.2	ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากการประมาณ ($\bar{\beta}_{est} total$) ของสัญญาณอัลตราซาวด์ จำลอง จากตัวกลางที่มีตัวกระจาย 200 scatterers	49
ตารางที่ 3.3	ค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากการประมาณ ที่ความถี่ของทรานสดิวเซอร์ 5MHz ของตัวกลางที่มีค่า β_{Sim} 1 dB/cmMHz.....	51
ตารางที่ 3.4	ผลการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากสองวิธี จากตัวกลางที่มีตัวกระจาย 200 scatterers.....	54
ตารางที่ 3.5	แสดงผลการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากวิธีออดิโอรีเกรสซีฟ และ เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด ของสัญญาณที่จำลองขึ้นจากสองวิธี ของตัวกลาง 200 scatterers.....	56
ตารางที่ 3.6	เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากการประมาณ จากสัญญาณที่เกิดจากระยะเนียร์-ฟาร์ฟิลด์ และระยะฟาร์ฟิลด์ ของทรานสดิวเซอร์ ของตัวกลางที่มีตัวกระจาย 200 scatterers	57
ตารางที่ 3.7	อุปกรณ์ในการทดลอง	59
ตารางที่ 3.8	ผลการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน $\bar{\beta}_{est} total$ จากสัญญาณที่ได้จากการทดลอง	62

สารบัญรูป

หน้า

รูปที่ 1.1 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของอวัยวะส่วนต่างๆ กับความถี่ของ ทรานสดิวเซอร์อัลตราซาวด์ [5].....	1
รูปที่ 2.1 เปรียบเทียบขนาดของความยาวคลื่นของคลื่นที่มีความถี่ต่างกัน	5
รูปที่ 2.2 ลักษณะการสะท้อนกลับของคลื่นที่ทำมุมกับพื้นผิวตัวกลางต่างกัน	8
รูปที่ 2.3 ลักษณะการกระเจิงที่ต่างกัน	8
รูปที่ 2.4 ตัวอย่างของการหักเหในการวัดเนื้อเยื่อ	9
รูปที่ 2.5 ตัวอย่างการเลี้ยวเบนโควีในการครอบสัญญาณเป็นครึ่งของความกว้างวินโดว์.....	11
รูปที่ 2.6 คลื่นเคลื่อนที่กระทบกับสิ่งกีดขวาง.....	11
รูปที่ 2.7 ลักษณะของคลื่นตามระยะทางแนวแกน z.....	14
รูปที่ 2.8 ลักษณะของคลื่นที่เปลี่ยนแปลงตามระยะเนียร์ฟิลด์ – ฟาร์ฟิลด์.....	15
รูปที่ 2.9 มุมที่เบนออกของลำอัลตราซาวด์ที่ระยะการเลี้ยวเบนของเฟรนนีโฮเฟอร์	15
รูปที่ 2.10 การวัดการตอบสนองอิมพัลส์ของระบบเชิงเส้น	18
รูปที่ 2.11 คลื่นอัลตราซาวด์ที่จำลองสร้างขึ้นจากสมการ (2.27).....	19
รูปที่ 2.12 โปรแกรม FieldII.....	20
รูปที่ 2.13 ระบบเสียงเชิงเส้น.....	21
รูปที่ 2.14 ลักษณะของการแบ่งอติเมินต์ของทรานสดิวเซอร์อัลตราซาวด์.....	22
รูปที่ 2.15 พารามิเตอร์ต่างๆ ในการกำหนดฟังก์ชันของโปรแกรมฟิลด์ทู(Field II).....	23
รูปที่ 2.16 ผลการใช้ฟังก์ชันหน้าต่างสี่เหลี่ยมกับการตอบสนองความถี่ผ่านความถี่ต่ำ	28
รูปที่ 2.17 ลักษณะเฉพาะของวินโดว์ต่างๆ ที่ความยาววินโดว์ L เท่ากับ 41.....	31
รูปที่ 2.18 ความสัมพันธ์ระหว่างความกว้างเมนโลบ(Mainlobe Width) กับความยาววินโดว์ ของวินโดว์สี่เหลี่ยม	31
รูปที่ 2.19 ตัวอย่างของการหาค่าความละเอียดจากวินโดว์สี่เหลี่ยมที่ความยาววินโดว์ 256.....	33
รูปที่ 2.20 ตัวอย่างของการหาค่าความละเอียดจากวินโดว์สี่เหลี่ยมที่ความยาววินโดว์ต่างกัน	33
รูปที่ 2.21 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความละเอียด กับความยาววินโดว์ต่างๆ จากวินโดว์ที่ต่างกัน ที่ขนาดข้อมูล 256	34
รูปที่ 2.22 ตัวอย่างของความละเอียดกับการเพิ่มศูนย์ (Zero padding) ที่ค่าต่างๆ ของ วินโดว์สี่เหลี่ยม	35

สารบัญรูป (ต่อ)

หน้า

รูปที่ 2.23 ตัวอย่างของความละเอียด กับจำนวนข้อมูลต่างกัน ในโดเมนความถี่ ของวิน โคว์สี่เหลี่ยม	35
รูปที่ 2.24 ความสัมพันธ์ระหว่างความละเอียด กับจำนวนข้อมูลใน โดเมนความถี่ ของวิน โคว์สี่เหลี่ยม	36
รูปที่ 2.25 ระบบที่ได้จำลองขึ้น เพื่อใช้ในการจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์	37
รูปที่ 3.1 ตัวอย่างสัญญาณจำลองที่ผ่านวัตถุที่มีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน 1 dB/cmMHz ความสูง 2.50 ซม.	41
รูปที่ 3.2 ตัวอย่างสัญญาณอัลตราซาวด์จำลองที่ความถี่ทรานสดิวเซอร์ 5MHz , 200 ตัวกระเจิง	43
รูปที่ 3.3 Flow chart ในการหาที่สัมประสิทธิ์การลดทอนของสัญญาณ n สัญญาณ	45
รูปที่ 3.4 Flowchart ของการหาค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด	46
รูปที่ 3.5 สัญญาณอัลตราซาวด์จำลองที่ความถี่ของทรานสดิวเซอร์ 5MHz , ตัวกระเจิง 200 ตัว	48
รูปที่ 3.6 ผลการประมาณค่า $\bar{\beta}_{est\ total}$ ของวิธีอโดรีเกรสซีฟกับ β_{Sim} ของสัญญาณที่เกิดในระยะฟาร์ฟิลด์ของทรานสดิวเซอร์	50
รูปที่ 3.7 แสดงความสัมพันธ์ของค่าความผิดพลาดของค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน กับขนาดของวิน โคว์ต่อพัลส์คู่ชั้นของวิน โคว์ 5 ชนิดด้วยกัน ที่ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน 1 dB/cmMHz	53
รูปที่ 3.8 ผลการประมาณค่า $\bar{\beta}_{est\ total}$ ของสองวิธี กับ β_{Sim} ของสัญญาณจำลองที่เกิดจากระยะเนียร์ฟิลด์ และฟาร์ฟิลด์	55
รูปที่ 3.9 เปรียบเทียบผลการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของสัญญาณที่จำลองขึ้น จากวิธีการต่างกัน จากตัวกลาง 200 scatterers	56
รูปที่ 3.10 ความสัมพันธ์ของเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน จากการประมาณ กับค่าของตัวกลางที่ระยะเนียร์ฟิลด์ และระยะฟาร์ฟิลด์ของทรานสดิวเซอร์	58
รูปที่ 3.11 เนื้อเยื่อเสมือนจริง (Phantom) ที่สร้างจากหุ่นภายในมีเม็ดพลาสติกขนาดต่างกัน จำนวนเท่ากันคือ 2 กรัม	59
รูปที่ 3.12 ระบบที่ใช้การทดลองอัลตราซาวด์	60
รูปที่ 3.13 ตัวอย่าง 1 ใน 64 ของสัญญาณอัลตราซาวด์ ที่ผ่านเนื้อเยื่อความหนาประมาณ 2 ซม.	61

สารบัญรูป (ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 3.14 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเฉลี่ย ($\bar{\beta}_{est, total}$) กับจำนวน ตัวกระเจิง ของการประมาณทั้งสองวิธี.....	63
รูปที่ 3.15 ผลการประมาณค่า $\bar{\beta}_{est, total}$ จากสัญญาณที่จำลองจากโปรแกรมพีลด์ทู ในระยะฟาร์ฟิลด์ ที่ความถี่ของทรานสดิวเซอร์ 5MHz	65

กิตติกรรมประกาศ

ผลงานที่ถ่ายทอดไว้ในวิทยานิพนธ์เล่มนี้ ประกอบมาจากหลายๆส่วนดังนี้ ความรู้ที่ได้รวบรวมมาจากวิชาต่างๆ ที่คณาจารย์ได้ประสิทธิ์ประสาทให้กับข้าพเจ้า รวมถึงคำปรึกษาและกำลังใจจากบุพพการี เพื่อนร่วมงาน และรุ่นน้องอีกด้วย สุดท้ายด้วยข้าพเจ้าเองที่ไม่ท้อ ถอดใจไปก่อนที่งานวิจัยจะเสร็จสมบูรณ์

บุคคลที่มีส่วนสำคัญอย่างยิ่ง นอกจากคุณแม่เขavnารถที่ให้การศึกษา การอบรมเลี้ยงดูที่ดีแล้ว ขอขอบพระคุณ ดร.ศิริเดช บุญแสง ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์ที่ให้โอกาส คำปรึกษา ความรู้ และการวางตัวที่ดีตลอดมา และขอขอบพระคุณ คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ทุกท่านที่ชี้แนะข้อบกพร่องของงานวิจัย เพื่อการปรับปรุงผลงานให้ดียิ่งขึ้น

ขอบคุณพี่สาวพี่สท์ เพื่อนเกด เพื่อนเอก และเพื่อนสาวมัธยมที่ทำให้ข้าพเจ้ารู้สึกว่ามีเพื่อนเดินข้างๆกัน ขอขอบคุณจุกก็ที่เป็นเพื่อนคลายเหงาอย่างไม่เหน็ดเหนื่อย

ขอให้อวิทยานิพนธ์เล่มนี้สร้างประโยชน์กับผู้ค้นคว้าทุกๆท่าน

ณัฐณี ภู่อี่ยม

นอกจากนี้เราสามารถวิเคราะห์ความหนาแน่นของกระดูกจากการตรวจวัดโดยอัลตราซาวด์จากค่านี้ได้อีกด้วย และยังสามารถนำไปสร้างภาพเพื่อวินิจฉัยความผิดปกติของอวัยวะภายในรวมถึงทารกภายในครรภ์มารดา การตรวจวิเคราะห์ทางด้านอุตสาหกรรม เราสามารถหารอยร้าวของผลิตภัณฑ์ และท่อก๊าซ เป็นต้น

เห็นได้ว่าค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนสามารถนำไปประยุกต์ได้หลากหลายด้าน งานวิจัยนี้จึงได้ศึกษาประมาณค่าจากสองวิธีการประมาณคือ วิธีฟูเรียร์เซ็นทรอยชิฟ (Fourier centroid shift: FCS) กับวิธีออโต้รีเกรสซีฟ (Autoregressive: AR) และพารามิเตอร์ที่มีความเกี่ยวข้องกับค่าประมาณค่า เพื่อได้ค่าสัมประสิทธิ์ที่มีความถูกต้องยิ่งขึ้นไป

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

1. เพื่อศึกษาถึงวิธีการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของคลื่นอัลตราซาวด์จำลองที่ผ่านวัตถุที่เราสนใจ ซึ่งมีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนอยู่ในช่วง $0.25 - 5.00$ dB/cmMHz ที่ความถี่ของทรานสดิวเซอร์ 5MHz
2. การศึกษาความสัมพันธ์ของค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน กับเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดที่เกิดจากการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน เมื่อทำการเปลี่ยนแปลงพารามิเตอร์ของตัวกลาง, พารามิเตอร์ที่ส่งผลต่อประมาณ และพารามิเตอร์ในการวัด
3. เพื่อนำไปประยุกต์ใช้ ประมาณค่าจากงานวัดจริงของเนื้อเยื่อเสมือนจริง (Phantom) ที่มีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนอยู่ในช่วง $0.3 - 1.5$ dB/cmMHz ที่ความถี่ของทรานสดิวเซอร์ 5MHz ดังรูปที่ 1.1

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

เพื่อให้ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากการประมาณนั้นมีความผิดพลาดที่ต่ำ จึงทำการศึกษาพารามิเตอร์ต่างๆที่มีผลกระทบต่อการวิเคราะห์สัญญาณ นอกจากนี้ได้เลือกใช้วิธีออโต้รีเกรสซีฟในการประมาณซึ่งคาดว่าจะมีความผิดพลาดต่ำเพราะมีวิธีการประมาณที่ซับซ้อนมากกว่าวิธีการประมาณแบบเดิมนั้นก็คือวิธีฟูเรียร์เซ็นทรอยชิฟ นอกจากนี้มีวิธีการทางสถิติร่วมในการประมาณค่า นอกจากนี้ยังทำการศึกษาผลของระยะห่างจากทรานสดิวเซอร์ถึงตำแหน่งวัตถุว่าอยู่ในช่วงใด (Near หรือ Far field)

1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย

ในการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนนั้น งานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาจากสัญญาณจำลองของตัวกลางที่เราสามารถกำหนดค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของตัวกลางได้ ในงานวิจัยนี้ได้ใช้โปรแกรมจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ หรือ โปรแกรมฟิลด์ทู(Field II) ในการจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์เพราะสัญญาณที่ได้จะมีความเสมือนจริงมากกว่าการจำลองจากสมการคณิตศาสตร์ นอกจากสามารถจำลองปรากฏการณ์การเลี้ยวเบนของคลื่นร่วมด้วย นอกจากนี้จุดเด่นของโปรแกรมนี้อีกคือ สามารถสร้างโมเดลในการจำลองสัญญาณได้เหมือนกับโมเดลที่ใช้ในการวัดวิเคราะห์จริงจากเนื้อเยื่อเสมือนจริง (Phantom) เช่น สามารถกำหนดระยะห่างระหว่างวัตถุกับทรานสดิวเซอร์, ตำแหน่งที่ต้องการวัด, ขนาดของวัตถุ รวมถึงฮาร์ดแวร์ของทรานสดิวเซอร์ อัลตราซาวด์ โปรแกรมนี้จึงเป็นประโยชน์อย่างมากในการศึกษาสัมพันธ์ของปัจจัยที่มีผลต่อการประมาณค่า

1.5 ขอบเขตการวิจัย

งานวิจัยนี้ทำการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของคลื่นอัลตราซาวด์ จากตัวกลางที่มีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนในช่วง $0.25 - 5.00 \text{ dB/cmMHz}$ ที่ความถี่ของทรานสดิวเซอร์ 5 MHz นอกจากนี้ได้ศึกษาความสัมพันธ์รวมถึงผลกระทบจากพารามิเตอร์ต่างๆที่มีผลต่อเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน ดังนี้

1. ศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด กับพารามิเตอร์ของตัวกลาง คือ ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของวัตถุ และตัวกระเจิงภายในวัตถุ(ขนาด และจำนวน)
2. ศึกษาผลกระทบของพารามิเตอร์ที่ส่งผลกระทบต่อประมาณค่า ที่มีผลต่อเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด คือ วินโดว์ที่ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณ(ชนิด และขนาด), วิธีการประมาณค่า (ฟูเรียร์เชิงทรอยซิป กับออดิตรีเกรสซิป) และสัญญาณจำลองที่ต่างกัน (จำลองจากสมการคณิตศาสตร์ และจากโปรแกรมจำลองสัญญาณ)
3. ศึกษาพารามิเตอร์ในการวัด เพื่อวิเคราะห์ผลกระทบที่มีผลต่อเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด นั่นคือ ระยะห่างระหว่างวัตถุกับทรานสดิวเซอร์ คือระยะ Near และ Far field

1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้แบ่งเนื้อหาออกเป็น 5 บท ซึ่งประกอบด้วย

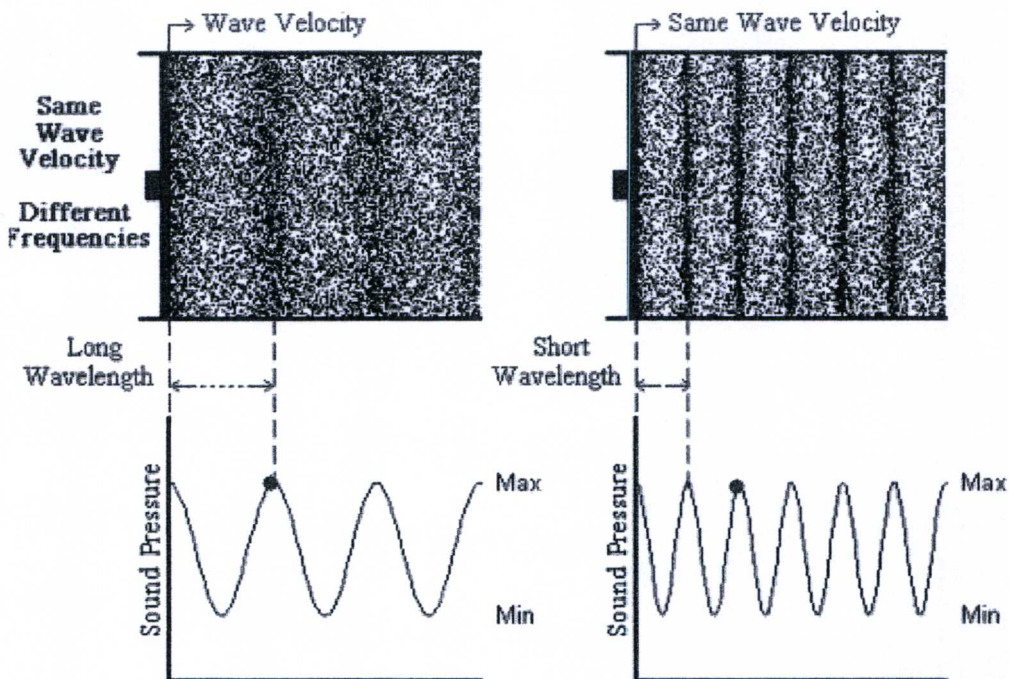
- บทที่ 1 กล่าวถึงความเป็นมาของงานวิจัย ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ สมมติฐาน ทฤษฎีที่ใช้ ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย และขอบเขตของการวิจัย
- บทที่ 2 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับคลื่นอัลตราซาวด์ รวมถึงทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย ทบทวนงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง การประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนอัลตราซาวด์จากวิธีต่างๆ และขั้นตอนของการศึกษา
- บทที่ 3 การทดลอง ผลการทดลอง และวิเคราะห์ผล
- บทที่ 4 บทสรุปและข้อเสนอแนะ
- ภาคผนวก อธิบายการสร้างคลื่นอัลตราซาวด์ที่จำลองจากโปรแกรมฟีลด์ทู และอัตราส่วนของผลวุ้นต่อน้ำในการสร้างเนื้อเยื่อเสมือนจริง

บทที่ 2

ทฤษฎี

2.1 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับอัลตราซาวด์

คลื่นอัลตราซาวด์เป็นคลื่นเสียงที่มีความถี่สูงเกินกว่าขอบเขตการได้ยินของมนุษย์ ซึ่งมีลักษณะทางกายภาพที่ขึ้นกับความถี่ พื้นฐานโดยทั่วไปนั้นเหมือนกับคลื่นเสียง เช่น เคลื่อนที่ผ่านวัตถุด้วยความเร็วคงที่ เดินทางในรูปของคลื่นที่ส่งผ่านพลังงานจากที่หนึ่งไปยังอีกที่หนึ่ง เมื่อโมเลกุลเข้าใกล้กันมากขึ้นเราเรียกว่าการอัด (compression) และเมื่อโมเลกุลแยกออกจากกันจะเรียกว่าการขยาย (rarefaction) ลักษณะการเคลื่อนที่ทางกลแบบที่มีการอัดขยายอย่างรวดเร็ว นั้นจะเป็นพื้นฐานของคลื่นเสียง (mechanical wave) หรือการเดินทางของคลื่นเสียง (mechanically propagated wave) นั่นเองดังรูปที่ 2.1, ที่ความถี่สูงเสียงจะมีการเคลื่อนที่เป็นเส้นตรง (straight line) เหมือนกับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (electromagnetic) มีการสะท้อนกลับของคลื่นจากวัตถุ เป็นต้น



รูปที่ 2.1 เปรียบเทียบขนาดของความยาวคลื่นของคลื่นที่มีความถี่ต่างกัน

สมการ (2.1) นั้นอธิบายดังรูปที่ 2.1

$$c = \lambda f \quad (2.1)$$

โดยที่ ความสัมพันธ์ของความยาวคลื่นเสียง λ ที่แปรผกผันกับความถี่ f และ c คือความเร็วเสียงจากการที่คลื่นมีความถี่สูงนั้นจึงมีความยาวคลื่นสั้นเป็นผลทำให้สามารถกำหนดทิศทางการเคลื่อนที่ของคลื่นได้อย่างแม่นยำ เนื่องจากไม่ได้รับผลกระทบจากการเลี้ยวเบนเมื่อคลื่นเคลื่อนที่ผ่านช่องเปิดที่มีขนาดเล็กกว่าความยาวคลื่น จากคุณสมบัติที่สามารถควบคุมทิศทางของคลื่นได้แม่นยำนี้เอง จึงทำให้อัลตราซาวด์ถูกนำมาใช้งานอย่างกว้างขวาง ทางด้านการแพทย์ เช่น เครื่องอัลตราซาวด์ซึ่งใช้ในการตรวจสอบอวัยวะภายในร่างกาย ทางด้านอุตสาหกรรม เช่น การทำความสะอาดพื้นผิวด้วยคลื่นอัลตราซาวด์, การเชื่อมต่อวัสดุ, การตรวจสอบพื้นผิว ฯลฯ ทางด้านเครื่องมือวัดต่างๆ เช่น การวัดระยะทาง, การวัดความลึกของมหาสมุทร, การตรวจจับสิ่งกีดขวาง, การหาความหนาของวัตถุ ฯลฯ นอกเหนือจากนี้ยังมีการใช้งานคลื่นอัลตราซาวด์ในงานด้านอื่นๆอีกมากมาย

ตารางที่ 2.1 คุณสมบัติทางเสียงของเนื้อเยื่อชีวภาพ [6]

Table Acoustical Properties of Some Biological Tissue

Kind of Tissue	Sound velocity c (m/s)	Characteristic Impedance $\rho_0 c$ (10^6Ns/m^3)	Attenuation constant D at 1 MHz (dB/cm)
Blood	1530	1-62	0.2
Spleen	1550	1-6	0.4
Liver	1560	1-65	0.7
Fat	1450	1-38	0.8
Brain	1560	1-60	0.8
Muscle	1545-1630	1.65-1.74	1.5-2.5
Bone	2700-4100	3.2-7.4	11
Lung	650-1160	0.26-0.46	40
(Water)	1492	1.49	0.002

Note: The acoustical properties of biological tissue are subject to strong differences. Therefore the data presented in this table should be considered as approximate only.

คลื่นอัลตราซาวด์สามารถใช้แยกแยะปริมาณทางกล โครงสร้างและองค์ประกอบของคุณสมบัติของของแข็งและของเหลว การวิเคราะห์วัตถุโดยใช้คลื่นอัลตราซาวด์นั้นอาศัยพื้นฐานทางฟิสิกส์เมื่อคลื่นเดินทางผ่านตัวกลางจะเกิดการเปลี่ยนแปลงจากปัจจัยต่างๆ เช่น เวลาของอัลตราซาวด์ในการผ่านวัตถุ(transit time), ความถี่(frequency), การกระเจิง(scattering), และการลดทอน(attenuation) ของตัวกลางที่แตกต่างกันดังตารางที่ 2.1 ซึ่งมีความสัมพันธ์เปลี่ยนแปลงตามคุณสมบัติทางฟิสิกส์ เช่นความแข็ง, สัมประสิทธิ์ความยืดหยุ่น, ความหนาแน่น, สิ่งที่มีคุณสมบัติเป็นเนื้อเดียวกัน และแบบไม่เป็นเนื้อเดียวกัน

2.1.1 ค่าการลดทอนอัลตราซาวด์ของตัวกลาง

เมื่อคลื่นอัลตราซาวด์เดินทางผ่านตัวกลาง พลังงานของคลื่นจะสูญเสียไปซึ่งแสดงให้เห็นจากการลดลงของแอมพลิจูด(amplitude) และความเข้ม(intensity) ของคลื่นนั่นเอง พลังงานเสียงถูกลดทอนอัตราที่ต่างกันในตัวกลางที่แตกต่างกัน(เนื่องจากความซับซ้อนของโครงสร้าง) เช่น ผลกระทบจากความหนาแน่น, ความแข็ง, ความเหนียวและโครงสร้างของโมเลกุล รวมทั้งการลดทอนจะมากขึ้นเมื่อเพิ่มความถี่ในวัตถุ ดังสมการ

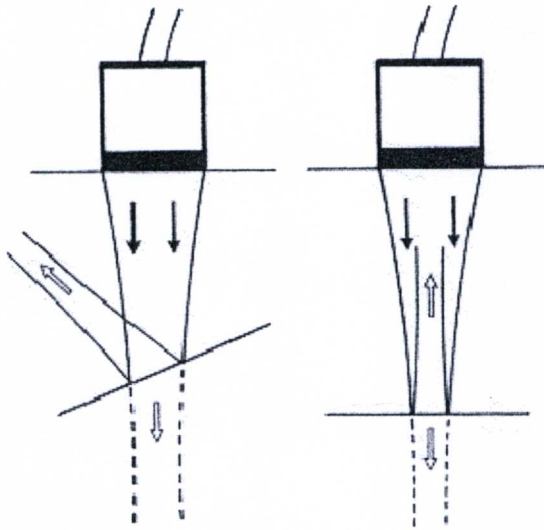
$$\alpha(f) = \beta \cdot f \quad (2.2)$$

เมื่อ $\alpha(f)$ คือค่าการลดทอนของสัญญาณอัลตราซาวด์ (dB /cm)

β คือสัมประสิทธิ์การลดทอน (dB/cmMHz) , f คือความถี่ทรานควิวเซอร์ (MHz)

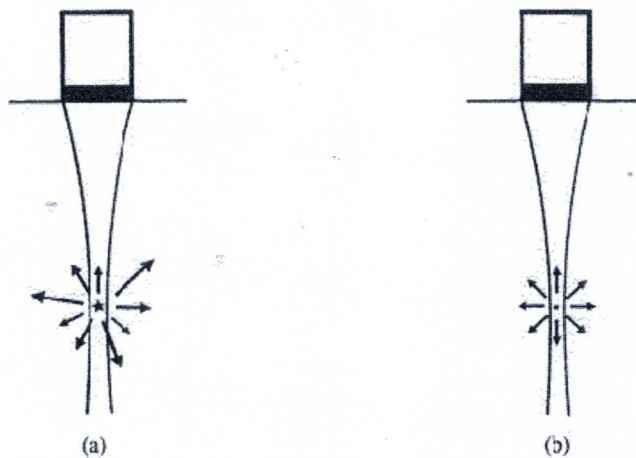
ปัจจัยทางคุณสมบัติของคลื่นที่มีต่อการลดทอนของตัวกลางคือ การสะท้อน(reflection), การกระเจิง(scattering), การดูดกลืน(absorption) และการหักเห(refraction) ในขณะเดียวกันอัตราการเกิดปรากฏการณ์ จะมีอัตราที่แตกต่างกันตามแต่วัตถุ เช่น ในตัวมีการลดทอนสูงเนื่องจากปรากฏการณ์การดูดกลืน และการกระเจิง ในส่วนรอยต่อระหว่างอากาศกับน้ำนั้นการลดทอนเกิดจากปรากฏการณ์การสะท้อน

2.1.1.1 การสะท้อน (reflection) การสะท้อนกลับของคลื่นอัลตราซาวด์ของแต่ละขอบเขตภายในเนื้อเยื่อขึ้นกับค่าความต้านทานเสียง(acoustic impedance) ค่านี้จะแปรผันตรงกับความหนาแน่นของตัวกลาง ซึ่งถ้าแต่ละขอบเขตมีความต่างกันมากนั้นคลื่นจะมีการสะท้อนกลับมากเช่นกัน และการสะท้อนนี้จะขึ้นอยู่กับมุมของลำคลื่นอัลตราซาวด์กับขอบเขตต่างๆ ดังรูปที่ 2.2 ในส่วนของรอยต่อระหว่างเนื้อเยื่ออ่อน(soft tissue) กับอากาศจะเกิดการสะท้อนกลับของพลังงานประมาณ 99.9%



รูปที่ 2.2 ลักษณะการสะท้อนกลับของคลื่นที่ทำมุมกับพื้นผิวตัวกลางต่างกัน

2.1.1.2 การกระเจิง(Scattering) หมายถึงการถ่ายเทพลังงานของคลื่นตกกระทบให้กับตัวกลางที่ทำให้เกิดกระเจิง แล้วทำให้มีการปลดปล่อยพลังงานบางส่วนออกมาในหลายๆ ทิศทาง การกระเจิงจะเกิดได้ดีที่ตัวกลางของการกระเจิงเป็นอนุภาคที่มีขนาดเล็ก เมื่อเทียบกับความยาวคลื่นที่ตกกระทบ หรือกล่าวได้ว่าคลื่นเสียงจะสะท้อนจากขอบเขตของวัตถุที่ไม่เหมือนกัน ซึ่งเกิดจากลักษณะของโครงสร้าง(grain structure), ทิศทางเส้นใย, ลักษณะเป็นรูพรุน ความหนาแน่นของอนุภาค และสิ่งเจือปนอื่นๆ ซึ่งส่งผลต่อแอมพลิจูด, ทิศทาง และความถี่ตามการกระจายของสัญญาณ ผลกระทบจากสิ่งทำให้เกิดการกระเจิง สามารถสังเกตได้โดยดูจากการเปลี่ยนแปลงความกว้างของแอมพลิจูดของเสียงสะท้อนกลับหรือสัญญาณที่ส่งผ่าน



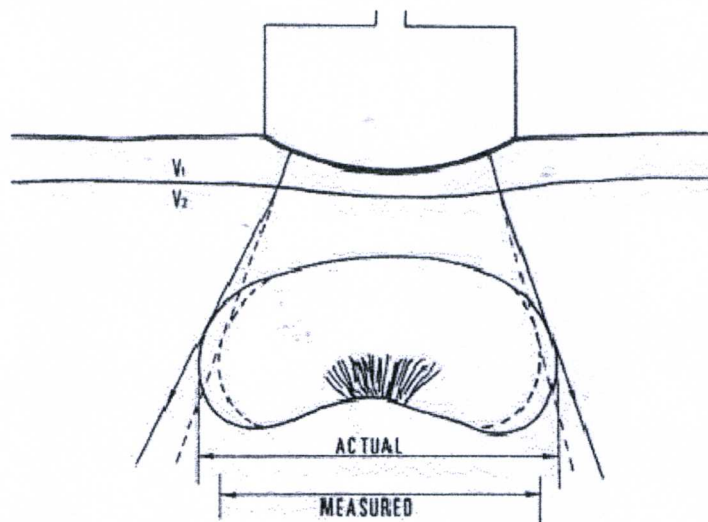
รูปที่ 2.3 ลักษณะการกระเจิงที่ต่างกัน

การกระเจิงนั้นเกิดได้ 3 ลักษณะซึ่งขึ้นกับขนาดของขอบเขต(interface)ของวัตถุ กับความยาวคลื่นตกกระทบ (incident wave)

1. ขอบเขตของวัตถุมีขนาดมากกว่าความยาวคลื่นตกกระทบมาก พลังงานจะสะท้อนกลับหมดดังที่กล่าวในหัวข้อข้างต้น
2. ขอบเขตของวัตถุมีขนาดใกล้เคียงกับความยาวคลื่นตกกระทบ พลังงานจะกระเจิงกลับทุกทิศทางแต่มีจำนวนที่ไม่เท่ากัน ดังรูปที่ 2.3 (a)
3. ขอบเขตของวัตถุมีขนาดน้อยกว่าความยาวคลื่นตกกระทบมาก พลังงานจะกระเจิงกลับทุกทิศทางมีจำนวนเท่ากัน(Rayleigh scattering) ดังรูปที่ 2.3 (b)

2.1.1.3 การดูดกลืน (Absorption) การดูดกลืนนี้เป็นการส่งผ่านของพลังงานอัลตราซาวด์ไปยังวัตถุที่เคลื่อนที่ผ่านในรูปของความร้อน ซึ่งมีความสัมพันธ์โดยตรงกับความถี่ นอกจากนี้เป็นสาเหตุหลักในการวินิจฉัยทางอัลตราซาวด์

2.1.1.4 การหักเห (Refraction) เกิดขึ้นเมื่อลำของอัลตราซาวด์เบนออกจากเส้นทางเดิมเมื่อเดินทางผ่านขอบเขตระหว่างเนื้อเยื่อ ซึ่งมีความเร็วของคลื่นในตัวกลางต่างกัน (v_1, v_2)



รูปที่ 2.4 ตัวอย่างของการหักเหในการวัดเนื้อเยื่อ

ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของคลื่นอัลตราซาวด์ (β) สามารถหาได้จากความสัมพันธ์ระหว่างค่าการลดทอนกับความถี่ของทรานสดิวเซอร์เชิงเส้นนั้นเป็นดังสมการ(2.2) และค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนหาได้จากสมการ(2.3) [1]

$$\beta = \frac{-8.68}{c\sigma^2(\tau)} \cdot \frac{df_c}{d\tau} \quad (2.3)$$

เมื่อ β คือสัมประสิทธิ์การลดทอน(dB/cmMHz), c คือความเร็วอัลตราซาวด์ในเนื้อเยื่อ (cm/ μ sec), 8.68 คือคงที่ที่เปลี่ยนหน่วยจาก neper เป็น dB, σ^2 คือค่าความแปรปรวน (MHz²) df_c คือความแตกต่างของความถี่ศูนย์กลาง (MHz), $d\tau$ คือความแตกต่างของตำแหน่งของวินโดว์ (μ sec)

$$f_{c(\tau_i)} = \frac{m_1(\tau_i)}{m_0(\tau_i)} \quad (2.4)$$

$$m_j(\tau_i) = \int_{-\infty}^{+\infty} f^j \cdot S(\tau_i, f) \cdot df \quad (2.5)$$

