

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การจำลองการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีทางพีชคณิต โดยใช้หน่วยตรวจจับ
คลื่นอัลตราโซนิคชนิดแถว 2 ระนาบ ในโหมดสะท้อน

SIMULATION OF BI-PLANE LINEAR-ARRAY
ULTRASONIC REFLECTION TOMOGRAPHY
WITH ALGEBRAIC RECONSTRUCTION TECHNIQUE



วพ.
๔/๖๒๒ ก
๒๕๕๓

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน..... 110535
วัน,เดือน,ปี..... -4 พ.ย. 2553

b..... 12258891
i.....

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2553

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**SIMULATION OF BI-PLANE LINEAR-ARRAY
ULTRASONIC REFLECTION TOMOGRAPHY
WITH ALGEBRAIC RECONSTRUCTION TECHNIQUE**



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

2010

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2010

FACULTY OF ENGINEERING

เอ **KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG** ใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์

การจำลองการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีทางพีชคณิต
โดยใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกชนิดแถว
2 ระนาบ ในโหมดสะท้อน

นักศึกษา

นาย ปิยะภัทร กริสุระเดช

รหัสนักศึกษา

49060404

ปริญญา

วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชา

วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

พ.ศ.

2553

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

รศ. ดร. มนัส สัจวารศิลป์

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

รศ. ดร. ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์

บทคัดย่อ

การสร้างภาพตัดขวางด้วยคลื่นอัลตราโซนิกทั่วไปนั้น จำเป็นต้องเก็บข้อมูล โปรเจกชันรอบวัตถุเพื่อนำไปใช้ในการสร้างภาพตัดขวาง โดยจะต้องมีการเลื่อนแหล่งกำเนิดคลื่นอัลตราโซนิกไปรอบวัตถุ หรือใช้วิธีการหมุนวัตถุแทน ในงานวิจัยฉบับนี้ได้นำเสนอการจำลองรูปแบบวิธีการเก็บข้อมูล โปรเจกชันโดยใช้หลักการสะท้อนของคลื่นอัลตราโซนิก ซึ่งไม่จำเป็นต้องเลื่อนแหล่งกำเนิดคลื่นอัลตราโซนิกไปรอบวัตถุ หรือทำการหมุนวัตถุ ในการจำลองการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีทางพีชคณิตโดยใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกชนิดแถว 2 ระนาบในโหมดสะท้อนนี้ จะกำหนดให้คลื่นอัลตราโซนิกเดินทางเป็นเส้นตรง ดังนั้นจึงสามารถใช้วิธีการอินทิเกรตแบบเส้นตรงได้เหมือนในกรณีของเอ็กซ์เรย์ ซึ่งข้อมูล โปรเจกชันที่นำมาใช้ในการสร้างภาพตัดขวางนั้น คือ การอินทิเกรตค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของคลื่นอัลตราโซนิกที่เดินทางผ่านในแต่ละชั้นผิวของวัตถุที่ใช้ในการทดลอง และใช้วิธี ฟริควนซี-เซ็นทรอย-ชิฟท์ ในการประมวลค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของคลื่นอัลตราโซนิก จากนั้นเทคนิคการสร้างภาพด้วยวิธีทางพีชคณิตได้ถูกนำมาใช้ในการสร้างภาพตัดขวาง จากผลการทดลองที่ได้จากการจำลองการสร้างภาพตัดขวางแสดงให้เห็นว่าข้อมูล โปรเจกชันที่เก็บได้ด้วยวิธีเทคนิคดังกล่าวข้างต้น สามารถนำไปใช้สร้างภาพตัดขวางได้จริง และมีความเป็นไปได้ในการประยุกต์ใช้งานที่ดีในอนาคต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis Title	Simulation of Bi-plane Linear-Array Ultrasonic Reflection Tomography with Algebraic Reconstruction Technique
Student	Mr. Piyapat Greesuradej
Student ID	49060404
Degree	Master of Engineering
Program	Electronics Engineering
Year	2010
Thesis Advisor	Assoc. Prof. Dr. Manas Sangworasil
Thesis Co-Advisor	Assoc. Prof. Dr. Chuchart Pintavirooj

ABSTRACT

General ultrasound computer tomographic imaging collects projection data of imaged object for tomographic reconstruction by moving an ultrasonic source around an object or by rotating the object. This thesis presents a simulation of the projection data collection using principle of ultrasound reflection which is not necessary to move the ultrasonic source around the object or rotate the object. In this simulation of bi-plane linear-array ultrasonic reflection tomography with algebraic reconstruction technique, the ultrasound wave is assumed as a straight line. Therefore, it is able to use a line integral as in x-ray case which the projection data in tomogram reconstruction is an attenuation coefficient integration of the ultrasound transmit through each layer of an experimental object and using a frequency-centroid shift method in an estimation of ultrasound attenuation coefficient. Then the imaging technique by using an algebraic reconstruction technique is applied in the tomographic imaging. From the experimental result obtained in the tomographic imaging simulation, it is shown that the projection data collected by this described above technique is able to use in real tomographic imaging and possible to apply in further promising applications.

กิตติกรรมประกาศ

การที่วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดีนั้น ข้าพเจ้าต้องขอขอบพระคุณบุคคลต่าง ๆ ที่ได้มีส่วนร่วมในงานวิจัย ดังต่อไปนี้

ขอกราบขอบพระคุณ คุณพ่อคุณแม่ ที่ได้ให้กำเนิด อบรมสั่งสอน เลี้ยงดูข้าพเจ้าจนเติบโตใหญ่และให้โอกาสในการศึกษา พร้อมทั้งกำลังใจและความรักที่ท่านได้มอบให้แก่ข้าพเจ้าตลอดมา

ขอขอบพระคุณท่านอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ รศ.ดร. มนัส สังวรศิลป์ ผู้ซึ่งให้การสนับสนุน ความรู้ คำแนะนำ ที่ดีต่างๆ ตลอดจนมอบประสบการณ์ และ โอกาสอันมีค่าแก่ข้าพเจ้า

ขอขอบพระคุณท่านอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม รศ.ดร. ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ ผู้ซึ่งให้ความรู้ คำแนะนำ ตลอดจนสนับสนุนในการทำงานวิจัยทุกๆด้าน ตลอดช่วงเวลาที่ข้าพเจ้าศึกษาอยู่

ขอขอบพระคุณคณาจารย์ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ทุกๆ ท่าน ที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาให้กับข้าพเจ้า

ขอขอบพระคุณ ผศ. อาทร สรรพานิช ผู้ซึ่งให้ความรู้ คำปรึกษา คำแนะนำ และให้การช่วยเหลือในงานวิจัยนี้กับข้าพเจ้าเสมอมา

ขอขอบคุณ นาย คชา จารวงค์รังสี รุ่นพี่ที่ให้คำแนะนำ และประสบการณ์ พร้อมทั้งให้ความช่วยเหลือในงานวิจัยนี้มา โดยตลอด

ขอขอบคุณ นาย สติพงษ์ กิมจำปา เพื่อนผู้ให้การช่วยเหลือเกื้อกูลกันตลอดเวลา นาย สรพงศ์ อยู่ตะเภา นส. ณัฐณี ภูเอี่ยม เพื่อนคู่คิดซึ่งให้คำปรึกษาคำแนะนำที่เป็นประโยชน์ตลอดระยะเวลาที่ข้าพเจ้าศึกษาอยู่

ขอขอบคุณ นส. วรัญญา ศรีสำออง ผู้ให้ความช่วยเหลือทางด้านเอกสาร พร้อมทั้งคำปรึกษา และคำแนะนำที่ดี เป็นประโยชน์แก่ข้าพเจ้าในการทำวิทยานิพนธ์เล่มนี้

ขอขอบคุณเพื่อนๆ รุ่นพี่ รุ่นน้อง ร่วมห้องปฏิบัติการวิจัยสัณฐานชีวภาพ และประมวลภาพ (Bio-Lab) ที่มอบประสบการณ์ที่ดี และให้การช่วยเหลือด้านต่างๆ

คุณค่าและประโยชน์อันพึงมาจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอบแต่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

ปิยะภัทร กริสุระเดช

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาของงานวิจัย	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	2
1.3 สมมติฐานของการศึกษา	2
1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย	4
1.5 ขอบเขตการวิจัย.....	5
1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์	5
บทที่ 2 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับคลื่นอัลตราโซนิก.....	6
2.1 บทนำและความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับคลื่นอัลตราโซนิก.....	6
2.1.1 การสะท้อน (Reflection).....	7
2.1.2 การกระเจิง (Scattering).....	8
2.1.3 การดูดกลืน (Absorption)	8
2.1.4 การหักเห (Refraction).....	8
2.2 อัลตราโซนิกทรานสดิวเซอร์.....	8
2.2.1 อัลตราโซนิกทรานสดิวเซอร์ชนิดที่ใช้ปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริก	9
2.2.2 อัลตราโซนิกทรานสดิวเซอร์แบบแมกนีโตรสทริกทีฟ.....	12
2.3 การใช้งานคลื่นอัลตราโซนิกทางการตรวจวินิจฉัยทางการแพทย์	14
2.4 การใช้ประโยชน์จากคลื่นอัลตราโซนิกที่มีความเข้มสูง	21
บทที่ 3 การสร้างภาพตัดขวางด้วยคลื่นอัลตราโซนิกในโหมดสะท้อน	25
3.1 ความหมายของภาพตัดขวาง.....	25
3.2 การสร้างภาพด้วยคลื่นอัลตราโซนิกในโหมดสะท้อน.....	26

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา IV และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

3.3	การประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของคลื่นอัลตราโซนิก.....	29
3.4	การสร้างภาพตัดขวางด้วยเทคนิคทางพีชคณิต (ART).....	31
3.4.1	ART เป็นระบบสมการเชิงเส้น	31
3.4.2	การคำนวณค่าแฟกเตอร์น้ำหนัก (Weighing factor).....	32
3.4.3	หลักการของแคชแมร์ซ (Kaczmarz Method)	33
บทที่ 4	การทดลองและผลการทดลอง.....	38
4.1	การจำลองการติดตั้งระบบเก็บผลข้อมูล (Acquisition system simulation).....	38
4.1.1	การจำลองระบบเก็บผลข้อมูลโดยใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกชนิดแถวแบบ 1 ระนาบ	38
4.1.2	การจำลองระบบเก็บผลข้อมูลโดยใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกชนิดแถวแบบ 2 ระนาบ	39
4.1.3	ภาพวัตถุจำลองที่ใช้ในการทดลอง	40
4.1.4	ขั้นตอนการจำลองการทดลอง	41
4.2	ผลการจำลองการทดลอง	44
4.2.1	ผลการทดลองโดยใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกชนิดแถวแบบ 1 ระนาบ ..	45
4.2.2	ผลการทดลองโดยใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกชนิดแถวแบบ 2 ระนาบ ..	49
4.3	การเปรียบเทียบคุณภาพของภาพตัดขวางที่ได้จากการจำลองการสร้างภาพตัดขวาง	53
4.4	การทดลองวัดความละเอียดของระบบเก็บผลข้อมูล (Resolution).....	55
บทที่ 5	สรุปผลการวิจัย.....	58
5.1	สรุปผลการวิจัย.....	58
5.2	ข้อเสนอแนะและแนวทางวิจัยต่อ.....	59
เอกสารอ้างอิง	60
คำสำคัญของวิทยานิพนธ์	61
ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์	62
ประวัติผู้เขียน	63

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา V และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 4.1 ค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการสร้างวัตถุจำลอง.....	40
ตารางที่ 4.2 แสดงค่าความผิดพลาด (%MSE) ของผลภาพที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางด้วยหน่วย ตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกแบบ 1 ระนาบ (Mono-plane) ในแต่ละ iterations.....	46
ตารางที่ 4.3 แสดงค่าความผิดพลาด (%MSE) ของผลภาพที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางด้วยหน่วย ตรวจจับอัลตราโซนิกแบบ 2 ระนาบ (Bi-plane) ในแต่ละ iterations	50
ตารางที่ 4.4 แสดงการเปรียบเทียบค่าความผิดพลาด (%MSE) ของผลภาพที่ได้จากการสร้างภาพ ตัดขวางด้วยหน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกแบบ 1 และ 2 ระนาบ.....	53



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา VI และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

หน้า

รูปที่ 1.1 แสดงลักษณะการเก็บข้อมูลโปรเจ็คชันแบบเก่า.....	3
รูปที่ 1.2 แสดงลักษณะการเก็บข้อมูลโปรเจ็คชันแบบใหม่	3
รูปที่ 1.3 แสดงถึงขั้นตอนที่มาของข้อมูลโปรเจ็คชัน	4
รูปที่ 2.1 ลักษณะการสะท้อนกลับของคลื่นที่ขึ้นกับพื้นผิวดวงกลางที่ทำมุมต่างกัน.....	7
รูปที่ 2.2 ตัวอย่างของการหักเหของคลื่นที่มีความเร็วในตัวกลางการต่างกัน.....	8
รูปที่ 2.3 ปรากฏการณ์เปียโซอิเล็กทริก	9
รูปที่ 2.4 การยืดขึ้นวัสดุเปียโซอิเล็กทริกเพื่อใช้งานโดยทั่วไป	10
รูปที่ 2.5 โครงสร้างของทรานส์ควอเตอร์ชนิดที่ใช้หลักการโค้งงอของวัสดุเปียโซอิเล็กทริก	10
รูปที่ 2.6 ลักษณะการยืดทรานส์ควอเตอร์ชนิดที่ใช้หลักการโค้งงอของวัสดุเปียโซอิเล็กทริก	11
รูปที่ 2.7 ปรากฏการณ์แมกนีโตรสทริกชัน	12
รูปที่ 2.8 ความสัมพันธ์ของระยะทางที่เปลี่ยนแปลงไป	13
รูปที่ 2.9 โครงสร้างทั่วไปของทรานส์ควอเตอร์แบบแมกนีโตรสทริกทิฟ	13
รูปที่ 2.10 วิธีการสะท้อนของสัญญาณกระตุ้น.....	15
รูปที่ 2.11 แบบจำลองของทรานส์ควอเตอร์แบบอาร์เรย์ที่ใช้สำหรับการสแกนแบบขนาน	16
รูปที่ 2.12 ลักษณะการสแกนสัญญาณแบบต่างๆ	17
รูปที่ 2.13 การสแกนแบบขนานที่ใช้ทรานส์ควอเตอร์ที่สามารถหมุนได้	17
รูปที่ 2.14 การใช้คลื่นอัลตราโซนิกเพื่อตรวจหารกที่อยู่ในครกมาร์ดา.....	18
รูปที่ 2.15 การใช้เทคนิคทางด้านการประมวลผลภาพในการสร้างภาพเสมือนของทารก	19
รูปที่ 2.16 การใช้คลื่นอัลตราโซนิกตรวจหาก้อนน้ำในถุงน้ำดี	19
รูปที่ 2.16 การใช้คลื่นอัลตราโซนิกเพื่อตรวจหามะเร็งต่อมลูกหมาก	20
รูปที่ 2.17 การใช้คลื่นอัลตราโซนิกเพื่อตรวจดูรังไข่.....	20
รูปที่ 2.18 หลักการใช้คลื่นอัลตราโซนิกเพื่อทำความสะอาดพื้นผิว.....	21
รูปที่ 2.19 รูปแบบของเปียโซอิเล็กทริกทรานส์ควอเตอร์สำหรับงานทำความสะอาดพื้นผิว.....	22

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา VII และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

หน้า

รูปที่ 2.20 ภาพจำลองการเชื่อมพลาสติกด้วยคลื่นอัลตราโซนิค	23
รูปที่ 2.21 จุบรวมพลังงานในการเชื่อมชิ้นงานขนาดเล็ก	23
รูปที่ 2.22 การย้ำหมุดพลาสติกด้วยคลื่นอัลตราโซนิค	24
รูปที่ 2.23 การใช้คลื่นอัลตราโซนิคเพื่อฝังหมุดโลหะลงในเนื้อพลาสติก.....	24
รูปที่ 3.1 แสดงถึงขั้นตอนที่มาของข้อมูล โปรเจกชัน	27
รูปที่ 3.2 รูปคลื่นที่ตกกระทบที่ถูกส่งออกจากตัวส่งและรูปคลื่นที่ถูกรับได้ที่ตัวรับ	27
รูปที่ 3.3 ภาพแสดงรูปแบบการฉายแสงและการคำนวณค่าเฟกเตอร์น้ำหนัก	32
รูปที่ 3.4 ภาพแสดงตัวอย่างการคำนวณหาเฟกเตอร์น้ำหนัก	33
รูปที่ 3.5 ภาพแสดงการใช้ทฤษฎีของแคชเมียร์ ในการแก้สมการสองตัวแปร.....	34
รูปที่ 3.6 ภาพแสดง Hyper-plane ของสมการ $\vec{n}_1 \cdot \vec{f} = p_1$	35
รูปที่ 4.1 การจำลองระบบเก็บผลข้อมูลแบบ Mono-plane	39
รูปที่ 4.2 การจำลองระบบเก็บผลข้อมูลแบบ Bi-plane.....	40
รูปที่ 4.3 แสดงภาพวัตถุจำลองที่ใช้ในการจำลองการทดลอง.....	41
รูปที่ 4.4 แสดงขั้นตอนการเก็บผลข้อมูล โปรเจกชัน.....	42
รูปที่ 4.5 แสดงขั้นตอนการสร้างภาพตัดขวางด้วย ART	43
รูปที่ 4.6 แสดงรูปวัตถุจำลอง ผลที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางด้วยหน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิคแบบ 1 ระนาบ (Mono-plane) ในแต่ละ iterations.....	45
รูปที่ 4.7 กราฟแสดงการเปรียบเทียบค่าระหว่าง %MSE ต่อ iterations ของระบบที่ใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิคแบบ 1 ระนาบ (Mono-plane)	46
รูปที่ 4.8 แสดงกราฟโปรไฟล์ (profile) ที่ Y=65 เปรียบเทียบระหว่างวัตถุจำลองกับผลที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางด้วยหน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิคแบบ 1 ระนาบ ที่ iteration ที่ 3 10 และ 50	47

สารบัญรูป (ต่อ)

หน้า

รูปที่ 4.9 แสดงกราฟโปรไฟล์ (profile) ที่ $Y=89$ เปรียบเทียบระหว่างวัตถุจำลอง กับผลที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางด้วยหน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกแบบ 1 ระนาบที่ iteration ที่ 3 10 และ 50	48
รูปที่ 4.10 แสดงภาพวัตถุจำลอง และผลที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางด้วยหน่วยตรวจจับคลื่นแบบ 2 ระนาบ (Bi-plane) ในแต่ละ iterations.....	49
รูปที่ 4.11 กราฟแสดงการเปรียบเทียบค่าระหว่าง %MSE ต่อ iterations ของระบบที่ใช้หน่วยตรวจจับคลื่น อัลตราโซนิกแบบ 2 ระนาบ (Bi-plane)	50
รูปที่ 4.12 แสดงกราฟโปรไฟล์ (profile) ที่ $Y=65$ เปรียบเทียบระหว่างวัตถุจำลอง กับผลที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางด้วยหน่วยตรวจจับคลื่นแบบ 2 ระนาบที่ iteration ที่ 3 10 และ 50.....	51
รูปที่ 4.13 แสดงกราฟโปรไฟล์ (profile) ที่ $Y=89$ เปรียบเทียบระหว่างวัตถุจำลอง กับผลที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางด้วยหน่วยตรวจจับคลื่นแบบ 2 ระนาบที่ iteration ที่ 3 10 และ 50.....	52
รูปที่ 4.14 กราฟแสดงการเปรียบเทียบค่า %MSE ต่อ iterations ของระบบหน่วยตรวจจับคลื่น อัลตราโซนิก แบบ 1 ระนาบ และ 2 ระนาบ.....	54
รูปที่ 4.15 ภาพวัตถุจำลองที่ใช้ในการทดลองวัดความละเอียดของระบบจำลอง.....	55
รูปที่ 4.16 ภาพวัตถุจำลองและผลภาพตัดขวางที่ได้จากการวัดความละเอียดของระบบจำลอง.....	56
รูปที่ 4.17 แสดงกราฟโปรไฟล์ (profile) ที่ $Y = 65$ และ $X = 64$ เปรียบเทียบระหว่างภาพวัตถุจำลอง กับผลภาพที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวาง ที่ 50-iteration	57

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาของงานวิจัย

การสร้างภาพในโหมด บี-สแกน (B-scan) จากคลื่นพัลส์ที่สะท้อนกลับมา (pulse-echo) แบบธรรมดาตั้งแต่เดิมนี้เป็นวิธีหนึ่งที่ใช้พัลส์ที่ถูกสะท้อนกลับมา (reflected pulse) สำหรับการสร้างภาพโทโมแกรม (tomogram) แต่ว่าภาพที่ได้นั้นจะแสดงเพียงแคผิว (interfaces) ของวัตถุเท่านั้น จะไม่แสดงถึงคุณสมบัติภายใน (local properties) ของวัตถุนั้นๆ ในขณะที่อีกทางหนึ่งนั้น อัลตราโซนิกในโหมดการส่งผ่าน (ultrasonic transmission mode) สามารถสร้างภาพคุณสมบัติภายในของวัตถุได้ ตัวอย่างเช่น ความเร็วเสียง ดัชนีการหักเห หรือ สัมประสิทธิ์การลดทอน (attenuation coefficient) ของเนื้อเยื่อจากพัลส์ที่ได้รับ [1]. อย่างไรก็ตาม ปัญหาหลักของการสร้างภาพด้วยคลื่นอัลตราโซนิก (Ultrasonic tomography) นั้นแบ่งออกเป็น 2 กรณี กรณีที่ 1 คือ การเลี้ยวเบนและการหักเหของคลื่นอัลตราโซนิก ขณะที่คลื่นเดินทางผ่านชั้นผิว (interfaces) ของวัตถุ ซึ่งมีดัชนีการสะท้อน (reflective indexes) ที่แตกต่างกัน จึงทำให้คลื่นเดินทางไม่เป็นเส้นตรง ดังนั้นเราจึงไม่สามารถใช้วิธีการอินทิเกรตแบบเป็นเส้นตรง (line integral geometry) ได้เหมือนในกรณีของ เอ็กซเรย์ (X-ray) วิธีการแก้ปัญหานี้เป็นที่รู้จักกันดี คือ Fourier diffraction theorem [2] และ Filtered back propagation algorithm [3]. แต่อย่างไรก็ตาม เรายังคงสามารถใช้การอินทิเกรตแบบเส้นตรงได้ ถ้าเราสมมติว่าวัตถุนั้นมีการเปลี่ยนแปลงค่าดัชนีหักเหเพียงเล็กน้อยเท่านั้น กรณีที่ 2 คือ คลื่นอัลตราโซนิกที่ทะลุผ่าน (Transmitted pulse) วัตถุที่แข็ง อย่างเช่นกระดูกนั้น แพทจะถูกสะท้อนกลับเกือบทั้งหมด ทำให้ไม่มีสัญญาณทะลุไปถึงตัวรับคลื่นอัลตราโซนิก ที่อยู่ฝั่งตรงกันข้ามได้ ปัญหานี้ทำให้ยากที่จะสามารถนำคลื่นพัลส์ที่ทะลุผ่านวัตถุไปประยุกต์ใช้งานได้ แต่ทว่าที่คลื่นพัลส์ที่สะท้อน (Reflected pulse) กลับมานั้นยังคงประกอบด้วยคุณลักษณะของวัตถุ ทำให้มีความเป็นไปได้ในการนำคลื่นพัลส์ที่สะท้อนกลับนี้ไปประยุกต์ใช้งาน

ความพยายามมากมาย [4, 5] นั้นได้ถูกศึกษาค้นคว้าในช่วงระยะเวลาหลายปีที่ผ่านมา เพื่อที่จะทำให้การสร้างภาพด้วยคลื่นอัลตราโซนิก (ultrasonic tomography) นั้นมีความเหมาะสมในการนำไปใช้ทางการแพทย์ ระบบที่มีรูปแบบที่แตกต่างไปจากการสร้างภาพในโหมด บี-สแกน เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

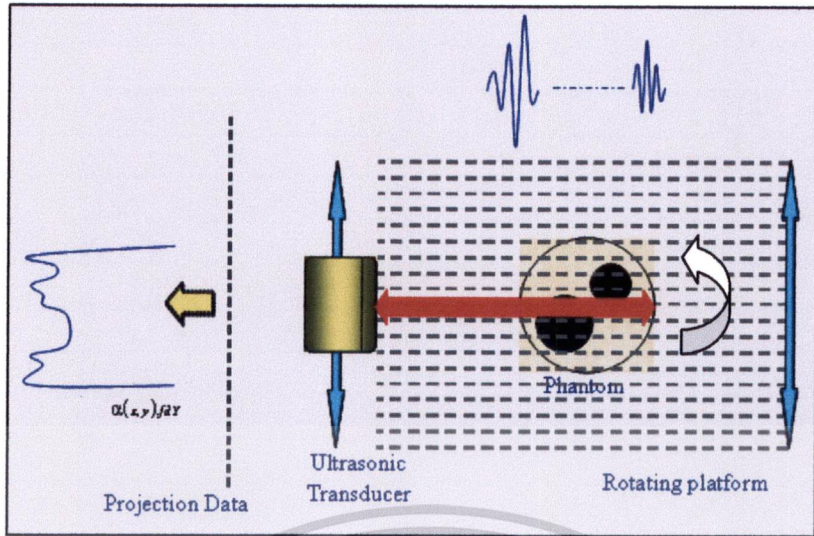
(B-scan) แบบเดิมนั้น ยังคงเป็นอุปสรรค ในการทำให้เป็นไปได้จริง ในงานวิจัยนี้เราได้สำรวจแนวคิดของการปรับเปลี่ยนแก้ไขการสร้างภาพ B-mode ultrasound เพื่อทำให้เป็นการสร้างภาพตัดขวางในโหมดสะท้อน (reflection mode ultrasonic tomography) ซึ่งระบบนั้นมีความคล้ายกันกับการสร้างภาพในโหมดส่งผ่านที่มีมุมที่จำกัด (limited-angle transmission tomography) [6,7] ทั้งยังได้นำวิธี ฟรีควเอนซ์-เซ็นทรอยด์-ชิฟท์ (frequency-centroid-shift) [8,9] มาประยุกต์ใช้ รวมถึงการใช้เทคนิคการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้เทคนิคทางพีชคณิต (algebraic reconstruction techniques, ART) เนื่องจากวิธีดังกล่าวสามารถให้คุณภาพของภาพที่ดี [10,11]