โดย $f_c(\tau)$ คือความถี่ศูนย์กลาง (MHz), m_0 คือโมเมนต์ลำดับที่ 0, m_1 คือโมเมนต์ลำดับที่ 1 τ_i คือช่วงเวลาจากตำแหน่งเริ่มต้นของสัญญาณจนถึงจุดศูนย์กลางของวินโดว์(μ sec)

f คือความถี่ (MHz), j คือลำดับของโมเมนต์, $S(\tau_i, f)$ คือค่าสเปกตรัมกำลัง (Power Spectrum) ของสัญญาณ ณ ตำแหน่งวินโดว์ต่างๆ ตำแหน่งจุดศูนย์กลางวินโดว์บนสัญญาณคำนวณจากสมการ (2.6)

$$\tau_i = iT_r + \frac{1}{2}T_w \quad (2.6)$$

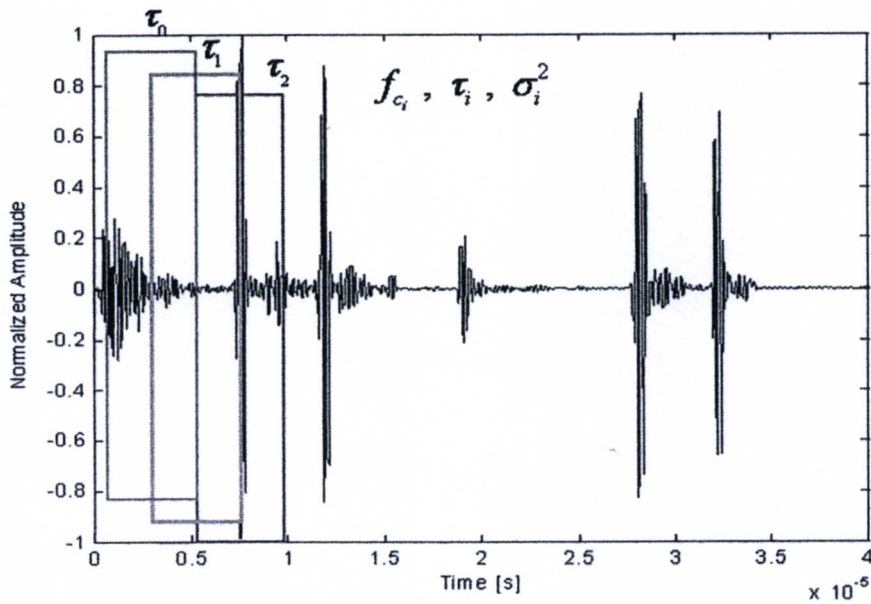
เมื่อ T_r คือเวลาที่วินโดว์เคลื่อนไปบนสัญญาณ(s) และ T_w คือ ความยาววินโดว์(s)

โดยค่าความแปรปรวนสามารถหาได้จากสมการ(2.7)

$$\sigma^2(\tau_i) = \frac{m_2(\tau_i)}{m_0(\tau_i)} - \left(\frac{m_1(\tau_i)}{m_0(\tau_i)} \right)^2 \quad (2.7)$$

เมื่อ σ^2 คือ ค่าความแปรปรวน (MHz²), m คือ โมเมนต์ลำดับต่างๆ, τ คือ ตำแหน่งของวินโดว์บนสัญญาณ $s(t)$ ดังนั้นค่าการลดทอนของสัญญาณอัลตราซาวด์ จะประมาณให้เป็นเชิงเส้น โดยขึ้นอยู่กับความถี่ดังแสดงในสมการ(2.2)

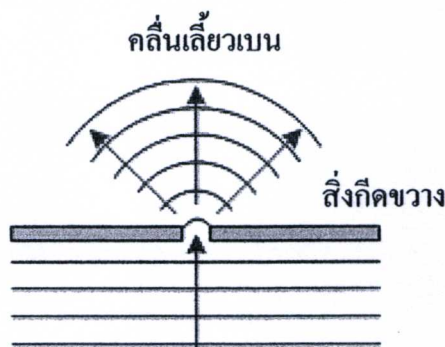
ในการวิเคราะห์สัญญาณแบบสุ่มนั้น ค่า $df_c/d\tau$ ในสมการ(2.3) หาได้จากความชันของกราฟระหว่างความถี่ศูนย์กลาง (f_c) กับ ตำแหน่งจุดศูนย์กลางวินโดว์บนสัญญาณ(τ) ที่ตำแหน่งต่างๆ ซึ่งวินโดว์จะทำการครอบคลุมสัญญาณตั้งแต่เริ่มจนถึงสิ้นสุด และทำการเก็บค่า $f_c(\tau)$, τ , σ^2 ที่ตำแหน่งนั้นๆ โดยเสต็ปในการครอบคลุมสัญญาณเป็นครึ่งของความกว้างวินโดว์ ดังรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 ตัวอย่างการเลื่อนวินโดว์ในการครอบคลุมสัญญาณเป็นครั้งของความกว้างวินโดว์

2.1.2 การเลี้ยวเบนของคลื่น

การเลี้ยวเบน(Diffraction) กล่าวอย่างง่าย ๆ ได้ว่า คลื่นมีการเบี่ยงเบนไปจากรูปแบบเดิมเนื่องมาจากมีการกีดขวางต่อการเคลื่อนที่ของคลื่น คลื่นส่วนที่กระทบกับสิ่งกีดขวางจะสะท้อนกลับ ส่วนคลื่นที่ผ่านไปได้อาจแผ่จากขอบของสิ่งกีดขวาง ปรากฏการณ์นี้เรียกว่า “การเลี้ยวเบน” คลื่นที่เลี้ยวเบนนั้นยังคงมีความยาวคลื่น ความถี่ และอัตราเร็วเท่าเดิม แต่มีการเปลี่ยนแปลงของแอมพลิจูด(amplitude) หรือเฟส (phase) ของคลื่น ด้านอัตราเร็วเท่าเดิม เป็นแหล่งกำเนิดประเภทหนึ่ง ในอุดมคติถือว่าการเดินทางเป็นเส้นตรง ซึ่งความจริงแล้วคลื่นอัตราเร็วเท่าเดานั้นจะได้รับผลกระทบจากการเลี้ยวเบน เมื่อคลื่นเดินทางสิ่งกีดขวางใดๆ เช่นกัน



รูปที่ 2.6 คลื่นเคลื่อนที่ที่กระทบกับสิ่งกีดขวาง

ปรากฏการณ์การเลี้ยวเบนสามารถอธิบายได้ตามหลักการของฮอยเกนส์-เฟรเนล (Huygens-Fresnel principle) ฮอยเกนส์เสนอว่าทุกจุดใดๆบนหน้าคลื่นจะทำหน้าที่เป็นแหล่งกำเนิดของคลื่นลูกใหม่ซึ่งเป็นคลื่นทรงกลม(spherical wave) เฟรเนลได้เสนอเพิ่มเติมว่า สนามที่จุดใดๆที่อยู่ถัดจากหน้าคลื่นออกไปจะเป็นผลรวมของคลื่นใหม่ที่จะเกิดขึ้นนี้ ซึ่งเป็นการรวมของทั้งแอมพลิจูดและเฟสของแต่ละคลื่นด้วย ถ้าทั้งทรานสดิวเซอร์(แหล่งกำเนิดคลื่น) และวัตถุอยู่ห่างกันมากพอ จะถือได้ว่าหน้าคลื่นที่มาถึงวัตถุเป็นลักษณะคลื่นระนาบ (plane wave) เราเรียกการเลี้ยวเบนแบบนี้ว่า แบบเฟราน์โฮเฟอร์(Joseph von Fraunhofer) หรือ ฟาร์ฟิลด์ (Far field) แต่ถ้าคลื่นนั้นเป็นคลื่นทรงกลม เราเรียกการเลี้ยวเบนแบบนี้ว่า แบบเฟรเนล หรือ เนียร์ฟิลด์ (Near field) ถ้าเลื่อนวัตถุให้เข้าใกล้หรือออกห่างจากทรานสดิวเซอร์มากขึ้นเรื่อยๆ จะเกิดการเลี้ยวเบนแบบเฟรเนล และแบบเฟราน์โฮเฟอร์ ตามลำดับ

สมการคลื่น(Wave Equation) คลื่นต่างๆ ไม่ว่าจะเป็นคลื่นเสียง หรือคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า นั้นสามารถประมาณได้ด้วยสมการแบบสเกลลาร์ (2.8)

$$\nabla^2 u(r,t) - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 u(r,t)}{\partial t^2} = 0 \quad (2.8)$$

$$u(r,t) = u(r) \exp(j\omega t) \quad (2.9)$$

โดยที่ c แทนค่าของความเร็วในการเคลื่อนที่ของคลื่น, $u(r,t)$ แทนค่าขนาดของสนามคลื่นที่ตำแหน่ง r ณ.เวลา t ใดๆ และ $u(r)$ คือแอมพลิจูดเชิงซ้อน(complex amplitude) กรณียของคลื่นระนาบ (plane wave) แสดงดังสมการ(2.10)

$$u(r) = A \exp(jk \cdot r) \quad (2.10)$$

เมื่อ A คือค่าคงที่เชิงซ้อน (complex constant) และค่า k นั้นแทนเลขคลื่น (Wave number) ของคลื่นที่กำลังพิจารณา ซึ่งมีค่าเท่ากับ

$$k = \frac{2\pi}{\lambda} = \frac{\omega}{c} \quad (2.11)$$

นำค่า $u(r,t)$ ของสมการ (2.9) และ c สมการ (2.11) แทนในสมการ (2.8)

$$\nabla^2 u(r,t) - \frac{k}{\omega^2} [-u(r)\omega^2 \exp(j\omega t)] = 0 \quad (2.12)$$

$$\nabla^2 u(r,t) + k[u(r)\exp(j\omega t)] = 0 \quad (2.13)$$

$$\nabla^2 u(r,t) + k[u(r,t)] = 0 \quad (2.14)$$

พิจารณา ณ. ช่วงเวลาใดเวลาหนึ่ง และที่ความถี่ ω ค่าใดค่าหนึ่ง ดังนั้นจึงสามารถเขียนสมการแทนสนาม $u(r,t)$ ได้เป็น

$$[\nabla^2 + k^2]u(r) = 0 \quad (2.15)$$

สมการ (2.15) ซึ่งเรียกสมการนี้ว่า สมการเฮล์มโฮลต์ส (Helmholtz equation) เมื่อ $k = k_x, k_y, k_z$ คือ เวกเตอร์คลื่น (wave vector) จากสมการเฮล์มโฮลต์ส (2.15) ขนาดของเวกเตอร์คลื่น (k) คือ $k^2 = k_x^2 + k_y^2 + k_z^2$ กรณีของคลื่นทรงกลม (Spherical wave) แอมพลิจูดเชิงซ้อน A จะลดลงตามรัศมี r ดังสมการ (2.16)

$$u(r) = \frac{A}{r} \exp(jk \cdot r) \quad (2.16)$$

$$r = (x^2 + y^2 + z^2)^{\frac{1}{2}} = z(1 + \theta^2)^{\frac{1}{2}} \quad (2.17)$$

จากอนุกรมเทเลอร์ $r = z \left(1 + \frac{\theta^2}{2} - \frac{\theta^4}{8} + \dots \right)$ เมื่อเทอมของ $\frac{\theta^4}{8}$ มีค่าน้อยมากเมื่อเทียบกับสองเทอมแรกดังนั้น $\frac{\theta^4}{8} \approx 0$ จะได้ว่า

$$r = z \left(1 + \frac{\theta^2}{2} \right) \quad (2.18)$$

จากสมการ (2.17)

$$z^2(1 + \theta^2) = x^2 + y^2 + z^2 \quad (2.19)$$

$$z^2 + z^2\theta^2 = x^2 + y^2 + z^2 \quad (2.20)$$

$$\theta^2 = \frac{x^2 + y^2}{z^2} \quad (2.21)$$

นำสมการที่ (2.21) แทนสมการ(2.18)

$$r \approx z \left(1 + \frac{x^2 + y^2}{2z^2} \right) \quad (2.22)$$

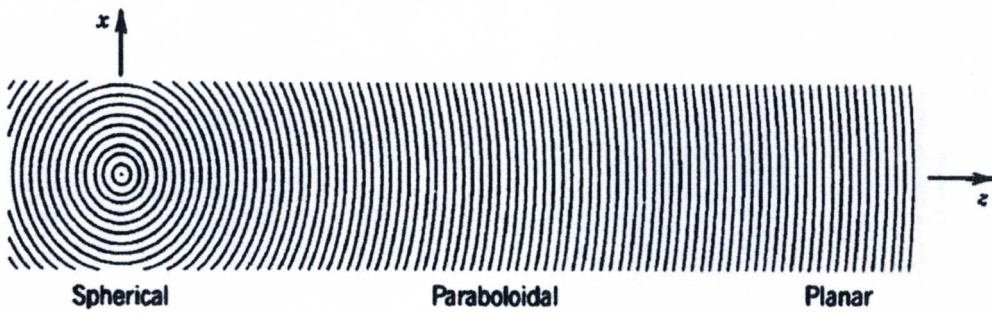
แทนในสมการ(2.16) จะได้การประมาณของเฟรเนล (Fresnel approximation) ดังสมการ

$$u(r) \approx \frac{A}{z} \exp(jkz) \exp\left[-jk\left(\frac{x^2 + y^2}{2z}\right)\right] \quad (2.23)$$

การประมาณของเฟรเนลนี้พบว่าเมื่อระยะทางเดินทางของคลื่น z มากขึ้นนั้นจะละเทอมของ

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

เป็นคลื่นระนาบ $u(r) \approx A \exp(jkz)$ ดังรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 ลักษณะของคลื่นตามระยะทางแนวแกน z

การประมาณแบบเฟรเนลพบว่าจะมีความถูกต้อง เมื่อ $kz\theta^4/8 \ll \pi$

(ซึ่งเป็นดังสมการ (2.18) ที่ได้ละเทอมของ $\frac{\theta^4}{8}$ ดังนั้นการประมาณแบบเฟรเนลสมการ (2.23)

จะมีความสอดคล้องเมื่อเทอม $\left[\exp\left(-jkz\frac{\theta^4}{8}\right)\right]^{-1} \approx 1$) หรือ สมการเขียนได้อีกรูปแบบหนึ่ง

ถ้านำสมการ(2.11) และ (2.21) 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 $\frac{a^4}{4z^3\lambda} \ll 1$

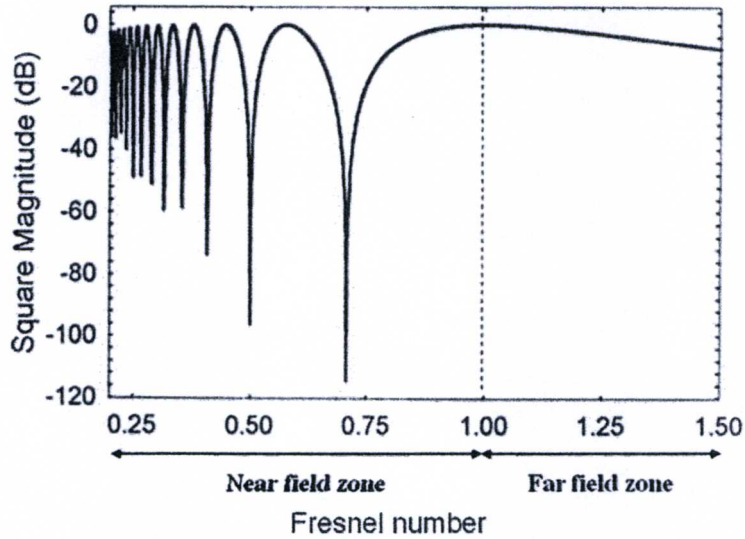
และมุมมากที่สุดคือ $\theta_m = a/z$ จะได้

$$\frac{N_F \theta_m^2}{4} \ll 1 \quad (2.24)$$

และ N_F คือเลขเฟรเนล (Fresnel number) มีค่าดังสมการ

$$N_F = \frac{a^2}{\lambda z} \quad (2.25)$$

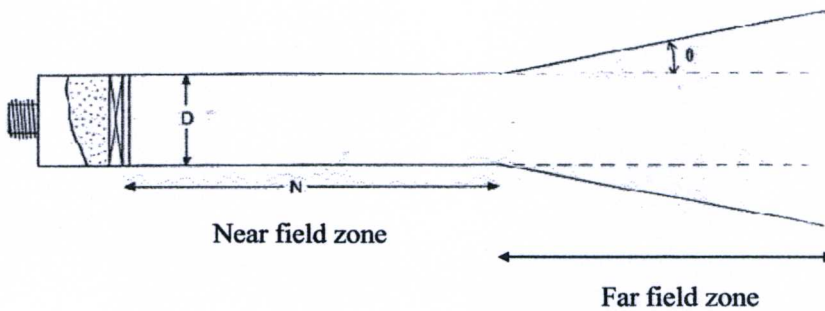
การแบ่งช่วงของระยะเนียร์-ฟาร์ฟิลด์ (Near-far field) ทำการศึกษาที่ระยะ $N_F = 1$ เมื่อพิจารณาการเลี้ยวเบนแบบเฟรอน์โฮเฟอร์ (Far field) จะทำการศึกษาที่ระยะ $N_F \leq 1$ (ซึ่งทรานสดิวเซอร์อยู่ห่างจากวัตถุมาก และรัศมีของผิวหน้าทรานสดิวเซอร์มีค่าน้อยกว่าระยะของวัตถุถึงผิวหน้าทรานสดิวเซอร์มากๆ) จากรูปที่ 2.8 พบว่าลักษณะของคลื่นในช่วงของเนียร์ฟิลด์นั้นมีการเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา ต่างจากที่ช่วงของฟาร์ฟิลด์ที่มีความเสถียรมากกว่า



รูปที่ 2.8 ลักษณะของคลื่นที่เปลี่ยนแปลงตามระยะเนียร์ฟิลด์ - ฟาร์ฟิลด์

และที่ระยะฟาร์ฟิลด์ (การเลี้ยวเบนแบบเฟรอน์โฮเฟอร์) มีการรวมกันของพลังงานนั้นเกิดการเล็ดลอดออกถ้าอัลตราซาวด์ (ultrasound beam) ซึ่งจะมีการเบนออกเล็กน้อยเป็นมุม θ เมื่อ D คือ เส้นผ่านศูนย์กลางของทรานสดิวเซอร์ (รัศมี a) และ λ คือความยาวคลื่นอัลตราซาวด์

$$\sin \theta = 1.22 \frac{\lambda}{D} \quad (2.26)$$



รูปที่ 2.9 มุมที่เบนออกของลำอัลตราซาวด์ที่ระยะการเลี้ยวเบนของเฟรอน์โฮเฟอร์

เห็นได้ว่าลักษณะของทรานสดิวเซอร์นั้นไม่ว่าจะเป็นชนิด, ความถี่ และขนาด (เส้นผ่านศูนย์กลาง) มีผลต่อการเกิดคลื่นอัลตราซาวด์ ตัวอย่างดังตารางที่ 2.2 บอกถึงความสัมพันธ์ของรัศมี, ความถี่ของทรานสดิวเซอร์, ระยะของเฟรเนล (Fresnel zone depth) และมุมที่เบนออกของของเฟราน์โฮเฟอร์ (Fraunhofer divergence angle) ซึ่งพารามิเตอร์ต่างๆเหล่านี้ มีผลต่อการวิเคราะห์สัญญาณอัลตราซาวด์

ทรานสดิวเซอร์ที่มีความถี่ต่างกันนั้นก็สร้างสัญญาณอัลตราซาวด์ที่มีความยาวคลื่นต่างกัน และขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางทรานสดิวเซอร์มีผลต่อระยะเนียร์- ฟาร์ฟิลด์ (Near-far field) ของการเลี้ยวเบน ดังนั้นในการวิเคราะห์ควรเลือกทรานสดิวเซอร์ที่เหมาะสมรวมถึงระยะห่างระหว่างตัวอย่างกับผิวหน้าของทรานสดิวเซอร์(ปรากฏการณ์การเลี้ยวเบนของคลื่น) อีกทั้งมุมระหว่างผิวหน้าของตัวอย่างกับทรานสดิวเซอร์(ปรากฏการณ์การสะท้อน) เช่นกัน

ตารางที่ 2.2 ความสัมพันธ์ของรัศมี, ความถี่ของทรานสดิวเซอร์, ระยะของเฟรเนล (Fresnel zone depth) และมุมที่เบนออกของของเฟราน์โฮเฟอร์ (Fraunhofer divergence angle) [7]

Frequency (MHz)	Wavelength (cm)	Fresnel Zone Depth (cm)	Fraunhofer Divergence angle (degrees)
Transducer radius constant at 0.5 cm			
0.5	0.30	0.83	21.5
1.0	0.15	1.67	10.5
2.0	0.075	3.33	5.2
4.0	0.0325	7.80	2.3
8.0	0.0163	15.33	1.1
Radius (cm)	Fresnel Zone Depth (cm)		Fraunhofer Divergence angle in water (degrees)
Frequency constant at 2 MHz			
0.25	0.83		10.6
0.5	3.33		5.3
1.0	13.33		2.6
2.0	53.33		1.3

2.2 ทบทวนงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

การประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของสัญญาณอัลตราซาวด์นั้นมีหลายวิธีด้วยกัน[4] เช่นวิธีฟูเรียร์เซ็นทรอยด์ชิฟ (Fourier centroid shift: FCS), วิธีมัลติแบนด์ (Multi-narrow Band) และวิธีออโตรีเกรสซีฟ (Autoregressive: AR) เป็นต้น วิธีการประมาณเหล่านี้มีข้อดี ข้อเสียต่างกัน ขึ้นอยู่กับลักษณะของวัตถุที่เราสนใจ รวมถึงลักษณะของสัญญาณอัลตราซาวด์ที่ทำกรวัดวิเคราะห์ ซึ่งมีสามแบบด้วยกันคือ สัญญาณจากการส่งผ่านคลื่นอัลตราซาวด์ของวัตถุ (Transmission)[8], สัญญาณจากการสะท้อนกลับคลื่นอัลตราซาวด์ของวัตถุ (Reflection)[2] และสัญญาณจากการกระเจิงกลับคลื่นอัลตราซาวด์ภายในวัตถุ (Backscatter)[1,9]

จากการทบทวนงานวิจัยที่เกี่ยวข้องต่างๆ พบว่าสัญญาณในสองลักษณะแรกนั้นเหมือนกัน ตรงที่สัญญาณที่ได้เป็นแบบคลื่นตกกระทบ – คลื่นสะท้อน (2 พัลส์) จากขอบบน-ขอบล่างของวัตถุ ทำให้ง่ายต่อการวิเคราะห์ แต่ข้อเสียพบว่าถ้าวัตถุที่เราสนใจมีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนมากจะพบว่าคลื่นอัลตราซาวด์ไม่สามารถส่งผ่าน หรือสะท้อนกลับจากวัตถุได้ ตามลำดับ ในส่วนของสัญญาณจากการกระเจิงกลับพบว่าสามารถวัดสัญญาณได้แม้ว่าวัตถุนั้นจะมีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่สูงก็ตาม แต่ข้อเสียที่พบคือสัญญาณจะมีสัญญาณรบกวนและความแปรปรวนสูง มีความซับซ้อนในการวิเคราะห์มากกว่า และอาจทำให้มีความผิดพลาดในการวิเคราะห์ที่สูงตามมาเช่นกัน มีหลายงานวิจัยที่ทำการศึกษเกี่ยวกับความสัมพันธ์ของค่าต่างๆ ที่มีผลต่อการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน เช่นในงานวิจัยที่ [3] ได้สร้างเนื้อเยื่อเสมือนจริงใช้ทรานสดิวเซอร์ (Transducer) ที่ความถี่ 5, 20 และ 50 MHz วัดและคำนวณค่าการลดทอนแล้วเปรียบเทียบผลของทรานสดิวเซอร์ทั้งสามแบบ นอกจากนี้ยังมีงานวิจัยเกี่ยวกับการประยุกต์ใช้คลื่นอัลตราซาวด์ในการวิเคราะห์ผิวหนังมนุษย์ [4] เพื่อหาอายุของคน โดยใช้โหมดการสะท้อน (Reflection Mode) ที่ความถี่ 20MHz โดยสร้างแบบจำลองสัญญาณเปรียบเทียบกับกรวัดจริง และเปรียบเทียบค่าในเชิงสถิติ

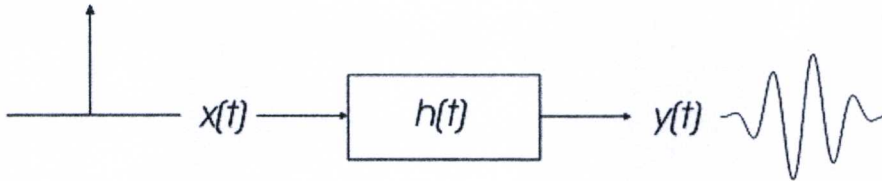
2.3 แบบจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์

งานวิจัยนี้ประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน (β) จากสัญญาณอัลตราซาวด์ 2 แบบคือ สัญญาณอัลตราซาวด์ที่จำลองจากคอมพิวเตอร์ และสัญญาณอัลตราซาวด์จากการวัดจริง สัญญาณดังกล่าวเป็นสัญญาณอัลตราซาวด์ที่เดินทางผ่านตัวกลาง ($\beta = 0.25 - 1.5$ dB/cmMHz) ที่ความถี่ทรานสดิวเซอร์ 5MHz

หัวข้อนี้กล่าวถึงการจำลองสัญญาณจากคอมพิวเตอร์ด้วยวิธีที่ต่างกันคือ จำลองจากสมการคณิตศาสตร์ และจำลองจากโปรแกรมจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ (Field II) ซึ่งสัญญาณอัลตราซาวด์จำลองที่ได้นั้น มีความต่างกันในความเสมือนจริงของสัญญาณ และปรากฏการณ์การเลี้ยวเบน

ของคลื่น ซึ่งนอกจากนี้การจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ทำการศึกษาจากตัวกลางที่มีลักษณะทางกายภาพที่หลากหลาย เช่น ค่าการลดทอนอัลตราซาวด์ของตัวกลาง และตัวกระเจิงภายในตัวกลาง รวมถึงสัญญาณอัลตราซาวด์ที่เกิดจากระยะการเลี้ยวเบนของคลื่นทรานสดิวเซอร์ต่างกัน (Near – Far field)

2.3.1 แบบจำลองที่ไม่คิดการเลี้ยวเบนของคลื่นอัลตราซาวด์

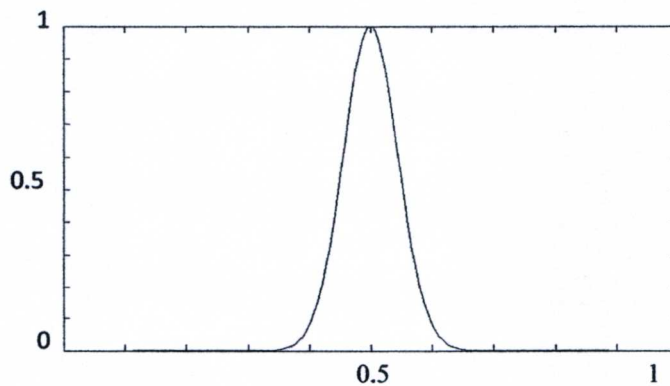


รูปที่ 2.10 การวัดการตอบสนองอิมพัลส์ของระบบเชิงเส้น

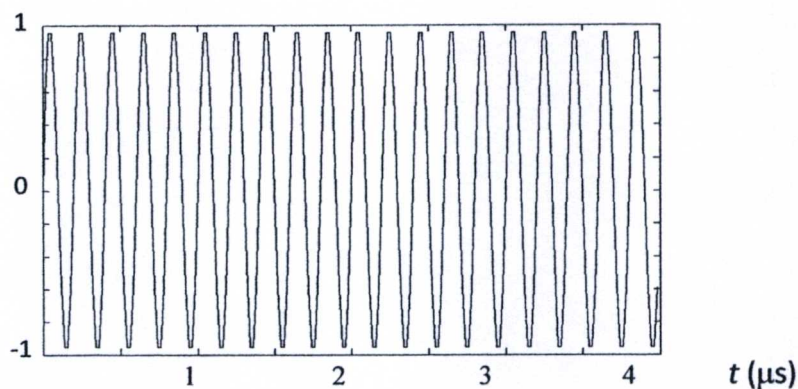
คลื่นอัลตราซาวด์สามารถเขียน โปรแกรมจำลองสร้างขึ้นได้โดยใช้สมการ (2.27) ซึ่งอยู่ในรูปของฟังก์ชันเกาส์เซียน(Gaussian Function) และไซน์(sine) เมื่อ F_0 คือความถี่จุดศูนย์กลางของทรานสดิวเซอร์, σ คือการเบี่ยงเบนมาตรฐานในโดเมนความถี่

$$x(t) = \exp\left[-2\pi^2\sigma^2(t-t_0)^2\right]\sin(2\pi F_0 t) \quad (2.27)$$

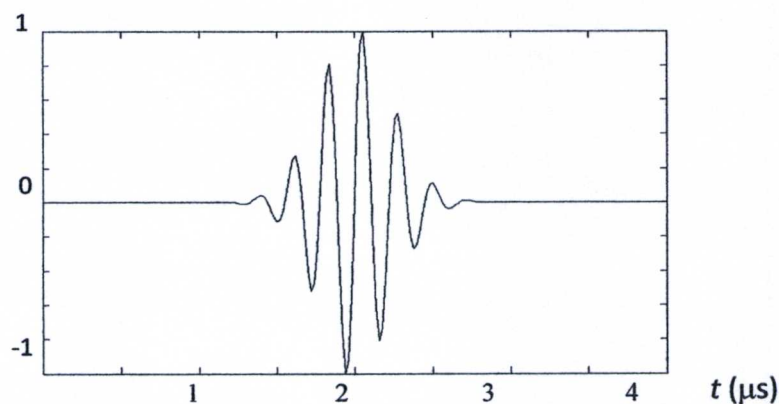
การจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ในงานวิจัยนี้เป็นการสร้างสัญญาณสะท้อน (Generate echo signals) ที่ตอบสนองการกระเจิงที่ถูกแจกแจงแบบสุ่ม(Randomly distributed scatter) โดยทรานสดิวเซอร์(Transducer) ตอบสนองความถี่เกาส์เซียน $x(t)$



ก. ฟังก์ชันเกาส์เซียน



ข. คลื่นไซน์ ความถี่ 5MHz



ค. สัญญาณ $x(t)$

รูปที่ 2.11 คลื่นอัลตราซาวด์ที่จำลองสร้างขึ้นจากสมการ (2.27)

สำหรับสัญญาณสะท้อน $y(t)$ จากตัวกระจิงภายในตัวกลาง เมื่อ $h(t)$ คือ การตอบสนองการกระตุ้นของตัวกระจิงในตัวกลาง, $h_a^2(M, t)$ คือการตอบสนองแรงกระตุ้น 2 ทางของการประมาณค่าการลดทอนในตัวกระจิงที่ตำแหน่ง M , $h_d(M, t)$ คือการตอบสนองแรงกระตุ้นของตัวกระจิง

$$y(t) = x(t) * h(t) = \sum_M x(t) * h_a^2(M, t) * h_d(M, t) \quad (2.28)$$

จากสมการที่ (2.28) ทำฟูเรียร์ทรานสฟอร์ม เพื่อให้ได้อยู่รูปโดเมนความถี่

$$Y(f) = X(f) \cdot H(f) = \sum_M X(f) \cdot H_a^2(M, f) \cdot H_d(M, f) \quad (2.29)$$

จากสมการที่ (2.2) พบว่าความถี่เชิงเส้นขึ้นกับสัมประสิทธิ์การลดทอน ดังนั้นฟังก์ชันส่งผ่าน การลดทอน(Attenuation transfer function) สามารถเขียนได้ดังนี้

$$H_a^2(M, f) = e^{-2z \cdot \beta f} \quad (2.30)$$

เมื่อ $2z$ คือระยะทางการเคลื่อนที่ทั้งหมดของคลื่นอัลตราซาวด์

การตอบสนองกระตุ้นจากตัวกระเจิง h_d ถูกจำลองโดยใช้ฟังก์ชันไคเรก δ (Dirac function)

$$h_d(f, z) = \delta(z) \quad (2.31)$$

เมื่อตำแหน่ง z ของการกระเจิงถูกกำหนดด้วยการเกิดจำนวนแบบสุ่ม

2.3.2 แบบจำลองที่คิดการเลี้ยวเบนของคลื่นอัลตราซาวด์

โปรแกรมจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ฟิลด์ทู (FieldII) เป็นโปรแกรมที่ใช้ภายใต้ โปรแกรม MATLAB ซึ่งถือได้ว่าเป็นโปรแกรมจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์มาตรฐาน [10 – 12], [15] สามารถจำลองชนิดที่หลากหลายของทรานสดิวเซอร์อัลตราซาวด์ รวมถึงแสดงภาพ ที่เกี่ยวข้อง นอกจากนี้สามารถเปลี่ยนแปลงค่าของทรานสดิวเซอร์มากมาย เช่น โฟกัส, ขนาด ของอิลิเมนต์, อะโพไดเซชัน(apodization)[10,11] และระยะทางระหว่างวัตถุกับผิวหน้า ทรานสดิวเซอร์ (สัญญาณจำลองจากโปรแกรมฟิลด์ทูตั้งที่กล่าวไปข้างต้น สัญญาณที่ได้นี้ มีปรากฏการณ์การเลี้ยวเบนของคลื่นรวมอยู่ด้วย) จึงเป็นไปได้ที่จะจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ ทุกชนิด และสัญญาณที่ใช้ในการศึกษานี้มีความเสมือนจริงมากกว่าสัญญาณที่จำลองจากหัวข้อ 2.3.1 ในรูปที่ 2.12 แสดงข้อความที่ปรากฏขึ้นในหน้าต่างคอมมาน (Command window) ของ MATLAB เมื่อโปรแกรมฟิลด์ทูเริ่มทำงาน

```

*-----*
*
*                               F I E L D   I I
*
*                               Simulator for ultrasound systems
*
*                               by Joergen Arendt Jensen, Oersted*DTU, DK
*                               Version 3.0, April 17, 2002 (Matlab 5+6 version)
*                               Web-site: http://www.es.oersted.dtu.dk/staff/jaj/field
*
*-----*

```

รูปที่ 2.12 โปรแกรม FieldII

โปรแกรมนี้ได้สร้างการตอบสนองอิมพัลส์ตามตำแหน่ง (Spatial impulse responses) ด้วยแนวคิดของ Topholme และ Stepanishen ดังเอกสารอ้างอิง [12-14] ด้วยระบบทฤษฎีเชิงเส้น (Linear systems theory) ในการหาสนามอัลตราซาวด์ (Ultrasound field) สำหรับในกรณีของพัลส์ (pulse) และคลื่นต่อเนื่อง (continues wave) การตอบสนองนี้ได้ให้สนามอัลตราซาวด์ที่แผ่จากจุดที่ถูกระบุของที่ว่างซึ่งเป็นฟังก์ชันเวลา การตอบสนองอิมพัลส์ตามตำแหน่งนั้นเท่ากับการตอบสนองที่ได้รับกลับจากการแผ่ของคลื่นทรงกลม (Spherical wave) จากจุดที่ระบุไว้ดังสมการ(2.28)

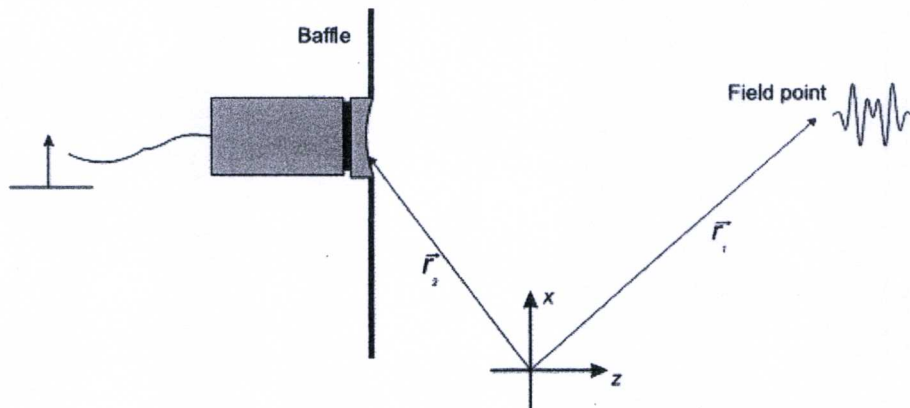
$$y(t) = h(t) * x(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} h(\theta)x(t-\theta)d\theta$$

โดย $y(t)$ คือสัญญาณเอาต์พุต (output signal), $x(t)$ คือสัญญาณอินพุต (input signal)

$h(t)$ คือ การตอบสนองของอิมพัลส์ของระบบเชิงเส้น และ $*$ คือการคอนโวลูชัน (convolution)

ทรานสเฟอร์ฟังก์ชันของระบบหาได้จากการทำฟูเรียร์ทรานสฟอร์มของการตอบสนองอิมพัลส์ และลักษณะเฉพาะของการขยายระบบของสัญญาณอินพุตฮาร์โมนิก - เวลา รูปที่ 2.13 เป็นตัวอย่างของพื้นฐานการติดตั้งระบบเสียงเชิงเส้น ซึ่งมีทรานสดิวเซอร์ชนิดบัพเฟิล (Baffle) อยู่ที่ตำแหน่ง \vec{r}_2 และตัวกลางแบบเนื้อเดียวกัน (Homogeneous) อยู่ที่ตำแหน่ง \vec{r}_1 มีความเร็ว c และความหนาแน่น

ρ_0

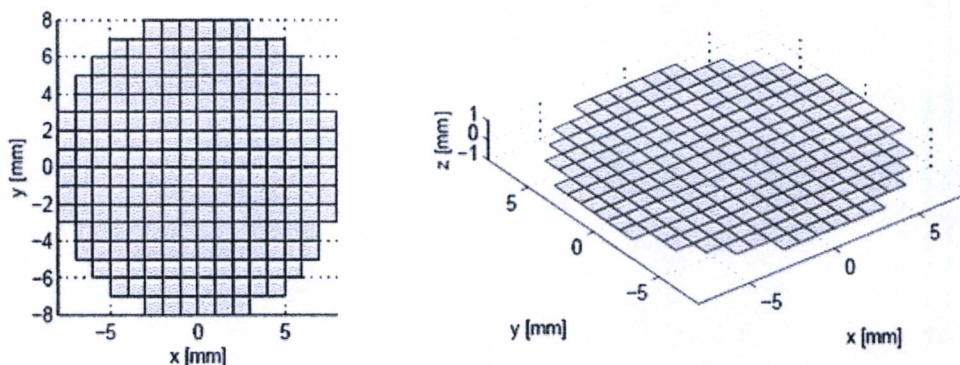


รูปที่ 2.13 ระบบเสียงเชิงเส้น

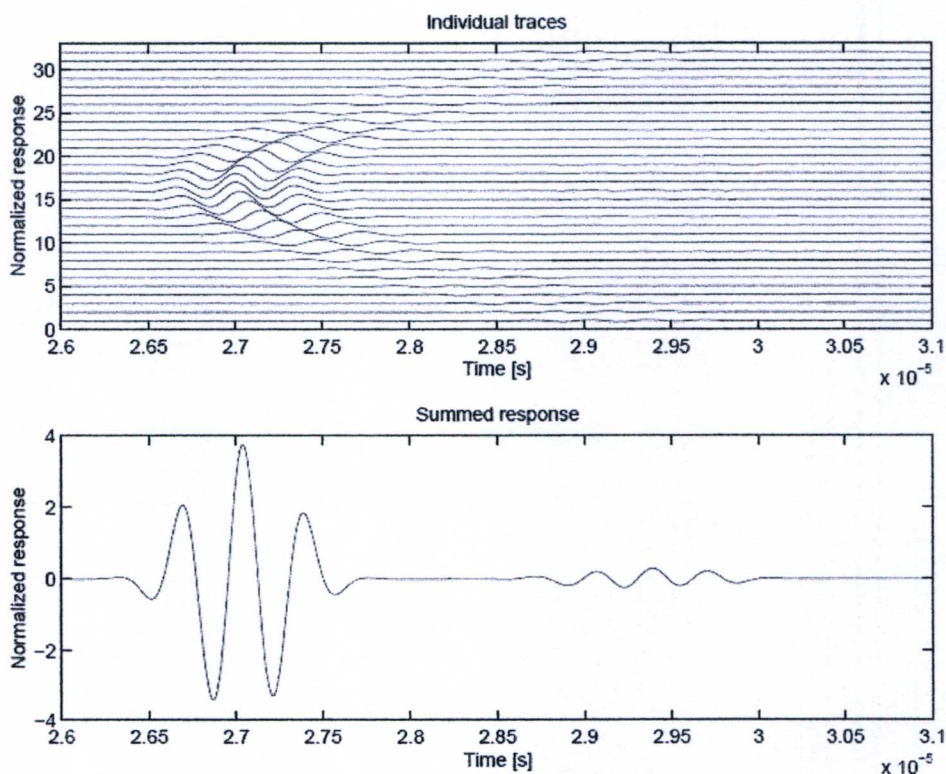
ที่จุด \vec{r}_1 ค่าความดันเสียง (acoustic pressure) จากทรานสดิวเซอร์วัดได้จากจุดเล็กๆของไฮโดรโฟน (Hydrophone) แรงดันไฟฟ้า (Voltage) ที่ใช้กระตุ้นทรานสดิวเซอร์นั้นได้จากเคลต้าฟังก์ชัน δ (Delta function) โดยจะเพิ่มสนามความดัน (pressure field) ซึ่งวัดได้จากไฮโดรโฟน การตอบสนองที่ได้จากการวัดเป็นการตอบสนองอิมพัลส์เสียง (acoustic impulse response) สำหรับระบบเฉพาะ (particular system) ของการเซตระบบ การเคลื่อนที่ของไฮโดรโฟนเข้าไปใกล้กับผิวหน้าของทรานสดิวเซอร์จะเป็นการเพิ่มของสัญญาณ และถ้าเคลื่อนออกจากแกนกลาง

ของทรานสดิวเซอร์จะทำให้สัญญาณลดลง ดังนั้นการตอบสนองอิมพัลส์ขึ้นกับความสัมพันธ์ของตำแหน่งของตัวรับ-ส่ง ($r_2 - r_1$) และเรียกว่าการตอบสนองอิมพัลส์ตามตำแหน่ง

เนื่องจากโปรแกรมสามารถจำลองรูปทรงทรานสดิวเซอร์ได้หลากหลาย จึงได้แบ่งผิวหน้าของทรานสดิวเซอร์ออกเป็นรูปสี่เหลี่ยมจตุรัสย่อยๆ โดยผลของการตอบสนองจะได้จากการรวมกันของการแบ่งผิวหน้าของทรานสดิวเซอร์ดังรูปที่ 2.14 นอกจากนี้ความถี่ที่ขึ้นกับการลดทอนนั้นสามารถเพิ่มในการจำลองด้วยคำสั่ง `set_field` ตัวอย่างดังรูปที่ 2.15



ก. ทรานสดิวเซอร์พิสตัน(Piston transducer) รัศมี 8 มม. ขนาดอิเลิเมนต์ 1 มม.



ข. สัญญาณที่ได้จากการแต่ละอิเลิเมนต์ของทรานสดิวเซอร์

รูปที่ 2.14 ลักษณะของการแบ่งอิเลิเมนต์ของทรานสดิวเซอร์อัลตราซาวด์

* รายละเอียดของสัญญาณอัลตราซาวด์ที่จำลองจาก โปรแกรมฟิลด์ทู (Field II program) แสดงในภาคผนวก ก.

Purpose: Set various parameters that determines the function of the program.

Calling: set_field (option_name, value);

Input:	use_att	Whether to use attenuation (<> 0 for attenuation)
	att	Frequency independent attenuation in dB/m.
	freq_att	Frequency dependent attenuation in dB/[m Hz] around the center frequency att_f0.
	att_f0	Attenuation center frequency in Hz.
	debug	Whether to print debug information (1 = yes)
	c	Set the speed of sound in m/s.
	fs	Set the sampling frequency.
	show_time	Show calculation times during calculation. (yes = any positive number). A number large than 2 is taken as the time in seconds between the printing of estimates.
	use_rectangles	Use rectangles for the apertures. (1 = yes)
	use_triangles	Use triangles for describing apertures. (1 = yes)
	use_lines	Use lines for describing apertures. (1 = yes)

Output: none.

Example: Set the attenuation to 1.5 dB/cm and 0.5 dB/[MHz cm] around 3 MHz and use this:

```
set_field ('att', 1.5*100);
set_field ('Freq_att', 0.5*100/1e6);
set_field ('att_f0', 3e6);
set_field ('use_att', 1);
```

Note that the frequency independent and the frequency dependent terms should correspond, so that the frequency independent attenuation is the same as the frequency dependent term at the center frequency set. This is ensured if $att = Freq_att * att_f0$, else the attenuation can be too big or too low at large depths in tissue.

รูปที่ 2.15 พารามิเตอร์ต่างๆในการกำหนดคั้งชั้นของโปรแกรมฟิลด์ทู(Field II)

2.4 การหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนอัลตราซาวด์ (Ultrasonic attenuation coefficient estimation)

ดังที่กล่าวไปแล้วว่า งานวิจัยนี้ได้เสนอวิธีการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของคลื่นอัลตราซาวด์จากวิธีการ 2 วิธี ซึ่งมีความคล้ายคลึงกันในการประมาณค่า เพราะวิธีการทั้ง 2 นี้เป็นการประมาณจากการเปลี่ยนแปลงของสเปกตรัมกำลังของสัญญาณอัลตราซาวด์ ($S(\tau_i, f)$) ที่เดินทางผ่านตัวกลางเช่นเดียวกัน อธิบายดังนี้ การประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนอัลตราซาวด์ (β) ในสมการ(2.3) นี้วิธีการทั้งสองคำนวณค่าความถี่ศูนย์กลาง (f_c) ต่างกัน ซึ่งค่าความถี่ศูนย์กลางสมการ(2.4) หาได้โมเมนต์ลำดับต่างๆที่คำนวณได้จากสมการ (2.5) โดยขึ้นกับค่าความถี่ (f) และสเปกตรัมกำลังของสัญญาณ ($S(\tau_i, f)$) วิธีการที่นำเสนอมีการคำนวณค่าสเปกตรัมกำลังที่ต่างกันและมีความซับซ้อนแตกต่างกัน ซึ่งจะกล่าวในหัวข้อ 2.4.1 และ 2.4.2

นอกจากวิธีการประมาณที่ต่างกันแล้วยังมีปัจจัยอื่นๆที่มีผลต่อความถูกต้องในการประมาณค่า อย่างในส่วนของการวิเคราะห์สัญญาณได้ทำการศึกษาความสัมพันธ์ของลักษณะของวินโดว์ต่างๆที่ใช้ในการกรองสัญญาณอีกด้วย

2.4.1 วิธีออโต้รีเกรสซีฟ (Autoregressive)

ในโมเดลสัญญาณสะท้อนกลับของตัวอย่าง $g[n]$ ถ้าตัวกรองอธิบายด้วยทรานสเฟอร์ฟังก์ชันแล้ว สเปกตรัมสะท้อนกลับส่วนมากเป็นโมเดล ARMA (AR moving average model) [15 -16] ดังแสดงในสมการด้านล่าง

$$g[n] = -\sum_{k=1}^M d_k g[n-k] + \sum_{k=0}^L p_k e[n-k] \quad (2.32)$$

ผลรวมของเทอมแรกมีลักษณะเป็นเทอมของ AR และผลรวมเทอมที่สองคือเทอมของ MA สัมประสิทธิ์ของสมการ ARMA มีอยู่ด้วยกันสองส่วน คือ สัมประสิทธิ์ของ AR ในที่นี้คือ d_k , สัมประสิทธิ์ของ MA คือ p_k , M คือ AR ออเดอร์ และ L คือ MA ออเดอร์ นอกจากนี้สัมประสิทธิ์ทั้งสองยังมีความสัมพันธ์กับฟังก์ชันส่งผ่าน $H(z)$ (Transfer function) ดังสมการ

$$H(z) = \sum_{n=0}^{\infty} h[n] z^{-n} \quad (2.33)$$

$$H(z) = \frac{P(z)}{D(z)} = \frac{\sum_{k=0}^L p_k z^{-k}}{1 + \sum_{k=1}^M d_k z^{-k}} \quad (2.34)$$

และฟังก์ชันส่งผ่านที่ตอบสนองความถี่ $H(e^{j\omega})$ สามารถอธิบายได้ดังสมการ(2.35)

$$H(e^{j\omega}) = P(e^{j\omega}) / D(e^{j\omega}) \quad (2.35)$$

การตอบสนองความถี่นั้นสามารถแยกพิจารณาได้เป็น $P(e^{j\omega})$ และ $D(e^{j\omega})$ ดังนี้

$$P(e^{j\omega}) = \sum_{k=0}^L p_k e^{-j\omega k} \quad (2.36)$$

$$D(e^{j\omega}) = 1 + \sum_{k=1}^M d_k e^{-j\omega k} \quad (2.37)$$

โดยสเปกตรัมกำลัง (Power Spectrum, P_{gg} หรือ $S(\tau_i, f)$) ของฟังก์ชันส่งผ่าน $H(e^{j\omega})$ สามารถหาได้ดังสมการ

$$P_{gg}(\omega) = \sigma_e^2 |H(e^{j\omega})|^2 = \sigma_e^2 \frac{|P(e^{j\omega})|^2}{|D(e^{j\omega})|^2} \quad (2.38)$$

ดังนั้นการประมาณสเปกตรัมกำลังจากวิธี ARMA สามารถแยกพิจารณาได้ทั้ง AR หรือ MA ดังแสดงในสมการ

$$P_{gg}(\omega) = \begin{cases} \sigma_e^2 |P(e^{j\omega})|^2 & MA \text{ model} \\ \frac{\sigma_e^2}{|D(e^{j\omega})|^2} & AR \text{ model} \end{cases} \quad (2.39)$$

ความหมายของการประมาณค่าสเปกตรัมคือการเลือกโมเดลที่เหมาะสมกับลักษณะเฉพาะของสัญญาณ รวมถึงการประมาณค่าที่เหมาะสมของออเดอ์ AR และ MA และเป็นการกำหนดพารามิเตอร์ทางคณิตศาสตร์ของสัมประสิทธิ์ d_k และ p_k ดังนี้

ในส่วนของโมเดล AR ($p_k = 0$) นั้นจะมีความเหมาะสมในการวิเคราะห์สัญญาณที่มีลักษณะแบบชาฟพีก (Sharp peak), โมเดล MA ($d_k = 0$) มีความเหมาะสมกับสัญญาณแบบนัลพีก (Null peak) และถ้าสัญญาณมีลักษณะผสมกันระหว่างชาฟพีกและนัลพีกจะใช้โมเดล ARMA ในการวิเคราะห์ดังสมการ (2.38) ดังนั้นการวิเคราะห์สัญญาณอัลตราซาวด์แบบสะท้อนกลับจึงสนใจโมเดล AR

การเลือกออเดอ์ในการวิเคราะห์นั้นจากเอกสารอ้างอิง [1] พบว่าการเปลี่ยนแปลงออเดอ์ในช่วง 1 – 10 ความผิดพลาดในการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนมีความคงที่ จึงเลือกพิจารณาที่โมเดล AR ที่ AR ออเดอ์ 2 ($M = 2$)

$$P_{gg}(\omega) = \frac{\sigma_e^2}{|D(e^{j\omega})|^2} \quad (2.40)$$

เมื่อ ความแปรปรวนของสัญญาณรบกวนไวท์เกาส์เซียน (White Gaussian noise) คือ

$$\sigma_e^2 = \phi_{gg}[0] + \sum_{k=1}^M d_k \phi_{gg}[-k] \quad (2.41)$$

โดยที่ ϕ_{gg} คือ ออโต้รีเกรสชัน (autocorrelation) จากสมการ(2.40) เป็นสมการของสเปกตรัมกำลัง $S(\tau_i, f)$ ซึ่งนำไปแทนในสมการโมเมนต์ลำดับที่ j ในสมการ (2.5) จากนั้นเราสามารถหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนได้ในหน่วย dB/cmMHz ดังสมการ(2.3)

2.4.2 วิธีฟูเรียร์เซ็นทรอยชิฟ (Fourier centroid shift)

การประมาณค่าสเปกตรัมกำลัง ($S(\tau_i, f)$) วิธีนี้ มีความซับซ้อนน้อยกว่าวิธีออโต้รีเกรสชัน โดยวิธีฟูเรียร์เซ็นทรอยชิฟนั้นเป็นหาค่าสเปกตรัมกำลังของสัญญาณตามวิธีการทั่วไปของระบบการประมวลผลเชิงสัญญาณ เริ่มต้นจากสัญญาณอัลตราซาวด์ $s(t)$ ที่กระเจิงกลับจากวัตถุ จากนั้นค่าสเปกตรัมกำลังหาได้จากการนำสัญญาณอัลตราซาวด์ในโดเมนของเวลา $s(t)$ มาทำฟูเรียร์ทรานสฟอร์มให้อยู่ในรูปของโดเมนความถี่ $S(\omega)$

$$S(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t) e^{-j\omega t} dt \quad (2.42)$$

โดยทั่วไปสมการ (2.42) มีส่วนประกอบของฟูเรียร์ทรานสฟอร์มที่เป็นจำนวนเชิงซ้อน การวิเคราะห์จำนวนมีวิธีการที่ง่ายที่ทำให้ $S(\omega)$ อยู่ในพิสัยของโพลาร์ นั่นคือ

$$S(\omega) = |S(\omega)| e^{-j\theta(\omega)} \quad (2.43)$$

เมื่อ

$$|S(\omega)| = [R^2(\omega) + I^2(\omega)]^{1/2} \quad (2.44)$$

เมื่อ $|S(\omega)|$ คือขนาด(Magnitude) หรือเฟสสเปกตรัม(Spectrum) ของฟูเรียร์ทรานสฟอร์มและ

$$\theta(\omega) = \tan^{-1} \left[\frac{I(\omega)}{R(\omega)} \right] \quad (2.45)$$

โดยที่ $\theta(\omega)$ คือมุมเฟส(Phase angle) หรือสเปกตรัม(Phase spectrum), $R(\omega)$ และ $I(\omega)$ คือส่วนที่เป็นค่าจริงและค่าจินตภาพของ $S(\omega)$ ตามลำดับ ในเทอมของการยกกำลังสองของฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มคือสเปกตรัมกำลัง(Power Spectrum) $S(\tau_i, f)$ ซึ่งนั่นคือ

$$\text{Power Spectrum} = |S(\omega)|^2 \quad (2.46)$$

จากนั้นก็นำค่าสเปกตรัมกำลังจากสมการ(2.46) ไปหาโมเมนต์ลำดับต่างๆดังสมการ(2.5) เพื่อหาค่าการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของสัญญาณอัลตราซาวด์ในวัตถุตามสมการ(2.3)

2.4.3 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับวินโดวในการวิเคราะห์สัญญาณ

โดยทั่วไปแล้วการวิเคราะห์สเปกตรัม วินโดวในโดเมนเวลาทำหน้าที่ตัดความยาวของสัญญาณ สัญญาณที่ถูกวินโดวแล้วจะมีการคัดแปลงคุณสมบัติของสัญญาณในเชิงความถี่ นอกจากนี้ การที่สัญญาณถูกวินโดวแล้วแต่ยังสามารถรักษารูปร่างไว้ได้นั้น จะต้องเป็นการตอบสนองความถี่เฟสเชิงเส้น (Linear phase) $|H(e^{j\omega})| = 1$ ซึ่งการตอบสนองความถี่แสดงดังสมการ

$$H(e^{j\omega}) = |H(e^{j\omega})| e^{-j\omega N} \quad (2.47)$$

เมื่อ $-\pi < \omega < \pi$ และ $H(e^{j\omega})$ เป็นการแปลงฟูเรียร์ของการตอบสนองอิมพัลส์ $h(n)$ หาก $X(e^{j\omega})$ เป็นการแปลงฟูเรียร์ของอินพุต $x(n)$ ให้การตอบสนองมีค่า $|H(e^{j\omega})| = 1$ ในช่วงผ่านความถี่ สมการเข้าพุทสามารถเขียนได้ดังนี้

$$Y(e^{j\omega}) = X(e^{j\omega})H(e^{j\omega}) = X(e^{j\omega})e^{-j\omega N} \quad (2.48)$$

หรือเมื่อแปลงฟูเรียร์กลับ

$$y(n) = x(n - N) \quad (2.49)$$

สมการ(2.48) จะเห็นว่าการตอบสนองความถี่เฟสเชิงเส้นไม่ได้เปลี่ยนรูปร่างอินพุทไป (เป็นการตอบสนองความถี่ที่ $|H(e^{j\omega})| = 1$) แต่ถ้าไม่ได้เป็นการตอบสนองความถี่เฟสเชิงเส้นแล้ว ก็จะไม่สามารถรักษารูปแบบของอินพุทไว้ได้

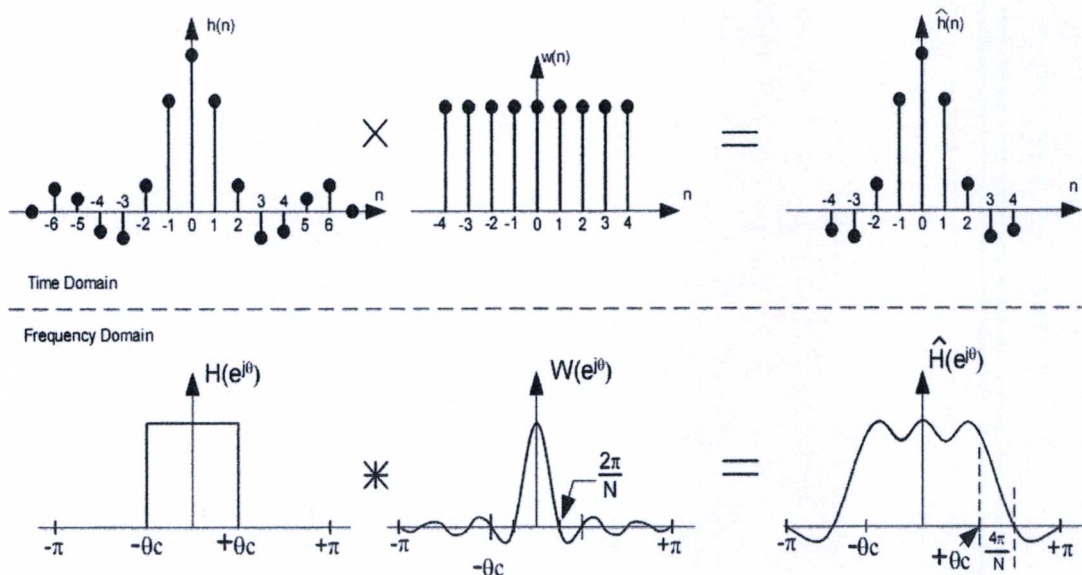
การตอบสนองความถี่ที่มีจำนวนเทอมของสัมประสิทธิ์ที่มากพอจะทำให้คุณสมบัติที่ใกล้เคียงกับทฤษฎีมากขึ้น แต่การสร้างการตอบสนองดังกล่าว ในทางปฏิบัติเป็นสิ่งที่ทำได้ยากและไม่เหมาะสมเพราะว่าในการคำนวณจะต้องใช้เวลานาน วิธีง่ายในการออกแบบการตอบสนองความถี่ ก็คือให้มีการตอบสนองอิมพัลส์ที่มีช่วงจำกัด (FIR) หรือจำกัดจำนวนอิมพัลส์ การกระทำดังกล่าวส่งผลให้สัญญาณที่ตอบสนองนั้นมีคุณสมบัติที่ไม่สมบูรณ์นัก ดังนั้นค่าการตอบสนองอิมพัลส์ $h(n)$ ที่ได้จึงต้องมีการปรับน้ำหนักใหม่ตามลักษณะการคูณเฉพาะช่วง (Window function, $w(n)$) ให้มีการปรับปรุงช่วงการตอบสนองเปลี่ยนแปลง (Transition) ได้ (เกิดการกระเพื่อม) ดังนั้นค่าสัมประสิทธิ์ (ค่าการตอบสนองอิมพัลส์) ที่ใช้คือ

$$h(n) = h_d(n) \cdot w(n) \quad (2.50)$$

โดยค่า $h_d(n)$ เป็นค่าสัมประสิทธิ์ที่ได้จากการออกแบบ การคูณจุดต่อจุดในโดเมนเวลาก็คือการคูณประสานในโดเมนความถี่ดังนั้น

$$H(e^{j\omega}) = H_d(e^{j\omega}) * W(e^{j\omega}) \quad (2.51)$$

การไม่คูณ $h(n)$ ด้วยค่าฟังก์ชันใดเลยแท้จริงก็คือคูณด้วย 1 ซึ่งก็คือการใช้ฟังก์ชันวินโดว์เป็นแบบสี่เหลี่ยม (Rectangular window)



รูปที่ 2.16 ผลการใช้ฟังก์ชันหน้าต่างสี่เหลี่ยมกับการตอบสนองความถี่ผ่านความถี่ต่ำ

จากรูปที่ 2.16 ถ้าหากความชันของฟังก์ชันวินโดว์มีความกว้างมาก ก็จะทำให้การลาดลงของการตอบสนองความถี่กว้างไปด้วย แต่ถ้าหากความชันของฟังก์ชันวินโดว์แคบ ผลการตอบสนองก็จะใกล้เคียง $H_d(e^{j\omega})$ มากขึ้น อย่างไรก็ตามถ้าให้ความชันมากสิ่งที่ยากันก็คือการกระเพื่อม (Ripple) ในช่วงแถบความถี่จำกัด (Stop band) จะมีค่าสูง วินโดว์ที่ใช้การวิเคราะห์ของงานวิจัยนี้คือ วินโดว์สี่เหลี่ยม (Rectangular window), ฮานน์ (Hann window), แฮมมิง (Hamming window), แบล็คแมน (Blackman window) และเกาส์เซียน (Gaussian window) ซึ่งมีความแตกต่างกันขึ้นอยู่กับความเหมาะสมในการใช้งาน วินโดว์ฟังก์ชันต่างๆมีลักษณะเฉพาะของการตอบสนองความถี่ที่ต้องการดังสมการด้านล่าง เมื่อความยาววินโดว์ (L) มีค่า $L = N + 1$, $0 \leq n \leq N$ (ถ้านอกเหนือช่วงนี้ $w(n) = 0$) รูปที่ 2.17 แสดงขนาด (Magnitude) และตัวอย่างการตอบสนองความถี่ ของวินโดว์ฟังก์ชันแบบต่างๆ ที่ความยาววินโดว์ 41 แสดงดังรูปที่ 2.17 ก. และ ข. ตามลำดับ

1. วินโดว์สี่เหลี่ยม (Rectangular window)

$$w(n) = 1 \quad (2.52)$$

2. ฮานน์ (Hann window)

$$w(n) = 0.5 \left[1 - \cos \left(2\pi \frac{n}{N} \right) \right] \quad (2.53)$$

3. แฮมมิง (Hamming window)

$$w(n) = 0.54 - 0.46 \cos \left(2\pi \frac{n}{N} \right) \quad (2.54)$$

4. แบล็คแมน (Blackman window)

$$w(n) = 0.42 - 0.5 \cos \left(2\pi \frac{n}{N} \right) + 0.08 \cos \left(4\pi \frac{n}{N} \right) \quad (2.55)$$

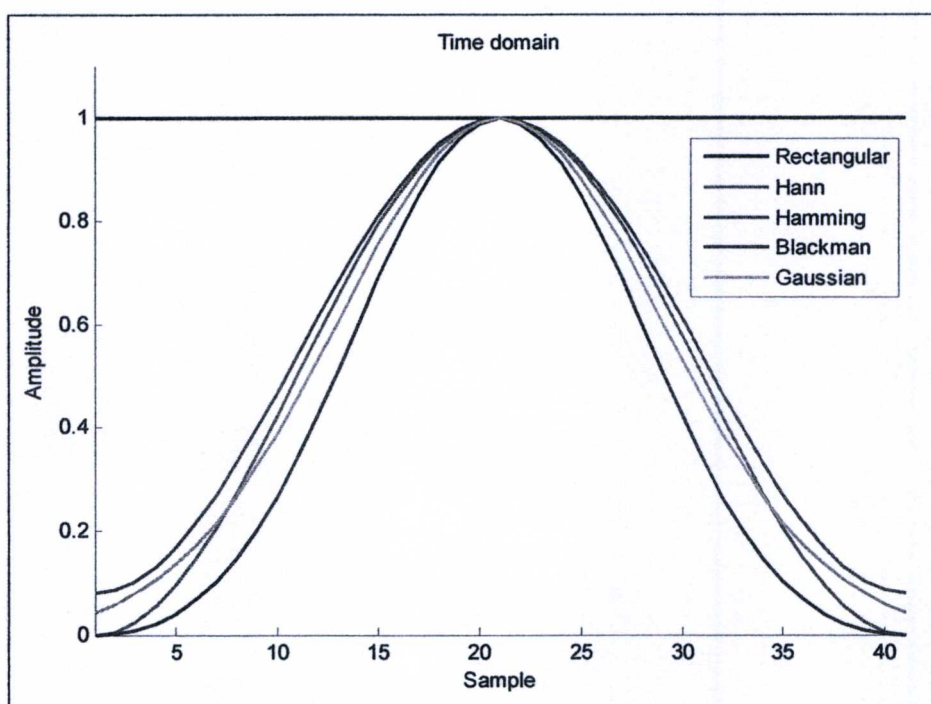
5. เกาส์เซียน (Gaussian window) สำหรับวินโดว์ชนิดนี้ $-\frac{N}{2} \leq n \leq \frac{N}{2}$ และ ส่วนกลับของส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Reciprocal of standard deviation) มีค่า $\alpha \geq 2$

$$w(n) = \exp \left[-\frac{1}{2} \left(\alpha \frac{n}{N/2} \right)^2 \right] \quad (2.56)$$

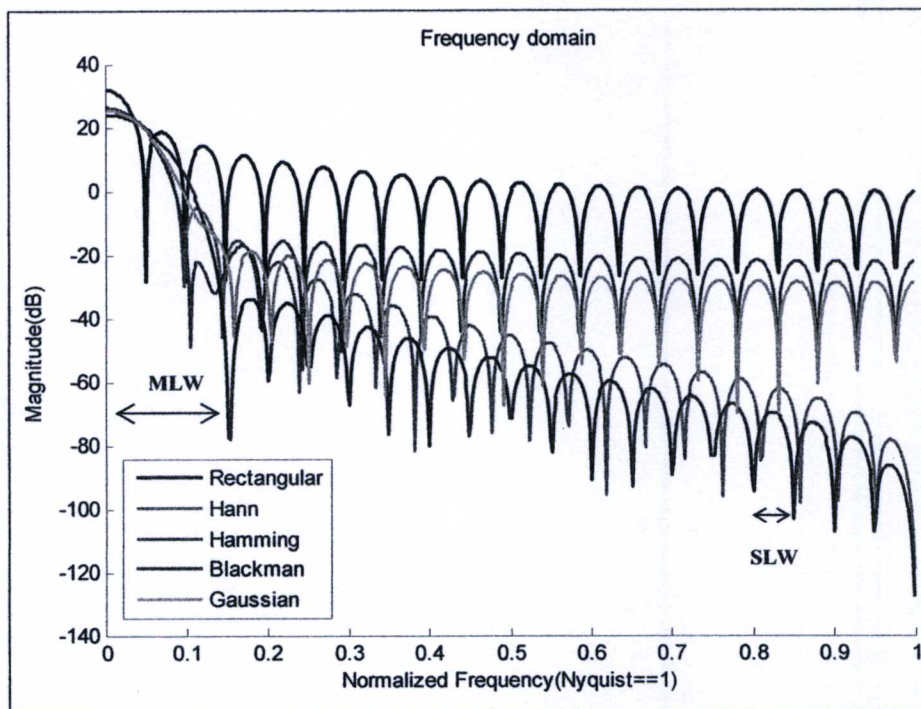
จากรูปที่ 2.17 ข. ลักษณะของเมนโลบ (Main lobe) และไซด์โลบ (Side lobe) มีความแตกต่างกันขึ้นอยู่กับชนิดของวินโดว์ เมื่อเปรียบเทียบลักษณะของการตอบสนองความถี่ของวินโดว์ทั้ง 5 แบบระหว่างความสูงไซด์โลบ (Side lobe height) กับความกว้างของเมนโลบ (Main lobe width) โดยทั่วไปแล้วจะวัด -3dB (Amplitude) พบว่าวินโดว์สี่เหลี่ยมมีค่าไซด์โลบ (Side lobe height) สูงที่สุด, ความกว้างของเมนโลบ (Main lobe width) ต่ำที่สุด และวินโดว์แบล็คแมนไซด์โลบ (Side lobe height) ต่ำที่สุด, ความกว้างของเมนโลบ (Main lobe width) สูงที่สุด ซึ่งตรงตามกับวินโดว์สี่เหลี่ยมนั่นเอง การที่วินโดว์สี่เหลี่ยมมีเมนโลบที่กว้างนั้น เป็นผลให้วินโดว์ฟังชันแบบอื่นๆจะให้ความราบเรียบกว่า (more smoothing) สำหรับการทำคอนโวลูชันในโดเมนความถี่ และผลก็คือทำให้ย่านส่งผ่าน (Transition band) ของการตอบสนองของฟิลเตอร์ FIR กว้างกว่า เพื่อที่ปรับเพิ่ม - ลด ความกว้างของย่านส่งผ่านนี้ เราสามารถทำได้โดยการเพิ่ม - ลด ขนาดของวินโดว์ ดังตารางที่ 2.3