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

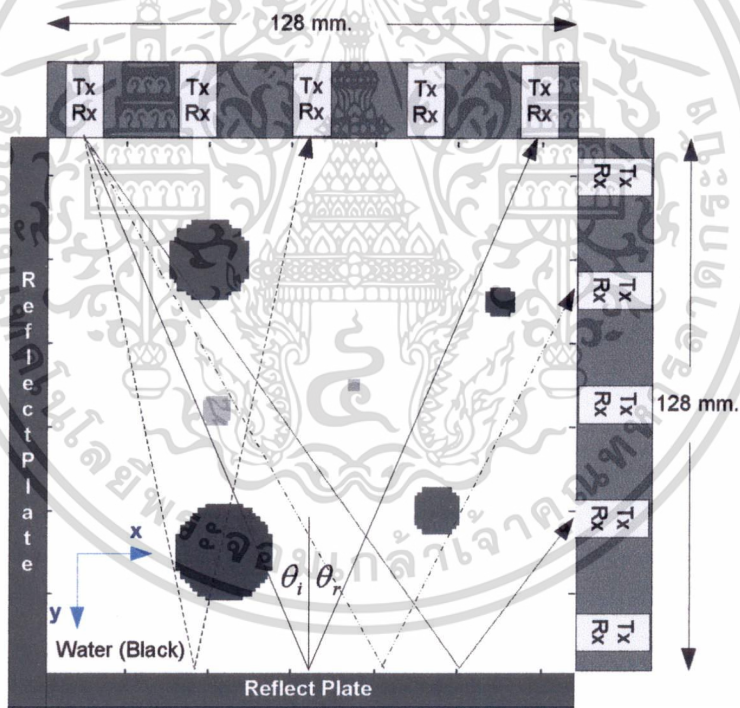
1. เพื่อศึกษาหลักการสร้างภาพตัดขวางด้วยคลื่นอัลตราโซนิกในโหมดสะท้อน โดยพิจารณาการเดินทางของคลื่นอัลตราโซนิกแบบเป็นเส้นตรง
2. เพื่อจำลองการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีทางพีชคณิต โดยใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิก ชนิดแถวแบบ 1 ระนาบ และแบบ 2 ระนาบ ในโหมดสะท้อนกลับ
3. เพื่อเปรียบเทียบคุณภาพของภาพตัดขวางที่ได้ จากการใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกชนิดแถวแบบ 1 ระนาบ และแบบ 2 ระนาบ

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

โดยทั่วไปการสร้างภาพตัดขวางด้วยคลื่นอัลตราโซนิกในโหมดส่งผ่านและ โหมดสะท้อน นั้น มีความยุ่งยากซับซ้อนเกี่ยวกับวิธีการเก็บผลข้อมูล โปรเจกชัน ที่จะนำไปใช้ในส่วนของการสร้างภาพตัดขวาง เนื่องจากจะต้องทำการเก็บข้อมูล โปรเจกชันรอบวัตถุจึงจำเป็นต้องทำการเลื่อนแหล่งกำเนิดคลื่นอัลตราโซนิก ไปรอบวัตถุ หรือใช้วิธีการหมุนวัตถุแทน ดังรูปที่ 1.1 ซึ่งจะเกิดความไม่สะดวกเมื่อนำไปประยุกต์ใช้งานจริง แต่ในงานวิจัยนี้เราได้ทำการปรับเปลี่ยนรูปแบบวิธีการเก็บผลข้อมูล โปรเจกชันใหม่ เพื่อลดปัญหาความยุ่งยากซับซ้อนนั้นให้ง่ายและสะดวกขึ้น โดยไม่จำเป็นต้องทำการเลื่อนแหล่งกำเนิดคลื่นอัลตราโซนิก ไปรอบวัตถุ หรือใช้วิธีการหมุนวัตถุ ในการเก็บข้อมูล โปรเจกชัน ซึ่งแสดงดังรูปที่ 1.2



รูปที่ 1.1 แสดงลักษณะการเก็บข้อมูล โปรเจ็คชั่นแบบเก่า

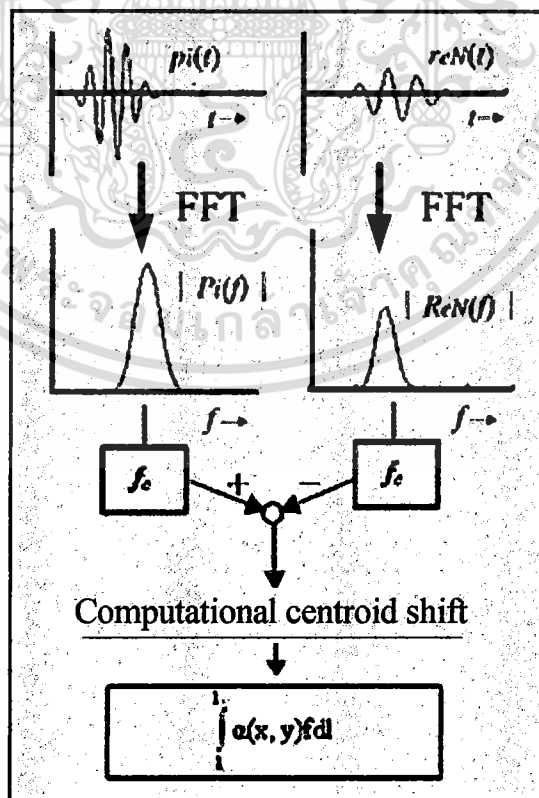


รูปที่ 1.2 แสดงลักษณะการเก็บข้อมูล โปรเจ็คชั่นแบบใหม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย

งานวิจัยฉบับนี้ได้ทำการปรับเปลี่ยนรูปแบบวิธีการเก็บผลข้อมูลโปรเจ็คชันใหม่ โดยใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกชนิดแกลว แบบ 2 ระนาบ ดังแสดงในรูปที่ 1.2 ซึ่งได้อาศัยหลักการการสะท้อนกลับของคลื่นอัลตราโซนิกในโหมดสะท้อน โดยจะกำหนดให้คลื่นอัลตราโซนิกเดินทางเป็นเส้นตรง เมื่อคลื่นอัลตราโซนิกถูกส่งออกจากตัวส่งเดินทางผ่านวัตถุแล้วไปสะท้อนกับแผ่นสะท้อนกลับมายังตัวรับ จะเสมือนว่าเป็นแหล่งกำเนิดคลื่นอัลตราโซนิกใหม่ และจากการกำหนดให้คลื่นอัลตราโซนิกเดินทางเป็นเส้นตรงนั้น คือไม่คิดถึงผลการเลี้ยวเบนของคลื่น ดังนั้นจึงสามารถใช้วิธีการอินทิเกรตแบบเส้นตรงได้เหมือนในกรณีของการเอ็กซ์เรย์ ซึ่งข้อมูลโปรเจ็คชันที่นำมาใช้ในการสร้างภาพตัดขวางนั้น คือ การอินทิเกรตค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของคลื่นอัลตราโซนิกที่เดินทางผ่านในแต่ละชั้นผิวของวัตถุที่ใช้ในการทดลอง และใช้วิธีฟรีควอนซี-เซ็นทรอย-ชิฟท์ (frequency centroid shift) ในการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของคลื่นอัลตราโซนิก จากนั้นจะนำเทคนิคการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีทางพีชคณิตมาใช้ในการสร้างภาพตัดขวางต่อไป โดยขั้นตอนที่มาจากข้อมูลโปรเจ็คชันที่จะนำมาใช้ในการสร้างภาพตัดขวาง แสดงดังรูปที่ 1.3



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนรูปที่ 1.3 แสดงถึงขั้นตอนที่มาจากข้อมูลโปรเจ็คชันหน้าไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.5 ขอบเขตการวิจัย

1. จำลองการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีทางพีชคณิต โดยใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกชนิดแถว แบบ 1 ระนาบ และแบบ 2 ระนาบ ในโหมดสะท้อน
2. เปรียบเทียบคุณภาพของภาพตัดขวางที่ได้ จากการใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกชนิดแถว แบบ 1 ระนาบ และแบบ 2 ระนาบ

1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้แบ่งเนื้อหาออกเป็น 6 บท โดยแบ่งได้ดังนี้

บทที่ 1 กล่าวถึงความจำเป็นมาของงานวิจัย ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ สมมติฐาน ทฤษฎีที่ใช้ขอบเขตของการวิจัย และขั้นตอนการศึกษา

บทที่ 2 นำเสนอความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับคลื่นอัลตราโซนิก ทั้งทางด้านความหมาย ความสำคัญ วิธีการให้กำเนิดคลื่น รวมไปถึงการใช้ประโยชน์จากคลื่นอัลตราโซนิกในด้านต่างๆ ที่สามารถพบเห็นได้

บทที่ 3 เป็นการนำเสนอทฤษฎีการสร้างภาพตัดขวางด้วยคลื่นอัลตราโซนิก การประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน รวมถึงวิธีการสร้างภาพตัดขวางด้วยเทคนิคทางพีชคณิต

บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลองที่ได้รับจากงานวิจัย

บทที่ 5 บทสรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

บทที่ 2

ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับคลื่นอัลตราโซนิก

ในบทนี้จะเป็นการกล่าวถึงความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับคลื่นอัลตราโซนิก เช่น คลื่นอัลตราโซนิกคืออะไร มีคุณสมบัติอย่างไร ทำไมเราถึงใช้คลื่นอัลตราโซนิก และอธิบายเกี่ยวกับหน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิก(Ultrasonic transducer) รวมถึงการนำไปประยุกต์ใช้งานในด้านต่างๆ

2.1 บทนำและความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับคลื่นอัลตราโซนิก

คลื่นอัลตราโซนิกนั้น หมายถึงคลื่นเสียงที่มีความถี่สูงเกินกว่าขอบเขตการได้ยินของมนุษย์ ซึ่งจากการที่คลื่นมีความถี่สูง จึงทำให้มีความยาวคลื่นสั้น ดังสมการที่ 2.1

$$c = \lambda f$$

(2.1)

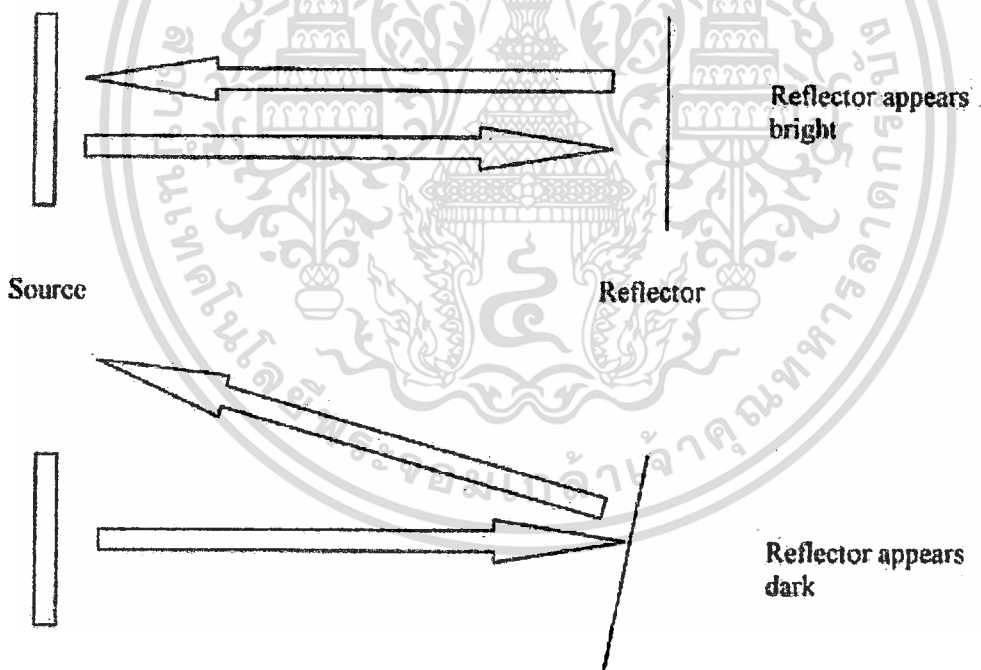
โดย λ คือ ความยาวคลื่นเสียง
 c คือ ความเร็วคลื่นเสียง
 f คือ ความถี่

จากความสัมพันธ์ในสมการที่ 2.1 ทำให้คลื่นอัลตราโซนิกที่มีความถี่สูงนั้นมีความยาวคลื่นสั้น เป็นผลทำให้สามารถกำหนดทิศทางการเคลื่อนที่ของคลื่นได้อย่างแม่นยำ เนื่องจากไม่ได้รับผลกระทบจากการเลี้ยวเบนเมื่อคลื่นเคลื่อนที่ผ่านช่องเปิดที่มีขนาดเล็กกว่าความยาวคลื่น จากคุณสมบัติที่สามารถควบคุมทิศทางของคลื่นได้แม่นยำนี้เอง จึงทำให้อัลตราซาวด์ถูกนำมาใช้งานอย่างกว้างขวาง ทางด้านการแพทย์ เช่น เครื่องอัลตราซาวด์ซึ่งใช้ในการตรวจสอบอวัยวะภายในร่างกาย ทางด้านอุตสาหกรรม เช่น การทำความสะอาดพื้นผิวด้วยคลื่นอัลตราซาวด์, การเชื่อมต้อวัสดุ, การตรวจสอบพื้นผิว ฯลฯ ทางด้านเครื่องมือวัดต่างๆ เช่น การวัดระยะทาง, การวัดความลึกของมหาสมุทร, การตรวจจับสิ่งกีดขวาง, การหาความหนาของวัตถุ ฯลฯ นอกเหนือจากนี้ยังมีการใช้งานคลื่นอัลตราซาวด์ในงานด้านอื่นๆอีกมากมาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อคลื่นอัลตราซาวด์เดินทางผ่านตัวกลาง พลังงานของคลื่นจะสูญเสียไปซึ่งแสดงให้เห็นจากการลดลงของแอมพลิจูด (Amplitude) และความเข้ม (intensity) ของคลื่นนั่นเอง ซึ่งปัจจัยทางคุณสมบัติของคลื่นที่มีผลต่อการลดทอนของตัวกลางคือ การสะท้อน (reflection), การกระเจิง (scattering), การดูดกลืน (absorption) และการหักเห (refraction) ในขณะเดียวกันอัตราการเกิดปรากฏการณ์ จะมีอัตราที่แตกต่างกันตามตัววัตถุ เช่น ในตัวที่มีการลดทอนสูงเนื่องจากปรากฏการณ์การดูดกลืน และการกระเจิง ในส่วนรอยต่อระหว่างอากาศกับน้ำนั้นการลดทอนเกิดจากปรากฏการณ์การสะท้อน

2.1.1 การสะท้อน (Reflection) การสะท้อนกลับของคลื่นอัลตราซาวด์ของแต่ละขอบเขตภายในเนื้อเยื่อ ขึ้นกับค่าความต้านทานเสียง (acoustic impedance) ค่านี้จะแปรผันตรงกับ ความหนาแน่นของตัวกลาง ซึ่งถ้าแต่ละขอบเขตมีความต่างกันมากนั้นคลื่นจะมีการสะท้อนกลับมากเช่นกัน และการสะท้อนนี้จะขึ้นอยู่กับมุมของลำคลื่นอัลตราซาวด์กับขอบเขตต่างๆ ดังรูปที่ 2.1

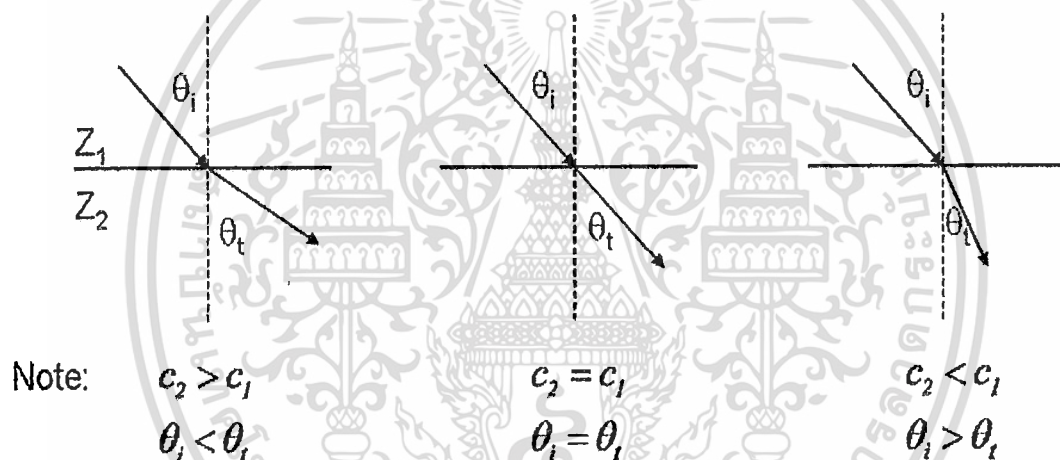


รูปที่ 2.1 ลักษณะการสะท้อนกลับของคลื่นที่ขึ้นกับพื้นผิวตัวกลางที่ทำมุมต่างกัน

2.1.2 การกระเจิง (Scattering) หมายถึง การถ่ายเทพลังงานของคลื่นตกกระทบให้กับตัวกลางที่ทำให้เกิดกระเจิง แล้วทำให้มีการปลดปล่อยพลังงานบางส่วนออกมาในหลายๆ ทิศทาง การกระเจิงจะเกิดได้ดีที่ตัวกลางของการกระเจิงเป็นอนุภาคที่มีขนาดเล็ก เมื่อเทียบกับความยาวคลื่นที่ตกกระทบ

2.1.3 การดูดกลืน (Absorption) การดูดกลืนนี้เป็นการส่งผ่านของพลังงานอัลตราซาวด์ไปยังวัตถุที่คลื่นตกกระทบ ซึ่งมีความสัมพันธ์โดยตรงกับความถี่ นอกจากนี้เป็นสาเหตุหลักในการวินิจฉัยทางอัลตราซาวด์

2.1.4 การหักเห (Refraction) เกิดขึ้นเมื่อลำของอัลตราซาวด์เบนออกจากเส้นทางเดิมเมื่อเดินทางผ่านขอบเขตระหว่างตัวกลาง ซึ่งมีความเร็วของคลื่นในตัวกลางต่างกัน (c_1, c_2)



รูปที่ 2.2 ตัวอย่างของการหักเหของคลื่นที่มีความเร็วในตัวกลางต่างกัน

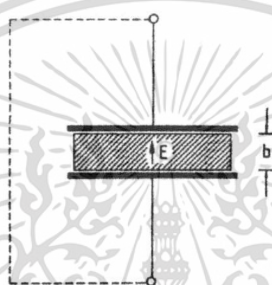
2.2 อัลตราโซนิคทรานสดิวเซอร์

คลื่นอัลตราโซนิคนั้นเป็นคลื่นที่มีลักษณะพลังงานเป็นพลังงานทางกล ดังนั้นการที่จะสามารถสร้างคลื่นอัลตราโซนิคนี้ได้ ก็คือต้องใช้อุปกรณ์ที่สามารถเปลี่ยนแปลงพลังงานรูปแบบอื่นๆ ให้อยู่ในรูปแบบพลังงานทางกลที่มีความถี่ในย่านของคลื่นอัลตราโซนิคนั่นเอง ซึ่งเราเรียกอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่แปลงระหว่างพลังงานรูปแบบต่างๆ กับคลื่นอัลตราโซนิคนี้ว่า อัลตราโซนิคทรานสดิวเซอร์ (Ultrasonic transducer) โดยอัลตราโซนิคทรานสดิวเซอร์นั้นมีอยู่หลายชนิด ซึ่งมีหลักการกำเนิดคลื่นอัลตราโซนิคที่แตกต่างกันไป สำหรับชนิดที่พบเห็นได้โดยทั่วไปนั้นมีดังต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.1 อัลตราโซนิกทรานส์ดิวเซอร์ชนิดที่ใช้ปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริก

อัลตราโซนิกทรานส์ดิวเซอร์ชนิดนี้นั้น ถือได้ว่าเป็นทรานส์ดิวเซอร์ที่นิยมแพร่หลายมากที่สุด ซึ่งถูกนำมาใช้ในการสร้างคลื่นอัลตราโซนิกที่มีความถี่สูงปานกลาง โดยมีหลักการกำเนิดคลื่นจากการใช้ประโยชน์จากปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริก (Piezoelectric Effect) นั่นคือเมื่อวัสดุที่มีคุณสมบัติเพียโซอิเล็กทริก (Piezoelectric Material) เช่นผลึกควอตซ์ (Quartz Crystal) มีความต่างศักย์ระหว่างขั้วทั้งสองต่างกันจะทำให้ผลึกเกิดการเปลี่ยนรูป ซึ่งเมื่อการเปลี่ยนรูปของผลึกนี้เกิดขึ้นด้วยความถี่ในระดับของคลื่นอัลตราโซนิกก็จะเป็นการกำเนิดคลื่นอัลตราโซนิกออกมา

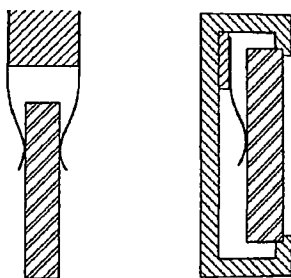


รูปที่ 2.3 ปรากฏการณ์เพียโซอิเล็กทริก

(Heinrich Kuttruff, "Ultrasonics Fundamentals and Applications", p.81)

เมื่อพิจารณารูปที่ 2.3 ชิ้นสารที่มีคุณสมบัติเพียโซอิเล็กทริกที่มีความหนา b ซึ่งถูกตัดออกมาด้วยวิธีการที่เหมาะสม (รูปแบบการเปลี่ยนรูปของชิ้นสารเมื่อได้รับพลังงานไฟฟ้านั้นขึ้นอยู่กับทิศทางของการตัดชิ้นผลึก) โดยขนาดของชิ้นสารนั้นใหญ่มากเมื่อเปรียบเทียบกับความหนาของชิ้นสารเอง เมื่อชิ้นสารนี้ได้รับพลังงานไฟฟ้าที่จ่ายผ่านขั้วอิเล็กโทรดจะเกิดสนามไฟฟ้าขึ้นภายในชิ้นสาร ซึ่งการเปลี่ยนรูปของผลึกก็เกิดจากการสะสมของพลังงานภายในชิ้นสารนี้เอง โดยปริมาณของพลังงานไฟฟ้าที่สะสมภายในนั้น มีผลโดยตรงต่อความถี่ก้ำกร (Resonance Frequency) ของแต่ละชิ้นสาร ซึ่งปริมาณของสนามไฟฟ้านี้ขึ้นอยู่กับความหนาของชิ้นสาร จึงกล่าวได้ว่าความถี่ก้ำกรของแต่ละชิ้นสารนี้ขึ้นอยู่กับความหนาของแต่ละชิ้นสารนั่นเอง สำหรับการยึดชิ้นสารเพื่อใช้งานเป็นทรานส์ดิวเซอร์โดยทั่วไปนั้นแสดงดังรูปที่ 2.4

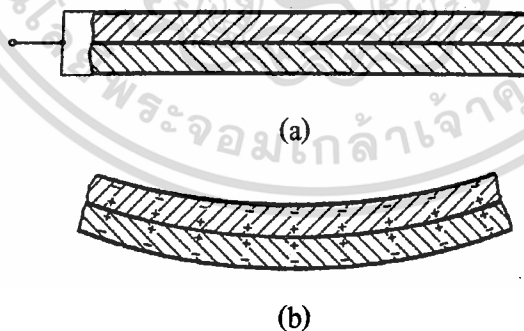
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 การยึดชิ้นวัสดุเพียโซอิเล็กทริกเพื่อใช้งาน โดยทั่วไป

(Heinrich Kuttruff, "Ultrasonics Fundamentals and Applications", p.114)

ทรานส์ดิวเซอร์ที่ใช้หลักการนี้เรียกว่าเป็นเพียโซอิเล็กทริกทรานส์ดิวเซอร์ที่พิจารณาทางด้านความหนาของชิ้นสารเป็นหลัก (Thickness Mode) ซึ่งทรานส์ดิวเซอร์ชนิดนี้นั้นให้กำเนิดคลื่นได้ไม่แรงนัก จึงทำให้สามารถใช้งานได้เพียงในกรณีของการกำเนิดคลื่นเพื่อเดินทางในของแข็งเท่านั้น ซึ่งไม่เหมาะสมอย่างยิ่งที่จะนำไปใช้ในการกำเนิดคลื่นสำหรับเดินทางในอากาศหรือก๊าซใดๆ ซึ่งได้มีการคิดค้นเพียโซอิเล็กทริกทรานส์ดิวเซอร์ที่ใช้หลักการ โค้งงอของชิ้นสารเพื่อแก้ไขจุดบกพร่องดังกล่าว ซึ่งเราเรียกทรานส์ดิวเซอร์ชนิดนี้ว่า ทรานส์ดิวเซอร์แบบที่ใช้หลักการ โค้งงอของสารเพียโซอิเล็กทริก (Piezoelectric Bending Transducer) ซึ่งให้ความแรงของคลื่นสูงกว่ามากจึงเหมาะสมอย่างยิ่งที่จะนำไปใช้กำเนิดคลื่นในของเหลว รวมไปถึงแก๊สต่างๆ

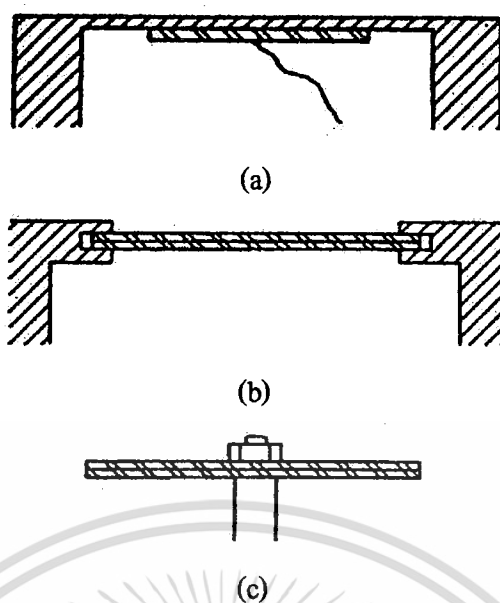


รูปที่ 2.5 โครงสร้างของทรานส์ดิวเซอร์ชนิดที่ใช้หลักการ โค้งงอของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก

(a) ขณะอยู่ในสภาวะสมดุล (b) ขณะได้รับพลังงาน

(Heinrich Kuttruff, "Ultrasonics Fundamentals and Applications", p.122)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.6 ลักษณะการยึดทรานส์ดิวเซอร์ชนิดที่ใช้หลักการ โค้งงอของวัสดุเพียโซอิเล็กทริก

- (a) การยึดวัสดุเพียโซอิเล็กทริกเข้ากับฟิล์มโลหะ
- (b) การยึดวัสดุเพียโซอิเล็กทริกที่บริเวณขอบ
- (c) การยึดวัสดุเพียโซอิเล็กทริกที่บริเวณกลางชิ้นวัสดุ

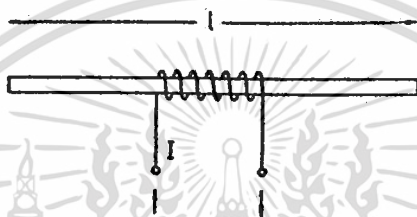
(Heinrich Kuttruff, "Ultrasonics Fundamentals and Applications", p.123)