ตารางที่ 2.3 พารามิเตอร์ใน โดเมนความถี่ของวินโดว์ฟังก์ชัน

Type of window	Approximate transition width of Main lobe	Peak Side lobe (dB)
Rectangular	$4\pi / N$	-13
Hann	$8\pi / N$	-32
Hamming	$8\pi / N$	-43
Blackman	$12\pi / N$	-58

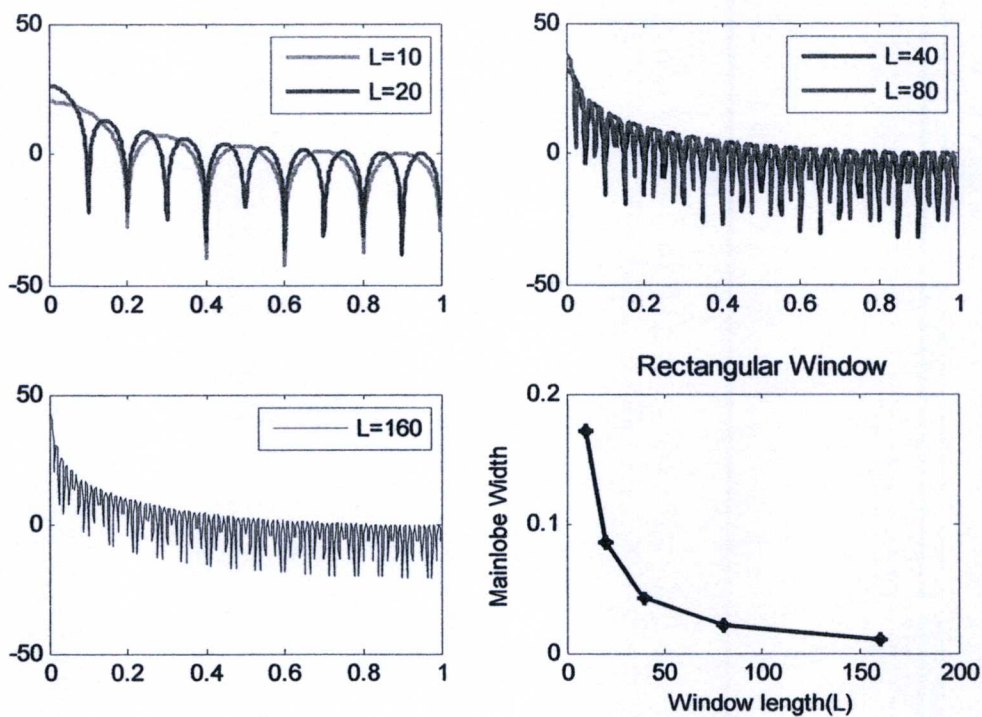


ก. รูปร่างของวินโดว์ฟังก์ชันแบบต่างๆ



ข. การตอบสนองความถี่ของวินโดว์แบบต่างๆ

รูปที่ 2.17 ลักษณะเฉพาะของวินโดว์ต่างๆ ที่ความยาววินโดว์ L เท่ากับ 41



รูปที่ 2.18 ความสัมพันธ์ระหว่างความกว้างเมน โลบ (Mainlobe Width) กับความยาววินโดว์ของวินโดว์สี่เหลี่ยม

พารามิเตอร์พื้นฐานที่สำคัญที่เราสามารถควบคุม เพื่อกำหนดลักษณะของวินโดว์ นั้นคือค่าความยาวของวินโดว์ (L) เมื่อเราเพิ่มความยาวของวินโดว์ จะทำให้ความกว้างเมนโลบ (Main lobe width, MLW) และความกว้างไซด์โลบ (Side lobe width, SLW) มีค่าลดลง จากรูปที่ 2.17 ข. และรูปที่ 2.18 พบว่า

$$L \propto \frac{1}{\text{mainlobe width}} \quad (2.57)$$

$$L \propto \frac{1}{\text{sidelobe height}} \quad (2.58)$$

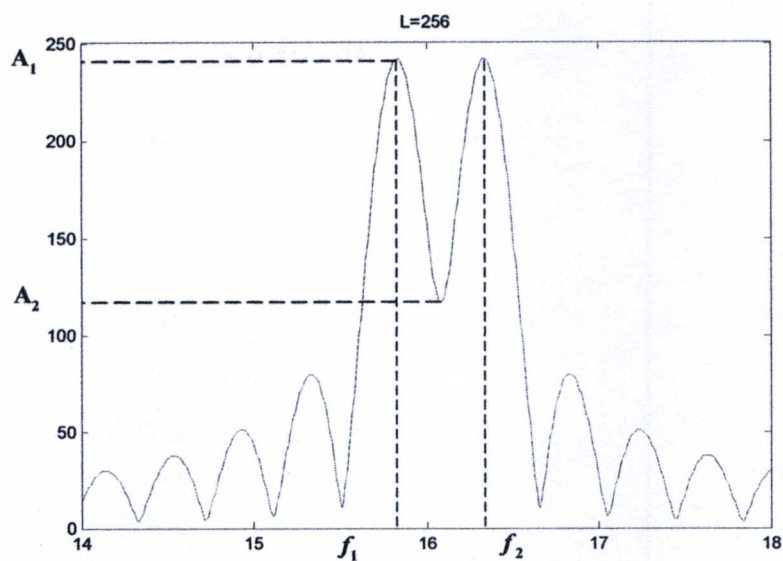
เมื่อ α คือสัญญาณของการแปรผันตามกันของพารามิเตอร์ การเปลี่ยนแปลงของความกว้างเมนโลบนั้นจะมีสัดส่วนคงที่ (γ) ซึ่งขึ้นกับวินโดว์แบบต่างๆ (วินโดว์สี่เหลี่ยม $\gamma = 1.72$, ฮานน์ $\gamma = 3.13$, แฮมมิง $\gamma = 2.73$)

ในการวิเคราะห์สเปกตรัม ความละเอียดบอกถึงความสามารถในการแยกสัญญาณที่มีความถี่ใกล้เคียงกันมากๆ สามารถหาได้จากวิธีค่าฮาล์ฟแมกซ์ิมัมฟูลวิดท์ (Half Maximum Full Width, FWHM) จากสัญญาณ 2 สัญญาณที่มีความถี่ต่างกันเล็กน้อย และความถี่นั้นสามารถเริ่มแยกพีค (peak) ของ 2 สัญญาณออกจากกัน (พีคทั้ง 2 เริ่มแยกกันเป็นครึ่งหนึ่ง $A_2 = A_1 / 2$) โดยระยะห่างของพีคทั้ง 2 คือค่าความละเอียดนั่นเอง ดังรูปที่ 2.19

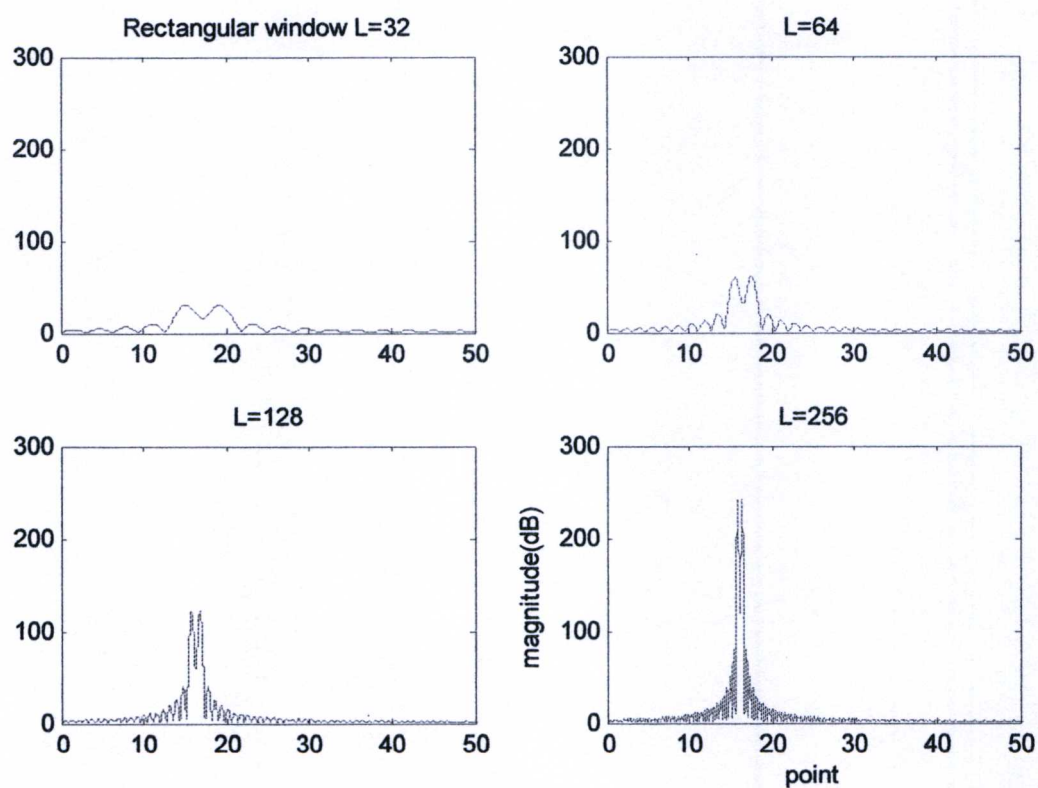
$$\text{Resolution} = f_2 - f_1 \quad (2.59)$$

จากรูปที่ 2.20 และ 2.21 สามารถบอกได้ว่า

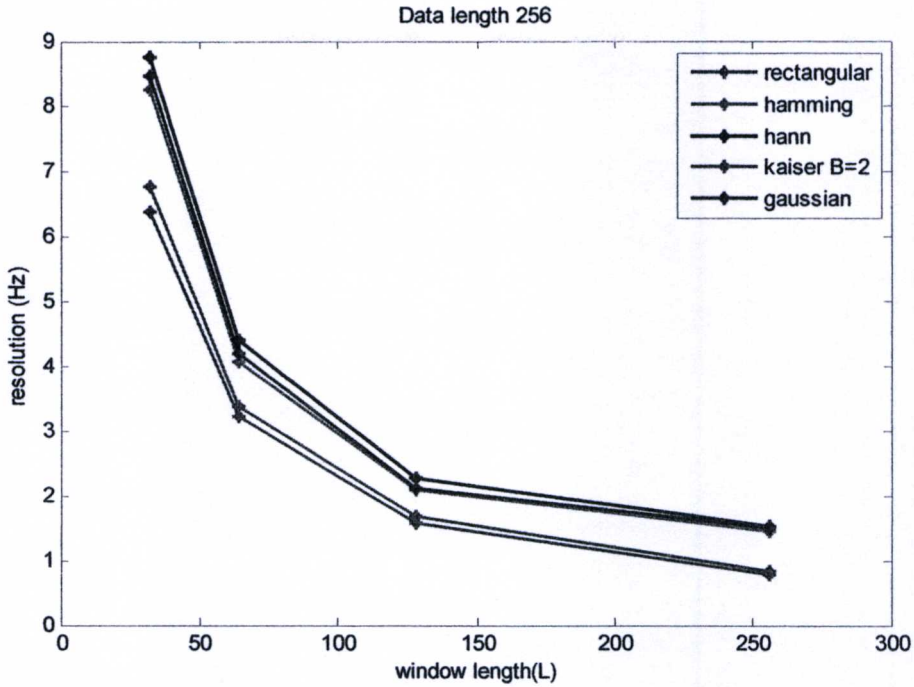
$$\text{Resolution} \propto \text{window length} \quad (2.60)$$



รูปที่ 2.19 ตัวอย่างของการหาค่าความละเอียดจากวินโดว์สี่เหลี่ยมที่มีความยาววินโดว์ 256



รูปที่ 2.20 ตัวอย่างของการหาค่าความละเอียดจากวินโดว์สี่เหลี่ยมที่มีความยาววินโดว์ต่างกัน

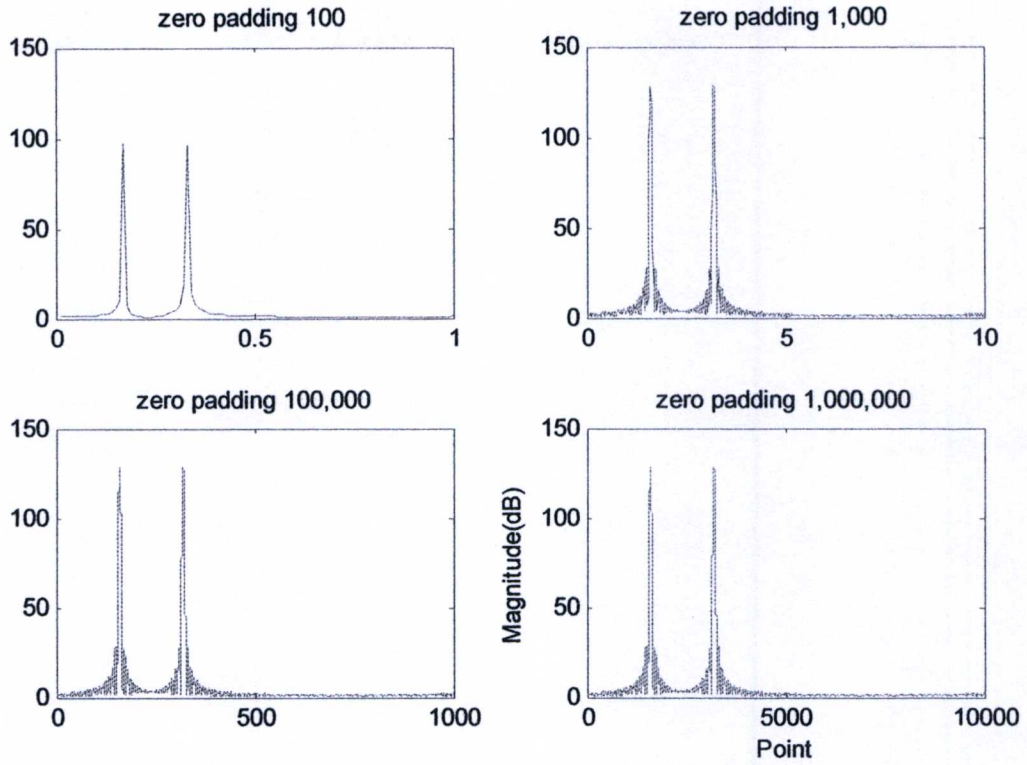


รูปที่ 2.21 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความละเอียด กับความยาววินโดว์ต่างๆ จากวินโดว์ที่ต่างกันที่ขนาดข้อมูล 256

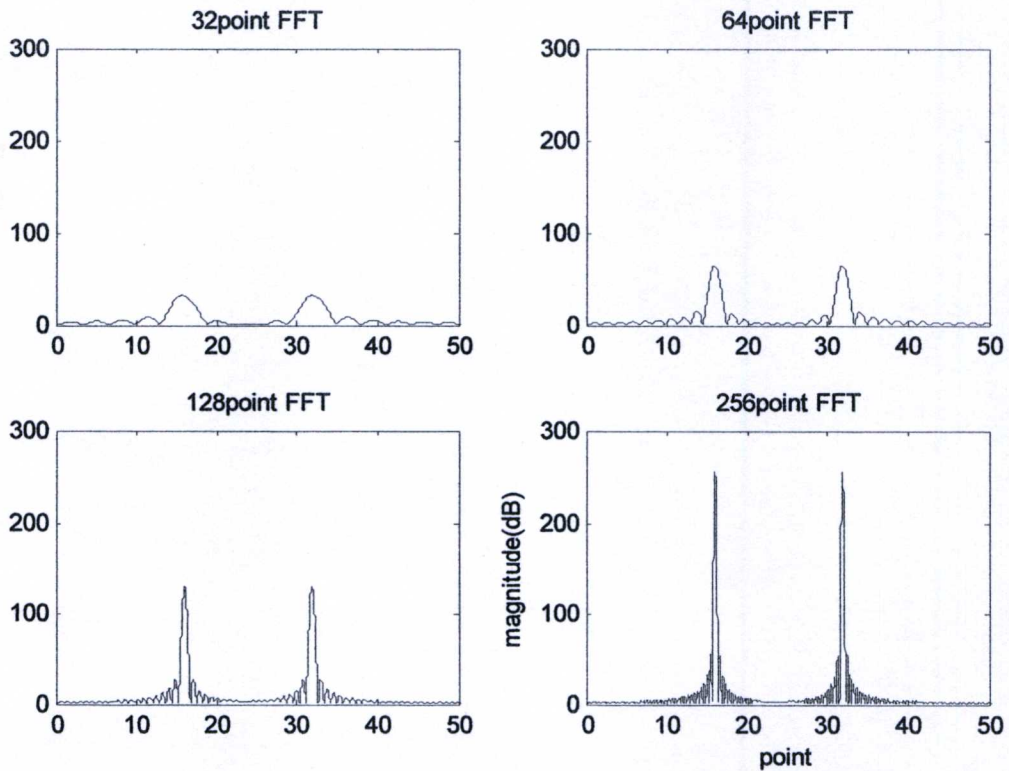
โดยทั่วไปเราแล้วสามารถเพิ่มความละเอียดได้โดยวิธีการเพิ่มศูนย์ (Zero padding) ตัวอย่างดังรูปที่ 2.22 นอกจากนี้ เมื่อทำการเปลี่ยนแปลงจำนวนข้อมูลในโดเมนความถี่พบว่ามีการเปลี่ยนแปลงของความละเอียดดังรูปที่ 2.23, 2.24 ความสัมพันธ์ดังนี้

$$\text{Resolution} \propto \frac{1}{\text{mainlobe width}} \quad (2.61)$$

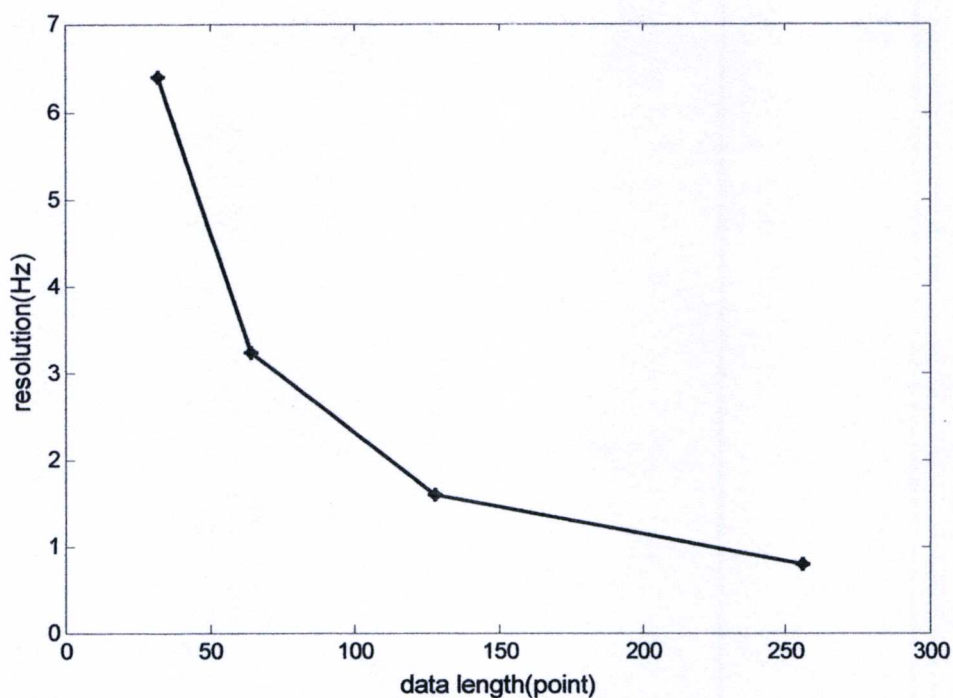
$$\text{Resolution} \propto \text{data point of FFT} \quad (2.62)$$



รูปที่ 2.22 ตัวอย่างของความละเอียดกับการเพิ่มศูนย์ (Zero padding) ที่ค่าต่างๆ ของวินโดว์สี่เหลี่ยม



รูปที่ 2.23 ตัวอย่างของความละเอียดกับจำนวนข้อมูลต่างกัน ในโดเมนความถี่ ของวินโดว์สี่เหลี่ยม



รูปที่ 2.24 ความสัมพันธ์ระหว่างความละเอียด กับจำนวนข้อมูลในโดเมนความถี่ ของวินโดว์สี่เหลี่ยม

จากความสัมพันธ์ที่กล่าวข้างต้นเห็นได้ว่า ชนิด, ขนาด และลักษณะของวินโดว์ มีผลต่อการกรองสัญญาณ ดังนั้นในการวิเคราะห์สัญญาณ เราควรเลือกใช้ให้มีความเหมาะสม

2.5 ขั้นตอนของการศึกษา

ขั้นตอนทำวิจัยมีดังนี้

2.5.1 การศึกษาทฤษฎีวรรณกรรมและผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

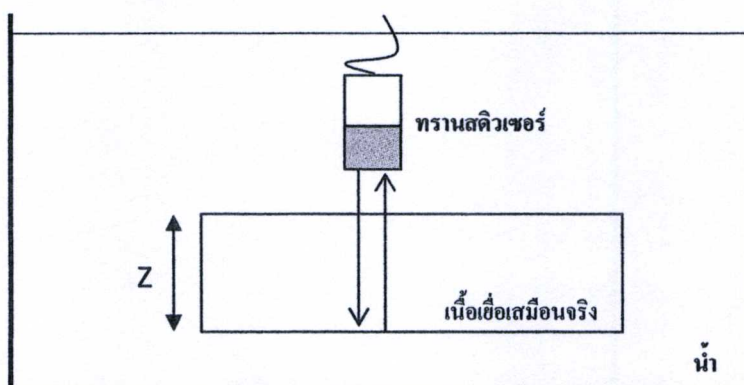
ศึกษาผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้องเพื่อที่หาข้อดี และข้อเสียหรือข้อจำกัดของงานวิจัยนั้นๆ รวมถึงปัญหาในการศึกษาของการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนอัลตราซาวด์ พบว่าสามารถทำการประมาณค่าจากสัญญาณอัลตราซาวด์ที่มีลักษณะหรือวิธีการวัดที่ต่างกัน ได้ เช่น สัญญาณที่เกิดจากการส่งผ่าน(Transmission method), สัญญาณจากการสะท้อนกลับ (Reflection method) และสัญญาณจากการกระเจิงกลับ(Backscatter method) ซึ่งสัญญาณที่กล่าวนี้มีข้อดี ข้อเสีย และข้อจำกัดในการวิเคราะห์ต่างกัน นั่นคือถ้าตัวกลางที่สนใจมีค่าการลดทอนอัลตราซาวด์สูงแล้วสัญญาณอัลตราซาวด์ที่ได้จาก 2 วิธีแรกนั้นไม่สามารถเดินทางผ่าน หรือสะท้อนกลับจากตัวกลางได้จึงเป็นผลทำให้ไม่สามารถนำสัญญาณอัลตราซาวด์มาวิเคราะห์

เพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน งานวิจัยนี้จึงสนใจที่ทำการศึกษาจากวิธีสุดท้ายเพราะเป็นสัญญาณที่กระเจิงกลับจากตัวกระเจิงภายในตัวกลาง จึงไม่มีข้อจำกัดในเรื่องสัญญาณที่นำมาวิเคราะห์จากตัวกลางถึงแม้จะมีค่าการลดทอนอัลตราซาวด์สูงก็ตาม แต่ข้อเสียนั้นคือสัญญาณในลักษณะนี้จะมีสัญญาณรบกวนและความแปรปรวนสูง นอกจากนี้ทำการศึกษานี้สัญญาณที่กระเจิงกลับจากเนื้อเยื่อเสมือนจริงที่ภายในมีตัวกระเจิงจำนวนต่างกันอีกด้วย

นอกจากนี้พบว่าในการประมาณค่าการลดทอนนั้น ยังมีปัจจัยอื่นมากมายที่มีผลต่อความถูกต้องในการประมาณค่า จึงได้แบ่งการศึกษาจากพารามิเตอร์ต่างๆออกเป็น 3 ส่วน คือ พารามิเตอร์ของตัวกลาง, พารามิเตอร์ของการประมาณ และพารามิเตอร์ในการวัดวิเคราะห์ เพื่อที่หาความสัมพันธ์กับค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของการประมาณค่า

2.5.2 การสร้างโมเดลในการศึกษา

ในการศึกษานี้ได้ทำการวัดสัญญาณในโหมดของการสะท้อน ซึ่งตัวกลางแช่อยู่ในอ่างน้ำเปรียบเสมือนเนื้อเยื่อที่ภายในมีตัวกระเจิง โดยมีทรานสดิวเซอร์ความถี่ 5 MHz อยู่ส่วนบนของตัวกลางดังรูปที่ 2.25



รูปที่ 2.25 ระบบที่ได้จำลองขึ้น เพื่อใช้ในการจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์

2.5.3 การจำลองสัญญาณ

ในส่วนของการจำลองสัญญาณนั้น ได้จำลองจากสองวิธีดังที่กล่าวข้างต้นในหัวข้อ 2.3 ทำการศึกษาพารามิเตอร์ส่วนต่างๆ โดยมีการเปลี่ยนแปลงระยะห่างระหว่างผิวหน้าตัวกลางกับทรานสดิวเซอร์ที่ ระยะของเนียร์-ฟาร์ฟิลด์ และระยะฟาร์ฟิลด์ ด้านของตัวกลางนั้นมีการเปลี่ยนแปลงค่าการลดทอนอัลตราซาวด์ และจำนวนตัวกระเจิงภายในตัวกลาง สัญญาณที่ทำการวิเคราะห์นั้นจะเป็นแบบการกระเจิงกลับ

2.5.4 วิธีการหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนอัลตราซาวด์

การประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนได้เลือกทำการศึกษาจากวิธีการประมาณที่มีความคล้ายคลึงกัน 2 วิธีนั่นคือ วิธีออดิโอรีเกรสซีฟ และวิธีฟูเรียร์เช่นทรอยซิท ซึ่งวิธีทั้งสองนี้ได้ประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากการเปลี่ยนแปลงของสเปกตรัมของสัญญาณอัลตราซาวด์เมื่อคลื่นเดินทางผ่านตัวกลาง และนำค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากการประมาณมาเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์

2.5.5 การทดลองจากเนื้อเยื่อเสมือนจริง (Phantom)

ผลจากการศึกษาหาความสัมพันธ์ที่เกิดขึ้นจากพารามิเตอร์ต่างๆ ในส่วนของสัญญาณจำลองนั้น นำมาใช้ในส่วนของ การทดลองและประมาณค่าการลดทอนจากสัญญาณอัลตราซาวด์ที่ทำการวัดจริงจากตัวกลางที่สร้างขึ้นเสมือนเนื้อเยื่อ ระบบในการวัดนั้นจึงเซตขึ้นนั้น เหมือนกับส่วนของการจำลอง

2.5.5.1 การสร้างเนื้อเยื่อเสมือนจริง (Phantom)

ตัวกลางการทดลองจำลองจากวัสดุทำขนมซึ่งทางด้านการวิเคราะห์อัลตราซาวด์ถือว่าเป็นเนื้อเยื่อเสมือนจริง (Phantom) ซึ่งมีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนช่วงของเนื้อเยื่ออ่อน ส่วนของตัวกระเจิงภายในได้ใช้เม็ดพลาสติกแทนตัวกระเจิงโดยมีการสุ่มตำแหน่งภายในตัวกลาง

2.5.5.2 วิธีการทดลอง

ระบบที่ใช้ในการทดลองเป็นดังหัวข้อที่ 2.5.2 แต่ตัวกลางนั้นจะวางอยู่บนแผ่นสแตนเลส เนื่องจากจะรับรู้ถึงการสิ้นสุดของสัญญาณที่ได้จากการกระเจิงกลับภายในตัวกลาง

บทที่ 3

วิธีการทดลอง ผลการทดลอง และวิเคราะห์ผล

ในส่วนของการทดลองนี้ได้ประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน จากสัญญาณอัลตราซาวด์สองแบบคือ สัญญาณอัลตราซาวด์ที่จำลองจากคอมพิวเตอร์ และสัญญาณอัลตราซาวด์จากการวัดจริง(จากเนื้อเยื่อเสมือนจริงที่สร้างจากหุ่น) ทำการศึกษาในโหมดการสะท้อน (Reflection mode) ที่ความถี่ทรานสดิวเซอร์ 5MHz ใช้วิธีการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนสองวิธี คือ ฟูเรียเซ็นทรอยซิฟ (FCS) และออโต้รีเกรสซีฟ (AR)

3.1 สัญญาณอัลตราซาวด์จำลอง

สัญญาณอัลตราซาวด์จำลองในงานวิจัยนี้สร้างขึ้นจากสองวิธีคือ จากสมการคณิตศาสตร์ และจากโปรแกรมจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ (FieldII program) เนื่องจากต้องการเปรียบเทียบระหว่างสัญญาณที่ไม่มีการเลี้ยวเบน กับสัญญาณที่มีการเลี้ยวเบน (FieldII program) ซึ่งถือว่ามีความเสมือนจริง ได้อธิบายในหัวข้อ 2.3

การศึกษาในส่วนของสัญญาณจำลองนี้ นอกจากจะศึกษาถึงวิธีการประมาณค่าแล้ว ยังทำการศึกษาความสัมพันธ์ที่ส่งผลต่อการประมาณค่าของพารามิเตอร์ต่างๆ เพื่อนำไปใช้ให้เป็นประโยชน์ต่อการประมาณค่าและวิเคราะห์สัญญาณ จากนั้นจึงนำความสัมพันธ์ที่ได้จากการศึกษาไปประยุกต์ใช้ในกระบวนการประมาณค่า และนำไปใช้ในการประมาณสัญญาณที่ได้จากการวัดจริงจากเนื้อเยื่อเสมือนจริง (Phantom)

จากรูปที่ 2.25 เป็นระบบที่ใช้ในการจำลองสัญญาณ โดยจำลองว่า ตัวกลางที่เราสนใจได้แช่อยู่ในน้ำ ส่วนบนมีทรานสดิวเซอร์อัลตราซาวด์ ซึ่งทำการวัดในโหมดการสะท้อน ระยะ Z คือความสูงของตัวกลางหรือระยะที่คลื่นอัลตราซาวด์เคลื่อนที่ผ่านตัวกลาง

3.1.1 จำลองจากโปรแกรมจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ (FieldII program)

การศึกษาได้แบ่งการจำลองสัญญาณออกเป็นสองส่วน คือ สัญญาณอัลตราซาวด์ 2 พัลส์ (คลื่นตกกระทบ-คลื่นสะท้อน) และสัญญาณอัลตราซาวด์แบบกระเจิงกลับ (Backscatter signal)

3.1.1.1 การจำลองสัญญาณ 2 พัลส์ (คลื่นตกกระทบ-คลื่นสะท้อน)

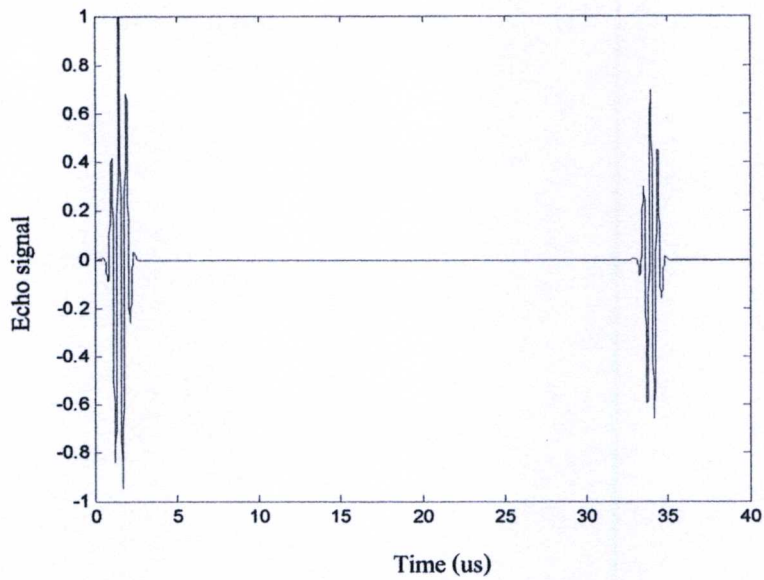
ในหัวข้อนี้ใช้วิธีฟูเรียร์เซ็นทรอยชิฟ (Fourier centroid shift) ในการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน เพื่อศึกษาความสัมพันธ์ของเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดจากการประมาณค่า กับพารามิเตอร์ที่มีผลต่อการวิเคราะห์สัญญาณ นั่นคือวินโดว์ที่ใช้เลือกช่วงสัญญาณที่สนใจนั่นเอง ได้การศึกษาขนาดของวินโดว์ และชนิดวินโดว์ จากวินโดว์ 2 แบบ คือ วินโดว์แบบดั้งเดิม (Traditional window) คือ วินโดว์สี่เหลี่ยม (Rectangular) และวินโดว์แบบโมดิไฟด์ (Modified window) คือ ฮานน์ (Hann), เกาส์เซียน (Gaussian), แฮมมิง (Hamming) และแบล็กแมน (Blackman) รวมทั้งหมด 5 ชนิดด้วยกัน โดยเปลี่ยนแปลงความถี่ของทรานสดิวเซอร์ 1, 3 และ 5 MHz ที่ตัวกลางมีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน 1 dB/cmMHz เพื่อหาความสัมพันธ์ของค่าดังกล่าวที่มีผลต่อการประมาณ เงื่อนไขในการจำลองสัญญาณ(จาก โปรแกรมฟิลด์ทู) ดังนี้

1. ทรานสดิวเซอร์ชนิดพิสตัน (Piston Transducer) เส้นผ่านศูนย์กลาง 1.60 ซม. ขนาดอิเลเมนต์ 0.10 ซม.
2. วัตถุขนาด 2.50 ซม.
3. ความเร็วอัลตราซาวด์ในวัตถุ 1,540 เมตร/วินาที
4. ระยะห่างระหว่างวัตถุกับทรานสดิวเซอร์ 0 ซม.
5. ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของตัวกลาง 1 dB/cmMHz

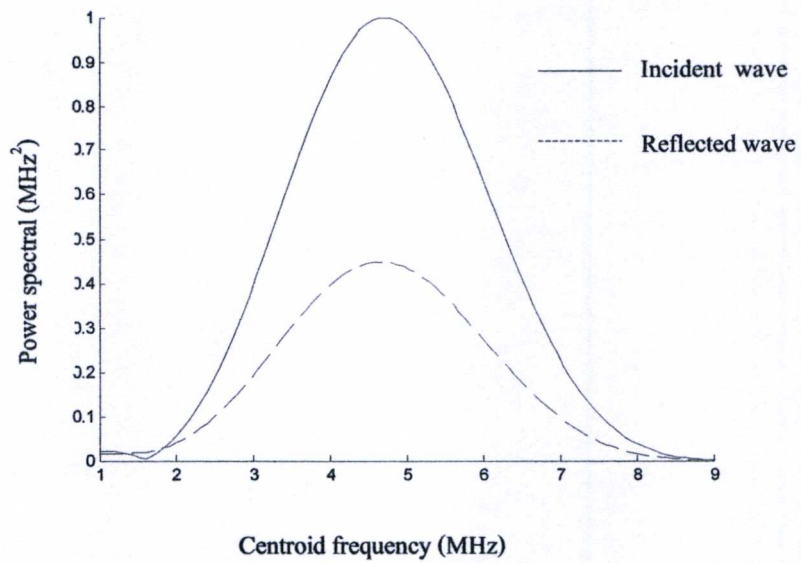
ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่ได้จากการประมาณ (β_{est}) ในสมการ(2.3) นั้น เป็นการประมาณจากการเปลี่ยนแปลงของความถี่ศูนย์กลางกับตำแหน่งจุดศูนย์กลางของวินโดว์ ($df_c/d\tau$) ของคลื่นสะท้อนกับคลื่นตกกระทบ สมการ(3.1) เป็นการหาค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด (Relative error , %RE) ของค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่ได้จากการประมาณ

$$\%RE = \left| \frac{\beta_{Sim} - \beta_{est}}{\beta_{Sim}} \right| \times 100 \quad (3.1)$$

โดยที่ β_{Sim} คือ ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของตัวกลางที่ใช้ในการจำลองสัญญาณขึ้น
 β_{est} คือ ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของสัญญาณที่ได้จากการประมาณ



ก. ตัวอย่างสัญญาณจำลองที่ความถี่ 5MHz



ข. สเปกตรัมกำลัง(Power Spectrum) ของคลื่นตกกระทบ และคลื่นสะท้อนของสัญญาณ
จำลองรูป ก.

รูปที่ 3.1 ตัวอย่างสัญญาณจำลองที่ผ่านวัตถุที่มีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน 1 dB/cmMHz
ความสูง 2.50 ซม.

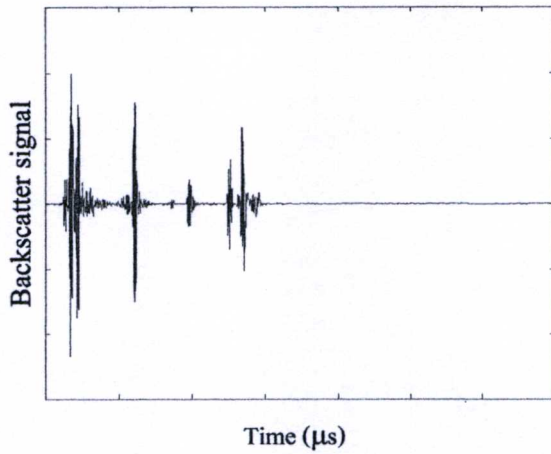
3.1.1.2 การจำลองสัญญาณแบบกระเจิงกลับ (Backscatter signal)

เพื่อประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนอัลตราซาวด์จากตัวกลางที่ไม่เป็นเนื้อเดียวกัน (Inhomogeneous) ภายในตัวกลางชนิดนี้จึงมีตัวกระเจิงที่ไม่เป็นระเบียบ หรือเรียกว่ามีการกระจายตัวแบบสุ่ม ในการจำลองสัญญาณกำหนดให้มีจำนวนต่างกัน (50, 100, 150, 200 scatterers) หรืออาจเรียกสัญญาณอัลตราซาวด์ที่เกิดจากตัวกระเจิงนี้ว่า สัญญาณอัลตราซาวด์แบบกระเจิงกลับ (Backscatter signal) เราได้แบ่งการวิเคราะห์ออกเป็นสองวิธี คือวิธีออโตรีเกรสซีฟ (Autoregressive) และวิธีฟูเรียร์เซ็นทรอยชิฟ (Fourier centroid shift) ดังที่ได้อธิบายรายละเอียดในหัวข้อ 2.4

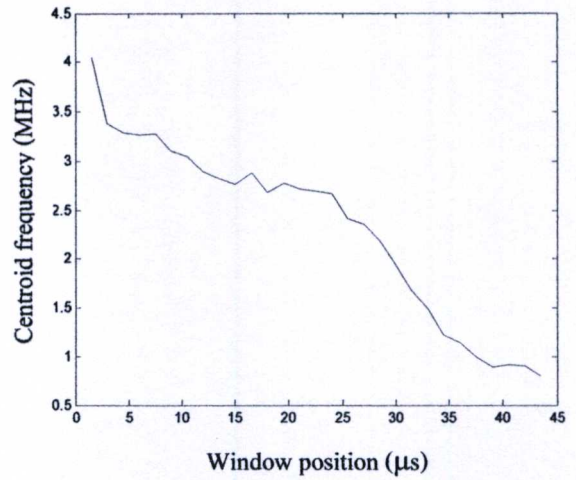
การจำลองตัวกลางแบบสุ่มตัวกระเจิงนี้จะเปรียบเสมือนสัญญาณที่เราวัดได้จากเนื้อเยื่อโดยเราจะทำการเปลี่ยนแปลงค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน (β_{sim}) อยู่ในช่วง 0.25 - 5.00 dB/cmMHz ซึ่งครอบคลุมช่วงของเนื้อเยื่อ (Soft tissue) ดังที่กล่าวไว้ข้างต้น[1] ซึ่งมีความเร็วอัลตราซาวด์ 1,460 เมตร/วินาที โดยสัญญาณอัลตราซาวด์จำลองกระเจิงกลับจากวัตถุขนาด 6.50 x 6.50 x 2.50 ซม³ มีจำนวนตัวกระเจิง (Scatterer) ต่างกันที่ความถี่ของทรานสดิวเซอร์ 5MHz ระยะจากทรานสดิวเซอร์ถึงวัตถุ 1 ซม. (สัญญาณที่ได้จะเป็นช่วงของเนียร์ฟิลด์) และระยะจาก ทรานสดิวเซอร์ถึงวัตถุ 21.9 ซม. (สัญญาณที่ได้จะเป็นช่วงฟาร์ฟิลด์) ใช้วินโดว์แบล็กแมนความกว้าง 3 μ s ในการวิเคราะห์สัญญาณ, ความถี่แซมปลิง 100 MHz และมีการทำกระบวนการเพิ่มศูนย์ (Zero padding) 10,000 จุด

สัญญาณอัลตราซาวด์แบบกระเจิงกลับนั้นมีขั้นตอนการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่ซับซ้อนมากกว่าสัญญาณแบบ 2 พัลส์ ดังหัวข้อก่อนหน้านี้ การประมาณค่าเริ่มจากให้วินโดว์ (ความกว้าง T_w , ตำแหน่งวินโดว์ τ_i) ตัดช่วงหนึ่งของสัญญาณกระเจิงกลับจากจุดเริ่มต้น (τ_0) มาวิเคราะห์และประมาณค่าความถี่ศูนย์กลาง $f_c(\tau_0)$ และค่าความแปรปรวน $\sigma^2(\tau_0)$ จากนั้นวินโดว์ก็จะทำการเคลื่อนที่บนสัญญาณออกไป (T_r) เป็นระยะครั้งหนึ่งของความกว้างวินโดว์ เพื่อทำการตัดสัญญาณมาวิเคราะห์และประมาณค่า $f_c(\tau_i)$ และ $\sigma^2(\tau_i)$ โดยทำการตัดช่วงสัญญาณมาวิเคราะห์จุดเริ่มจนถึงสิ้นสุดของสัญญาณ (เป็นช่วงของสัญญาณอัลตราซาวด์ ที่กระเจิงกลับจากตัวกลางนั่นเอง) โดยอธิบายตัวอย่างการเคลื่อนที่ของวินโดว์ดังรูปที่ 2.5 ซึ่งค่า i , $f_c(\tau_i)$ และ $\sigma^2(\tau_i)$ นี้มีจำนวนเท่ากับจำนวนของวินโดว์ที่เคลื่อนที่บนสัญญาณอัลตราซาวด์ การประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน (β_{est}) จากสมการ(2.3) นั้นค่าการเปลี่ยนแปลงของความถี่ศูนย์กลางกับตำแหน่งจุดศูนย์กลางของวินโดว์ ($df_c/d\tau$) หาได้จากความชันของกราฟความสัมพันธ์ของ $f_c(\tau_i)$ กับ τ_i และเช่นเดียวกับความแปรปรวน (σ^2) ในสมการ(2.3) นั้นได้นำค่าความแปรปรวนของแต่ละตำแหน่งของวินโดว์ ($\sigma^2(\tau_i)$) มาเฉลี่ย σ^2

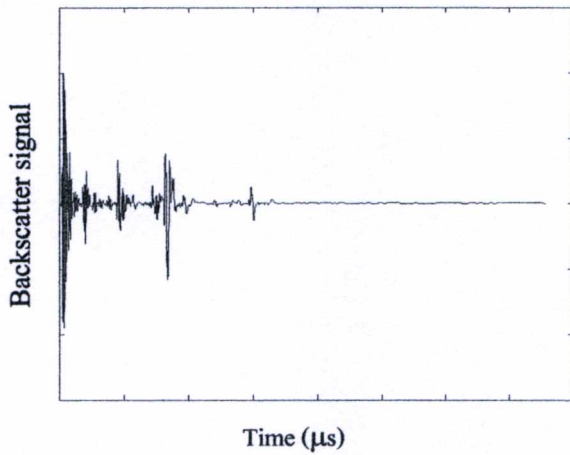
งานวิจัยนี้ได้เลือกใช้วินโดว์ในกลุ่มของโมคิไฟด์ คือวินโดว์แบล็กแมนเหตุผลของการใช้วินโดว์ชนิดนี้แสดงในผลการศึกษาร่วมของ พารามิเตอร์ของการประมาณหัวข้อ 3.2.2.1



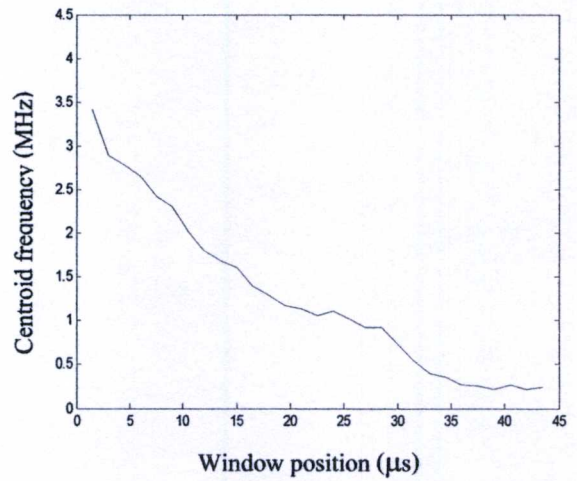
ก.



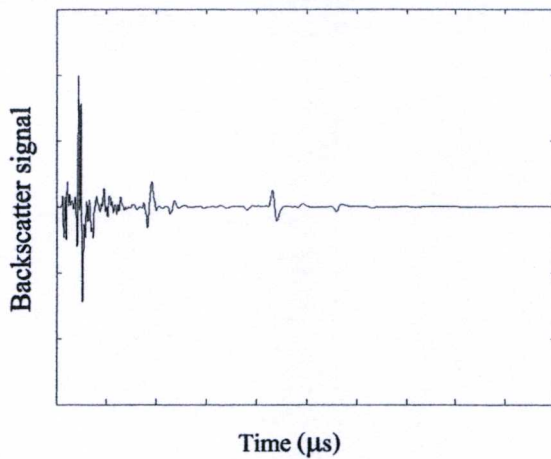
ข.



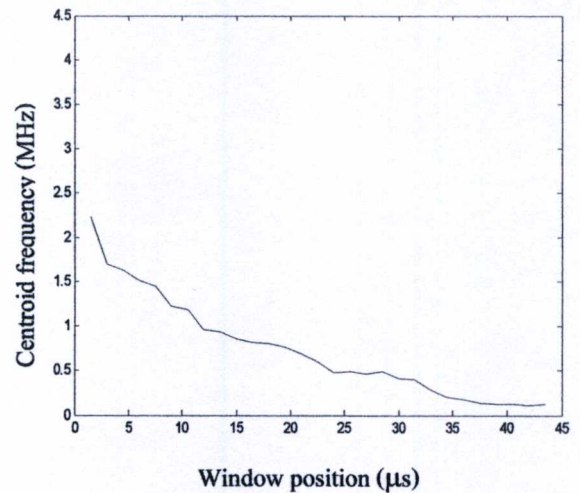
ค.



ง.



จ.



ฉ.

ก. สัญญาณจำลอง β_{Sim} 1 dB/cmMHz

ค. สัญญาณจำลอง β_{Sim} 3 dB/cmMHz

จ. สัญญาณจำลอง β_{Sim} 5 dB/cmMHz

ข. ค่า $f_c(\tau_i)$ ที่ตำแหน่งต่างๆของสัญญาณ ก.

ง. ค่า $f_c(\tau_i)$ ที่ตำแหน่งต่างๆของสัญญาณ ค.

ฉ. ค่า $f_c(\tau_i)$ ที่ตำแหน่งต่างๆของสัญญาณ จ.

รูปที่ 3.2 ตัวอย่างสัญญาณอัลตราซาวด์จำลองที่ความถี่ทรานสดิวเซอร์ 5MHz , 200 ตัวกระเจิง

จากรูปที่ 3.2 เป็นตัวอย่างของสัญญาณอัลตราซาวด์จำลอง(แบบกระเจิงกลับ) ที่ความถี่ของทรานสดิวเซอร์ 5MHz ตัวกลางมีจำนวนตัวกระเจิง 200 scatterers ที่ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน 1, 3, 5 dB/cmMHz ตามลำดับ ความถี่ศูนย์กลาง($f_c(\tau_i)$)ของรูป ข, ง และ ฉ นั้นประมาณจากวิธีออดิโตรีเกรสซีฟ ค่าดังกล่าวแสดงความสัมพันธ์ร่วมกับตำแหน่งจุดศูนย์กลางวินโดว์บนสัญญาณ(τ_i) ที่ตำแหน่งต่างๆบนสัญญาณ ผลการศึกษาพารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องกับการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนซึ่งจะกล่าวในหัวข้อต่อไป

สัญญาณอัลตราซาวด์จำลองแบบกระเจิงกลับนี้ได้สุ่มตำแหน่งตัวกระเจิงที่อยู่ภายในตัวกลาง ดังนั้นขั้นตอนของการประมาณค่าจากสัญญาณที่ได้จากสัญญาณที่กล่าวมานี้จึงเป็นค่าที่ได้จากสัญญาณที่มีการสุ่มตำแหน่งตัวกระเจิงจำนวน 64 ครั้ง จึงมีสัญญาณกระเจิงกลับ 64 สัญญาณ ซึ่งแต่ละสัญญาณได้มีการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน(β_{est}) จากนั้นนำค่า β_{est} ของ 64 สัญญาณมาเฉลี่ยได้ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากการสุ่มตำแหน่งตัวกระเจิง 1 ชุด (64 สัญญาณ) ($\bar{\beta}_{est}$)

การจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ 1 ชุด ค่า $f_c(\tau_i)$ ที่นำมาพล็อตกราฟหาความสัมพันธ์ของ $f_c(\tau_i)$ กับ τ_i นั้นได้นำค่า $f_c(\tau_i)$ ที่ตำแหน่งวินโดว์เดียวกันของ 64 สัญญาณมาเฉลี่ย ($\bar{f}_c(\tau_i)$) ดังนั้นค่าความชันของความสัมพันธ์ดังกล่าวที่ใช้แทนในสมการ (2.3) คือค่า $d\bar{f}_c(\tau_i)/d\tau_i$ ส่วนค่าความแปรปรวนเฉลี่ย (σ^2) 64 ค่า จาก 64 สัญญาณได้นำมาเฉลี่ยกันอีกครั้งและแทนในสมการ (2.3) เพื่อทำการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากการสุ่มตำแหน่งตัวกระเจิง 1 ชุด ($\bar{\beta}_{est}$) ซึ่งขั้นตอนเหล่านี้ไปอธิบายดัง Flow chart ในรูปที่ 3.3

นอกจากนี้ในตัวกลาง 1 เจื่อนไขได้ทำการสุ่มตำแหน่งตัวกระเจิง 7 ชุด และค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากการประมาณของตัวกลาง 1 เจื่อนไข ($\bar{\beta}_{est}^{total}$) เป็นการเฉลี่ยค่า $\bar{\beta}_{est}$ ของแต่ละชุด จำนวน 7 ค่าด้วยกัน ซึ่งอธิบายดัง Flow chart ในรูปที่ 3.4

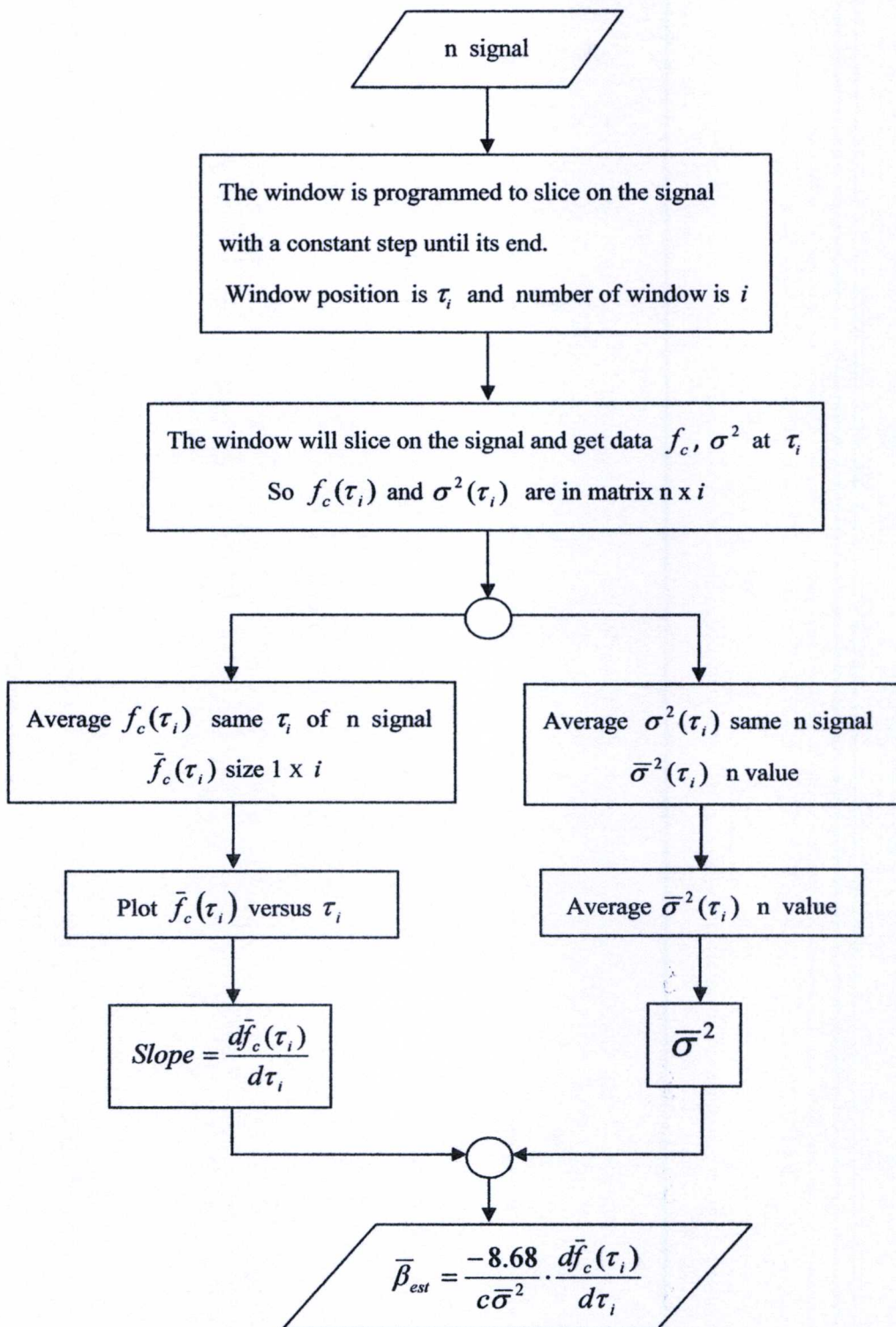
ค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากการประมาณ

โดยที่ β_{Sim} คือ ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของตัวกลางที่ใช้ในการจำลองสัญญาณขึ้น

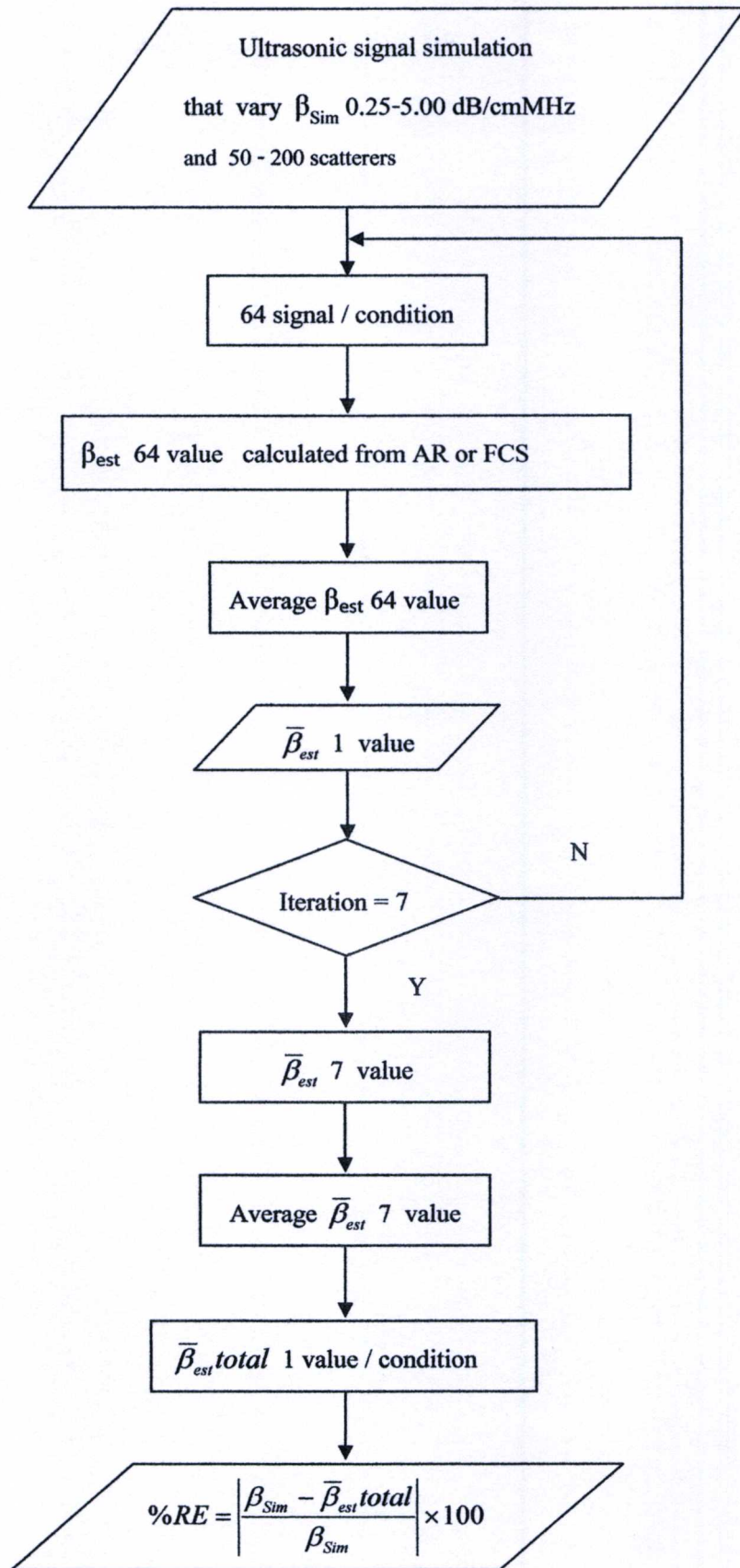
$\bar{\beta}_{est}$ คือ ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากการประมาณของสัญญาณอัลตราซาวด์ 1 ชุด

$\bar{\beta}_{est}^{total}$ คือ ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากการประมาณของสัญญาณอัลตราซาวด์ 7 ชุด

$$\%RE = \left| \frac{\beta_{Sim} - \bar{\beta}_{est}^{total}}{\beta_{Sim}} \right| \times 100 \quad (3.2)$$



รูปที่ 3.3 Flow chart ในการหาที่สัมพันธ์การลดทอนของสัญญาณ n สัญญาณ

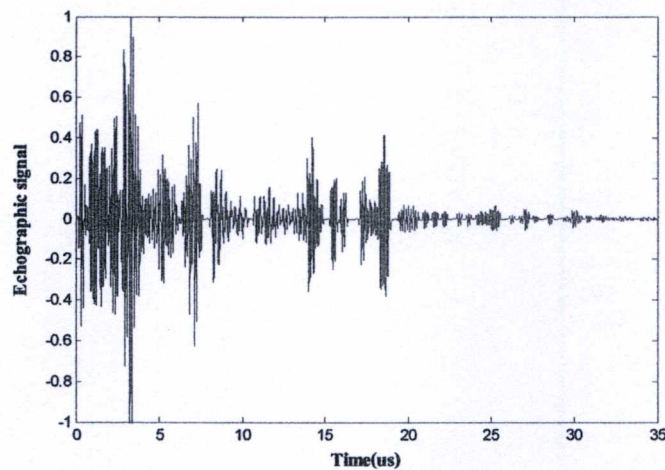


รูปที่ 3.4 Flowchart ของการหาค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด

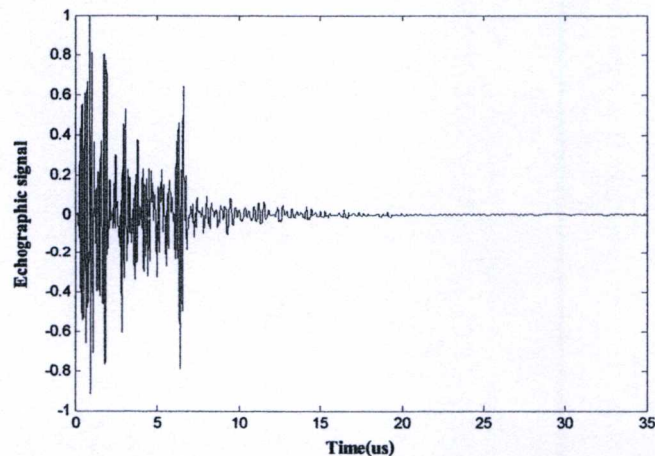
3.1.2 จำลองจากสมการคณิตศาสตร์

การจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์โดยทั่วไป[1] แล้วจะทำการจำลองจากสมการคณิตศาสตร์สมการ(2.28) ดังที่กล่าวในหัวข้อ 2.3.1 งานวิจัยนี้ได้จำลองสัญญาณสองวิธี เนื่องจากการเปรียบเทียบระหว่างสัญญาณที่ไม่มีการเลี้ยวเบน กับสัญญาณที่มีการเลี้ยวเบน (FieldII program) ซึ่งสัญญาณที่มีการเลี้ยวเบนของคลื่นนั้นถือว่ามีความเสมือนจริงมากกว่า ดังนั้นในหัวข้อนี้จึงสนใจต่างๆที่ใช้สำหรับจำลองสัญญาณขึ้นรวมถึงวิธีการประมาณค่านั้นเหมือนกับที่ได้ทำการศึกษาในหัวข้อของการจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์แบบกระเจิงกลับจากโปรแกรมจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ดังหัวข้อที่ 3.1.1.2 โดยทำการวิเคราะห์ด้วยวิธีออโต้รีเกรสซีฟ (AR)

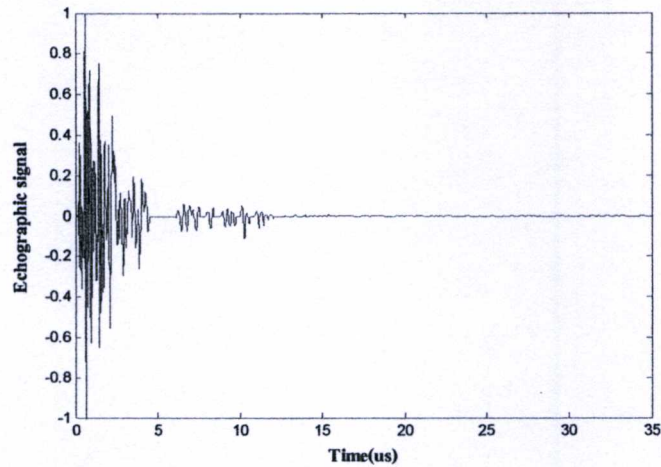
รูปที่ 3.5 เป็นตัวอย่างของสัญญาณที่ไม่มีปรากฏการณ์เลี้ยวเบนของคลื่น ที่ความถี่ของทรานสดิวเซอร์ 5MHz สัญญาณอัลตราซาวด์กระเจิงกลับจากตัวกระเจิง 200 scatterers ที่อยู่ในตัวกลางที่มีความสูง(Z) 2.5 ซม. มีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน(β_{Sim}) ต่างกันคือ 1, 3, 5 dB/cmMHz ตามลำดับ



ก. สัญญาณจำลอง β_{Sim} 1 dB/cmMHz



ข. สัญญาณจำลอง β_{Sim} 3 dB/cmMHz



ก. สัญญาณจำลอง β_{Sim} 5 dB/cmMHz

รูปที่ 3.5 สัญญาณอัลตราซาวด์จำลองที่ความถี่ของทรานสดิวเซอร์ 5MHz , ตัวกระจเง 200 ตัว

3.2 ผลการวิเคราะห์จากสัญญาณอัลตราซาวด์จำลอง

หัวข้อนี้แสดงผลของการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากสัญญาณอัลตราซาวด์ที่ได้จำลองขึ้นในหัวข้อ 3.1 ซึ่งแบ่งการวิเคราะห์ออกเป็น 3 ส่วน เพื่อทำการศึกษาพารามิเตอร์ต่างๆ ที่มีผลต่อการประมาณค่าดังนี้

3.2.1 พารามิเตอร์ของตัวกลาง

ในการวิเคราะห์แบบกระเจิงกลับนั้น (Backscatter) สัญญาณที่ใช้ในการวิเคราะห์นั้นได้จากการสะท้อนกลับจากตัวกระจเงที่อยู่ภายในวัตถุที่สนใจ ดังนั้นพารามิเตอร์ของตัวกลางในการวิเคราะห์นั้นจึงเป็นอีกสิ่งที่จะต้องศึกษาความสัมพันธ์ที่มีต่อการประมาณค่า ในหัวข้อนี้ได้ทำการศึกษา จำนวนตัวกระจเง และค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของวัตถุ

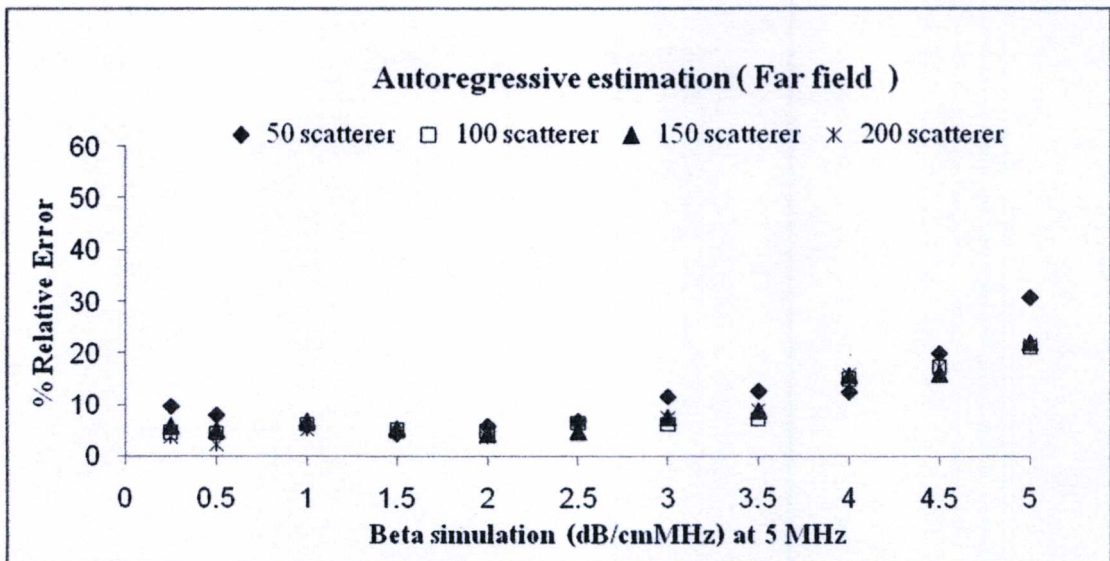
ในหัวข้อนี้ได้จำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ที่เกิดจากระยะฟาร์ฟิลด์ของทรานสดิวเซอร์ โดยเปลี่ยนแปลงจำนวนตัวกระจเง และค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของวัตถุ ประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนด้วยวิธีอโดรีเกรสซิฟ ตารางที่ 3.1 และ 3.2 นั้นเป็นตารางแสดงค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากการประมาณ เพื่อง่ายต่อความเข้าใจเราได้ยกตัวอย่างขึ้นเพื่อต้องการเปรียบเทียบจำนวนตัวกระจเง และค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของตัวกลางที่ต่างกัน ตามลำดับ ผลของการศึกษาตัวกลางที่ทำการเปลี่ยนแปลงค่าดังกล่าวได้แสดงในรูปที่ 3.6

ตารางที่ 3.1 ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากการประมาณ ($\bar{\beta}_{est\ total}$) ของสัญญาณอัลตราซาวด์จำลอง จากตัวกลางที่มีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน (β_{Sim}) 3 dB/cmMHz และมีจำนวนตัวกระเจิงต่างกัน

ชุดที่	ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากการประมาณ (dB/cmMHz)			
	50 scatterers	100 scatterers	150scatterers	200scatterers
1	3.4371	2.7833	3.2757	2.9442
2	2.6140	2.9542	3.0296	3.4250
3	2.7989	3.3016	2.9123	3.1660
4	2.6314	2.9642	2.8418	2.9088
5	2.6944	2.9536	3.4603	3.4446
6	2.6965	3.2918	3.2548	2.9186
7	2.5585	2.6426	3.3129	3.2965
ค่าเฉลี่ย ($\bar{\beta}_{est\ total}$)	2.7758	2.9845	3.1553	3.1577
% ค่าความผิดพลาด	11.6350	6.1687	7.5198	7.4313

ตารางที่ 3.2 ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากการประมาณ ($\bar{\beta}_{est\ total}$) ของสัญญาณอัลตราซาวด์จำลอง จากตัวกลางที่มีตัวกระเจิง 200 scatterers