รูปที่ 2.5 นั้นแสดง โครงสร้างของทรานส์ดิวเซอร์ดังกล่าว โดยเมื่อชิ้นสาร ได้รับพลังงานผ่านขั้วอิเล็กโทรดชิ้นสารจะเกิดการ โค้งงอ ซึ่งทิศทางของการ โค้งงอนี้ขึ้นอยู่กับทิศทางของสนามไฟฟ้าที่ชิ้นสาร ได้รับ การใช้งานวัสดุเพียโซอิเล็กทริกแบบนี้จะพบว่าความถี่ตอบสนองของชิ้นสารลดลงอย่างมากเมื่อเปรียบเทียบกับการใช้งานชิ้นสารขนาดเดียวกันในรูปแบบของความหนา ซึ่งเป็นข้อด้อยที่ทำให้ไม่สามารถสร้างทรานส์ดิวเซอร์ที่มีความถี่ตอบสนองสูงๆ ด้วยวิธีการนี้ได้

จากการที่ทรานส์ดิวเซอร์นี้กำเนิดคลื่นจากชิ้นวัสดุเพียโซอิเล็กทริกที่มีความเปราะและมีความบางจึงทำให้ในการนำไปใช้งานต้องมีการยึด และป้องกันการกระแทกโดยตรงจากวัตถุภายนอก เพื่อไม่ให้เกิดการเสียหายกับชิ้นสารขึ้น โดยรูปที่ 2.6 นั้นแสดงการนำทรานส์ดิวเซอร์ชนิดนี้ไปใช้งานที่อาจพบเห็นได้ทั่วไป

2.2.2 อัลตราโซนิกทรานส์ดิวเซอร์แบบแมกนีโตสทริกทีฟ

ทรานส์ดิวเซอร์แบบแมกนีโตสทริกทีฟ (Magnetostrictive Transducer) นี้เหมาะสำหรับการสร้างคลื่นอัลตราโซนิกที่มีความแรงสูงแต่มีความถี่ต่ำ (ในช่วง 20-40 kHz) ซึ่งยุคสมัยที่เปลี่ยนไปทำให้ทรานส์ดิวเซอร์ชนิดนี้ ถูกแทนที่ด้วยทรานส์ดิวเซอร์แบบเปียโซอิเล็กทริก แต่ถึงอย่างไรก็ตามคุณสมบัติเด่นที่ทำให้ทรานส์ดิวเซอร์ชนิดนี้ยังถูกนำมาใช้งานคือ การที่มีโครงสร้างไม่ซับซ้อนสามารถสร้างได้โดยง่าย มีความคงทนทั้งทางด้านโครงสร้าง และทางด้านความทนทานต่อสัญญาณไฟฟ้า

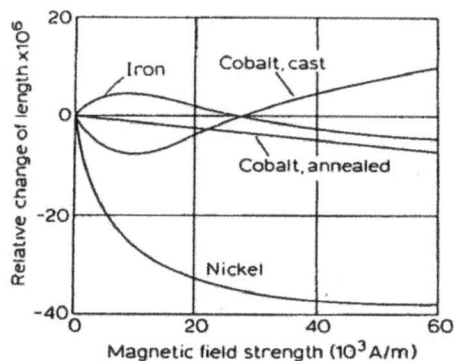


รูปที่ 2.7 ปรากฏการณ์แมกนีโตสทริกชัน

(Heinrich Kuttruff, "Ultrasonics Fundamentals and Applications", p.140)

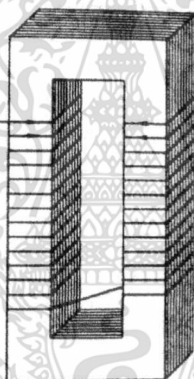
รูปที่ 2.7 นั้นแสดงปรากฏการณ์แมกนีโตสทริกชัน (Magnetostriction Effect) โดยแกนที่นำมาใช้งานนั้นจะเป็นแกนที่สร้างจากสารประเภทเฟอร์โรแมกเนติก (Ferromagnetic Material) ซึ่งเป็นแกนเหล็กที่มีคุณสมบัติของแม่เหล็ก โดยแกนเหล็กนี้จะถูกพันด้วยขดลวด เมื่อทำการจ่ายกระแสเข้าสู่ขดลวด ขดลวดนี้จะสร้างสนามแม่เหล็กไฟฟ้าขึ้น ซึ่งสนามแม่เหล็กไฟฟ้านี้จะกระทำกับสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นจากแกนเหล็ก ทำให้แกนเหล็กซึ่งไม่ได้มีการยึดไว้ที่นั่นเกิดการเคลื่อนตัวไปจากเดิม ซึ่งทิศทางการเคลื่อนที่และระยะทางที่เคลื่อนที่ไปนั้นขึ้นอยู่กับทิศทาง และปริมาณกระแสที่ไหลผ่านขดลวดนั่นเอง

สำหรับรูปที่ 2.8 นั้นเป็นกราฟแสดงระยะทางที่เปลี่ยนแปลงไป ต่อความเข้มของสนามแม่เหล็กที่มากระทำของสารแต่ละชนิด ซึ่งทำให้เห็นว่าสารที่เหมาะสมในการนำมาสร้างทรานส์ดิวเซอร์ชนิดนี้คือนิเกิล (Nickel) ซึ่งมีการเปลี่ยนแปลงของระยะทางต่อสนามแม่เหล็กสูงซึ่งทำให้ได้คลื่นที่มีความแรงอีกทั้งมีเสถียรภาพของทิศทางการเคลื่อนที่ ซึ่งแตกต่างกับสารชนิดอื่นอย่างชัดเจน



รูปที่ 2.8 ความสัมพันธ์ของระยะทางที่เปลี่ยนแปลงไป

ต่อความเข้มของสนามแม่เหล็กของสารของสารเฟอร์โรแมกเนติกแต่ละชนิด
(Heinrich Kuttruff, "Ultrasonics Fundamentals and Applications", p.140)



รูปที่ 2.9 โครงสร้างทั่วไปของทรานส์ดิวเซอร์แบบแมกนีโตรสทริกทีฟ

(Heinrich Kuttruff, "Ultrasonics Fundamentals and Applications", p.143)

โครงสร้างของทรานส์ดิวเซอร์ชนิดนี้ที่พบเห็นได้ทั่วไปแสดงดังรูปที่ 2.9 โดยจะเห็นได้ว่ามีแรงกระทำของสนามแม่เหล็กจากขดลวดต่อแกนเหล็กถึงสองจุด ซึ่งในความเป็นจริงอาจมีจำนวนมากกว่านี้ สำหรับแกนของทรานส์ดิวเซอร์นี้ถูกสร้างขึ้นจากแผ่นนิเกิลที่ถูกนำมาเรียงซ้อนกัน โดยอาจมีการเคลือบด้วยสารชนิดอื่นอีกด้วย ทั้งนี้เพื่อเป็นการป้องกันการเกิดกระแสไหลวน ซึ่งเป็นสาเหตุสำคัญของการสูญเสียพลังงาน และทำให้เกิดความร้อนขึ้น

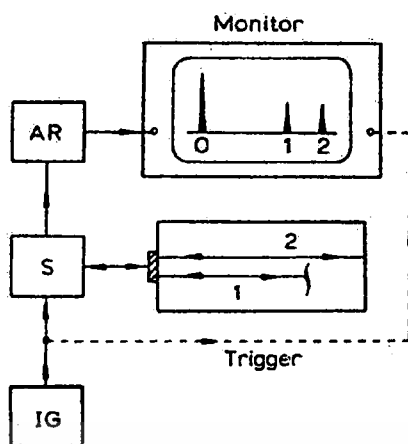
นอกเหนือจากทรานส์ดิวเซอร์แบบเปียโซอิเล็กทริก และทรานส์ดิวเซอร์แบบแมกนีโตรสทริกทีฟที่กล่าวมาข้างต้น ยังมีทรานส์ดิวเซอร์อีกชนิดหนึ่งซึ่งโครงสร้างคล้ายกับตัวเก็บเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประจุที่มีชั้นของสารไดอิเล็กทริกเป็นของแข็ง เราเรียกทรานส์ดิวเซอร์ชนิดนี้ว่า ทรานส์ดิวเซอร์แบบอิเล็กโตรสแตติก (Electrostatic Transducer) ซึ่งไม่ได้แสดงไว้ในที่นี้

2.3 การใช้งานคลื่นอัลตราโซนิคทางด้านการตรวจวินิจฉัยทางการแพทย์

ในการใช้งานคลื่นอัลตราโซนิคเพื่อการตรวจวินิจฉัยทางการแพทย์นั้น มีจุดประสงค์หลักในการใช้คลื่นอัลตราโซนิคเพื่อตรวจสอบโครงสร้าง, ลักษณะภายในของวัตถุ หรือร่างกายโดยไม่จำเป็นต้องทำลายวัตถุเหล่านั้น โดยหากเปรียบเทียบการวินิจฉัยโดยใช้คลื่นอัลตราโซนิคกับการวินิจฉัยโดยใช้รังสีเอกซ์ (X-ray) จะพบว่า ถึงแม้รังสีเอกซ์จะสามารถให้รายละเอียดโครงสร้างภายในได้ชัดเจน แต่เนื่องด้วยอำนาจในการทะลุทะลวงที่สูง จึงทำให้ไม่สามารถมองเห็นถึงความแตกต่างของเนื้อเยื่อ, ของเหลวต่างๆภายในร่างกายได้ ซึ่งต่างจากคลื่นอัลตราโซนิคที่พิจารณาจากการแพร่ของคลื่น ซึ่งสามารถให้รายละเอียดของส่วนต่างๆ ที่มีคุณสมบัติต่างกันได้อีกทั้งหากเปรียบเทียบทางด้านความปลอดภัยต่อมนุษย์รังสีเอกซ์ซึ่งมีคุณสมบัติของสารกัมมันตภาพรังสี จะเกิดการสะสมและอาจก่อให้เกิดความผิดปกติของร่างกายได้ อีกทั้งหากเป็นการใช้รังสีที่มีความเข้มสูงอาจทำให้เนื้อเยื่อต่างๆที่รังสีเดินทางผ่านเกิดความเสียหายได้ ซึ่งแตกต่างกับคลื่นอัลตราโซนิคที่เป็นคลื่นเสียงความถี่สูงอันไม่มีผลกระทบร้ายแรงใดๆต่อร่างกาย จึงทำให้มีการนำคลื่นอัลตราโซนิคมาใช้งานทางด้านการตรวจวินิจฉัยทางการแพทย์อย่างแพร่หลาย

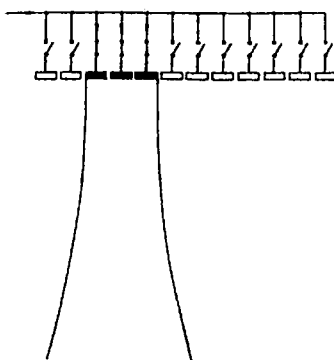
โดยทั่วไปแล้วนั้นการใช้คลื่นอัลตราโซนิคเพื่อการตรวจวินิจฉัยทางการแพทย์ มักพบได้ในรูปของการใช้หลักการสะท้อนของคลื่น ซึ่งโดยส่วนใหญ่จะเป็นการใช้วิธีการ การสะท้อนของสัญญาณกระตุ้น (Impulse Echo Method) ซึ่งเป็นวิธีการสำคัญในการใช้ประโยชน์จากคลื่นอัลตราโซนิค โดยจะวิเคราะห์ผลจากข้อมูลสัญญาณกระตุ้นที่สะท้อนกลับจากวัตถุที่พิจารณา



รูปที่ 2.10 วิธีการสะท้อนของสัญญาณกระตุ้น

(IG: ชุดกำเนิดสัญญาณกระตุ้น (Impulse Generator), S : วงจรแยกสัญญาณ (Separator Circuit), AR : วงจรขยายสัญญาณ และวงจรปรับสัญญาณ (Amplifier and Rectifier))
(Heinrich Kuttruff, "Ultrasonics Fundamentals and Applications", p.273)

รูปที่ 2.10 นั้นแสดงหลักการเบื้องต้นของวิธีการสะท้อนของสัญญาณกระตุ้น โดยเมื่อชุดกำเนิดสัญญาณกระตุ้นซึ่งเป็นสัญญาณไฟฟ้าที่ส่งเข้าสู่อัลตราโซนิกทรานส์ดิวเซอร์ในช่วงเวลาแคบๆ ทำการส่งสัญญาณออกไปนั้น สัญญาณดังกล่าวจะถูกส่งไปยังอัลตราโซนิกทรานส์ดิวเซอร์เพื่อกำเนิดคลื่นอัลตราโซนิกเพื่อที่จะส่งเข้าสู่เนื้อวัตถุ ในขณะที่คลื่นเดินทางในเนื้อวัตถุนั้น เมื่อคลื่นกระทบรอยต่อระหว่างเนื้อสารที่มีความหนาแน่นแตกต่างกัน คลื่นบางส่วนจะเกิดการสะท้อนกลับมายังทรานส์ดิวเซอร์ (ดังคลื่นหมายเลข 1) ส่วนคลื่นคงเหลือที่สามารถเดินทางผ่านไปได้อีกจะเดินทางต่อไป และเมื่อคลื่นเดินทางตกกระทบรอยต่อของตัวกลางที่มีความหนาแน่นแตกต่างกันก็จะเกิดการสะท้อนของคลื่นกลับมามากขึ้น (ดังคลื่นหมายเลข 2) โดยสัญญาณทั้งหมดจะถูกแสดงโดยเครื่องแสดงผลสัญญาณ (Monitor) ซึ่งสัญญาณเหล่านี้จะถูกนำไปใช้ในการหาโครงสร้าง หรือรูปร่างภายในวัตถุนั้นเอง

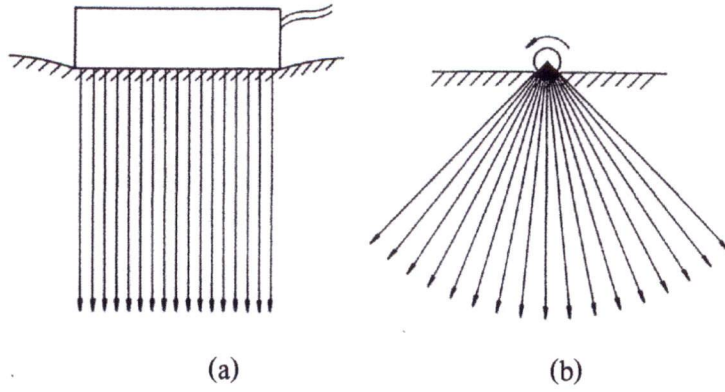


รูปที่ 2.11 แบบจำลองของทรานส์ดิวเซอร์แบบอาร์เรย์ที่ใช้สำหรับการสแกนแบบขนาน

(Heinrich Kuttruff, “Ultrasonics Fundamentals and Applications”, p.304)

สำหรับอัลตราโซนิกทรานส์ดิวเซอร์ที่ใช้ในงานทางด้านทางการแพทย์นั้น โดยทั่วไปจะมีลักษณะการใช้งานเป็นแบบระนาบ ซึ่งอาจมีลักษณะเป็นทรานส์ดิวเซอร์แบบอาร์เรย์ (Array Transducer) ที่มาจากการเรียงตัวของทรานส์ดิวเซอร์จำนวนมากดังรูปที่ 2.11 หรืออาจมาจากการใช้ทรานส์ดิวเซอร์เพียงตัวเดียวแต่ทำการหมุนเพื่อเปลี่ยนมุมในการส่งสัญญาณ ทั้งนี้หากจำแนกตามลักษณะการกวาดสัญญาณ (Scan) จะแบ่งออกได้เป็น 2 ประเภทหลักคือ การกวาดสัญญาณแบบขนาน (Parallel Scanning) และการกวาดสัญญาณแบบส่วนของวงกลม (Sector Scanning) ดังรูปที่ 2.12

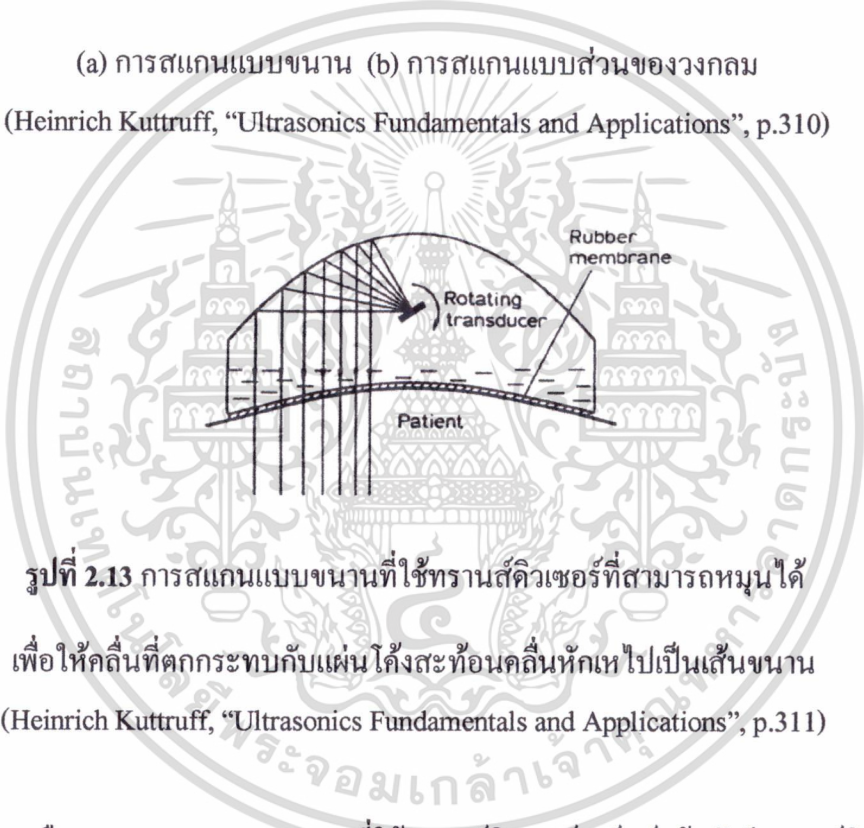
จะเห็นได้ว่าการสแกนแบบส่วนของวงกลมนั้น จะใช้ทรานส์ดิวเซอร์เพียงตัวเดียวหมุนไปในมุมต่างๆกัน และทำการบันทึกค่าของสัญญาณแต่ละเส้นที่ทำการสแกนนั้น ซึ่งต่างกับการสแกนแบบขนานที่ใช้ทรานส์ดิวเซอร์แบบอาร์เรย์ ที่ทำการสแกนโดยเปลี่ยนตำแหน่งสายสัญญาณที่ต่อเข้ากับทรานส์ดิวเซอร์แต่ละชุดที่ตำแหน่งต่างๆ ทั้งนี้สิ่งสำคัญของทรานส์ดิวเซอร์แบบอาร์เรย์คือ คุณสมบัติของทรานส์ดิวเซอร์แต่ละตัวต้องมีความเหมือนหรือใกล้เคียงกัน เพื่อให้ข้อมูลที่ได้รับในแต่ละตำแหน่งสัมพันธ์กัน อีกทั้งอาจต้องมีการปรับแต่งการหน่วงเวลาสัญญาณของทรานส์ดิวเซอร์แต่ละชุดให้มีความสัมพันธ์กันอีกด้วย



รูปที่ 2.12 ลักษณะการสแกนสัญญาณแบบต่างๆ

(a) การสแกนแบบขนาน (b) การสแกนแบบส่วนของวงกลม

(Heinrich Kuttruff, "Ultrasonics Fundamentals and Applications", p.310)



รูปที่ 2.13 การสแกนแบบขนานที่ใช้ทรานส์ดิวเซอร์ที่สามารถหมุนได้

เพื่อให้คลื่นที่ตกกระทบกับแผ่นโค้งสะท้อนกลับเหไปเป็นเส้นขนาน

(Heinrich Kuttruff, "Ultrasonics Fundamentals and Applications", p.311)

นอกเหนือจากการสแกนแบบขนานที่ใช้ทรานส์ดิวเซอร์อาร์เรย์แล้ว ยังมีทรานส์ดิวเซอร์อีกชนิดหนึ่งซึ่งใช้ทรานส์ดิวเซอร์เพียงตัวเดียวทำการหมุนไปในมุมต่างๆ ให้กระทบกับวัตถุสะท้อนคลื่นที่มุมที่เหมาะสม ซึ่งทำให้เส้นที่ทำการสแกนมีลักษณะเป็นเส้นขนาน เช่นเดียวกับการสแกนที่ใช้ทรานส์ดิวเซอร์แบบอาร์เรย์

การใช้งานทรานส์ดิวเซอร์โดยทั่วไป จะต้องมีการทาเจลเพื่อลดปริมาณคลื่นที่สะท้อนกลับที่รอยต่อระหว่างหัวทรานส์ดิวเซอร์กับผิวหนัง โดยเจลนี้จะเข้าไปทำหน้าที่เป็นตัวกลางระหว่างหัวของทรานส์ดิวเซอร์ซึ่งปกติเป็นวัสดุประเภทยาง กับผิวหนัง ซึ่งหากไม่มีการทาเจลนี้ ตัวกลางที่เชื่อมต่อระหว่างผิวหนังและหัวทรานส์ดิวเซอร์จะเป็นอากาศ ซึ่งมีความหนาแน่นต่ำ เมื่อคลื่นที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปดแปลงเนื้อหาเอกสารอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กำเนิดจากทรานส์ควิเซอร์ตกกระทบบรอยต่อระหว่างทรานส์ควิเซอร์กับอากาศ จะเกิดการสะท้อนกลับของคลื่นปริมาณมาก เนื่องจากมีความหนาแน่นของสารที่แตกต่างกันมาก

สำหรับการใช้งานคลื่นอัลตราโซนิกทางด้านการวินิจฉัยทางการแพทย์นั้น ดังที่ได้กล่าวไว้ข้างต้นว่ามีจุดประสงค์หลักในการตรวจสอบโครงสร้าง หรือระบบการทำงานภายในร่างกาย ซึ่งภาพที่นำมาแสดงต่อไปนี้ นั้น เป็นการใช้งานคลื่นอัลตราโซนิกเพื่อวินิจฉัยทางการแพทย์บางส่วนที่สามารถพบได้โดยทั่วไป



(a)



(b)

รูปที่ 2.14 การใช้คลื่นอัลตราโซนิกเพื่อตรวจทารกที่อยู่ในครรภ์มารดา

(a) ลักษณะการใช้งานทรานส์ควิเซอร์ (b) ภาพทารกที่ได้จากการตรวจ

(คชา จารุงศรีรังสี, “การสร้างภาพตัดขวางในโหมดส่งผ่านด้วยคลื่นอัลตราโซนิกที่มีการเลี้ยวเบนโดยใช้เทคนิคการแปลงฟูเรียร์ทั่วไป”, หน้า 12)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(a)

(b)

รูปที่ 2.15 การใช้เทคนิคทางด้านการประมวลผลภาพในการสร้างภาพเสมือนของทารก

(a) ภาพที่สร้างจำลองขึ้นจากการตรวจด้วยเครื่องอัลตราซาวด์ (ก่อนการเกิด 3 เดือน)

(b) ภาพถ่ายของเด็กที่เกิดจริง (ถ่ายหลังการเกิด 6 เดือน)

(คชา จารุงศรีรังสี, “การสร้างภาพตัดขวางในโหมดส่งผ่านด้วยคลื่นอัลตราโซนิกที่มีการเลี้ยวเบน โดยใช้เทคนิคการแปลงฟูเรียร์ทั่วไป”, หน้า 12)



(a)

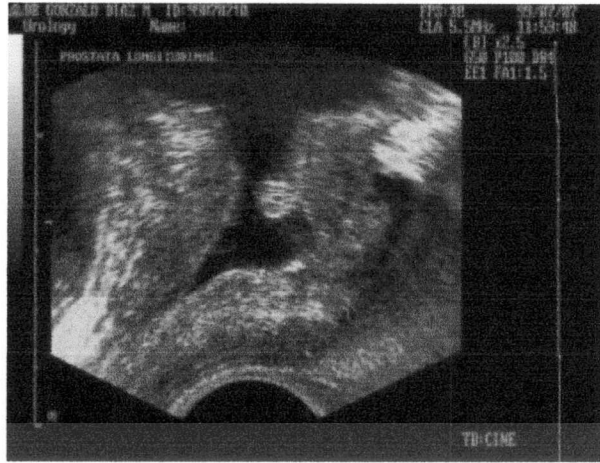
(b)

รูปที่ 2.16 การใช้คลื่นอัลตราโซนิกตรวจหาก้อนนิ่วในถุงน้ำดี

(a) ถุงน้ำดีไม่มีอาการผิดปกติ (b) ก้อนนิ่วที่เกิดขึ้นภายในถุงน้ำดี

(คชา จารุงศรีรังสี, “การสร้างภาพตัดขวางในโหมดส่งผ่านด้วยคลื่นอัลตราโซนิกที่มีการเลี้ยวเบน โดยใช้เทคนิคการแปลงฟูเรียร์ทั่วไป”, หน้า 13)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.16 การใช้คลื่นอัลตราโซนิกเพื่อตรวจหามะเร็งต่อมลูกหมาก

(คทา จารวงศ์รังสี, “การสร้างภาพตัดขวางในโหมดส่งผ่านด้วยคลื่นอัลตราโซนิกที่มีการเลี้ยวเบนโดยใช้เทคนิคการแปลงฟูเรียร์ทั่วไป”, หน้า 13)



รูปที่ 2.17 การใช้คลื่นอัลตราโซนิกเพื่อตรวจดูรังไข่

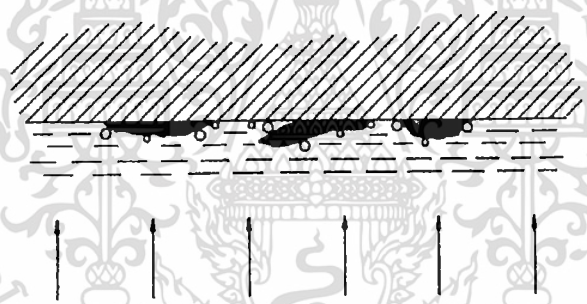
(คทา จารวงศ์รังสี, “การสร้างภาพตัดขวางในโหมดส่งผ่านด้วยคลื่นอัลตราโซนิกที่มีการเลี้ยวเบนโดยใช้เทคนิคการแปลงฟูเรียร์ทั่วไป”, หน้า 13)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4 การใช้ประโยชน์จากคลื่นอัลตราโซนิกที่มีความเข้มสูง