ชุดที่	ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากการประมาณ (dB/cmMHz)		
	β_{Sim} 1 dB/cmMHz	β_{Sim} 3 dB/cmMHz	β_{Sim} 5 dB/cmMHz
1	0.9499	2.9442	3.8417
2	0.9852	3.4250	4.1560
3	0.9768	3.1660	3.8096
4	1.0725	2.9088	3.8932
5	1.0316	3.4446	3.8278
6	0.9489	2.9186	3.8564
7	1.1370	3.2965	4.0848
ค่าเฉลี่ย ($\bar{\beta}_{est\ total}$)	1.0146	3.1577	3.9242
% ค่าความผิดพลาด	5.4326	7.4313	18.3041



รูปที่ 3.6 ผลการประมาณค่า $\bar{\beta}_{est\ total}$ ของวิธีออดิโตรีเกรสซีฟกับ β_{Sim} ของสัญญาณที่เกิดในระยยะฟาร์ฟิลด์ของทรานสดิวเซอร์

จากผลการประมาณดังรูปที่ 3.6 พบว่าค่าเปอร์เซ็นต์ค่าความผิดพลาดของค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของการประมาณ ($\bar{\beta}_{est\ total}$) จากวัตถุที่มีจำนวนของตัวกระเจิง (scatterer) ต่างกันนั้น มีผลเพียงเล็กน้อย และยังพบว่าเมื่อค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน (β_{Sim}) ของตัวกลางเพิ่มขึ้น ค่าความผิดพลาดดังกล่าวมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเช่นกันที่เป็นเช่นนี้อาจมีผลมาจาก

1. สัญญาณที่กระเจิงกลับจากวัตถุนั้นลดลงตามค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่เพิ่มขึ้น เนื่องจากวัตถุมีการดูดกลืนคลื่นมากขึ้น จึงทำให้สัญญาณที่นำมาวิเคราะห์นั้นลดลงเช่นกัน
2. ความแตกต่างของพารามิเตอร์ในการวิเคราะห์ลดลง (df_c/dr สมการ(2.3)) เพราะสัญญาณมีแอมพลิจูดที่ต่ำ
3. ค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นนี้อาจมีผลจากสัญญาณที่จำลองโดยโปรแกรมฟิลด์ทู มีผลของการเลี้ยวเบนรวมด้วย เพราะวิธีการประมาณค่า ไม่ได้คิดส่วนของปรากฏการณ์การเลี้ยวเบน หรือการทำดิฟเฟรคชันคอร์เรคชัน (diffraction correction) [22]

3.2.2 พารามิเตอร์ที่ส่งผลต่อการประมาณ

พารามิเตอร์ที่ส่งผลต่อการประมาณค่า คือตัวแปรที่มีส่วนในการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนสัญญาณอัลตราซาวด์ ไม่ว่าจะเป็นชนิด และขนาดของวินโดว์ ที่ทำการครอบสัญญาณ หรือวิธีการในการวิเคราะห์ รวมถึงลักษณะสัญญาณอัลตราซาวด์ที่ได้สร้างขึ้นจากวิธีแตกต่างกัน

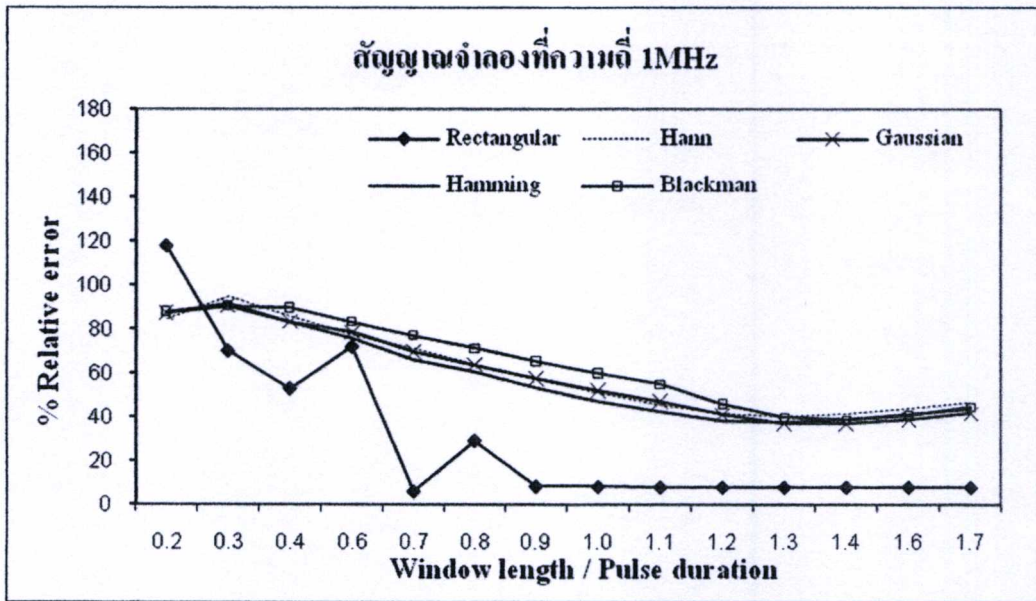
งานวิจัยนี้ได้ให้ความสำคัญกับหัวข้อนี้ เพราะเราสามารถบอกถึงประสิทธิภาพของการประมาณค่าจากพารามิเตอร์ที่เราสามารถกำหนดได้ เพื่อที่จะปรับปรุงให้มีความแม่นยำยิ่งขึ้น จากการศึกษาความสัมพันธ์ของพารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องในการประมาณค่า

3.2.2.1 ชนิดของวินโดว์ในการวิเคราะห์สัญญาณ

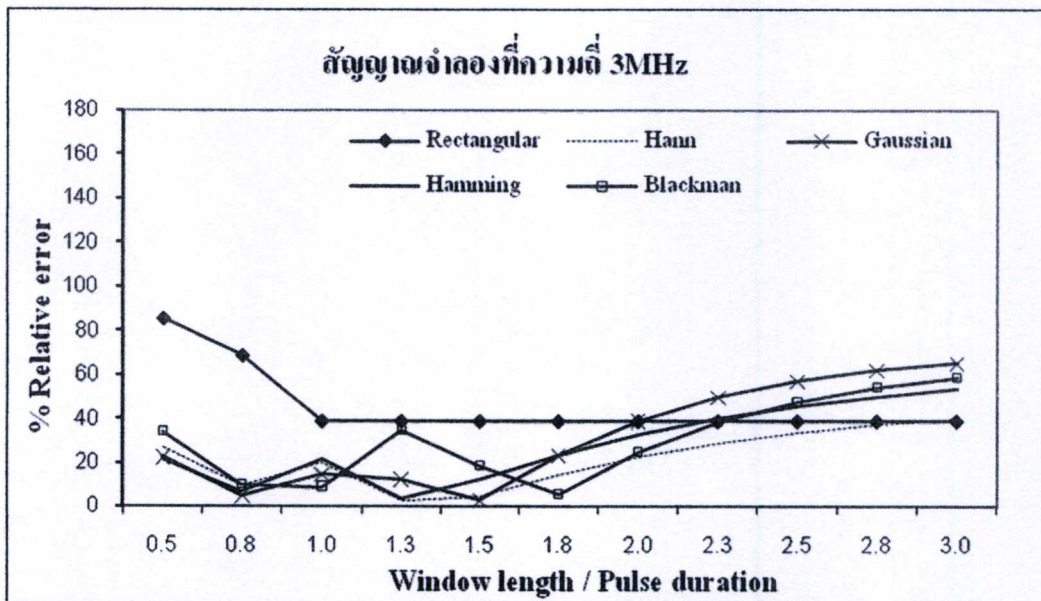
สัญญาณอัลตราซาวด์จำลองที่ใช้ในการศึกษานี้จำลองขึ้นตามเงื่อนไขดังหัวข้อ 3.1.1.1 จากรูปที่ 3.7 สัญญาณอัลตราซาวด์จำลองจากตัวกลางที่มีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน 1dB/cmMHz ที่ความถี่ของทรานสดิวเซอร์ 1, 3 และ 5 MHz ตามลำดับ ประมาณค่าด้วยวิธีฟูเรียร์-เซ็นทรอยซิฟ ตารางที่ 3.3 ได้แสดงตัวอย่างของเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากการประมาณที่ใช้วินโดว์ในการวิเคราะห์ต่างกัน ที่ความถี่ของทรานสดิวเซอร์ 5MHz

ตารางที่ 3.3 ค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากการประมาณ ที่ความถี่ของทรานสดิวเซอร์ 5MHz ของตัวกลางที่มีค่า β_{Sim} 1 dB/cmMHz

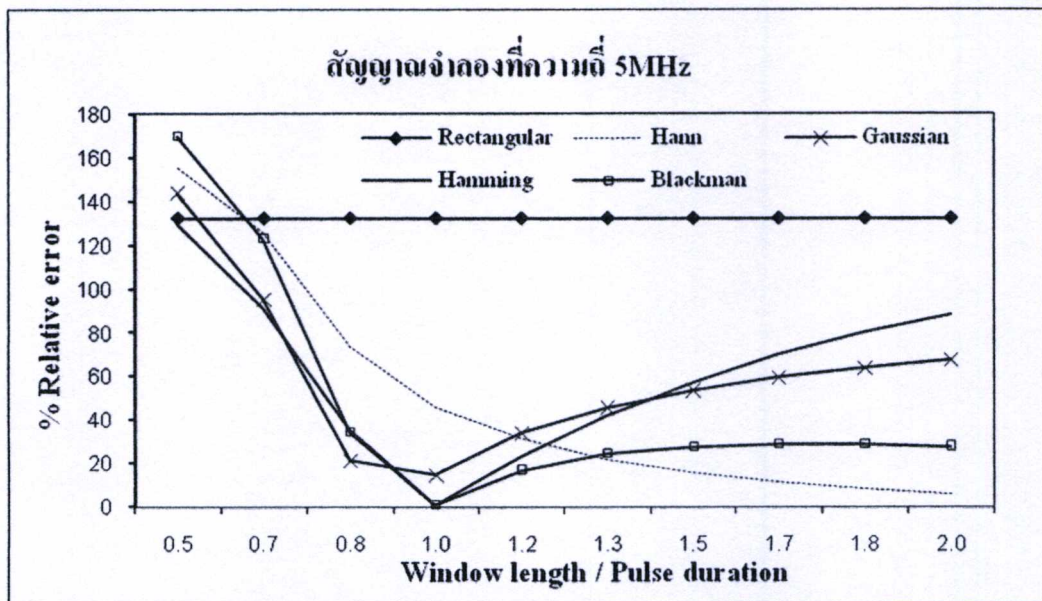
ความกว้างวินโดว์ ต่อ พัลส์ดูเรชั่น	เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด				
	Rectangular	Hann	Gauss	Hamming	Blackman
0.5	132.0600	155.0464	143.4329	129.2237	169.7517
0.7	132.0600	125.3453	95.2269	91.3096	123.1836
0.8	132.0600	73.3569	21.1912	35.6420	34.5369
1.0	132.0600	46.3882	14.5601	0.8600	1.0699
1.2	132.0600	31.2782	33.9324	23.5292	17.1033
1.3	132.0600	21.9831	45.7407	42.2786	24.6014
1.5	132.0600	15.8457	53.6358	57.3640	27.8768
1.7	132.0600	11.5723	59.3257	69.7171	28.9242
1.8	132.0600	8.4725	63.6876	79.9154	28.7687
2.0	132.0600	6.1499	67.2045	88.3144	27.9717



ก. จำลองสัญญาณที่ความถี่ของทรานสดิวเซอร์ 1 MHz



ข. จำลองสัญญาณที่ความถี่ของทรานสดิวเซอร์ 3 MHz



ค. จำลองสัญญาณที่ความถี่ของทรานสดิวเซอร์ 5 MHz

รูปที่ 3.7 แสดงความสัมพันธ์ของค่าความผิดพลาดของค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน กับขนาดของวินโดว์ต่อพัลส์ดูเรชั่นของวินโดว์ 5 ชนิดด้วยกัน ที่ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน 1 dB/cmMHz

ผลการวิเคราะห์ สามารถสรุปได้ดังนี้

ความถี่ของทรานสดิวเซอร์ 1MHz วินโดว์เร็กแทนกูลาร์(Traditional window) มีเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดต่ำกว่าวินโดว์ชนิดอื่นทั้ง 4 ชนิดที่เป็นวินโดว์แบบโมดิไฟด์ ซึ่งมีแนวโน้มเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดที่ลดลง ในทางตรงข้ามกันที่ความถี่ของทรานสดิวเซอร์ 5 MHz วินโดว์เร็กแทนกูลาร์มีเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดสูงกว่าวินโดว์ชนิดอื่นและมีค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดคงที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามขนาดของวินโดว์ต่อค่าพัลส์ดูเรชั่น ส่วนความถี่ของทรานสดิวเซอร์ 3MHz นั้นพบว่าค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของวินโดว์ทั้งสองแบบมีความใกล้เคียงกัน

วินโดว์ในกลุ่มของโมดิไฟด์ (Modified window) มีแนวโน้ม (Trend) ใกล้เคียงกัน ที่ความถี่ต่างๆ และค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดนั้นจะต่ำที่สุดที่ขนาดของวินโดว์เท่ากับค่าพัลส์ดูเรชั่น ส่วนวินโดว์เร็กแทนกูลาร์ (Traditional window) นั้นจะมีค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดคงที่ตั้งแต่ขนาดของวินโดว์เท่ากับค่าพัลส์ดูเรชั่น

ดังนั้น การวิเคราะห์สัญญาณอัลตราซาวด์ที่เกิดจากทรานสดิวเซอร์ความถี่ 1 MHz ควรเลือกใช้วินโดว์แบบดั้งเดิม ในทางตรงข้ามที่ความถี่ 5 MHz ควรเลือกใช้วินโดว์ในกลุ่มของโมดิไฟด์

3.2.2.2 วิธีการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน

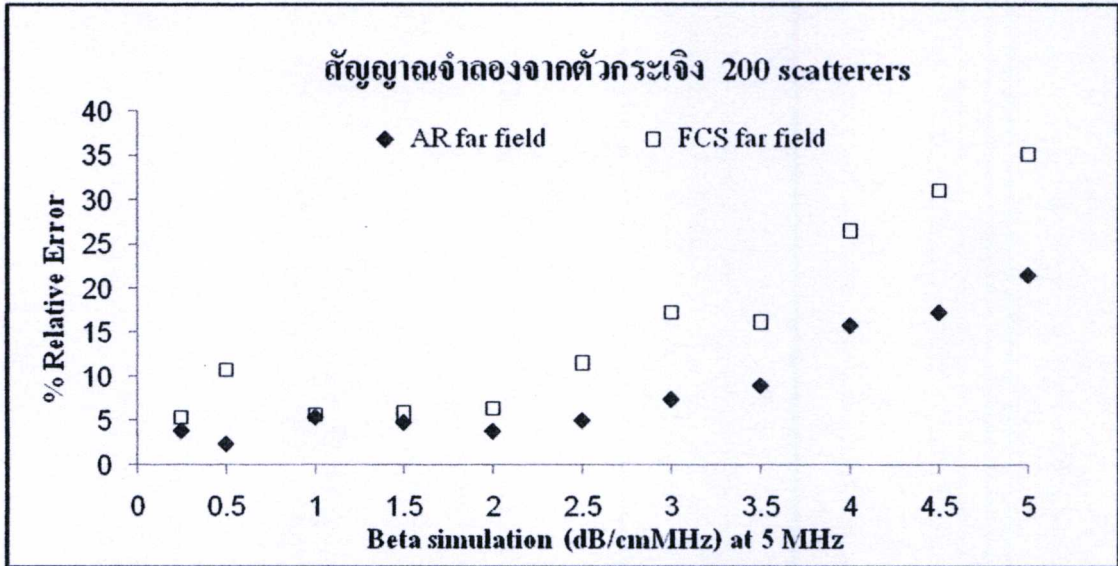
สัญญาณอัลตราซาวด์จำลองที่ใช้การศึกษานี้จำลองขึ้นตามเงื่อนไขดังหัวข้อ

3.1.2.2 สัญญาณอัลตราซาวด์เกิดในช่วงระยะเนียร์ฟิลด์ (Near field) ของทรานสดิวเซอร์ ผลการทดลองแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากการประมาณ $\bar{\beta}_{est\ total}$ ของการประมาณสองวิธี กับค่าของตัวกลางในการจำลองสัญญาณ β_{Sim} โดยมีตัวกระเจิงต่างกัน คือ 50, 100, 150, 200 scatterers ดังรูปที่ 3.8

ผลการประมาณจากสองวิธีนั้นได้แสดงดังตารางที่ 3.4 ซึ่งค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของตัวกลางที่ใช้ในการจำลองสัญญาณนั้นมีค่า 0.25 - 5.00 dB/cmMHz ถ้าเปรียบเทียบการวิเคราะห์ทั้งสองวิธีนี้พบว่ามีความโน้มที่สูงขึ้นไปคล้ายคลึงกันซึ่งเห็นได้ดังรูปที่ 3.8 แต่การวิเคราะห์ด้วยวิธีออดิโอเรสซิฟนั้นมีค่าความผิดพลาดที่ต่ำกว่าวิธีฟูเรียร์เช่นทรอยซิปซึ่งถือเป็นวิธีวิเคราะห์แบบเดิมเล็กน้อย เป็นเพราะสองวิธีนี้มีการประมาณค่าสเปกตรัมกำลัง ($S(\tau, f)$) จากสมการ(2.5) ที่ต่างกันดังที่กล่าวในหัวข้อ 2.4 ซึ่งวิธีออดิโอเรสซิฟสามารถเลือกโมเดลการประมาณให้มีความเหมาะสมกับลักษณะสัญญาณที่วิเคราะห์ (โมเดล AR เหมาะที่จะวิเคราะห์สัญญาณลักษณะซาวด์พิคแบบคลื่นอัลตราซาวด์)

ตารางที่ 3.4 ผลการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากสองวิธี จากตัวกลางที่มีตัวกระเจิง 200 scatterers

β_{Sim} (dB/cmMHz)	วิธีการประมาณ			
	วิธีออดิโอเรสซิฟ		วิธีฟูเรียร์เช่นทรอยซิป	
	$\bar{\beta}_{est\ total}$	% ความผิดพลาด	$\bar{\beta}_{est\ total}$	% ความผิดพลาด
0.25	0.2403	3.8847	0.2362	5.4930
0.50	0.4881	2.3832	0.4461	10.7887
1.00	0.9457	5.4329	0.9427	5.7294
1.50	1.4277	4.8222	1.4105	5.9636
2.00	1.9234	3.8303	1.8700	6.4980
2.50	2.3735	5.0604	2.2103	11.5895
3.00	2.7771	7.4313	2.4809	17.3047
3.50	3.1852	8.9938	2.9315	16.2442
4.00	3.3662	15.8448	2.9389	26.5281
4.50	3.7213	17.3036	3.0998	31.1163
5.00	3.9242	21.5156	3.2446	35.1088



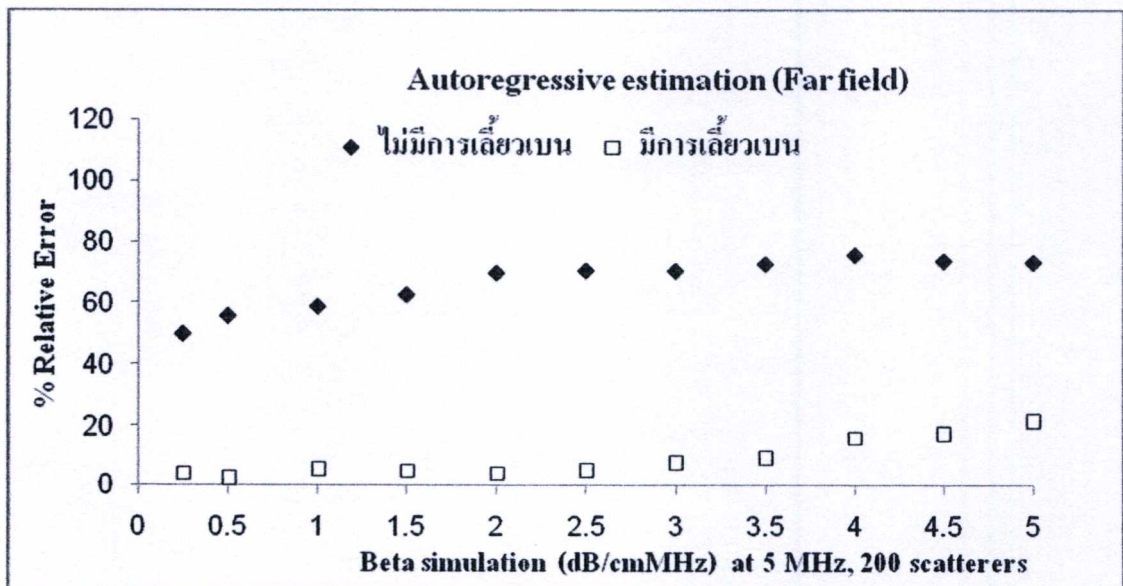
รูปที่ 3.8 ผลการประมาณค่า $\bar{\beta}_{est\ total}$ ของสองวิธี กับ β_{Sim} ของสัญญาณจำลองที่เกิดจากระยะเนียร์ฟิลด์ และฟาร์ฟิลด์

3.2.2.3. ลักษณะสัญญาณอัลตราซาวด์

ในส่วนนี้ทำการศึกษาเรื่องปรากฏการณ์เลี้ยวเบนของคลื่นซึ่งเกิดขึ้นกับสัญญาณอัลตราซาวด์ ดังนั้นจึงทำการจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ จากวิธีการที่ต่างกัน แต่มีเงื่อนไขในการจำลองที่เหมือนกัน โดยใช้การประมาณค่าด้วยวิธีออดิโตรีเกรสซีฟ ตัวอย่างของผลการทดลองแสดงดังตารางที่ 3.5 ในการจำลองสัญญาณอัลตราซาวด์ โดยโปรแกรมฟิลด์ทู (field II) นั้น สัญญาณที่ได้มีความเสมือนจริงมากกว่าวิธีการจำลองจากสมการคณิตศาสตร์ และผลการประมาณที่ได้นั้นมีเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดที่ต่ำกว่า ซึ่งเป็นผลการประมาณค่าของสัญญาณที่จำลองด้วยสมการคณิตศาสตร์นั้นมีแนวโน้มใกล้เคียงกับเอกสารอ้างอิงที่ [1] อย่างไรก็ตามผลการทดลองจากรูปที่ 3.9 นั้น พบว่าผลการประมาณค่าจากสัญญาณทั้งสองนั้นมีค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดที่ค่อนข้างคงที่ แม้ว่าตัวกลางจะมีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่เพิ่มขึ้น

ตารางที่ 3.5 แสดงผลการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากวิธีอโดรีเกรสซีฟ และ เปรอร์เซ็นความผิดพลาด ของสัญญาณที่จำลองขึ้นจากสองวิธี ของตัวกลาง 200 scaterers

β_{Sim} (dB/cmMHz)	ลักษณะสัญญาณ			
	มีการเลี้ยวเบน		ไม่มีการเลี้ยวเบน	
	$\bar{\beta}_{est} total$	% ความผิดพลาด	$\bar{\beta}_{est} total$	% ความผิดพลาด
0.25	0.2403	3.8847	0.1257	49.6987
0.50	0.4881	2.3832	0.3372	52.5660
1.00	0.9457	5.4329	0.6436	55.6430
1.50	1.4277	4.8222	0.9004	69.9757
2.00	1.9234	3.8303	1.2089	69.5550
2.50	2.3735	5.0604	1.4917	70.3322
3.00	2.7771	7.4313	1.7930	70.2346
3.50	3.1852	8.9938	2.0140	72.4564
4.00	3.3662	15.8448	2.1819	75.4530
4.50	3.7213	17.3036	2.5444	73.4578
5.00	3.9242	21.5156	2.5271	79.4589



รูปที่ 3.9 เปรียบเทียบผลการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของสัญญาณที่จำลองขึ้น จากวิธีการต่างกัน จากตัวกลาง 200 scatterers

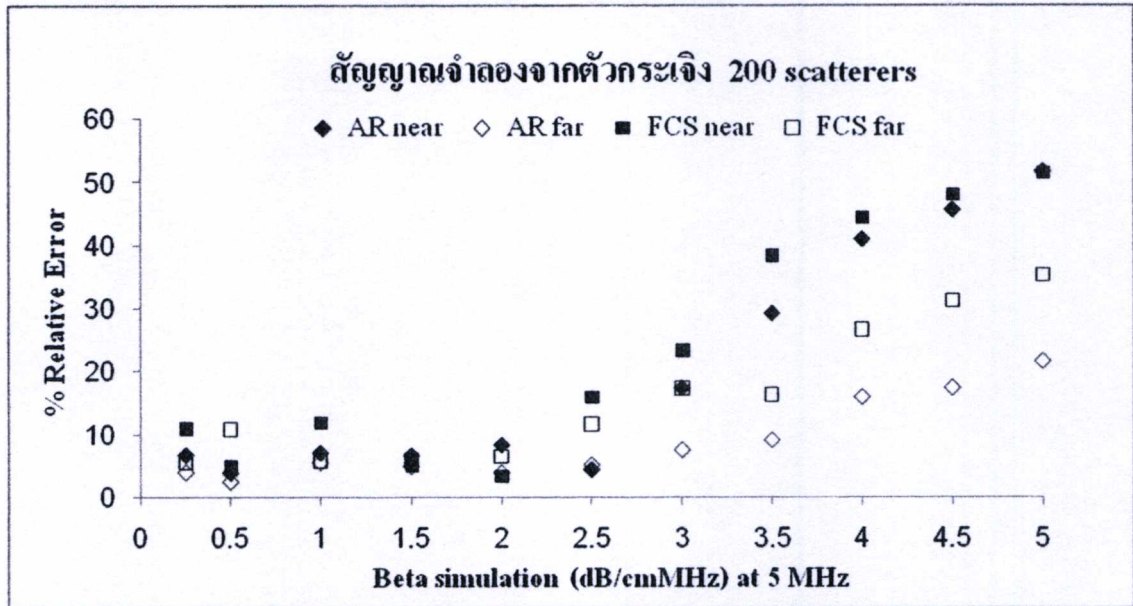
3.2.3 พารามิเตอร์ของการวัดวิเคราะห์

พารามิเตอร์ที่ทำการศึกษาได้เกี่ยวข้องกับส่วนของการทดลอง นั่นก็คือ ระยะระหว่างวัตถุกับทรานสดิวเซอร์ในการวัดวิเคราะห์ ซึ่งระยะนี้เราเรียกระยะเนียร์ฟิลด์ (Near field) ของทรานสดิวเซอร์ ซึ่งรายละเอียดของความแตกต่างได้กล่าวในบทก่อนหน้านี้อยู่แล้ว

สัญญาณที่จำลองนั้นได้สร้างตามหัวข้อ 3.1.1.2 โดยที่จำลองสัญญาณจากระยะห่างระหว่างวัตถุกับทรานสดิวเซอร์ที่ต่างกัน คือ สัญญาณที่เกิดจากระยะเนียร์ฟิลด์ (Near field) ของทรานสดิวเซอร์ (ระยะห่างระหว่างวัตถุกับทรานสดิวเซอร์ 1 ซม.) และสัญญาณที่เกิดจากระยะฟาร์ฟิลด์ (far field) ของทรานสดิวเซอร์ (ระยะห่างระหว่างวัตถุกับทรานสดิวเซอร์ 21.9 ซม.) ผลการวิเคราะห์จากการประมาณสองวิธีของสัญญาณทั้งสองแบบได้แสดงดังตารางที่ 3.6 และรูปที่ 3.10

ตารางที่ 3.6 เปรอ์เซ็นต์ความผิดพลาดของค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากการประมาณ จากสัญญาณที่เกิดจากระยะเนียร์-ฟาร์ฟิลด์ และระยะฟาร์ฟิลด์ ของทรานสดิวเซอร์ ของตัวกลางที่มีตัวกระเจิง 200 scatterers

β_{Sim} (dB/cmMHz)	เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของ $\bar{\beta}_{est} total$			
	ออโต้เรกเรสซีฟ		ฟูเรียร์เซ็นทรอยซิป	
	Near field	Far field	Near field	Far field
0.25	6.7085	3.8847	5.0389	5.4930
0.50	3.8847	2.3832	4.8597	10.7887
1.00	7.0575	5.4329	11.8042	5.7294
1.50	6.6209	4.8222	4.9460	5.9636
2.00	8.3180	3.8303	3.3477	6.4980
2.50	4.3806	5.0604	15.8868	11.5895
3.00	17.3886	7.4313	23.2955	17.3047
3.50	29.2733	8.9938	38.2711	16.2442
4.00	40.9693	15.8448	44.2659	26.5281
4.50	45.6188	17.3036	47.8908	31.1163
5.00	51.7129	21.5156	51.2802	35.1088



รูปที่ 3.10 ความสัมพันธ์ของเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากการประมาณ กับค่าของตัวกลางที่ระยะเนียร์ฟิลด์ และระยะฟาร์ฟิลด์ของทรานสดิวเซอร์

จากรูปพบว่าสัญญาณที่เกิดในช่วงฟาร์ฟิลด์ของทรานสดิวเซอร์มีค่าความผิดพลาดที่ต่ำกว่าสัญญาณที่เกิดในช่วงของเนียร์ฟิลด์ของทรานสดิวเซอร์ เนื่องจากคลื่นอัลตราซาวด์ ในช่วงของระยะฟาร์ฟิลด์นั้นมีความเสถียรมากกว่าที่ระยะเนียร์ฟิลด์ ซึ่งทั้งสองวิธีของการวิเคราะห์นั้นมีแนวโน้มที่เหมือนกัน ดังนั้นเพื่อในการวิเคราะห์ที่มีประสิทธิภาพมากขึ้นเราควรทำการวัดตัวอย่างในช่วงของฟาร์ฟิลด์ของทรานสดิวเซอร์

3.3 การทดลองจริงจากเนื้อเยื่อเสมือนจริง (Phantom)

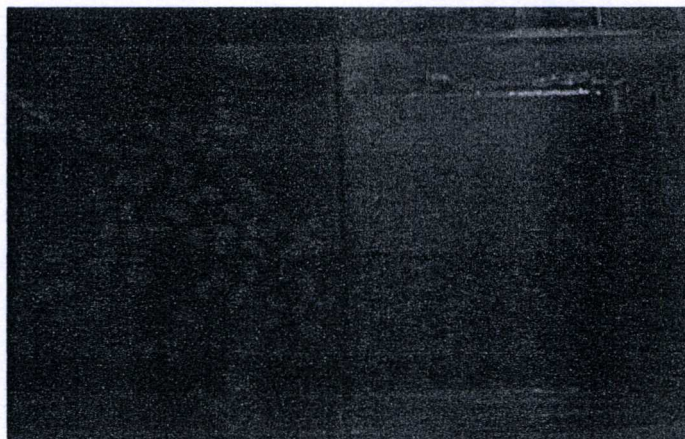
ในการทดลองได้ใช้ตัวกลางเป็นเนื้อเยื่อเสมือนจริง (Phantom) ที่สร้างจากวุ้น ภายในมีเม็ดพลาสติกเพื่อทำหน้าที่เป็นตัวกระเจิง (scatterer) เนื้อเยื่อเสมือนจริง (Phantom) ที่สร้างจากวุ้นจะมีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนอยู่ที่ช่วง 0.30 – 1.50 dB/cmMHz และมีความเร็ว 1,460 เมตร/วินาที นอกจากนี้ทำการศึกษาตัวกระเจิงที่มีขนาด และจำนวนที่ต่างกัน คือเส้นผ่านศูนย์กลาง 1, 5 มม. และ 2, 3, 4 กรัม ตามลำดับ โดยทำการวิเคราะห์สองวิธีที่กล่าวข้างต้น ที่ระยะฟาร์ฟิลด์ของทรานสดิวเซอร์

ขั้นตอนการสร้างเนื้อเยื่อเสมือนจริง (Phantom) มีดังนี้ ส่วนผสมของที่ใช้สร้างเนื้อเยื่อผงวุ้น 8 กรัมต่อน้ำ 250 มล.* นำส่วนผสมดังกล่าวต้มด้วยไฟปานกลางใช้เวลา 5 นาที

* รายละเอียดของสัญญาณอัลตราซาวด์จากเนื้อเยื่อเสมือนจริง แสดงในภาคผนวก ข.

จากนั้น นำเทลงในพิมพ์ขนาด 6.50×7.00 ซม² ให้มีความสูง 2.00 ซม. จากนั้นนำตัวกระเจิงซึ่งได้ใช้เป็นเม็ดพลาสติกทรงกลมใส่ตามภายหลังจากนั้นทำการคนเป็นวงกลม ที่ทำเช่นนี้เพื่อต้องการให้ตัวกระเจิงกระจายตัวได้อย่างทั่วถึงและเป็นการกระจายตัวแบบสุ่ม ทำเช่นนี้จนกระทั่งวุ้นเริ่มเซตตัว และรอให้วุ้นแข็งตัวจากนั้นนำออกจากพิมพ์ ใช้ในการทดลองต่อไป

จากรูปที่ 3.11 เป็นตัวอย่างของเนื้อเยื่อเสมือนจริง (Phantom) ที่สร้างขึ้นจากวุ้นกับเม็ดพลาสติกขนาดต่างกันคือ เส้นผ่านศูนย์กลาง 5 มม.(ซ้าย) และ 1 มม.(ขวา) ขนาด $6.50 \times 7.00 \times 2.00$ ซม³ ซึ่งอยู่พิมพ์เพื่อรอการเซตตัวเราสามารถมองเห็นการกระจายตัวได้ชัดเจนมากกว่าตอนที่วุ้นแข็งตัวลงแล้ว



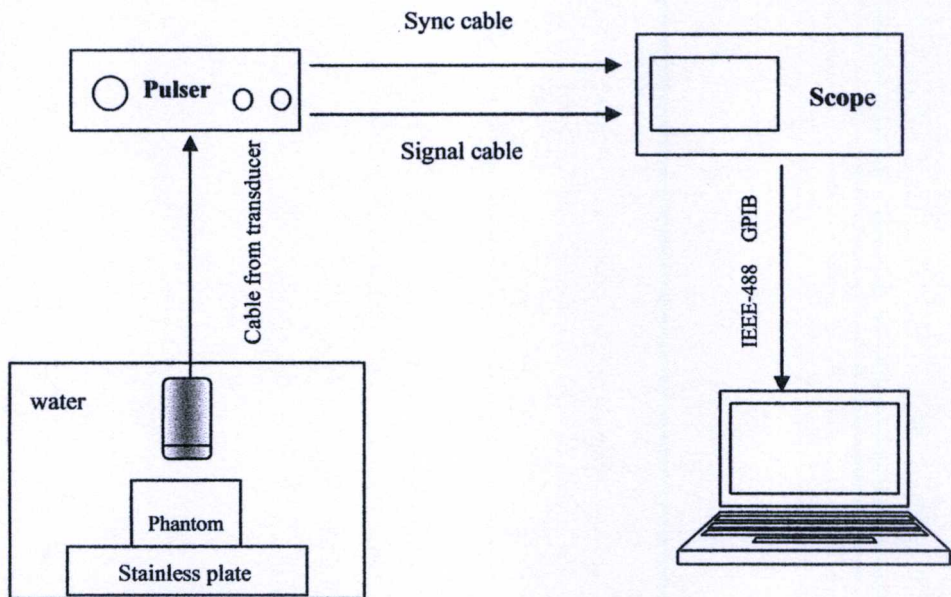
รูปที่ 3.11 เนื้อเยื่อเสมือนจริง (Phantom) ที่สร้างจากวุ้นภายในมีเม็ดพลาสติกขนาดต่างกัน จำนวนเท่ากันคือ 2 กรัม

ตารางที่ 3.7 อุปกรณ์ในการทดลอง

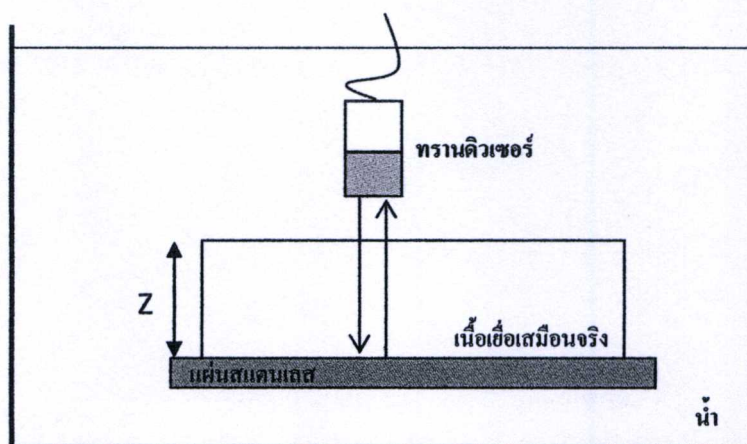
เครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง	รุ่น
Digital Scope:	TDS3012
Pulse Generator:	Panametrics Model 500 PR
Ultrasonic Transducer 5MHz :	Panametrics Model V309

โดยระบบเป็นดังรูปที่ 3.12 ซึ่งศึกษาในโหมดการสะท้อน เนื้อเยื่อวางอยู่บนแผ่นสแตนเลส (เป็นตัวบอการสิ้นสุดของสัญญาณที่ได้จากการกระเจิงกลับของตัวกลาง) ทรานสดิวเซอร์ความถี่ 5 MHz อยู่ส่วนบนระยะห่างจากผิวหน้าของเนื้อเยื่อ 2 ซม.(ระยะ Far field ของทรานสดิวเซอร์) และมีน้ำเป็นตัวผสมาน(coupling) เพื่อไม่ให้เกิดการสูญเสียของสัญญาณอัลตราซาวด์ เนื้อเยื่อเสมือนจริง (Phantom) 1 ชิ้น จะทำการเก็บสัญญาณ 64 จุดด้วยกัน และนำไป

วิเคราะห์หาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน ตัวกลาง 1 ขึ้นจะได้ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเฉลี่ย ($\bar{\beta}_{est\ total}$) จาก 64 จุดด้วยกัน ในส่วนของอุปกรณ์การทดลองจริงจะเป็นดังรูปที่ 3.12ก. รายละเอียดดังตารางที่ 3.7 การทดลองนี้มีสาย GPIB เป็นตัวเชื่อมระหว่างออสซิลโลสโคปกับคอมพิวเตอร์ เพื่อใช้ในการเก็บค่าสัญญาณที่เกิดขึ้นไม่ว่าจะเป็นรูปภาพ หรือข้อมูลตัวเลขในไฟล์เอ็กเซล(Excel) เพื่อนำมาวิเคราะห์ต่อในโปรแกรมการประมวลค่าที่เขียนโดยโปรแกรมเมทแลป (MATLAB)



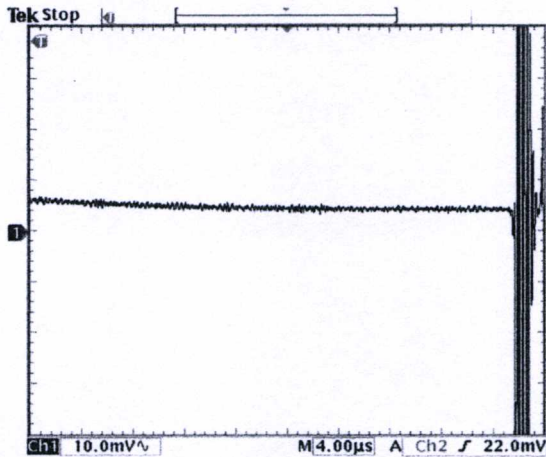
ก. อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง



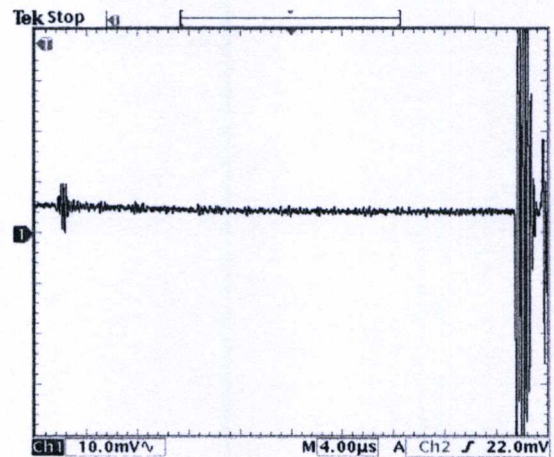
ข. ระบบที่ใช้ในการทดลอง

รูปที่ 3.12 ระบบที่ใช้ในการทดลองอัลตราซาวด์

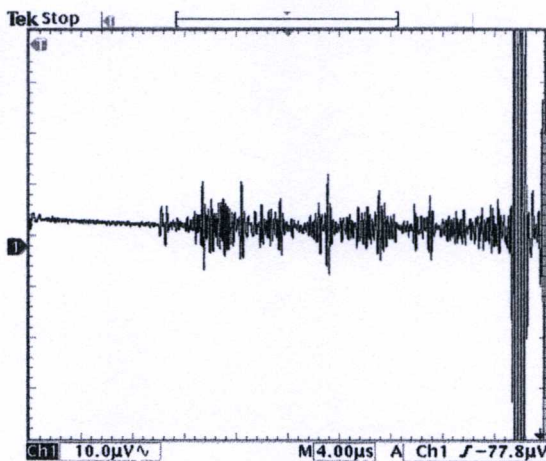
ตัวอย่างสัญญาณจากตัวกลางที่ต่างกันจากการทดลอง เช่น รูปที่ 3.13ก. เป็นสัญญาณอัลตราซาวด์ที่ผ่านน้ำไปพบกับแผ่นสแตนเลสที่ใช้เป็นตัวอ้างอิง รูปที่ 3.13ข. กับ ค. เป็นสัญญาณจากตัวกลางที่มีจำนวนตัวกระเจิงต่างกันคือ 0 กับ 200 scatterers และรูปที่ 3.13 ค. กับ ง. เป็นสัญญาณจากตัวกลางที่มีขนาดตัวกระเจิงต่างกันคือ 1 กับ 5 มม.



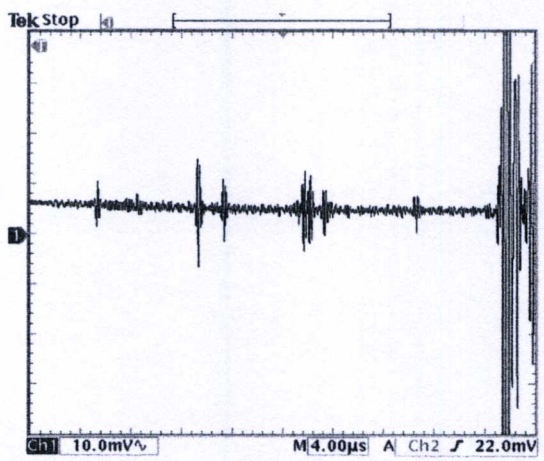
ก. สัญญาณที่ผ่านน้ำ



ข. สัญญาณที่ผ่านเนื้อเยื่อที่ไม่มีตัวกระเจิง



ค. สัญญาณที่ผ่านเนื้อเยื่อที่มีตัวกระเจิง ϕ 1 มม.
จำนวน 2 กรัม



ง. สัญญาณที่ผ่านเนื้อเยื่อที่มีตัวกระเจิง ϕ 5 มม.
จำนวน 2 กรัม

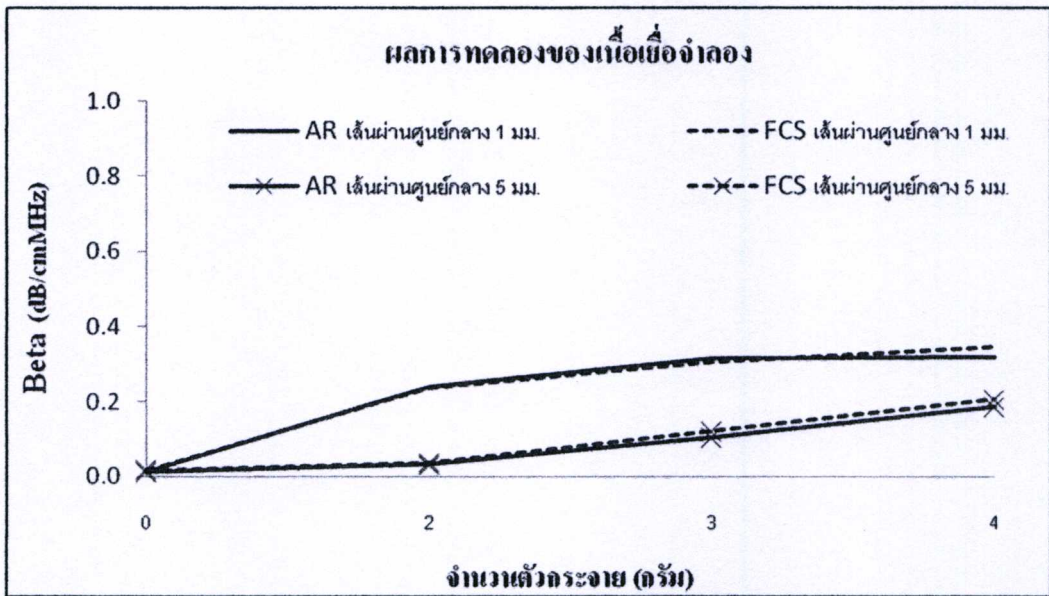
รูปที่ 3.13 ตัวอย่าง 1 ใน 64 ของสัญญาณอัลตราซาวด์ ที่ผ่านเนื้อเยื่อความหนาประมาณ 2 ซม.

ผลการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากสองวิธีของตัวกลางต่างๆ ได้แสดงดังตารางที่ 3.8 นอกจากนี้ได้แสดงความสัมพันธ์ของค่า $\bar{\beta}_{est} total$ กับจำนวนตัวกระเจิงในตัวกลางดังรูปที่ 3.14

ตารางที่ 3.8 ผลการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน $\bar{\beta}_{est} total$ จากสัญญาณที่ได้จากทดลอง

ตัวกระเจิง (Scatterers)		ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน $\bar{\beta}_{est} total$ (dB/cmMHz)	
เส้นผ่านศูนย์กลาง	จำนวน	Autoregressive	Fourier centroid shift
-	0 scatterer	0.011	0.017
1 มม.	2 กรัม (100scatterers)	0.242	0.237
	3 กรัม (150scatterers)	0.318	0.306
	4 กรัม (200scatterers)	0.320	0.347
5 มม.	2 กรัม (88scatterers)	0.031	0.036
	3 กรัม (132scatterers)	0.104	0.121
	4 กรัม (176scatterers)	0.186	0.206

ผลการทดลองดังรูปที่ 3.14 พบว่าวิธีการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนทั้งสองวิธีแตกต่างกันไม่มากนัก แต่ขนาดของตัวกระเจิงที่จำนวนเท่ากัน มีผลต่อค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่ต่างกันอย่างเห็นได้ชัดโดยตัวกระเจิงขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง ที่น้อยกว่า (1 มม.) นั้นมีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่มากกว่า ที่เป็นเช่นนี้เพราะตัวกลางที่ปริมาณเท่ากันนั้น ระหว่างเม็ดพลาสติกขนาดเล็กกับใหญ่มีการกระเจิงตัวที่ทั่วถึงในวงต่างกัน เม็ดพลาสติกที่เล็กกว่าจะมีการกระจายตัวที่ดีกว่า เนื่องจากในจำนวนที่เท่ากันนั้น ขนาดเล็กจะมีจำนวนมากกว่า ดังนี้ จำนวน 1 กรัม เม็ดพลาสติกขนาดเล็กจะมีจำนวน 50 เม็ด ส่วนขนาดใหญ่จะมีจำนวน 44 เม็ด ซึ่งเป็นไปตามรูปที่ 3.13

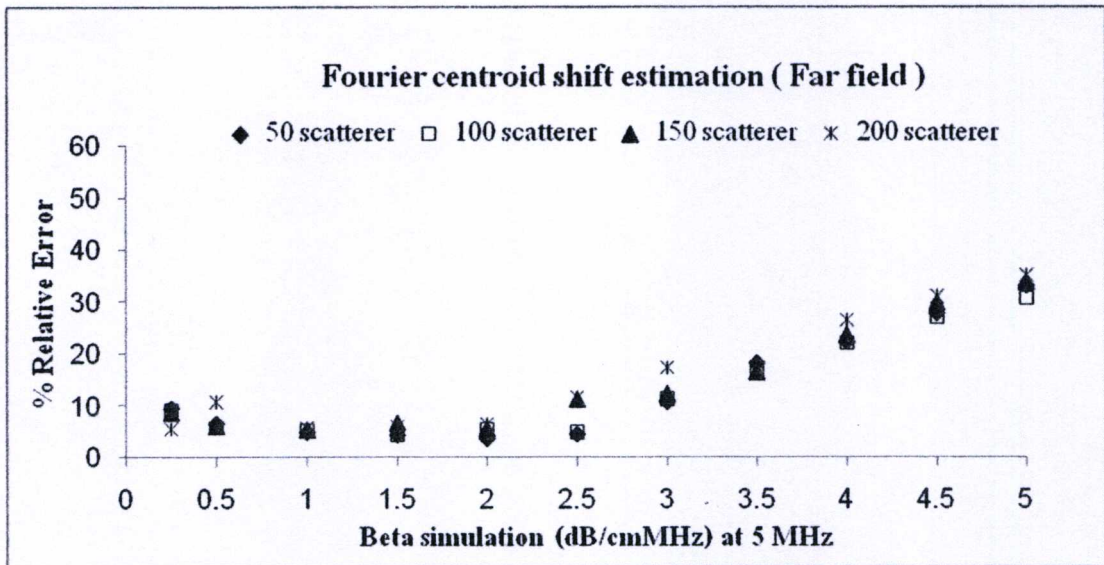


รูปที่ 3.14 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเฉลี่ย ($\bar{\beta}_{est\ total}$) กับจำนวนตัวกระจาย ของการประมาณทั้งสองวิธี

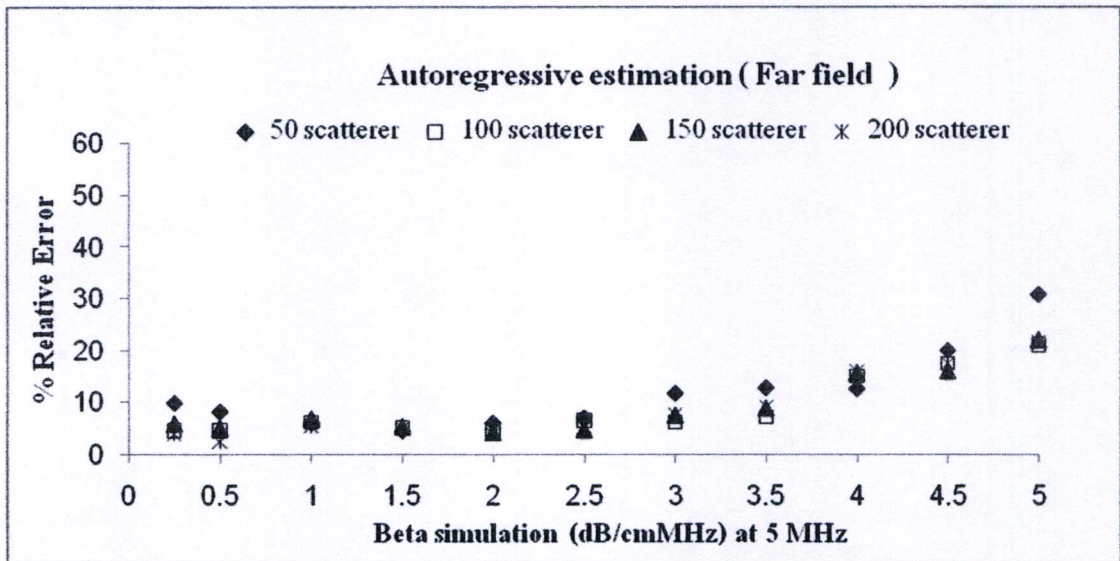
การศึกษาพารามิเตอร์ต่าง ๆ นั้น ได้ทราบถึงความสัมพันธ์ต่างๆที่มีส่วนในการประมาณค่า งานวิจัยนี้จึงได้นำผลการศึกษานั้นมาใช้ร่วมกับส่วนของการประมาณค่า เพื่อให้ได้การประมาณที่ค่าความผิดพลาดต่ำ ในส่วนของการทดลองนั้น การเตรียมเนื้อเยื่อเสมือนจริง (Phantom) จากวุ้น และตัวกระจายจากเม็ดพลาสติก พบว่าค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากการประมาณของสองวิธีการมีแนวโน้มใกล้เคียงกันและมีค่าช่วงในช่วงของข้อมูลอ้างอิง ($\beta_{th} = 0.30 - 1.50$ dB/cmMHz) เนื่องจากผลการประมาณค่าของทั้งสองวิธีจากสัญญาณจำลองนั้น พบว่ามีเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดในการประมาณใกล้เคียงกันในช่วงค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน $\beta_{sim} = 0.25 - 2.00$ dB/cmMHz และพบว่าค่าที่ได้จากการประมาณจากสัญญาณจริงนั้นมีค่าต่ำกว่าเล็กน้อยที่เป็นเช่นนี้อาจมีสาเหตุจากส่วนผสมของเนื้อเยื่อที่จำลองขึ้น ซึ่งเกี่ยวข้องกับ ความหนาแน่นของตัวกลางขั้นตอนการสุ่มตำแหน่งตัวกระจายภายในวัตถุ ซึ่งได้ใช้วิธีการใช้ไม้คนจนวนวุ้นเริ่มเซตตัว อาจทำให้บางครั้งเม็ดพลาสติกกระจายตัวไม่สม่ำเสมอเท่าที่ควร รวมถึงขั้นตอนการเก็บสัญญาณ 64 จุดต่อตัวอย่าง 1 เงื่อนไขนั้น ต้องใช้เวลานาน อาจทำให้ อุณหภูมิของน้ำเกิดการเปลี่ยนแปลง รวมถึงตัวอย่างที่ได้แช่น้ำเป็นเวลานานอาจทำให้คุณสมบัติ เปลี่ยนไป นอกจากนี้การตั้งค่าของอุปกรณ์

งานวิจัยนี้เกี่ยวกับการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนอัลตราซาวด์ จากตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อเสมือนจริง (Phantom) เพื่อให้ได้ผลการประมาณที่มีค่าความผิดพลาดต่ำ นั้น ได้ทำการเปลี่ยนแปลงพารามิเตอร์ต่างๆ เพื่อที่จะศึกษาความสัมพันธ์ที่มีผลการวิเคราะห์ สัญญาณ ผลการศึกษาเป็นดังรูปที่ 3.15

1. พารามิเตอร์ของตัวกลางนั้น ขนาดของตัวกระเจิงภายในวัตถุมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนมากกว่าจำนวนตัวกระเจิงภายใน ซึ่งการเปลี่ยนแปลงจำนวนตัวกระเจิงนั้นมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเล็กน้อยเท่านั้น และตัวกลางที่มีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนสูง มีเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดจากการประมาณค่าสูงขึ้นเช่นกัน
2. พารามิเตอร์ที่ส่งผลกระทบต่อประมาณนั้นมีดังนี้
 - วิธีการประมาณ พบว่าวิธีออดิโตรีเกรสซีฟมีความผิดพลาดที่ต่ำกว่า วิธีฟูเรียร์เช่นทรอยซิป และทั้งสองวิธีที่ได้ทำการศึกษาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนมีแนวโน้มไปในทางเดียวกัน
 - วินโดว์ในการวิเคราะห์สัญญาณ งานวิจัยนี้ทำการศึกษาสัญญาณของทรานสดิวเซอร์ความถี่ 5MHz จากการศึกษาความสัมพันธ์ของชนิดวินโดว์นั้นพบว่าควรใช้วินโดว์ในกลุ่มของโมดิไฟด์ ถ้าทำการศึกษาที่ความถี่ 1MHz ควรใช้วินโดว์แบบดั้งเดิม (Traditional window)
 - ลักษณะของสัญญาณที่ต่างกัน พบว่าในสัญญาณที่มีปรากฏการณ์เลี้ยวเบนร่วมด้วย (มีความเหมือนจริง) นั้นมีค่าความผิดพลาดที่ต่ำกว่า สัญญาณที่จำลองจากสมการคณิตศาสตร์
3. พารามิเตอร์ในการวัดวิเคราะห์ พบว่าถ้าเราทำการวิเคราะห์สัญญาณที่ได้จากระยะฟาร์ฟิลด์ของทรานสดิวเซอร์อัลตราซาวด์นั้น พบว่ามีความผิดพลาดต่ำกว่าสัญญาณที่ได้จากระยะเนียร์-ฟาร์ฟิลด์ของทรานสดิวเซอร์



ก. ผลการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน จากวิธีฟูเรียร์เช่นทรอยซิท



ข. ผลการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน จากวิธีฮอว์ลีย์กรอสซิท

รูปที่ 3.15 ผลการประมาณค่า $\bar{\beta}_{est, total}$ จากสัญญาณที่จำลองจากโปรแกรมฟิลด์ทูในระยะฟาร์ฟิลด์ ที่ความถี่ของทรานสดิวเซอร์ 5MHz

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

4.1 สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยเรื่อง “ การประเมินวิธีวิเคราะห์สเปกตรัมในการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่คำนวณจากสัญญาณอัลตราซาวด์แบบกระเจิงกลับ ” ได้ดำเนินการศึกษาเสร็จตามวัตถุประสงค์ที่ได้ตั้งไว้ ซึ่งผู้วิจัยได้ดำเนินการตามขั้นตอนการทำวิจัย โดยเริ่มต้นจากทบทวนวรรณกรรมและผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง ดังนั้นเลือกทำการศึกษานี้สัญญาณอัลตราซาวด์แบบกระเจิงกลับ เพราะสัญญาณลักษณะนี้เราสามารถประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของวัตถุที่มีค่าการลดทอนสูงได้ต่างจากวิธีอื่นๆ จากนั้นออกแบบการจำลองรูปแบบการวัดสัญญาณอัลตราซาวด์ตลอดถึงการทดลองด้วยอุปกรณ์ที่ใช้สำหรับวัดสัญญาณอัลตราซาวด์ โดยผลของการทดลองที่ได้จะนำมาวิเคราะห์ผล หาข้อสรุปและข้อเสนอแนะต่างๆ เพื่อใช้ในการพัฒนาต่อไป

ในส่วนผลการศึกษาค่าความสัมพันธ์ของค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน กับเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดที่เกิดจากการประมาณค่าตามการเปลี่ยนแปลงของพารามิเตอร์ต่างๆนั้น สรุปได้ดังนี้

1. พารามิเตอร์ของตัวกลาง

- ตัวกลางมีการเปลี่ยนแปลงค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน ($\beta_{sim} = 0.25 - 5.00$ dB/cmMHz) พบว่าค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดที่เกิดจากการประมาณค่า จะสูงขึ้นตามค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่สูงขึ้น
- ตัวกลางที่มีจำนวนตัวกระเจิงภายในต่างกัน (50-200 scatterers) พบว่าค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดที่เกิดจากการประมาณค่า มีค่าที่ใกล้เคียงกัน

2. พารามิเตอร์ที่ส่งผลต่อการประมาณค่า

- วินโดว์ที่ใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณ พบว่าการวิเคราะห์สัญญาณที่ความถี่ของทรานสดิวเซอร์ต่ำ (1MHz) ควรเลือกใช้วินโดว์ในกลุ่มของเทรคคิชั่นเนล (วินโดว์สี่เหลี่ยม) เพราะมีค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดจากการประมาณค่าที่ต่ำกว่ากลุ่มโมดิไฟด์ และในการวิเคราะห์สัญญาณที่ความถี่ของทรานสดิวเซอร์สูง (5MHz) ควรเลือกใช้วินโดว์ในกลุ่มของโมดิไฟด์ เพราะให้ค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดจากการประมาณที่ต่ำวินโดว์ในกลุ่มของเทรคคิชั่นเนล
- วิธีการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนนั้น วิธีออดิโตรีเกรสซีฟมีเปอร์เซ็นต์

ความผิดพลาดที่เกิดจากการประมาณค่าต่ำกว่าวิธีฟูเรียร์เช่นทรอยซฟท์ที่ β_{sim} มากกว่า 2.00 dB/cmMHz และพบว่าที่ $\beta_{sim} = 0.25 - 2.00$ dB/cmMHz ทั้งสองวิธีมีเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดจากการประมาณค่าที่ใกล้เคียงกัน

- สัญญาณที่จำลองจากวิธีต่างกันนั้น พบว่าสัญญาณที่มีการเลี้ยวเบน (Field II program) มีเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดที่เกิดจากการประมาณค่าต่ำกว่าสัญญาณที่ไม่มีการเลี้ยวเบน (สมการคณิตศาสตร์)

3. พารามิเตอร์ในการวัด

- ระยะห่างระหว่างทรานสดิวเซอร์กับตัวกลางในช่วงของฟาร์ฟิลด์นั้นมีเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดที่เกิดจากการประมาณค่าต่ำกว่าที่ระยะเนียร์ฟิลด์

ผลของการศึกษาความสัมพันธ์นี้ได้นำมาใช้ในกระบวนการของการทดลองจริงจากเนื้อเยื่อที่สร้างขึ้น เพื่อให้ผลการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเกิดความผิดพลาดต่ำ และจากผลการวัดจริงของเนื้อเยื่อเสมือนจริง (Phantom) นั้นพบว่าค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่ได้จากการประมาณค่าด้วยกระบวนการตามทฤษฎีของงานวิจัยมีค่าใกล้เคียงกับข้อมูลอ้างอิง

4.2 ข้อเสนอแนะ

กระบวนการของการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนนั้นได้ใช้หลักการทางสถิติมาร่วมในการวิเคราะห์สัญญาณ จึงทำให้มีความผิดพลาดจากการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่ต่ำ ความผิดพลาดจากการประมาณค่าส่วนหนึ่งนั้น เกิดจากการกระบวนการการประมาณค่าในงานวิจัยนี้ไม่มีการทำการชดเชยการเลี้ยวเบน (Diffraction correction) รวมถึงค่าความแปรปรวนที่ใช้ในการประมาณค่านั้นเป็นเฉลี่ยในวินโดว์แต่ละตำแหน่ง อาจมีวิธีการทางสถิติในการหาค่าความแปรปรวนให้เหมาะสมมากกว่าวิธีการเฉลี่ย และจุดค้อยของการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากสัญญาณแบบกระเจิงกลับนั้น คือในการประมาณค่าได้ทำการตัดสัญญาณส่วนหนึ่งมาวิเคราะห์ดังรูปที่ 2.5 บางตำแหน่งของวินโดว์จะไม่มีสัญญาณที่ถูกตัดออกมาวิเคราะห์ และสัญญาณแบบกระเจิงกลับนั้นจะมีสัญญาณรบกวน (noise), ความแปรปรวน (variation) สูง จึงเป็นส่วนหนึ่งของความผิดพลาดที่เกิดขึ้นในส่วนของการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน ในส่วนของการทดลองนั้น มีปัจจัยหลายอย่างที่มีผลต่อการวิเคราะห์ เช่นการเตรียมตัวอย่าง, การเซตระบบในการทดลอง รวมถึงอุณหภูมิของสิ่งแวดล้อมขณะทดลอง

งานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาพารามิเตอร์เพียงส่วนหนึ่งที่มีผลต่อการประมาณค่า จึงอาจทำให้การประมาณนั้นยังมีประสิทธิภาพไม่เต็มที่นัก

เอกสารอ้างอิง

- [1] 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, 1995, pp.99-110.
- [2] Ping Wu, Tadeusz Stepinski : "Quantitative estimation of ultrasonic attenuation in a solid in the immersion case with correction of diffraction effects," *Ultrasonics*, Elsevier,38, 2000, pp.481-485
- [3] Valery Roberjot, S. Lori Bridal, Pascal Laugier, Genevieve Berger : "Absolute 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, 1996, pp.970-978
- [4] 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, 2003, pp.408-418
- [5] William R.Hendee, E.Russell Ritenour: "Medical Imaging Physics", 3rd ed. , pp.497.
- [6] Wells, P.N.T. : "Biomedical Ultrasonics" , Academic Press,London., 1977
- [7] William R.Hendee, E.Russell Ritenour: "Medical Imaging Physics", 3rd ed. , pp.509.
- [8] J. M. Alves, J. T. Ryaby, J. J. Kaufman, F. P. Magee and R. S. Siffert : "Influence of marrow on ultrasonic velocity and attenuation in bovine trabecular bone ", *Calcif tissue Int*, 58, 1996, pp. 362 - 367
- [9] M. L. Oelze, W. D. O'Brien : "Improved scatterer property estimates form ultrasound backscatter for small date lengths using a gate-edge correction factor," *Acoustical Society of America*, 116, 2004, pp.3212-3223
- [10] J. A. Jensen, N. B. Svendsen : "Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers." *IEEE Trans. Ultrason ., Ferroelec., Freq.Contr.*,39, 1992, pp.262-267

- [11] J. A. Jensen. : “ Field : A program for simulating ultrasound systems.”
Med.Biol.Eng.Comp.,10th *Nordic-Baltic Conference on Biomedical Imaging*, 4 , 1996,
pp.351–353
- [12] J. A. Jensen, D. Gandhi, and W. D. O’ Brien. : “Ultrasound fields in an attenuating
medium” *In Proc .IEEE Ultrason.Symp.*, 1993, pp.943–946
- [13] J. A. Jensen. : “Estimation of Blood Velocities Using Ultrasound :A Signal Processing
Approach” .*Cambridge University Press, NewYork.*, 1996
- [14] A. D. Pierce.: “ Acoustics, An Introduction to Physical Principles and Applications”
Acoustical Society of America, NewYork , 1989
- [15] S. M. Kay and S. L. Marple. : “Spectrum analysis: a modern perspective,” *Proc. IEEE*, vol.
69, 11, 1981, pp. 1380-1419.
- [16] S. L. Marple : “Digital Spectral Analysis with Applications”. Englewood Cliffs, NJ:
Prentice-Hall., 1987
- [17] A. B. Tamsamani, S. Vandenplas, M. L. D. Lumori, and L. A.-v. B. van Biesen, L.:
"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*, 48, 2001, pp. 547-559.
- [18] J. A. Jensen. : “A model for the propagation and scattering of ultrasound in tissue ”
J.A coust .Soc.Am., 89, 1991, pp.182–191
- [19] P.R.Stepanishen. : “ Pulsed transmit/receive response of ultrasonic piezo electric
transducers” .*J.Acoust.Soc.Am.*,69, 1981, pp.1815–1827
- [20] L. A. Chernov. : “ Wave propagation in a random medium ”. *Academic Press.*, 1960
- [21] P. M. Morse, K. U. Ingard. : “ Theoretical Acoustics”. *McGraw-Hill,NewYork.*, 1968
- [22] J. C. Gore, S. Leeman. : “ Ultrasonic backscattering from human tissue: A realistic model”.
Phys.Med.Biol., 22, 1977, pp. 317–326
- [23] T.J. Esward, J.R.Blakey. : “ Development of a novel system for measurement of the
angular scattering of ultrasound by inhomogeneous materials ”, *Ultrasonics*
ELSEVIER ,36, 1988, pp.667 - 677
- [24] Michele M. Burlew, MS., Ernest L. Madsen, Ph.D., James A. Zagzebski, Ph.D.,
Richard A. Banjavic, Ph.D., and Stephen W. Sum, B.S. : “ A New Ultrasound Tissue -
Equivalent Material “ , *Radiology*, 134, pp.517-520

ภาคผนวก ก.