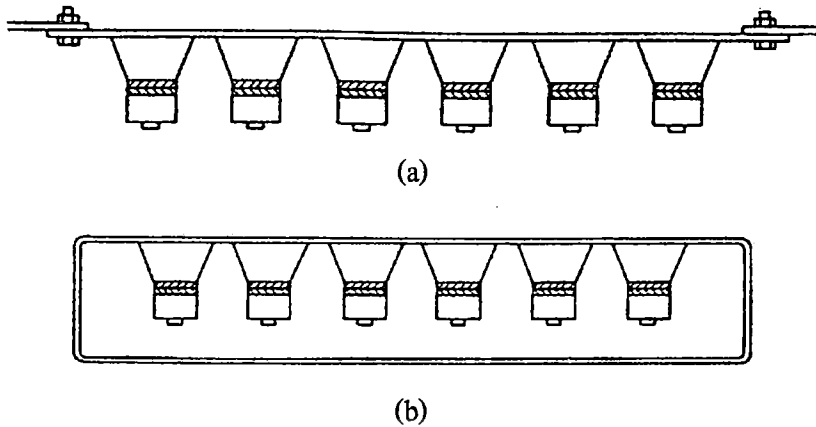
การใช้ประโยชน์จากคลื่นอัลตราโซนิกทางการแพทย์ที่ได้กล่าวไปนั้น เป็นการใช้งานคลื่นอัลตราโซนิกที่คลื่นไม่จำเป็นต้องมีความเข้มมากนัก แต่สำหรับทางด้านอุตสาหกรรม คลื่นอัลตราโซนิกส่วนใหญ่มักถูกใช้ในรูปแบบของที่มีความแรงสูง เช่น การชำระล้างพื้นผิวด้วยคลื่นอัลตราโซนิก การเชื่อมต่อวัสดุด้วยคลื่นอัลตราโซนิก เป็นต้น

การใช้คลื่นอัลตราโซนิกเพื่อทำความสะอาดพื้นผิวต่าง ๆ นั้น ถือเป็นกระบวนการใช้งานคลื่นอัลตราโซนิกทางอุตสาหกรรมที่พบเห็นได้มากที่สุด มีหลักการเบื้องต้นคืออวาทวัตถุที่ต้องการจะชำระล้างลงไปในอ่างซึ่งบรรจุของเหลวสำหรับทำความสะอาด แล้วจึงทำการส่งสนามคลื่นอัลตราโซนิกที่มีความแรงสูงเข้าไปกระทบพื้นผิวที่ต้องการทำความสะอาด ซึ่งจะทำให้สิ่งๆ ที่ติดอยู่ที่พื้นผิววัตถุหลุดออกมา



รูปที่ 2.18 หลักการใช้คลื่นอัลตราโซนิกเพื่อทำความสะอาดพื้นผิว

(Heinrich Kuttruff, "Ultrasonics Fundamentals and Applications", p.398)

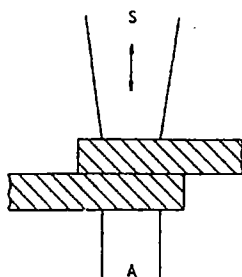


รูปที่ 2.19 รูปแบบของเปียโซอิเล็กทริกทรานส์ดิวเซอร์สำหรับงานทำความสะอาดพื้นผิว

- (a) ชนิดที่สามารถถอดออกได้ (b) ชนิดที่ใช้วางลงในอ่างทำความสะอาดโดยตรง
(Heinrich Kuttruff, "Ultrasonics Fundamentals and Applications", p.400)

สำหรับทรานส์ดิวเซอร์ที่ใช้ทำความสะอาดนั้น อาจมีเพียงตัวเดียวหรือมากกว่านั้นขึ้นอยู่กับขนาดของอ่าง หรือขนาดของวัตถุที่ต้องการทำความสะอาด โดยความถี่ที่ใช้นั้นก็ขึ้นอยู่กับลักษณะของงาน เช่น การชำระล้างพื้นผิวทั่วไปนั้นจะใช้ความถี่ประมาณ 20 KHz แต่สำหรับพื้นผิวที่มีความบอบบางหรือวัตถุมีขนาดเล็ก ซึ่งอาจเกิดความเสียหายจากผลกระทบของฟองอากาศได้นั้น อาจมีการใช้ความถี่สูงถึง 50 KHz หรือในบางครั้งอาจสูงถึง 100 KHz

การใช้ประโยชน์จากคลื่นอัลตราโซนิคที่มีความแรงสูงอีกลักษณะหนึ่ง ที่สามารถพบได้คือการเชื่อมต่อวัสดุด้วยคลื่นอัลตราโซนิค ซึ่งใช้หลักจากการเกิดความร้อนของวัตถุเมื่อมีการดูดกลืนคลื่น นั่นคือหากทำการส่งคลื่นอัลตราโซนิคที่มีความแรงสูงเข้าไปในเนื้อวัตถุ เมื่อวัตถุนั้นดูดกลืนคลื่นอัลตราโซนิคดังกล่าวก็จะทำให้เกิดความร้อนขึ้นภายใน ซึ่งหากความร้อนที่เกิดขึ้นมีค่าสูงกว่าจุดหลอมเหลวของวัตถุ ก็จะทำให้วัตถุนั้นเริ่มเกิดการละลาย จากคุณสมบัติดังกล่าวจึงทำให้สามารถใช้คลื่นอัลตราโซนิคในงานทางด้านการเชื่อม การหลอม การประสาน การย่ำหุ้ม ฯลฯ ต่างๆ ได้

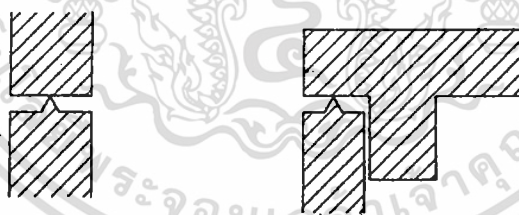


รูปที่ 2.20 ภาพจำลองการเชื่อมพลาสติกด้วยคลื่นอัลตราโซนิก

(Heinrich Kuttruff, "Ultrasonics Fundamentals and Applications", p.407)

รูปที่ 2.20 นั้นแสดงหลักการโดยง่ายของการเชื่อมวัสดุด้วยคลื่นอัลตราโซนิก S นั้นแทนตัวทรานส์ดีวเซอร์ที่ใช้สำหรับการเชื่อม ซึ่งโดยปกติมักเรียกว่า โซโนโทรด (Sonotrode) A แทนทั่ง (Anvil) ที่ใช้สำหรับรับแรงที่ตกลงมา โดยชิ้นงานที่จะนำมาเชื่อมต่อกันนั้นจะถูกวางไว้ระหว่างอุปกรณ์ทั้งสอง

จุดเด่นสำคัญประการหนึ่งของการเชื่อมวัสดุด้วยคลื่นอัลตราโซนิกคือ การที่ความร้อนที่ใช้ในการเชื่อมนั้นเกิดขึ้นภายในเนื้อวัสดุเอง ซึ่งต่างจากการนำเครื่องสร้างความร้อนมาแนบที่พื้นผิววัสดุ จึงทำให้สามารถใช้ในการเชื่อมวัสดุที่มีความสามารถในการนำความร้อนต่ำเช่น พลาสติก ฯลฯ ได้เป็นอย่างดี



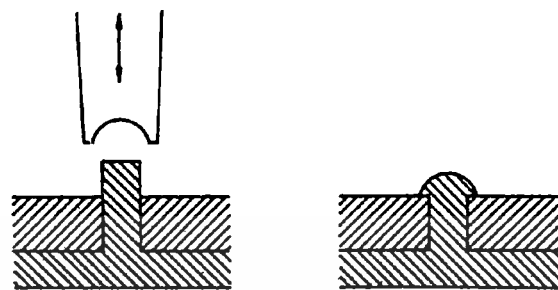
รูปที่ 2.21 จุดรวมพลังงานในการเชื่อมชิ้นงานขนาดเล็ก

(Heinrich Kuttruff, "Ultrasonics Fundamentals and Applications", p.408)

สำหรับ ในกรณีที่ชิ้นงานมีขนาดเล็กนั้น จะทำให้ค่าการดูดกลืนคลื่นของวัสดุมีค่าเพิ่มขึ้น ซึ่งอาจส่งผลความร้อนที่เกิดขึ้นภายในทำลายชิ้นงานนั่นเอง ซึ่งสามารถแก้ไขปัญหาดังกล่าวได้โดยการสร้างมุมแหลมเล็กๆ (โดยทั่วไปมีความสูงไม่เกิน 0.2-1 มิลลิเมตร) ลักษณะกรวยขึ้นที่บริเวณจุดเชื่อมต่อ ซึ่งมุมแหลมนี้เรียกได้ว่าเป็นจุดรวมพลังงาน (Energy Concentrators) ซึ่งอาจมีได้หลายจุดในแต่ละจุดเชื่อมต่อ ขึ้นอยู่กับขนาดของหน้าสัมผัส โดยเมื่อชิ้นงานได้รับคลื่นอัลตราโซนิก ที่

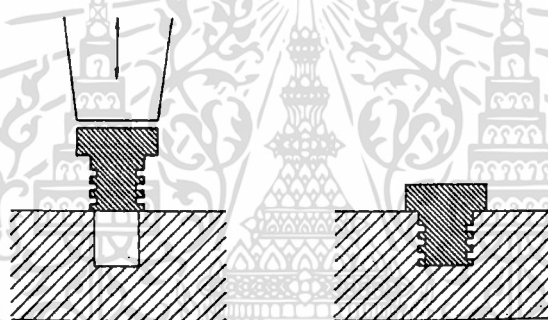
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บริเวณจตุรมุมพลังงานนี้จะมีความร้อนสูงกว่าจุดอื่นๆ จึงทำให้สามารถเชื่อมชิ้นงานได้โดยไม่ทำให้โครงสร้างของชิ้นงานเสียหาย



รูปที่ 2.22 การย้ำหมุดพลาสติกด้วยคลื่นอัลตราโซนิก

(Heinrich Kuttruff, "Ultrasonics Fundamentals and Applications", p.413)



รูปที่ 2.23 การใช้คลื่นอัลตราโซนิกเพื่อฝังหมุดโลหะลงในเนื้อพลาสติก

(Heinrich Kuttruff, "Ultrasonics Fundamentals and Applications", p.414)

รูปที่ 2.22 และ 2.23 นั้นแสดงรูปแบบการใช้งานอื่นๆที่สามารถพบเห็นได้ในงานอุตสาหกรรม โดยรูปที่ 2.22 นั้นเป็นการใช้โซโนโทรดที่มีรูปร่างเฉพาะเพื่อสร้างหมุดยึดระหว่างชิ้นงาน สำหรับรูปที่ 2.23 นั้นเป็นการฝังโลหะเข้าสู่เนื้อพลาสติกด้วยคลื่นอัลตราโซนิก

การใช้งานคลื่นอัลตราโซนิกที่ได้กล่าวมานี้ นั้น เป็นการใช้งานคลื่นอัลตราโซนิกที่ถูกพัฒนาจนเป็นเครื่องมือเชิงพาณิชย์แล้วทั้งสิ้น นอกเหนือจากนี้ยังมีการใช้ประโยชน์จากคลื่นอัลตราโซนิกทางด้านอื่นๆอีกมากมาย และด้วยคุณสมบัติเด่นต่างๆของคลื่นอัลตราโซนิก จึงทำให้ยังคงมีการวิจัยและพัฒนาอย่างต่อเนื่อง ซึ่งวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เองก็มีจุดประสงค์ที่จะนำเสนอการใช้งานคลื่นอัลตราโซนิกทางด้านที่ยังไม่ถูกพัฒนาเชิงพาณิชย์ โดยจะนำเสนอในรายละเอียดต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การสร้างภาพตัดขวางด้วยคลื่นอัลตราโซนิกในโหมดสะท้อน

ในบทนี้นั้นเป็นการนำเสนอหลักการในการสร้างภาพตัดขวางด้วยคลื่นอัลตราโซนิก ในโหมดสะท้อน โดยเนื้อหาในบทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมา ความหมาย และหลักการสร้างภาพตัดขวาง ที่นำมาใช้งาน

3.1 ความหมายของภาพตัดขวาง

โดยธรรมชาติการมองเห็นของมนุษย์นั้น เกิดจากการที่แสงตกกระทบวัตถุแล้วสะท้อนเข้าสู่เรตินาของดวงตา จึงปรากฏเป็นภาพต่างๆ ให้มนุษย์รับรู้ ซึ่งถ้าวัตถุที่แสงตกกระทบมีลักษณะทึบแสง ภาพที่มนุษย์มองเห็นนั้น จะเป็นเพียงลักษณะของพื้นผิววัตถุภายนอกเท่านั้น ไม่สามารถที่จะรับรู้ถึงลักษณะ โครงสร้างภายในของวัตถุได้ จากข้อจำกัดดังกล่าวทำให้มีการคิดค้นที่จะใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีอำนาจทะลุทะลวงสูง ดังเช่น รังสีเอ็กซ์ (X-ray) ในการส่งผ่านวัตถุ ซึ่งข้อมูลที่ได้รับมานั้นจะเป็นข้อมูลที่ขึ้นกับสัมประสิทธิ์การดูดกลืนของวัตถุ โดยวัตถุที่มีสัมประสิทธิ์การดูดกลืนต่างกันก็จะให้ผลของข้อมูลที่แตกต่างกันไป ซึ่งข้อมูลที่แตกต่างกันเหล่านี้จะถูกใช้เป็นข้อมูล โปรเจกชัน (Projection Data) เพื่อนำไปใช้ในกระบวนการสร้างภาพตัดขวาง (Tomography) ของวัตถุต่อไป

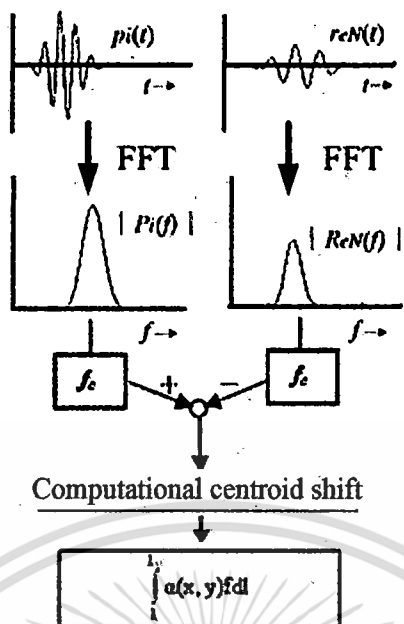
สำหรับรูปแบบของข้อมูลที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางนั้น นอกเหนือจากลักษณะการส่งผ่าน (Transmission) ที่ได้กล่าวไปแล้ว ยังมีรูปแบบการสะท้อน (Reflection) และการแผ่กระจาย (Emission) ซึ่งแต่ละวิธีการก็จะถูกใช้กับแหล่งกำเนิดที่แตกต่างกันไป เช่น กรณีของการสร้างภาพตัดขวางโดยเทคนิคแมกเนติก เรโซแนนซ์ (Magnetic Resonance Imaging : MRI) หรือที่เรียกเต็มๆว่านิวเคลียร์แมกเนติกเรโซแนนซ์ (Nuclear Magnetic Resonance Imaging : NMRI) ซึ่งใช้หลักการตรวจจับคลื่นจากการสั่นของนิวเคลียสของอะตอม เมื่ออยู่ในสนามแม่เหล็กกระตุ้นที่มีความถี่ที่เหมาะสม ซึ่งคลื่นความถี่ตอบสนองที่เกิดขึ้นนั้นจะแผ่ออกในทุกทิศทาง ดังนั้นจึงต้องใช้หลักการแพร่ในการสร้างภาพตัดขวาง เช่นเดียวกับการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้เทคนิค โพซิตรอนอิมิสชัน โทโมกราฟี (Positron Emission Tomography : PET) และเทคนิคซิงเกิลโฟตรอนอิมิสชัน โทโมกราฟี (Single Photon Emission Tomography :

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์และสงวนสิทธิ์ในเนื้อหา เมื่อผู้รู้เห็นหนังสือหรือเอกสารฉบับนี้ การค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

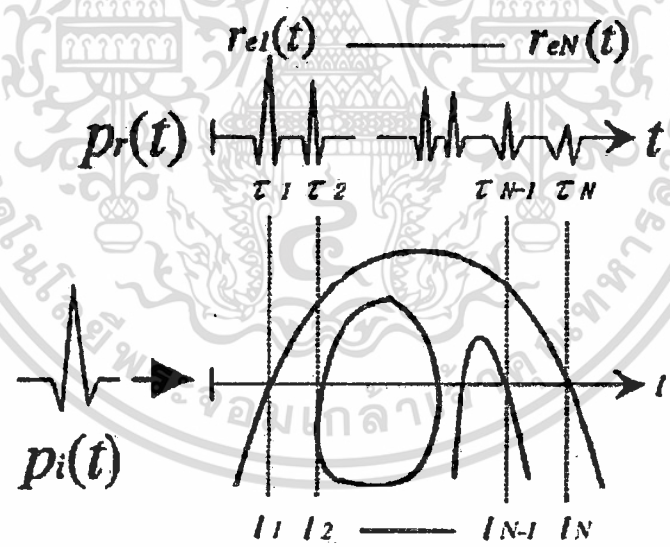
SPECT) ซึ่งใช้การฉีดสารกัมมันตภาพรังสีเข้าสู่เส้นเลือด เป็นผลให้ร่างกายของมนุษย์เกิดการแพร่กระจายกัมมันตภาพรังสีที่เกิดจากสารดังกล่าวออกมา โดยปริมาณการแพร่จะขึ้นอยู่กับปริมาณการสะสมสารกัมมันตภาพรังสีของอวัยวะส่วนต่างๆ ซึ่งเทคนิคนี้โดยปกติจะใช้ในการตรวจหามะเร็งเนื่องจากก้อนมะเร็งจะทำการซึมซับสารกัมมันตภาพรังสีที่ฉีดเข้าไปมากกว่าอวัยวะปกติของร่างกาย ทั้งนี้การซึมซับสารกัมมันตภาพรังสีดังกล่าว จะขึ้นอยู่กับสารที่ใช้ผสมอยู่ในสารกัมมันตภาพรังสีเองด้วย ซึ่งโดยปกตินิยมใช้น้ำตาลซึ่งก้อนมะเร็งจะซึมซับไว้เป็นปริมาณมาก ส่งผลให้บริเวณดังกล่าวมีการแพร่ของกัมมันตภาพรังสีสูงกว่าจุดอื่น จึงทำให้สามารถระบุตำแหน่งของก้อนมะเร็งได้ชัดเจน สำหรับในส่วนของการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้หลักการสะท้อนนั้นจะพบเห็นได้ทั่วไป ในการสร้างภาพตัดขวางของวัตถุด้วยแหล่งกำเนิดที่มีคุณสมบัติในการสะท้อนกับหน้าสัมผัสของวัตถุ เช่น แสง ลำอิเล็กตรอน เรดาร์ หรือ คลื่นอัลตราโซนิก เป็นต้น

3.2 การสร้างภาพด้วยคลื่นอัลตราโซนิกในโหมดสะท้อน

การสร้างภาพด้วยคลื่นอัลตราโซนิกในโหมดสะท้อน จะอาศัยหลักการการสะท้อนกลับของคลื่นอัลตราโซนิก โดยจะกำหนดให้คลื่นอัลตราโซนิกเดินทางเป็นเส้นตรง เมื่อคลื่นอัลตราโซนิกถูกส่งออกจากตัวส่งเดินทางผ่านวัตถุแล้วไปสะท้อนกับแผ่นสะท้อนกลับมายังตัวรับ จะเสมือนว่าเป็นแหล่งกำเนิดคลื่นอัลตราโซนิกใหม่ และจากการกำหนดให้คลื่นอัลตราโซนิกเดินทางเป็นเส้นตรง ดังนั้นจึงสามารถใช้วิธีการอินทิเกรตแบบเส้นตรงได้เหมือนในกรณีของการเอ็กซ์เรย์ ซึ่งข้อมูลโปรเจกชันที่นำมาใช้ในการสร้างภาพตัดขวางนั้น คือ การอินทิเกรตค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของคลื่นอัลตราโซนิกที่เดินทางผ่านในแต่ละชั้นผิวของวัตถุที่ใช้ในการทดลอง และใช้วิธี ฟริควนซี-เซ็นทรอย-ชิฟท์ ในการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของคลื่นอัลตราโซนิก จากนั้นจะนำเทคนิคการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีทางพีชคณิตมาใช้ในการสร้างภาพตัดขวางต่อไป โดยขั้นตอนที่มาจากข้อมูลโปรเจกชันที่จะนำมาใช้ในการสร้างภาพตัดขวางแสดงดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 แสดงถึงขั้นตอนที่มาจากข้อมูลโปรเจ็คชั่น



รูปที่ 3.2 รูปคลื่นที่ตกกระทบที่ถูกส่งออกจากตัวส่งและรูปคลื่นที่ถูกรับได้ที่ตัวรับ

โดยที่เกิดการสะท้อนกลับขึ้นที่แต่ละชั้นผิวของเนื้อเยื่อ

จากรูปที่ 3.2 เมื่อคลื่นอัลตราโซนิก (broadband ultrasonic pulse), $p_i(t)$ สมการที่ (3.1) [9] ถูกปล่อยออกจากตัวส่งแล้วเดินทางผ่านเนื้อเยื่อ การสะท้อนกลับของคลื่นอัลตราโซนิกจะเกิดขึ้นในทุกครั้งที่คลื่นเดินทางผ่านแต่ละชั้นผิวของเนื้อเยื่อ ที่มีค่าดัชนีหักเหที่แตกต่างกัน ผลที่ตามมาทำให้เราได้รูปคลื่นที่เกิดการลดทอน (attenuated waveform), $p_r(t)$ ดังสมการที่ (3.2) [9] มีเพียงแค่คลื่นพัลส์สุดท้าย หรือ $r_{eN}(t)$ เท่านั้นที่เราต้องการ เนื่องจากคลื่นพัลส์ถูกสุดท้ายนี้ได้เดินทางผ่านเข้าไปในเนื้อเยื่อที่ระยะความยาวจาก l_1 ถึง l_N และสะท้อนกลับ ณ ผิวชั้นที่ N (N^{th} interface) ซึ่งเป็นผิวชั้นสุดท้าย สมการสำหรับพัลส์ถูกสุดท้ายที่สะท้อนกลับ ($r_{eN}(t)$) และพารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องนั้นได้ถูกเขียนระบุไว้ดังสมการที่ (3.3) [9] สิ่งหนึ่งที่ต้องระลึกไว้คือ เราไม่รู้เกี่ยวกับคุณลักษณะของค่าการสะท้อนกลับ (reflectance) และค่าการส่งผ่าน (transmittance) ระหว่างแต่ละชั้น (layer)

$$p_i(t) = \exp[-2\pi^2\sigma^2(t-t_0)^2] \sin(2\pi F_0 t) \tag{3.1}$$

โดยที่

$p_i(t)$ คือ คลื่นอัลตราโซนิก ซึ่งถูกปล่อยออกจากตัวส่งคลื่นอัลตราโซนิก
 F_0 คือ ความถี่ศูนย์กลางของทรานสดิวเซอร์
 σ คือ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของฟังก์ชันเกาส์เซียน

$$p_r(t) = \sum_{n=1}^N r_{en}(t) \tag{3.2}$$

เมื่อ

$p_r(t)$ คือ คลื่นอัลตราโซนิกที่เกิดการลดทอน (attenuated waveform)
 $r_{en}(t)$ คือ คลื่นพัลส์ที่สะท้อนกลับ ณ แต่ละชั้นผิว n

$$r_{eN}(t) = \sqrt{R_N} \left(\prod_{k=1}^{N-1} T_k \right) \times p_i(t - \tau_N) \times e^{-2 \int_{l_1}^{l_N} \alpha(x, y, f_T) dx} \tag{3.3}$$

โดยที่

$r_{eN}(t)$ คือ คลื่นพัลส์ที่สะท้อนกลับ ณ ชั้นผิวสุดท้าย (ชั้นที่ N) ในโดเมนเวลา
 R_N คือ ค่าการสะท้อนกลับ (Reflectance) ของคลื่นอัลตราโซนิก ณ ผิวชั้นที่ N
 $\left(\prod_{k=1}^{N-1} T_k \right)$ คือ ค่าการส่งผ่าน (Transmittance) ของคลื่นอัลตราโซนิกที่เดินทางผ่านชั้นผิวที่ 1 ถึงชั้นที่ N

τ_N คือ เวลาที่เลื่อนหรือล่าช้าไป ซึ่งสอดคล้องกันกับระยะทางจากทรานสดิวเซอร์ ถึงผิวของเนื้อเยื่อชั้นที่ N

$\alpha(x, y, f_T)$ คือ ค่าการลดทอนของคลื่นอัลตราโซนิกที่เดินทางผ่านเนื้อเยื่อที่พิกัด (x, y) ซึ่งขึ้นกับความถี่ของทรานสดิวเซอร์ (f_T)

คลื่นพัลส์สุดท้ายที่ถูกบันทึกได้นั้นจะต้องถูกเปลี่ยนให้อยู่ในรูปของโดเมนความถี่ (Frequency domain) ดังปรากฏในสมการที่ (3.4) [9] ทั้งนี้เพื่อให้สามารถตรวจจับความถี่ที่สัญญาณมีค่าแอมพลิจูด (Amplitude) มากที่สุดได้

$$R_{eN}(f) = \sqrt{R_N \left(\prod_{k=1}^{N-1} T_k \right)} \times P_i(f) x e^{-2 \int_{l_1}^{l_N} \alpha(x, y, f_T) dl} \times e^{-2j \int_{l_1}^{l_N} \phi(f) dl} \quad (3.4)$$

โดยที่

$R_{eN}(f)$ คือ คลื่นพัลส์ที่สะท้อนกลับ ณ ชั้นผิวสุดท้าย (ชั้นที่ N) ในโดเมนความถี่
 $\phi(f)$ คือ เฟสชิฟท์ (Phase shift) ซึ่งเกิดจากเวลาที่ล่าช้า (time delay) ในโดเมนเวลา

จากสมการที่ (3.4) นั้นจะพบว่ามี การแบ่งออกเป็น 2 เทอมอย่างชัดเจน คือ $e^{-2 \int_{l_1}^{l_N} \alpha(x, y, f_T) dl}$ เป็นเทอมที่มีผลต่อขนาดของสัญญาณ ซึ่งค่าที่หาได้จากเทอมนี้สามารถใช้เป็นข้อมูลในการสร้างภาพตัดขวางได้โดยเรียกว่าการสร้างภาพตัดขวางจากการลดทอน สำหรับอีกส่วนหนึ่งนั่นคือ $e^{-2j \int_{l_1}^{l_N} \phi(f) dl}$ เป็นเทอมที่มีผลต่อเฟสของสัญญาณ ซึ่งจากคุณสมบัติของฟูเรียร์ทรานสฟอร์มมัน การเลื่อนเฟส (phase shift) ในโดเมนความถี่มีค่าเท่ากับการหน่วงเวลาในโดเมนเวลา (time delay)

งานวิจัยนี้ได้พิจารณาศึกษาเฉพาะเทอมของการลดทอน เพื่อนำมาเป็นข้อมูล โปรเจกชันในการสร้างภาพตัดขวางด้วยเทคนิคทางพีชคณิต โดยการคำนวณค่าการลดทอน (Attenuation, α) จะกล่าวในหัวข้อถัดไป

3.3 การประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของคลื่นอัลตราโซนิก

ค่าการลดทอน (Attenuation, α) นั้นจะประมาณได้จากสัญญาณอัลตราโซนิกที่สะท้อนกลับโดยใช้วิธี ฟรีควนซี-เซ็นทรอย-ชิฟท์ [8, 9] โดยสัญญาณอัลตราโซนิก $s(t)$ ที่สะท้อนกลับจากเนื้อเยื่อหรือวัตถุ จะถูกทำให้เป็นข้อมูลดิจิทัล (Digitized) จากคาบเวลาของการสุ่ม (Sampling) เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

interval) $\Delta t = 1/F_s$ ในจำนวน N ตัวอย่าง (เมื่อ F_s คือความถี่แซมปิ้ง, T คือคาบเวลาของสัญญาณ (Signal duration)) เราสามารถประมาณค่าความถี่ศูนย์กลางหรือจุดศูนย์กลางของสเปกตรัม (spectral centroid) จากสมการ (3.5) [8, 9]

$$f_{c(\tau_i)} = \frac{m_1(\tau_i)}{m_0(\tau_i)} \quad (3.5)$$

โดย $f_{c(\tau_i)}$ คือความถี่ศูนย์กลาง (MHz), m_0 คือ โมเมนต์ลำดับที่ 0, m_1 คือ โมเมนต์ลำดับที่ 1

ค่าโมเมนต์ลำดับที่ j สามารถคำนวณได้จาก สมการที่ 3.6 [8, 9]

$$m_j(\tau_i) = \int_{-\infty}^{+\infty} f^j \cdot S(\tau_i, f) \cdot df \quad (3.6)$$

เมื่อ τ_i คือ ช่วงเวลาจากตำแหน่งเริ่มต้นของสัญญาณจนถึงจุดศูนย์กลางของวินโดว์ (μsec)
 f คือ ความถี่ (MHz), j คือลำดับของโมเมนต์
 $S(\tau_i, f)$ คือ ค่าสเปกตรัมกำลัง (Power Spectrum) ของสัญญาณคลื่นอัลตราโซนิก

ด้วยการสันนิษฐานแบบเดิมของความสัมพันธ์ระหว่างค่าการลดทอนกับความถี่ของทรานสดิวเซอร์เชิงเส้น (linear-with-frequency attenuation) ดังสมการ (3.7) [8, 9]

$$\alpha(f) = \beta \cdot f \quad (3.7)$$

โดย $\alpha(f)$ คือ ค่าการลดทอนของสัญญาณอัลตราโซนิก (dB/cm)

β คือ ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน (dB/cmMHz)

f คือ ความถี่ของทรานสดิวเซอร์ (MHz)

ความสัมพันธ์ดังกล่าวแสดงได้ดังนี้ [8, 9]

$$\beta = \frac{-8.68}{c\sigma^2(\tau)} \cdot \frac{df_c}{d\tau} \quad (3.8)$$

โดย β คือ ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน (dB/cmMHz)

c คือ ความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์ในเนื้อเยื่อ (cm/ μsec)

8.68 คือ ค่าคงที่ที่ใช้ในการแปลงหน่วยจากหน่วย neper เป็นหน่วย dB (neper คือหน่วยสัดส่วนของ logarithm โดย 1 neper = 8.68 dB)

df_c คือ ค่าความแตกต่างของความถี่ศูนย์กลาง (MHz)

$d\tau$ คือ ค่าความแตกต่างของตำแหน่งของวินโดว์ (μsec)

เอกสารนี้เป็น σ^2 สารคือ ค่าความแปรปรวน (MHz²) การศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เพื่อที่จะประมาณค่าการอินทิเกรตค่าการลดทอนนี้ (Integrated attenuation), $\int_{I_i}^{I_N} \alpha(x, y, f_T) dl$, สเปกตรัมของสัญญาณตกกระทบ (Incident) และ สัญญาณสะท้อน (reflected) ของคลื่นอัลตราโซนิก จะถูกคิดคำนวณ เพื่อนำไปหาค่า ความถี่ศูนย์กลาง (Frequency centroid) ตามในสมการ (3.5) ค่าความแตกต่างของความถี่ศูนย์กลางของสเปกตรัมระหว่างสัญญาณตกกระทบ และ สัญญาณสะท้อน ของคลื่นอัลตราโซนิก นั้นมีความสัมพันธ์กันอย่างเป็นเชิงเส้นกับการอินทิเกรตค่าการลดทอน (Integrated attenuation) ซึ่งก็คือข้อมูล โปรเจกชัน (projection data) ตลอดตามทางเดินของคลื่นอัลตราโซนิกนั่นเอง หลังจากที่ได้ข้อมูลโปรเจกชันแล้วก็จะนำข้อมูลโปรเจกชันนี้ไปใช้ในการสร้างภาพตัดด้วยวิธีทางพีชคณิต ดังอธิบายในหัวข้อถัดไป

3.4 การสร้างภาพตัดขวางด้วยเทคนิคทางพีชคณิต (Algebraic Reconstruction Technique, ART)

วิธีการสร้างภาพเชิงพีชคณิตเป็นวิธีการสร้างภาพกลับ โดยใช้หลักการทางคณิตศาสตร์ (Algebraic Reconstruction) นั้นมีอยู่หลายวิธี ในวิทยานิพนธ์เล่มนี้จะกล่าวถึง กระบวนการสร้างภาพกลับเชิงพีชคณิตแบบ Algebraic Reconstruction Technique (ART) ซึ่งถูกนำเสนอโดย Gordon, Bender and Herman เรื่อง [10] ที่เกี่ยวข้องกับการสร้างภาพตัดขวางสามมิติจากเครื่องสแกนอิเล็กตรอนไมโครสโคปิกและภาพถ่ายเอ็กซเรย์

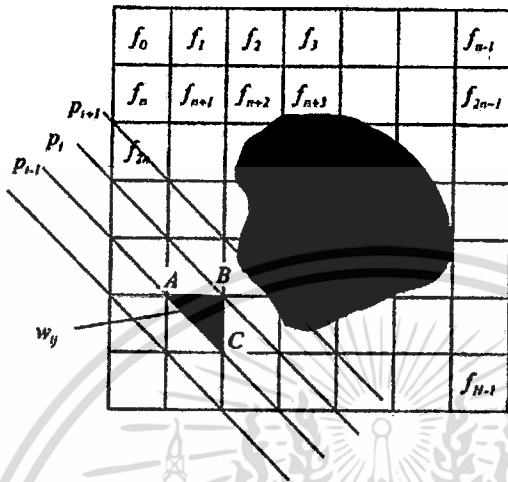
3.4.1 ART เป็นระบบสมการเชิงเส้น

ART ใช้หลักการทางคณิตศาสตร์ในการแก้สมการแบบเชิงเส้น (Linear equation) F เมื่อ N คือตัวแปรไม่ทราบค่าเวกเตอร์ 1 มิติขนาด $0 \leq j \leq N-1$ ตัว โดยที่ $N = n^2$ และ $0 \leq j \leq N-1$ พิกเซลสำหรับวัตถุแบบ 2 มิติหรือภาพ 1 สไลด์และ $N = n^3$ วอกเซลสำหรับวัตถุแบบสามมิติหรือปริมาตร และ P คือข้อมูลโปรเจกชันที่แบ่งออกเป็นเส้นแสงในรูปของเวกเตอร์แบบ 1 มิติ โดยที่ M คือค่าจำนวนรังสีทั้งหมด (ทุกโปรเจกชัน) และ $0 \leq i \leq M-1$ ส่วน W คือค่าเวกเตอร์ของเซลล์ที่ j^{th} ที่มีต่อรังสีเส้นที่ i^{th} โดยแฟกเตอร์ w_{ij} มีค่าเท่ากับสัดส่วนของพื้นที่ของเซลล์ที่ j^{th} ที่ตัดกับรังสี i^{th} และ f_j คือข้อมูลในเซลล์ที่ j ดังแสดงในรูปที่ 3.3 เขียนเป็นสมการแบบเชิงเส้นได้ดังนี้

$$\sum_{j=1}^N w_{ij} f_j = p_i, \quad i = 1, 2, \dots, M \quad (3.9)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\begin{aligned}
 w_{11}f_1 &= w_{12}f_2 + \dots + w_{1N}f_N = p_1 \\
 w_{21}f_1 &= w_{22}f_2 + \dots + w_{2N}f_N = p_2 \\
 &\dots \\
 w_{M1}f_1 &= w_{M2}f_2 + \dots + w_{MN}f_N = p_M
 \end{aligned}
 \tag{3.10}$$



รูปที่ 3.3 ภาพแสดงรูปแบบการฉายแสงและการคำนวณค่าแฟกเตอร์น้ำหนัก

จากสมการ (3.9) สามารถแก้สมการได้โดยตรง โดยใช้ระบบการแก้สมการแบบเมทริกซ์ซึ่งเขียนได้เป็น

$$\begin{bmatrix}
 w_{11} & w_{12} & \dots & w_{1N} \\
 w_{21} & w_{22} & \dots & w_{2N} \\
 \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\
 w_{M1} & w_{M2} & w_{M3} & w_{MN}
 \end{bmatrix}
 \begin{bmatrix}
 f_1 \\
 f_2 \\
 \vdots \\
 f_N
 \end{bmatrix}
 =
 \begin{bmatrix}
 p_1 \\
 p_2 \\
 \vdots \\
 p_M
 \end{bmatrix}
 \tag{3.11}$$

ถ้า N และจำนวนของรังสีทั้งหมดมีค่าน้อย เราสามารถใช้การหาผลเฉลยของสมการโดยการหาเมทริกซ์ผกผัน (Invert matrix) ในระบบสมการที่ (3.11) อย่างไรก็ตามในทางปฏิบัติ N อาจจะมีค่ามาก (ในกรณีของภาพขนาด $256 \times 256 = 65536$) และโดยมากที่จำนวนรังสีทั้งหมด (M) จะมีขนาดใหญ่มาก ถ้าทั้ง M และ N มีค่าดังกล่าว ขนาดของเมทริกซ์ w_y ในสมการที่ (3.11) คือ 65536×65536 ซึ่งไม่สามารถใช้ในการหาผลเฉลยของสมการโดยการหาเมทริกซ์ผกผัน (Invert matrix) ได้เลย

3.4.2 การคำนวณค่าแฟกเตอร์น้ำหนัก (Weighing factor)

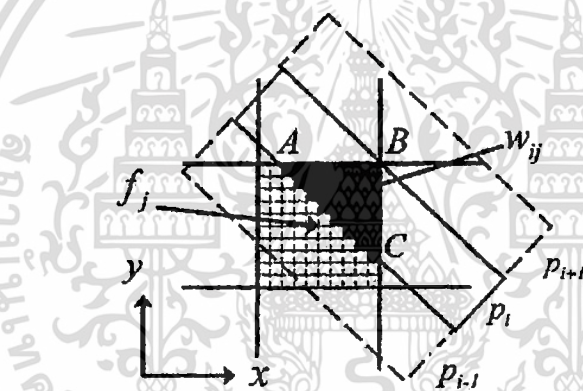
พิจารณารูปที่ 3.3 เป็นภาพของวัตถุที่มีแสงผ่านวัตถุ ซึ่ง p_i คือผลรวมของแสงเส้นที่ i^{th} ผ่านวัตถุในแต่ละพิกเซลหรือออกเซล แต่ข้อมูลของวัตถุในภาพนั้นเป็นข้อมูลแบบสุ่มในระนาบของภาพ ดังนั้นในการหาค่าผลรวมของแสงเส้นที่ i^{th} จะต้องทราบสัดส่วนของข้อมูลในแต่ละไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ละพิกเซล j^{th} นั่นก็คือค่าแฟคเตอร์น้ำหนัก (Weighting factor) w_{ij} จากรูปที่ 3.4 เขียนเป็นสมการได้ดังนี้

$$w_{ij} = \frac{\text{area of } ABC}{\text{area of cell}} \quad (3.12)$$

จะเห็นว่า การคำนวณหาค่าของพื้นที่ของสามเหลี่ยม ABC ของแต่ละเซลล์ที่แสงผ่านนั้นเป็นการคำนวณที่ยุ่งยาก ในวิทยานิพนธ์นี้จึงได้ทำการคำนวณหาแฟคเตอร์น้ำหนักโดยทำการแบ่งเซลล์แต่ละเซลล์ออกเป็นเซลล์ย่อย แล้วทำการคำนวณหาว่าเซลล์ย่อยแต่ละเซลล์อยู่ในเส้นทางที่แสงผ่านหรือไม่

$$w_{ij} = \frac{\text{จำนวนของเซลล์ย่อยที่อยู่ในเส้นทางเดินของแสง}}{\text{จำนวนของเซลล์ย่อยทั้งหมด}} \quad (3.13)$$



รูปที่ 3.4 ภาพแสดงตัวอย่างการคำนวณหาแฟคเตอร์น้ำหนัก

จากรูปที่ 3.4 จะเห็นได้ว่าเซลล์ถูกแบ่งเป็น 100 เซลล์ย่อย โดยจะมี 36 เซลล์ย่อยอยู่ในเส้นทางเดินแสง ดังนั้นเซลล์นี้มีค่าแฟคเตอร์น้ำหนักเท่ากับ $0.36 (=36/100)$

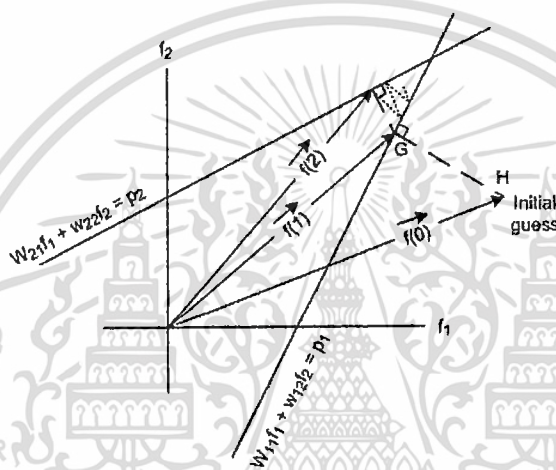
จะเห็นได้ว่าถ้าแบ่งเซลล์ f_j ให้ละเอียดมากขึ้นจะทำให้ค่าแฟคเตอร์น้ำหนักที่คำนวณได้มีค่าถูกต้องมากยิ่งขึ้นเช่นกัน ซึ่งยังเป็นผลทำให้เวลาการคำนวณเพิ่มมากขึ้นเป็นจำนวนเท่าของจำนวนเซลล์ย่อย ซึ่งอาจแก้ไขได้โดยการคำนวณค่าแฟคเตอร์น้ำหนักไว้ล่วงหน้าแล้วเก็บไฟล์ไว้เพื่อใช้ในการสร้างภาพตัดขวางได้โดยไม่ต้องทำการคำนวณซ้ำใหม่ทุกครั้ง ซึ่งจะช่วยลดเวลาในการคำนวณลงได้

3.4.3 หลักการของแคชแมร์ซ (Kaczmarz Method)

ทฤษฎีของแคชแมร์ซ (Kaczmarz Method) เป็นทฤษฎีที่ใช้ในการหาผลเฉลยของระบบสมการเชิงเส้นที่มีรูปแบบของสมการ (3.10) โดยผลที่ถูกแทนด้วย (f_1, f_2, \dots, f_N) จะถูกเอกสสารนี้เป็นเอกสสารที่ส่งวนไว้สำหรับการทำงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พิจารณาว่าเป็นจุดในสเปซ (space) N มิติ ในสเปซดังกล่าวแต่ละสมการจะแทน Hyper-plane เมื่อระบบสมการสามารถหาค่าเฉลี่ยได้เป็นหนึ่งเดียว (Unique solution) จุดตัดของ Hyper-plane ทั้งหมดจะมีจุดเดียว ซึ่งจะเป็นค่าเฉลี่ยของสมการ (Solution) เพื่อที่จะให้เห็นชัดถึงแนวคิดดังกล่าว เราได้แสดงให้เห็นในรูปที่ 3.5 ซึ่งเป็นกรณีที่เรามีตัวแปรแค่สองตัว f_1 และ f_2 จะมีความสัมพันธ์ดังนี้

$$\begin{aligned} w_{11}f_1 + w_{12}f_2 &= p_1 \\ w_{21}f_1 + w_{22}f_2 &= p_2 \end{aligned} \quad (3.14)$$



รูปที่ 3.5 ภาพแสดงการใช้ทฤษฎีของแคชแมร์ซ ในการแก้สมการสองตัวแปร

ในวิธีการของแคชแมร์ซ (Kaczmarz Method) เราต้องทำการสุ่มค่าตอบครั้งแรกให้เท่ากับ $f_1^{(0)}, f_2^{(0)}, \dots, f_N^{(0)}$ การสุ่มสามารถเขียนแทนแบบเวกเตอร์ได้เป็น $\vec{f}^{(0)}$ ในสเปซ N มิติ การสุ่มครั้งแรกนี้จะถูกโปรเจกไปบน Hyper-plane ซึ่งก็คือสมการแรกใน (3.14) ได้เป็น $\vec{f}^{(1)}$ ดังแสดงในรูปที่ 3.5 สำหรับกรณีสองมิติ การคำนวณในขั้นตอนแรกนี้จะทำได้โดยใช้สูตร

$$\vec{f}^{(1)} = \vec{f}^{(0)} - \frac{(\vec{w}_1 \cdot \vec{f}^{(0)} - p_1)}{\vec{w}_1 \cdot \vec{w}_1} \vec{w}_1 \quad (3.15)$$

โดยที่ $\vec{w}_1 = (w_{11}, w_{12})$ คือสัมประสิทธิ์ของสมการแรกใน (3.10) การพิสูจน์สมการที่ (3.15) ทำได้โดยการเขียน (3.10) ใหม่ดังนี้

$$\vec{w}_1 \cdot \vec{f} = p_1 \quad (3.16)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$|\vec{HG}| = \frac{\vec{f}^{(0)} \cdot \vec{w}_1 - p_1}{\sqrt{\vec{w}_1 \cdot \vec{w}_1}} \quad (3.21)$$

เนื่องจาก \vec{HG} มีทิศทางเดียวกันกับเวกเตอร์หนึ่งหน่วย \vec{OU} เราสามารถเขียน

$$|\vec{HG}| = |\vec{HG}| \vec{OU} = \frac{\vec{f}^{(0)} \cdot \vec{w}_1 - p_1}{\sqrt{\vec{w}_1 \cdot \vec{w}_1}} \quad (3.22)$$

แทนค่า (3.22) และ (3.19) ลงในจะได้ (3.15)

หลังจากได้ $\vec{f}^{(1)}$ เราทำการโปรเจก $\vec{f}^{(1)}$ บน Hyper-plane ซึ่งคือสมการที่สองของ $\vec{f}^{(2)}$ ดังแสดงในรูปที่ 3.5 กระบวนการ (Process) ที่ทำซ้ำสำหรับ Hyper-plane ต่อๆ ไป การโปรเจกของ Hyper-plane ที่ i^{th} สามารถหาได้จากการโปรเจกชันของ Hyper-plane ที่ $(i-1)^{\text{th}}$ ดังนี้

$$\vec{f}^{(k)} = \vec{f}^{(k-1)} - \frac{(\vec{w}_i \cdot \vec{f}^{(k-1)} - p_i)}{\vec{w}_i \cdot \vec{w}_i} \vec{w}_i \quad (3.23)$$

โดยที่ $\vec{w}_i = (w_{i1}, w_{i2}, \dots, w_{iN})$ และ k เป็นจำนวนการทำซ้ำ

กระบวนการ (Process) ของการทำโปรเจกชันบน Hyper-plane ต่างกันจะดำเนินต่อไปเรื่อยๆ จนกระทั่งเราได้ $\vec{f}^{(M)}$ ซึ่งคือการโปรเจกชันของสมการสุดท้ายของสมการที่ (3.10) จากนั้นก็ทำการวนซ้ำโดยการโปรเจกชัน $\vec{f}^{(M)}$ ไปบน Hyper-plane อันแรก

ในการประยุกต์ใช้งานจริงจำเป็นต้องมีจำนวนโปรเจกชันจำนวนมากและภาพที่ต้องการสร้างกลับมีขนาดใหญ่ ทำให้เกิดความยุ่งยากที่จะใช้สมการ (3.10) ในการคำนวณ เนื่องจากปัญหาในเรื่องการคำนวณ เนื้อที่หน่วยความจำและการเรียกสัมประสิทธิ์น้ำหนัก w_{ij} เพื่อพิจารณากรณีที่เราสร้างภาพขนาด 128×128 จากข้อมูล 150 โปรเจกชัน โดยแต่ละโปรเจกชันจะมี 150 เส้นรังสี (Ray) สัมประสิทธิ์น้ำหนัก w_{ij} ทั้งหมดที่ใช้คือ $128 \times 128 \times 150 \times 150$ ($\approx 2.7 \times 10^8$) ซึ่งเป็นจำนวนมหาศาล

เพื่อที่จะแก้ปัญหาดความยุ่งยากในการคำนวณ วิธีทางพีชคณิตอื่นๆ ได้ถูกนำเสนอ เพื่อใช้ในการวิเคราะห์การประมาณที่สามารถคำนวณได้ง่าย เราจะจัดรูปสมการ (3.23) ใหม่ในรูปแบบที่ต่างไปคือ

$$f_j^{(k+1)} = f_j^{(k)} + \frac{p_i - \sum_{l=1}^N f_l^{(k)} w_{il}}{\sum_{l=1}^N w_{il}^2} w_{ij} \quad (3.24)$$

โดย p_j คือ ข้อมูลโปรเจกชันจริง
 f_j คือ ข้อมูลในเซลล์ที่ j
 w_{ij} คือ อัตราส่วนพื้นที่เซลล์ที่ j ที่แสงเส้นที่ i ผ่าน
 k คือ จำนวนการทำซ้ำ
 i คือ ตำแหน่งของเส้นแสง
 j คือ ตำแหน่งของเซลล์ในภาพ

ข้อมูลโปรเจกชันที่ได้มาจากการประมาณค่าการอินทิเกรตค่าการลดทอนตลอดตาม
 ทางเดินของคลื่นอัลตราโซนิกในหัวข้อที่ 3.2 จะถูกแทนที่ลงใน p_j ในสมการ (3.24) เพื่อทำการ
 สร้างภาพกลับ



บทที่ 4

การทดลองและผลการทดลอง

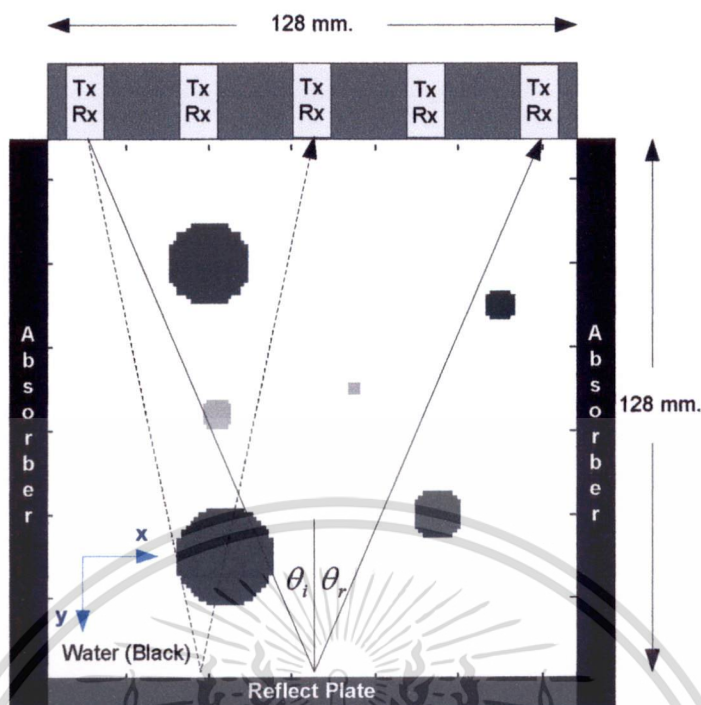
ในบทนี้จะอธิบายถึงรูปแบบการจำลองการติดตั้งระบบภาพที่ใช้ในการเก็บข้อมูลโปรเจ็คชั่น ด้วยหน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกแบบ 1 ระนาบ (Mono-plane) และแบบ 2 ระนาบ (Bi-plane) วิธีการทดลอง ผลการทดลอง รวมทั้งแสดงการเปรียบเทียบผลที่ได้จากการจำลองการทดลอง

4.1 การจำลองการติดตั้งระบบเก็บผลข้อมูล (Acquisition system simulation)

ในการจำลองการติดตั้งระบบเก็บผลข้อมูล โดยใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกชนิดแถวในโหมดสะท้อนนี้ได้ทำการซิมูเลชันโดยใช้โปรแกรม MATLAB และแบ่งการเก็บผลข้อมูลโปรเจ็คชั่นออกเป็น 2 แบบ ตามลักษณะของหน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิก คือ ใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกชนิดแถวแบบ 1 ระนาบ (Mono-plane) และ ใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกชนิดแถวแบบ 2 ระนาบ (Bi-plane) ดังในหัวข้อที่ 4.1.1 และ 4.1.2 ตามลำดับ

4.1.1 การจำลองระบบเก็บผลข้อมูลโดยใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกชนิดแถวแบบ 1 ระนาบ

ในการซิมูเลชันของระบบ Mono-plane นี้ ระบบสามารถส่งพัลส์อัลตราโซนิกจาก 1 ช่อง โดยให้ช่องที่เหลือเป็นตัวรับสัญญาณที่จะสะท้อนกลับมาซึ่งจะเก็บได้เป็นชุดข้อมูลที่เกิดจากการสะท้อนกลับเพื่อใช้เป็นชุดข้อมูลในการสร้างภาพตัดขวาง หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิก (Ultrasonic transducer) ที่ใช้นั้นจะประกอบด้วย 128 ส่วน (128 elements) แสดงดังรูปที่ 4.1 ความละเอียดที่ใช้ในระบบจะเป็น 1 พิกเซลต่อมิลลิเมตร (pixel per mm.) ใช้คลื่นอัลตราโซนิกความถี่ 3.5 เมกกะเฮิร์ต (MHz) ส่งผ่านทะลุวัตถุ และคลื่นอัลตราโซนิกที่สะท้อนกลับจะถูกวัดที่ความถี่แซมเปิ้ล 40 เมกกะเฮิร์ต (MHz) โดยคลื่นอัลตราโซนิกที่วัดได้จากการสะท้อนกลับนั้น จะถูกนำไปใช้วิธี ฟรีควนซี-เซนทรอยด์ ชิฟท์ (frequency-centroid shift) เพื่อหาการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน (attenuation coefficient) ของคลื่นอัลตราโซนิกที่เดินทางผ่านวัตถุ ซึ่งค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน ที่ได้นี้จะนำมาเป็นข้อมูลโปรเจ็คชั่นเพื่อใช้ในการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้วิธีทางพีชคณิตต่อไป



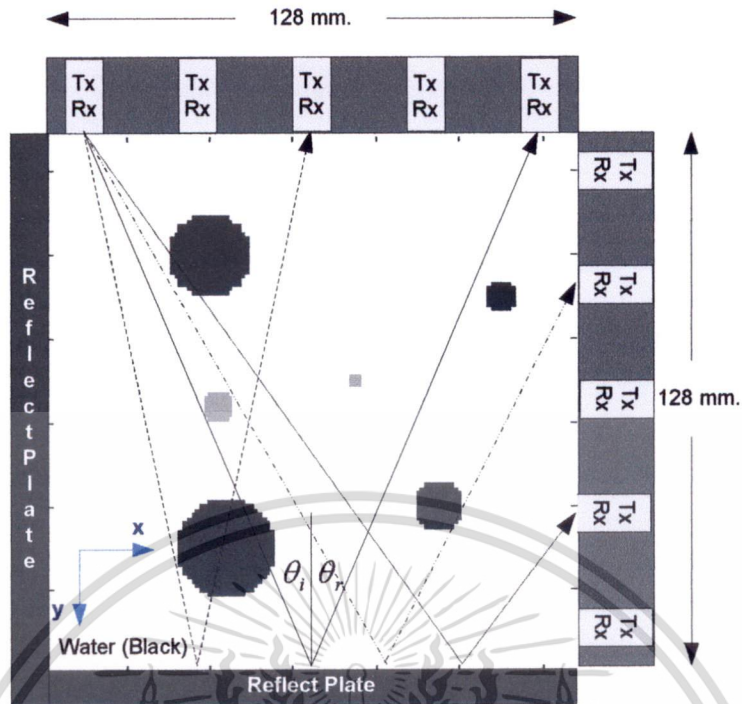
รูปที่ 4.1 การจำลองระบบเก็บผลข้อมูลแบบ Mono-plane

4.1.2 การจำลองระบบเก็บผลข้อมูลโดยใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกชนิดแถว

แบบ 2 ระนาบ

การขีมูลชั้นของระบบ Bi-plane นี้ ระบบสามารถส่งพัลส์อัลตราโซนิกจาก 1 ช่อง โดยให้ช่องที่เหลือเป็นตัวรับสัญญาณที่จะสะท้อนกลับมา ซึ่งจะเก็บได้เป็นชุดข้อมูลที่เกิดจากการสะท้อนกลับเพื่อใช้เป็นชุดข้อมูลในการสร้างภาพตัดขวาง หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิก (Ultrasonic transducer) ที่ใช้นั้นมีลักษณะเป็นรูปตัวแอล ซึ่งประกอบด้วย 256 ส่วน (256 elements) กล่าวคือ ด้านละ 128 elements แสดงดังรูปที่ 4.2 ความละเอียดที่ใช้ในระบบจะเป็น 1 พิกเซลต่อมิลลิเมตร (pixel per mm.) โดยใช้คลื่นอัลตราโซนิกความถี่ 3.5 เมกกะเฮิรต์ (MHz) ส่งผ่านทะลุวัตถุ และคลื่นอัลตราโซนิกที่สะท้อนกลับจะถูกวัดที่ความถี่แซมเปิ้ล 40 เมกกะเฮิรต์ (MHz) คลื่นอัลตราโซนิกที่วัดได้จากการสะท้อนกลับนั้นจะถูกนำไปหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน (attenuation coefficient) ของคลื่นอัลตราโซนิกที่เดินทางผ่านวัตถุ โดยหลักการฟรีควนซี-เซนตรอยด์ชิฟท์ (frequency-centroid shift) ซึ่งค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่ได้นี้จะนำมาเป็นข้อมูล โปรเจกชันเพื่อใช้ในการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้วิธีทางพีชคณิตต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.2 การจำลองระบบเก็บผลข้อมูลแบบ Bi-plane

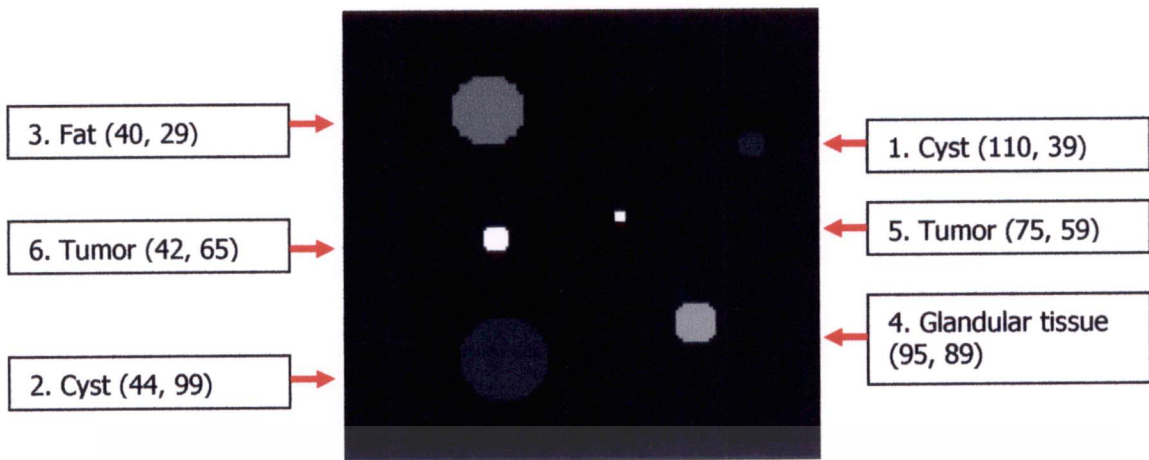
4.1.3 ภาพวัตถุจำลองที่ใช้ในการทดลอง

ภาพวัตถุจำลองที่ใช้ในการทดลองนั้นประกอบด้วย วัตถุจำนวน 6 ชิ้น ซึ่งถูกสร้างตามค่าพารามิเตอร์ในตารางที่ 1 และแสดงดังรูปที่ 4.3

ตารางที่ 4.1 ค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการสร้างวัตถุจำลอง

No.	Object	Attenuation coefficient (dB/cm.MHz)	Radius(pixel)	Center(x,y)
1	Cyst	0.21	3	(110,39)
2	Cyst	0.21	11	(44,99)
3	Fat	0.6	9	(40,29)
4	Glandular tissue	0.74	5	(95,89)
5	Tumor	1.15	1	(75,59)
6	Tumor	1.15	3	(42,65)
-	Water (Back Ground)	0	-	-

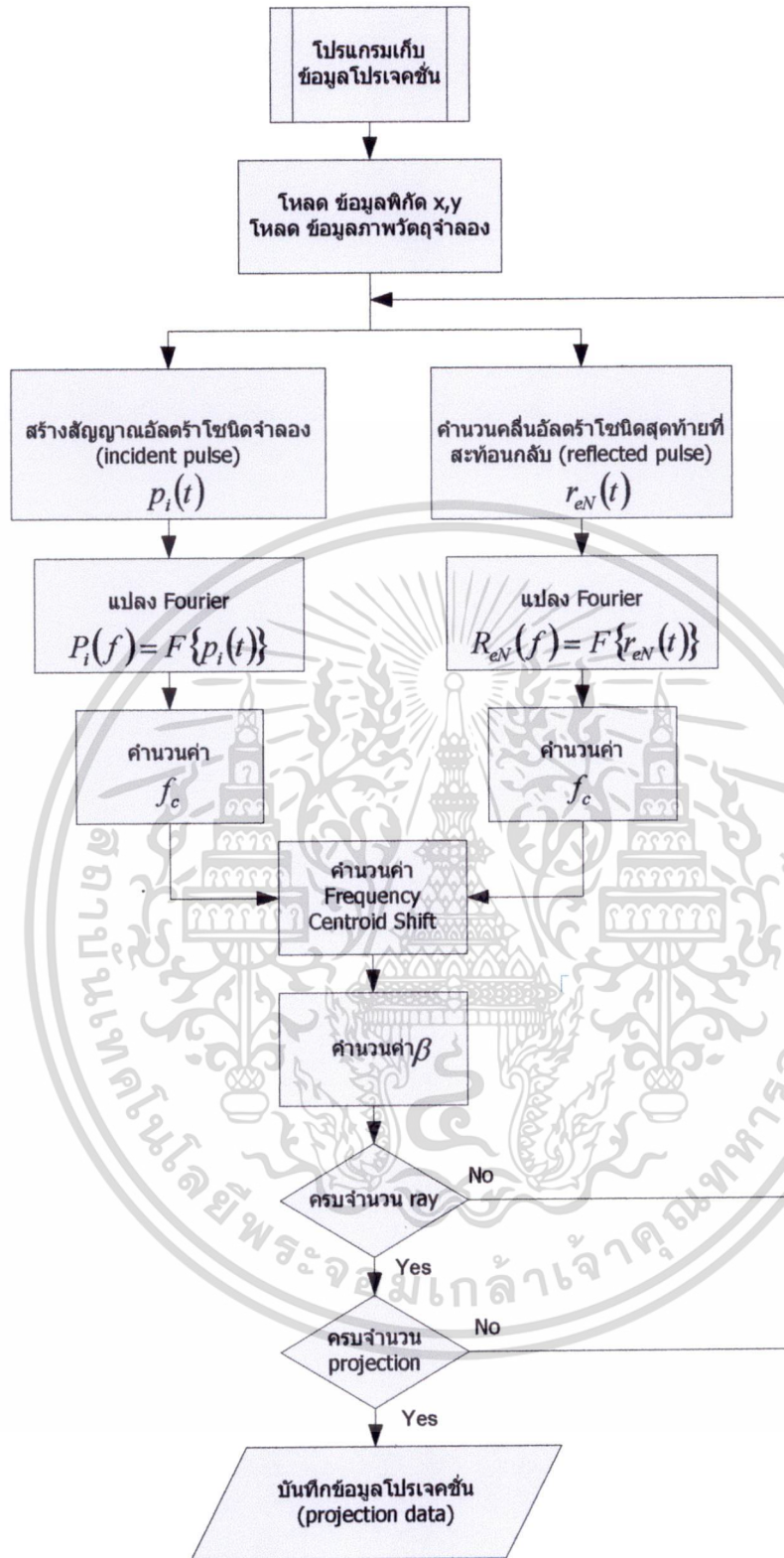
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.3 แสดงภาพวัตถุจำลองที่ใช้ในการจำลองการทดลอง

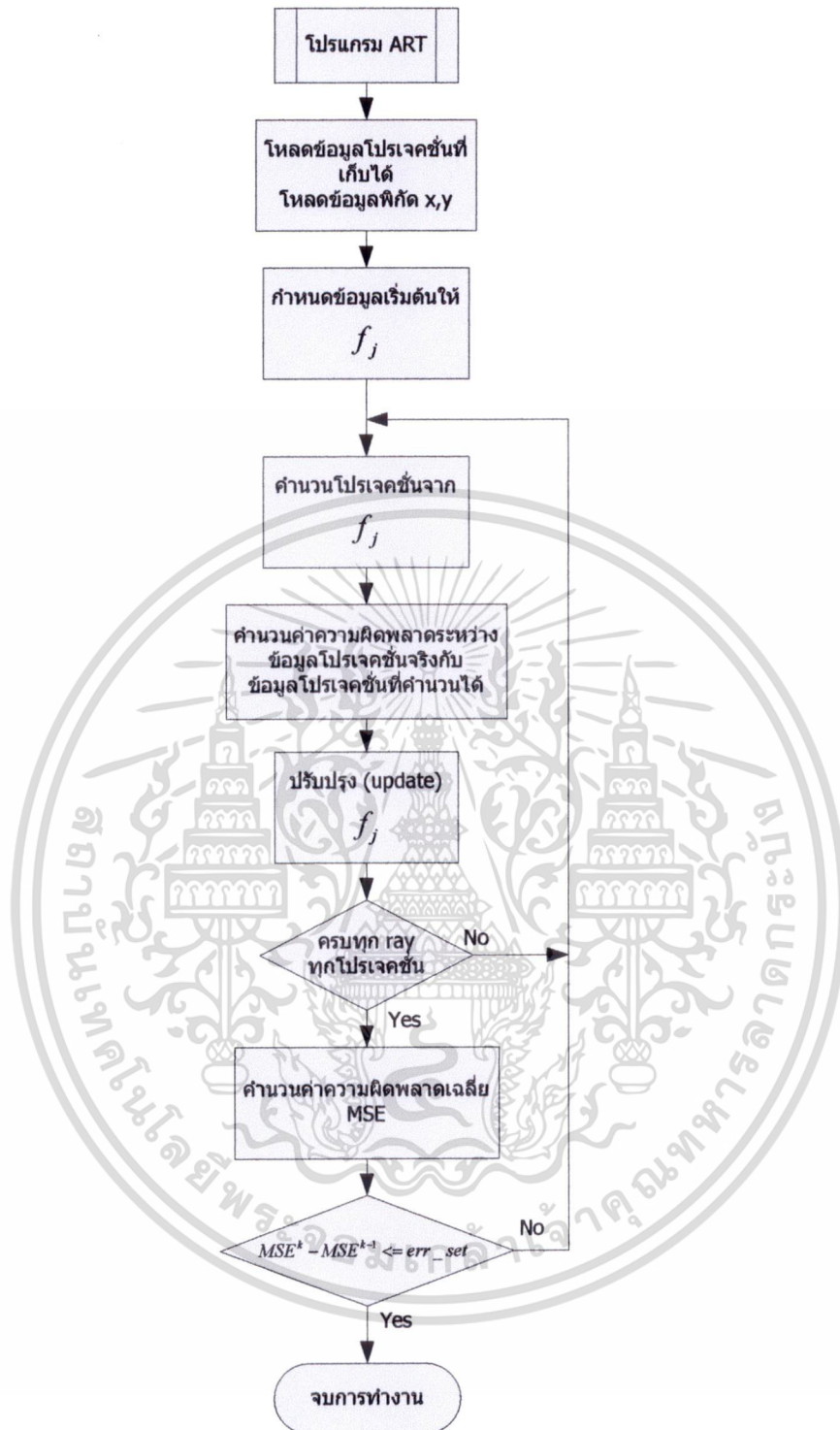
4.1.4 ขั้นตอนการจำลองการทดลอง

ในงานวิจัยนี้จะใช้โปรแกรม MATLAB เพื่อทำการจำลองการเก็บผลข้อมูลและทำการสร้างภาพกลับ โดยจะทำการคำนวณหาพิกัด x,y ทั้งหมดของคลื่นอัลตราโซนิกที่เดินทางผ่านเนื้อเยื่อแล้วทำการบันทึกค่าเก็บไว้ จากนั้นจึงทำการเก็บข้อมูลโปรเจกชัน และทำการสร้างภาพตัดขวาง ซึ่งลำดับขั้นตอนแสดงดังรูปที่ 4.4 และ 4.5 ตามลำดับ



รูปที่ 4.4 แสดงขั้นตอนการเก็บผลข้อมูลโปรเจกชัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.5 แสดงขั้นตอนการสร้างภาพตัดขวางด้วย ART

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 ผลการจำลองการทดลอง

ผลที่ได้จากการจำลองการทดลองการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีทางพีชคณิต (ART) โดยใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกชนิดแถวแบบ 1 ระนาบ (Mono-plane) และ 2 ระนาบ (Bi-plane) ในโหมดสะท้อนกลับ ถูกแสดงในหัวข้อ 4.3.1 และ 4.3.2 ตามลำดับ

ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน (β) ของภาพวัตถุที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางถือเป็นสิ่งสำคัญอย่างยิ่ง เนื่องจากเป็นสิ่งที่บ่งบอกถึงความแตกต่างของภาพวัตถุจำลองกับภาพวัตถุที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้วิธีเทคนิคทางพีชคณิต และเพื่อให้เห็นถึงการเปรียบเทียบในเชิงตัวเลข จึงได้นำวิธี มีนสแควร์เออเรอร์ (mean square error) ซึ่งเป็นวิธีที่ใช้ในการหาค่าความผิดพลาดระหว่างผลของภาพที่ได้จากการทดลองกับภาพวัตถุจำลอง โดยใช้การเปรียบเทียบแบบจุดต่อจุด (pixel to pixel) ซึ่งสมการ mean square error แสดงใน สมการที่ 4.1

$$MSE = \frac{\sum_{y=0}^j \sum_{x=0}^i [o(x,y) - o'(x,y)]^2}{\sum_{y=0}^j \sum_{x=0}^i [o(x,y)]^2} \times 100 \quad (4.1)$$

โดยที่

$o(x,y)$ คือ ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน (β) ของภาพวัตถุจำลอง

$o'(x,y)$ คือ ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน (β) ของภาพวัตถุที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวาง

4.2.1 ผลการทดลองโดยใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกชนิดแถวแบบ 1 ระนาบ

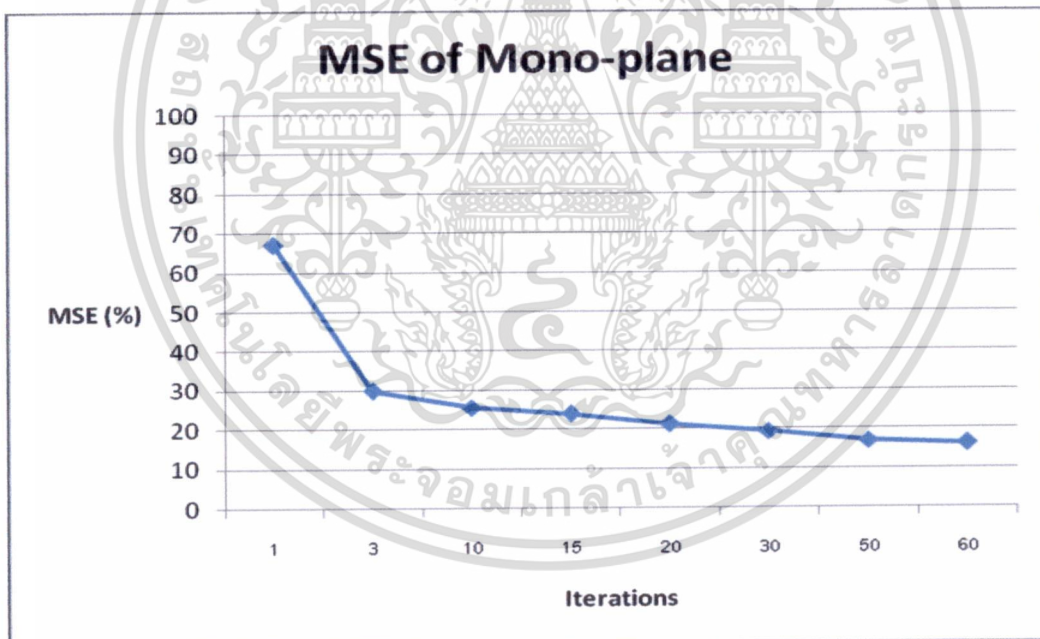
ผลที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีทางพีชคณิต (ART) โดยใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกชนิดแถวแบบ 1 ระนาบ (Mono-plane) ในโหมดสะท้อนกลับ แสดงดังรูปที่ 4.6 โดยรูปที่ 4.6(a) แสดงภาพวัตถุจำลองที่ใช้ในการทดลอง และรูปที่ 4.6 (b), (c) และ (d) แสดงผลภาพตัดขวางที่ได้ ที่ 5 10 และ 50 iterations ตามลำดับ



รูปที่ 4.6 แสดงรูปวัตถุจำลอง ผลที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางด้วยหน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกแบบ 1 ระนาบ (Mono-plane) ในแต่ละ iterations

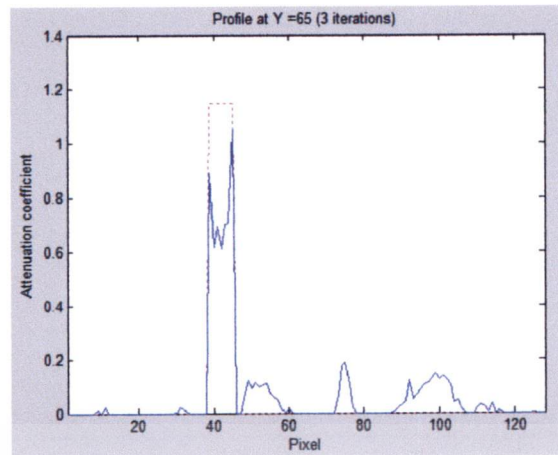
ตารางที่ 4.2 แสดงค่าความผิดพลาด (%MSE) ของผลภาพที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางด้วยหน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิคแบบ 1 ระนาบ (Mono-plane) ในแต่ละ iterations

Number of iterations	MSE (%)
1	67.02
3	29.8
10	25.54
15	23.89
20	21.21
30	19.18
50	16.84
60	16.06

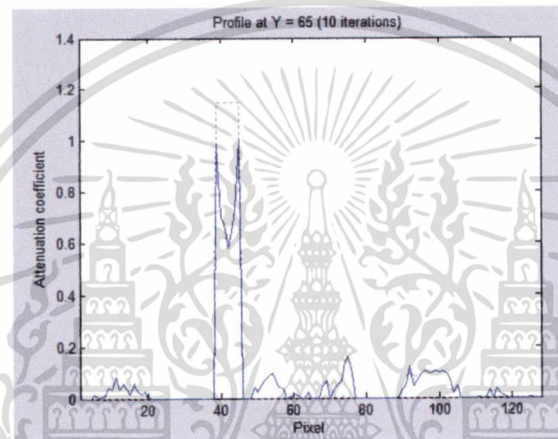


รูปที่ 4.7 กราฟแสดงการเปรียบเทียบค่าระหว่าง %MSE ต่อ iterations ของระบบที่ใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิคแบบ 1 ระนาบ (Mono-plane)

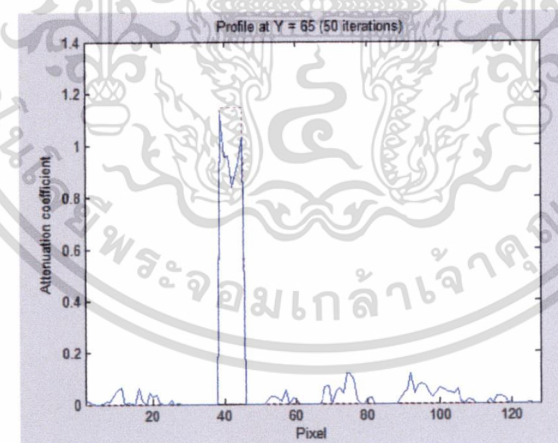
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(a) 3 iterations



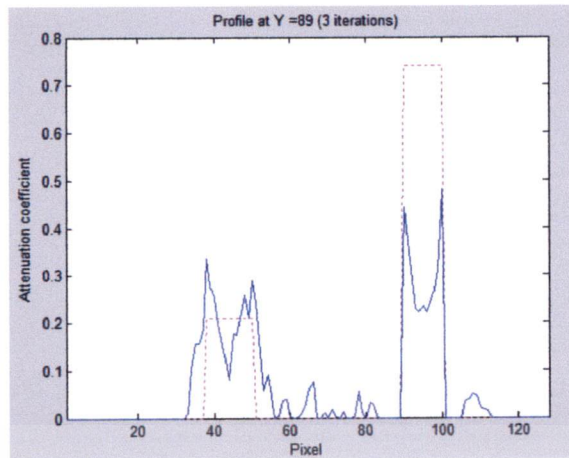
(b) 10 iterations



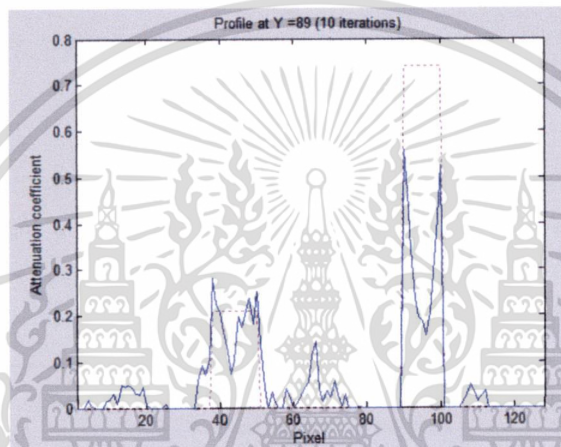
(c) 50 iterations

รูปที่ 4.8 แสดงกราฟโปรไฟล์ (profile) ที่ $Y=65$ เปรียบเทียบระหว่างวัตถุจำลอง กับผลที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางด้วยหน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกแบบ 1 ระนาบ (Mono-plane) ที่ iteration ที่ 3 10 และ 50

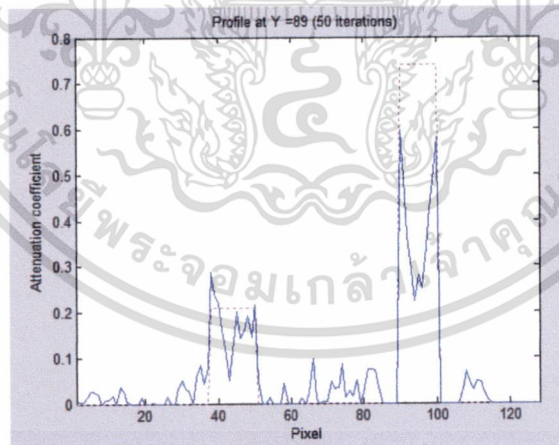
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(a) 3 iterations



(b) 10 iterations



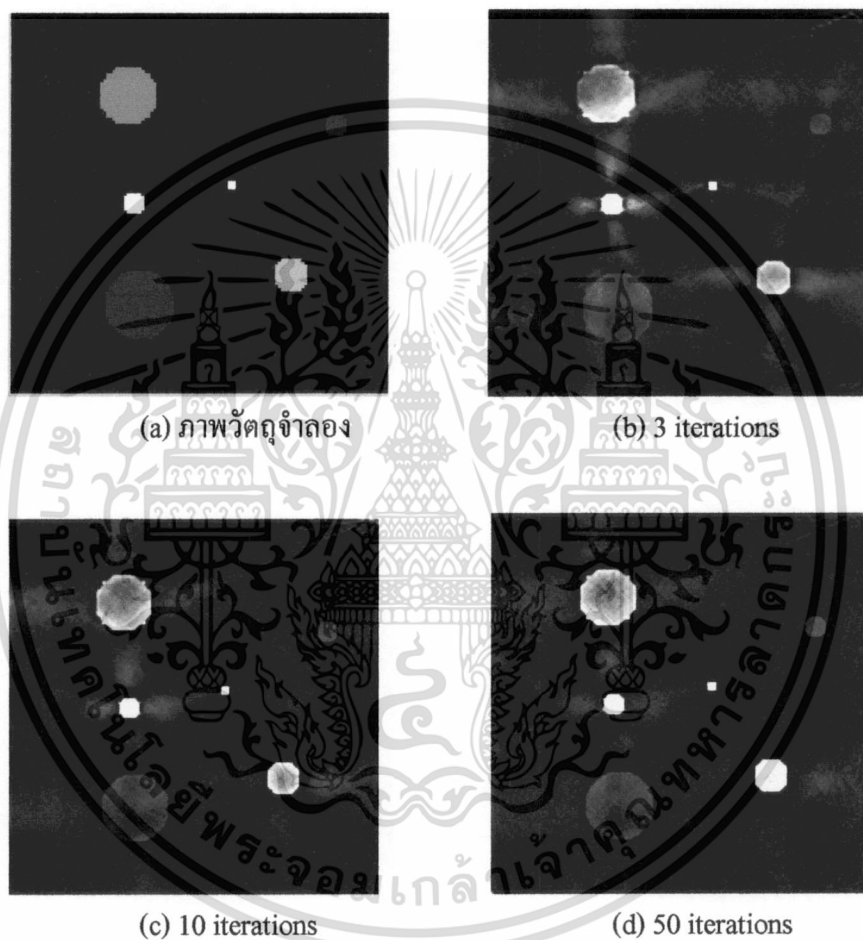
(c) 50 iterations

รูปที่ 4.9 แสดงกราฟโปรไฟล์ (profile) ที่ $Y=89$ เปรียบเทียบระหว่างวัตถุจำลอง กับผลที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางด้วยหน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกแบบ 1 ระนาบ (Mono-plane) ที่ iteration ที่ 3 10 และ 50

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.2 ผลการทดลองโดยใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกชนิดแถวแบบ 2 ระนาบ

ผลที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีทางพีชคณิต (ART) โดยใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกชนิดแถวแบบ 2 ระนาบ (Mono-plane) ในโหมดสะท้อนกลับ โดยรูปที่ 4.10 (a) แสดงภาพวัตถุจำลองที่ใช้ในการทดลอง และรูปที่ 4.10 (b), (c) และ (d) แสดงผลภาพตัดขวางที่ได้ และเปอร์เซ็นต์ค่าความผิดพลาด (%MSE) ที่รอบการคำนวณการสร้างภาพกลับ (iterations) 3 รอบ 10 รอบ และ 50 รอบ ตามลำดับ

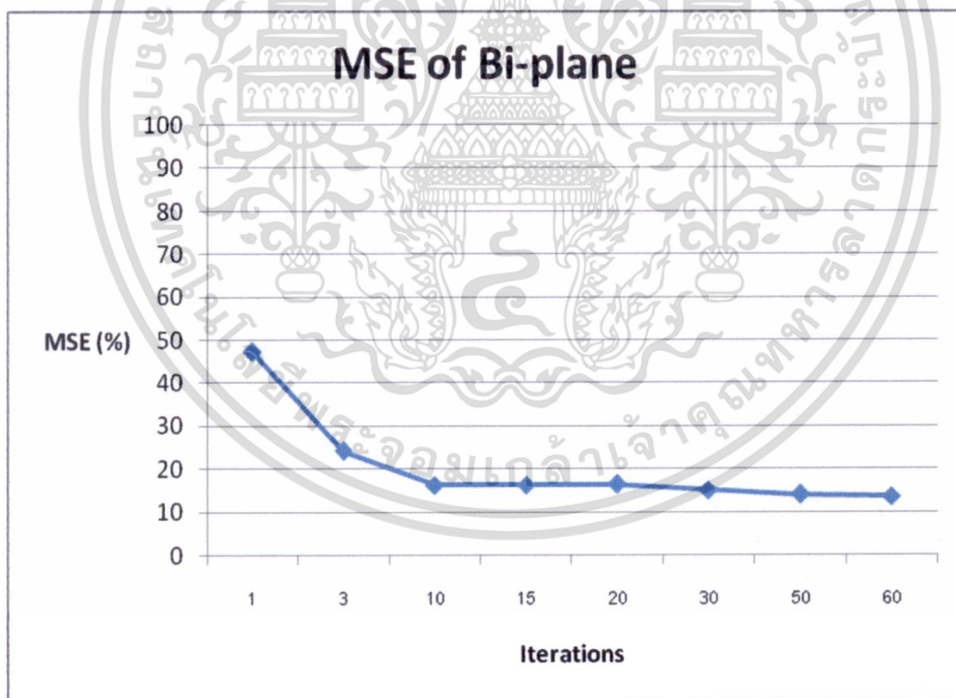


รูปที่ 4.10 แสดงภาพวัตถุจำลอง และผลที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางด้วยหน่วยตรวจจับคลื่นแบบ 2 ระนาบ (Bi-plane) ในแต่ละ iterations

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

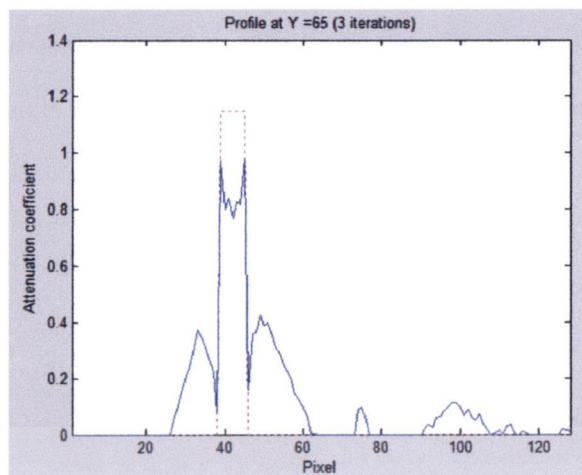
ตารางที่ 4.3 แสดงค่าความผิดพลาด (%MSE) ของผลภาพที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางด้วยหน่วย
ตรวจจับคลื่นแบบ 2 ระนาบ (Bi-plane) ในแต่ละ iterations

Number of iterations	MSE (%)
1	47.25
3	24.23
10	16.26
15	16.26
20	16.42
30	14.99
50	13.96
60	13.58

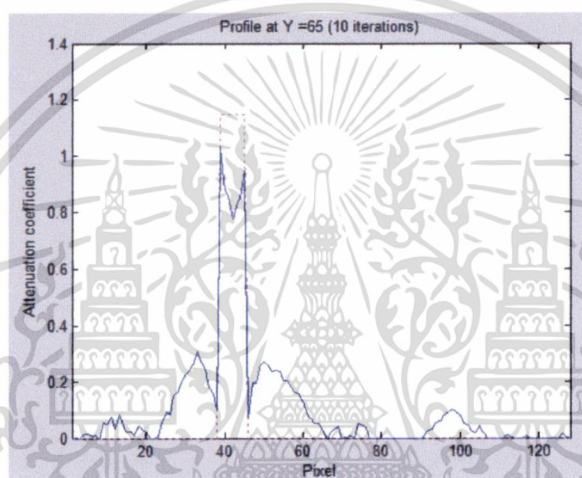


รูปที่ 4.11 กราฟแสดงการเปรียบเทียบค่าระหว่าง %MSE ต่อ iterations ของระบบที่ใช้ หน่วย
ตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกแบบ 2 ระนาบ (Bi-plane)

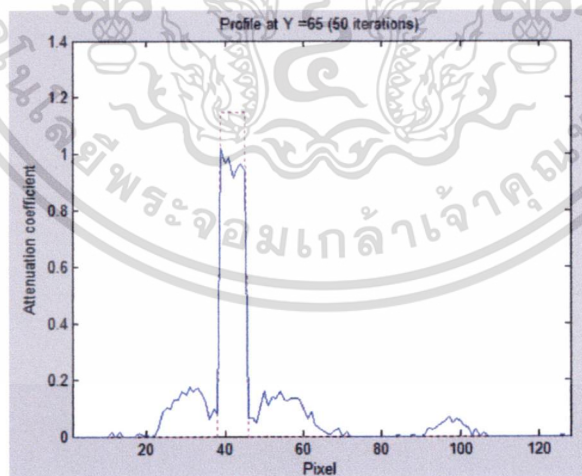
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(a) 3 iterations



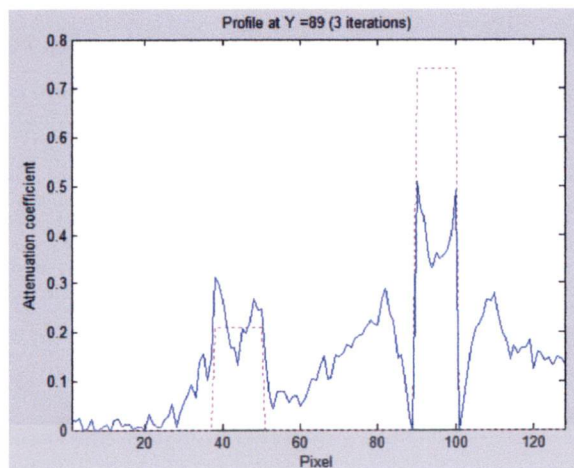
(b) 10 iterations



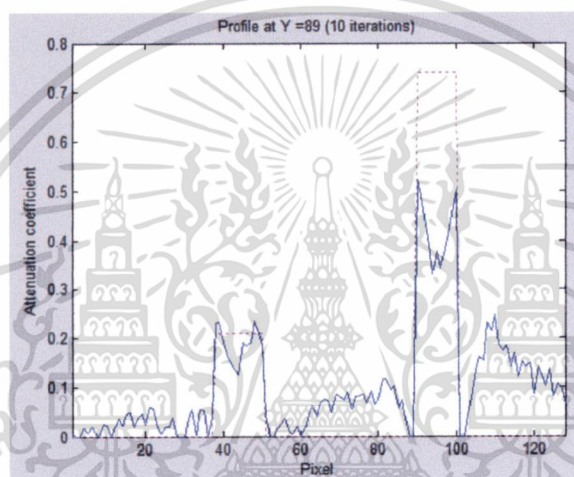
(c) 50 iterations

รูปที่ 4.12 แสดงกราฟโปรไฟล์ (profile) ที่ Y=65 เปรียบเทียบระหว่างวัตถุจำลอง กับผลที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางด้วยหน่วยตรวจจับคลื่นแบบ 2 ระนาบ (Bi-plane) ที่ iteration ที่ 3 10 และ 50

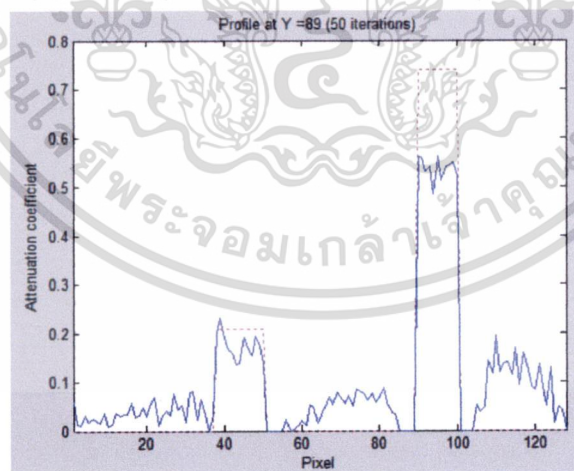
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(a) 3 iterations



(b) 10 iterations



(c) 50 iterations

รูปที่ 4.13 แสดงกราฟโปรไฟล์ (profile) ที่ Y=89 เปรียบเทียบระหว่างวัตถุจำลอง กับผลที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางด้วยหน่วยตรวจจับคลื่นแบบ 2 ระนาบ (Bi-plane) ที่ iteration ที่ 3 10 และ 50

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

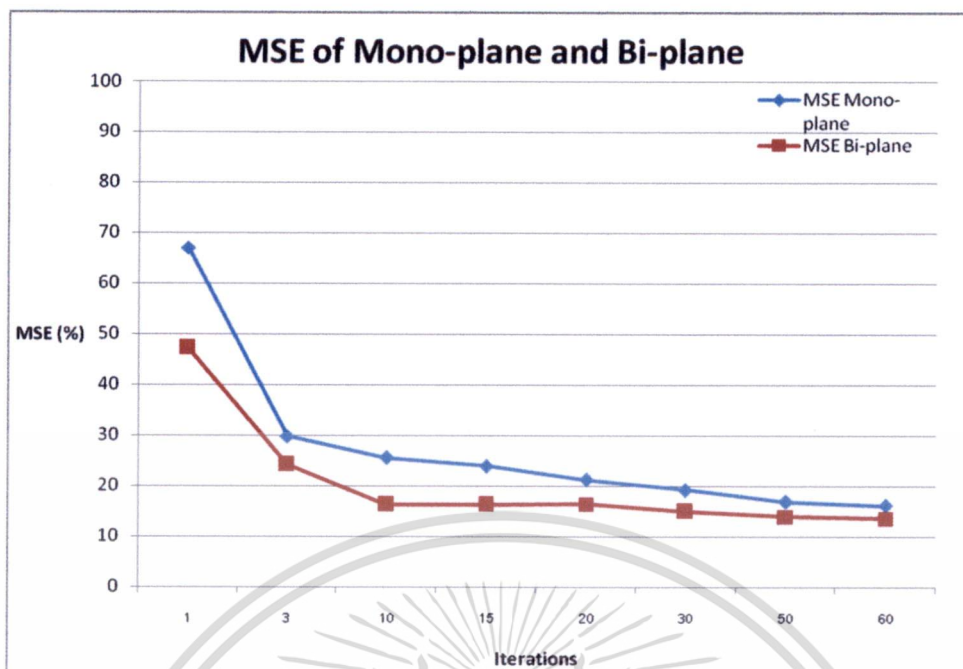
4.3 การเปรียบเทียบคุณภาพของภาพตัดขวางที่ได้จากการจำลองการสร้างภาพตัดขวางทั้งสองแบบ

จากผลภาพตัดขวางและค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดที่ได้จากการทดลองซิมูเลชันข้างต้น ระหว่างการใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกแบบ 1 ระนาบ และแบบ 2 ระนาบ เมื่อนำมาเปรียบเทียบกันจะเห็นว่า ค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของผลภาพที่ได้จากการใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกแบบ 2 ระนาบ มีค่าน้อยกว่า การใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกแบบ 1 ระนาบ ดังในตารางที่ 4.4 และ ดังในรูปที่ 4.14 ซึ่งเป็นการแสดงค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดในรูปแบบกราฟ

ตารางที่ 4.4 แสดงการเปรียบเทียบค่าความผิดพลาด (%MSE) ของผลภาพที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางด้วยหน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกแบบ 1 ระนาบ (Mono-plane) และ 2 ระนาบ (Bi-plane) ในแต่ละ iterations

Number of iterations	MSE (%)	
	แบบ 1 ระนาบ	แบบ 2 ระนาบ
1	67.02	47.25
3	29.8	24.23
10	25.54	16.26
15	23.89	16.26
20	21.21	16.42
30	19.18	14.99
50	16.84	13.96
60	16.06	13.58

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

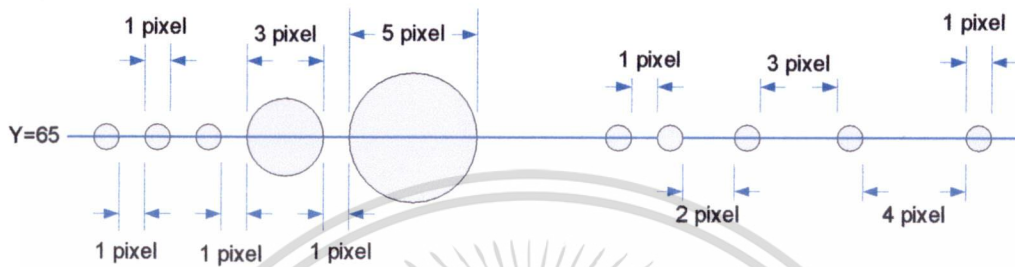


รูปที่ 4.14 กราฟแสดงการเปรียบเทียบค่า %MSE ต่อ iterations ของระบบที่ใช้หน่วยตรวจจับคลื่น อัลตราโซนิกแบบ 1 ระนาบ และ 2 ระนาบ

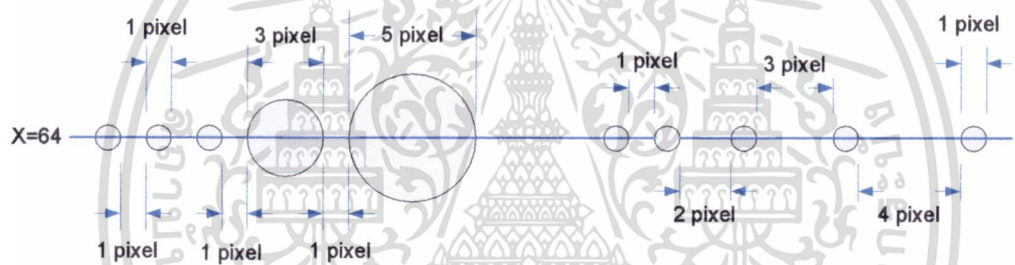
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4 การทดลองวัดความละเอียดของระบบเก็บผลข้อมูล (Resolution)

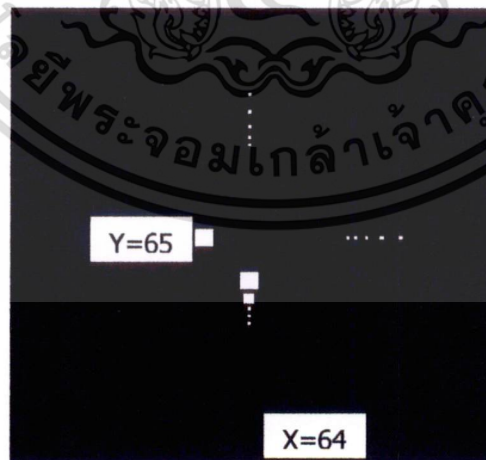
การทดลองวัดความละเอียดของระบบเก็บผลข้อมูล (Resolution) จะใช้ภาพวัตถุจำลองดังรูปที่ 4.13 (c) ซึ่งภายในภาพประกอบด้วยวัตถุที่มีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน (β) = 1 dB/cm.MHz จำนวน 20 ชิ้น ขนาดและระยะห่างของวัตถุแสดงดังรูปที่ 4.13 (b) และ 4.13 (c)



(a) แสดงขนาดและระยะห่างของวัตถุ ซึ่งมีเส้นผ่านศูนย์กลางอยู่ในแนวแกน Y=65



(b) แสดงขนาดและระยะห่างของวัตถุ ซึ่งมีเส้นผ่านศูนย์กลางอยู่ในแนวแกน X=64



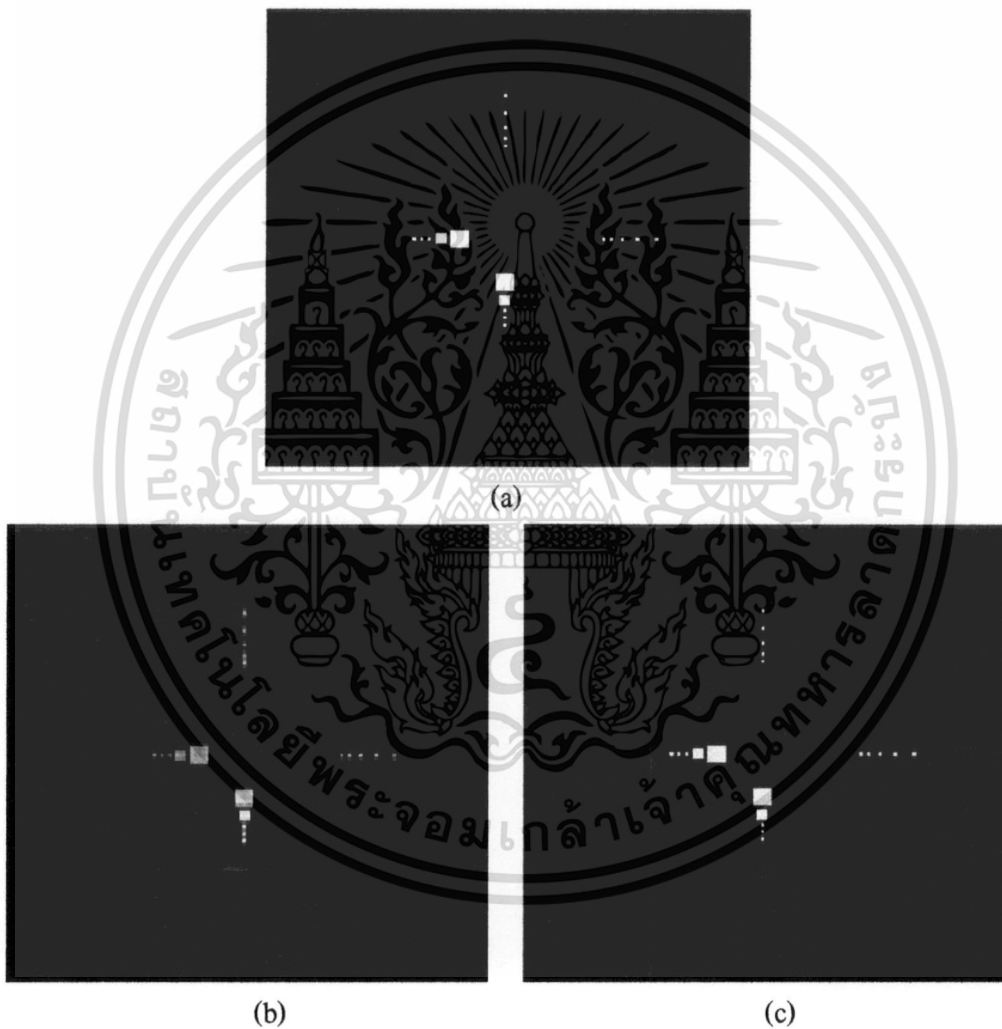
(c) ภาพวัตถุจำลอง

รูปที่ 4.15 ภาพวัตถุจำลองที่ใช้ในการทดลองวัดความละเอียดของระบบจำลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลภาพตัดขวางที่ได้จากการทดลองวัดความละเอียดของระบบจำลองโดยใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกแบบ 1 ระนาบ (Mono-plane) และแบบ 2 ระนาบ (Bi-plane) แสดงดังรูปที่ 4.16 และรูปที่ 4.17 เป็นการแสดงกราฟโปรไฟล์ (profile) ที่ $Y = 65$ และ $X = 64$ เปรียบเทียบระหว่างภาพวัตถุจำลอง กับผลภาพที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวาง ที่ 50-iteration

จากผลภาพตัดขวางและกราฟโปรไฟล์ที่ได้ จะเห็นได้ว่าความละเอียดของภาพที่ได้จากระบบจำลองโดยใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกแบบ 2 ระนาบนั้น ดีกว่าระบบจำลองโดยใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกแบบ 1 ระนาบ



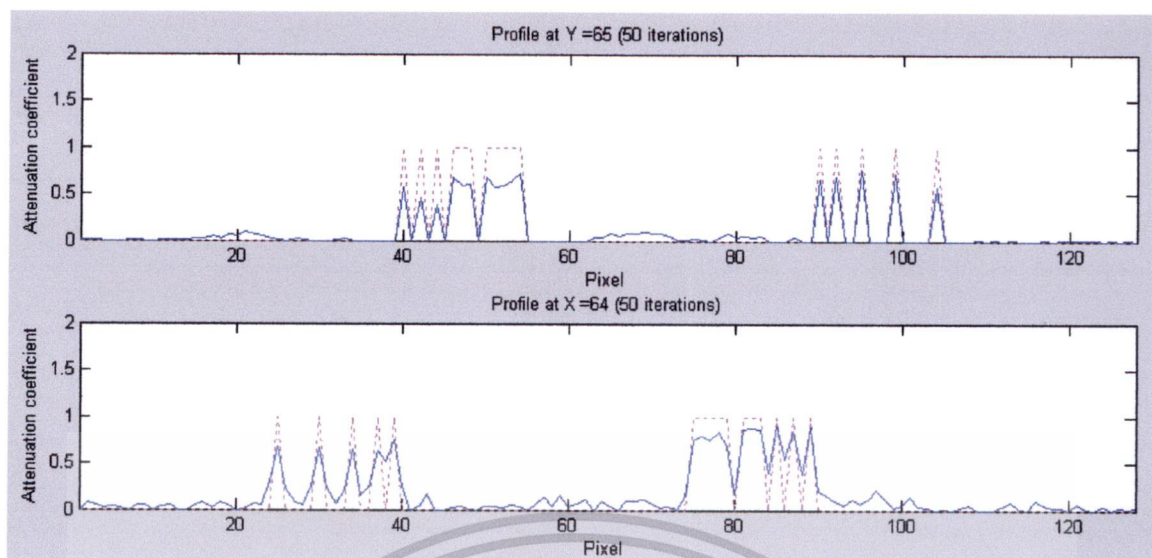
รูปที่ 4.16 ภาพวัตถุจำลองและผลภาพตัดขวางที่ได้จากการวัดความละเอียดของระบบจำลอง

(a) ภาพวัตถุจำลอง

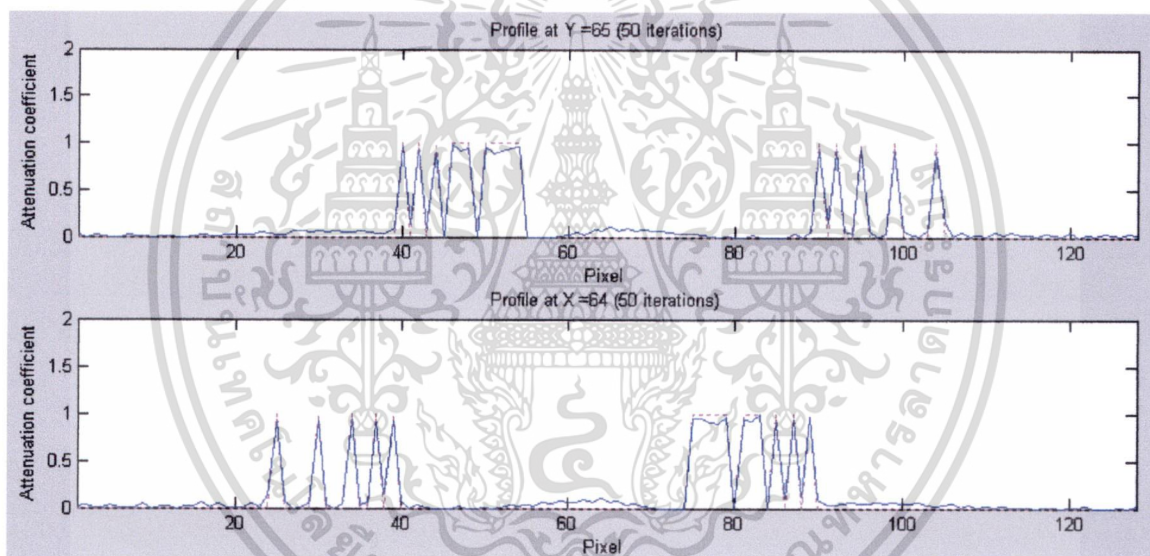
(b) ผลภาพที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางด้วยหน่วยตรวจจับคลื่นแบบ 1 ระนาบ (Mono-plane)

(c) ผลภาพที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางด้วยหน่วยตรวจจับคลื่นแบบ 2 ระนาบ (Bi-plane)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(a)



(b)

รูปที่ 4.17 แสดงกราฟโปรไฟล์ (profile) ที่ $Y = 65$ และ $X = 64$ เปรียบเทียบระหว่างภาพวัตถุจำลอง กับผลภาพที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวาง ที่ 50-iteration

- (a) กราฟโปรไฟล์ (profile) ที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางด้วยหน่วยตรวจจับคลื่นแบบ 1 ระนาบ
- (b) กราฟโปรไฟล์ (profile) ที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางด้วยหน่วยตรวจจับคลื่นแบบ 2 ระนาบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย

5.1 สรุปผลการวิจัย

จากวัตถุประสงค์ของงานวิจัย ที่ต้องการทำการจำลองการสร้างภาพตัดขวางด้วยเทคนิคทางพีชคณิต โดยใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกชนิดแถวแบบ 1 ระนาบ และแบบ 2 ระนาบ ในโหมดสะท้อนกลับ ถือว่าประสบผลสำเร็จดังที่ได้ตั้งเป้าหมายเอาไว้

จากการศึกษาผลงานวิจัยก่อนหน้า ที่เกี่ยวข้องกับการสร้างภาพตัดขวางด้วยคลื่นอัลตราโซนิกในโหมดสะท้อน (Ultrasonic Reflection Tomography) วิธีการเก็บผลข้อมูลโปรเจกชัน รวมถึงข้อมูลโปรเจกชันที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวาง ได้นำมาสู่การตั้งสมมติฐานของงานวิจัยนี้ ซึ่งมีวิธีการเก็บข้อมูลโปรเจกชันที่แตกต่างไปจากงานวิจัยก่อนหน้า คือ ไม่ต้องทำการหมุนวัตถุหรือหมุนแหล่งกำเนิดคลื่นอัลตราโซนิกเพื่อทำการเก็บผลข้อมูลโปรเจกชัน แต่อาศัยหลักการการสะท้อนกลับของคลื่นอัลตราโซนิกในมุมที่ต่างกันเป็นแหล่งกำเนิดคลื่นอัลตราโซนิกใหม่ และใช้วิธีของฟรีควอนซีเซ็นทรอยชิฟ (Frequency Centroid Shift) ในการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของคลื่นอัลตราโซนิก (Attenuation coefficient) เพื่อนำมาเป็นข้อมูลโปรเจกชันที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีทางพีชคณิต (Algebraic Reconstruction Technique)

ผลที่ได้จากการทดลอง การจำลองการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกชนิดแถวแบบ 1 ระนาบ และแบบ 2 ระนาบ ในโหมดสะท้อน แสดงให้เห็นว่าข้อมูลโปรเจกชันที่เก็บได้ด้วยวิธีเทคนิคที่ได้นำเสนอไปนั้น สามารถนำไปใช้สร้างภาพตัดขวางได้จริง และเมื่อเปรียบเทียบคุณภาพ และความละเอียดของภาพตัดขวางที่ได้จากใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกทั้งสองแบบ ดังแสดงในบทที่ 4 จะพบว่า ภาพตัดขวางที่ได้จากการใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิก ชนิดแถวแบบ 2 ระนาบ มีคุณภาพและความละเอียดที่ดีกว่าภาพตัดขวางที่ได้จากการใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกชนิดแถวแบบ 1 ระนาบ ทั้งนี้เนื่องจากการใช้หน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิกชนิดแถวแบบ 2 ระนาบนั้นมีลักษณะรูปแบบที่แตกต่างกับแบบ 1 ระนาบและยังมีจำนวนข้อมูลโปรเจกชันที่มากกว่าอีกด้วย

5.2 ข้อเสนอแนะและแนวทางวิจัยต่อ

การจำลองการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้เทคนิคทางพีชคณิต ซึ่งได้ถูกยกขึ้นมาเสนอในงานวิจัยนี้ ระบบที่ถูกจำลองขึ้นนี้มีความคล้ายคลึงกันกับระบบการสร้างภาพด้วยคลื่นอัลตราโซนิกในโหมด บี-สแกน (B-scan) แบบเดิม ดังนั้นจึงทำให้ระบบมีความเหมาะสมสำหรับการนำไปประยุกต์ใช้เกี่ยวกับทางการแพทย์ แต่อย่างไรก็ตาม ระบบที่จำลองขึ้นนี้เป็นเพียงแนวความคิดเบื้องต้นที่ศึกษาถึงรูปแบบวิธีการเก็บผลข้อมูลโปรเจ็คชั่นแบบใหม่ จึงไม่ได้คำนึงถึงสัญญาณรบกวนต่างๆ ที่อาจมีผลต่อภาพตัดขวางที่ได้

ในส่วนของงานวิจัยที่เหมาะสมในการพัฒนาต่อจากงานวิจัยนี้ คือ การจำลองการสร้างภาพตัดขวางด้วยคลื่นอัลตราโซนิกในโหมดสะท้อน โดยการปรับเปลี่ยนรูปแบบลักษณะของหน่วยตรวจจับคลื่นอัลตราโซนิก หรือปรับเปลี่ยนรูปแบบลักษณะของแผ่นสะท้อน ให้มีลักษณะที่แตกต่างกัน เช่น มีลักษณะเป็นแบบโค้ง ซึ่งยังไม่ได้ทำการพิสูจน์ในงานวิจัยนี้



เอกสารอ้างอิง

- [1] A. C. Kak and M. Slaney, *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. New York: Institute of Electrical and Electronics Engineers, 1988.
- [2] M.Slaney, and A.C.Kak, "Diffraction Tomography", Proc. S.P.I.E., vol. 413, Apr. 1983, pp. 2-19.
- [3] A.J.Devaney, "A Filtered Backpropagation Algorithm for Diffraction Tomography", Ultrason. Imaging, vol 4, 1982, pp. 336-350.
- [4] S.-W. Huang and P.-C. Li, "Computed tomography sound velocity reconstruction using incomplete data," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, vol. 51, no. 3, pp. 329–342, 2004.
- [5] S.-W. Huang and P.-C. Li, "Experimental investigation of computed tomography sound velocity reconstruction using incomplete data," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, vol. 51, no. 9, pp. 1072–1081, 2004.
- [6] M. Krueger, A. Pesavento, and H. Ermert, "A modified time-of-flight tomography concept for ultrasonic breast imaging," in *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, 1996, pp. 1381–1385.
- [7] M. Krueger, V. Burow, K. M. Hiltawsky, and H. Ermert, "Limited angle ultrasonic transmission tomography of the compressed female breast," in
- [8] T. Baldeweck, P. Laugier, A. Herment, and G. Berger, "Application of Autoregressive Spectral Analysis for Ultrasound Attenuation Estimation: Interest in Highly Attenuating Medium, IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control, vol. 42, pp. 99-110, January 1995.
- [9] T. Onemanisone, C. Pintavi rooj, K. Wong-ek , S. Sangworasil, "Ultrasonic Reflection Tomography Using Frequency-Centroid Shift Method", ECTI Annual Conference (ECTI-CON 2007), Chaing-Rai, Thailand, May 2007.
- [10] R. Gordon, et. al., "Algebraic Reconstruction Techniques (ART) for three dimensional electron microscopy and X-ray photography," *J. Theor. Biol.*, vol. 29, pp. 471-481, 1970.
- [11] P. Gilbert, "Iterative Method for the Reconstruction of Three Dimensional Objects from their Projection," *J. Theor. Biol.*, vol. 36, pp. 105-117, 1972.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คำสำคัญของวิทยานิพนธ์

การสร้างภาพตัดขวางด้วยคลื่นอัลตราโซนิกในโหมดสะท้อน (Ultrasonic Reflection Tomography), วิธี ฟรีแควนซี-เซ็นทรอยด์-ชิฟท์ (Frequency-Centroid-Shift), ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของคลื่นอัลตราโซนิก (Ultrasonic Attenuation coefficient), การสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีทางเทคนิคพีชคณิต (Algebraic Reconstruction Technique: ART)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

1. P. Tosranon, T. Onemanisone, **P. Greesuradej**, C. Pintavirooj, K. Jaruwongrungee, "Ultrasonic Reflection Mode Tomography Using Frequency-Shift Method", International Symposium on Communications and Information Technology (ISCIT2006), October 2006, Bangkok, Thailand.
2. **P. Greesuradej**, S. Gimjumba, M. Sangworasil, C. Pintavirooj, "3D Shape-Recovery System Based on Photographic Tomography with Flexible Camera Orientation", ECTI Annual Conference (ECTI-CON 2007), May 2007, Chaing-Rai, Thailand.
3. **P. Greesuradej**, S. Aootaphao, C. Pintavirooj, M. Sangworasil, "Linear-Array Ultrasonic Reflection Tomography with Algebraic Reconstruction Technique", International Conference on Engineering, Applied Sciences, and Technology (ICEAST 2007), November 2007, Bangkok, Thailand.
4. **P. Greesuradej**, S. Aootaphao, C. Pintavirooj, M. Sangworasil, "Ultrasonic Reflection Tomography with Bi-Plane Linear Array Transducer", The 1st Symposium on Thai Biomedical Engineering (ThaiBME2007), December 2007, Bangkok, Thailand.
5. A. Sanpanich, **P. Greesuradej**, S. Aootaphao, C. Pintavirooj, M. Sangworasil, "3D Ultrasonic Reflection Tomography with Matrix Linear Array Transducer", The 3rd International Symposium on Biomedical Engineering (ISBME2008), November 2008, Bangkok, Thailand.

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล นาย ปิยะภัทร กรีสระเดช
 วัน เดือน ปี เกิด วันที่ 2 ธันวาคม พ.ศ.2525 ที่จังหวัดกรุงเทพมหานคร
 ที่อยู่ 201/31 ถ.เพชรเกษม แขวงวัดท่าพระ เขตบางกอกใหญ่ กรุงเทพมหานคร
 10600
 โทร. 02-457-1033

ประวัติการศึกษา พ.ศ.2547 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ สถาบัน
 เทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
 ปัจจุบันกำลังศึกษาในหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต ภาควิชา
 อิเล็กทรอนิกส์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Linear-Array Ultrasonic Reflection Tomography With Algebraic Reconstruction Technique

P. Greesuradej, S. Aootaphao, C. Pintavirooj, M. Sangworasil
Biomedical Signal and Image Processing Laboratory
Research Center for communication and Information Technology (ReCCIT), and
Department of Electronics, Faculty of Engineering
King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, THAILAND.

Abstract—Tomogram of the soft tissue can be reconstructed by using its projections resolved from the ultrasonic broadband pulsed waves which pass through the tissue. While a data from ultrasonic transmission mode tomography cannot be used to image the character of soft tissue where shadowed by a bone, an ultrasonic reflection mode tomography is realized to be a solution for this. There are many ways to extract the projections, in most case the integrated attenuation coefficient, of the tissue from the pulsed wave. Almost all of these methods were proved to implement with the transmission mode signal, but however, some adaptation may takes benefit from those method to implement with the reflection mode. The system requited for reflection-mode ultrasonic tomography, however, is somewhat complicated and hence hampers it from clinical realization. The modified reflection-mode ultrasonic tomographic system using the linear array transducer is, on the other hand, practical and feasible toward clinical trail. This paper discusses about the modified system and the suitable algorithm for image reconstruction.

I. INTRODUCTION

The conventional pulse-echo B-scan imaging is a method that use the reflected pulse for reconstruct the tomogram, but the image only shows the interfaces of tissue, not the local properties of it. On the other hand, the ultrasonic transmission mode can image the local properties such as the sound velocity, refractive index or the attenuation coefficient of the tissue from the received pulse [1]. However, the major problems of the ultrasonic tomography are expanded into two cases. Firstly, the diffraction and refraction of the ray while it get through the interfaces of the tissue having difference reflective indexes make it travels not in the straight line, so we cannot use the line integral geometry as in the X-ray case. The approaches to this problem are somewhat more complicate, known as the *Fourier diffraction theorem* [2] and the *filtered backpropagation algorithm* [3]. But anyway, we still can use the straight line integration if we assume the soft tissue having a little change in the refractive index. The next problem is – the transmitted pulse almost completely reflected with the hard tissue like a bone, give a null signal to the receiver located on the opposite direction. This makes it hard to find the application in human. But again, the reflected pulse also contains the character of the tissue; brings us a possibility to utilize this waveform.

Many attempts [4,5] have been tried during the last decade to realize the ultrasonic tomography toward clinical application. The system differed form the conventional B-scan imaging, however, hampers such realization. In this paper, we explore the concept of modifying the B-mode ultrasound imaging to function as a reflection-reflection mode ultrasonic tomography. The system is similar to that of the limited-angle transmission tomography [6,7]. We also purposed to use algebraic reconstruction technique as it provide the better image quality in the case of limited projection

This paper is organized as follows. Section II presents mathematical background of ultrasonic reflective tomography theory. Section III overviews the algebraic reconstruction technique. Sections IV shows the acquisition system for gathering the projection from phantom. The experimental results are provided in section V. Section VI is the discussion and conclusion.

II. THEORY

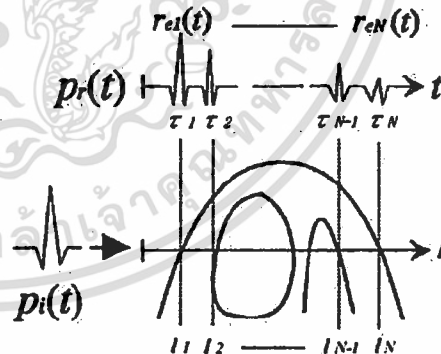


Fig. 1. The waveform of incident and reflected pulse. Where the reflections occur at the tissue interfaces.

When the specimen is issued by the broadband ultrasonic pulse $p_i(t)$, the reflection of the pulse will occur every time it passes each interface where the refractive indexes are difference, subsequently return us the attenuated waveform $p_r(t)$ as illustrated in Fig. 1. Only the latest pulse in the waveform or $r_N(t)$ that we need, because it passes the entire tissue's length from l_1 to l_N and

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

reflected at the N^{th} interface. The equations for the reflected waveform and concern parameters are written below. Keep in mind that we never know about the character of the reflectance and transmittance between each layer.

$$P_r(t) = \sum_{n=1}^N r_{en}(t) \quad (1)$$

$$r_{en}(t) = \sqrt{R_n \left(\prod_{k=1}^{n-1} T_k \right)} \times P_i(t - \tau_n) \times e^{-2 \int_0^L \alpha(x,y,f_0) dl} \quad (2)$$

where R_n and T_n are the reflectance and transmittance of the power at the n^{th} interface, τ_n is the delay time corresponding to the distance from the transducer to the n^{th} interface, and (x, y, f) is the frequency-dependent attenuation coefficient of the tissue at coordinate (x, y) . The latest recorded pulse must be converted to be in the frequency domain as shown in equation 3, so the frequency where the amplitude of the signal is maximum can be detected.

$$R_{eN}(f) = \sqrt{R_N \left(\prod_{K=1}^{N-1} T_K \right)} \times P_i(f) \times e^{-2 \int_0^L \alpha(x,y,f) dl} \times e^{-2j \int_0^L \beta(f) dl} \quad (3)$$

where $\beta(f)$ is the phase shift of the tissue.

The attenuation, β , is estimated from the reflected ultrasonic signal using the centroid-shifting method [8]. The ultrasound signal $s(t)$ reflected by a biological tissue is digitized with a sampling interval $\Delta t = 1/F_S$ in N samples (F_S is the sampling frequency, T is the signal duration). We estimate the center frequency or spectral centroid defined by:

$$f_c(\tau_i) = \frac{m_1(\tau_i)}{m_0(\tau_i)} \quad (4)$$

Where

$$m_j(\tau_i) = \int_{-\infty}^{+\infty} f^j \cdot S(\tau_i, f) \cdot df \quad (5)$$

Due to the random position of scatters in the medium, the output of the estimator fluctuates. The variance of the estimate is reduced by averaging the spectra of A independent (uncorrelated) echo signals for each window position. One centroid is determined for this depth and noted $f_c(\tau)_i$, where denotes the averaging process over A uncorrelated lines.

With the classical assumption of a linear-with-frequency attenuation:

$$\alpha(f) = \beta \cdot f \quad (6)$$

Where α is expressed in dB/cm and β is the attenuation coefficient expressed in dB/cmMHz, the following relation can be shown :

$$\beta = \frac{-8.68}{c \sigma^2(\tau)} \cdot \frac{df_c}{d\tau} \quad (7)$$

Where c denotes the speed of ultrasound in the tissues, $df_c/d\tau$ is expressed in MHz/s and $\sigma^2(\tau)$ is the spectral variance (MHz²)

To estimate the integrated attenuation, $\int_0^L \beta(f) dl$, the spectral of both incident and reflected ultrasonic signal are computed. The frequency centroid equation (4) is evaluated. The difference of frequency centroid of spectrum between incident and reflected ultrasonic signal is linearly related to the integrated attenuation and hence the projection data along the ultrasonic ray.

III. RECONSTRUCTION ALGORITHM

The Algebraic Reconstruction Technique (ART) is inherently a pixel-based reconstruction algorithm, i.e., a grid correction is based on the projection and backprojection of a single image pixel at a time. This is usually performed via image-order projection methods, i.e. the image is projected by casting rays into the image, pixel by pixel

Algebraic Reconstruction Technique (ART) explored by [10] has shown an ability to reconstruct the cross section with convergence. However, salt and pepper noises constantly dominate the data caused by roughly interpolating of the weighting function. The Simultaneous Iterative Reconstruction Technique (SIRT) [11] can reduce the noise, but suffering from computational cost. By combining the virtues from both ART and SIRT, the Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique (SART) [9] can convert the data to high quality in a few iterations. The concept of the SART is to resample the normal pixel's grids by the equidistance lattices as shown in Fig. 2., in which each element on the lattice can be assigned the gray

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

level from bilinear interpolation of 4 adjacent points. Also the supporting region is reduced to a circle instead of a rectangle. Another concept is to update the data within one projection, not a ray-by-ray style as in the ART case.

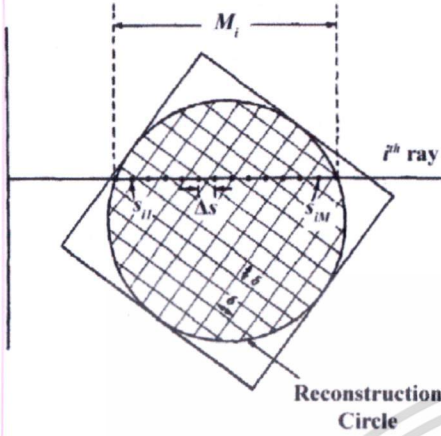


Fig. 2. Resampled reconstruction plane

The projection equation of the SART can express mathematically as the following (see Fig. 2).

$$p_i \approx \sum_{m=1}^{M_i} \hat{f}(s_{im}) \Delta s \quad (8)$$

, where p_i is the projection for the i^{th} ray, Δs is the arbitrary equidistance between two lattice's elements, and $\hat{f}(s_{im})$ is determined from 4 adjacent pixels (f_j 's) by bilinear interpolation, or given by

$$\hat{f}(s_{im}) = \sum_{j=1}^N d_{ijm} f_j \quad (9)$$

coefficient d_{ijm} remarks the contribution of the j^{th} pixel to the m^{th} point on the i^{th} ray. Substituting Eq. 9. into Eq. 8. yields

$$p_i = \sum_{j=1}^N a_{ij} f_j \quad (10)$$

$$a_{ij} = \sum_{m=1}^{M_i} d_{ijm} \Delta s \quad (11)$$

a_{ij} is clearly the weighting function of f_j^{th} pixel associated with the i^{th} ray. After the projection equation was modeled, the formula for updating the j^{th} pixel on the reconstruction grid for the $(k+1)^{th}$ iteration can be derived as in the case of the ART, or

$$f_j^{(k+1)} = f_j^{(k)} + \frac{\sum_i \left[a_{ij} \frac{p_i - \sum_{j=1}^N a_{ij} f_j^{(k)}}{\sum_{j=1}^N a_{ij}} \right]}{\sum_i a_{ij}} \quad (12)$$

where the summation with respect to i is for all rays in one projection. The complicated equation can be explained step-by-step as the following:-

(a) Find the weight a_{ij} from Eq. 11. for all pixel j within i^{th} ray.

(b) Calculate the summation of i or numeration term in Eq. 12., the summing is done for rays within one projection. Note that, for the first iteration, the initial values of f_j are normally set to zeros.

(c) Update the f_j 's by Eq. 12.

(d) Move to the next projection, repeat (b) and (c). Do this repeatedly until all projections are completed. This is counted as one iteration.

(e) Repeat (b) to (d) by using the same weight as (a) for the succeeding iterations.

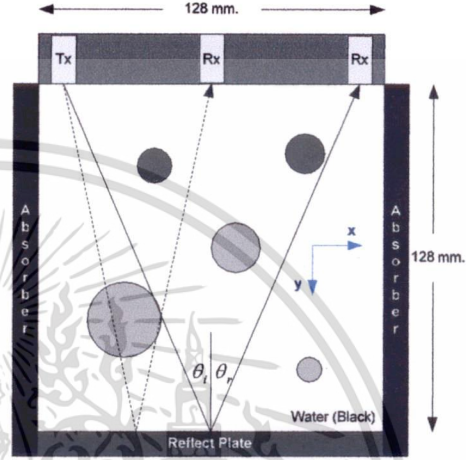


Fig. 3. Imaging Setup

IV. IMAGING SETUP

The linear-array reflection ultrasonic tomographic system is simulated in Fig. 3. The system is capable of transmitting a pulse from a single channel while the remaining channels acquire a complete echo data set. The number of array is of 128. The resolution is 1 pixel./mm. In the simulation process, the 3.5 MHz broadband ultrasonic pulse is inosified to the phantom, the reflected pulse is sampled at 40 MHz. The reflected pulse is then resolved by the frequency-centroid shift method to get the value of the integrated attenuation coefficient, the projection data.

V. EXPERIMENTAL RESULTS

Tomographic model can be created using parameters inside it from Table I, which conclude center of image (x, y), radius in unit of pixels, gray level (0-255) respectively. Fig.4 shows the reconstruction result. To provide numerical evidence, we opt to use the mean square error (MSE) equation to determine the ERROR between the reconstructed image and the original image. The formula of MSE is given by

$$MSE = \frac{\iint [o(x, y) - o'(x, y)]^2 dx dy}{\iint [o(x, y)]^2 dx dy} \times 100 \quad (13)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Table II shows the error of reconstruction in percentage and with signal per noise ratio in decibel. As well, the profiles of the reconstruction are plotted against the original profiles in Fig. 5.

TABLE I
PARAMETERS IN CREATED PHANTOM

Center (x, y)	Radius (pixels)	Gray level (0-255)	Alpha
(45,32)	5	49	Muscle
(99,28)	4	49	Muscle
(36,85)	12	128	Tissue
(76,66)	6	128	Tissue
(98,104)	3	128	Tissue

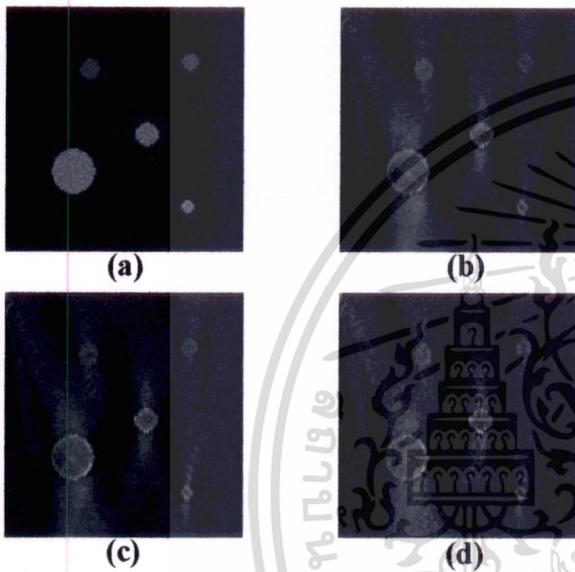


Fig. 4. Original models and Reconstructed models
(a) original object, (b) from noise-free object
(c) and (d) are the noise objects by 30.45dB, 25dB signals per noise ratio respectively.

TABLE II. Error of reconstructed models in difference conditions.

Signal Per Noise (dB)	Mean Square Error (%)
Noise-Free	11.49
30.45	15.33
25	20.88

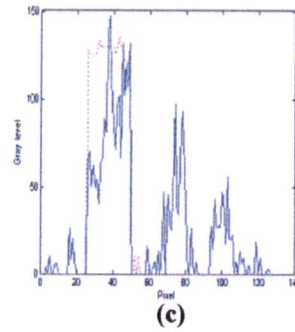
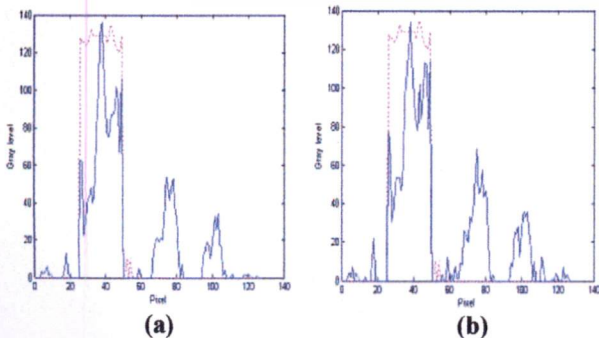


Fig. 4. Profiles at the 85th line on Y-axis of the reconstructed models,
(a)from noise-free object
(b) and (c) from noise objects by 30.45dB, 25dB signals per noise ratio respectively
(Real profiles are remarked as magenta dot lines, Reconstructed profiles are remarked as the blue solid lines)

VI. DISCUSSION AND CONCLUSION

The linear-array ultrasonic reflection mode tomography using the algebraic reconstruction technique was purposed in this paper. The simulated system resembles the conventional B-scan ultrasonic imaging system and hence makes the system appropriate for clinical application. The reconstruction results demonstrate that the system is promising.

REFERENCES

- [1] A. C. Kak and M. Slaney, *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. New York: Institute of Electrical and Electronics Engineers, 1988.
- [2] M.Slaney, and A.C.Kak, "Diffraction Tomography", Proc. S.P.I.E., vol. 413, Apr. 1983, pp. 2-19.
- [3] A.J.Devaney, "A Filtered Backpropagation Algorithm for Diffraction Tomography", *Ultrason. Imaging*, vol 4, 1982, pp. 336-350.
- [4] S.-W. Huang and P.-C. Li, "Computed tomography sound velocity reconstruction using incomplete data," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, vol. 51, no. 3, pp. 329-342, 2004.
- [5] S.-W. Huang and P.-C. Li, "Experimental investigation of computed tomography sound velocity reconstruction using incomplete data," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, vol. 51, no. 9, pp. 1072-1081, 2004.
- [6] M. Krueger, A. Pesavento, and H. Ermert, "A modified time-of-flight tomography concept for ultrasonic breast imaging," in *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, 1996, pp. 1381-1385.
- [7] M. Krueger, V. Burow, K. M. Hiltawsky, and H. Ermert, "Limited angle ultrasonic transmission tomography of the compressed female breast," in
- [8] T. Onemanisone, C. Pintavi rooj, K. Wong-ek, S. Sangworasil, "Ultrasonic Reflection Tomography Using Frequency-Centroid Shift Method", ECTI Annual Conference (ECTI-CON 2007), Chaing-Rai, Thailand, May 2007.
- [9] A.H. Andersen, and A.C. Kak, "Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique (SART): A Superior Implementation of the ART Algorithm," *Ultrason. Imaging*, vol. 6, pp. 81-94, Jan. 1984.
- [10] R. Gordon, et al., "Algebraic Reconstruction Techniques (ART) for three dimensional electron microscopy and X-ray photography," *J. Theor. Biol.*, vol. 29, pp. 471-481, 1970.
- [11] P. Gilbert, "Iterative Method for the Reconstruction of Three Dimensional Objects from their Projection," *J. Theor. Biol.*, vol. 36, pp. 105-117, 1972.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้