สัญญาณอัตราเร็วที่จำลองจากโปรแกรมฟิลด์ทู

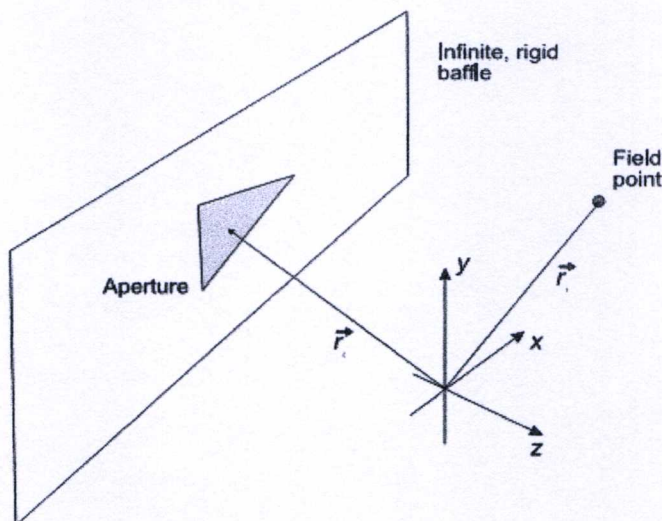
(Field II -program)

ทฤษฎีทั่วไป

กระบวนการที่ทำให้เข้าใจของสนามเสียง (sound field) สำหรับกรณีระยะเวลาอธิบายได้จากกฎของฮอยเกนส์ (Huygens's principle) ที่ว่าทุกจุดใดๆบนหน้าคลื่นจะทำหน้าที่เป็นแหล่งกำเนิดของคลื่นลูกใหม่ซึ่งเป็นคลื่นทรงกลม(spherical wave) ดังสมการ(1)

$$p_s(\vec{r}_1, t) = \delta\left(t - \frac{|\vec{r}_2 - \vec{r}_1|}{c}\right) = \delta\left(t - \frac{|r|}{c}\right) \quad (1)$$

เมื่อ \vec{r}_1 คือจุดที่บอกตำแหน่งของที่ว่าง, \vec{r}_2 คือจุดที่บอกพื้นผิวของทรานสดิวเซอร์, t คือเวลาสำหรับช่วงสั้นๆของความดันที่แพร่ไปตามตำแหน่ง



รูปภาคผนวก 1 ตำแหน่งของทรานสดิวเซอร์, ตำแหน่งสนาม และระบบพิกัด

พื้นฐานของการเซตระบบแสดงรูปภาคผนวก 1 โดยช่องเสียง(aperture) มีรูปร่างเป็นสามเหลี่ยม ถูกวางในระนาบขนานกับที่ระนาบความเร็วทั่วไปเป็นศูนย์กลาง ยกเว้นที่ช่องเสียง สนามความดัน(pressure field) เกิดจากช่องเสียงด้วยเรเลย์อินทิกรัล(Rayleigh integral)[13]

$$p(\vec{r}_1, t) = \frac{\rho_0}{2\pi} \int_S \frac{\frac{\partial v_n \left(\vec{r}_2, t - \frac{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|}{c} \right)}{\partial t}}{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|} dS \quad (2)$$

เมื่อ \vec{r}_1 คือตำแหน่งสนาม, \vec{r}_2 คือตำแหน่งช่องเสียง และ v_n คือความเร็วทั่วไปสู่พื้นผิวทรานสดิวเซอร์ การอินทิเกรตเป็นการกล่าวตามกฎของฮอยเกนส์ (Huygens's principle) ที่ว่าสนามหาได้จากการอินทิเกรตของทุกๆ อิลิเมนต์ สมการการอินทิเกรตนี้สมมติว่าเป็นเชิงเส้น และตัวกลางมีลักษณะเป็นเนื้อเดียวกันไม่มีการลดทอน

$$p(\vec{r}_1, t) = \frac{\rho_0}{2\pi} \frac{\partial \int_S \frac{v_n \left(\vec{r}_2, t - \frac{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|}{c} \right)}{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|} dS}{\partial t} \quad (3)$$

ความเร็วศักย์ Ψ (velocity potential) แสดงดังสมการ

$$\vec{v}(\vec{r}, t) = -\nabla \Psi(\vec{r}, t) \quad (4)$$

$$p(\vec{r}, t) = \rho_0 \frac{\partial \Psi(\vec{r}, t)}{\partial t} \quad (5)$$

พื้นผิวมีค่าเท่ากับพื้นผิวมีค่าเท่ากับความเร็วศักย์

$$\Psi(\vec{r}_1, t) = \int_S \frac{v_n \left(\vec{r}_2, t - \frac{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|}{c} \right)}{2\pi |\vec{r}_1 - \vec{r}_2|} dS \quad (6)$$

พัลส์การกระตุ้น (excitation pulse) สามารถถูกแยกจากเรขาคณิตทรานสดิวเซอร์ อธิบายโดยการคอนวูลูชันเวลาด้วยเคลด้าฟังก์ชัน δ

$$\Psi(\vec{r}_1, t) = \int_S \int_t \frac{v_n(\vec{r}_2, t_2) \delta \left(t - t_2 - \frac{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|}{c} \right)}{2\pi |\vec{r}_1 - \vec{r}_2|} dt_2 dS \quad (7)$$

สมมติว่าความเร็วพื้นผิวมีความเหมือนกันตลอดช่องเสียงสร้างอิสระจาก \vec{r}_2

$$\Psi(\vec{r}_1, t) = v_n(t) * \int_S \frac{\delta\left(t - \frac{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|}{c}\right)}{2\pi|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|} dS \quad (8)$$

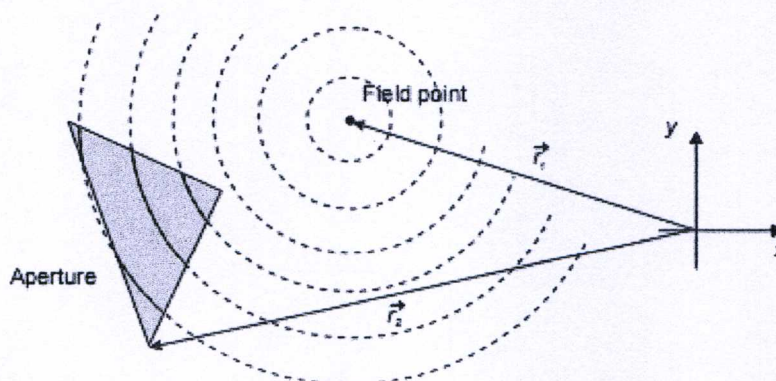
ทำการอินทิเกรตจะได้

$$h(\vec{r}_1, t) = \int_S \frac{\delta\left(t - \frac{|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|}{c}\right)}{2\pi|\vec{r}_1 - \vec{r}_2|} dS \quad (9)$$

สมการ(9) เรียกว่าการตอบสนองตามตำแหน่ง และคุณลักษณะขนาด 3 มิติของสนามสำหรับลักษณะเฉพาะของเรขาคณิตทรานสดิวเซอร์ ฟังก์ชันนี้มีความสัมพันธ์กับตำแหน่งระหว่างช่องเสียงกับสนาม แรงดันของการตอบสนองตามตำแหน่งนั้นเป็นดังสมการ(10) ซึ่งเท่ากับแรงดันพัลส์ที่ส่งออก(emitted pulse response) สำหรับทุกๆชนิดของการสั่นของผิวหน้า $v_n(t)$ สนามคลื่นที่ต่อเนื่องหาได้จากการทำฟูเรียร์ทรานสฟอร์มสมการ(10) การตอบสนองการรับสำหรับการกระเจิงหาได้จากการตอบสนองตามตำแหน่ง [18,19]

$$p(\vec{r}_1, t) = \rho_0 \frac{\partial v_n(t)}{\partial t} * h(\vec{r}_1, t) \quad (10)$$

การคำนวณหาการตอบสนองตามตำแหน่งหาได้จากเรเลย์อินทิกรัล (Rayleigh-integral) ดังที่กล่าวดังสมการ(9) เพื่อที่จะทำการโปรเจ็คจุดสนามลงบนระนาบให้ตรงพอดีจากช่องเสียง และหาจุดตัดของคลื่นทรงกลมที่ถูกโปรเจ็คจากช่องเสียงแสดงดังรูปภาคผนวก ก.2



รูปภาคผนวก ก.2 การตัดของคลื่นทรงกลมจากจุดสนามโดยช่องเสียง เมื่อจุดสนามถูกโปรเจ็คบน
ยังระนาบของช่องเสียง

รูปของฟังก์ชันโพลาไรซ์ของสมการ(9) เขียนได้ดังนี้

$$h(\vec{r}_1, t) = \int_{\Theta_1}^{\Theta_2} \int_{d_1}^{d_2} \frac{\delta\left(t - \frac{R}{c}\right)}{2\pi R} r dr d\Theta \quad (11)$$

เมื่อ r คือรัศมีของวงกลมการโปรเจ็ค, R คือระยะจากจุดสนามไปยังช่องเสียง ($R^2 = r^2 + z_p^2$)
 z_p คือความสูงของจุดสนามที่อยู่เหนือระนาบ $x - y$ ของช่องเสียง ระยะของการโปรเจ็ค d_1, d_2
กำหนดโดยช่องเสียง และเป็นระยะที่ลดลงหรือเพิ่มขึ้นจากช่องเสียง, Θ_1, Θ_2 คือมุมตัดกันดังรูปที่
17 เมื่อ $2RdR = 2rdr$

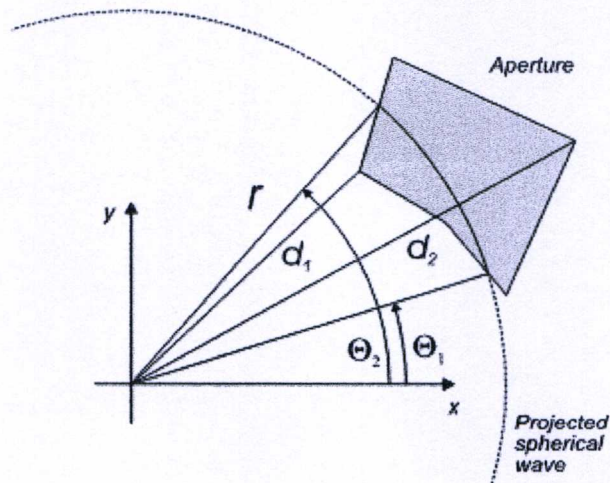
$$h(\vec{r}_1, t) = \frac{1}{2\pi} \int_{\Theta_1}^{\Theta_2} \int_{R_1}^{R_2} \delta\left(1 - \frac{R}{c}\right) dR d\Theta \quad (12)$$

การเปลี่ยนแปลงของ R_1, R_2 แสดงถึงขอบที่เลื่อนลดลง และเพิ่มขึ้นจากจุดสนาม $t' = R/c$

$$h(\vec{r}_1, t) = \frac{c}{2\pi} \int_{\Theta_1}^{\Theta_2} \int_{t'} \delta(t - t') dt' d\Theta \quad (13)$$

ตัวอย่างการอินทิเกรตของเวลาที่ผ่านส่วนโค้งที่คงที่

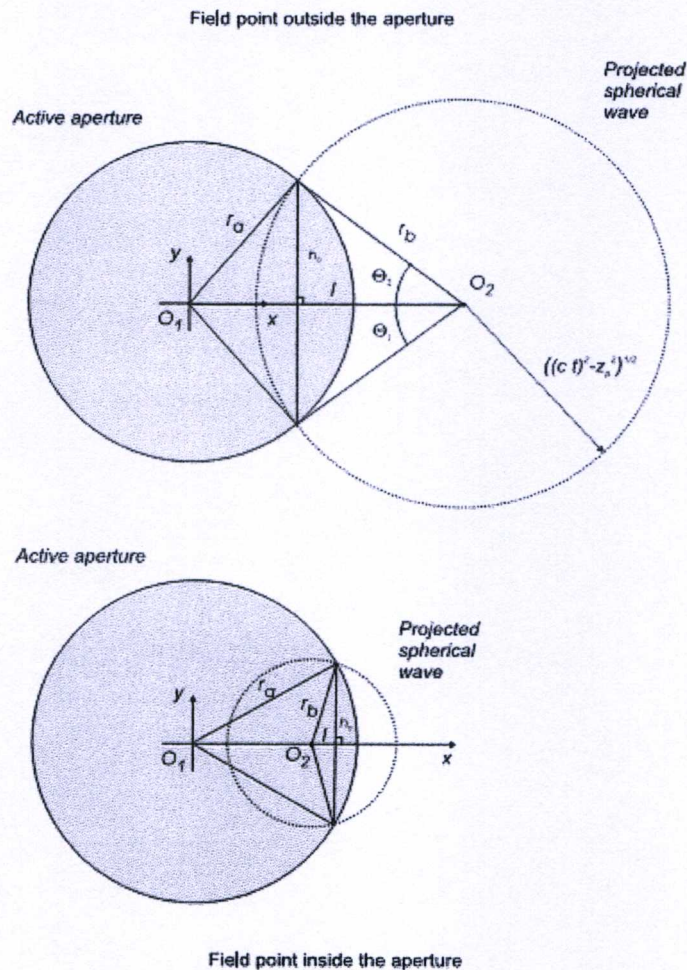
$$h(\vec{r}_1, t) = \frac{\Theta_2 - \Theta_1}{2\pi} c \quad (14)$$



รูปภาคผนวก ก.3 การกำหนดของระยะห่าง และมุมของระนาบช่องเสียง สำหรับสมการเรเลย์อินทิกรัล

เมื่อส่วนโค้งของวงกลมที่สมมติขึ้นเป็นการถูกตัดผ่านครั้งเดียวเท่านั้น มุม Θ_1, Θ_2 กำหนดโดยการตัดผ่านของช่องเสียง และการโปรเจ็คของคลื่นทรงกลม การตอบสนองตามตำแหน่งถูกกำหนดโดยการตัดผ่าน(เมื่อช่องเสียงไม่มีอะโพไดเซชัน) การตอบสนองสามารถประมาณโดยการเก็บเส้นทางของการตัดผ่านด้วยฟังก์ชันเวลา

รูปร่างพื้นฐานของทรานสดิวเซอร์คือ พื้นผิวมีรูปร่างกลมแบน(flat , round surface) ใช้สำหรับทรานสดิวเซอร์พิสตันอิลิเมนต์เดี่ยว(single element Piston transducer) และมีอะเรย์แบบวงแหวน(annular arrays) สำหรับการตัดผ่านถูกกำหนดโดยวงกลม 2 วง ดังรูปภาคผนวก ก.4 รูปบนแสดงการตัดผ่านของจุดสนาม O_2 อยู่นอกช่องเสียง ซึ่งตรงข้ามกับรูปล่างที่อยู่ภายใน



รูปภาคผนวก ก.4 รูปทรงเรขาคณิตของการตัดผ่านระหว่างวงกลม

เมื่อ O_1 เป็นจุดศูนย์กลางของช่องเสียงรัศมี r_a และ และคลื่นทรงกลมที่ถูกโปรเจกต์มีจุดศูนย์กลางที่ O_2 รัศมี $r_b(t) = \sqrt{(ct)^2 - z_p^2}$ ความยาว $h_a(t)$ หาได้จากสมการ

$$h_a(t) = \frac{2\sqrt{p(t)(p(t)-a)(p(t)-r_a)(p(t)-r_b(t))}}{a} \quad (15)$$

โดยที่ $a = \|O_1 - O_2\|$ และ $p(t) = \frac{a+r_a+r_b(t)}{2}$

ระบบพิกัดจุดศูนย์กลางอยู่ที่ O_1 และแกน x ในทิศทาง $O_1 - O_2$ ตัดผ่านที่

$$l = \pm\sqrt{r_b^2(t) - h_a^2(t)} \quad (16)$$

เมื่อ $y = h_a(t)$ ตัวแปร l ขึ้นกับตำแหน่งของการตัดผ่าน สัญลักษณ์ติดลบใช้ต่อเมื่อมีการตัดผ่านที่ค่าลบของ x และในทางเดียวกันสัญลักษณ์บวกใช้สำหรับตำแหน่ง x ที่มีค่าบวก เมื่อจุดสนามที่อยู่ภายนอกช่องเสียง ค่าการตอบสนองอิมพัลส์ตามตำแหน่งคือ

$$h(\bar{r}_1, t) = \frac{|\Theta_2 - \Theta_1|}{2\pi} c = \frac{c}{\pi} \arctan\left(\frac{h_a(t)}{l}\right) \quad (17)$$

เมื่อ $\Theta_2 = \arctan\left(\frac{h_a(t)}{l}\right) = -\Theta_1$

ทำให้อยู่ในรูปของจตุภาค arc - tan (quadrant) เพื่อให้ได้การตอบสนองที่ถูกต้อง ดังสมการ

$$\begin{aligned} h(\bar{r}_1, t) &= \frac{c}{2\pi} \arcsin\left(\frac{2\sqrt{p(t)(p(t)-a)(p(t)-r_a)(p(t)-r_b(t))}}{r_b^2(t)}\right) \\ &= \frac{c}{2\pi} \arcsin\left(\frac{ah_a(t)}{r_b^2(t)}\right) \end{aligned} \quad (18)$$

เวลาเริ่มต้น t_s สำหรับการตอบสนองหาได้จาก $r_a + r_b(t) = \|O_1 - O_2\|$

$$t_s = \frac{\sqrt{r_b^2(t) + z_p^2}}{c} = \frac{\sqrt{(\|O_1 - O_2\| - r_a)^2 + z_p^2}}{c} \quad (19)$$

และการตอบสนองสิ้นสุดที่ t_e เมื่อ

$$t_e = \frac{\sqrt{r_b^2(t) + z_p^2}}{c} = \frac{\sqrt{(\|O_1 - O_2\| - r_a)^2 + z_p^2}}{c} \quad (20)$$

ถ้าตำแหน่งของจุดสนามอยู่ภายในช่องเสียง การตอบสนองที่ได้คือ

$$h(\vec{r}_1, t) = c \quad (21)$$

สำหรับ $\frac{z_p}{c} \leq t \leq \frac{\sqrt{(r_a - \|O_1 - O_2\|)^2 + z_p^2}}{c}$

การตอบสนองสิ้นสุดดังสมการ(22) โดย $r_b(t) = r_a + \|O_1 - O_2\|$

$$t_e = \frac{\sqrt{(\|O_1 - O_2\| - r_a)^2 + z_p^2}}{c} \quad (22)$$

การกำหนดของส่วนต่างๆของเส้นโค้งไปดำเนินการลดหรือเพิ่ม กับผลการตอบสนองดูจากขนาดของช่องเสียงที่ทำงาน วงหนึ่งวงอะเรย์วงแหวน(Annular array) อาจกล่าวได้ว่าเป็นองค์ประกอบของวงกลมนอกของช่องเสียงที่ทำงานกับวงกลมภายใน ช่องเสียงที่ทำงานเพื่อหาขอบใน - นอกของช่องเสียง ช่องเสียงวงกลมสามารถใช้ร่วมกับช่องเสียงที่เป็นเส้น เพื่อกำหนดปริมาณที่ทำงานของสปริทช่องเสียง (split aperture) ใช้กับโพรบชนิดคลื่นต่อเนื่อง (continuous wave probing)

ในส่วนต่อไปนี้จะแสดงที่มาของสมการคลื่น ซึ่งรวมไปถึงคำอธิบายในรายละเอียดเรื่องสมมติฐานความแตกต่างเชิงเส้น (The different linearity assumptions) และการประมาณค่าเพื่อหาค่าตอบของสมการเชิงเส้น ที่มาของสมการคลื่นจะมีลักษณะใกล้เคียงกับสมการที่พัฒนาขึ้นโดยนายเชอร์นอฟ (Chernov) (1960)

การประมาณค่าในช่วงแรก เริ่มจากการเขียนสมการออกมาในรูปของความดันเสียงชั่วขณะ (Instantaneous acoustic pressure) และความหนาแน่น

$$P_{ins}(\vec{r}, t) = P + p_1(\vec{r}, t) \quad (23)$$

$$\rho_{ins}(\vec{r}, t) = \rho(\vec{r}) + \rho_1(\vec{r}, t) \quad (24)$$

เมื่อ P คือค่าแรงดันเฉลี่ยในตัวกลาง, ρ คือความหนาแน่นของตัวกลางที่คลื่นวิ่งเคลื่อนที่ผ่าน ขณะที่ P_1 คือแรงดันที่แปรผันไปโดยคลื่นอัลตราซาวด์และมีความแตกต่างจาก P ไม่มากนัก และ

ρ_1 คือความหนาแน่นที่เปลี่ยนแปลงไปโดยคลื่น ทั้ง P_1 และ ρ_1 นับว่าเป็นตัวแปรในปริมาณที่น้อยมากในลำดับแรก

สมมติฐานที่สองคือการไม่นำความร้อนหรือไม่มีการเปลี่ยนแปลงของคลื่นอัลตราซาวด์ไปเป็นพลังงานความร้อน ดังนั้นจึงถือว่าปริมาณความร้อนมีค่าคงที่ตลอดทั้งกระบวนการ ซึ่งทำให้สามารถเขียนสมการความดันเสียงและความหนาแน่นในรูปแบบสมการที่อุณหภูมิกงที่ได้ [19]

$$\frac{dP_{ins}}{dt} = c^2 \frac{d\rho_{ins}}{dt} \quad (25)$$

สมการนี้ประกอบไปด้วยที่มาของคลื่นทั้งหมด ซึ่งเป็นความสัมพันธ์ที่สร้างขึ้นเพื่อใช้กับตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อมากกว่าที่จะใช้กับตัวกลางที่เป็นอากาศ และนี่เป็นการอธิบายการเคลื่อนที่ของ Lagrange [21] สำหรับเจตนารมณ์ของเราคือการอธิบายของ Euler มีความเหมาะสมมากกว่า ซึ่งนี่เป็นระบบพิกัดที่ถูกกำหนดมาเพื่อใช้กับตัวกลางที่เป็นอากาศ และสมการนี้ยังอธิบายถึงคุณสมบัติของอะไรก็ตามที่เป็นอนุภาคของของเหลว ณ ตำแหน่งและเวลาที่กำหนดแล้วทำการแปลงเป็นผลของ Eulerian ซึ่งได้ดังสมการดังต่อไปนี้ [20,21]

$$\frac{1}{c^2} \frac{\partial p_1}{\partial t} = \frac{\partial \rho_1}{\partial t} + \vec{u} \cdot \nabla \rho \quad (26)$$

เมื่อใช้ตัวแปร P และ ρ ที่ไม่ขึ้นกับเวลา ตัวแปร ρ_1 มีค่าน้อยมากเมื่อเทียบกับค่าของตัวแปร ρ ส่วนตัวแปร μ คืออนุภาคของความเร็ว, ∇ คือการดำเนินการเกรเดียนต์ (gradient operator) และ \cdot คือการดำเนินการทางสเกลาร์

ค่าแรงดัน ความหนาแน่น และอนุภาคของความเร็ว จำเป็นต้องเขียนออกมาในรูปแบบของสมการการว่าด้วยกำลังและอำนาจของของเหลว (hydrodynamic equation) [20]

$$\rho_{ins} \frac{d\vec{u}}{dt} = -\nabla P_{ins} \quad (27)$$

$$\frac{d\rho_{ins}}{dt} = -\nabla \cdot (P_{ins} \vec{u}) \quad (28)$$

ซึ่งนี่คือสมการการเคลื่อนที่ และเป็นสมการต่อเนื่อง (equation of continuity) เมื่อใช้สมการ(23) และ (24) และตัดการดำเนินการที่กำลังสูงๆ ออกไป จะเขียนได้ดังนี้

$$\frac{d\vec{u}}{dt} = -\nabla p_1 \quad (29)$$

$$\frac{d\rho_1}{dt} = -\nabla \cdot (\rho \bar{u}) \quad (30)$$

ต่างจากสมการ (30) เนื่องจากตัวแปร t และนำไปเข้ากับสมการ(29) จะได้ดังนี้

$$\frac{\partial^2 \rho_1}{\partial^2 t} = -\nabla \cdot \left(\rho \frac{\partial \bar{u}}{\partial t} \right) = -\nabla \cdot (-\nabla p_1) = \nabla^2 p_1 \quad (31)$$

ต่างจากสมการ (26) เนื่องจากตัวแปร t จะได้

$$\frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p_1}{\partial^2 t} = \frac{\partial^2 p_1}{\partial^2 t} + \frac{\partial \bar{u}}{\partial t} \cdot \nabla \rho \quad (32)$$

และเมื่อใช้สมการ (31) และ (29) จะทำให้ได้สมการต่อไปนี้

$$\nabla^2 p_1 - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p_1}{\partial^2 t} = \frac{1}{\rho} \nabla \rho \cdot \nabla p_1 \quad (33)$$

สมมติให้ความเร็วในการเดินทางของคลื่น และความหนาแน่นของคลื่นมีค่าแตกต่างจากค่าเฉลี่ยเพียงเล็กน้อย จะได้

$$c(\bar{r}) = c_0 + \nabla c(\bar{r}) \quad (34)$$

เมื่อ $\rho(\bar{r}) = \rho_0 + \nabla \rho(\bar{r})$; $\rho_0 \gg \Delta \rho$ และ $c_0 \gg \Delta c$ จะได้

$$\nabla^2 p_1 - \frac{1}{(c_0 + \Delta c)^2} \frac{\partial^2 p_1}{\partial^2 t} = \frac{1}{(\rho_0 + \Delta \rho)} \nabla(\rho_0 + \Delta \rho) \cdot \nabla p_1 \quad (35)$$

เมื่อไม่สนใจปริมาณที่เล็กน้อยของการดำเนินการลำดับสอง และใช้การประมาณค่า ($\Delta \ll 1$):

$$\frac{1}{1 + \Delta} \approx 1 - \Delta \quad (36)$$

ได้

$$\nabla^2 p_1 - \left(\frac{1}{c_0^2} - \frac{2\Delta c}{c_0^3} \right) \frac{\partial^2 p_1}{\partial^2 t} = \left(\frac{1}{\rho_0} \nabla(\Delta \rho) - \frac{\Delta \rho}{\rho_0^2} \nabla(\Delta \rho) \right) \cdot \nabla p_1 \quad (37)$$

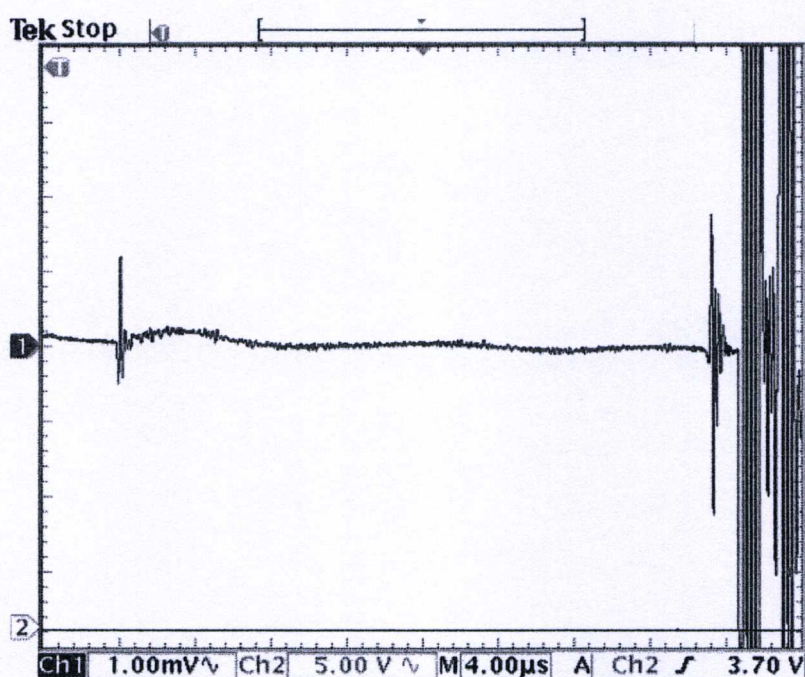
เมื่อไม่สนใจพจน์ของการดำเนินการลำดับที่สอง $(\nabla \rho / \rho_0^2) \nabla(\Delta \rho) \cdot \nabla p_1$ จะได้สมการคลื่นดังนี้

$$\nabla^2 p_1 - \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 p_1}{\partial t^2} = -\frac{2\Delta c}{c_0^3} \frac{\partial^2 p_1}{\partial t^2} + \frac{1}{\rho_0} \nabla(\Delta\rho) \cdot \nabla p_1 \quad (38)$$

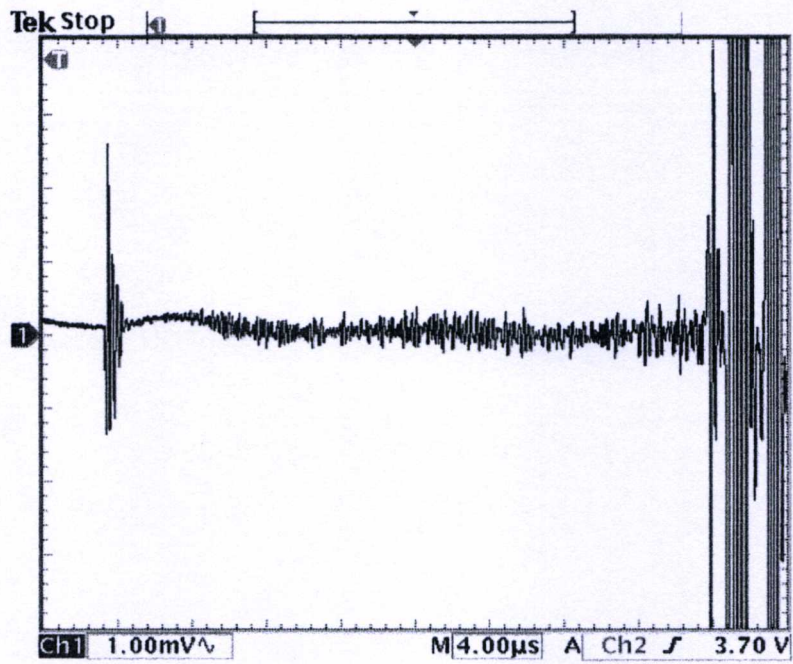
ทั้งสองพจน์ทางขวาของสมการเป็นพจน์ของการกระเจิง ซึ่งจะหายไปเมื่อตัวกลางเป็นเนื้อเดียว สมการคลื่นได้มาจากนายเชอร์นอฟ (Chernov) [20] และถูกพิจารณาโดยนายจอร์ และลีแมน (Gore and Leeman) [22] และนายมอร์สและอินการ์ด (Morse and Ingard) [21] ได้พิจารณาในรูปแบบที่แตกต่างกันเพียงเล็กน้อย เมื่อพจน์ของการกระเจิงเป็นฟังก์ชันของการบีบอัดที่อุณหภูมิคงที่ (adiabatic compressibility) K และเป็นฟังก์ชันของความหนาแน่น

สัญญาณอัลตราซาวด์จากเนื้อเยื่อเสมือนจริง(Phantom)

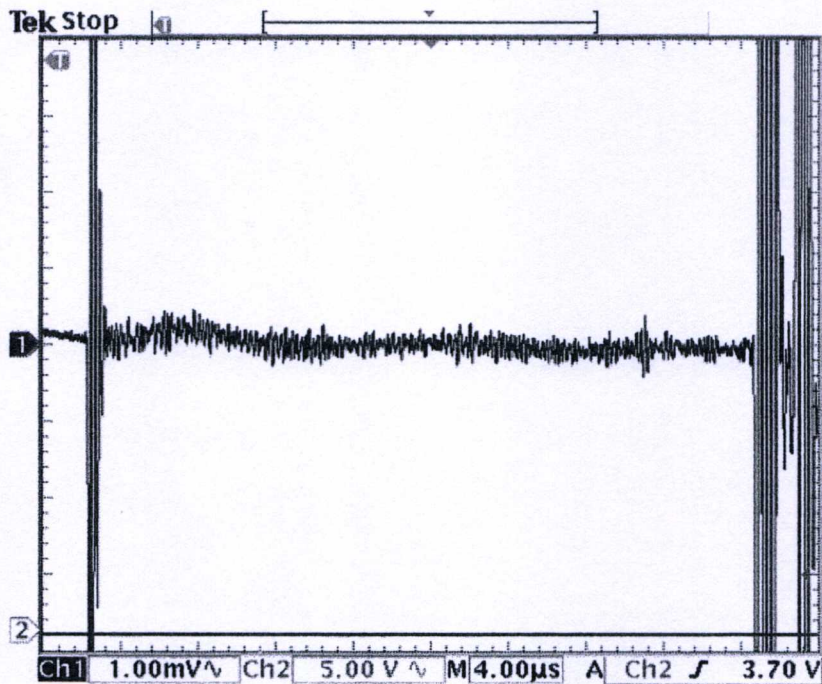
เนื้อเยื่อเสมือนจริงที่สร้างจากวุ้นทำขนม (agar) ถือเป็นมาตรฐาน ในการวัดด้านอัลตราซาวด์ ในขั้นตอนการสร้างเนื้อเยื่อเสมือนจริงนั้น ได้ทำการเปลี่ยนแปลงอัตราส่วนระหว่างปริมาณผงวุ้นกับน้ำ เพื่อให้ได้สัญญาณอัลตราซาวด์จากเนื้อเยื่อที่สร้างขึ้นมีลักษณะการกระเจิงกลับที่สูง จึงได้เปลี่ยนแปลงอัตราส่วนระหว่างผงวุ้นต่อน้ำดังนี้ ผงวุ้น 2 กรัม , 4 กรัม และ 8 กรัม ต่อ น้ำ 250 มล. ลักษณะสัญญาณอัลตราซาวด์ของเนื้อเยื่อเสมือนจริงที่ไม่มีตัวกระเจิงภายใน ตามอัตราส่วนที่กล่าวไปก่อนหน้านี้ แสดงดังรูปภาคผนวก ข.1



ก. สัญญาณการกระเจิงกลับ ของอัตราส่วนผงวุ้น 2 กรัมต่อ น้ำ 250 มล.



ข. สัญญาณกระเจิงกลับ ของอัตราส่วนผงวุ้น 4 กรัมต่อน้ำ 250 มล.



ค. สัญญาณกระเจิงกลับ ของอัตราส่วนผงวุ้น 8 กรัมต่อน้ำ 250 มล.

รูปภาคผนวก ข.1 สัญญาณกระเจิงกลับจากเนื้อเชื้อเสมือนจริงในอัตราส่วนที่ต่างกัน

จากรูปภาคผนวก ข.1 พบว่าลักษณะสัญญาณทั้งสามนั้น สัญญาณที่ได้จากเนื้อเยื่อเสมือน-จริง ในอัตราส่วนผงวุ้น 8 กรัมต่อน้ำ 250 มล. มีการกระเจิงกลับของสัญญาณที่ดีกว่าอัตราส่วนอื่นๆ ในงานวิจัยจึงนำผลจากการศึกษานี้ มาทำการสร้างเนื้อเยื่อเสมือนจริงในอัตราส่วนผงวุ้น 8 กรัมต่อน้ำ 250 มล.

การเผยแพร่ผลงานวิทยานิพนธ์หรือการศึกษาค้นคว้าอิสระ

การเผยแพร่ผลงานวิทยานิพนธ์หรือการศึกษาค้นคว้าอิสระของผู้วิจัยมีดังต่อไปนี้ คือ

1. M. Lohakan, N. Pueiam, S. Boonsang and C. Pintavirooj
Application of A Fourier Centroid Shift Method for Estimation of Ultrasonic Attenuation Coefficients (9 -12 May, 2007)
 Electrical Engineering/ Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology (ECTI) International Conference. P.81- 84.
2. ณัฐณี กู่เอี่ยม, มีชัย โลหะการ, อัญจิสา หยกประดิษฐ์, ศิริเดช บุญแสง, ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์
การประมาณเชิงปริมาณของค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนอัลตราซาวด์ ในเนื้อเยื่อสังเคราะห์
 (18 – 19 ธันวาคม, 2550)
 Thai Biomedical Engineering Research Association (ThaiBME 2007), P.144 - 149
3. N. Pueiam, A. Yokpradit and S. Boonsang
Quantitative estimation of ultrasonic attenuation coefficients in synthetic tissue
 (10 - 11 Nov, 2008)
 International Symposium on Biomedical Engineering (ISBME 2008), P. 226 - 229

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล	นางสาวณัฐณี ภูเอี่ยม
วัน เดือน ปีเกิด	วันที่ 9 เมษายน พ.ศ.2526 ที่จังหวัดอุดรธานี
ที่อยู่	12/56 หมู่5 หมู่บ้านฉัฐวรรณ แขวงกระทู้มราย เขตหนองจอก กรุงเทพมหานคร 10530 โทร 02-937-2875
ประวัติการศึกษา	2547 วิทยาศาสตร์บัณฑิต ภาควิชาฟิสิกส์ประยุกต์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ปัจจุบันกำลังศึกษาอยู่วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง