

การจำลองการออกแบบระบบสร้างภาพตัดขวางสำหรับสร้างคืนภาพเต้านม
จากคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยการใช้แผ่นสะท้อนคลื่น

A SIMULATION ON DESIGN OF TOMOGRAPHIC SYSTEM
FOR BREAST IMAGE RECONSTRUCTION FROM ULTRASOUND WAVES
BY USING A WAVE REFLECTOR PLATE



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาตรี สาขาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2556

KMITL-2013-EN-D-018-011

ห้องสมุดคณะวิศวกรรมศาสตร์ พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การจำลองการออกแบบระบบสร้างภาพตัดขวางสำหรับสร้างคืนภาพเต้านม
จากคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยการใช้แผ่นสะท้อนคลื่น

A SIMULATION ON DESIGN OF TOMOGRAPHIC SYSTEM
FOR BREAST IMAGE RECONSTRUCTION FROM ULTRASOUND WAVES
BY USING A WAVE REFLECTOR PLATE



เลขหมู่.....
เลขทะเบียน..... 55295
วัน, เดือน, ปี 29 ต.ค. 2556

จำ ma
b. 12553 062
i.

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
พ.ศ.2556
KMITL-2013-EN-D-018-011

A SIMULATION ON DESIGN OF TOMOGRAPHIC SYSTEM
FOR BREAST IMAGE RECONSTRUCTION FROM ULTRASOUND WAVES
BY USING A WAVE REFLECTOR PLATE



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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและลิขสิทธิ์ของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
KMUTL-2013-EN-D-018-011



COPYRIGHT 2013

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์สงวนไว้สำหรับอาจารย์ใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG ครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การจำลองการออกแบบระบบสร้างภาพตัดขวางสำหรับสร้างคินภาพเต้านมจากคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยการใช้แผ่นสะท้อนคลื่น

Thesis Title A SIMULATION ON DESIGN OF TOMOGRAPHIC SYSTEM FOR BREAST IMAGE RECONSTRUCTION FROM ULTRASOUND WAVES BY USING A WAVE REFLECTOR PLATE

นักศึกษา นายอาทร สรรพานิช

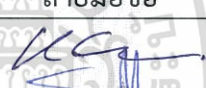


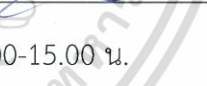

รหัสประจำตัว 51060003

ปริญญา วิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต

สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์

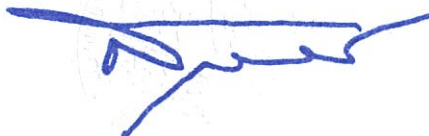
หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2013-EN-D-018-011

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
ผศ.ดร.กิติพล	ชิตสกุล	
ผศ.ดร.ศิริเดช	บุญแสง	
ผศ.ดร.สุพจน์	สุขโพธารมณ	
ผศ.ดร.สุพันธุ์	ตั้งจิตกุลสมัน	
รศ.ดร.ชูชาติ	ปิณฑวิรุจน์	

วัน / เดือน/ ปี ที่สอบ วันจันทร์ที่ 11 มีนาคม พ.ศ. 2556 เวลา 13.00-15.00 น.
สถานที่สอบ ณ อาคาร 12 ชั้น ห้อง E12-302

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว



(ศาสตราจารย์ ดร.สุช์ชวีร์ สุวรรณสวัสดิ์)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
เมื่อวันที่ 11 มีนาคม พ.ศ. 2556
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งหากมีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์

การจำลองการออกแบบระบบสร้างภาพตัดขวางสำหรับ
สร้างคืนภาพเต้านมจากคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยการใช้แผ่น
สะท้อนคลื่น

นักศึกษา

นายอาทร สรรพานิช

รหัสนักศึกษา

51060003

ปริญญา

วิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต

สาขาวิชา

วิศวกรรมไฟฟ้า

พ.ศ.

2556

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

ผศ.ดร.ศิริเดช บุญแสง

บทคัดย่อ

มะเร็งที่เต้านมถือได้ว่าเป็นภัยคุกคามต่อสุขภาพผู้หญิงทั่วทั้งโลกที่สำคัญประเภทหนึ่ง การตรวจคัดกรองมะเร็งเต้านมประจำปีด้วยเครื่องอัลตราซาวด์เพื่อการวินิจฉัยนับเป็นวิธีทางเลือกหนึ่งที่มีความเหมาะสมในการที่จะจัดการกับปัญหาดังกล่าวนี ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ผู้วิจัยได้นำเสนอการศึกษาวิจัยของการจำลองระบบสร้างคืนภาพตัดขวางด้วยคลื่นอัลตราซาวด์ในโหมดการสะท้อนแบบ 2 มิติสำหรับการทำอัลตราซาวด์เต้านมแบบทั่วไป โดยมีการปรับเพิ่มเส้นทางเดินของคลื่นสะท้อนของการใช้แผ่นสะท้อนคลื่น ระบบจำลองของการสร้างคืนภาพในวิทยานิพนธ์นี้ประกอบด้วยหัวทรานสดิวเซอร์อัลตราซาวด์แบบแนวเส้นตรงชนิดทั่วไปที่มีจำนวน 128 อีลิเมนต์วางอยู่บนอ่างน้ำซึ่งมีแผ่นสะท้อนคลื่นติดตั้งอยู่ แผ่นสะท้อนคลื่นมีการออกแบบรูปร่างไว้ 3 รูปแบบคือแบบแผ่นเดียว, แบบกรอบสี่เหลี่ยมและแบบกรอบโค้ง ในด้านของการเก็บข้อมูลภาพนั้นผู้วิจัยได้หาค่าข้อมูลรวมในแนวเส้นทางเดินคลื่นด้วยการประยุกต์ใช้วิธีการประมาณค่าความชันของกราฟค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นอัลตราซาวด์ในเนื้อเยื่อ ซึ่งค่าที่ประเมินได้นี้จะไม่ขึ้นกับค่าการส่งผ่าน, ค่าการสะท้อนกลับตลอดจนกระทั่งสัญญาณรบกวนใดใด ด้วยการสร้างคืนภาพหุ่นจำลองของเต้านมผ่านอัลกอริธึมการสร้างคืนภาพโดยใช้เทคนิคทางพีชคณิต ภาพที่สร้างคืนมาได้ไม่เพียงแต่จะแสดงถึงคุณลักษณะของเนื้อเยื่อจากข้อมูลเชิงปริมาณของค่าการลดทอนคลื่นโดยมีค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยเมื่อเทียบกับภาพต้นฉบับประมาณ 12% แต่ยังสามารถสร้างคืนภาพของพื้นที่บริเวณใต้เนื้อเยื่อแข็งจากการใช้ทิศทางการการเดินทางของคลื่นที่เพิ่มมากขึ้นภายใต้ระบบการสร้างคืนภาพที่ไม่ต้องมีการหมุนระบบใด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis Title	A Simulation on Design of Tomographic System for Breast Image Reconstruction from Ultrasound Waves by Using a Wave Reflector Plate
Student	Mr. Arthorn Sanpanich
Student ID.	51060003
Degree	Doctor of Engineering
Program	Electrical Engineering
Year	2013
Thesis Advisor	Assoc. Prof. Dr. Chuchart Pintavirooj
Thesis Co-Advisor	Asst. Prof. Dr. Siridech Boonsang

ABSTRACT

Breast cancer is one of the most health hazards found in women all over the world. An annual screening test using a diagnostic ultrasound seems to be an appropriate method to handle this physical threat. In this thesis, we propose an investigation of 2D reflection-mode ultrasonic tomography system for a general breast ultrasound enhanced by an echo wave path using a wave reflecting plate. Our virtual imaging setup system was composed of 128 elements conventional linear array transducer placed on the top of water bath and a wave reflector attached around this setup system. The wave reflector shape was designed as a one plate shape, rectangular shape and curve shape. For projection data, we estimate a line integral insonifying data by using a classical integration slope of attenuation coefficient method in which its derivative is independent from transmittance, reflectance and noise. By imaging a virtual female breast phantom model, the reconstruction results obtained from an iterative ART algorithm show a promising image. The image is not only indicating a tissue characterization from quantitative attenuation data with an average error respect to the original image about 12%, but also restoring an area covered by hard tissue due to an increased wave path direction from our non-rotational imaging system.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงลงได้ด้วยความกรุณาจากอาจารย์ที่ปรึกษา รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ ผู้ที่เป็นทั้งรุ่นพี่และอาจารย์ ที่ได้ให้โอกาส, ความช่วยเหลือ, คำชี้แนะและช่วยแก้ปัญหาต่างๆ ตลอดจนกระทั่งให้ความรู้และประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า

ขอขอบพระคุณ ศาสตราจารย์คาซุฮิโกะ ฮามามาโต้ (Kazuhiko Hamamoto) แห่ง มหาวิทยาลัยโตโก, รศ.ดร.มนัส สังวรศิลป์ และ ผศ.ดร.ศิริเดช บุญแสง ผู้ที่ให้คำปรึกษาและคำแนะนำต่างๆ ในเรื่องของงานวิจัย

ขอขอบพระคุณ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, สถาบันชีววิทยาศาสตร์โมเลกุลและศูนย์วิจัยและพัฒนาอุปกรณ์ชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล และโครงการ AUN/SEED Net โดยสำนักงานคณะกรรมการการอุดมศึกษา ที่ให้การสนับสนุนในการศึกษาครั้งนี้

ขอขอบคุณ ผศ.ประสงค์ ฐุสรานนท์ และ คุณสรพงศ์ อุตะเกา สำหรับความช่วยเหลือและคำแนะนำต่างๆ เกี่ยวกับอัลตราซาวด์และงานด้านการสร้างคุณภาพทางการแพทย์

ขอขอบคุณ เพื่อน ผอง น้อง พี่ แห่ง BIOSIS Lab ที่เอื้อเฟื้อและให้ความช่วยเหลือตลอดระยะเวลาที่ศึกษาอยู่ ณ สำนักเรียนลาดกระบังแห่งนี้

ขอกราบขอบพระคุณบิดาและมารดาของข้าพเจ้า ผู้เป็นเสมือนดังพระอรหันต์ในใจของลูก ที่ได้ให้การเลี้ยงดู การศึกษาอบรม ให้เป็นผู้ที่ใฝ่ในทางที่ดีที่ชอบ ให้มีสติปัญญาในการฝ่าฟันอุปสรรคทุกอย่างไปได้

ท้ายสุด ผู้วิจัยขอขอบคุณ นางสาว สรรพานิช, เด็กหญิงแก้วและเด็กชายขวัญ ผู้ที่เป็นภรรยา, ลูกสาวและลูกชายของข้าพเจ้า อันเป็นครอบครัวที่รักยิ่ง ที่คอยเป็นกำลังใจและเฝ้าคอยความสำเร็จของข้าพเจ้าด้วยความอดทนและเข้าใจตลอดมา

อาทร สรรพานิช

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย.....	3
1.3 สมมติฐานของการศึกษาวิจัย.....	3
1.4 แนวคิดที่ใช้ในงานวิจัย.....	4
1.5 ขอบเขตของงานวิจัย.....	4
1.6 ขั้นตอนการศึกษาวิจัย.....	4
1.7 ส่วนประกอบของวิทยานิพนธ์.....	5
บทที่ 2 ทฤษฎีและความรู้พื้นฐานที่เกี่ยวข้อง.....	6
2.1 บทนำ.....	6
2.2 มะเร็งเต้านม, การตรวจวินิจฉัยและการบำบัดรักษา.....	6
2.2.1 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับมะเร็งเต้านม.....	7
2.2.2 การตรวจวินิจฉัยมะเร็งเต้านม.....	9
2.2.2.1 การตรวจวินิจฉัยมะเร็งเต้านมแบบทั่วไป.....	9
2.2.2.2 การตรวจวินิจฉัยมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นอัลตราซาวด์.....	12
2.2.3 การบำบัดรักษามะเร็งเต้านม.....	13
2.3 คลื่นอัลตราซาวด์และภาพอัลตราซาวด์ทางการแพทย์.....	14
2.3.1 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับคลื่นอัลตราซาวด์.....	14
2.3.2 คุณสมบัติของคลื่นอัลตราซาวด์ขณะเดินทางในเนื้อเยื่อ.....	15
2.3.2.1 ความเร็วของคลื่น.....	15
2.3.2.2 ความเข้มของคลื่น.....	16
2.3.2.3 การลดทอนของคลื่น.....	17
2.3.2.4 การสะท้อนกลับของคลื่น.....	19
2.3.2.5 การหักเหของคลื่น.....	22
2.3.2.6 การกระเจิงของคลื่น.....	24
2.3.3 ตัวแปลงสัญญาณอัลตราซาวด์.....	24
2.3.3.1 ตัวแปลงสัญญาณแบบอิลิเมนต์เดี่ยว.....	24
2.3.3.2 ตัวแปลงสัญญาณแบบหลายอิลิเมนต์.....	28

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้拿去ใช้ประโยชน์อื่นใด
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

2.3.4 ภาพอัลตราซาวด์ทางการแพทย์.....	30
2.3.4.1 ภาพแบบ เอ สแกน.....	31
2.3.4.2 ภาพแบบ บี สแกน.....	32
2.3.4.3 ภาพแบบ เอ็ม สแกน	32
2.4 การสร้างคืนภาพตัดขวางทางการแพทย์.....	32
2.4.1 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับการสร้างคืนภาพทางการแพทย์.....	32
2.4.2 การสร้างคืนภาพแบบเทคนิคทางพีชคณิต	37
2.4.3 การสร้างคืนภาพตัดขวางจากคลื่นอัลตราซาวด์	40
2.4.3.1 การสร้างคืนภาพแบบที่ใช้หลักการส่งผ่านคลื่น	40
2.4.3.2 การสร้างคืนภาพแบบที่ใช้หลักการสะท้อนคลื่น	41
2.4.3.3 การสร้างคืนภาพแบบที่ใช้คลื่นจากรอบทิศทาง.....	42
บทที่ 3 วรรณกรรมงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	43
3.1 บทนำ.....	43
3.2 การสร้างคืนภาพตัดขวางจากคลื่นอัลตราซาวด์.....	43
3.3 การประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของเนื้อเยื่อ.....	48
บทที่ 4 รูปแบบการแพร่กระจายและการลดทอนของคลื่นอัลตราซาวด์ในตัวกลางที่นำเสนอ.....	49
4.1 บทนำ.....	49
4.2 การแพร่กระจายของคลื่นตกกระทบและคลื่นสะท้อนกลับ	49
4.3 การประมาณค่าการลดทอนของคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยวิธีหาค่าความชัน.....	52
บทที่ 5 การจำลองระบบการสร้างคืนภาพตัดขวางของเต้านมจากคลื่นอัลตราซาวด์ ด้วยแผ่นสะท้อนคลื่น	53
5.1 บทนำ.....	53
5.2 การออกแบบภาพหุ่นจำลองเต้านม	53
5.3 การออกแบบระบบการสร้างคืนภาพตัดขวางที่ประกอบด้วยแผ่นสะท้อนคลื่น.....	55
บทที่ 6 ผลการจำลอง.....	62
6.1 ผลการจำลองด้วยระบบการสร้างคืนภาพจากแผ่นสะท้อนทั้งสามประเภท	62
6.2 ผลการจำลองเมื่อมีการเพิ่มเส้นทางเดินของคลื่นอัลตราซาวด์	64
บทที่ 7 อภิปรายผล.....	69
7.1 การใช้แผ่นสะท้อนคลื่นมาช่วยในการกำหนดทิศทางการเดินทางของคลื่น.....	69
7.2 การประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นอัลตราซาวด์ของเนื้อเยื่อ ด้วยเทคนิคการหาค่าความชัน.....	69

สารบัญ (ต่อ)

7.3 การเพิ่มจำนวนเส้นทางเดินของคลื่นอัลตราซาวด์.....	70
บทที่ 8 สรุปผลงานวิจัยและข้อเสนอแนะ	71
เอกสารอ้างอิง.....	73
ภาคผนวก.....	77
ประวัติผู้เขียน	106



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตาราง	หน้า
2.1 ความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์ในตัวกลางบางชนิด.....	16
2.2 สัมประสิทธิ์การลดทอนของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ความถี่ 1 MHz	18
2.3 ค่าความต้านทานทางเสียง (acoustic impedance, Z) ของตัวกลางแต่ละประเภท	20
2.4 ค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนของความดันและความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์ที่รอยต่อ ประเภทต่างๆ.....	21
5.1 ค่าตัวแปรของภาพหุ่นจำลองเต้านม.....	54
5.2 ค่ามุมหักเหระหว่างรอยต่อของเนื้อเยื่อใดใดในเต้านม	54
6.1 ค่าข้อมูลสัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นของเนื้อเยื่อ (β) บริเวณส่วนต่างๆของภาพต้นฉบับ เปรียบเทียบภาพที่สร้างขึ้นกลับมา.....	66
6.2 ค่าความแตกต่างของบริเวณที่สนใจกับพื้นหลัง เปรียบเทียบระหว่างภาพต้นฉบับ กับภาพที่สร้างขึ้นกลับมา.....	68



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูป	หน้า
2.1	โครงสร้างของเต้านมเพศหญิง..... 7
2.2	เต้านมที่ปกติและเต้านมที่เป็นมะเร็ง..... 8
2.3	การตรวจเต้านมด้วยเครื่องเอกซเรย์แมมโมแกรม..... 11
2.4	ภาพเต้านมที่ตรวจด้วยเอกซเรย์แมมโมแกรม..... 11
2.5	การตรวจเต้านมด้วยคลื่นอัลตราซาวด์..... 12
2.6	ภาพเต้านมที่ตรวจด้วยคลื่นอัลตราซาวด์..... 13
2.7	ปรากฏการณ์ต่างๆที่เกิดขึ้นเมื่อคลื่นอัลตราซาวด์เดินทางผ่านไปยังรอยต่อของตัวกลาง..... 17
2.8	การลดทอนของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ขึ้นอยู่กับค่าความถี่ของคลื่นอัลตราซาวด์..... 18
2.9	ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของเนื้อเยื่อประเภทต่างๆ..... 19
2.10	การสะท้อนของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ตกกระทบที่รอยต่อ..... 21
2.11	ปรากฏการณ์ต่างๆที่เกิดขึ้นเมื่อคลื่นอัลตราซาวด์เดินทางผ่านไปยังรอยต่อของตัวกลาง..... 22
2.12	การหักเหของคลื่น..... 23
2.13	หัวอัลตราซาวด์ทรานสดิวเซอร์และการต่อสนองความถี่..... 25
2.14	สัญญาณอัลตราซาวด์..... 26
2.15	การกระจายของคลื่นจากแหล่งกำเนิด..... 26
2.16	การแทรกสอดของคลื่นที่ผิวหน้าของทรานสดิวเซอร์..... 27
2.17	ลำคลื่นในระยะ near field และการบานออกของลำคลื่นในระยะ far field ด้วยมุม θ 27
2.18	การทำการสแกนหัวทรานสดิวเซอร์ในแบบ linear switched..... 28
2.19	การสแกนหัวทรานสดิวเซอร์ในแบบ phased array..... 29
2.20	ลักษณะของภาพอัลตราซาวด์ของทั้งสามแบบ..... 30
2.21	ลักษณะของ axial และ lateral resolution..... 31
2.22	ที่มาของข้อมูลที่นำมาใช้สร้างภาพทางการแพทย์..... 33
2.23	ฟังก์ชัน $P_\theta(t)$ ที่ได้มาจากการฉายทับ (projection) ของค่า $f(x, y)$ ที่มุม θ 34
2.24	การโปรเจกชันของรังสี..... 35
2.25	ฟังก์ชัน $P_\theta(t)$ ที่สัมพันธ์กับจำนวนโปรตอนที่มีมุม θ ใดๆ..... 36
2.26	แนวเส้นการเคลื่อนที่ของพัลส์อัลตราซาวด์จากตัวส่งคลื่น (T_1) ผ่านไปยังตัวตรวจรับคลื่น (T_2) ที่อยู่ด้านตรงกันข้าม..... 37
2.27	รูปแบบการทำโปรเจกชันและการคำนวณค่าแฟกเตอร์น้ำหนัก w_{ij} 38
2.28	การสาธิตถึงวิธีการของ Kaczmarz สำหรับสองตัวแปร..... 39
2.29	การสร้างภาพในแบบการส่งผ่าน (transmission mode)..... 41
2.30	การสร้างภาพในแบบการสะท้อนกลับ (reflection mode)..... 41
2.31	การสร้างภาพในแบบที่ใช้ทั้งสัญญาณส่งผ่านและสัญญาณสะท้อนกลับ (transmission-reflection mode)..... 42

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูป

หน้า

3.1	ระบบสร้างคีนภาพตัดขวางแบบที่ใช้หัวทรานสดิวเซอร์แบบแนวเส้นตรง 2 หัวของ Ashfaq และ Ermert	44
3.2	ระบบสร้างคีนภาพตัดขวางแบบที่ใช้ถังทรานสดิวเซอร์ของ Ruiter และ Gemmeke	45
3.3	ระบบสร้างคีนภาพตัดขวางแบบที่ใช้วงแหวนทรานสดิวเซอร์และระบบเคลื่อนที่ในแนวตั้งของ Li และคณะ.....	45
3.4	ระบบสร้างคีนภาพตัดขวางของ Hansen	46
3.5	ระบบการสร้างคีนภาพตัดขวางด้านมแบบที่ต้องใช้น้ำเป็นตัวกลาง (immersive system) ..	46
3.6	ระบบการสร้างคีนภาพตัดขวางด้านมแบบที่ไม่ต้องใช้น้ำเป็นตัวกลางของ Krueger และ Ermert	47
3.7	ระบบการสร้างคีนภาพตัดขวางด้านมของ Huang และ Li	47
3.8	การเดินทางของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านเข้าไปในอวัยวะตามแนวคิดของ Hamamoto	48
4.1	รูปคลื่นของสัญญาณตกกระทบและสัญญาณสะท้อนกลับที่ขึ้นของรอยต่อใดๆ.....	50
5.1	ภาพหุ่นจำลองของเต้านมที่ใช้ในการจำลองการสร้างคีนภาพ	54
5.2	ระบบการสร้างคีนภาพที่ใช้ในการจำลองการสร้างภาพ	55
5.3	ระบบการสร้างคีนภาพตัดขวางของเต้านมจากคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยแผ่นสะท้อนคลื่น.....	56
5.4	การแพร่กระจายของคลื่นอัลตราซาวด์จากทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์แต่ละอัน.....	57
5.5	ตัวอย่างการหาทิศทางของเส้นสะท้อนจากมุมตกกระทบ เมื่อเทียบเคียงกันแนวเส้นอ้างอิงสำหรับแผ่นสะท้อนแบบกรอบสี่เหลี่ยม	57
5.6	ตัวอย่างการเดินทางของคลื่นพัลส์อัลตราซาวด์ ณ ตำแหน่งทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์ตัวส่งที่ 64 th สำหรับมุมการส่งที่ +18 องศา ผ่านการสะท้อนจากแผ่นสะท้อนคลื่นและเดินทางกลับไปยังทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์ตัวรับที่ 111 th สำหรับแผ่นสะท้อนแบบกรอบสี่เหลี่ยม.....	58
5.7	ตัวอย่างการหาทิศทางของเส้นสะท้อนจากมุมตกกระทบ เมื่อเทียบเคียงกันแนวเส้นอ้างอิงและเส้นสัมผัสความโค้งสำหรับแผ่นสะท้อนแบบกรอบโค้ง	59
5.8	ตัวอย่างการเดินทางของคลื่นพัลส์อัลตราซาวด์ ณ ตำแหน่งทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์ตัวส่งที่ 64 th สำหรับมุมการส่งที่ +18 องศา ผ่านการสะท้อนจากแผ่นสะท้อนคลื่นและเดินทางกลับไปยังทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์ตัวรับที่ 48 th สำหรับแผ่นสะท้อนแบบกรอบโค้ง	59
5.9	การเดินทางของคลื่นอัลตราซาวด์จากทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์ ณ ตำแหน่งที่ 64 th	60
6.1	ภาพที่สร้างคีนกลับมาจากระบบการสร้างคีนภาพที่ประกอบด้วยแผ่นสะท้อนคลื่นทั้ง 3 ประเภท	62
6.2	ภาพโครงข่าย (mesh plot) เปรียบเทียบระหว่างภาพต้นฉบับกับภาพที่สร้างคีนมาจากระบบที่ใช้แผ่นสะท้อนแบบกรอบสี่เหลี่ยมและกรอบแบบโค้ง	63
6.3	ภาพที่สร้างคีนกลับมาจากระบบสร้างคีนภาพที่ใช้แผ่นสะท้อนแบบกรอบสี่เหลี่ยมที่ใช้จำนวนเส้นทางเดินของคลื่น 61 เส้นทางเทียบกับแบบจำนวน 384 เส้นทาง.....	64

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ผู้ใดเห็นข้อบกพร่องหรือข้อผิดพลาด
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญญรูป (ต่อ)

รูป	หน้า
6.4	เส้น profile ข้อมูลของภาพที่สร้างขึ้นกลับมาเปรียบเทียบกับภาพต้นฉบับ.....65
6.5	การลดลงของค่า RMS ตามวงรอบการทำซ้ำในอัลกอริธึมการสร้างคืนภาพแบบที่ใช้เทคนิคทางพีชคณิต (ART).....66
6.6	การเปรียบเทียบค่าข้อมูลสัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นของเนื้อเยื่อบริเวณส่วนต่างๆ ในภาพที่สร้างขึ้นกลับมากับภาพต้นฉบับในด้านที่ปกติและด้านที่เป็นมะเร็ง67



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

(Introduction)

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ก่อนเนื้อร้ายที่พบอยู่ภายในทรวงอกหรือมะเร็งเต้านมนั้น ถือว่าเป็นปัญหาทางด้านสุขภาพที่สำคัญอย่างหนึ่งซึ่งสามารถพบได้ในผู้หญิงทั่วไปทั้งโลกโดยเฉพาะอย่างยิ่งในประเทศแถบตะวันตก โดยที่ปัจจัยเสี่ยงของการเป็นมะเร็งเต้านมนั้นอาจจะมีได้หลายสาเหตุ เช่น การมีอายุมากขึ้น, ภาวะพร่องฮอร์โมนเพศหญิง, อาหารการกินหรือพฤติกรรมการใช้ชีวิตประจำวันของแต่ละคน ซึ่งในผู้ป่วยที่เป็นมะเร็งเต้านมนั้นมักจะพบว่าต้องประสบกับปัญหาความยุ่งยากในการดำรงชีวิตตามมา โดยเฉพาะกับตัวผู้ป่วยเองแต่ยังรวมไปถึงครอบครัวและญาติพี่น้องข้างกายอีกด้วย วิธีการที่ยอมรับกันว่าเป็นวิธีที่ดีที่สุดวิธีหนึ่งที่จะจัดการกับปัญหาเหล่านี้ก็คือการที่จะสามารถตรวจพบมะเร็งหรือชิ้นเนื้อร้ายนี้เสียตั้งแต่ในตอนต้นหรือก่อนที่จะเข้าสู่ระยะของการรุกราน (metastases) [1-3]

เทคนิคของการตรวจวินิจฉัยมะเร็งเต้านมที่เป็นยอมรับและใช้งานกันอย่างแพร่หลายเทคนิคหนึ่งก็คือการตรวจวินิจฉัยเต้านมด้วยรังสีเอกซ์ (mammography) ซึ่งถือเป็นการตรวจคัดกรองมะเร็ง screening test) ที่มีประสิทธิภาพวิธีหนึ่งและสมควรจะได้รับการตรวจเป็นประจำทุกปี อย่างไรก็ตาม, เทคนิคการตรวจแบบนี้ต้องใช้รังสีเอกซ์มาเพื่อใช้ในการสร้างภาพของเต้านม ซึ่งผู้ป่วยหรือผู้ที่ต้องเข้ารับการตรวจด้วยวิธีนี้หลีกเลี่ยงไม่ได้ที่จะต้องได้รับรังสีหรือมีการสะสมของปริมาณรังสี และนอกจากนี้ยังไม่เหมาะสมที่จะใช้เทคนิคการตรวจแบบนี้กับผู้ที่เต้านมยังคงกำลังเจริญเติบโตไม่เต็มที่ ซึ่งเมื่อพิจารณาเทียบเคียงกับการตรวจคัดกรองมะเร็งเต้านมด้วยการใช้คลื่นอัลตราซาวด์ (ultrasound diagnosis) แล้ว การตรวจวินิจฉัยด้วยคลื่นอัลตราซาวด์นั้นมีข้อดีกว่าหลายประการคือไม่ทำให้เกิดสภาพการแตกตัวเป็นประจุขึ้น (ionization) ในเนื้อเยื่อ, เป็นการสั่นสะเทือนของคลื่นเชิงกลจึงมีความปลอดภัยต่อเนื้อเยื่อสิ่งมีชีวิตสูง, มีความเหมาะสมสำหรับใช้ในการสร้างภาพของเนื้อเยื่ออ่อน (soft tissue) เช่น ถุงน้ำ (cyst), ก้อนเนื้ออก (benign tumor) หรือกับเต้านมที่มีความหนาแน่นของมวลเนื้อสูง (highly condense mass) ตลอดจนกระทั่งอวัยวะภายใน นอกจากนี้คลื่นอัลตราซาวด์ยังสามารถให้ภาพขณะเวลาจริงของการตรวจวินิจฉัยได้ทันที (real-time image) การตรวจวินิจฉัยด้วยคลื่นอัลตราซาวด์เป็นเทคนิคการตรวจวินิจฉัยที่กำลังได้รับความนิยมและถูกยอมรับให้ใช้เป็นเทคนิคการตรวจร่วม (adjunct technique) สำหรับการตรวจคัดกรองมะเร็งได้ โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อต้องมีการตัดชิ้นเนื้อ (biopsy) ออกมาภายนอกเพื่อการตรวจวินิจฉัยเพิ่มเติมภายใน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเฉพาะบุคคลเท่านั้น ไม่สามารถนำออกจำหน่ายหรือทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาตจากเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ห้องปฏิบัติการ การตรวจด้วยคลื่นอัลตราซาวด์นอกจากจะมีความสะดวกรวดเร็วและไม่มีอันตรายแล้ว ผู้ป่วยยังไม่ต้องเผชิญกับความเจ็บปวดจากการถูกบีบอัดของเนื้อเต้านม (breast compression) ขณะที่ทำการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์เต้านมอีกด้วย [4,5]

อย่างไรก็ตาม, เมื่อพิจารณาถึงเครื่องอัลตราซาวด์ที่ใช้เพื่อการตรวจวินิจฉัยมะเร็งเต้านมนั้น โดยทั่วไปแล้วจะเป็นเครื่องที่ใช้เทคนิคแบบบีสแกน (B scan mode) คืออาศัยความสูงของสัญญาณสะท้อนกลับ (echo pulse) ที่สะท้อนมาจากแต่ละขอบของอวัยวะภายในมาใช้ในการสร้างคืนภาพ สัญญาณสะท้อนกลับนี้จะถูกนำมาแยกตัวแปรที่สามารถบ่งบอกถึงคุณลักษณะของอวัยวะที่สะท้อนกลับมาเช่น ความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์ในเนื้อเยื่อ (sound velocity, c) หรือสัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นอัลตราซาวด์ในเนื้อเยื่อ (tissue attenuation coefficient, α) และสามารถนำมาใช้ในการระบุถึงประเภทของเนื้อเยื่อที่ปกติหรือเป็นเฉพาะก้อนเนื้องอกหรือเป็นมะเร็งเนื้อร้าย (malignant tumor) ได้ ในด้านของรูปแบบการแสดงผล, สัญญาณที่สะท้อนกลับมานี้มักจะนำมาแสดงออกมาในรูปแบบของจุดความสว่าง (brightness) บนระนาบแค่ 2 มิติ ได้เป็นภาพอัลตราซาวด์ 2 มิติ ณ เวลาที่ทำการตรวจของอวัยวะที่คลื่นเสียงเดินทางไปตกกระทบและสะท้อนกลับมา ภาพจากคลื่นอัลตราซาวด์สะท้อนที่ได้มานั้นแม้ว่าจะมีข้อได้เปรียบในเรื่องของความสะดวกสบายและความรวดเร็วในการตรวจวินิจฉัยก็ตาม แต่ก็ยังมีข้อจำกัดอยู่หลายประการ เช่น ในเรื่องของความละเอียดชัดเจนของภาพ (low resolution), การถูกบดบังจากอวัยวะที่มีการดูดกลืนคลื่นสูง (high attenuation organ) หรือการเดินทางของคลื่นเมื่อต้องการจะตรวจวินิจฉัยอวัยวะที่อยู่ลึกๆภายใน (low penetration) นอกจากนี้ยังมักจะมีปัญหาอันเนื่องมาจากลักษณะทางกายวิภาคของการได้มาของภาพที่แตกต่างอย่างสิ้นเชิง ระหว่างภาพ 2 มิติที่ได้จากการตรวจวินิจฉัยด้วยคลื่นอัลตราซาวด์กับภาพที่ได้จากการทำเอกซเรย์เต้านมโดยเฉพาะในกรณีที่ต้องมีการเทียบเคียงภาพซึ่งกันและกัน

แนวทางหนึ่งในการเพิ่มประสิทธิภาพของการตรวจวินิจฉัยมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นอัลตราซาวด์คือการสร้างภาพอัลตราซาวด์ผ่านระบบการสร้างคืนภาพตัดขวาง (ultrasound computered tomography, UCT) ในระบบการสร้างภาพแบบนี้ส่วนใหญ่แล้วมักจะมีการออกแบบระบบที่ประกอบไปด้วยตัวทรานสดิวเซอร์แบบหลายส่วนย่อย (multi-elements transducer) สองตัวที่ถูกติดตั้งอยู่ตรงข้ามซึ่งกันและกันโดยจะต้องจัดให้อยู่ในแนวเดียวกัน และมีระบบหมุนหัวทรานสดิวเซอร์ (rotational system) สำหรับหมุนคู่ทรานสดิวเซอร์นี้ไปให้ครบรอบวัตถุที่ต้องการจะสร้างภาพเพื่อเป็นการเก็บข้อมูลสำหรับสร้างคืนภาพ และมักจะต้องมีระบบการเลื่อนชุดของคู่หัววัดนี้ในแนวตั้งฉากเพื่อให้ได้ข้อมูลภาพตัดขวางที่ระนาบต่างๆ สำหรับนำมาใช้ในการสร้างคืนภาพตัดขวางแบบ 3 มิติด้วย สัญญาณที่นำมาสร้างภาพจะเป็นสัญญาณของคลื่นอัลตราซาวด์ที่เดินทางออกจากทรานสดิวเซอร์ตัวส่ง (transmitting transducer) ผ่านตัวกลาง (medium) ที่เป็นน้ำ เคลื่อนที่ผ่านเนื้อเยื่อเต้านมวิ่งออกไปยังทรานสดิวเซอร์ตัวรับ (receiving transducer) ที่อยู่ ณ ด้านตรงข้ามกัน

ภาพที่ได้จะเป็นภาพตัดขวางของเต้านมในระนาบต่างๆที่ต้องการตรวจวินิจฉัย [6,7] ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จะเห็นว่า ในการสร้างภาพตัดขวางจากคลื่นอัลตราซาวด์ดังกล่าวข้างต้นนี้ ระบบการสร้างภาพจำเป็นจะต้องใช้ตัวทรานสดิวเซอร์แบบหลายส่วนย่อยอย่างน้อย 2 ตัว จะต้องมีการสร้างสัญญาณพัลส์ (pulser & phase array circuit) และวงจรตรวจรับสัญญาณ (signal detection circuit) อีกอย่างน้อย 2 ชุด และจะต้องมีกลไกสำหรับหมุนชุดของคู่ทรานสดิวเซอร์นี้ให้ครบรอบ 360 องศาอยู่ด้วยเสมอ ทำให้ระบบมักมีขนาดใหญ่ มีความยุ่งยากซับซ้อน ดังนั้นในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จึงได้นำเสนอวิธีการสร้างคืนภาพตัดขวางของเต้านมจากคลื่นอัลตราซาวด์โดยการประยุกต์ใช้แผ่นสะท้อนคลื่น (wave reflector) มาช่วยในการสร้างเส้นทางเดินของคลื่น (wave path) รอบๆเต้านมในทุกๆทิศทางและให้วิ่งย้อนกลับไปยังตัวทรานสดิวเซอร์หลักซึ่งเป็นวิธีการที่ใหม่ ทำให้สามารถสร้างภาพตัดขวางของเต้านมได้โดยการใช้ตัวทรานสดิวเซอร์เพียงแค่ตัวเดียวและไม่ต้องมีการหมุนของระบบชุดทรานสดิวเซอร์ใดๆ อีกทั้งยังได้นำเสนอการประยุกต์ใช้วิธีการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นอัลตราซาวด์ในเนื้อเยื่อด้วยวิธีการประมาณค่าความชัน (integral slope) เพื่อให้ได้ข้อมูลเชิงปริมาณ (quantitative data) สำหรับนำมาใช้สร้างคืนภาพตัดขวางอีกด้วย

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1.2.1 เพื่อศึกษาการประมาณค่าการลดทอนของคลื่นอัลตราซาวด์ในเนื้อเยื่อด้วยวิธีประมาณค่าความชัน

1.2.2 เพื่อศึกษาและนำเสนอการออกแบบระบบการสร้างคืนภาพตัดขวางของเต้านมจากคลื่นอัลตราซาวด์ที่ประกอบด้วยแผ่นสะท้อนคลื่น ทำให้ได้ระบบการสร้างคืนภาพตัดขวางแบบที่ไม่ต้องมีการหมุนระบบ

1.2.3 เพื่อศึกษารูปแบบของแผ่นสะท้อนคลื่นที่มีความเหมาะสม ในระบบการสร้างคืนภาพตัดขวาง

1.3 สมมติฐานของการศึกษาวิจัย

1.3.1 ในการเดินทางของคลื่นอัลตราซาวด์ในตัวกลางที่มีค่าความเร็วคลื่นไม่แตกต่างกันมากนักนั้น จะสามารถละเลยผลการหักเหของคลื่นได้ ทำให้สามารถอนุมานได้ว่าคลื่นมีการเคลื่อนที่เป็นเส้นตรง

1.3.1 ในการสร้างคืนภาพตัดขวางของเต้านมนั้น จะสามารถทำได้โดยระบบการสร้างคืนภาพแบบที่ไม่ต้องมีการหมุนใดๆเลย ทั้งการหมุนวัตถุหรือการหมุนตัวแปลงสัญญาณอัลตราซาวด์ทั้งตัวส่งสัญญาณและตัวรับสัญญาณ ทั้งนี้สามารถทำให้สำเร็จได้ด้วยการอาศัยแผ่นสะท้อนคลื่นที่ติดตั้งโดยรอบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.4 แนวคิดที่ใช้ในงานวิจัย

แนวคิดหลักหรือทฤษฎีที่ใช้ในการทำวิจัยประกอบด้วยการใช้หลักการประมาณค่าการลดทอนของคลื่นอัลตราซาวด์ในเนื้อเยื่อด้วยวิธีการประมาณค่าความชัน, หลักการสร้างคืนภาพตัดขวางแบบเทคนิคทางพีชคณิต และทิศทางการเคลื่อนที่ของคลื่นตกระทบและคลื่นสะท้อนจากแผ่นสะท้อนคลื่น มาทำการสร้างคืนภาพตัดขวางของเต้านม โดยจะสามารถระบุถึงบริเวณที่เป็นมะเร็งเต้านมผ่านค่าการลดทอนคลื่นของเนื้อเยื่อ

1.5 ขอบเขตของงานวิจัย

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้ทำการศึกษาวิจัยการออกแบบระบบการสร้างคืนภาพตัดขวางของเต้านมจากคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยแผ่นสะท้อนคลื่น โดยผู้วิจัยจะนำเสนอผลการศึกษาวิจัยเฉพาะในรูปแบบของการจำลอง (simulations) ระบบการสร้างคืนภาพเท่านั้น เนื่องจากมีข้อจำกัดในการออกแบบและสร้างระบบการสร้างคืนภาพจากสัญญาณอัลตราซาวด์จริง ทั้งในเรื่องของตัวแปลงสัญญาณแบบหลายอิมเพดิมেন্ট, วงจรขับสัญญาณแบบหลายช่องและวงจรรับสัญญาณจริง โดยจะเป็นการศึกษาเฉพาะจากหุ่นจำลองของเต้านมเพศหญิงที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 10 เซนติเมตรขึ้นไป และมีเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งปรากฏอยู่โดยจะต้องมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางไม่ต่ำกว่า 3 มิลลิเมตรเท่านั้น

1.6 ขั้นตอนการศึกษาวิจัย

ในการศึกษาวิจัยมีขั้นตอนการศึกษาวิจัยดังนี้

1.6.1 ศึกษาหลักการประมาณค่าการลดทอนของคลื่นอัลตราซาวด์ในเนื้อเยื่อด้วยวิธีการประมาณค่าความชัน

1.6.2 ออกแบบภาพหุ่นจำลองของเต้านมและออกแบบระบบการสร้างคืนภาพตัดขวางที่ประกอบด้วยแผ่นสะท้อนคลื่นแบบต่างๆ

1.6.3 จำลองการสร้างคืนภาพตัดขวางของหุ่นจำลองเต้านม ด้วยระบบการสร้างคืนภาพที่ออกแบบไว้

1.6.4 เปรียบเทียบผลการจำลอง, สรุปผลการทดลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.7 ส่วนประกอบของวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้แบ่งเนื้อหาออกเป็น 8 บท โดยแต่ละบทมีเนื้อหาโดยสังเขปดังต่อไปนี้

- บทที่ 1 กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา, วัตถุประสงค์ของงานวิจัย, สมมุติฐานของการศึกษาวิจัย, แนวคิดและทฤษฎีที่ใช้ในงานวิจัย, ขอบเขตของงานวิจัย, ขั้นตอนการศึกษาวิจัย และส่วนประกอบของตัวเล่มวิทยานิพนธ์
- บทที่ 2 กล่าวถึงทฤษฎีและความรู้พื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับการทำวิทยานิพนธ์ ซึ่งแบ่งออกเป็น 3 ส่วนหลัก ประกอบด้วยส่วนแรกได้แก่ความรู้เบื้องต้นของมะเร็งเต้านม, การตรวจวินิจฉัยมะเร็งเต้านมในแบบทั่วไปและแบบที่ใช้เครื่องอัลตราซาวด์, วิธีการบำบัดรักษามะเร็งเต้านม ส่วนที่สองได้แก่ความรู้พื้นฐานของคลื่นอัลตราซาวด์, คุณสมบัติของคลื่นอัลตราซาวด์ขณะที่เดินทางในเนื้อเยื่อ, ตัวแปลงสัญญาณอัลตราซาวด์, ภาพอัลตราซาวด์ทางการแพทย์ และส่วนที่สามได้แก่ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับการสร้างคืนภาพทางการแพทย์, การสร้างคืนภาพแบบเทคนิคทางพีชคณิต และการสร้างคืนภาพตัดขวางทางการแพทย์จากสัญญาณคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยเทคนิคต่างๆ
- บทที่ 3 กล่าวถึงการทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย ทั้งในส่วนที่เกี่ยวข้องกับการสร้างคืนภาพตัดขวางจากสัญญาณของคลื่นอัลตราซาวด์ และการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นของเนื้อเยื่อ
- บทที่ 4 กล่าวถึงรูปแบบการแพร่กระจายและการลดทอนของคลื่นอัลตราซาวด์ในตัวกลางที่ผู้วิจัยนำมาใช้ ซึ่งประกอบด้วยพฤติกรรมของคลื่นตกกระทบและคลื่นสะท้อนกลับ และการประมาณค่าการลดทอนของคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยวิธีการประมาณค่าความชัน
- บทที่ 5 กล่าวถึงการจำลองระบบการสร้างคืนภาพตัดขวางของเต้านมจากคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยแผ่นสะท้อนคลื่น การออกแบบภาพหุ่นจำลองเต้านม และการออกแบบระบบการสร้างคืนภาพตัดขวางที่ประกอบด้วยแผ่นสะท้อนคลื่นแบบต่างๆ
- บทที่ 6 กล่าวถึงผลการจำลองด้วยระบบการสร้างคืนภาพชนิดที่มีแผ่นสะท้อนคลื่นแบบต่างๆ ทั้งแบบแผ่นเดี่ยว, แบบเหลี่ยม และแบบโค้ง และการเปรียบเทียบข้อมูลในเชิงสถิติ
- บทที่ 7 เป็นการอภิปรายผล ในส่วนของระบบสร้างคืนภาพ, แผ่นสะท้อนคลื่นและการสร้างคืนภาพ
- บทที่ 8 เป็นการสรุปผลงานวิจัย และข้อเสนอแนะ

บทที่ 2

ทฤษฎีและความรู้พื้นฐานที่เกี่ยวข้อง (Theory and Related Basic Knowledge)

2.1 บทนำ

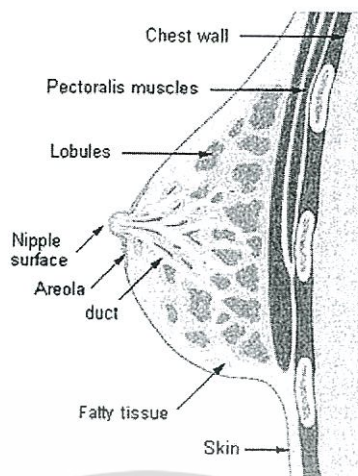
ในบทนี้จะเป็นการกล่าวถึงทฤษฎีและความรู้พื้นฐานในเบื้องต้นของเรื่องที่เกี่ยวข้องกับวิทยานิพนธ์ โดยจัดแบ่งเนื้อหาออกเป็น 3 ส่วนหลักๆ ดังนี้

- ส่วนแรกได้แก่ความรู้เบื้องต้นของมะเร็งเต้านม, การตรวจวินิจฉัยมะเร็งเต้านมในแบบทั่วไป และแบบที่ใช้เครื่องอัลตราซาวด์, วิธีการบำบัดรักษามะเร็งเต้านม
- ส่วนที่สองได้แก่ความรู้พื้นฐานของคลื่นอัลตราซาวด์, คุณสมบัติของคลื่นอัลตราซาวด์ ขณะที่เดินทางในเนื้อเยื่อ, ตัวแปลงสัญญาณอัลตราซาวด์, ภาพอัลตราซาวด์ทางการแพทย์ และเครื่องอัลตราซาวด์เพื่อการตรวจวินิจฉัย
- ส่วนที่สามได้แก่ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับการสร้างคีนภาพทางการแพทย์, การสร้างคีนภาพแบบฟิลเตอร์แบ็คโปรเจกชัน, การสร้างคีนภาพแบบเทคนิคทางพีชคณิต และการสร้างคีนภาพตัดขวางทางการแพทย์จากสัญญาณคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยเทคนิคต่างๆ

2.2 มะเร็งเต้านม, การตรวจวินิจฉัยและการบำบัดรักษา

เต้านมเป็นอวัยวะที่ทำหน้าที่สร้างน้ำนม (lactation) บ่งบอกถึงความเป็นสัตว์เลี้ยงลูกด้วยนม (mammalian) เต้านมตั้งอยู่บนกล้ามเนื้อทรวงอกเหนือกระดูกซี่โครง (pectoralis muscle) โครงสร้างของเต้านมประกอบไปด้วยหัวนม (nipple), ปานหัวนม (areola) ซึ่งมีเส้นประสาทมารวมกันอยู่เป็นจำนวนมาก, ท่อน้ำนม (lactiferous duct), กระจเปาะเก็บน้ำนม (sinus) และเซลล์ที่ทำหน้าที่ผลิตน้ำนมซึ่งอยู่รวมกันเป็นต่อมน้ำนมจำนวนประมาณ 15-20 กลีบ (lobules or milk gland) โดยมีเนื้อเยื่อเต้านม (glandular tissue) และไขมัน (fatty tissue) ปะปนกันอยู่ (ประมาณ 70-80%) ทำหน้าที่เป็นเนื้อเยื่อยึดประคอง (fibrous support tissue) ให้คงรูปความเป็นเต้านมเอาไว้ นอกจากนี้ยังมีท่อน้ำเหลือง (lymph duct) และเส้นเลือดมาหล่อเลี้ยงอยู่ภายใน ขนาดของเต้านมมีขนาดไม่แน่นอนขึ้นอยู่กับปริมาณไขมัน รูปที่ 2-1 แสดงโครงสร้างของเต้านมเพศหญิง

เต้านมจะมีการเปลี่ยนแปลงได้ไปตามวงจรของประจำเดือนและการตั้งครรภ์ ปกติในขณะที่เอกซเรย์เต้านมเอกซเรย์ที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ได้ตั้งครุภัณฑ์ในระยงพักตัว (resting หรือ inactive) ในช่วงก่อนการมีประจำเดือนเป็นไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.1 แสดงโครงสร้างของเต้านมเพศหญิง [12]

ช่วงที่มีฮอร์โมนเพศหญิงสูงสุดเต้านมจะมีเลือดมาหล่อเลี้ยงมากกว่าเดิม ตัวเต้านมและหัวนมจะมีการขยายตัวขึ้นมากกว่าขนาดเดิมเล็กน้อย ส่วนในขณะที่มีการตั้งครรภ์ต่อมน้ำนมจะเพิ่มและขยายใหญ่มากขึ้น ในระยะปลายของการตั้งครรภ์จะเริ่มมีการผลิตน้ำนม (lactation) และมีมากขึ้นเมื่อคลอดและให้นมบุตร เต้านมจะมีขนาดเล็กลงเมื่อหยุดให้นมหรือเมื่อเข้าสู่ภาวะหมดประจำเดือน [8-10]

2.2.1 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับมะเร็งเต้านม

มะเร็งเต้านมเกิดจากการที่เซลล์ของเนื้อเยื่อเต้านมมีการเติบโตที่ผิดปกติ นอกเหนือการควบคุมของร่างกายและเปลี่ยนแปลงกลายเป็นเซลล์มะเร็งและลุกลามไปยังเซลล์ข้างเคียงหรือส่วนอื่นๆของร่างกาย สามารถเกิดขึ้นและพบได้ทั่วไปในบริเวณของเนื้อเยื่อเต้านมแต่โดยส่วนมากแล้วจะเกิดกับบริเวณท่อน้ำนม (ductal carcinoma) และเยื่อบุกระเปาะน้ำนม (lobular carcinoma) รูปที่ 2-2 แสดงเต้านมที่ปกติและเต้านมที่เป็นมะเร็งเต้านม มะเร็งเต้านมเป็นเนื้อร้ายที่พบมากที่สุดของผู้หญิงและเป็นสาเหตุการเสียชีวิตของผู้หญิงไทยมากเป็นอันดับสองรองจากมะเร็งปากมดลูก ส่วนในเพศชายยังคงมีอุบัติการณ์ต่ำอยู่มาก แม้ว่าสาเหตุของการเกิดมะเร็งเต้านมนั้นไม่อาจจะระบุได้อย่างชัดเจน หากแต่มีปัจจัยเสี่ยงที่เกี่ยวข้องหรืออาจจะเป็นเหตุนำไปสู่การเป็นมะเร็งได้ทั้งที่เป็นปัจจัยภายใน, ปัจจัยภายนอกและสิ่งแวดล้อมหลายประการ อาทิ เช่น [11,13]

1. ปัจจัยเสี่ยงพื้นฐาน ได้แก่

- เพศ โดยที่เพศหญิงจะมีโอกาสเป็นมะเร็งเต้านมมากกว่าเพศชาย
- อายุ เมื่อมีอายุมากขึ้นก็ยิ่งมีความเสี่ยงที่จะเป็นมะเร็งมากขึ้นกว่าคนที่มีอายุน้อย
- กรรมพันธุ์หรือประวัติครอบครัว ในกรณีที่มีประวัติของครอบครัวหรือญาติพี่น้องสายตรงหรือใกล้ชิดโดยเฉพาะมารดา, พี่สาวหรือน้องสาวที่เคยเป็นมะเร็ง ก็มีความเสี่ยงต่อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารโรค และจะยิ่งมีความเสี่ยงสูงขึ้นถ้าพ่อก็มีประวัติเป็นมะเร็งด้วยหรือไม่หรือถ้ามียีนในกลุ่ม
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

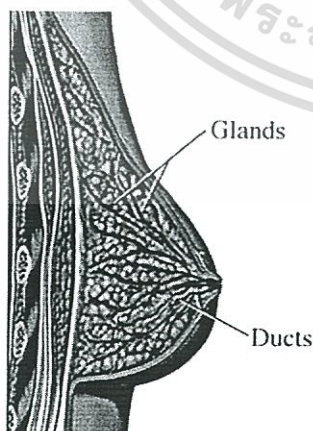
BRCA1, BRCA2 ซึ่งเป็นยีนหนึ่งในหลายตัวที่ส่งผลให้เกิดความเสี่ยงทางกรรมพันธุ์ต่อมะเร็งเต้านม

- มีความหนาแน่นของเนื้อเยื่อเต้านมสูง (highly dense breast)
- ตนเองเคยมีประวัติการเป็นมะเร็งอยู่แล้ว เช่นมะเร็งรังไข่หรือมดลูก

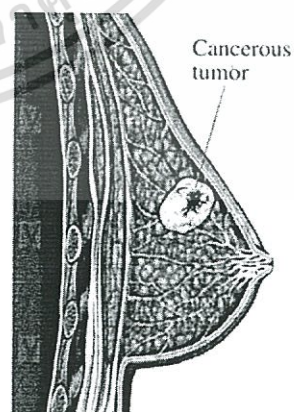
2. ปัจจัยเสี่ยงอื่น ๆ เช่น

- การมีประจำเดือน มีประวัติของการมีประจำเดือนครั้งแรกเมื่ออายุน้อย (น้อยกว่า 12 ปี) หรือมีภาวะของการหมดประจำเดือน (menopause) ช้า (มากกว่า 55 ปี)
- การมีบุตร ในผู้หญิงที่ไม่เคยมีลูกจะมีความเสี่ยงเพิ่มขึ้น หรือมีบุตรครั้งแรกเมื่ออายุมาก (มากกว่า 35 ปี)
- การรับประทานยาคุมกำเนิดหรือฮอร์โมนทดแทนต่อเนื่องกันเป็นเวลานานเกินกว่า 5-10 ปีขึ้นไป
- การรับประทานอาหารที่มีไขมันสูง อาจส่งผลต่อความเสี่ยงโรคมะเร็งเต้านมสูงขึ้น
- มีประวัติการได้รับรังสีที่บริเวณเต้านมหรือทรวงอกมาก่อน ตั้งแต่อายุน้อยๆ

ผู้ป่วยที่เป็นมะเร็งที่เต้านมในระยะแรกมักจะไม่อาการอะไร จนกระทั่งเริ่มคลำพบก้อนเนื้อหรือโตแข็งที่เนื้อเยื่อส่วนใดส่วนหนึ่งของเต้านมหรือมีการบวมที่ต่อมน้ำเหลืองบริเวณรักแร้ หรือมีการเปลี่ยนแปลงของขนาดหรือรูปร่างของเต้านมที่ผิดปกติไป เช่น โตไม่เท่ากัน สีหรือผิวหนังบริเวณเต้านมเปลี่ยนไปเช่นมีรอยบุ๋ม ย่นหรือหยาบ บวมแดงหรือร้อนผิดปกติ มีการดึงรั้งของผิวหนังอย่างเห็นได้ชัด มีน้ำเหลืองหรือเลือดไหลออกมาจากบริเวณหัวนม มะเร็งเต้านมสามารถลุกลามแพร่กระจายไปยังเนื้อเยื่อหรืออวัยวะข้างเคียงหรือไปยังส่วนต่างๆของร่างกายได้ผ่านทางระบบท่อน้ำเหลืองและทางกระแสโลหิต



2.2 ก) เต้านมที่ปกติ



2.2 ข) เต้านมที่เป็นมะเร็ง

รูปที่ 2.2 แสดงเต้านมที่ปกติและเต้านมที่เป็นมะเร็ง [14]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เราสามารถแบ่งระยะการเป็นไปของโรคมะเร็งเต้านมออกเป็นระยะต่างๆ ดังนี้ [15]

1. มะเร็งในระยะเริ่มเป็น (early stage หรือ stage 0)

มะเร็งในระยะนี้มีมักพบได้บ่อยที่สุด และเมื่อตรวจพบเสียตั้งแต่ในระยะแรกจะมีโอกาสรักษาหายมาก ระยะนี้เซลล์มะเร็งยังไม่กระจายออกมาจากผิวที่ห่อหุ้มเนื้อเยื่อของเต้านมส่วนอื่นๆ ก่อนมะเร็งมีขนาดเล็กกว่า 2 ซม. โอกาสที่ผู้ป่วยจะมีชีวิตอยู่รอดเกิน 5 ปี ภายหลังจากการรักษามีสูงถึง 85%

2. มะเร็งในระยะรุกราน (invasive stage หรือ stage 1-2-3)

มะเร็งในระยะนี้จะมีการลุกลามจากจุดเริ่มต้นกำเนิดออกไปภายในบริเวณเนื้อเยื่อเต้านมส่วนอื่นๆ แล้วและอาจจะเข้าสู่ระบบน้ำเหลืองที่รักแร้ก็ได้ ขนาดจะโตประมาณ 2-5 ซม. โอกาสที่จะอยู่รอดเกิน 5 ปี หลังการรักษาจะลดลงเหลือเพียง 40% หรือต่ำกว่านี้

3. มะเร็งในระยะลุกลาม (metastatic stage หรือ stage 4)

เป็นระยะสุดท้ายหรือระยะที่เชื้อมะเร็งลุกลามไปยังอวัยวะส่วนต่างๆ ทั้งทั้งร่างกายผ่านระบบหลอดเลือดหรือระบบต่อมน้ำเหลือง เข้าไปสู่ปอด, ตับ, กระดูกหรือสมอง การรักษามักเป็นการประคับประคองตามอาการ

2.2.2 การตรวจวินิจฉัยมะเร็งเต้านม

การตรวจวินิจฉัยมะเร็งเต้านม (breast cancer diagnosis) นับว่าเป็นสิ่งที่มีความสำคัญมาก การหมั่นดูแลตรวจหามะเร็งหรือความผิดปกติใดใดให้พบเสียตั้งแต่ในระยะแรกๆ หรือในขณะที่ยังเป็นก้อนเล็กๆ อยู่ นั้น ถือได้ว่าวิธีการป้องกันการเป็นมะเร็งเต้านมที่ดีที่สุด จากสถิติพบว่าถ้าก้อนมะเร็งยังมีขนาดเล็กอยู่ (ประมาณ 1-1.5 ซม.) การรักษามีประสิทธิภาพและได้ผลมาก แต่ส่วนใหญ่ของผู้ป่วยที่เป็นมะเร็งนั้นมักจะมาพบแพทย์ก็ต่อเมื่อมีก้อนขนาดใหญ่แล้ว (2 - 5 ซม.) ทำให้การรักษาทำได้ไม่เต็มที่ ดังนั้นการให้ความสำคัญกับการตรวจคัดกรองมะเร็ง (screening test) จึงเป็นสิ่งที่มีความสำคัญมาก

2.2.2.1 การตรวจวินิจฉัยมะเร็งเต้านมแบบทั่วไป

โดยทั่วไปแล้วการตรวจหามะเร็งเต้านมแบบทั่วไป (general breast cancer diagnosis) ที่ได้มาตรฐานเป็นที่ยอมรับกันสามารถทำได้ด้วยตนเองหรือโดยแพทย์ผู้ชำนาญการผ่านการใช้เครื่องมือประเภทต่างๆ ดังนี้

1. การตรวจเต้านมด้วยตนเอง (Breast self examination)

การตรวจโดยวิธีนี้ ผู้ที่ต้องการตรวจจะสามารถกระทำได้ด้วยตนเองที่บ้าน ซึ่งผู้หญิงทุกคนอายุตั้งแต่ 20 ปีขึ้นไปตรวจเต้านมด้วยตนเองเดือนละครั้ง ทำได้โดยการสัมผัสหรือคลำเต้านมตนเองตามรูปแบบการสัมผัส-คลำที่เป็นมาตรฐานและถูกวิธีตามที่ได้รับคำแนะนำจากบุคลากรทาง
 เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่ขึ้นต้นการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งหากมีการนำไปใช้

การแพทย์ การตรวจรูปแบบนี้ถือเป็นการตรวจคัดกรองแบบง่ายที่สุดที่สามารถกระทำได้อย่างน้อยครั้งตามต้องการและเป็นสิ่งที่สมควรกระทำอยู่เป็นประจำ ต่อเมื่อคลำพบก้อนที่สัมผัสหรือรู้สึกได้ว่ามีลักษณะแข็งกว่าหรือมีความยืดหยุ่นน้อยกว่าเนื้อเยื่อข้างเคียงหรือความผิดปกติที่ไม่เคยสัมผัสคลำได้มาก่อน จึงจะสมควรไปพบแพทย์เพื่อทำการตรวจวินิจฉัยในลำดับต่อไป จากสถิติพบว่าผู้หญิงมากกว่า 80% สามารถคลำพบก้อนเนื้อได้ด้วยตนเองก่อนจะมาพบแพทย์

2. การตรวจโดยแพทย์ (Physical examination)

การตรวจโดยแพทย์เป็นขั้นตอนที่สมควรกระทำอย่างยิ่ง เมื่อมีการคลำตรวจเต้านมด้วยตนเองแล้วพบสิ่งผิดปกติที่เต้านม เช่น ก้อนเนื้อที่สามารถสัมผัสรู้สึกได้มีความแข็งผิดปกติไปจากเนื้อเยื่อในส่วนอื่นๆที่อยู่ข้างเคียง ซึ่งแพทย์จะทำการซักประวัติ ตรวจร่างกายและวินิจฉัยอย่างละเอียด เช่นการคลำดูขนาดและตำแหน่ง (size, position), รูปร่างของก้อนเนื้อ (contour), ลักษณะของก้อน (texture) หรือการกดเจ็บ (painfulness) รวมทั้งจะมีการตรวจร่วมด้วยเครื่องมือเฉพาะทางอย่างอื่นหรือการตรวจพิเศษในห้องปฏิบัติการพยาธิวิทยาต่อไป การตรวจโดยแพทย์สำหรับผู้หญิงอายุ 20 – 40 ปีควรตรวจทุกๆ 3 ปี ถ้าอายุ 40 ปีขึ้นไปควรตรวจทุกปี

3. การตรวจเอกซเรย์เต้านมด้วยเครื่องแมมโมแกรม (Mammography)

การตรวจหามะเร็งเต้านมหรือความผิดปกติอื่นๆที่เกิดขึ้นด้วยเครื่องเอกซเรย์ในปัจจุบันถือว่าเป็นมาตรฐานการตรวจวินิจฉัย (gold standard) ที่ดีที่สุดในปัจจุบันที่จะป้องกันมะเร็งเต้านมได้ (80 – 90%) โดยสามารถค้นพบมะเร็งได้ก่อนที่ผู้ป่วยจะรู้สึกได้เองถึง 2 ปีหรือในขณะที่ก้อนเนื้อมีขนาดเล็กยังไม่สามารถตรวจได้ด้วยการคลำสัมผัส ทำให้การรักษาเยียวยาทำได้ตั้งแต่เนิ่นๆ ในระยะแรกโอกาสรอดชีวิตจึงมีสูง ผู้หญิงอายุ 35 ปีขึ้นไปควรเข้ารับการตรวจแมมโมแกรมเป็นประจำทุก 1-2 ปี การตรวจแมมโมแกรมสามารถทำได้ในลักษณะที่เป็นการตรวจคัดกรองมะเร็ง (screening test mammogram) คือเป็นการตรวจในขณะที่ยังไม่มีอาการหรือยังคลำไม่พบความผิดปกติใดๆ ถือเป็นการตรวจประจำปี กับ การตรวจชนิดที่เป็นการตรวจเพื่อการวินิจฉัยอย่างละเอียด (diagnostic mammogram) เมื่อสามารถคลำพบสิ่งผิดปกติหรือเมื่อมีอาการอย่างใดอย่างหนึ่งแสดงออก ข้อดีของการทำแมมโมแกรมอยู่เป็นประจำคือทำให้เราสามารถค้นพบมะเร็งเต้านมขนาดเล็กเริ่มแรกหรือยังสัมผัสคลำไม่พบ ซึ่งมะเร็งในระยะแรกนั้นมักไม่มีปรากฏอาการใดๆ เมื่อตรวจพบเสียตั้งแต่ในระยะแรก การรักษาก็จะกระทำได้ง่ายหลายวิธี และโอกาสที่จะหายขาดหรือรอดชีวิตมีสูง

การทำแมมโมแกรมหรือถ่ายเอกซเรย์เต้านมนี้อาจจะถือได้ว่าไม่มีอันตรายเพราะรังสีที่ใช้น้อย แต่ก็ไม่สมควรกระทำกับผู้ที่มียุ่่นน้อยกว่า 20 ปีหรือเต้านมยังเจริญเติบโตไม่เต็มที่ รูปที่ 2-3 แสดงการตรวจเต้านมด้วยเครื่องเอกซเรย์แมมโมแกรม จะเห็นว่าจะต้องมีการกดเต้านมระหว่างถ่ายเอกซเรย์เพราะจะช่วยลดปริมาณรังสีที่เนื้อเยื่อของเต้านมจะดูดซับไว้ ทำให้เต้านมนิ่งอยู่กับที่ไม่เคลื่อนไหวระหว่างถ่ายทำซึ่งเป็นผลทำให้ภาพที่ถ่ายชัดเจนและเพื่อเพิ่มพื้นที่ของภาพในการตรวจ

เอกซเรย์เต้านมที่ส่งภาพไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อวิเคราะห์ภาพแทน ไม่มีความเสี่ยงใดๆที่จะก่อให้เกิดอันตรายต่อร่างกายของผู้ป่วย อย่างไรก็ตามการตรวจแมมโมแกรมอาจมีผลข้างเคียงได้แก่การอักเสบของเต้านมหรือการติดเชื้อในเต้านมได้บ้าง อย่างไรก็ตามการตรวจแมมโมแกรมเป็นประจำทุกปีจะช่วยลดความเสี่ยงของการเสียชีวิตจากมะเร็งเต้านมได้มากถึง 30% นอกจากนี้การตรวจแมมโมแกรมยังสามารถช่วยในการวินิจฉัยมะเร็งเต้านมในระยะเริ่มต้นได้ ซึ่งการตรวจพบมะเร็งเต้านมในระยะเริ่มต้นจะช่วยให้การรักษาทำได้ง่ายขึ้นและโอกาสหายขาดหรือรอดชีวิตมีสูง

วินิจฉัยให้มากที่สุด ซึ่งผู้ที่ได้รับการตรวจด้วยเครื่องแมมโมแกรมนี้มักจะได้รับความเจ็บปวดจากการกดเต้านมนี้ร่วมด้วยเสมอ ภาพที่ได้จากเอกซเรย์แมมโมแกรมนี้จะได้รับการตรวจวินิจฉัยจากรังสีแพทย์อีกที่ถึงความปกติหรือผิดปกติของเนื้อเยื่อเต้านม ในกรณีที่พบความผิดปกติก็อาจจะมีการตรวจวินิจฉัยเพิ่มเติมด้วยเทคนิคอื่นๆ ร่วมด้วยเช่น การตรวจวินิจฉัยด้วยเครื่องอัลตราซาวด์, การเจาะดูดหรือตัดตัวอย่างชิ้นเนื้อ (aspiration-biopsy) เพื่อส่งตรวจพิสูจน์ในห้องปฏิบัติการว่าเป็นก้อนเนื้อออกชนิดที่เป็นเนื้อร้าย (malignant) หรือไม่เป็นเนื้อร้าย (benign) ซึ่งมากกว่า 80% ของก้อนเนื้ออกที่พบมักจะเป็นเนื้อออกชนิดนี้ รูปที่ 2-4 แสดงภาพเต้านมที่ได้จากการตรวจด้วยเอกซเรย์แมมโมแกรม



รูปที่ 2.3 แสดงการตรวจเต้านมด้วยเครื่องเอกซเรย์แมมโมแกรม [16]



2.4 ก) เต้านมที่มีก้อนเนื้อ



2.4 ข) เต้านมที่มีก้อนเนื้อ (ต่อ)

รูปที่ 2.4 แสดงภาพเต้านมที่ตรวจด้วยเอกซเรย์แมมโมแกรม [17]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

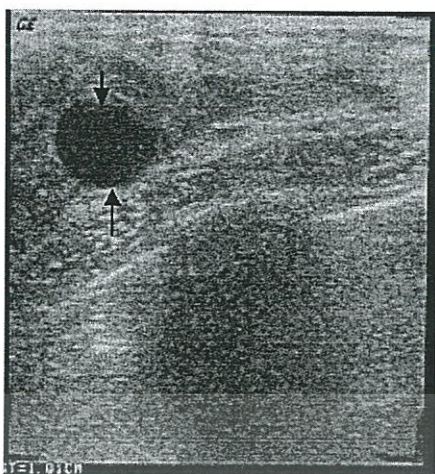
2.2.2.2 การตรวจวินิจฉัยมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นอัลตราซาวด์

คลื่นอัลตราซาวด์มีความเหมาะสมอย่างยิ่งที่จะใช้ตรวจวินิจฉัยมะเร็งเต้านมจากคุณสมบัติที่สามารถสร้างภาพของเนื้อเยื่ออ่อนเช่นเนื้อเยื่อของเต้านมได้เป็นอย่างดีและสามารถให้ภาพการตรวจในช่วงเวลาจริงในขณะที่รังสีแพทย์ทำการเลื่อนเปลี่ยนตำแหน่งของหัวทรานสดิวเซอร์ไปมา คลื่นอัลตราซาวด์ที่สะท้อนกลับมาจะนำมาใช้แสดงให้เห็นคุณลักษณะของเนื้อเยื่อที่คลื่นเดินทางไปตกกระทบ นอกจากนี้ยังทำได้รวดเร็ว,ไม่มีความเจ็บปวดหรืออันตรายใดใดเกิดขึ้นจากการตรวจ อัลตราซาวด์มักจะนำมาใช้ช่วยเสริมการตรวจโดยเอกซเรย์แมมโมแกรมในกรณีที่หลังจากทำแมมโมแกรมแล้วพบสิ่งผิดปกติในเต้านม เช่น การยืนยันว่าสิ่งที่พบนั้นเป็นถุงน้ำ (cyst) หรือเป็นก้อนเนื้อ (tumor) โดยเฉพาะอย่างยิ่งกับเต้านมผู้หญิงไทยที่มีขนาดเต้านมเล็ก,ไม่ค่อยมีไขมันและความหนาแน่นของเนื้อเยื่อเต้านมสูงกว่าผู้หญิงในแถบยุโรป เป็นการช่วยเพิ่มความแม่นยำในการวินิจฉัยและแปลผลให้มากขึ้น นอกจากนี้ยังมีความเหมาะสมที่จะใช้อัลตราซาวด์เป็นเครื่องช่วยชี้นำ (positioning guidance system) เพื่อระบุตำแหน่งในการสอดใส่แท่งเครื่องมือสำหรับการเจาะ-ตัดชิ้นเนื้อที่ต้องสงสัยสำหรับการส่งตรวจพิสูจน์ในห้องปฏิบัติการ ในปัจจุบันเครื่องอัลตราซาวด์ที่ใช้เพื่อการตรวจวินิจฉัยได้รับการพัฒนาให้มีประสิทธิภาพในการแสดงผลเพิ่มขึ้นเป็นอย่างมากจนมีแนวโน้มที่จะยอมรับให้สามารถใช้เป็นเครื่องมือในการตรวจคัดกรองมะเร็งเต้านมได้อีกวิธีหนึ่ง อย่างไรก็ตาม การตรวจวินิจฉัยด้วยอัลตราซาวด์มีข้อจำกัดอยู่บางประการโดยเฉพาะในกรณีที่พบหินปูนขนาดเล็กปรากฏอยู่ (micro calcification) ภาพจากอัลตราซาวด์จะไม่สามารถแยกแยะได้ [18,19] ภาพแสดงการตรวจวินิจฉัยเต้านมด้วยเครื่องอัลตราซาวด์และภาพอัลตราซาวด์เต้านมที่ได้ขณะมีถุงน้ำและก้อนเนื้อแสดงในรูปที่ 2-5 และ 2-6 ตามลำดับ

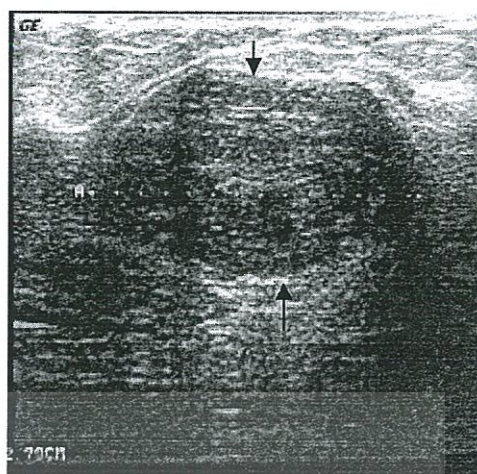


รูปที่ 2.5 แสดงการตรวจเต้านมด้วยคลื่นอัลตราซาวด์ [20]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



2.6 ก) เต้านมที่มีถุงน้ำ



2.6 ข) เต้านมที่มีก้อนเนื้อ

รูปที่ 2.6 แสดงภาพเต้านมที่ตรวจด้วยคลื่นอัลตราซาวด์ [21]

2.2.3 การบำบัดรักษามะเร็งเต้านม

การบำบัดรักษามะเร็งเต้านม (Breast cancer treatment) จะขึ้นอยู่กับระยะของโรคที่เป็นเป็นหลัก ผู้ป่วยอาจจะได้รับการรักษาโดยวิธีใดวิธีหนึ่งเป็นหลักหรือผสมผสานร่วมกันหลายวิธี ขึ้นอยู่กับชนิด, การดำเนินเป็นไปของโรคมะเร็งเต้านมที่เป็นและลักษณะของผู้ป่วยเอง เพื่อให้เหมาะสมกับผู้ป่วยแต่ละรายไป โดยทั่วไปแล้วการรักษามะเร็งเต้านมมีอยู่หลายวิธีดังนี้

- การผ่าตัด (surgery) เป็นรูปแบบวิธีการรักษาหลักเพื่อตัดเอาก้อนเนื้อมะเร็งออกไปซึ่งสามารถกระทำได้ทั้งตัดออกเฉพาะเพียงบางส่วน (conservative lumpectomy) คือ เฉพาะก้อนเนื้อมะเร็งและเนื้อเยื่อโดยรอบเพื่อสงวนเต้านมส่วนใหญ่ไว้หรือตัดคว้านออกทั้งเต้า (mastectomy) และอาจจะรวมทั้งต่อมน้ำเหลืองไปด้วยแล้วแต่ระยะการลุกลามของโรค ส่วนมากมักเลือกใช้กับผู้ป่วยที่ร่างกายโดยรวมแล้วยังมีความแข็งแรงอยู่ในระดับหนึ่งและมะเร็งยังไม่ลุกลามไปยังส่วนอื่นๆ
- การใช้รังสีรักษา (radiation) เป็นการใช้อิทธิพลของพลังงานสูงเพื่อทำลายหรือหยุดยั้งการเจริญเติบโตของเซลล์มะเร็งโดยเฉพาะเมื่อมะเร็งลุกลามไปที่ต่อมน้ำเหลืองบริเวณรักแร้แล้ว และมักใช้ร่วมกันหลังการผ่าตัดเพื่อเป็นการทำลายเซลล์มะเร็งในบริเวณที่อาจจะยังคงหลงเหลืออยู่บ้างเพื่อช่วยลดอัตราการเกิดซ้ำ (recurrence) ขึ้นมาอีก หรือเลือกใช้กับผู้ป่วยที่ไม่สามารถเข้ารับการผ่าตัดได้หรือมีก้อนมะเร็งอยู่ในตำแหน่งที่การผ่าตัดทำได้ยาก เช่น อยู่ชิดกับกระดูกซี่โครง การใช้รังสีรักษาและการผ่าตัดถือเป็นการรักษาเฉพาะที่ (local therapy) เหมาะสำหรับมะเร็งที่ยังไม่ลุกลามออกไปมาก
- การให้เคมีบำบัด (chemotherapy) เป็นการให้ยาต้านมะเร็งหรือฉีดยาเพื่อทำลายหรือสามารถหยุดยั้งการเจริญเติบโตของเซลล์มะเร็งได้อย่างรวดเร็ว ใช้ได้กับมะเร็งที่ไม่

สามารถตรวจพบได้จากตาเปล่า แต่ผลข้างเคียงที่สำคัญคือเซลล์ร่างกายที่ยังเจริญเติบโตแบ่งตัวเป็นปกติอยู่จะได้รับผลกระทบไปด้วย ทำให้ผู้ป่วยมักจะทนต่อการรักษาแบบนี้ไม่ค่อยได้

- การให้ฮอร์โมนบำบัด (hormone therapy) เพื่อยับยั้งไม่ให้กระตุ้นการเจริญเติบโตของเซลล์มะเร็ง โดยจะเลือกใช้เฉพาะในรายที่มีผลตอบสนองเป็นบวกต่อตัวรับฮอร์โมนในชั้นเนื้อมะเร็ง และถือต่อการรักษาด้วยวิธีอื่นแล้ว ฮอร์โมนที่ใช้เป็นฮอร์โมนเพศหญิงมีทั้งที่เป็นฮอร์โมนเอสโตรเจน (estrogen) และโปรเจสโตรโรน (progesterone)
- การให้ยาที่เฉพาะเจาะจง (targeted therapy) เป็นการให้ยาที่เฉพาะเจาะจงต่อกลุ่มเป้าหมายที่เป็นเซลล์มะเร็งโดยตรง โดยออกแบบมาสำหรับยับยั้งความผิดปกติในระดับโมเลกุลของยีน

2.3 คลื่นอัลตราซาวด์และภาพอัลตราซาวด์ทางการแพทย์

ในบทนี้จะเป็นการกล่าวถึงความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับคลื่นอัลตราซาวด์, คุณสมบัติของคลื่นอัลตราซาวด์ขณะที่เดินทางอยู่ในเนื้อเยื่อ, ตัวแปลงสัญญาณอัลตราซาวด์ และภาพอัลตราซาวด์ทางการแพทย์

2.3.1 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับคลื่นอัลตราซาวด์

คลื่นอัลตราซาวด์เป็นคลื่นเสียง (sound wave) ที่มีค่าความถี่สูงกว่าค่าความถี่ของเสียงทั่วไปๆ ที่มนุษย์สามารถได้ยินได้คือมีความถี่สูงกว่า 20 กิโลเฮิร์ตซ์ อัลตราซาวด์เป็นคลื่นที่ต้องอาศัยตัวกลางในการเคลื่อนที่และมีลักษณะการเคลื่อนที่ทั้งที่เป็นคลื่นตามยาว (longitudinal wave) เมื่อมีตัวกลางในการเคลื่อนที่เป็นน้ำหรือเนื้อเยื่อ หรือมีลักษณะการเคลื่อนที่เป็นคลื่นตามขวาง (transverse wave) เมื่อเป็นการเคลื่อนที่ในโลหะ เนื่องจากคลื่นอัลตราซาวด์มีคุณสมบัติทางกายภาพที่โดยทั่วไปแล้วถือได้ว่าไม่เป็นอันตรายต่อสิ่งมีชีวิต จึงถูกนำไปประยุกต์ใช้งานทางการแพทย์ในหลายด้าน อาทิเช่น การใช้คลื่นอัลตราซาวด์ทางการแพทย์ (therapeutic ultrasound) โดยการอาศัยปฏิกิริยาจากผลทางด้านความร้อนของคลื่นอัลตราซาวด์ที่มีผลต่อเนื้อเยื่อเพื่อให้ผลทางด้านการรักษาเช่นการบำบัดรักษาทางกายภาพบำบัด (physiotherapy) หรือการใช้คลื่นอัลตราซาวด์มาสร้างภาพเพื่อการวินิจฉัยโรค (diagnostic ultrasound) โดยการใช้สัญญาณสะท้อนกลับของคลื่นอัลตราซาวด์ในการสร้างภาพทางการแพทย์เพื่อวัตถุประสงค์ทางด้าน การวินิจฉัย เช่นการตรวจวินิจฉัยมะเร็งเต้านม, การตรวจดูทารกในครรภ์มารดาในงานทางด้านสูติศาสตร์, การตรวจดูสภาพและสภาวะการทำงานของหัวใจและช่องท้อง หรือดูภาวะการไหลของเลือดในหลอดเลือดโดยใช้หลักการเลื่อนทางความถี่ (doppler shift) ตลอดจนกระทั่งการใช้คลื่นอัลตราซาวด์ที่มีพลังงานสูงในการทำให้เกิดคลื่นกระแทก (shock wave) เพื่อการสลายก้อนนิ่ว (lithotripsy)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อการเรียนการสอนและเพื่อวัตถุประสงค์ในการศึกษาเท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ในการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.2 คุณสมบัติของคลื่นอัลตราซาวด์ขณะเดินทางในเนื้อเยื่อ

เมื่อคลื่นอัลตราซาวด์เดินทางอยู่ในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อหรือวัตถุใดใด คลื่นจะมีคุณสมบัติทางฟิสิกส์ที่สำคัญๆ ดังนี้ [22-25]

2.3.2.1 ความเร็วของคลื่น

เนื่องจากอัลตราซาวด์ถือว่าเป็นคลื่นเชิงกลประเภทหนึ่ง ดังนั้นเราสามารถคำนวณหาค่าความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์ (wave velocity) ได้จากสมการที่ 2.1 ซึ่งความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์นี้จะมีค่าแตกต่างกันไปขึ้นอยู่กับประเภทของตัวกลางที่คลื่นเดินทางผ่านตามดังตัวอย่างตามตารางที่ 2.1

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

เมื่อ	c	คือค่าความเร็ว (velocity, m/s) ของคลื่นอัลตราซาวด์ในตัวกลาง
	f	คือค่าความถี่ของคลื่น (frequency, Hz)
	λ	คือค่าความยาวคลื่น (wave length, m)

เช่น เมื่อคลื่นอัลตราซาวด์ที่มีความถี่ 1 MHz เดินทางผ่านเนื้อเยื่ออ่อนที่มีค่าความเร็วในการเดินทางของคลื่นประมาณ $1,540\text{ m/s}$. จะสามารถคำนวณหาค่าความยาวคลื่นได้ประมาณ 1 มิลลิเมตร ซึ่งถือว่าเป็นค่าความละเอียดที่มีความเหมาะสมสำหรับอัลตราซาวด์ที่ใช้ในการวินิจฉัยโรค โดยเมื่อคลื่นอัลตราซาวด์เดินทางจากตัวกลางชนิดหนึ่งผ่านเข้าไปยังตัวกลางอีกชนิดหนึ่งที่มีค่าความเร็วในตัวกลางที่แตกต่างกันก็จะแสดงให้เห็นในเรื่องของการเปลี่ยนแปลงค่าความยาวคลื่นโดยที่ค่าความถี่ของคลื่นจะมีค่าเท่าเดิม

ความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์สามารถหาได้จากอีกนิยามหนึ่งตามสมการที่ 2.2 คือ

$$c = \sqrt{\frac{\beta}{\rho}} \quad (2.2)$$

เมื่อ	β	คือค่าโมดูลัสของบักส์ของตัวกลาง (bulk modulus, $kg/(m - s^2)$)
	ρ	คือค่าความหนาแน่นของตัวกลาง (density, kg/m^3)

ในตัวกลางที่มีความสามารถในการถูกบีบอัดตัว (compressible) มากๆ จะมีความเร็วในการเดินทางของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ต่ำกว่าตัวกลางที่ถูกบีบอัดได้น้อยกว่า และในทำนองเดียวกันในตัวกลางที่มีความหนาแน่นน้อยกว่าก็จะมีความเร็วในการเดินทางของอัลตราซาวด์ที่มากกว่าตัวกลางที่มีความหนาแน่นสูง

ตารางที่ 2.1 ความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์ในตัวกลางบางชนิด [22]

Nonbiological material	Velocity (m/s)	Biological material	Velocity (m/s)
Acetone	1,174	Fat	1,475
Air	331	Brain	1,560
Aluminum	6,420	Liver	1,570
Brass	4,700	Kidney	1,560
Ethanol	1,207	Spleen	1,570
Glass (Pyrex)	5,640	Blood	1,570
Acrylic plastic	2,680	Muscle	1,580
Polyethylene	1,950	Lens of eye	1,620
Water (25 °C)	1,498	Skull bone	3,360
Water (50 °C)	1,540	Soft tissue (mean value)	1,540

2.3.2.2 ความเข้มของคลื่น

ในขณะที่คลื่นอัลตราซาวด์เคลื่อนที่ผ่านเข้าไปในตัวกลาง จะมีการถ่ายทอดพลังงานให้กับตัวกลาง ซึ่งอัตราการถ่ายทอดพลังงานหรือคือกำลัง (power) นี้ เรามักจะพิจารณาเป็นค่ากำลังของลำคลื่นที่มีการโฟกัส (focused wave beam) ต่อหนึ่งหน่วยพื้นที่ที่คลื่นตกกระทบหรือเรียกว่าเป็นค่าความเข้มของคลื่น (wave intensity, W/cm^2) และมักจะมีการคิดแบบสัมพัทธ์ (relative intensity) เทียบเคียงกับค่าอ้างอิงในหน่วยของเดซิเบล (dB) ตามสมการที่ 2.3 ดังนี้

$$dB = 10 \log \left(\frac{I}{I_0} \right) \quad (2.3)$$

เมื่อ I คือค่าความเข้มของคลื่น

I_0 คือค่าความเข้มอ้างอิง (reference intensity)

นอกจากนี้ความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์มักจะแสดงอยู่ในรูปของ *neper/cm* ดังสมการที่

2.4

$$Neper = \ln \left(\frac{I}{I_0} \right) \quad (2.4)$$

และเมื่ออัลตราซาวด์มีการเคลื่อนที่แบบคลื่นตามยาวในตัวกลางที่ยืดหยุ่นมีการบีบอัดและคลายตัวได้ เราก็สามารถหาความสัมพันธ์ของความเข้มกับความดันได้จากสมการที่ 2.5 เอกสาร และ 2.6 ดังนี้ที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$I = \frac{P_M^2}{2\rho c} \tag{2.5}$$

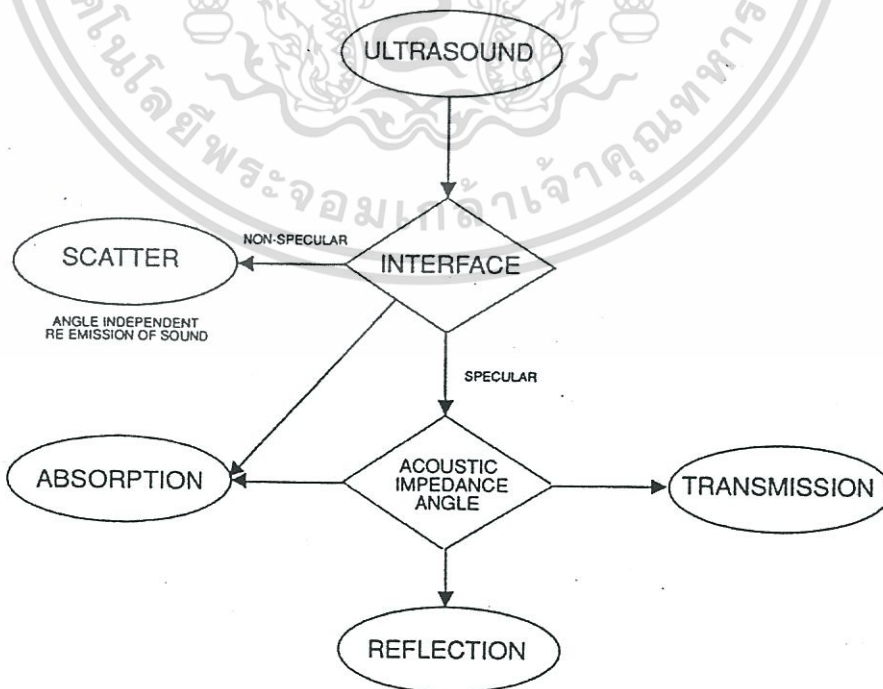
$$dB = 20 \log \left(\frac{P_M}{P_{M,0}} \right)^2 \tag{2.6}$$

เมื่อ P_M คือค่าความดันสูงสุด (maximum pressure,) ภายในตัวกลาง

$P_{M,0}$ คือค่าความดันสูงสุดอ้างอิงที่ใช้เปรียบเทียบ

2.3.2.3 การลดทอนของคลื่น

ในขณะที่คลื่นอัลตราซาวด์เดินทางผ่านเข้าไปในตัวกลางใดใดนั้น นอกจากความเร็วของคลื่น จะมีค่าเปลี่ยนแปลงไปเนื่องจากความแตกต่างทางคุณสมบัติทางกายภาพของตัวกลางที่แตกต่างกัน เช่น ค่าความหนาแน่นของตัวกลาง (mass density, ρ) แล้ว ยังจะเกิดปรากฏการณ์ต่างๆตามมาอีก เช่น การเกิดการหักเหที่บริเวณรอยต่อของตัวกลางสองชนิดที่แตกต่างกัน การเกิดปรากฏการณ์ของการลดทอนสัญญาณ การเกิดการกระเจิง (scattering) ของคลื่นภายในตัวกลางและการเกิดการส่งผ่าน ตามรูปที่ 2.7 การลดทอนของคลื่นอัลตราซาวด์ภายในตัวกลาง (wave attenuation) เป็นผลรวมที่เกิดมาจากการกระเจิง และการดูดกลืน (absorption) คลื่น ค่านี้จะขึ้นอยู่กับค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนคลื่น (attenuation coefficient, α) ซึ่งเป็นคุณสมบัติเฉพาะตัวของตัวกลางแต่ละชนิด ตามตารางที่ 2.2



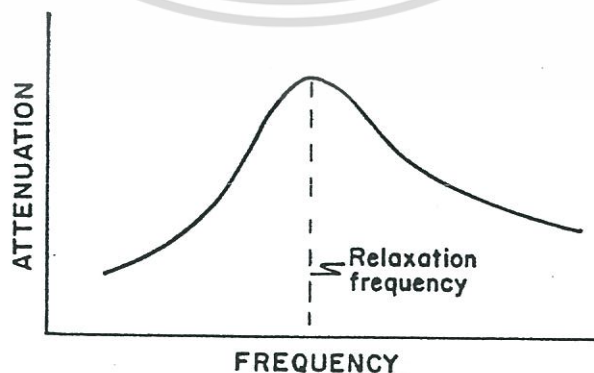
รูปที่ 2.7 ปรากฏการณ์ต่างๆที่เกิดขึ้นเมื่อคลื่นอัลตราซาวด์เดินทางผ่านไปยังรอยต่อของตัวกลาง [22]

และเป็นค่าที่ขึ้นอยู่กับค่าความถี่ของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ใช้ในขณะนั้น (frequency dependent) และนอกจากจะทำให้เกิดความร้อนขึ้นภายในเนื้อเยื่อของตัวกลางแล้วยังจะทำให้พลังงานของคลื่นอัลตราซาวด์มีค่าลดลงไปเรื่อยๆตามความลึกของการที่คลื่นเดินทางเข้าไปภายในในตัวกลาง (penetration depth) จากตารางจะเห็นว่าคลื่นอัลตราซาวด์จะมีการลดทอนน้อยมากเมื่อเคลื่อนที่ผ่านน้ำและจะถูกลดทอนมากเมื่อเคลื่อนที่ผ่านกระดูกโดยจะทำให้เกิดเงาบัง (limited view shadowing) ของภาพเนื้อเยื่อที่ถูกบังโดยกระดูกหรือเนื้อเยื่อแข็ง นอกจากคลื่นอัลตราซาวด์ที่มีความถี่สูงแม้จะให้ความละเอียดที่ดีแต่ก็จะสามารถเดินทางผ่านตัวกลางได้สั้นเนื่องจากถูกลดทอนไปหมด

ตารางที่ 2.2 สัมประสิทธิ์การลดทอนของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ความถี่ 1 MHz [22]

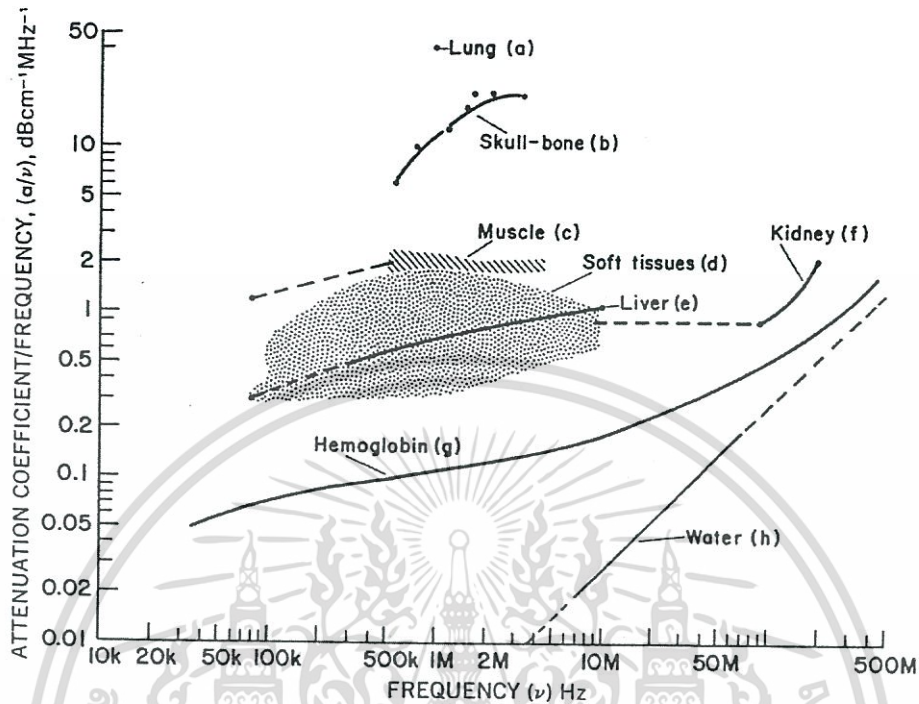
Material	α (dB/cm)	Material	α (dB/cm)
Blood	0.18	Lung	40
Fat	0.6	Liver	0.9
Muscle (across fibers)	3.3	Brain	0.85
Muscle (along fibers)	1.2	Kidney	1.0
Aqueous and vitreous humor of eyes	0.1	Spinal cord	1.0
Lens of eye	2.0	Water	0.0022
Skull bone	20	Lucite (plexiglas)	2.0

การดูดกลืนของคลื่นอัลตราซาวด์ จะเกิดขึ้นเนื่องจากคลื่นอัลตราซาวด์มีการถ่ายเทพลังงานในรูปของความร้อนให้กับโมเลกุลของเนื้อเยื่อตัวกลางที่มีการเคลื่อนตัวในลักษณะของการอัดและคลายตัวเมื่อคลื่นอัลตราซาวด์เดินทางผ่านเข้าไป การลดทอนอันเนื่องมาจากการดูดกลืนนี้จะเป็นค่าที่ขึ้นอยู่กับความถี่ของคลื่นด้วยดังรูปที่ 2.8 และจะมีค่าสูงสุดที่ค่าความถี่ relaxation frequency ซึ่งก็จะมีค่าแตกต่างกันไปตามตัวกลางแต่ละชนิด



รูปที่ 2.8 แสดงการลดทอนของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ขึ้นอยู่กับค่าความถี่ของคลื่นอัลตราซาวด์ [22]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.9 แสดงค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของเนื้อเยื่อประเภทต่างๆ [22]

ในกรณีของตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อของสิ่งมีชีวิตซึ่งประกอบไปด้วยเนื้อเยื่อหลากหลายชนิดก็จะรูปแบบการลดทอนที่ซับซ้อนมากขึ้น รูปที่ 2.9 แสดงค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของเนื้อเยื่อประเภทต่างๆ ในร่างกายที่ค่าความถี่ต่างๆ

2.3.2.4 การสะท้อนกลับของคลื่น

การสะท้อนของคลื่นอัลตราซาวด์ (wave reflection) เป็นปรากฏการณ์ที่เกิดขึ้นที่รอยต่อ (interface) ระหว่างตัวกลางที่แตกต่างกันสองชนิด โดยเมื่อคลื่นอัลตราซาวด์เดินทางผ่านรอยต่อจากตัวกลางหนึ่งไปสู่อีกตัวกลางหนึ่งที่มีค่าความต้านทานทางเสียง (acoustic impedance, Z , $kg/(m^2 \cdot s)$) ของตัวกลางที่แตกต่างกันนี้ จะมีบางส่วน (หรือทั้งหมด) ของคลื่นที่ตกกระทบเกิดการสะท้อนกลับ (echo) ของพลังงานกลับออกไป ค่าอิมพีแดนซ์นี้สามารถนิยามได้ตามสมการที่ 2.7 และเป็นคุณสมบัติเฉพาะตัวของตัวกลางแต่ละชนิดตามตารางที่ 2.3

$$Z = \rho c \quad (2.7)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และเราสามารถคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อน (reflection coefficient, α_R) และสัมประสิทธิ์การส่งผ่าน (transmission coefficient, α_T) เมื่อคลื่นเดินทางจากตัวกลางที่ 1, (Z_1) ผ่านไปยังตัวกลางที่ 2, (Z_2) ได้จากสมการที่ 2.8 และ 2.9 ตามลำดับ

$$\alpha_R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad (2.8)$$

$$\alpha_T = \frac{4Z_2Z_1}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad (2.9)$$

เมื่อ $\alpha_R + \alpha_T = 1$

ตารางที่ 2.3 ค่าความต้านทานทางเสียง (acoustic impedance, Z) ของตัวกลางแต่ละประเภท [22]

Nonbiological material	Acoustic impedance ($kg/m^2 - s$) $\times 10^{-4}$	Biological material	Acoustic impedance ($kg/m^2 - s$) $\times 10^{-4}$
Air	0.0004	Fat	1.38
Water	1.50	Aqueous and vitreous humor of eyes	1.50
Polyethylene	1.85	Brain	1.55
Plexiglas	3.20	Blood	1.61
Aluminum	18.0	Kidney	1.62
Mercury	19.5	Human soft tissue	1.63
Brass	38.0	Spleen	1.64
		Liver	1.65
		Muscle	1.65
		Lens of eyes	1.85
		Skull bone	6.10

ดังนั้นจะเห็นว่าเมื่อคลื่นอัลตราซาวด์เดินทางผ่านไปยังตัวกลางที่มีค่า Z ต่างกันมากๆ (impedance mismatch) พลังงานของคลื่นจะมีการสะท้อนกลับเกือบหมด เช่น ที่รอยต่อระหว่างอากาศ-เนื้อเยื่อ หรือ อากาศ-น้ำ ดังนั้นจึงต้องมีการใช้อัลตราซาวด์เจลเป็นตัวเชื่อม (acoustic coupling) เพื่อปรับค่าอิมพีแดนซ์ระหว่างรอยต่อเหล่านี้ ค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนนี้จะใช้บอกถึงสัดส่วนความเข้มของคลื่นที่ตกกระทบกับคลื่นสะท้อนกลับได้ และในทำนองเดียวกันเมื่อเราพิจารณาค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนของความดันคลื่น (reflection pressure amplitude coefficient,) จะได้ตามสมการที่ 2.10

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$R_p = \frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (2.10)$$

เมื่อ P_i เป็นค่าความดันของคลื่นตกกระทบ

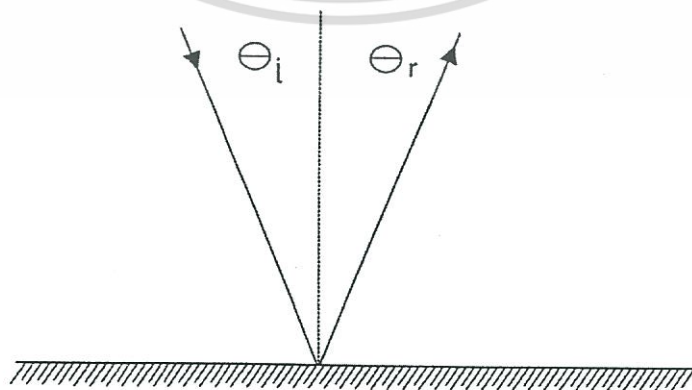
P_r เป็นค่าความดันของคลื่นตกกระทบ

ในการสะท้อนกลับของคลื่นอัลตราซาวด์ที่รอยต่อของเนื้อเยื่อชนิดต่างๆ สามารถพิจารณาได้จากตารางที่ 2.4 เช่น ที่รอยต่อระหว่างกล้ามเนื้อกับไขมัน (muscle-fat) พบว่าจะมีการสะท้อนกลับของค่าความเข้มของคลื่นตกกระทบประมาณเพียง 1% และมีความเข้มของการส่งผ่านประมาณ 99% ส่วนที่รอยต่อระหว่างกล้ามเนื้อกับอากาศจะพบว่าเกือบจะทั้งหมดของความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์จะสะท้อนกลับเกือบหมด

ตารางที่ 2.4 ค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนของความดันและความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์ที่รอยต่อประเภทต่างๆ [22]

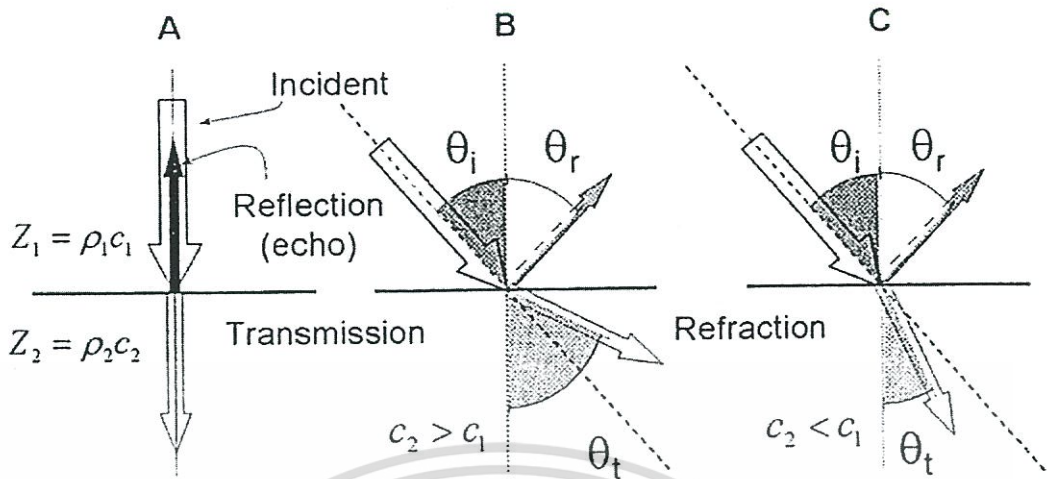
Tissue interface	Pressure reflection	Intensity reflection
Liver-kidney	- 0.006	0.00003
Liver-fat	- 0.10	0.011
Fat-muscle	0.12	0.015
Muscle-bone	0.64	0.41
Muscle-lung	- 0.81	0.65
Muscle-air	- 0.99	0.99

เมื่อเราพิจารณาคลื่นอัลตราซาวด์ที่ตกกระทบ ณ บริเวณรอยต่อระหว่างตัวกลางจะสามารถพิจารณาว่ามุมตกกระทบของคลื่นตกกระทบ (angle of incidence, θ_i) นั้นมีค่าเท่ากับมุมสะท้อนของคลื่นสะท้อน (angle of reflection, θ_r) ได้ตามรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.10 แสดงการสะท้อนของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ตกกระทบที่รอยต่อ [22]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.11 แสดงปรากฏการณ์ต่างๆที่เกิดขึ้นเมื่อคลื่นอัลตราซาวด์เดินทางผ่านไปยังรอยต่อของตัวกลาง [23]

รูปที่ 2.11 แสดงให้เห็นถึงลักษณะการสะท้อน การส่งผ่านและการหักเหของคลื่นอัลตราซาวด์ที่รอยต่อของตัวกลางที่มีค่าความต้านทานเสียงที่แตกต่างกัน ณ มุมตกกระทบค่าต่างๆ กัน ในกรณีที่คลื่นตกกระทบบนผิวรอยต่อ มุมหักเห (θ_t) ของคลื่นที่ส่งผ่านมายังตัวกลางที่ 2 จะขึ้นอยู่กับความแตกต่างของความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์ในตัวกลาง (c_1, c_2) ตามรูป B และ C

2.3.2.5 การหักเหของคลื่น

การหักเหของคลื่นอัลตราซาวด์ (wave refraction) เป็นปรากฏการณ์ที่เกิดขึ้นที่รอยต่อของตัวกลางเมื่อคลื่นอัลตราซาวด์เดินทางผ่านจากตัวกลางหนึ่งไปสู่อีกตัวกลางหนึ่งที่มีค่าความเร็วในการเดินทางของการเคลื่อนอัลตราซาวด์ (ultrasound velocity in media) ที่แตกต่างกัน คลื่นที่เคลื่อนที่ส่งผ่านเข้ามาในตัวกลางที่สองจะมีทิศทางของการเคลื่อนที่หักเห (refraction) ไปจากแนวทางเดิมตามรูปที่ 2.12

โดยที่การเกิดการหักเหหนึ่งจะเป็นไปตามกฎของสเนลล์ (snell's law) ตามสมการที่ 2.11 และ 2.12 ดังนี้

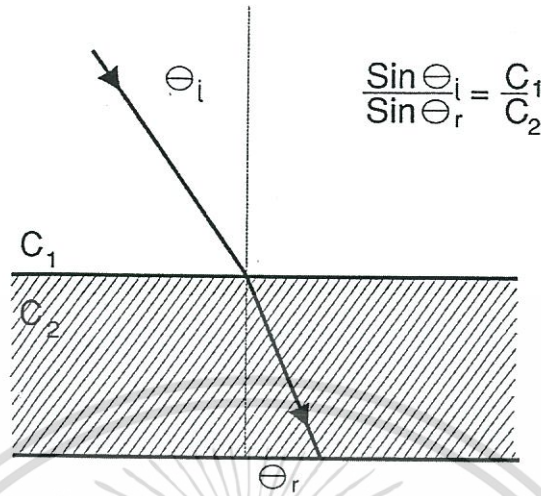
$$\frac{\text{sine of incident angle}}{\text{sine of refractive angle}} = \frac{\text{velocity in incident medium}}{\text{velocity in refractive medium}} \quad (2.11)$$

$$\frac{\sin(\theta_i)}{\sin(\theta_r)} = \frac{c_i}{c_r} \quad (2.12)$$

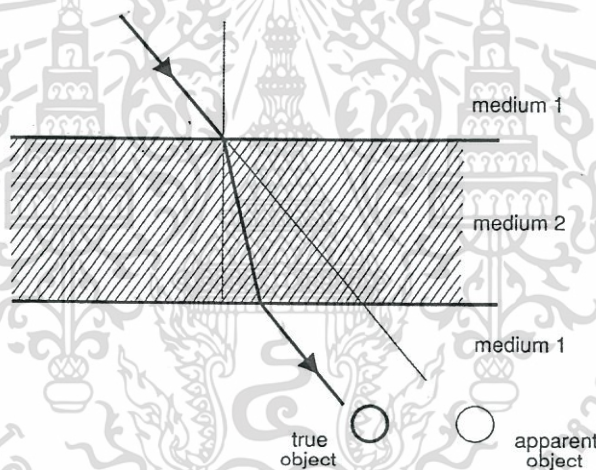
ซึ่งสมการที่ 2.12 นี้สามารถเขียนเพิ่มเติมเมื่อทราบค่าดัชนีการหักเห (refractive index, n)

ของตัวกลางหรือค่าความยาวคลื่นของอัลตราซาวด์ในตัวกลางได้ใหม่ตามสมการที่ 2.13 ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



2.12 ก) การหักเหของคลื่นที่รอยต่อใดใด



2.12 ข) การหักเหของคลื่นระหว่างรอยต่อสองชนิด

รูปที่ 2.12 แสดงการหักเหของคลื่น [22]

$$\frac{\sin(\theta_i)}{\sin(\theta_r)} = \frac{c_i}{c_r} = \frac{n_r}{n_i} = \frac{\lambda_i}{\lambda_r} \tag{2.13}$$

การเกิดขึ้นของปรากฏการณ์การหักเหนี้มักจะเป็นสาเหตุสำคัญที่ทำให้เกิดสัญญาณที่ไม่ต้องการ (artifacts) เกิดขึ้นได้ในการสร้างคลื่นภาพทางการแพทย์ที่มีการใช้คลื่นสะท้อนกลับ ตัวอย่างเช่นเมื่อคลื่นอัลตราซาวด์เดินทางผ่านเข้าไปในตัวกลางที่ไม่ใช่สารเนื้อเดียวกัน (non-homogeneous matter) และมีความเร็วในการเดินทางของคลื่นที่แตกต่างกันมากๆ เช่นในรูปที่ 2.12ข คลื่นอัลตราซาวด์เดินทางจากตัวกลางที่ 1 ผ่านเข้าไปในตัวกลางที่ 2 และผ่านกลับเข้าไปในตัวกลางที่ 1 อีกครั้ง การหักเหรวมที่เกิดขึ้นนั้นจะทำให้ภาพที่สร้างขึ้นกลับมาได้เกิดความผิดเพี้ยนทั้งเชิงระยะ (spatial distortion) และสูญเสียความละเอียดของภาพได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการเรียนการสอนเท่านั้น ไม่สามารถนำออกจำหน่ายหรือทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาตให้หน้าไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.2.7 การกระเจิงของคลื่น

การกระเจิงของคลื่นอัลตราซาวด์ภายในตัวกลาง (wave scattering) จะเกิดขึ้นเมื่อค่าความยาวคลื่นของคลื่นอัลตราซาวด์ที่เดินทางภายในตัวกลางนั้นมีขนาดใกล้เคียงกันหรือเล็กกว่าขนาดของอนุภาคหรือวัตถุที่มาขวางคลื่น (obstacle) ที่มีอยู่ภายในตัวกลางนั้นๆ คลื่นจะมีการหักเหเปลี่ยนทิศทางการเดินทางไปในทุกๆ ทิศทางแบบสุ่มและมีโอกาสที่จะสะท้อนกลับ (nonspecular reflection) ไปยังแหล่งกำเนิดคลื่นหรือเกิดการแทรกสอดและก่อให้เกิดสัญญาณรบกวน (speckle noise) ขึ้นในภาพที่สร้างขึ้นได้

2.3.3 ตัวแปลงสัญญาณอัลตราซาวด์

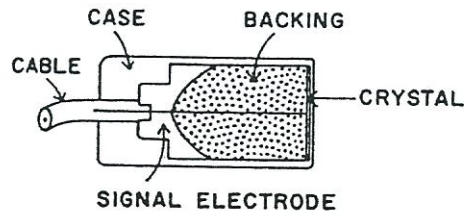
ตัวอัลตราซาวด์ทรานสดิวเซอร์จะแปลงสัญญาณความถี่โดยอาศัยปรากฏการณ์ของ piezoelectric effect ในการแปลงพลังงานจากสัญญาณไฟฟ้าที่ความถี่ให้เป็นพลังงานกลในรูปของคลื่นเสียงอัลตราซาวด์ เมื่อมีแรงดันไฟฟ้ามาตกคร่อมผลึกพีโซอิเล็กทริก ผลึกก็จะมีการสั่นสะเทือนให้กำเนิดคลื่นความดัน โดยจะมีการตอบสนองสูงสุด ณ ค่าความถี่ที่สอดคล้องกับค่าความถี่กำทอน (resonance frequency) ของชั้นผลึกนั้นเมื่อทรานสดิวเซอร์ในขณะนั้นออกแบบให้ทำงานเป็นตัวให้กำเนิดคลื่นส่ง (transmitter) และปรากฏการณ์นี้ก็จะเกิดในลักษณะกลับกันเมื่อทรานสดิวเซอร์ออกแบบให้ทำงานเป็นตัวรับ (receiver) บ้าง โดยทั่วไปแล้วสารที่นำมาใช้ทำผลึกควอตซ์ (quartz crystal) มักได้แก่ lead zirconate titanate (PZT) [23]

2.3.3.1 ตัวแปลงสัญญาณแบบอิลิเมนต์เดียว

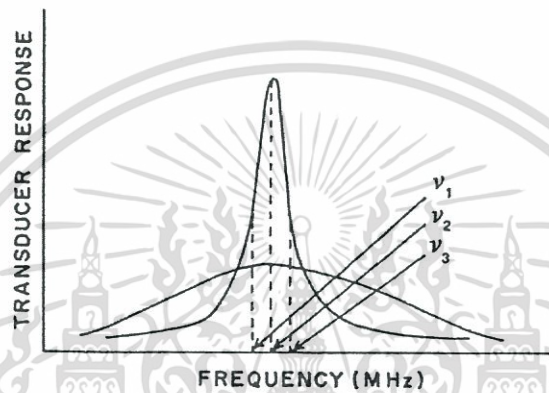
ในการออกแบบหัวทรานสดิวเซอร์ ความหนาของชั้นผลึกจะเป็นตัวกำหนดถึงความถี่ของคลื่นอัลตราซาวด์ที่จะเกิดขึ้น โดยที่ความถี่ของคลื่นอัลตราซาวด์ที่กำเนิดจากชั้นผลึกที่มีความหนา (thickness) เท่ากับครึ่งหนึ่งของค่าความยาวคลื่นของคลื่นอัลตราซาวด์ จะมีความสัมพันธ์กันตามสมการ 2.14

$$f = \frac{c}{\lambda} = \frac{c}{2t} \quad (2.14)$$

เมื่อ t คือค่าความหนาของชั้นผลึกที่มีค่าเท่ากับ $\frac{\lambda}{2}$



2.13 ก) หัวอัลตราซาวด์ทรานสดิวเซอร์



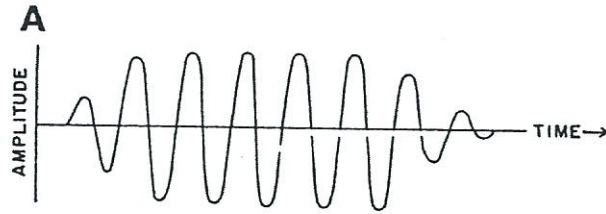
2.13 ข) การตอบสนองต่อความถี่ของทรานสดิวเซอร์
รูปที่ 2.13 หัวอัลตราซาวด์ทรานสดิวเซอร์และการตอบสนองความถี่ [22]

รูปที่ 2.13ก แสดงโครงสร้างทั่วไปของหัวอัลตราซาวด์ทรานสดิวเซอร์แบบที่เป็นผลึกชั้นเดียว โดยวัสดุที่เป็น backing material ที่ติดกับด้านหลังของชั้นผลึกจะใช้เพื่อช่วยเสริมการแพร่กระจายของคลื่นให้ออกไปทางด้านหน้าของหัววัด

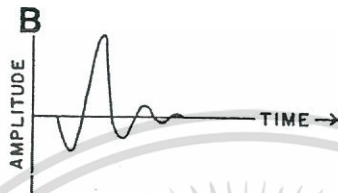
โดยปกติแล้วหัวทรานสดิวเซอร์จะถูกออกแบบให้มีการตอบสนองต่อความถี่ (frequency response) ที่ค่าความถี่กำหนดของหัววัด รูปที่ 2.13ข แสดงการตอบสนองต่อความถี่ของทรานสดิวเซอร์ที่ค่าความถี่อัลตราซาวด์ค่าต่างๆ เปรียบเทียบกันระหว่างแบบ undamped กับแบบ damped ที่ค่าความถี่ f_2 เป็นค่าความถี่ที่หัววัดมีการตอบสนองสูงสุดหรือที่ความถี่กำหนด และที่จุดครึ่งหนึ่งของค่าความถี่สูง (half-power point) ที่ความถี่ f_1 และ f_3 ก็จะใช้เพื่อบอกถึงความกว้างของย่านความถี่ (band width, BW) ในการทำงานของหัวทรานสดิวเซอร์หัวนี้ โดยเราสามารถคำนวณค่า Q factor ของหัวทรานสดิวเซอร์เพื่อใช้บอกถึง BW ได้จากสมการ 2.15 ดังนี้

$$Q = \frac{f_2}{f_1 - f_3} \quad (2.15)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



2.14 ก) สัญญาณแบบ continuous

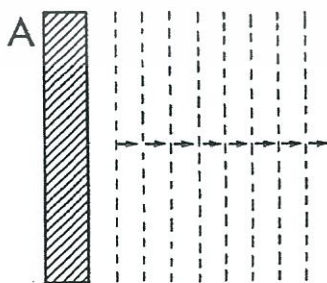


2.14 ข) สัญญาณแบบ short pulse

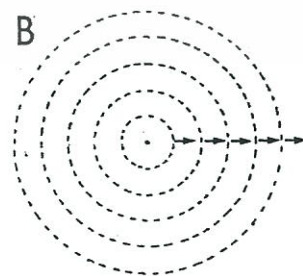
รูปที่ 2.14 สัญญาณอัลตราซาวด์ [22]

ลักษณะสัญญาณคลื่นอัลตราซาวด์ที่ใช้ในทางการแพทย์โดยส่วนมากแล้วจะมีอยู่ 2 แบบตามรูปที่ 2.14 โดยสัญญาณที่เป็นพัลส์สั้นๆ ตามรูป 2.14 ข จะใช้กันในการสร้างคินภาพเพื่อการวินิจฉัย

ลำคลื่นอัลตราซาวด์ (ultrasound beam) เป็นการพิจารณาลักษณะของหน้าคลื่น (wavefront) ที่ออกมาจากแหล่งกำเนิดคลื่น ถ้าขนาดของผิวหน้าทรงกลมมีขนาดใหญ่กว่าค่าความยาวคลื่นอัลตราซาวด์มากๆ หน้าคลื่นที่ได้จะมีลักษณะเป็นคลื่นระนาบ (planar wavefront) แพร่กระจาย (propagate) ออกทางด้านตามรูป 2.15 ก หรือถ้าแหล่งกำเนิดคลื่นมีลักษณะเป็นจุดกำเนิด (point source) คลื่นอัลตราซาวด์ที่ได้จะมีลักษณะเป็นคลื่นทรงกลม (spherical wavefront) แพร่กระจายออกทุกทิศทางตามรูป 2.15 ข



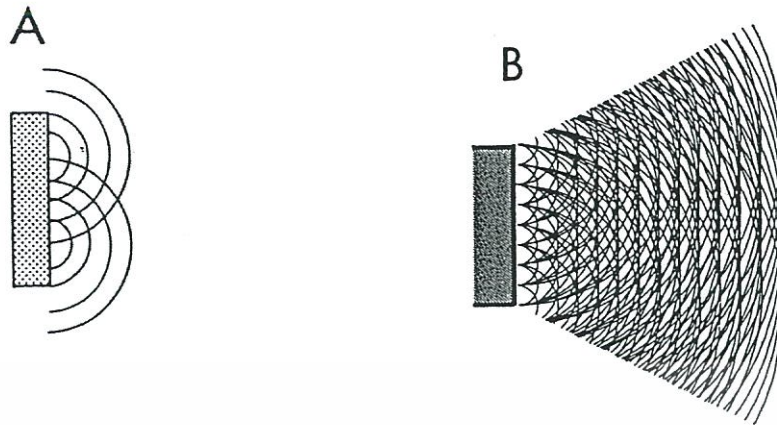
2.15 ก) แหล่งกำเนิดแบบ planar



2.15 ข) แหล่งกำเนิดแบบ point source

รูปที่ 2.15 การกระจายของคลื่นจากแหล่งกำเนิด [22]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



- 2.16 ก) แหล่งกำเนิดคลื่นที่อาจจะพิจารณาว่า เป็นจุดกำเนิดคลื่นหลายๆ จุด ซึ่งแต่ละจุดก็จะแผ่คลื่นทรงกลมออกมา
- 2.16 ข) การแทรกสอดของคลื่นทรงกลมจากแต่ละจุดทำให้เกิดเป็นรูปแบบของหน้าคลื่นรวม

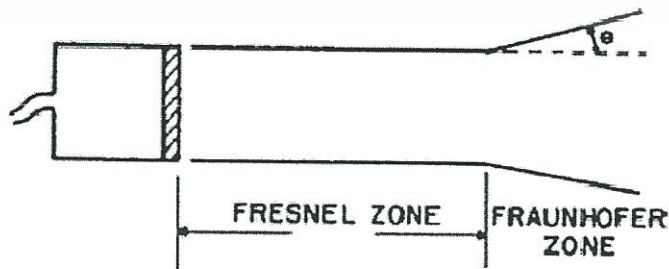
รูปที่ 2.16 การแทรกสอดของคลื่นที่ผิวหน้าของทรานสดิวเซอร์ [22]

สำหรับทรานสดิวเซอร์ที่ใช้กันในการตรวจวินิจฉัย จะพิจารณาว่าทุกๆจุดบนผิวหน้าทรานสดิวเซอร์เสมือนเป็นจุดกำเนิดคลื่นด้วยตามรูป 2.16ก ดังนั้นลักษณะของลำคลื่นรวมที่ได้จะเกิดจากการแทรกสอดรวมกันทั้งแบบเสริมสร้างหรือหักล้างของคลื่นเล็กๆ (wavelet) จากทุกๆจุดกำเนิดดังกล่าวรวมกันตามรูปที่ 2.16ข

ลำคลื่นที่บริเวณใกล้กับแหล่งกำเนิดคลื่นจะเรียกว่าบริเวณ Fresnel zone (หรือ near zone) ตามรูป 2.17 โดยถ้าทรานสดิวเซอร์มีลักษณะเป็นแผ่นกลม เราจะสามารถประมาณระยะของ Fresnel จากสมการที่ 2.16 ดังนี้

$$D_{fresnel} = \frac{r^2}{\lambda} \tag{2.16}$$

เมื่อ r เป็นรัศมีของหัวทรานสดิวเซอร์



รูปที่ 2.17 ลำคลื่นในระยะ near field และการบานออกของลำคลื่นที่ระยะ far field ด้วยมุม θ [22]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในระยะนี้จะถือว่าพลังงานของคลื่นอัลตราซาวด์จะยังคงอยู่ในแถบความกว้างเท่ากับขนาดของลำคลื่น จนกระทั่งเริ่มลำคลื่นเริ่มมีการกระจายออกเมื่อเข้าสู่ระยะ fraunhofer zone (หรือ far zone) ซึ่งทราบได้จากค่ามุมบานตามสมการที่ 2.17

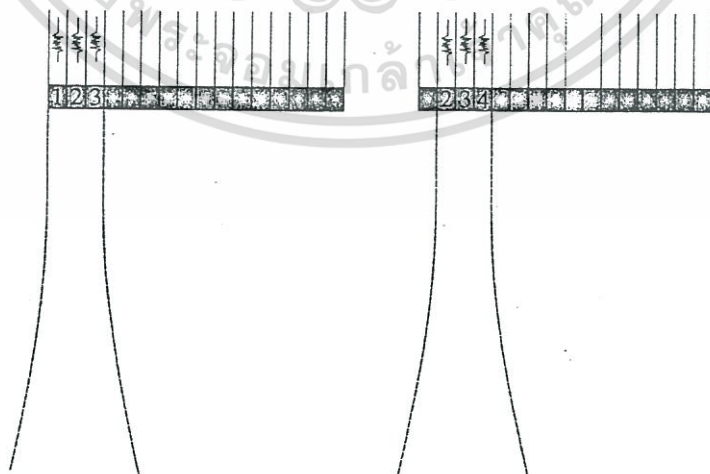
$$\sin \theta = 0.6 \left(\frac{\lambda}{r} \right) \quad (2.17)$$

สำหรับทรานสดิวเซอร์ที่ใช้เพื่อการสร้างภาพคินทางการแพทย์นั้น จะต้องการระยะ near field ที่ยาว เพื่อให้มีการกระจายตัวของพลังงานออกไปทางด้านข้างน้อย จึงใช้คลื่นอัลตราซาวด์ที่มีความยาวคลื่นสั้นๆหรือมีความถี่สูง แต่ก็ก็จะเกิดการลดทอนสูงตามไปด้วย ความถี่ของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ใช้กันในทางการแพทย์จะอยู่ประมาณ 2-20 MHz จึงมักจะออกแบบให้ทรานสดิวเซอร์มีขนาดประมาณ 10 มิลลิเมตรหรือใหญ่กว่านั้น

2.3.3.2 ตัวแปลงสัญญาณแบบหลายอิลิเมนต์

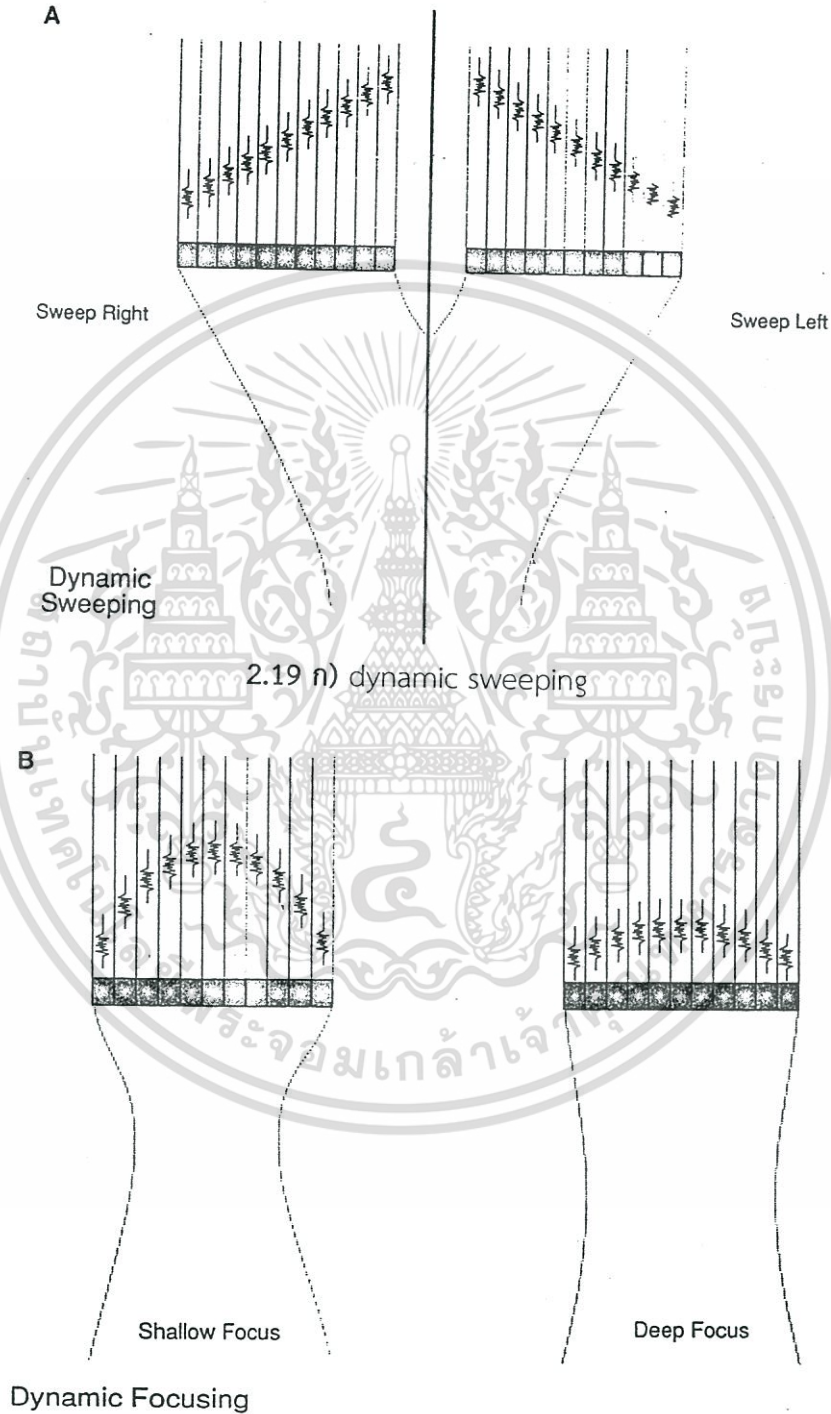
ทรานสดิวเซอร์แบบหลายส่วนย่อย (multiple elements transducer) เป็นทรานสดิวเซอร์ที่ประกอบด้วยผลึกควอตซ์หลายๆส่วนย่อยนำประกอบเรียงการเป็นชุดทรานสดิวเซอร์แบบแนวเส้นตรง (linear array transducer) โดยจะสามารถโฟกัสหรือปรับองศาทิศทางของลำคลื่นรวมได้โดยการกำหนดช่วงเวลาในการกระตุ้นผลึกย่อยในแต่ละส่วน เช่นตามรูป 2.18

ในการสแกนเพื่อสร้างภาพจะกำหนดให้มีการสร้างเส้นสแกน (scan line) จากการกระตุ้นผลึกครั้งละ 2-3 ตัวพร้อมๆ กัน ผ่านการทำงานของชุด linear switched ซ้ำกันเช่นนี้ถัดไปเรื่อยๆ เช่น กระตุ้นตัวที่ 1,2,3 และ 2,3,4 ต่อไปจนครบทั้งชุดอาร์เรย์ แล้วนำสัญญาณที่สะท้อนกลับมาสร้างคินเป็นภาพ นอกจากนี้ยังสามารถสร้างรูปแบบการสแกนผ่านการทำงานของ phased array



รูปที่ 2.18 การทำการสแกนหัวทรานสดิวเซอร์ในแบบ linear switched [22]

โดยการสร้างรูปแบบในการกระตุ้นผลึกควอตซ์ทั้งหมดในครั้งเดียวเพื่อสร้างเส้นสแกนทั้งหมด แต่จะกำหนดให้มีการหน่วงเวลาในการกระตุ้นผลึกแต่ละตัวที่ไม่เท่ากันเพื่อให้เกิดการกวาดของลำคลื่น (dynamic beam sweeping) หรือการโฟกัสลำคลื่น (beam focusing) ตามต้องการตามรูป 2.19



2.19 ก) dynamic sweeping

2.19 ข) dynamic focusing

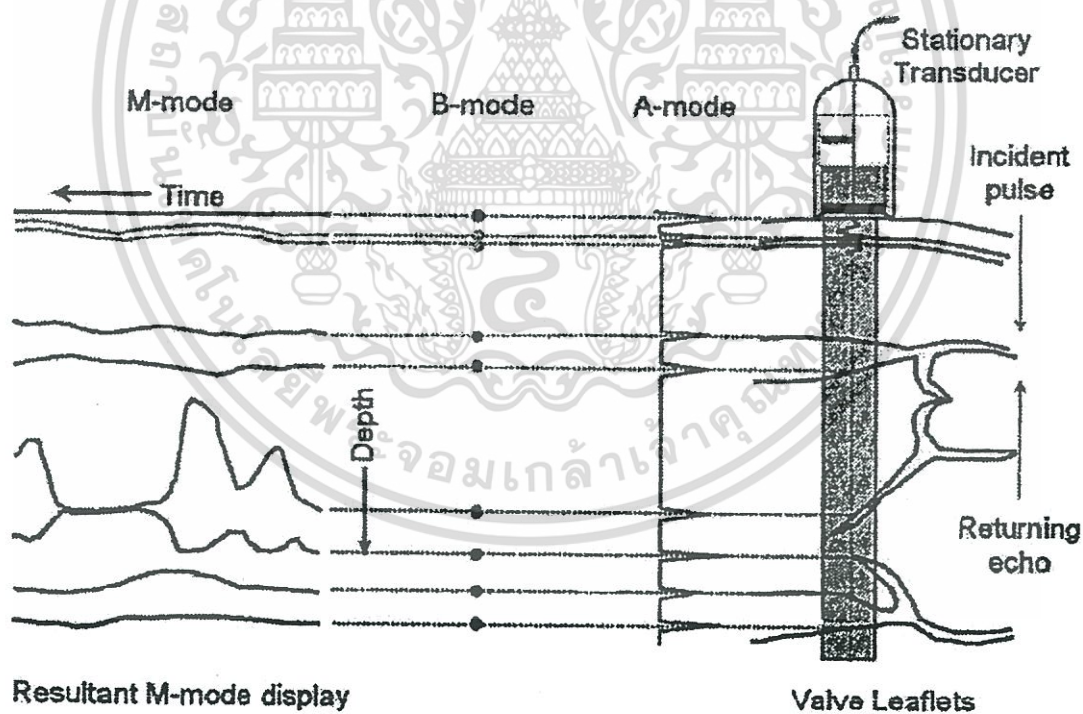
รูปที่ 2.19 การสแกนหัวทรานสดิวเซอร์ในแบบ phased array [22]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

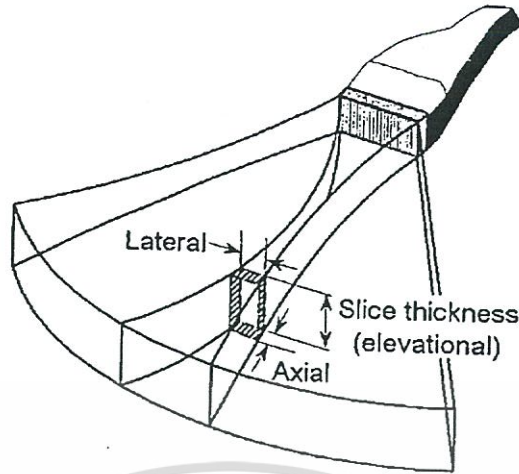
2.3.3 ภาพอัลตราซาวด์ทางการแพทย์

ภาพอัลตราซาวด์ที่ใช้กันในการตรวจวินิจฉัยทางการแพทย์ (medical ultrasound image) เกือบทั้งหมดจะใช้การสร้างภาพมาจากสัญญาณการสะท้อนกลับ (echo pulse) โดยให้มีการสะท้อนกลับมาจากชั้นรอยต่อต่างๆ ของอวัยวะที่อยู่ภายในร่างกาย รูปที่ 2.20 แสดงภาพเปรียบเทียบระหว่างภาพในรูปแบบต่างๆ

โดยทั่วไปแล้วเมื่อพิจารณาถึงความละเอียดของภาพอัลตราซาวด์ (image resolution) ปัจจัยหลักที่มีผลต่อความละเอียดในเชิงระยะ (spatial resolution) และรายละเอียดที่สามารถมองเห็นได้ของภาพอัลตราซาวด์ได้แก่ขนาดของลำคลื่นเสียง เราสามารถแบ่งความละเอียดของภาพอัลตราซาวด์ออกได้เป็น 2 ประเภทคือความละเอียดในแนวของลำคลื่น (axial resolution) และความละเอียดในทิศทางที่ตั้งฉากกับลำคลื่น (lateral resolution) รูปที่ 2.21 แสดงให้เห็นถึงความละเอียดทั้งสองประเภท



รูปที่ 2.20 ลักษณะของภาพอัลตราซาวด์ของทั้งสามแบบ [23]



รูปที่ 2.21 ลักษณะของ axial และ lateral resolution [23]

ความละเอียดในแนวของลำคลื่นนั้น (หรือเรียกว่า linear, range, longitudinal หรือ depth resolution) หมายถึงความสามารถของระบบการสร้างภาพในการแยกแยะรายละเอียดขนาดของวัตถุสองสิ่งที่อยู่ติดกันในแนวของลำคลื่นอัลตราซาวด์ นั่นคือระยะห่างที่สั้นที่สุดของสัญญาณสะท้อนกลับสองพัลส์ที่อยู่ติดกันที่ไม่ซ้อนทับกัน ระยะนี้จะประมาณได้ว่าเป็นครึ่งหนึ่งของค่าระยะความยาวของพัลส์คลื่นอัลตราซาวด์ (spatial pulse length, SPL) อัลตราซาวด์ที่มีความถี่สูงก็จะมี ความละเอียดที่ดีขึ้น และค่าความละเอียดในแนวของลำคลื่นนี้จะไม่ขึ้นอยู่กับความลึกของคลื่น

ความละเอียดในทิศทางที่ตั้งฉากกับลำคลื่น (หรือเรียกว่า azimuthal resolution) หมายถึงความสามารถของระบบการสร้างภาพในการแยกแยะรายละเอียดขนาดของวัตถุสองสิ่งที่อยู่ติดกันในแนวที่ตั้งฉากกับลำของคลื่นอัลตราซาวด์ ทั้งทรานสดิวเซอร์แบบที่เป็นชิ้นเดี่ยว (single element) หรือทรานสดิวเซอร์แบบชุดรวมหลายชิ้น (multi-element array) นั้นขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของลำคลื่นจะเป็นตัวกำหนดความละเอียด แต่เนื่องจากขนาดของลำคลื่น (beam) แปรเปลี่ยนตามระยะห่างจากหัวทรานสดิวเซอร์ตามแนวระยะของย่านใกล้ (near field) และย่านไกล (far field) ดังนั้นค่านี้จึงเป็นค่าที่ขึ้นอยู่กับระยะความลึก ค่าความละเอียดนี้จะให้ผลดีที่สุดในระยะโฟกัสของลำคลื่นหรือที่ระยะต่อระหว่างย่านใกล้กับย่านไกลของทรานสดิวเซอร์ และยิ่งไกลออกไปในย่านไกล ค่าความละเอียดนี้จะยิ่งลดลงเพราะลำคลื่นมีการบานออก ในทรานสดิวเซอร์ที่มีการโฟกัสโดยใช้เลนซ์เสียง (acoustic lens) เพื่อช่วยเพิ่มระยะโฟกัสก็จะมีค่าความละเอียดที่ดีขึ้น

2.3.3.1 ภาพแบบ เอ สแกน

ภาพแบบเอสแกน (A scan image) ของคลื่นอัลตราซาวด์เป็นภาพที่สร้างขึ้นมาจากสัญญาณความสูง (amplitude signal) ของสัญญาณสะท้อนกลับเทียบกับเวลาที่ผ่านไป โดยที่เวลาของแต่ละยอดคลื่นที่สะท้อนกลับมายังตัวตัวรับจะสัมพันธ์โดยตรงกับระยะห่างจากหัวทรานสดิวเซอร์ถึงชั้นรอยต่อ เวลาในการเดินทางของสัญญาณจะต้องคิดเป็นเวลาที่ไปและกลับคือจากตัวไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมีหลอดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ในการค้า

ทรานสดิวเซอร์ที่ทำหน้าที่ส่งสัญญาณออกไปจนถึงชั้นรอยต่อ และเวลาจากคลื่นสะท้อนที่เดินทางจากชั้นรอยต่อกลับมายังทรานสดิวเซอร์ที่ทำหน้าที่เป็นตัวรับอีกครั้งหนึ่ง ดังนั้นในหนึ่งเส้นสแกน (A scan line) ก็จะทำให้ข้อมูลของรอยต่อในชั้นต่างๆที่อยู่ในแนวลำคลื่น ในปัจจุบันอัลตราซาวด์ในแบบเอสแกนยังคงมีประยุกต์ใช้กันในการตรวจทางด้านจักษุวิทยา (ophthamology) เพื่อใช้หาระยะห่างของชั้นรอยต่อต่างๆภายในดวงตา

2.3.3.2 ภาพแบบ บี สแกน

ภาพแบบบีสแกน (B scan image) เป็นภาพที่ประยุกต์ใช้กันในเครื่องอัลตราซาวด์เพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์ในแบบมาตรฐานทั่วๆไปทั้งในแบบที่เป็น M mode และแบบการสร้างภาพสีเทาชนิด 2 มิติ (2D grey-scale) ในการสร้างภาพโหมดนี้ความสูงของสัญญาณสะท้อนกลับในแต่ละเส้นสแกนจะถูกเปลี่ยนเป็นความสว่าง (brightness) แทน

2.3.3.3 ภาพแบบ เอ็ม สแกน

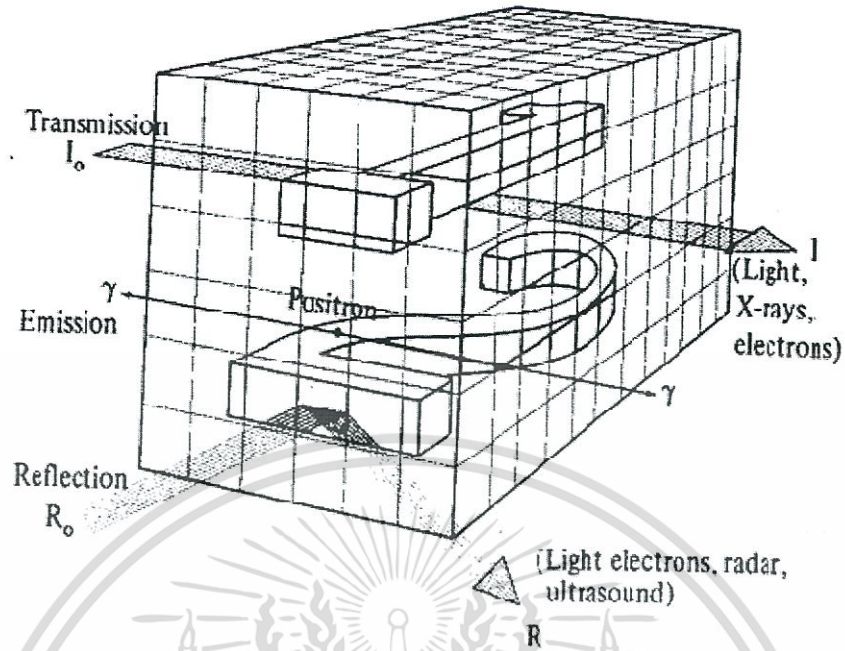
ภาพแบบเอ็มสแกน (M scan image) เป็นการสร้างภาพที่นำข้อมูลในแบบบีสแกนของอวัยวะที่มีการเคลื่อนไหว (motion) มาพล็อตเทียบกับเวลาที่ผ่านไป เช่นการสร้างภาพการทำงานของลิ้นหัวใจ (heart valve leaflets) ที่ต้องมีการเคลื่อนไหวตัวอยู่ตลอดเวลา จากภาพความสูงของกราฟในแนวตั้งจะหมายถึงระยะห่างที่เปลี่ยนแปลงไประหว่างหัวทรานสดิวเซอร์กับอวัยวะที่มีการเคลื่อนไหวนั้นๆ เทียบกับเวลา ในปัจจุบันมีการพัฒนาการสร้างภาพอวัยวะที่มีการเคลื่อนไหวในลักษณะนี้โดยใช้การสร้างภาพอัลตราซาวด์ในแบบดอปเพลอร์และสีของการไหล (Doppler color flow imaging) มาแทนที่แบบเดิม

2.4 การสร้างคืนภาพตัดขวางทางการแพทย์

ในบทนี้จะเป็นการกล่าวถึงความรู้เบื้องต้นที่เกี่ยวข้องกับการสร้างภาพทางการแพทย์ (medical image reconstruction) , การสร้างคืนภาพในแบบต่างๆ เช่นแบบฟิลเตอร์แบ็คโปรเจกชัน, แบบเทคนิคทางพีชคณิต และการสร้างคืนภาพตัดขวางจากสัญญาณที่ได้จากคลื่นอัลตราซาวด์ในรูปแบบต่างๆ [26,27]

2.4.1 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับการสร้างภาพทางการแพทย์

โดยทั่วไปแล้ว ต้นกำเนิดของภาพทางการแพทย์ที่จะนำมาเข้าสู่กระบวนการสร้างคืนภาพเพื่อการวินิจฉัยโรคนั้นจะมีที่มาจากรูปแบบหลักๆ 4 รูปแบบคือภาพที่สร้างมาจากรังสีเอกซ์ (X-rays imaging), ภาพที่สร้างโดยใช้คลื่นอัลตราซาวด์ (ultrasound imaging), ภาพที่สร้างโดยอาศัยการกำ



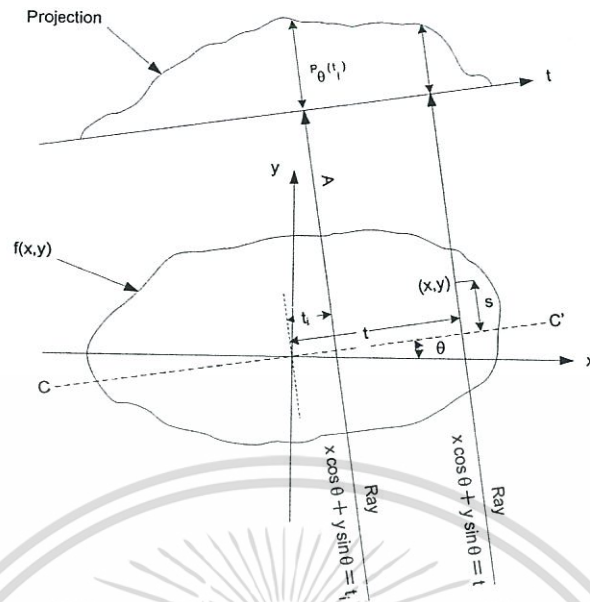
รูปที่ 2.22 ที่มาของข้อมูลที่นำมาใช้สร้างภาพทางการแพทย์ [28]

ทอนจากสนามแม่เหล็ก (magnetic resonance imaging) และภาพที่สร้างจากสารกัมมันตภาพรังสีในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ (PET, SPECT)

รูปที่ 2.22 แสดงแหล่งที่มาของข้อมูลที่นำมาใช้ในการสร้างภาพทางการแพทย์ ในกรณีของรังสีเอกซ์เราจะใช้ข้อมูลความเข้มของรังสีที่ส่งทะลุอวัยวะออกมาอีกด้าน (transmission data) ในกรณีของการสร้างภาพทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์เราจะใช้ข้อมูลของสารรังสีที่แผ่ออกมา (emission data) ในกรณีของคลื่นอัลตราซาวด์ส่วนใหญ่แล้วเราจะใช้ข้อมูลจากคลื่นที่สะท้อนกลับมายังหัววัด (reflecting data)

ในการสร้างภาพตัดขวางโดยอาศัยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (X-rays computered tomography) นั้น ตัวตรวจจับปริมาณรังสี (detector) จะทำการแปลงปริมาณรังสีที่ผ่านการดูดกลืน (absorb) จากร่างกายผ่านออกมายังตัวตรวจจับให้เป็นสัญญาณทางไฟฟ้าและนำไปใช้ในการประมวลผลข้อมูลนี้เรียกว่าข้อมูลโปรเจกชัน (projection data)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.23 ฟังก์ชัน $P_\theta(t)$ ที่ได้มาจากการฉายทับ (projection) ของค่า $f(x, y)$ ที่มุม θ [26]

จากรูป 2.23 ถ้าให้ค่า $f(x, y)$ เป็นฟังก์ชันของจุดภาพ 2 มิติใดใดบนภาพ และมี ray เป็นแนวเส้นของรังสีเอกซ์ที่วิ่งผ่าน $f(x, y)$ นี้ และมุม θ เป็นค่ามุมของการหมุนวัตถุภาพ การหาผลรวมตลอดแนวเส้นรังสีนี้จะเรียกว่าการทำ ray integral และชุดของข้อมูลเรย์อินทิกรัลทั้งหมดนี้จะเรียกว่าข้อมูลของการฉายทับหรือ projection data จากรูปสมการของเส้น A และ B ใดใดจะมีค่าเป็นไปตามสมการ 2.1 ดังนี้

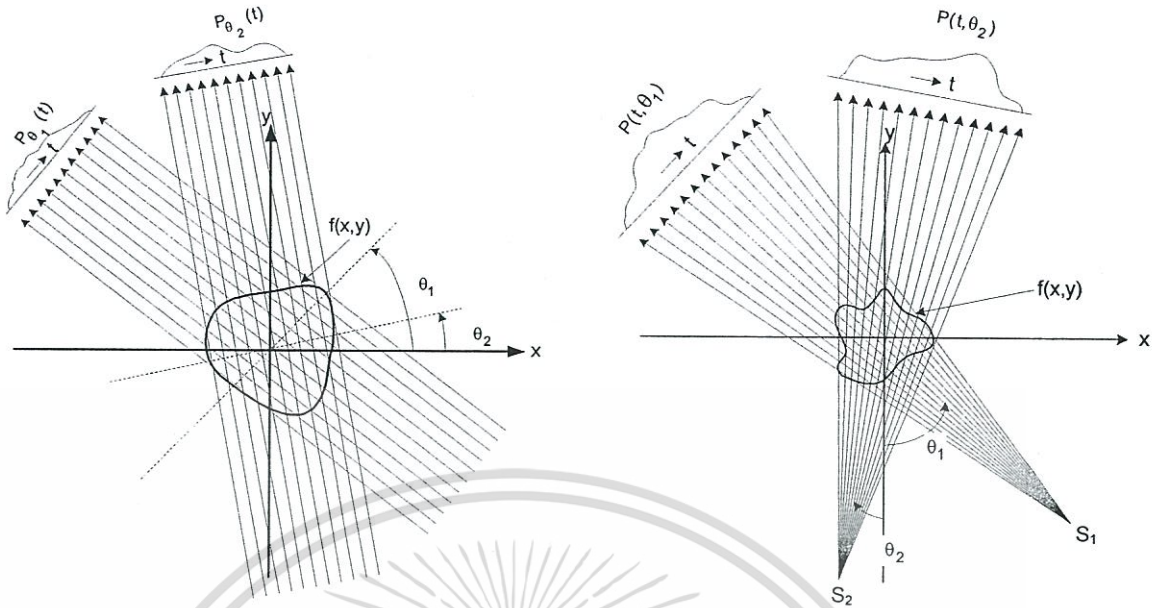
$$x \cdot \cos \theta + y \cdot \sin \theta = t_i \quad (2.1)$$

เมื่อ t_i เป็นระยะตั้งฉากจากเส้นใดใดถึงจุดกำเนิด

ดังนั้นการหาผลรวมตลอดแนวเส้นของฟังก์ชัน $f(x, y)$ จะสามารถหาได้จากสมการ 2.2

$$P_\theta(t_i) = \int_{\text{ray } AB(\theta, t)} f(x, y) ds = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - t_i) dx dy \quad (2.2)$$

ฟังก์ชันนี้จะแทนการโปรเจกชันของข้อมูล $f(x, y)$ ณ ค่ามุม θ ฟังก์ชัน 2 มิติ $P_\theta(t_i)$ นี้เรียกอีกอย่างหนึ่งว่าการแปลงเรดอน (radon transform) ของข้อมูล $f(x, y)$ เนื่องจากแนวสมมุติของเส้นรังสีเอกซ์เรย์ที่ใช้เป็นรังสีแบบขนานจึงเรียกว่าการฉายทับแบบรังสีขนาน (parallel projection) เช่นรูปที่ 2.24ก เป็นการโปรเจกชันของรังสีเอกซ์เรย์ที่สมมุติว่าวิ่งขนานกันออกมาจากจุดกำเนิดรังสี ส่วนรูปที่ 2.24ข เป็นโปรเจกชันของรังสีแบบลำแสงใบพัด (fan beam projection)



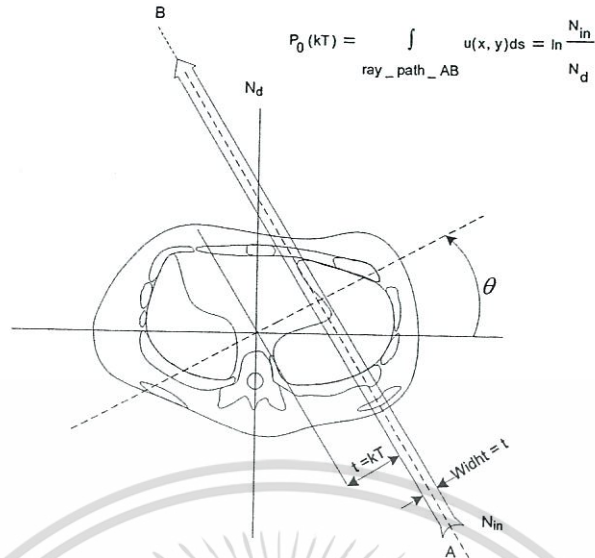
2.24 ก) การโปรเจกชันแบบรังสีขนาน 2.24 ข) การโปรเจกชันแบบรังสีลำแสงใบพัด
รูปที่ 2.24 การโปรเจกชันของรังสี [26]

เมื่อเราพิจารณาถึงจำนวนโปรตอนในรังสีเอ็กซ์เรย์ที่ผ่านเข้าไปในร่างกายและถูกดูดกลืนแล้ว ผ่านออกมาตามรูปที่ 2.25 จะได้ว่า

$$N_d = N_{in} \cdot e^{-\int_{ray} \mu(x,y) ds} \tag{2.3}$$

- เมื่อ N_d เป็นจำนวนโปรตอนที่ผ่านออกมาจากร่างกาย
- N_{in} เป็นจำนวนโปรตอนที่ผ่านเข้าไปในร่างกาย
- $\mu(x,y)$ เป็นค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน ณ จุดพิกัด (x,y) ใดๆ
- ds เป็นความยาวตลอดระยะทางที่เส้นรังสีผ่านเข้าไปในร่างกาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.25 ฟังก์ชัน $P_\theta(t)$ ที่สัมพันธ์กับจำนวนโปรตอนที่มีมุม θ ใดใด [26]

ดังนั้น

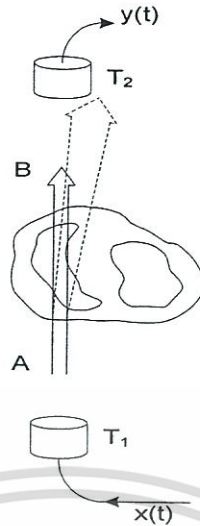
$$-\int_{ray} \mu(x, y) ds = \ln \left(\frac{N_{in}}{N_d} \right) \tag{2.4}$$

ค่านี้คือค่าของการทำเรย์อินทิกรัลสำหรับข้อมูลโปรเจกชันของฟังก์ชัน $\mu(x, y)$

อย่างไรก็ตามปรากฏการณ์นี้จะขึ้นอยู่กับสมมุติฐานที่ว่าให้โปรตอนทุกตัวที่สร้างมาจากหลอดรังสีเอกซ์มีค่าพลังงานเท่ากันหมด ซึ่งมักจะไม่เป็นจริงในทางปฏิบัติ ดังนั้นในกระบวนการสร้างคินภาพมักจะปรากฏสัญญาณภาพรบกวน (artifact) ขึ้นในภาพที่สร้างคินเสมอ

สำหรับภาพทางการแพทย์ที่สร้างคินมาจากการปลดปล่อยสารกัมมันตภาพรังสี (computerized emission tomography) ในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์นั้น จะมีกระบวนการนำสารกัมมันตภาพรังสีเข้าสู่ในร่างกายและให้เข้าไปเกาะสะสมอยู่ในบริเวณของอวัยวะที่ต้องการจะสร้างภาพ สารกัมมันตภาพรังสีนี้จะปลดปล่อยอนุภาคแกมมา (gamma) ออกมา โดยที่ปริมาณความหนาแน่นของสารรังสีนี้จะเปลี่ยนแปลงไปตามเวลาและกลศาสตร์ชีวเคมีของการทำงานของอวัยวะนั้นๆ ดังนั้นภาพที่ได้จึงถือเป็นภาพที่แสดงถึงการทำงานของอวัยวะนั้นได้ (functional image) ในการรับข้อมูลโปรเจกชันจะต้องใช้ตัวตรวจจับรังสีแกมมา (gamma camera) มารับสัญญาณแล้วจึงนำข้อมูลนั้นเข้าสู่กระบวนการสร้างคินภาพต่อไป

สำหรับภาพที่สร้างโดยใช้คลื่นอัลตราซาวด์ (ultrasound imaging) นั้น เราสามารถสร้างข้อมูลโปรเจกชันได้จากค่าเวลาที่ใช้ในการเดินทางของสัญญาณพัลส์ของคลื่นอัลตราซาวด์ที่เดินทางจากตัวส่งคลื่นไปยังตัวตรวจรับคลื่น (time of flight) หรือจากค่าการลดทอนของตัวกลาง (attenuation) ที่คลื่นเดินทางผ่าน ในรูปที่ 2.26 แสดงแนวเส้นการเคลื่อนที่ของพัลส์อัลตราซาวด์ ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.26 แนวเส้นการเคลื่อนที่ของพัลส์อัลตราซาวด์จากตัวส่งคลื่น (T_1) ผ่านไปยังตัวตรวจรับคลื่น (T_2) ที่อยู่ด้านตรงกันข้าม [26]

จากตัวส่งคลื่นที่ผ่านเข้าไปในตัวกลางที่เป็นอวัยวะต่างๆภายในร่างกายและผ่านออกไปยังตัวตรวจรับคลื่นที่อยู่ด้านตรงกันข้าม (transmission mode)

จากรูปที่ 2.26 เราสามารถอนุมานได้ว่าการเดินทางของสัญญาณพัลส์อัลตราซาวด์จาก A ไปยัง B มีการเดินทางเป็นเส้นตรง เมื่อคลื่นเดินทางผ่านเนื้อเยื่ออ่อน (soft tissue) ดังนั้นทำให้เราสามารถใช้อธิบายการหาผลรวมในแนวเส้นตรง (linear line integral) ของข้อมูลโปรเจกชันได้ แต่ในทางปฏิบัติการเดินทางของสัญญาณพัลส์จะมีการหักเห (refraction) อันเนื่องมาจากความแตกต่างของค่าดัชนีการหักเห (refractive index) ที่มีค่าแตกต่างกัน ณ บริเวณรอยต่อของตัวกลางแต่ละชนิดเสมอ เช่นที่เนื้อเยื่ออ่อน-เนื้อเยื่อแข็ง ดังนั้นเราจึงมักจะใช้การวิเคราะห์หอค่าประกอบสเปกตรัมของคลื่นพัลส์อัลตราซาวด์ที่ผ่านเข้าไปในตัวกลางและผ่านออกมาช่วยในการสร้างข้อมูลโปรเจกชัน

2.4.2 การสร้างคินภาพแบบเทคนิคทางพีชคณิต

ในการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้เทคนิคทางแบบพีชคณิต (Algebraic image reconstruction) นั้น จะสมมติให้วัตถุที่ต้องการสร้างคินกลับ (ภาพตัดขวางใน 2 มิติหรือปริมาตรใน 3 มิติ) เป็นเมตริกของตัวแปรที่เราไม่ทราบค่า และจากนั้นทำการแก้สมการทางพีชคณิตเพื่อหาค่าตัวแปรที่ไม่ทราบค่านี้จากค่าโปรเจกชันที่วัดได้ ในกรณีของการสร้างคินของข้อมูลใน 2 มิติในรูปใดใด เราจะสมมติให้มีการวางกริดสี่เหลี่ยมซ้อนทับลงไปบนภาพที่ประกอบด้วยเซตของฟังก์ชัน $f(x, y)$ โดยที่ในแต่ละเซลล์มีฟังก์ชัน $f(x, y)$ เป็นค่าคงที่ ถ้ากำหนดให้ f_j เป็นค่าคงที่ที่เซลล์ที่ j^{th} ใดใด และให้ N เป็นจำนวนเซลล์ทั้งหมด ในกรณีที่เส้นรังสีเอกซ์เป็นเส้นที่มีความกว้างเป็น τ และวิ่งผ่านเข้าไปในระนาบ xy นี้ ซึ่งส่วนใหญ่แล้วจะสมมติให้ใกล้เคียงกับความกว้างของฟังก์ชัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

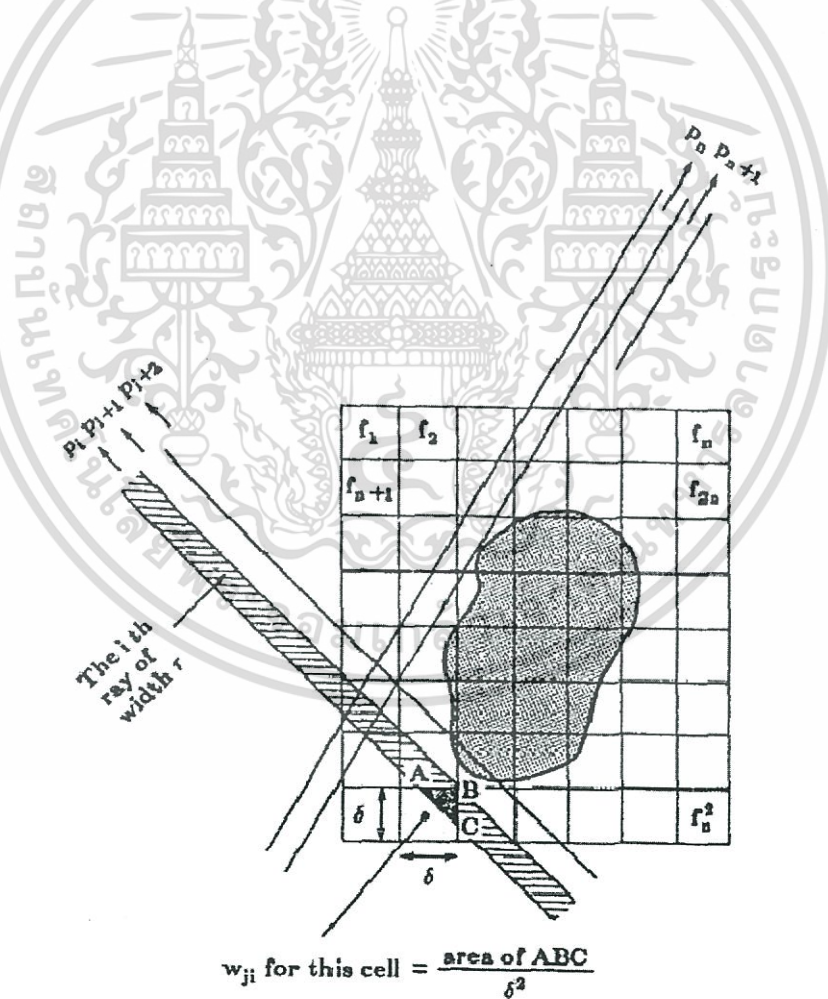
ผลรวมตามแนวเส้นรังสีในขณะนี้เรียกว่าการหาผลบวกของเรย์ (ray sum) ถ้าให้ P_i ค่าแทนโปรเจกชันของรังสีเส้นที่ i^{th} ใดใด จะได้สมการ 2.5

$$\sum_{j=1}^N (w_{ij} \cdot f_j) = P_i \quad (2.5)$$

เมื่อ $i = 1, 2, \dots, M$

โดยที่ M คือจำนวนรังสีทั้งหมด (ในทุกๆรอบโปรเจกชัน) และ w_{ij} คือค่าแฟกเตอร์น้ำหนัก (weight factor) ที่แทนผลของเซลล์ที่ j^{th} ที่มีต่อรังสีเส้นที่ i^{th} โดยที่แฟกเตอร์ w_{ij} นี้จะมีค่าเท่ากับสัดส่วนของพื้นที่ของเซลล์ที่ j^{th} ที่ตัดกับรังสี i^{th} ดังแสดงตัวอย่างให้ดูหนึ่งเซลล์ในรูปที่ 2.27

เมื่อเราวางกริดซ้อนทับลงไปทีภาพ $f(x, y)$ และทำการคำนวณหาค่าแฟกเตอร์น้ำหนัก w_{ij} ที่จะแทนผลของเซลล์ j^{th} ที่มีผลต่อผลบวกของเรย์ที่ i^{th} และจะสังเกตว่า w_{ij} โดยส่วนใหญ่จะมีค่าเป็นศูนย์เนื่องจากมีจำนวนของพิกเซลน้อยที่จะมีผลต่อผลรวมตามแนวเส้นเรย์ที่กำหนดให้



รูปที่ 2.27 รูปแบบการทำโปรเจกชันและการคำนวณค่าแฟกเตอร์น้ำหนัก w_{ij} [27]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ถ้าจำนวนเซลล์ทั้งหมด (N) และจำนวนของรังสีทั้งหมด (M) มีค่าน้อย เราก็สามารถใช้วิธีการทางเมทริกซ์ต่างๆไปในการแปลงกลับกับระบบสมการ (inverse matrix) ในสมการ 2.5 ได้อย่างไรก็ตามในทางปฏิบัติจำนวน N อาจจะมีค่ามาก (เช่นในกรณีของภาพขนาด 256×256 จะมีจำนวน N ทั้งหมดเป็น 65536 เซล) และโดยมากแล้วก็จะมีจำนวนรังสีทั้งหมด (M) มีขนาดใหญ่พอๆกันตามไปด้วย ซึ่งถ้า N และ M มีค่ามากๆดังกล่าวแล้ว ขนาดของเมทริกซ์ $[w_{ij}]$ จะมีขนาดใหญ่่มากเกิน (ประมาณ $65,536 \times 65,536$) จนไม่สามารถใช้วิธีการหาอินเวอร์เมตริกมากระทำได้

สำหรับจำนวน M และ N ที่มีค่ามากๆ Kaczmarz ได้นำเสนอเทคนิคการทำซ้ำ (iteration) ที่ใช้ในการแก้ปัญหาตามสมการที่ 2.5 โดยในขั้นแรกเราจะเขียนสมการนี้ใหม่ให้อยู่ในรูปแบบที่ขยายออกดังนี้

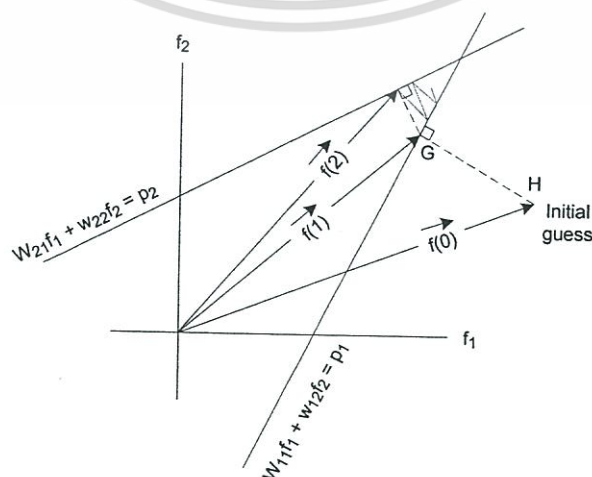
$$w_{11}f_1 + w_{12}f_2 + \dots + w_{1N}f_N = P_1 \quad (2.6)$$

$$w_{21}f_1 + w_{22}f_2 + \dots + w_{2N}f_N = P_2$$

$$\dots + \dots + \dots + \dots = \dots$$

$$w_{M1}f_1 + w_{M2}f_2 + \dots + w_{MN}f_N = P_M$$

ในกรณีที่มีจำนวน N เซลล์ทำให้ภาพมี N degree of freedom ดังนั้นภาพที่ถูกแทนด้วย (f_1, f_2, \dots, f_N) จะถูกพิจารณาว่าเป็นจุดในสเปซ N มิติ ในสเปซดังกล่าวแต่ละสมการจะแทนถึงไฮเปอร์เพลน (hyperplane) และเมื่อระบบสมการสามารถหาผลเฉลยที่เป็นหนึ่งเดียว (unique solution) จุดตัดของถึงไฮเปอร์เพลน ทั้งหมดจะเป็นจุดจุดเดียวและเป็นค่าผลเฉลยของสมการได้ ดังตัวอย่างตามรูปที่ 2.28 เป็นกรณีของการมีตัวแปรเพียง 2 ตัว (f_1, f_2)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 2.28 การสาธิตถึงวิธีการของ Kaczmarz สำหรับสองตัวแปร [26]
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ด้วยการใช้วิธีของ Kaczmarz เราจะต้องทำการคาดเดาค่าเริ่มต้น (initial guess) กำหนดให้ค่าเริ่มต้นเป็น $f_1^{(0)}, f_2^{(0)}, \dots, f_N^{(0)}$ และสามารถเขียนแทนแบบเวกเตอร์ได้เป็น $\vec{f}^{(0)}$ ในสเปซ N มิติ ถ้าเรากำหนดให้ค่าเริ่มคั้นมีค่าเป็นศูนย์ทั้งหมด โดยค่าเริ่มต้นนี้จะถูกโปรเจกต์ไปบนระนาบไฮเปอร์เพลน (hyperplane) ซึ่งก็คือสมการแรกในชุดของสมการที่ 2.6 และได้เป็น $\vec{f}^{(1)}$ จากนั้น $\vec{f}^{(1)}$ นี้จะถูกโปรเจกต์ไปบนระนาบไฮเปอร์เพลนถัดไปที่แทนด้วยสมการที่สองได้เป็น $\vec{f}^{(2)}$ และทำซ้ำเช่นนี้ต่อไปเรื่อยๆ นั่นคือ $\vec{f}^{(i-1)}$ จะถูกโปรเจกต์ไปบนระนาบไฮเปอร์เพลนถัดไปที่แทนด้วยสมการเส้นตรงที่ i^{th} ในชุดของสมการที่ 2.6 และได้เป็น $\vec{f}^{(i)}$ ถัดไป กระบวนการทำซ้ำนี้เราสามารถเขียนแทนในรูปของสมการคณิตศาสตร์ได้ดังนี้

$$\vec{f}^{(i)} = \vec{f}^{(i-1)} - \frac{(\vec{w}_i \cdot \vec{f}^{(i-1)} - p_i)}{\vec{w}_i \cdot \vec{w}_i} \cdot \vec{w}_i \quad (2.7)$$

โดยที่ $\vec{w}_i = w_{i1}, w_{i2}, \dots, w_{iN}$ คือค่าสัมประสิทธิ์ในสมการแรก และ $\vec{w}_i \cdot \vec{w}_i$ เป็นผลคูณเวกเตอร์ (dot product) ของ \vec{w}_i กับตัวมันเอง การโปรเจกต์บนระนาบไฮเปอร์เพลนที่ k^{th} จะสามารถหาได้จากการโปรเจกต์ชั้นบนระนาบไฮเปอร์เพลนที่ $(k-1)^{\text{th}}$ ดังนี้

$$f_j^{(k+1)} = f_j^{(k)} + \left[\frac{p_i - \sum_{l=1}^N (f_l^{(k)} \cdot w_{il})}{\sum_{l=1}^N w_{il}^2} \right] \cdot w_{ij} \quad (2.8)$$

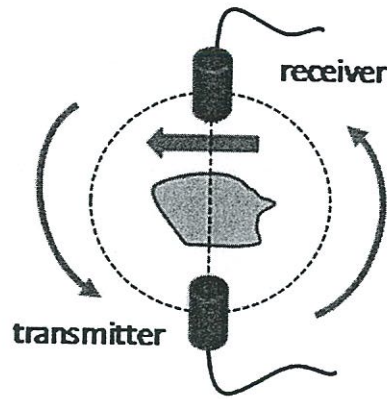
กระบวนการของการทำโปรเจกต์ชั้นบนระนาบไฮเปอร์เพลนถัดไปจะกระทำต่อไปเรื่อยๆ จนกระทั่งเราได้ $\vec{f}^{(M)}$ ซึ่งก็คือโปรเจกต์ชั้นสุดท้ายตามชุดของสมการที่ 2.6 จากนั้นก็จะทำการวนซ้ำ (iteration) โดยการโปรเจกต์ชั้น $\vec{f}^{(M)}$ ลงไปบนระนาบไฮเปอร์เพลนอันแรกอีกรอบต่อไปเช่นนี้เรื่อยๆ

2.4.3 การสร้างคืนภาพตัดขวางจากคลื่นอัลตราซาวด์

โดยทั่วไปแล้ว การสร้างคืนภาพตัดขวางโดยใช้สัญญาณจากคลื่นอัลตราซาวด์ จะสามารถทำได้ด้วย 2 เทคนิคใหญ่ๆ คือโดยเทคนิคการใช้คลื่นที่ส่งผ่านทะลุออกมาจากวัตถุ (transmission mode) และโดยเทคนิคการใช้คลื่นที่สะท้อนกลับออกมาจากตัววัตถุ (reflection mode) [18,19]

2.4.3.1 การสร้างคืนภาพแบบที่ใช้หลักการส่งผ่านคลื่น

ในการสร้างภาพคืนด้วยเทคนิคการส่งผ่าน (transmission ultrasound image reconstruction) นั้นวัตถุจะต้องวางอยู่ระหว่างคู่ของทรานสดิวเซอร์ที่เป็นตัวส่งคลื่นและตัวรับคลื่น ตามรูป 2.29 และจะต้องทำการสแกนวัตถุเพื่อรับคลื่นที่ส่งผ่านทะลุออกมาให้ตลอดทั่วทั้งขนาด

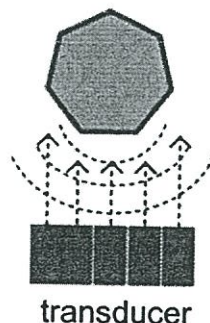


รูปที่ 2.29 การสร้างภาพในแบบการส่งผ่าน (transmission mode)

ความกว้างของวัตถุก่อนแล้วจึงมีการหมุนเปลี่ยนมุมในการเก็บข้อมูลการส่งผ่าน (transmission projection data) และเริ่มทำการสแกนวัตถุรอบใหม่ที่มุมใหม่อีกครั้ง เมื่อเก็บข้อมูลครบทุกมุมที่ต้องการแล้วจึงนำข้อมูลทั้งหมดไปใช้ในกระบวนการสร้างภาพคืน ซึ่งมีข้อด้อยในเรื่องของเวลาที่ต้องใช้ในการเก็บข้อมูลและไม่สามารถนำไปประยุกต์ใช้ในการสร้างภาพทางการแพทย์ได้ เนื่องจากข้อจำกัดในการวางตำแหน่งและเคลื่อนที่ของตัวทรานสดิวเซอร์คู่ส่ง-รับรอบๆตัววัตถุ อีกทั้งมักจะออกแบบให้ใช้น้ำเป็นตัวกลางดังนั้นวัตถุที่ต้องการจะสร้างภาพจึงต้องแช่อยู่ในน้ำ

2.4.3.2 การสร้างคืนภาพแบบที่ใช้หลักการสะท้อนคลื่น

ในการสร้างภาพคืนด้วยเทคนิคการสะท้อน (reflection ultrasound image reconstruction) ทรานสดิวเซอร์อาร์เรย์จะส่งชุดของคลื่นอัลตราซาวด์ออกไปตกกระทบวัตถุและคอยรับสัญญาณการสะท้อนกลับ (echo pulse) แล้วนำมาสร้างภาพคืนตามรูป 2.30 ระหว่างหัวทรานสดิวเซอร์และวัตถุจะต้องใช้อัลตราซาวด์เจลในการปรับค่าอิมพีแดนซ์เพื่อเชื่อมต่อสัญญาณ ข้อด้อยของวิธีนี้คือสัญญาณที่สะท้อนกลับมากจะมีการลดทอนสูง มีความแรงน้อยมาก มีสัญญาณรบกวนสูงและภาพที่ได้จะมีข้อจำกัดในด้านของมุมมอง (limited-angle viewing) อย่างไรก็ตามเทคนิคนี้ถือเป็นเทคนิคมาตรฐานที่ใช้กันในการสร้างภาพทางการแพทย์สำหรับเครื่องอัลตราซาวด์เพื่อการวินิจฉัย

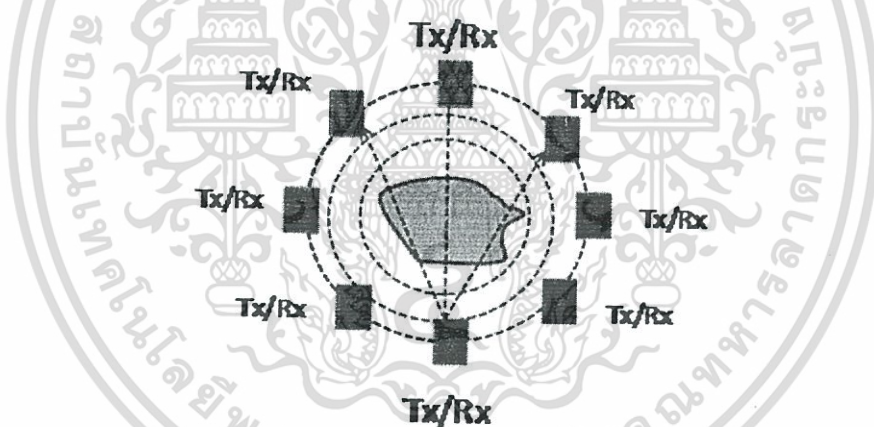


รูปที่ 2.30 การสร้างภาพในแบบการสะท้อนกลับ (reflection mode)

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์ของบริษัทเอกชนเพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น ไม่สามารถนำออกเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต หากฝ่าฝืนจะดำเนินการตามกฎหมายที่เกี่ยวข้อง
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.3.3 การสร้างคินภาพแบบที่ใช้คลื่นจากระอบทิศทาง

ยังมีเทคนิคการสร้างภาพคินอีกเทคนิคคือการใช้สัญญาณร่วมกันทั้งที่เป็นสัญญาณจากการส่งผ่านและสัญญาณจากการสะท้อนกลับ เพื่อนำมาใช้ในการสร้างภาพคินตามรูป 2.31 วัตถุจะแช่อยู่ในตัวกลางที่เป็นน้ำโดยมีชุดของทรานสดิวเซอร์ที่ถูกออกแบบมาเป็นวง (ring array) เรียงรายอยู่รอบตัววัตถุ ในขณะที่ทรานสดิวเซอร์ตัวหนึ่งทำหน้าที่เป็นตัวส่งแบบจุดกำเนิดสัญญาณเพื่อส่งสัญญาณคลื่นอัลตราซาวด์ออกไปในลักษณะที่เป็นคลื่นทรงกลม ทรานสดิวเซอร์ที่เหลือโดยรอบก็จะทำหน้าที่เป็นตัวรับสัญญาณเพื่อรับสัญญาณทั้งหมดที่เกิดขึ้น โดยทรานสดิวเซอร์ตัวที่อยู่ในตำแหน่งมุมตรงกันข้ามกับตัวส่งก็จะรับสัญญาณที่เกิดจากการส่งผ่าน ส่วนทรานสดิวเซอร์ที่เหลือโดยรอบก็จะรับสัญญาณการสะท้อนหรือการกระเจิงที่เกิดขึ้นตามมุมต่างๆ ที่ติดตั้งอยู่รอบๆ ตัววัตถุ ซึ่งจะสามารถสร้างคินภาพตัดขวางได้ทุกมุมรอบๆ ตัววัตถุ แต่ข้อด้อยของวิธีนี้คือต้องใช้ทรานสดิวเซอร์จำนวนมากและข้อมูลที่เกิดขึ้นมีจำนวนมากมหาศาล ต้องใช้เวลาในการเก็บข้อมูลโปรเจกชันและการสร้างคินภาพนาน อัลกอริธึมในการสร้างภาพคินมีความยุ่งยากซับซ้อน และมีข้อจำกัดมากในการนำไปประยุกต์ใช้งานจริง [29]



รูปที่ 2.31 การสร้างภาพในแบบที่ใช้ทั้งสัญญาณส่งผ่านและสัญญาณสะท้อนกลับ (transmission-reflection mode)

บทที่ 3

วรรณกรรมงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง (Literature reviews)

3.1 บทนำ

ในบทนี้จะเป็นการกล่าวถึงการทบทวนวรรณกรรมงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการทำวิทยานิพนธ์ โดยจะแบ่งเนื้อหาออกเป็นสองส่วนคือ ส่วนแรกเป็นการทบทวนวรรณกรรมงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการสร้างคินภาพตัดขวางของเต้านมจากสัญญาณที่ได้จากคลื่นอัลตราซาวด์ ในส่วนที่สองจะเป็นงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการหาและประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของคลื่นอัลตราซาวด์ที่เกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อ

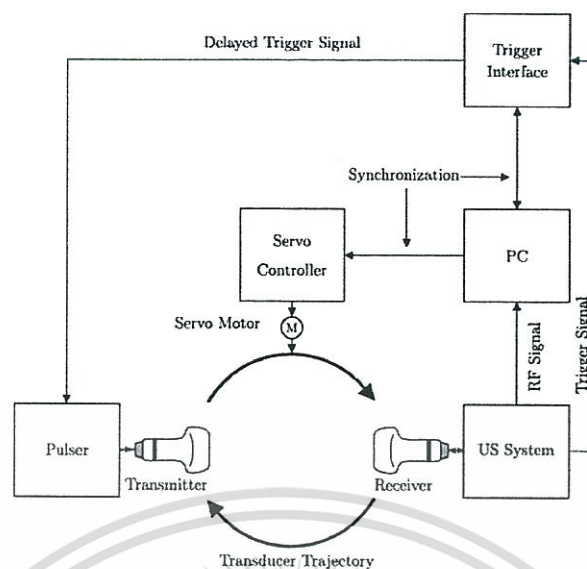
3.2 การสร้างคินภาพตัดขวางจากคลื่นอัลตราซาวด์

การสร้างคินภาพตัดขวางของเนื้อเยื่อเต้านมตลอดจนกระทั่งอวัยวะภายในจากคลื่นอัลตราซาวด์นั้นสามารถทำได้จากสัญญาณคลื่นอัลตราซาวด์ทั้งในแบบที่ใช้คลื่นสะท้อน (reflection mode) หรือในแบบที่ใช้คลื่นการส่งผ่าน (transmission mode) และในด้านของการออกแบบระบบการสร้างคินภาพก็ม้งานวิจัยที่นำเสนอทั้งในแบบที่ต้องใช้น้ำเป็นตัวกลางในการเดินทางของคลื่นอัลตราซาวด์จากหัวทรานสดิวเซอร์ผ่านไปยังอวัยวะที่ต้องการจะสร้างภาพซึ่งในกรณีนี้จะต้องจุ่มอวัยวะนั้นลงในอ่างน้ำ (immersive water-bath system) หรือในแบบที่ไม่ต้องใช้น้ำใช้เพียงแค่สารปรับค่าอิมพีแดนซ์ (couplant material) ระหว่างรอยต่อของหัวทรานสดิวเซอร์กับผิวอวัยวะเท่านั้น

ในระบบการสร้างคินภาพตัดขวางแบบที่ต้องใช้น้ำนั้น เป็นระบบการสร้างคินภาพที่ได้รับการพัฒนาอย่างต่อเนื่องกันมายาวนาน ในปี 1992 Nguyen และคณะ [30] ได้นำเสนอระบบการสร้างคินภาพตัดขวางแบบที่ใช้ทั้งสัญญาณการสะท้อนกลับและสัญญาณการส่งผ่าน โดยระบบประกอบด้วยหัวทรานสดิวเซอร์อัลตราซาวด์แบบแนวเส้นตรง (linear array) สองหัวที่ติดตั้งอยู่ด้านตรงกันข้ามกันทำหน้าที่เป็นหัวส่งและหัวรับสัญญาณคลื่นอัลตราซาวด์ภายในอ่างน้ำ และมีระบบการหมุนหัวทรานสดิวเซอร์เพื่อหมุนเก็บสัญญาณคลื่นให้ครบรอบ 360 องศา และด้วยระบบที่คล้ายคลึงกันนี้เองในปี 1993 Jago และ Whittingham [31] ได้ร่วมกันพัฒนาระบบการสร้างคินภาพที่สามารถแสดงภาพสร้างคินจากข้อมูลความเร็วคลื่นเสียง (acoustic speed) ของหุ่นจำลองเต้านมขึ้นมาได้

ในปี 2004 Ashfaq และ Ermert [32,33] ก็ได้พัฒนาระบบการสร้างคินภาพที่สามารถประยุกต์ใช้กับหัวทรานสดิวเซอร์แบบแนวเส้นตรงที่มีกันทั่วไปในเชิงพาณิชย์มาใช้ร่วมกับระบบหมุนหัววัดเพื่อสร้างคินภาพตัดขวางของสัตว์ขนาดเล็กตามรูปที่ 3.1 และได้มีการพัฒนาต่อเนื่องจาก

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



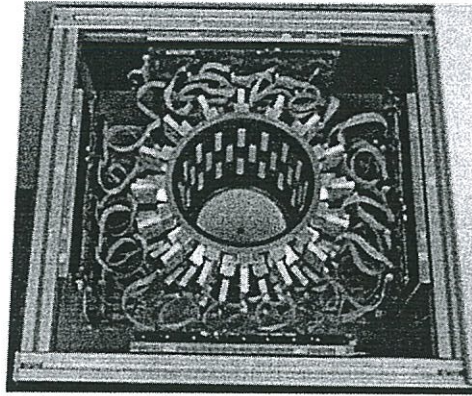
รูปที่ 3.1 ระบบสร้างคืนภาพตัดขวางแบบที่ใช้หัวทรานสดิวเซอร์แบบแนวเส้นตรง 2 หัวของ Ashfaq และ Ermert [33]

สามารถใช้เป็นต้นแบบในการใช้งานทางคลินิกได้สำเร็จ โดยสามารถแสดงภาพสร้างคืนของหุ่นจำลอง จากข้อมูลภาพที่เป็นทั้งค่าความเร็วของคลื่นและค่าการลดทอนคลื่นได้เป็นอย่างดี ต่อมา Jeong และคณะ [34] ได้นำเสนอการสร้างคืนภาพของเต้านมและเนื้อเยื่ออ่อนแบบที่สามารถให้การแยกแยะ และรายละเอียดของภาพได้สูง โดยอาศัยข้อมูลจากเวลาในการเดินทางของคลื่น (time of flight) และค่าการลดทอนมาใช้ในการสร้างคืนภาพ

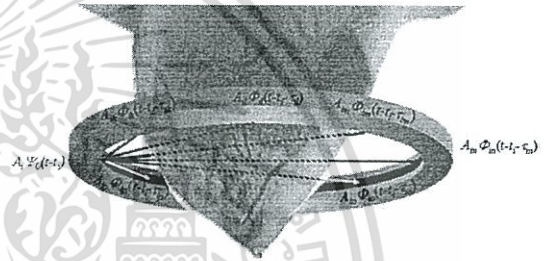
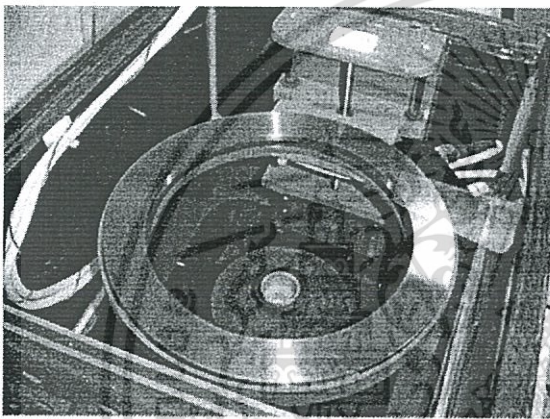
เมื่อพิจารณาถึงหัวทรานสดิวเซอร์ที่ในระบบสร้างคืนภาพแบบที่ต้องใช้นี้ นอกจากจะใช้ มีการหัวทรานสดิวเซอร์แบบแนวเส้นตรงแล้ว ยังมีการนำเสนอการออกแบบและสร้างหัว ทรานสดิวเซอร์แบบที่เรียงตัวกันเป็นวงกลม (ring shape array หรือ toroidal array) มาประยุกต์ใช้ กันในงานสร้างคืนภาพอีก ในปี 1997 Andre และคณะ [35] ได้พัฒนาระบบการสร้างคืนภาพแบบที่ ใช้หัวทรานสดิวเซอร์ที่เรียงตัวกันเป็นวงกลมมาใช้ในการส่งและรับสัญญาณคลื่นอัลตราซาวด์ โดยข้อดี ของระบบดังกล่าวนี้คือไม่ต้องมีระบบการหมุนหัววัดทรานสดิวเซอร์ใดเลยและสามารถรับสัญญาณ การสะท้อนกลับหรือส่งผ่านได้ทุกๆทิศทางในคราวเดียวกัน โดยต้องใช้ระบบการประมวลสัญญาณที่มี ประสิทธิภาพสูงมากเนื่องจากปริมาณข้อมูลจะมีจำนวนมาก

ในปี 2006 Waag และ Fedewa [36] ได้ใช้ระบบการสร้างคืนภาพแบบวงแหวนนี้ในการ สร้างคืนภาพตัดขวางหุ่นจำลองเต้านมโดยเปรียบเทียบกับภาพที่ได้มาจากแบบ B scan พบว่าให้ รายละเอียดของภาพดีกว่า ต่อมา Ruiter และ Gemmeke [29,37] ได้นำหัวทรานสดิวเซอร์มาติดตั้ง เป็นวงแหวนซ้อนกันสามชุดในแนวเอียงกันพร้อมกับระบบการหมุนทำให้ได้ระบบการสร้างคืนภาพ แบบที่เป็นเสมือนถังทรานสดิวเซอร์ (virtual transducer tank) ตามรูปที่ 3.2 และใช้คอมพิวเตอร์

เอกสารถิ่นสูงในการสร้างคืนภาพตัดขวางอัลตราซาวด์ของหุ่นจำลองในแบบ 3 มิติขึ้นเป็นครั้งแรก การค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.2 ระบบสร้างคืนภาพตัดขวางแบบที่ใช้ถังทรานสดิวเซอร์ของ Ruiter และ Gemmeke [37]

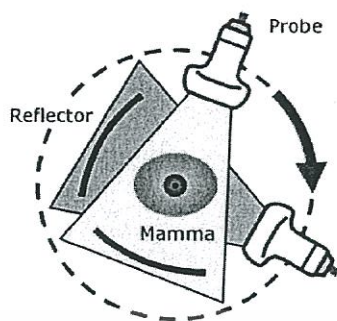


รูปที่ 3.3 ระบบสร้างคืนภาพตัดขวางแบบที่ใช้วงทรานสดิวเซอร์และระบบเคลื่อนที่ในแนวตั้งของ Li และคณะ [38]

และในปี 2008 Li และคณะ [38,39] ได้พัฒนาระบบสร้างคืนภาพที่ใช้ทรานสดิวเซอร์วงแหวนและระบบเคลื่อนที่วงแหวนนี้ในแนวตั้งสำหรับสร้างคืนภาพเต้านมในแบบ 3 มิติและสามารถนำไปประยุกต์ใช้งานจริงในการตรวจวินิจฉัยมะเร็งเต้านมในทางคลินิกได้เป็นผลสำเร็จตามรูปที่ 3.3 โตนสามารถสร้างคืนภาพข้อมูลความเร็วและการลดทอนคลื่นของเนื้อเยื่อทั้งจากสัญญาณการสะท้อนกลับและการส่งผ่านได้เป็นอย่างดี สำหรับการประยุกต์ใช้วงทรานสดิวเซอร์ในการสร้างคืนภาพอวัยวะอื่น ๆ ก็มีการนำเสนอเช่นกันดังเช่น Fukumoto และคณะ [40] ได้พัฒนาถังทรานสดิวเซอร์สำหรับการสร้างคืนภาพส่วนประกอบของท่อนขาเพื่อดูโครงสร้างภายใน

ในปี 2009 Hansen และคณะ [41,42] ได้นำเสนอแนวคิดในการสร้างคืนภาพอัลตราซาวด์ของเต้านมที่น่าสนใจมากอย่างหนึ่งคือการใช้แผ่นสะท้อนคลื่นมาประกอบกับระบบการหมุนหัวทรานสดิวเซอร์อัลตราซาวด์เพื่อจัดทิศทางการสะท้อนคลื่นให้ย้อนกลับไปยังหัวทรานสดิวเซอร์ดังในรูปที่ 3.4 ทำให้ได้ระบบการสร้างคืนภาพที่ใช้ทรานสดิวเซอร์เพียงแค่ตัวเดียวได้ และภาพที่สร้างคืนก็กลับมาก็ได้ภาพครบทุกทิศทาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ของโรงเรียนราชประชานุเคราะห์ 30 จังหวัดบุรีรัมย์ ใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.4 ระบบสร้างคีนภาพตัดขวางของ Hansen [41]

อย่างไรก็ตามในระบบการสร้างคีนภาพแบบที่ต้องใช้น้ำเป็นตัวกลางดังกล่าวข้างต้นนั้น จะต้องให้อวัยวะที่ต้องการจะสร้างคีนภาพซึ่งในกรณีนี้ได้แก่เต้านมแช่อยู่ในถังน้ำเสมอ ดังนั้นมักจะไม่สามารถต่อผู้ป่วยที่ต้องเข้ารับการตรวจวินิจฉัยเนื่องจากต้องนอนคว่ำหน้าลง โดยเฉพาะอย่างยิ่งจะต้องใช้เวลาในการตรวจนานเป็นพิเศษเพราะระบบจะต้องการเวลาในการเก็บข้อมูลที่มีปริมาณมาก ดังเช่นรูปที่ 3.5

สำหรับระบบการสร้างคีนภาพตัดขวางแบบที่ไม่ต้องการใช้น้ำเป็นตัวกลางนั้น ก็ได้มีการพัฒนาต่อเนื่องกันมาโดยตลอดเช่นกัน โดยมีข้อได้เปรียบที่นอกจากจะไม่ต้องแช่เต้านมในน้ำแล้วยังมีระยะเวลาในการเก็บข้อมูลที่สั้น และมักจะเป็นระบบที่ไม่ต้องมีการหมุนหัวทรานสดิวเซอร์ใดใดทำให้ลดความยุ่งยากของการออกแบบระบบลงอย่างมาก ระบบการเก็บสัญญาณมักจะประกอบไปด้วยหัวทรานสดิวเซอร์แบบแนวเส้นตรงอยู่ทางด้านบนและกลไกการบีบอัดเต้านมที่มีแผ่นสะท้อนคลื่นติดตั้งอยู่ด้านล่าง ในปี 1996 Richter และ Heywang-Kobrunner [43,44] ได้นำเสนอระบบการสร้างคีนภาพเต้านมจากคลื่นอัลตราซาวด์ที่สะท้อนมาจากแผ่นสะท้อนโดยเต้านมจะต้องถูกบีบให้ขยายตัวอยู่ระหว่างแผ่นพลาสติกและแผ่นโลหะที่อยู่ด้านล่าง ภาพที่สร้างคีนได้ยังคงมีความไม่ชัดเจนอยู่มาก



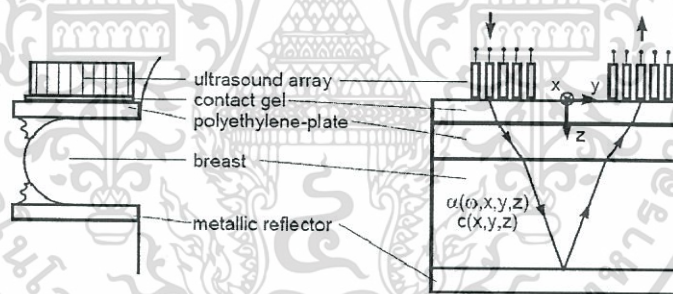
รูปที่ 3.5 ระบบการสร้างคีนภาพตัดขวางเต้านมแบบที่ต้องใช้น้ำเป็นตัวกลาง (immersion) [42]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

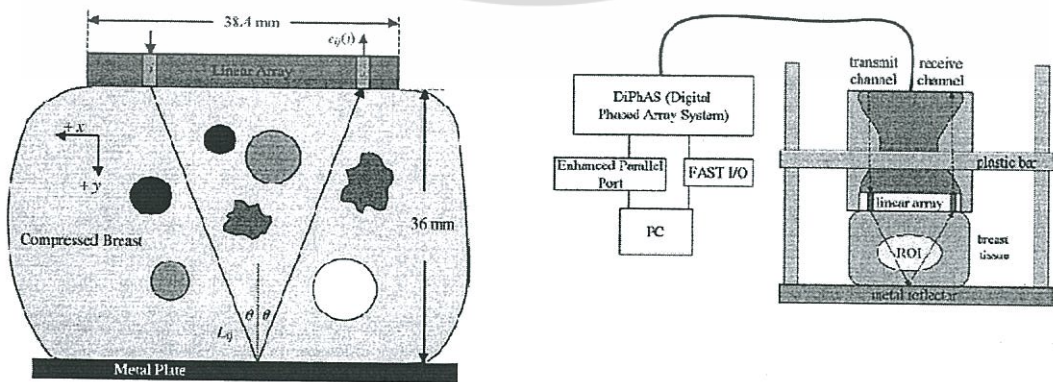
จนกระทั่งในปี 1998 Krueger และ Ermert [45] ก็ได้พัฒนาระบบการสร้างคืนภาพที่ให้ภาพสร้างคืนที่มีประสิทธิภาพมากขึ้น โดยระบบสร้างคืนภาพยังคงประกอบแผ่นสะท้อนคลื่นและกลไกการบีบเต้านมอยู่ตามรูปที่ 3.6

ต่อมาในปี 2011 Huang และ Li [46,47] ได้นำเสนอการสร้างคืนภาพอัลตราซาวด์ด้วยข้อมูลจากค่าความเร็วและค่าการลดทอนคลื่นของเนื้อเยื่อเต้านมผ่านคลื่นสะท้อนที่สะท้อนมาจากแผ่นสะท้อนคลื่นตามรูปที่ 3.7 ในระบบนี้เขานำเสนอกรรมวิธีการคำนวณค่าการลดทอนที่ให้ค่าผลลัพธ์ที่ใกล้เคียงกับค่าจากหุ่นจำลองมากทั้งที่ภาพที่ได้จากการจำลองการสร้างคืนภาพและที่ได้จากระบบการสร้างคืนภาพจริงที่เขาออกแบบขึ้นมา Jeong และ Kwon ในปี 2010 [48] ได้นำเสนอแนวคิดที่ไม่ต้องใช้แผ่นสะท้อนคลื่นแต่ต้องใช้หัวทรานสดิวเซอร์สองตัวมาทำการบีบอัดเต้านมแทนแต่ภาพที่ได้ก็มีปรากฏการณ์บั้งเงาเกิดขึ้นมาก

อย่างไรก็ตามในระบบการสร้างคืนภาพแบบที่ไม่ต้องใช้น้ำนี้จะมีข้อเสียที่สำคัญมากประการหนึ่งคือจำเป็นต้องมีการบีบเต้านมเพื่อให้เต้านมอยู่ในรูปทรงที่แบนเพื่อเป็นการขยายพื้นที่ในการสร้างภาพ และภาพที่สร้างคืนกลับมามีได้เป็นภาพที่มีข้อจำกัดในด้านของมุมมองของภาพที่ถูกจำกัดมุมมอง (limited angle of view) อันเนื่องมาจากลักษณะตามธรรมชาติของระบบการเก็บภาพเองเป็นสำคัญ



รูปที่ 3.6 ระบบการสร้างคืนภาพตัดขวางเต้านมแบบที่ไม่ต้องใช้น้ำเป็นตัวกลางของ Krueger และ Ermert [45]



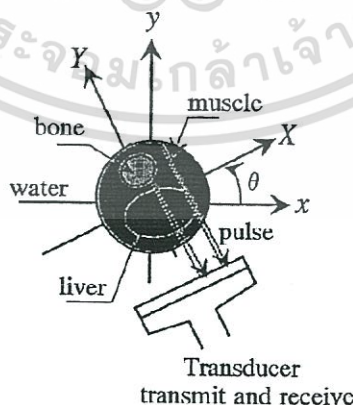
รูปที่ 3.7 ระบบการสร้างคืนภาพตัดขวางเต้านมของ Huang และ Li [46,47]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 การประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของเนื้อเยื่อ

ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นอัลตราซาวด์ของเนื้อเยื่อ (tissue attenuation coefficient) เป็นค่าที่ใช้บ่งบอกถึงปริมาณการลดลงของคลื่นอัลตราซาวด์ ($dB/(cm - MHz)$) เมื่อคลื่นมีการเดินทางเข้าไปในอวัยวะหรือเนื้อเยื่อใดใด เนื่องจากค่านี้ถือเป็นคุณสมบัติเฉพาะตัวของเนื้อเยื่อ (local property) ดังนั้นภาพที่สร้างขึ้นจากค่าสัมประสิทธิ์ของการลดทอนคลื่นนี้จึงถือเป็นภาพเชิงปริมาณ (quantitative image) ที่สามารถจะใช้บ่งบอกถึงประเภทของเนื้อเยื่อแต่ละชนิดได้ ซึ่งจะแตกต่างจากภาพสร้างขึ้นทั่วไปซึ่งเป็นภาพของความสว่าง (brightness image) ที่สร้างขึ้นมาจากคลื่นสะท้อน โดยจะแสดงให้เห็นขนาดหรือความโตของสัญญาณที่สะท้อนกลับมายังหัวทรานสดิวเซอร์อัลตราซาวด์แค่นั้น

ดังนั้นการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นของเนื้อเยื่อจึงถือได้ว่ามีความสำคัญในกระบวนการสร้างคืนภาพอัลตราซาวด์เป็นอย่างมาก ในปี 1995, Hamamoto และคณะ [49] ได้นำเสนอการจำลองกระบวนการสร้างคืนภาพตัดขวางของอวัยวะจากคลื่นสะท้อนอัลตราซาวด์ตามรูปที่ 3.8 โดยเสนอวิธีการประมาณค่าการลดทอนของเนื้อเยื่อโดยใช้การประมาณค่าความชัน (integral slope) ที่ได้จากกราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าความแตกต่างของสัญญาณพัลส์ที่ส่งออกไปกับค่าสัญญาณพัลส์ที่รับกับค่าความถี่ที่ใช้ และแนวคิดของการพิจารณาว่าคลื่นอัลตราซาวด์ที่เดินทางผ่านเข้าไปในเนื้อเยื่ออ่อนใดใดที่มีค่าความเร็วของคลื่นแตกต่างกันไม่มากนักนั้น สามารถได้ว่าอนุมานได้ว่าคลื่นมีการเดินทางเป็นเส้นตรงโดยสามารถละเลยผลของการหักเหได้ ภาพสร้างขึ้นที่ได้เป็นภาพเชิงปริมาณของหุ่นจำลองที่สามารถนำไปประยุกต์ใช้งานการสร้างคืนภาพอัลตราซาวด์ได้เป็นอย่างดี โดยค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่หาได้ยังเป็นค่าที่ไม่ขึ้นกับสัญญาณรบกวนหรือไม่จำเป็นต้องทราบค่าการส่งผ่าน (transmittance) หรือค่าการสะท้อนกลับ (reflectance) ณ รอยต่อของเนื้อเยื่อใดใดเลย



รูปที่ 3.8 การเดินทางของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านเข้าไปในอวัยวะตามแนวคิดของ Hamamoto [49]

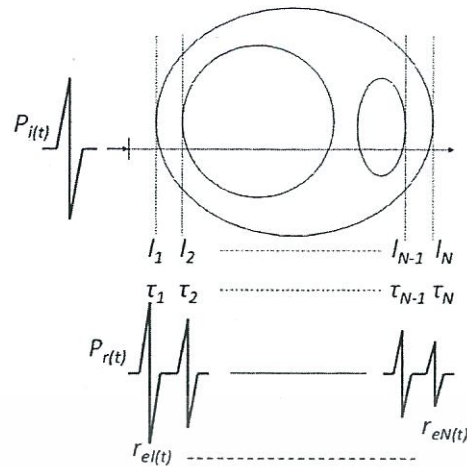
รูปแบบการแพร่กระจายและการลดทอนของคลื่นอัลตราซาวด์ ในตัวกลางที่นำเสนอ (Proposed propagation pattern and ultrasound wave attenuation in media)

4.1 บทนำ

ในบทนี้จะเป็นการกล่าวถึงรูปแบบพฤติกรรมของการแพร่กระจายและการลดทอนของคลื่นอัลตราซาวด์ในตัวกลางที่ผู้วิจัยได้นำมาประยุกต์ใช้ ซึ่งจะถูกนำเสนอเป็นแนวคิดหลักอันหนึ่งในการทำวิทยานิพนธ์ โดยจะมีการกล่าวถึงลักษณะของคลื่นตกกระทบและคลื่นสะท้อนในเนื้อเยื่อตัวกลาง และหลักการของการประมาณค่าการลดทอนของคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยวิธีการประมาณค่าความชัน

4.2 การแพร่กระจายของคลื่นตกกระทบและคลื่นสะท้อนกลับ

เมื่อพิจารณาถึงสัญญาณอัลตราซาวด์หนึ่งลูกคลื่นใดใด (ultrasound pulse) ที่เดินทางเข้าไปในชั้นของเนื้อเยื่ออ่อนแล้ว จะพบว่าจะมีการเกิดสัญญาณสะท้อนกลับ (reflecting echo pulse) และสัญญาณส่งผ่าน (transmitting pulse) ขึ้นที่ชั้นของรอยต่อของเนื้อเยื่อนั้นๆเสมอ โดยจะขึ้นอยู่กับความแตกต่างของค่าดัชนีการสะท้อนกลับ (reflective index) ระหว่างชั้นของรอยต่อนั้นๆ โดยทั่วไปแล้วเราสามารถนำสัญญาณสะท้อนกลับจากชั้นของรอยต่อเหล่านี้มากลับมาสร้างเป็นภาพตัดขวางได้ อย่างไรก็ตามในกระบวนการสร้างภาพคืนจากสัญญาณดังกล่าวจะมีความยุ่งยากซับซ้อนมากทั้งระบบฮาร์ดแวร์ที่ใช้ในการส่งและรับสัญญาณและอัลกอริทึมที่ใช้ในการประมวลผล จากรูปที่ 4.1 จะเห็นว่าลูกคลื่นของสัญญาณตกกระทบ (incident pulse, $P_i(t)$) เดินทางเข้าไปในเนื้อเยื่อซึ่งถูกสมมุติให้มีชั้นของรอยต่อตั้งแต่ชั้นที่ L_1 ไปเรื่อยๆจนถึงชั้นที่ L_N และเราสมมุติให้สัญญาณ $P_r(t)$ เป็นชุดของสัญญาณสะท้อนกลับ (reflecting echo pulse series, $\sum r_{en}(t)$) ที่เกิดขึ้นจากการรวมกันของสัญญาณสะท้อนกลับที่จะเกิด ณ แต่ละชั้นของรอยต่อ โดยมีลำดับของสัญญาณเป็น $r_{e1}(t)$ ถึง $r_{eN}(t)$ และให้สอดคล้องกับเวลาในการเดินทางของคลื่น (time of flight) ตั้งแต่เวลาที่ τ_1 ถึง τ_n



รูปที่ 4.1 แสดงรูปคลื่นของสัญญาณตกกระทบและสัญญาณสะท้อนกลับที่ชั้นของรอยต่อใดใด

ด้วยลักษณะดังกล่าว จะเห็นว่าสัญญาณสะท้อนกลับในลำดับที่ $r_{eN}(t)$ ซึ่งเป็นสัญญาณสะท้อนกลับในลำดับสุดท้าย (latest echo pulse) ที่จะเดินทางกลับมาถึงตัวหัวทรานสดิวเซอร์ จะถูกพิจารณาว่าเป็นสัญญาณสะท้อนกลับที่ได้เดินทางผ่านชั้นของรอยต่อเนื้อเยื่อจากทุกๆชั้น เนื่องจากการสะท้อนกลับของชั้นสุดท้ายที่ N^{th} ดังนั้นจึงถือเสมือนว่าเป็นผลรวมของการลดทอนของเนื้อเยื่อจากทุกๆ ชั้นรวมกัน และเราสามารถสร้างสมการสำหรับชุดของสัญญาณสะท้อนกลับใดใด ที่มีตัวแปรของการสะท้อนกลับและการส่งผ่านของเนื้อเยื่อและการลดทอนที่แต่ละชั้นของรอยต่อใดใดเทียบกับเวลา ได้ดังสมการที่ 4.1 และ 4.2 ดังนี้ [49]

$$P_r(t) = \sum_{n=1}^N r_{en}(t) \quad (4.1)$$

$$P_r(t) = \sum_{n=1}^N r_{n,n+1} \left(\prod_{k=1}^{n-1} t_{k,k+1} \cdot t_{k+1,k} \right) \times P_i(t - \tau_n) \times e^{-2 \int_{l_1}^{l_N} \alpha(x,y) \cdot f dl} + n(t) \quad (4.2)$$

เมื่อ $r_{en}(t)$ คือคลื่นสะท้อนกลับ (echo pulse) ณ รอยต่อใดใด

t คือเวลาในการเดินทาง (time, s)

$r_{n,n+1}$ คือค่าตัวแปรของการสะท้อนกลับ (reflectance parameter) ระหว่างชั้นรอยต่อที่

n กับชั้นรอยต่อที่ $n + 1$

$t_{n,n+1}$ คือค่าตัวแปรของการส่งผ่าน (transmittance parameter) ระหว่างชั้นรอยต่อที่ n

กับชั้นรอยต่อที่ $n + 1$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

τ_n คือช่วงเวลาหน่วง (delay time, s) อันเนื่องมาจากระยะทางระหว่างหัว
ทรานสดิวเซอร์กับรอยต่อชั้นที่ N^{th}

$\alpha(x, y)$ คือค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของเนื้อเยื่อที่ขึ้นกับความถี่ของคลื่น (frequency-
dependent) ในหน่วย $dB/(cm - MHz)$ ที่พิกัด xy ในระบบโคออร์ดิเนต

f คือค่าความถี่ของคลื่นอัลตราซาวด์ (frequency, Hz)

l คือระยะทาง (distance, cm)

$n(t)$ คือสัญญาณรบกวนทั่วไป (general white noise)

อย่างไรก็ตามในทางปฏิบัติจริงแล้ว เราไม่มีทางที่จะทราบค่าตัวแปรของการสะท้อนกลับและ
ตัวแปรของการส่งผ่านรวมทั้งตัวแปรของการลดทอนในแต่ละชั้นของรอยต่อเนื้อเยื่อได้เลย แต่เรา
สามารถที่จะประมาณค่าตัวแปรเหล่านี้ผ่านค่าความต้านทานทางเสียง (acoustic impedance, Z)
ได้ เมื่อให้ Z_n และ Z_{n+1} เป็นค่าความต้านทานทางเสียงที่รอยต่อของเนื้อเยื่อชั้นที่ n และ $n + 1$
ใดใด ดังนั้นด้วยนิยามของค่าความต้านทานทางเสียงเราจะสามารถหาค่าตัวแปรของการสะท้อนกลับ
และการส่งผ่านระหว่างรอยต่อที่ n และ $n + 1$ ใดใดในเชิงของความดันได้ดังสมการที่ 4.3 และ 4.4
ดังนี้

$$r_{n,n+1} = \frac{Z_{n+1} - Z_n}{Z_{n+1} + Z_n} \quad (4.3)$$

$$t_{n,n+1} = \frac{2Z_{n+1}}{Z_{n+1} + Z_n} \quad (4.4)$$

เมื่อเราพิจารณาในเทอมของความเข้ม เราก็จะได้ค่าของการสะท้อนกลับและการส่งผ่านระหว่าง
รอยต่อที่ n และ $n + 1$ ใดใดเป็นดังสมการที่ 4.5 และ 4.6 ดังนี้

$$R_{n,n+1} = \left(\frac{Z_{n+1} - Z_n}{Z_{n+1} + Z_n} \right)^2 \quad (4.5)$$

$$T_{n,n+1} = \frac{4Z_n Z_{n+1}}{(Z_{n+1} + Z_n)^2} \quad (4.6)$$

ดังนั้นเราสามารถเขียนสมการที่ 2 ใหม่ได้เป็นสมการที่ 4.7 ดังนี้

$$P_r(t) = \sum_{n=1}^N \sqrt{R_n} \left(\prod_{k=1}^{n-1} T_k \right) \times P_i(t - \tau_n) \times e^{-2 \int_{l_1}^{l_n} \alpha(x,y) \cdot f \cdot dl} + n(t) \quad (4.7)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และเมื่อเราพิจารณาในโดเมนของความถี่ (frequency domain) จะได้ว่า

$$R_{eN}(f) = \sqrt{R_N} \left(\prod_{k=1}^{N-1} T_k \right) \times P_i(f) \times e^{-2 \int_{l_1}^{l_N} \alpha(x,y) \cdot f dl} + n(f) \quad (4.8)$$

4.3 การประมาณค่าการลดทอนของคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยวิธีหาค่าความชัน

จะเห็นว่าสมการที่ 4.8 จะเป็นสัญญาณสะท้อนกลับของคลื่นลูกสุดท้ายที่จะเดินทางกลับมา ยังหัวทรานสดิวเซอร์ได้และเป็นลูกคลื่นที่มีข้อมูลตัวแปรของค่าการสะท้อนกลับ (R_n) และค่าการส่งผ่าน (T_k) ของรอยต่อของเนื้อเยื่อแต่ละชั้นเอาไว้ด้วย เมื่อเราพิจารณาสมการนี้ใหม่ในรูปแบบของ logarithm โดยสมมติให้ค่าการสะท้อนกลับและค่าการส่งผ่านของชั้นรอยต่อเนื้อเยื่อเป็นตัวแปรคงที่ใดใดที่มีค่าเป็น A และพิจารณาสมการในเชิงของ power spectral magnitude จะได้ว่า

$$|R_{eN}(f)| = A^2 \times |P_i(f)| e^{-4 \int_{l_1}^{l_N} \alpha(x,y) \cdot f dl} + |N(f)| \quad (4.9)$$

$$\log(|R_{eN}(f)|) = \log(A^2) + \log(|P_i(f)| e^{-4 \int_{l_1}^{l_N} \alpha(x,y) \cdot f dl}) + \log(|N(f)|) \quad (4.10)$$

$$\log(|R_{eN}(f)|) = \log(A^2) + \log(|P_i(f)|) - 4 \int_{l_1}^{l_N} \alpha(x,y) \cdot f dl + \log(|N(f)|) \quad (4.11)$$

จัดรูปสมการใหม่

$$\log(|P_i(f)|) - \log(|R_{eN}(f)|) = 4 \int_{l_1}^{l_N} \alpha(x,y) \cdot f dl - [\log(A^2) + \log(|N(f)|)] \quad (4.12)$$

จะเห็นว่าสมการที่ 4.12 จะเป็นผลต่างของสัญญาณลูกคลื่น $P_i(t)$ และ $r_{en}(t)$ ที่มีความเป็นเชิงเส้น โดยมีค่าความชันรวม (slope integration) ในสมการเป็นค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนโดยรวม ($\int_{l_1}^{l_N} \alpha(x,y) dl$) ตลอดแนวเส้นทางเดินของลูกคลื่นนั้นๆ ตั้งแต่ชั้นที่ 1 ถึง N เมื่อเราทำการพิจารณาสัญญาณนี้อยู่บนโดเมนความถี่ อีกทั้งค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนที่ได้ก็ยังเป็นอิสระที่ไม่ขึ้นกับค่าการสะท้อนกลับและค่าการส่งผ่านของรอยต่อของเนื้อเยื่อแต่ละชั้น รวมถึงสัญญาณรบกวนใดใดอีกด้วย นอกจากนั้นการประมาณค่าการลดทอนคลื่นอัลตราซาวด์โดยวิธีนี้เราไม่จำเป็นต้องทราบค่าความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์ในเนื้อเยื่อ (tissue sound velocity) ล่วงหน้าอีกด้วย นั่นคือเราสามารถพิจารณาประมาณให้ค่าความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์ในเนื้อเยื่อเด้านมซึ่งเป็นเนื้อเยื่ออ่อนให้มีค่าเป็นค่าคงที่ใดใดได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

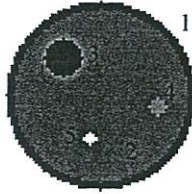
การจำลองระบบการสร้างคืนภาพตัดขวางของเต้านม
จากคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยแผ่นสะท้อนคลื่น
(Simulation of breast image reconstruction system
from ultrasound wave by using wave reflector plate)

5.1 บทนำ

ในบทนี้จะเป็นการกล่าวถึงการจำลองระบบการสร้างคืนภาพตัดขวางของเต้านมจากคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยแผ่นสะท้อนคลื่น โดยเริ่มจากการออกแบบภาพหุ่นจำลองของเต้านม และการออกแบบระบบการสร้างคืนภาพตัดขวางที่ประกอบด้วยแผ่นสะท้อนคลื่นรูปแบบต่างๆ ที่จะใช้ในการจำลอง

5.2 การออกแบบภาพหุ่นจำลองเต้านม

เนื่องจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ต้องการศึกษาการสร้างคืนภาพตัดขวางของเต้านมในผู้ป่วยที่เป็นมะเร็ง ดังนั้นภาพของหุ่นจำลองของเต้านม (breast phantom) จึงถูกออกแบบให้ประกอบไปด้วยเนื้อเยื่อในส่วนต่างๆ ที่เป็นเนื้อเยื่อหลักตามโครงสร้างทางกายวิภาคของเต้านมได้แก่ส่วนของไขมัน (fat), ส่วนของเนื้อเยื่อต่อมน้ำนม (glandular tissue) และส่วนของถุงน้ำ (cyst) รวมทั้งบริเวณส่วนที่เป็นมะเร็ง (cancerous tumor) [8-10] ซึ่งได้กำหนดไว้ทั้งสองประเภทตามความแตกต่างของค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นอัลตราซาวด์คือประเภท regular tumor โดยสมมติให้เป็นก้อนเนื้อมะเร็งแบบที่รักษาได้ (benign tumor) และประเภท high-attenuation tumor หรือเป็นก้อนมะเร็งแบบที่เป็นเนื้อร้ายที่ไม่สามารถรักษาให้หายได้ (malignant tumor) [50] ในเบื้องต้นนี้ได้ ออกแบบภาพหุ่นจำลองเต้านมให้มีลักษณะเป็นทรงกลมของภาพตัดขวางบนระนาบ 2 มิติ ทั้งนี้ เพื่อให้ง่ายต่อการเทียบเคียงกันระหว่างภาพต้นแบบกับภาพที่จะถูกสร้างคืนกลับมา รูปที่ 5.1 แสดงภาพหุ่นจำลองของเต้านมที่ใช้ในการจำลองการสร้างคืนภาพ โดยประกอบด้วยชั้นของไขมันห่อหุ้มอยู่ภายนอก (บริเวณส่วนที่ 1) มีความหนา 3 มิลลิเมตร ส่วนที่ 2 เป็นส่วนของเนื้อเยื่อต่อมน้ำนมซึ่งเป็นเนื้อเยื่อส่วนใหญ่ที่สุดของหุ่นจำลอง ส่วนที่ 3 เป็นถุงน้ำซึ่งเป็นส่วนที่มีโอกาสที่จะพบเจอมากในการตรวจเต้านมให้มีรูปร่างเป็นวงกลมขนาดใหญ่ประมาณ 5 มิลลิเมตร และส่วนที่ 4 และ 5 ให้เป็นก้อนมะเร็งทั้งสองประเภทข้างต้น โดยกำหนดให้มีขนาดเล็กเท่าที่การตรวจวินิจฉัยด้วยคลื่นอัลตราซาวด์จะสามารถตรวจพบได้คือประมาณ 3 และ 2 มิลลิเมตรตามลำดับ



รูปที่ 5.1 ภาพหุ่นจำลองของเต้านมที่ใช้ในการจำลองการสร้างคืนภาพ

ตารางที่ 5.1 ค่าตัวแปรของภาพหุ่นจำลองเต้านม [46]

n	Tissue	Attenuation coefficient (dB/(cm - MHz))	Sound velocity (m/s)	Density (g/cm ³)	Acoustic impedance (kg/(m ² - s) × 10 ⁻⁴)	Coordinate of center (x,y)	Spherical radius (mm.)
1	Fat	2.21	1464	0.94	1.376	(0,0)	35
2	Glandular tissue	2.74	1522	1.03	1.567	(0,0)	32
3	Cyst	0.78	1570	1.02	1.601	(-14,-14)	5
4	Regular tumor	4.26	1553	1.07	1.661	(21,4)	3
5	High-attenuation tumor	7.36	1547	1.10	1.701	(21,4)	2

ตารางที่ 5.2 ค่ามุมหักเหหว่างรอยต่อของเนื้อเยื่อใดใดในเต้านม

Tissue boundary	θ_i	θ_r
Water - Fat	1°	0.976°
Glandular tissue - Fat	1°	0.962°
Glandular tissue - Cyst	1°	1.031°
Glandular tissue - Tumor	1°	1.020°
Glandular tissue - HAT	1°	1.016°

θ_i = incident angle

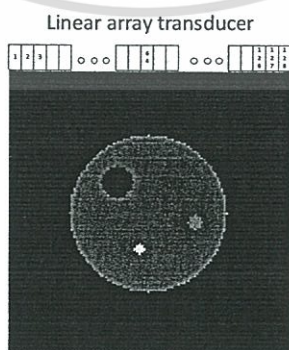
θ_r = refractive angle

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.1 แสดงรายละเอียดของตัวแปรต่างๆ ของภาพหุ่นจำลองเต้านมทั้งค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นอัลตราซาวด์, ค่าความเร็วคลื่นอัลตราซาวด์, ความหนาแน่นของเนื้อเยื่อ, ค่าความต้านทานเสียง, ขนาดของเนื้อเยื่อในส่วนต่างๆ และตำแหน่งของเนื้อเยื่อในระนาบของภาพ 2 มิติ [46] ส่วนตารางที่ 5.2 แสดงค่ามุมหักเห (refractive angle) ที่รอยต่อระหว่างเนื้อเยื่อใดใดในเต้านม โดยมีค่ามุมตกกระทบ (incident angle) เป็น 1 องศาเมื่อเทียบกับเส้นปกติ

5.3 การออกแบบระบบการสร้างคืนภาพตัดขวางที่ประกอบด้วยแผ่นสะท้อนคลื่น

ในการออกแบบระบบการสร้างคืนภาพตัดขวางของเต้านมที่ใช้ในการจำลองการสร้างภาพครั้งนี้ จะเน้นการประยุกต์ใช้งานของหัวทรานสดิวเซอร์อัลตราซาวด์ที่มีใช้งานกันอยู่แล้วในเครื่องอัลตราซาวด์เพื่อการตรวจวินิจฉัยทั่วไปคือหัวทรานสดิวเซอร์อัลตราซาวด์แบบเชิงเส้น (linear array ultrasound transducer) และการติดตั้งแผ่นสะท้อนคลื่น (wave reflector) ไว้รอบๆ ในตำแหน่งที่จะสามารถบังคับทิศทางการเดินทางของคลื่นสะท้อนให้ย้อนกลับไปสู่หัวทรานสดิวเซอร์อัลตราซาวด์ที่ใช้เพียงอันเดียวได้ ทั้งนี้เพื่อให้ได้ระบบการสร้างคืนภาพในแบบที่ไม่ต้องมีการหมุนระบบใดๆ เลย รูปที่ 5.2 แสดงระบบการสร้างคืนภาพตัดขวางของเต้านมที่ใช้ในศึกษาการจำลองการสร้างภาพในครั้งนี้ บนโดเมนของภาพแบบ 2 มิติ ระบบประกอบไปด้วยถังน้ำ (immersive water bath) รูปสี่เหลี่ยมจตุรัสขนาด 12.8 เซนติเมตรบรรจุน้ำที่ทำให้ปราศจากแก๊ส (de-gases water) ใดๆ ไว้เพื่อใช้เป็นตัวกลางสำหรับการเดินทางของคลื่นอัลตราซาวด์ ด้านบนของถังน้ำติดตั้งหัวทรานสดิวเซอร์อัลตราซาวด์แบบเชิงเส้นขนาด 128 อีลิเมนต์ โดยเราจะสมมุติให้อีลิเมนต์แต่ละอันมีขนาดประมาณ 1 มิลลิเมตรโดยที่ไม่คิดระยะห่างของช่องว่างระหว่างอีลิเมนต์ใดๆ ตามตำแหน่งที่ 1 อยู่ทางด้านซ้ายสุดไปจนถึงตำแหน่งที่ 128 ทางด้านขวาสุดของภาพ ที่บริเวณตรงกลางของถังน้ำจะเป็นตำแหน่งของหุ่นจำลองของเต้านมที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางประมาณ 7 เซนติเมตร โดยมีคุณสมบัติต่างๆ เป็นไปตามตารางที่ 5.1 ข้างบน



รูปที่ 5.2 ระบบการสร้างคืนภาพที่ใช้ในการจำลองการสร้างภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

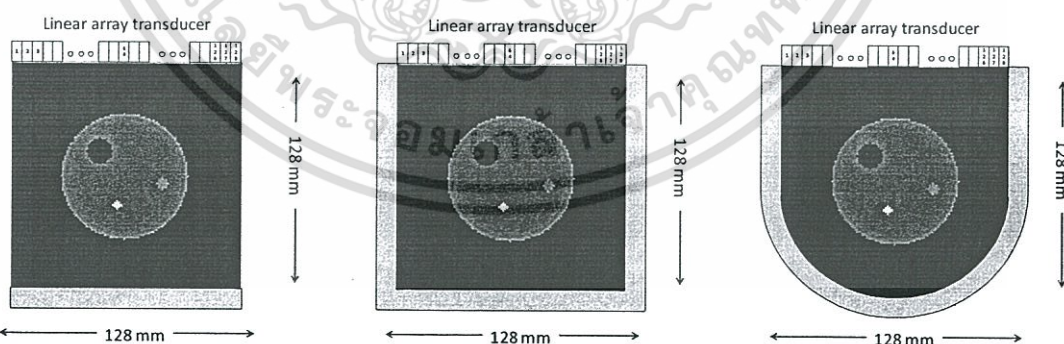
ด้วยลักษณะการออกแบบดังกล่าวนี้เมื่อพิจารณาแบนโดเมนของการประมวลผลภาพแล้ว จะเสมือนว่าขนาดของภาพที่จะถูกประมวลผลมีขนาดเป็น 128×128 พิกเซล โดยมีภาพหุ่นจำลองของเต้านมรูปวงกลมขนาด 64 พิกเซลวางอยู่ตรงกลาง ความถี่ของสัญญาณอัลตราซาวด์ที่ใช้มีค่าเป็น 3.5 MHz จากรูปจะเห็นว่าระบบการสร้างคืนภาพที่อัลตราซาวด์จะมีทรานสดิวเซอร์ติดตั้งอยู่ด้านบนและมีหุ่นจำลองเต้านมวางอยู่ตรงกลาง

ในเบื้องต้นนี้เราจะทำการศึกษารูปแบบทิศทางการสะท้อนของคลื่นจากแผ่นสะท้อนคลื่น 3 ลักษณะคือแบบแผ่นเดี่ยว (single plate reflector) ซึ่งติดตั้งไว้แค่ที่ด้านล่างของกันถึงตามรูปที่ 5.3 ก , แบบกรอบสี่เหลี่ยม (rectangular reflector) ที่ติดตั้งไว้ตรงขอบทั้งสามด้านของถังเพื่อให้สามารถสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์จากทุกทิศทางได้ตามรูปที่ 5.3 ข และแบบกรอบโค้ง (curve reflector) ที่ออกแบบให้มีส่วนโค้งเข้ากับรูปทรงของเต้านมตามรูปที่ 5.3 ค โดยแผ่นสะท้อนคลื่นทั้งหมดจะสมมติให้ทำมาจากวัสดุที่มีคุณสมบัติเป็นตัวสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์แบบสมบูรณ์แบบ (absolutely reflecting material) เช่น อลูมิเนียม โดยที่รูปแบบการสะท้อนของคลื่นอัลตราซาวด์ที่แผ่นสะท้อนคลื่น ณ จุดตกกระทบใดๆ จะเป็นไปตามกฎการสะท้อนระหว่างมุมตกกระทบกับมุมสะท้อน (rule of reflection) ตามสมการที่ 5.1 ดังนี้ [27]

$$\theta_i = \theta_r \quad (5.1)$$

เมื่อ θ_i คือมุมตกกระทบของคลื่น (incident angle) ใดๆ

θ_r คือมุมสะท้อนกลับของคลื่น (reflecting angle) ใดๆ



5.3 ก) แบบแผ่นเดี่ยว

5.3 ข) แบบกรอบสี่เหลี่ยม

5.3 ค) แบบกรอบโค้ง

รูปที่ 5.3 ระบบการสร้างคืนภาพตัดขวางของเต้านมจากคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยแผ่นสะท้อนคลื่น

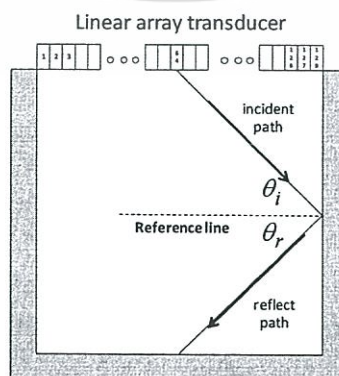


รูปที่ 5.4 การแพร่กระจายของคลื่นอัลตราซาวด์จากทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์แต่ละอัน

ในการแพร่กระจายของคลื่นอัลตราซาวด์ (wave propagation) จากทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์แต่ละอันนั้น เราจะกำหนดให้คลื่นอัลตราซาวด์มีการแพร่กระจายออกมาในลักษณะของลำพัดบนระนาบ 2 มิติ (2D fan beam shape) โดยมีมุมการกระจาย (± 30 emission angle) ตั้งแต่มุม $+30$ ถึง -30 องศาทั้งหมด 61 มุม ตามรูปที่ 5.4

ดังนั้นด้วยการใช้กฎการสะท้อนตามสมการที่ 5.1 และการอนุมานว่าคลื่นอัลตราซาวด์นั้นมีการเดินทางเป็นเส้นตรงได้ในเนื้อเยื่ออ่อนที่มีค่าดัชนีในการสะท้อนที่ไม่แตกต่างกันมากนัก [49,51] เราจึงสามารถคำนวณและคาดเดาทิศทางการเดินทางของคลื่นอัลตราซาวด์จากจุดกำเนิดบนทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์แต่ละอัน ที่จะเดินทางผ่านไปเข้ายังหุ่นจำลองของเต้านม มีการสะท้อนกลับจากแผ่นสะท้อนในทิศทางต่างๆ และเดินทางกลับไปยังตำแหน่งอื่นที่ได้เสมอ

ในการคำนวณการเดินทางของคลื่นอัลตราซาวด์ในระบบที่ใช้แผ่นสะท้อนคลื่นแบบกรอบสี่เหลี่ยมและแบบแผ่นเดี่ยวด้านล่างนั้น จะคำนวณทิศทางของคลื่นสะท้อน ณ ตำแหน่งที่คลื่นตกกระทบตกกระทบกับแผ่นสะท้อนจากมุมตกกระทบ (θ_i) โดยเสมือนว่าตกกระทบอยู่บนผิวเรียบใดๆ เมื่อเทียบกับแนวเส้นอ้างอิง (reference line) ซึ่งจะตั้งฉากกับผิวเรียบ ณ ตำแหน่งนั้นๆ ทำให้ทราบทิศทางของมุมสะท้อน (θ_r) ได้ตามรูปที่ 5.5

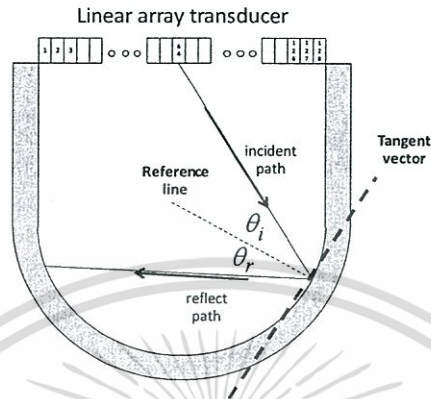


รูปที่ 5.5 ตัวอย่างการหาทิศทางของเส้นสะท้อนจากมุมตกกระทบ เมื่อเทียบเคียงกับแนวเส้นอ้างอิง

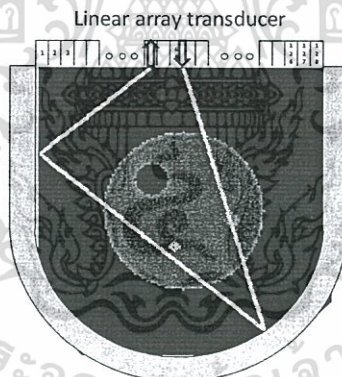
สำหรับแผ่นสะท้อนแบบกรอบสี่เหลี่ยม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผิวหนึ่ง,เนื้อเยื่อต่อน้ำนมและผิวหนึ่ง แล้ววิ่งไปสะท้อนแผ่นสะท้อนคลื่นทางด้านขวา แล้วถึงจะวิ่งย้อนกลับขึ้นไปหาทรานสดิวเซอร์ทางด้านบนได้



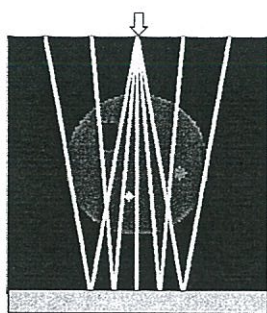
รูปที่ 5.7 ตัวอย่างการหาทิศทางของเส้นสะท้อนจากมุมตกกระทบ เมื่อเทียบเคียงกันแนวเส้นอ้างอิงและเส้นสัมผัสความโค้งสำหรับแผ่นสะท้อนแบบกรอบโค้ง



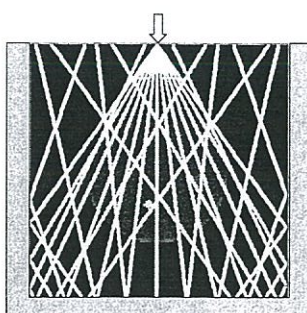
รูปที่ 5.8 ตัวอย่างการเดินทางของคลื่นพัลส์อัลตราซาวด์ ณ ตำแหน่งทรานสดิวเซอร์อีลิเมนต์ตัวส่งที่ 64th สำหรับมุมการส่งที่ +18 องศา ผ่านการสะท้อนจากแผ่นสะท้อนคลื่นและเดินทางกลับไปยังทรานสดิวเซอร์อีลิเมนต์ตัวรับที่ 48th สำหรับแผ่นสะท้อนแบบกรอบโค้ง

รูปที่ 5.9 แสดงตัวอย่างการเดินทางของคลื่นอัลตราซาวด์จากทรานสดิวเซอร์อีลิเมนต์ ณ ตำแหน่งตรงกลางตำแหน่งที่ 64th สำหรับแผ่นสะท้อนคลื่นทั้งสามรูปแบบ โดยเลือกแสดงตามมุมกระจายมุมละ 5 องศาจาก +30 ถึง -30 องศา จะเห็นว่าทิศทางการเดินทางของคลื่นอัลตราซาวด์ตลอดจนกระทั่งความหนาแน่นของแนวเส้นทางเดินของคลื่นจะมีความแตกต่างกันไปตามลักษณะรูปร่างของแผ่นสะท้อนคลื่น

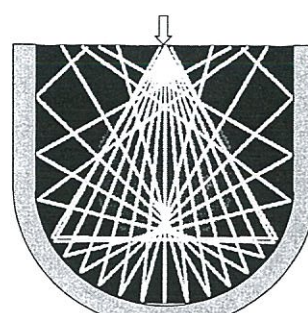
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



5.9 ก) แบบแผ่นเดี่ยว



5.9 ข) แบบกรอบสี่เหลี่ยม



5.9 ค) แบบกรอบโค้ง

รูปที่ 5.9 การเดินทางของคลื่นอัลตราซาวด์จากทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์ ณ ตำแหน่งที่ 64

ในการจำลองการส่งสัญญาณคลื่นอัลตราซาวด์และการรับคลื่นที่สะท้อนกลับมาของหัวทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์แต่ละตัวนั้น จะกำหนดให้ในแต่ละช่วงเวลาหนึ่งๆ จะมีทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์เพียง 1 ตัวที่ทำหน้าที่เป็นทรานสดิวเซอร์สำหรับส่งสัญญาณลูกคลื่นพัลส์ (transmitting transducer) ออกไปในขณะที่ทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์ตัวที่เหลืออีก 127 ตัวจะให้ทำหน้าที่เป็นทรานสดิวเซอร์สำหรับรับ (receiving transducer) เท่านั้น การส่งสัญญาณจะเริ่มจากให้ทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์ตำแหน่งที่ 1 ซึ่งอยู่ทางด้านซ้ายสุดทำหน้าที่เป็นตัวส่งเริ่มต้นปล่อยสัญญาณอัลตราซาวด์พัลส์ออกมาไปตามมุมการกระจายทั้งหมด 61 ทิศทาง ในขณะที่ทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์ตำแหน่งอื่นๆ ที่เหลือคือตำแหน่งที่ 2-128 จะทำหน้าที่เป็นตัวรับสัญญาณสะท้อนกลับ สัญญาณที่วิ่งสะท้อนกลับมานี้จะมีการลดทอนมีสัดส่วนเป็นไปตามค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของเนื้อเยื่อที่คลื่นพัลส์อัลตราซาวด์วิ่งผ่านไป ซึ่งการรับสัญญาณนั้นจะเกิดขึ้นเฉพาะกับตัวทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์ตัวรับ ณ ตำแหน่งที่คลื่นสะท้อนกลับวิ่งกลับมาตรงตามตำแหน่งนั้นๆ เท่านั้น

สัญญาณสะท้อนกลับที่รับได้ในแต่ละตำแหน่งนี้ก็จะถูกพิจารณาว่าเป็นข้อมูลโปรเจกชันตามแนวทางเดินคลื่น (line integral projection data) สำหรับการสร้างคืนภาพจากการปล่อยคลื่นพัลส์อัลตราซาวด์ของทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์ตำแหน่งที่ 1 จากนั้นทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์ตำแหน่งที่ 2 ก็ จะสลับทำหน้าที่เป็นตัวส่งคลื่นบ้างในขณะที่ทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์ตำแหน่งที่ 1 และตำแหน่งที่ 3-128 ก็จะทำหน้าที่เป็นตัวรับสัญญาณสะท้อนกลับ สัญญาณสะท้อนกลับที่สะท้อนกลับมาถึงตัวรับ ณ ตำแหน่งใดๆ ก็จะเป็นข้อมูลโปรเจกชันสำหรับตำแหน่งที่ 2 การสลับกันเป็นทรานสดิวเซอร์ตัวส่งและตัวรับนี้ก็จะกำหนดให้เกิดไล่ไปเรื่อยๆ จนกระทั่งถึงทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์ตำแหน่งที่ 128 ก็ถือว่าสิ้นสุดขั้นตอนการเก็บข้อมูลการสะท้อนกลับทั้งหมด 128 ชุดเพื่อใช้สำหรับการสร้างคืนภาพ

ในการสร้างคืนภาพกลับมานั้น เราจะเลือกใช้เทคนิคการสร้างคืนภาพแบบเทคนิคทางพีชคณิต (algebraic reconstruction technique, ART) เนื่องจากเป็นเทคนิคที่มีความเหมาะสมสำหรับใช้สร้างคืนภาพในกรณีที่มีข้อจำกัดของการเก็บข้อมูลโปรเจกชัน (limited angle of view) [27,51] โดยที่เราสามารถใช้เส้นทางการเคลื่อนที่ของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ส่งออกมาจาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้โดยไม่เสียค่าใช้จ่าย

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทรานสเวิร์อิลิเมนต์ตัวส่งแต่ละตำแหน่งจนกระทั่งเดินทางย้อนกลับมาที่ทรานสเวิร์อิลิเมนต์ตัวรับแต่ละตำแหน่ง มาเป็นเส้นตำแหน่ง (ray tracing) สำหรับใส่ข้อมูลคืนในกระบวนการสร้างภาพคืนได้เลย

ด้วยลักษณะของการออกแบบระบบการสร้างคืนภาพที่ประกอบด้วยแผ่นสะท้อนคลื่นและการกำหนดการทำงานของอัลตราซาวด์ทรานสเวิร์ให้เป็นไปตามดังกล่าวข้างต้นนั้น จะทำให้เราสามารถสร้างคืนภาพหุ่นจำลองของเต้านมได้โดยไม่ต้องมีการหมุนระบบการเก็บภาพและภาพที่สร้างคืนมาก็ยังเป็นภาพที่แสดงถึงข้อมูลการลดทอนคลื่นอัลตราซาวด์ ซึ่งถือเป็นคุณสมบัติที่สำคัญของเนื้อเยื่อ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

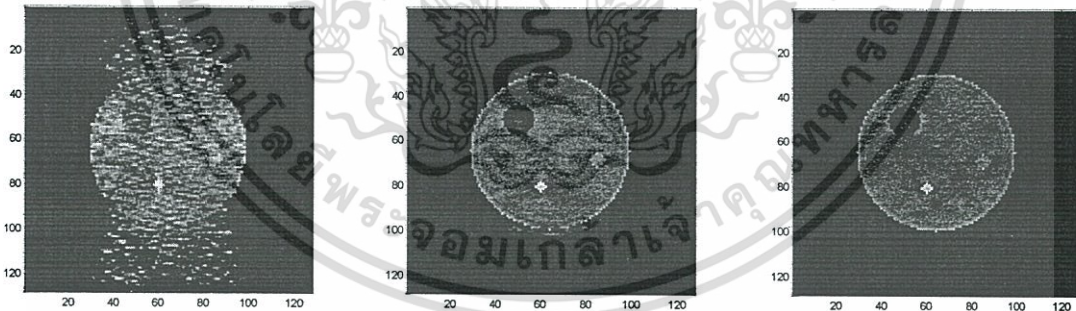
บทที่ 6

ผลการจำลอง (Simulation results)

ในบทนี้จะเป็นการกล่าวถึงผลการจำลองการสร้างคืนภาพหุ่นจำลองด้านมด้วยระบบการสร้างคืนภาพชนิดที่มีแผ่นสะท้อนคลื่นแต่ละแบบทั้งแบบแผ่นเดี่ยว, แบบกรอบสี่เหลี่ยมและแบบกรอบโค้ง ภาพที่สร้างขึ้นกลับมาจะถูกเปรียบเทียบกับภาพต้นฉบับทั้งในแง่ของค่าคลาดเคลื่อนเฉลี่ยกำลังสอง (root mean square error, RME), ค่าอัตราส่วนความชัดของบริเวณที่สนใจ (region of interest, ROI)

6.1 ผลการจำลองด้วยระบบการสร้างคืนภาพจากแผ่นสะท้อนทั้งสามประเภท

ระบบสร้างคืนภาพอัลตราซาวด์ของหุ่นจำลองด้านมที่ประกอบด้วยแผ่นสะท้อนทั้งสามประเภท ได้ถูกทดสอบเพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการสร้างคืนภาพโดยได้เลือกใช้อัลกอริธึมในการสร้างคืนภาพแบบเทคนิคทางพีชคณิต (ART) ผลที่ได้แสดงในรูปที่ 6 เปรียบเทียบกันทั้ง 3 แบบ



6.1 ก) แบบแผ่นเดี่ยว

6.1 ข) แบบกรอบสี่เหลี่ยม

6.1 ค) แบบกรอบโค้ง

รูปที่ 6.1 ภาพที่สร้างขึ้นกลับมาจากระบบการสร้างคืนภาพที่ประกอบด้วยแผ่นสะท้อนคลื่นทั้ง 3 ประเภท

จากรูปที่ 6.1ข และ 6.1ค เป็นภาพหุ่นจำลองด้านมที่สร้างขึ้นมาจากระบบที่ใช้แผ่นสะท้อนแบบกรอบสี่เหลี่ยมและกรอบแบบโค้งตามลำดับ จะเห็นว่าเราสามารถสังเกตเห็นและระบุขอบเขตบริเวณที่เป็นถุงน้ำและก้อนเนื้อมะเร็งที่อยู่ภายในเนื้อเยื่อเต้านมได้อย่างชัดเจน รวมทั้งเราสามารถแยกแยะส่วนที่เป็นไขมันภายนอกได้อีกด้วย ส่วนในรูปที่ 6.1ก นั้นภาพที่สร้างขึ้นกลับมาปรากฏ

สัญญาณรบกวนภายในภาพมากจนไม่เหมาะที่จะนำไปใช้ในการวินิจฉัยใดได้ รูปที่ 7 แสดงการไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พล็อตแบบโครงข่าย (mesh plot) เปรียบเทียบระหว่างภาพต้นฉบับกับภาพที่สร้างขึ้นกลับมาที่ได้มาจากระบบที่ใช้แผ่นสะท้อนแบบกรอบสี่เหลี่ยมและกรอบแบบโค้งตามลำดับ โดยแสดงเทียบกันระหว่างมุมมองแบบกว้าง (perspective view) กับมุมมองด้านหน้า (front view) จะเห็นว่าข้อมูลภาพที่ได้จากแผ่นสะท้อนแบบกรอบโค้งจะมีการกระเพื่อมของข้อมูลน้อยกว่าในแบบกรอบสี่เหลี่ยม



ภาพมุมมองกว้าง

ภาพด้านหน้า

6.2 ก) ภาพต้นฉบับ



ภาพมุมมองกว้าง

ภาพด้านหน้า

6.2 ข) แบบกรอบสี่เหลี่ยม



ภาพมุมมองกว้าง

ภาพด้านหน้า

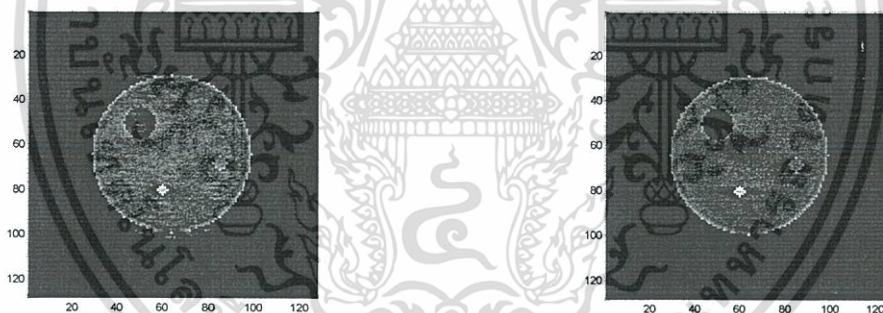
6.2 ค) แบบกรอบโค้ง

รูปที่ 6.2 ภาพโครงข่าย (mesh plot) เปรียบเทียบระหว่างภาพต้นฉบับกับภาพที่สร้างขึ้นมาจากระบบที่ใช้แผ่นสะท้อนแบบกรอบสี่เหลี่ยมและกรอบแบบโค้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6.2 ผลการจำลองเมื่อมีการเพิ่มเส้นทางเดินของคลื่นอัลตราซาวด์

การสร้างคืนภาพที่ผ่านมานั้น เป็นการสร้างคืนภาพโดยใช้เส้นทางเดิน (ray propagation) ของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ปลดปล่อยมาจากหัวทรานสดิวเซอร์อิลลิเมนต์ตัวส่งโดยมีเส้นทางเดินของคลื่นตามลักษณะของมุมการกระจายที่มีค่าจาก $+30$ ถึง -30 องศา ทำให้ได้จำนวนเส้นทางเดินของคลื่นจากจุดกำเนิดทั้งหมด 61 เส้นทาง ซึ่งคลื่นพัลส์อัลตราซาวด์นี้จะเดินทางตามเส้นทางไปสะท้อนกับแผ่นสะท้อนตามทิศทางต่างๆ จนกระทั่งกลับไปยังทรานสดิวเซอร์อิลลิเมนต์ตัวรับ ณ ตำแหน่งใดใดเพื่อเป็นการเพิ่มจำนวนเส้นทางเดินของคลื่นอัลตราซาวด์ในระบบการสร้างคืนภาพ จึงได้ทำการคำนวณเส้นทางเดินของคลื่นพัลส์อัลตราซาวด์ใหม่โดยให้มีการคำนวณจากตำแหน่งของทรานสดิวเซอร์อิลลิเมนต์ตัวส่งเทียบกับตำแหน่งของทรานสดิวเซอร์อิลลิเมนต์ตัวรับใดใด ทำให้ได้จำนวนเส้นทางเดินของคลื่นที่สะท้อนมาจากแผ่นสะท้อนทั้งหมด 384 เส้นทาง โดยในเบื้องต้นนี้ได้คำนวณเส้นทางเดินใหม่สำหรับระบบที่ใช้แผ่นสะท้อนแบบกรอบสี่เหลี่ยมแต่เพียงอย่างเดียวก่อน รูปที่ 6.3 แสดงการเปรียบเทียบภาพที่สร้างคืนกลับมาจากระบบสร้างคืนภาพที่ใช้แผ่นสะท้อนแบบกรอบสี่เหลี่ยมที่ใช้จำนวนเส้นทางเดินของคลื่น 61 เส้นทางกับแบบ 384 เส้นทาง



6.3 ก) แบบ 61 เส้น

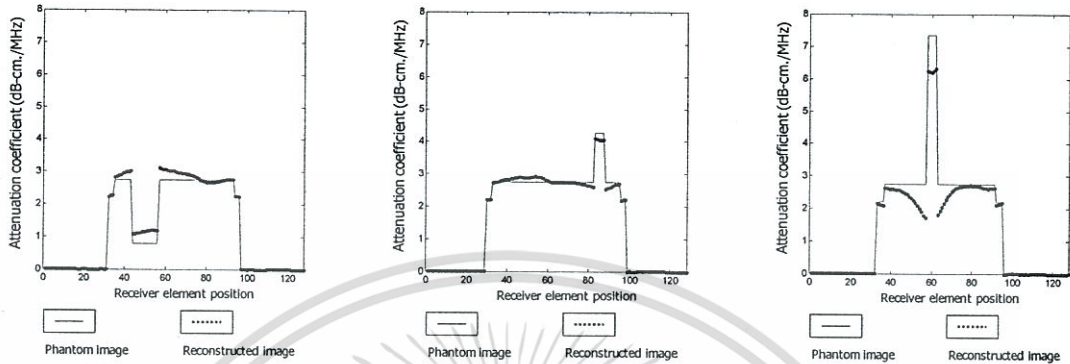
6.3 ข) แบบ 384 เส้น

รูปที่ 6.3 ภาพที่สร้างคืนกลับมาจากระบบสร้างคืนภาพที่ใช้แผ่นสะท้อนแบบกรอบสี่เหลี่ยมที่ใช้จำนวนเส้นทางเดินของคลื่น 61 เส้นทางเทียบกับแบบจำนวน 384 เส้นทาง

จากรูปจะเห็นว่าเมื่อเราเพิ่มจำนวนเส้นทางเดินของคลื่นอัลตราซาวด์ให้มากขึ้น ภาพที่สร้างคืนมาได้จะมีความชัดเจนของส่วนประกอบมากขึ้นตามรูปที่ 6.3ข เราสามารถระบุขอบเขตและตำแหน่งของเนื้อเยื่อต่างๆ ได้อย่างชัดเจนทั้งบริเวณที่เป็นถุงน้ำ, ก้อนเนื้อมะเร็งทั้งแบบ benign และแบบ malignant tumor ตลอดจนกระทั่งขอบเขตของชั้นไขมัน (fat layer)

โดยเราสามารถเทียบเคียงค่าข้อมูลของภาพที่สร้างคืนกลับมา นี้กับภาพต้นฉบับได้จากการพิจารณาข้อมูลตามเส้น (data profile) ณ ตำแหน่งที่เนื้อเยื่อที่สนใจนั้นนั้นได้ตามรูปที่ 6.4 รูปที่ 6.4 แสดงข้อมูลตามเส้น profile ณ ตำแหน่งกลางของถุงน้ำ (cyst), ก้อนเนื้อแบบ benign tumor และก้อนเนื้อแบบ malignant tumor ซึ่งค่าไม่ต่างกันใดทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และก้อนเนื้อแบบ high attenuation tumor ตามลำดับของภาพที่สร้างขึ้นกลับมาจากการเพิ่มเส้นทางเดินของคลื่นพัลส์ทั้งหมดเป็น 384 เส้นทางตามรูปที่ 6.3x เทียบกับภาพต้นฉบับ



6.4 ก) เส้น profile ที่ 50
(ตำแหน่งของ cyst)

6.4 ข) เส้น profile ที่ 68
(ตำแหน่งของ tumor)

6.4 ค) เส้น profile ที่ 80
(ตำแหน่งของ HAT)

รูปที่ 6.4 เส้น profile ข้อมูลของภาพที่สร้างขึ้นกลับมาเปรียบเทียบกับภาพต้นฉบับ

ในการสร้างคืนภาพนั้น ความถูกต้องของข้อมูลบนภาพที่สร้างขึ้นกลับมาซึ่งในกรณีนี้ก็คือค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นของเนื้อเยื่อ (attenuation coefficient) จะถูกเปรียบเทียบกับข้อมูลบนภาพต้นฉบับ โดยใช้การหาค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยกำลังสอง (root mean square error, RME) ตามสมการที่ 6.1 ดังนี้

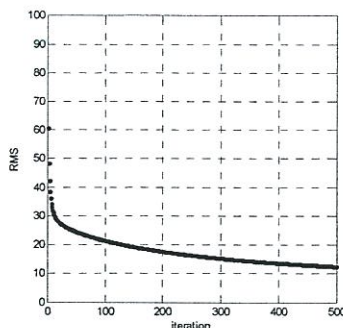
$$RMS(\%) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{128} \sum_{j=1}^{128} |f_{ij} - f'_{ij}|^2}{\sum_{i=1}^{128} \sum_{j=1}^{128} f_{ij}^2}} \times 100 \quad (6.1)$$

เมื่อ f_{ij} คือค่าของข้อมูล ณ ตำแหน่งพิกเซลที่ ij ใดใด บนภาพต้นฉบับ

f'_{ij} คือค่าของข้อมูล ณ ตำแหน่งพิกเซลที่ ij ใดใด บนภาพที่สร้างขึ้นกลับมา

ค่า RMS นี้จะถูกใช้เพื่อกำหนดรอบในการทำงานซ้ำ (iteration loop) ตามอัลกอริทึมของการสร้างคืนภาพแบบที่ใช้เทคนิคทางพีชคณิต รูปที่ 6.5 แสดงการลดลงของค่า RMS ที่ถูกคำนวณตามสมการที่ 1 ในแต่ละรอบการทำงานตามอัลกอริทึมการสร้างคืนภาพของภาพที่ถูกสร้างขึ้นตามรูปที่ 6.3x จะเห็นว่าที่การวนรอบครั้งที่ 500 ค่า RMS ลดลงจนมีค่าประมาณ 12% ของค่าเริ่มต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.5 การลดลงของค่า RMS ตามวงรอบการทำซ้ำในอัลกอริทึมการสร้างคืนภาพแบบที่ใช้เทคนิคทางพีชคณิต (ART)

นอกจากนี้ เรายังสามารถคำนวณค่าข้อมูลสัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นของเนื้อเยื่อในภาพที่สร้างขึ้นกลับมาเปรียบเทียบกับภาพต้นฉบับในเชิงของสถิติตามตารางที่ 6.1 และแสดงเปรียบเทียบโดยแยกตามชนิดของเนื้อเยื่อได้อีกตามรูปที่ 6.6

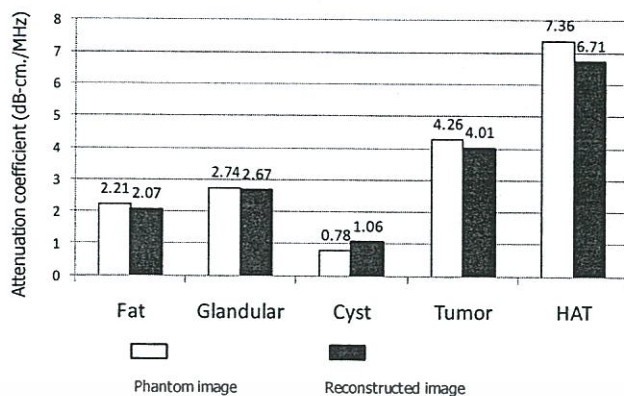
ตารางที่ 6.1 แสดงค่าข้อมูลสัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นของเนื้อเยื่อ (β) บริเวณส่วนต่างๆ ของภาพต้นฉบับเปรียบเทียบกับภาพที่สร้างขึ้นกลับมา

Tissue	β^1	β^2				Error (%)
		average	Min.	Max.	SD	
Fat	2.21	2.07	1.49	3.16	± 0.200	6.33
Glandular tissue	2.74	2.67	1.71	3.26	± 0.260	2.55
Cyst	0.78	1.06	0.26	1.30	± 0.16	-35.9
Regular tumor	4.26	4.01	3.84	4.53	± 0.142	5.87
High-attenuation tumor	7.36	6.71	6.22	7.55	± 0.458	8.83

β^1 = attenuation coefficient (dB/cm-MHz) of breast phantom image

β^2 = attenuation coefficient (dB/cm-MHz) of reconstructed image

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.6 การเปรียบเทียบค่าข้อมูลสัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นของเนื้อเยื่อบริเวณส่วนต่างๆ ในภาพที่สร้างขึ้นกลับมากับภาพต้นฉบับ

ในการสร้างคืนภาพอัลตราซาวด์ของเนื้อเยื่อเต้านมที่มีก้อนมะเร็งอยู่นั้น ภาพที่สร้างขึ้นกลับมานั้น จะต้องใช้แยกแยะความแตกต่างระหว่างบริเวณที่สนใจ (region of interest, ROI) ออกจากบริเวณพื้นหลัง (background) ของภาพได้ ซึ่งในกรณีนี้ได้แก่ความแตกต่างของบริเวณที่เป็นถุงน้ำกับเนื้อเยื่อเต้านม (cyst-glandular tissue) และความแตกต่างของบริเวณที่เป็นก้อนมะเร็งกับเนื้อเยื่อเต้านม (tumor-glandular tissue) โดยทั่วไปแล้วเราสามารถหาค่าอัตราส่วนของความชัดเจน (contrast ratio, CR) มาใช้ระบุถึงความสามารถในการแยกแยะนี้ได้ตามสมการที่ 6.2 ดังนี้ [36]

$$CR = \frac{S_A - S_B}{\sigma_{image}} \quad (6.2)$$

เมื่อ S_A คือค่าความเข้มของบริเวณที่สนใจ (ถุงน้ำหรือก้อนเนื้อมะเร็ง)

S_B คือค่าความเข้มของบริเวณที่เป็นพื้นหลัง (เนื้อเยื่อเต้านม)

σ_{image} คือค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (standard deviation) ของภาพ

ค่าความแตกต่างระหว่างกับเนื้อเยื่อเต้านมกับบริเวณที่สนใจดังกล่าว ถูกคำนวณเปรียบเทียบกับระหว่างภาพต้นฉบับกับภาพที่สร้างขึ้นกลับคืนมา โดยเปรียบเทียบทั้งภาพที่สร้างขึ้นกลับคืนมาแบบที่ใช้จำนวนเส้นทางเดินของคลื่นแบบ 61 เส้น (ตามรูปที่ 6.3ก) เทียบกับภาพที่สร้างขึ้นกลับคืนมาที่ใช้จำนวนเส้นทางเดินของคลื่นแบบ 384 เส้น (ตามรูปที่ 6.3ข) และแสดงให้เห็นตามตารางที่ 6.2 จะเห็นว่าภาพที่สร้างขึ้นกลับคืนมาสามารถให้ความแตกต่างระหว่างบริเวณที่สนใจกับพื้นหลังของภาพได้อย่างน่าพึงพอใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 6.2 ค่าความแตกต่างของบริเวณที่สนใจกับพื้นหลัง เปรียบเทียบระหว่างภาพต้นฉบับ กับภาพที่สร้างขึ้นกลับมา

Tissue	Original image	Reconstructed image	
		61 paths	384 paths
CR _{cyst}	1.73	1.06	1.47
CR _{Tumor}	1.34	1.18	1.21
CR _{HAT*}	4.08	1.00	3.66

*High attenuation tumor

จากการจำลองการสร้างคืนภาพข้างต้น แสดงให้เห็นว่าการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นอัลตราซาวด์ที่ใช้เทคนิคการประมาณหาค่าความชันแบบ integral slope นั้น สามารถนำมาประยุกต์ใช้กับระบบการสร้างคืนภาพที่ประกอบด้วยแผ่นสะท้อนคลื่นได้เป็นอย่างดี



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 7

อภิปรายผล (Discussion)

ในบทนี้จะเป็นการกล่าวถึงการอภิปรายผลการทดลอง โดยเน้นไปที่ผลของการใช้แผ่นสะท้อนคลื่นทั้งสามรูปแบบมาช่วยในการกำหนดทิศทางการเดินทางของคลื่นอัลตราซาวด์ ผลของการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นอัลตราซาวด์ของเนื้อเยื่อด้วยเทคนิคการประมาณค่าความชัน และผลของการเพิ่มจำนวนเส้นทางเดินของคลื่นอัลตราซาวด์

7.1 การใช้แผ่นสะท้อนคลื่นมาช่วยในการกำหนดทิศทางการเดินทางของคลื่นอัลตราซาวด์

รูปที่ 6.1 เป็นการเปรียบเทียบภาพที่สร้างขึ้นมาของหุ่นจำลองเต้านมด้วยการจำลองการสร้างภาพจากระบบการสร้างภาพที่ประกอบด้วยแผ่นสะท้อนคลื่นรูปแบบต่างๆ ทั้งสามรูปแบบ จะเห็นว่าภาพที่สร้างขึ้นจากระบบที่ใช้แผ่นสะท้อนคลื่นแบบแผ่นเดียวที่ติดตั้งไว้ที่ด้านตรงข้ามกับหัวทรานสดิวเซอร์ (รูปที่ 6.1ก) นั้น มีการกระเจิงของข้อมูลภาพมาก เนื่องจากมีจำนวนเส้นทางเดินของคลื่นอัลตราซาวด์ที่สามารถสะท้อนกลับไปยังหัวทรานสดิวเซอร์ได้น้อยเกินไป เมื่อเปรียบเทียบกับภาพสร้างขึ้นที่ได้มาจากระบบการสร้างภาพที่ใช้แผ่นสะท้อนคลื่นแบบกรอบสี่เหลี่ยมและแบบกรอบโค้งแล้ว (รูปที่ 6.1ข, 6.1ค) ภาพที่ได้มีความสมบูรณ์ของข้อมูลภาพมากกว่ากัน ให้รายละเอียดและความชัดเจนมากกว่า เนื่องจากมีจำนวนเส้นทางเดินของคลื่นที่สามารถสะท้อนกลับไปยังหัวทรานสดิวเซอร์ได้มากกว่ากัน และทิศทางการเดินทางของคลื่นสะท้อนมีทั้งในทิศทางในมุมแนวตั้งและแนวนอนเมื่อเทียบกับหัวทรานสดิวเซอร์ ทำให้ได้ข้อมูลภาพมากจากหลายมุมสะท้อน นอกจากนั้นยังสามารถลดการเกิดปรากฏการณ์บังเงา (shadowing effect) ที่บริเวณด้านล่างของได้รูปหุ่นจำลองได้อีก ทำให้มีความเป็นไปได้ที่จะนำไปใช้สร้างคืนภาพให้ครบถ้วนโดยไม่ต้องมีการหมุนระบบการสร้างภาพใดใดเหมือนกับในเทคนิคการสร้างภาพแบบเดิมๆ ได้

7.2 การประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นอัลตราซาวด์ของเนื้อเยื่อด้วยเทคนิคการหาค่าความชัน

ในภาพสร้างขึ้นที่สร้างจำลองได้มานั้น ข้อมูลในภาพก็คือค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นอัลตราซาวด์ของเนื้อเยื่อ (tissue attenuation coefficient) ซึ่งเป็นค่าเชิงปริมาณ (quantitative image) ที่สามารถใช้ระบุประเภทของเนื้อเยื่อได้ ในการจำลองการสร้างภาพครั้งนี้เราประยุกต์เทคนิคการประมาณค่าความชัน (integral slope) มาใช้ในการหาค่าข้อมูลภาพในแต่ละพิกเซล ค่าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข้อมูลที่ได้ในภาพสร้างคืน (รูปที่ 6.3ก) เมื่อเปรียบเทียบกับเชิงสถิติกับภาพต้นฉบับแล้ว มีค่าเฉลี่ยที่ใกล้เคียงกันอยู่ในระดับที่ยอมรับได้ นอกจากนี้การประมาณค่าด้วยเทคนิคนี้เราไม่จำเป็นต้องทราบค่าการส่งผ่านหรือค่าการสะท้อนกลับของเนื้อเยื่อนั้นๆเลย และยังเป็นอิสระต่อสัญญาณรบกวนใดได้อีกด้วย

7.3 การเพิ่มจำนวนเส้นทางเดินของคลื่นอัลตราซาวด์

ในการสร้างคืนภาพนั้น ได้ทำการคำนวณเส้นทางเดินของคลื่นอัลตราซาวด์จากหัวทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์ตัวส่งไปยังทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์ตัวรับสองลักษณะ คือการคำนวณเส้นทางตามทิศทางของมุมกระจาย (± 30 emission angle) จากทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์ตัวส่งที่สะท้อนจากแผ่นสะท้อนคลื่นกลับมายังทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์ตัวรับ ทำให้ได้จำนวนเส้นทางเดินของคลื่นทั้งหมด 61 เส้นทาง (รูปที่ 6.3ก) และการคำนวณเส้นทางตามตำแหน่งของทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์ตัวส่งเมื่อเทียบกับทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์ตัวรับ ทำให้ได้จำนวนเส้นทางเดินของคลื่นทั้งหมดเพิ่มขึ้นเป็น 384 เส้นทาง (รูปที่ 6.3ข) ภาพสร้างคืนที่ได้มาจึงมีความชัดเจนเพิ่มขึ้น ให้ความละเอียดของข้อมูลภาพมากกว่าเดิม

สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ (Conclusion and Suggestion)

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ผู้วิจัยได้ทำการศึกษาวิจัยการสร้างคืนภาพอัลตราซาวด์ของเต้านมเพื่อใช้ในการวินิจฉัยภาวะการเป็นมะเร็งเต้านม (breast cancer) ในเพศหญิง โดยในการศึกษาวิจัยนี้ได้กระทำผ่านวิธีการจำลองการสร้างคืนภาพเป็นเครื่องมือหลัก ผู้วิจัยได้นำเสนอแนวคิดใหม่ของการใช้แผ่นสะท้อนคลื่น (wave reflector) มาใช้ประกอบกับระบบการสร้างคืนภาพ ทั้งนี้เพื่อจัดทิศทางการเดินทางของคลื่นอัลตราซาวด์จากหัวทรานสดิวเซอร์ให้สามารถเดินทางหรือสะท้อนผ่านเนื้อเยื่อเต้านมในทุกๆทิศทาง โดยได้ออกแบบระบบการสร้างคืนภาพอัลตราซาวด์ที่ประกอบด้วยแผ่นสะท้อนคลื่นทั้งหมด 3 รูปแบบคือแบบแผ่นเดี่ยว (single plate), แบบกรอบสี่เหลี่ยม (rectangular plate) และแบบกรอบโค้ง (curve plate)

ผู้วิจัยยังได้นำเสนอการประยุกต์ใช้วิธีการประมาณค่าความชัน (slope estimation method) มาเพื่อใช้ในการประมาณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นอัลตราซาวด์ของเนื้อเยื่อใดใด โดยค่าที่ได้จะไม่อยู่ขึ้นกับค่าการส่งผ่านหรือค่าการสะท้อนกลับของเนื้อเยื่อที่บริเวณรอยต่อ และยังเป็นอิสระต่อสัญญาณรบกวนใดใดอีก

การจำลองเริ่มต้นจากออกแบบหุ่นจำลองของเต้านมให้มีส่วนประกอบที่ใกล้เคียงกันกับเต้านมเพศหญิงที่มีก้อนมะเร็งปรากฏอยู่ (cancerous breast phantom) ซึ่งประกอบไปด้วยชั้นของไขมัน (fat), เนื้อเยื่อเต้านม (glandular tissue), ถุงน้ำ (cyst), ก้อนเนื้อมะเร็งแบบทั่วไป (breast tumor หรือ benign cell) และก้อนเนื้อมะเร็งแบบค่าการลดทอนสูง (high attenuation tumor หรือ malignant cell) และออกแบบระบบการสร้างคืนภาพที่ประกอบด้วยหัวทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์แบบเชิงเส้น (128 multi-elements linear array transducer) ที่ติดตั้งแผ่นสะท้อนคลื่นทั้งสามรูปแบบดังกล่าวไว้ นอกจากนี้ยังมีการสมมุติว่าการเคลื่อนที่ของคลื่นอัลตราซาวด์ในเนื้อเยื่ออ่อน (soft tissue) ใดใดนั้น สามารถอนุมานได้ว่าการเคลื่อนที่ที่เป็นเส้นตรง ทั้งนี้เมื่อความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์ในเนื้อเยื่ออ่อนนั้นๆมีค่าแตกต่างกันไม่มากนัก ซึ่งทำให้เราสามารถคาดเดาทิศทางการเคลื่อนที่ของคลื่นอัลตราซาวด์ที่แพร่กระจายออกจากหัวทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์ตัวส่งและวิ่งผ่านเข้าไปในเนื้อเยื่อ และมีการสะท้อนแผ่นสะท้อนคลื่นในทิศทางต่างๆ จนกระทั่งวิ่งย้อนกลับมายังหัวทรานสดิวเซอร์อิลิเมนต์ตัวรับได้ เพื่อนำมาใช้ในการหาข้อมูลในแนวเส้น (ray tracing) สำหรับกระบวนการสร้างคืนภาพได้ซึ่งผู้วิจัยได้เลือกใช้อัลกอริธึมในการสร้างคืนภาพแบบเทคนิคทางพีชคณิต

(algebraic reconstruction technique) เนื่องจากมีความเหมาะสมในการสร้างคืนภาพในกรณีที่มีข้อจำกัดในเรื่องการได้มาของข้อมูล (limited view of projection)

เมื่อพิจารณาถึงผลการจำลองการสร้างคืนภาพนั้นพบว่าภาพที่สร้างคืนกลับมาในระบบการสร้างคืนภาพที่ใช้แผ่นสะท้อนคลื่นแบบกรอบสี่เหลี่ยมและแบบกรอบโค้งนั้นให้ภาพเชิงปริมาณ (quantitative image) ที่มีความสมบูรณ์และความถูกต้องของข้อมูลภาพมากเมื่อเทียบกับภาพต้นฉบับ โดยเฉพาะเมื่อมีการเพิ่มจำนวนเส้นทางการเคลื่อนที่ของคลื่นอัลตราซาวด์จากการคำนวณเส้นทางการเดินทางของคลื่นโดยใช้ตามทิศทางมุมการกระจาย (emission angle) ที่หัวทรานสดิวเซอร์อิลลิเมนต์ตัวส่ง มาเป็นคำนวณตามตำแหน่งของทรานสดิวเซอร์อิลลิเมนต์ตัวส่งเทียบกันตำแหน่งของทรานสดิวเซอร์อิลลิเมนต์ตัวรับ

จากการจำลองการสร้างภาพที่นำเสนอตั้งกล่าวข้างต้นสามารถสรุปได้ว่า ด้วยการออกแบบระบบการสร้างคืนภาพอัลตราซาวด์ที่ใช้แผ่นสะท้อนคลื่นมาช่วยในการกำหนดทิศทางการสะท้อนกลับของคลื่นอัลตราซาวด์และการประยุกต์ใช้หลักการประมาณค่าความชันมาช่วยในการหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นอัลตราซาวด์ของเนื้อเยื่อ ทำให้มีความเป็นไปได้ในการสร้างคืนภาพอัลตราซาวด์ตัดขวางของเต้านมโดยใช้ระบบการสร้างภาพที่ไม่ต้องมีการหมุนระบบใดใด โดยภาพที่สร้างคืนได้เป็นภาพเชิงปริมาณที่สามารถนำไปใช้ช่วยวินิจฉัยภาวะการเป็นมะเร็งที่เต้านมเพศหญิงได้

อย่างไรก็ตามเพื่อเป็นการยืนยันถึงความเป็นไปได้จริงของหลักการที่นำเสนอมานี้ จึงควรจะต้องมีการศึกษาวิจัยต่อเนื่องในเรื่องของการออกแบบและสร้างระบบการสร้างคืนภาพจริงต่อไป โดยเน้นกระบวนการส่งและรับสัญญาณอัลตราซาวด์จริงที่เกิดขึ้นกับหุ่นจำลองเต้านมที่มีโครงสร้างไม่ซับซ้อนก่อนในเบื้องต้น ทั้งนี้เพื่อเป็นการประเมินทิศทาง การสะท้อนจริงๆของคลื่นอัลตราซาวด์จากแผ่นสะท้อนคลื่นในรูปแบบต่างๆก่อน

เอกสารอ้างอิง

- [1] Sehgal CM, Weinstein SP, Arger PH and Conant EF. "A Review of Breast Ultrasound" *J Mammary Gland Biol.*, vol. 11, no. 2, Nov. 2006, pp. 113-123.
- [2] Jensen JA. "Review Medical ultrasound imaging" *Prog Biophys Mol Bio.*, vol. 93, no. 1, Jan. 2007, pp. 153-165.
- [3] Yang W and Dempsey PJ. "Diagnostic Breast Ultrasound: Current Status and Future Direction" *Ultrasound Clin.*, vol. 4, no. 2, Apr. 2009, pp. 117-133.
- [4] Jacobs L and Finlayson CA. **Early diagnosis and treatment of cancer series: Breast cancer.** Philadelphia : Elsevier/Saunders, 2011.
- [5] McCavert M, O'Donnell ME, Aroori S, Badger SA, Sharif MA, Crothers JG and Spence RA. "Ultrasound is a Useful Adjunct to Mammography in the Assessment of Breast Tumours in All Patients" *Int J Clin Pract.*, vol. 63, no. 11, Aug. 2009. pp.1589-1594.
- [6] Greenleaf JF, Ylitalo J and Gisvold JJ. "Ultrasonic computed tomography breast examination" *IEEE Eng Med Biol.*, vol. 6, no. 4, Dec. 1987, pp.27-32.
- [7] Jago JR and Whittingham TA. "The Application of Computed Tomography Techniques to Imaging with Transmitted and Reflected Ultrasound" *Proc. IEE Colloquium.* London, UK, Mar. 1992. pp. 4/1-4/4.
- [8] วิล ชินธเนศ, ธันวา ตันสถิตย์และมนตกานต์ ตันสถิตย์. กายวิภาคศาสตร์ของมนุษย์. กรุงเทพมหานคร: สนพ.เฟื่องฟ้า. 2539.
- [9] Michel M. **Breast cancer.** New York : Cambridge University Press, 2010.
- [10] สมาคมโรคเต้านมแห่งประเทศไทย. "ความรู้เรื่องเต้านมสำหรับประชาชน" [Online]. Available : <http://www.thaibreast.org>.
- [11] มูลนิธิถันยรักษ์ ในพระราชูปถัมภ์สมเด็จพระศรีนครินทราบรมราชชนนี. "ความรู้เรื่องมะเร็งเต้านมและการป้องกัน" [Online]. Available : <http://www.thanyarak.or.th/th/foundation/index.php>.
- [12] Mammary gland. "Mammary gland in a human female". [Online]. Available : http://en.wikipedia.org/wiki/Mammary_gland
- [13] Breast Cancer Organization. "Understanding breast cancer" [Online]. Available : <http://www.breastcancer.org>.
- [14] Women heaths. "Breast cancer: Information on breast cancer types!". [Online]. Available : <http://femalecare.net/womens-health/breast-cancer-information-on-breast-cancer-types/>
- [15] พิมพ์ฉิมมา ปัทมสิริวัฒน์. พันธุศาสตร์มะเร็งเต้านม. กรุงเทพมหานคร: สนพ.พี.เอ.สีฟ้าง. 2553.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [16] Mammography.[Online].Available :
<http://www.healthcentral.com/ency/408/imagepages/1105.html>
- [17] Mammography. “mammography image”. [Online]. Available :
<http://en.wikipedia.org/wiki/Mammography>
- [18] J. A. Jensen, “Review, Medical ultrasound imaging” *Prog. Biophys. Mol. Biol.*, vol. 93, no. 1, Jan. 2007, pp. 153-165.
- [19] T.A. Whittingham, “Review, Medical Diagnostic Applications and Sources,” *Prog. Biophys. Mol. Biol.*, vol. 93, no. 1, Jan. 2007, pp. 84-110.
- [20] Ultrasound. “Ultrasound Imaging of the Breasts”. [Online]. Available :
<http://www.imaginis.com/ultrasound/ultrasound-imaging-of-the-breasts-2>
- [21] ดร.ณิชา บุษยสินเวทวัฒน์. “การตรวจอัลตราซาวด์ของเต้านม”. [Online]. Available :
http://www.vichaiyut.co.th/jul/27_01-2547/27_01-2547_p47-48.pdf
- [22] Hendee WR and Ritenour ER. *Medical Imaging Physics*. 4th ED. New York: Wiley-Liss. 2002.
- [23] Hedrick WR, Hykes DL and Starchman DE. *Ultrasound Physics and Instrumentation*. 4th ED. St.Louis: Elsevier Mosby. 2005.
- [24] Goldberg RL, Smith SW, Mottley JG and Ferrara KW, “Ultrasound” in Bronzino JD. *The Biomedical Engineering Handbook*, Vol.1. 2nd ED. Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.
- [25] Ristic VM. *Principles of Acoustic Devices*. New York: John Wiley & Sons. 1983.
- [26] ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์. การประมวลผลภาพดิจิทัลขั้นสูงด้วย Matlab. กรุงเทพมหานคร: หจก.วี.เจ.พรินติ้ง. 2550.
- [27] Kak AC and Slaney M. *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. New York: IEEE Press. 1988.
- [28] สรพงศ์ อู่ตะเภา. “การลดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากโลหะบนภาพตัดขวางด้วยวิธีการประเมินค่าแบบถ่วงน้ำหนัก”. วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขา อิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์. สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง. 2552.
- [29] Gemmeke H and Ruiters NV. “3D Ultrasound Computer Tomography for Medical Imaging” *Nucl Instrum Meth A.*, vol. 580, no. 2, Aug. 2007. pp.1057–1065.
- [30] Nguyen MT, Faust U, Bressmer H and Kugel P. “Ultrasound Tomography System Using Transmission and Reflection Mode with Electronic Scanning” *Proc. 14th IEEE EMBS*, Paris, France, Oct. 1992. pp. 2142-2143.
- [31] Jago JR and Whittingham TA. “A Practical System for the Application of Ultrasound Computed Tomography to Medical Imaging” *Proc. Acoustic Sensing and Imaging*, Mar. 1993. pp. 257-265.

- [32] Ashfaq M, Ermert H. A new approach towards ultrasonic transmission tomography with a standard ultrasound system. *Proc. IEEE UFFC*, Montréal, Canada, Aug. 2004. pp. 1848-1851.
- [33] Ashfaq M, Ermert H. A Unified Transmission/Reflection Acoustic Tomography Scheme for Small Animal Tissue Characterization. *Proc. IEEE Ultrasonics Symposium*, New York, USA, Oct. 2007. pp. 977-980.
- [34] Jeong JW, Kim TS, Shin DC, Do SH, Singh M, Marmareli VZ. Soft Tissue Differentiation Using Multiband Signatures of High Resolution Ultrasonic Transmission Tomography. *IEEE T Ultrason. Ferr.*, vol. 24, no. 3, Mar. 2005, pp. 399-408.
- [35] Andre MP, Jane HS, Martin PJ, Otto GP, Spivey BA, Palmer DA. High-Speed Data Acquisition in a Diffraction Tomography System Employing Large-Scale Toroidal Arrays. *Int. J Imag. Syst. Tech.*, vol. 8, no. 1, Dec. 1998, pp. 137-147.
- [36] Waag RC, Fedewa RJ. A Ring Transducer System for Medical Ultrasound Research. *IEEE T Ultrason. Ferr.*, vol. 53, no. 10, Oct. 2006, pp. 1707-1718.
- [37] Ruitter NV, Schwarzenberg GF, Zapf M, Liu R, Stotzka R, Gemmeke H. 3D Ultrasound Computer Tomography: Results with a Clinical Breast Phantom. *Proc. IEEE Ultrasonics Symposium*, Vancouver, Canada, Oct. 2006, pp. 989-992.
- [38] Li C, Duric N, Huang L. Breast Imaging Using Transmission Ultrasound: Reconstructing Tissue Parameters of Sound Speed and Attenuation. *Proc. BMEI*, Hainan, China, May 2008, pp. 708-712.
- [39] Li C, Duric N, Littrup P, Huang L. In Vivo Breast Sound-Speed Imaging with Ultrasound Tomography. *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 35, no. 10, Oct. 2009, pp. 1615-1628.
- [40] Fukumoto K, Tsubai M, Muraki S, Fukuda O, Sato H. A cross-sectional ultrasound imaging for measuring body composition. *Proc. IEEE EMBS*, Lyon, France, Aug. 2007, pp. 3617-3622.
- [41] Hansen C, Hüttenbräuer N, Ermert H, Hollenhorst M, Heuser L, Altdorneburg GS. Ultrasound Breast Imaging using Full Angle Spatial Compounding: In-vivo results. *Proc. IEEE Ultrasonics Symposium*, Beijing, China, Nov. 2008, pp. 54-57.
- [42] Hansen C, Hüttenbräuer N, Ermert H, Hollenhorst M, Heuser L, Altdorneburg GS. Determination of a Mean Sound Velocity in the Female Breast for Artifact Reduction in Full Angle Spatial Compounding. *Proc. IEEE Ultrasonics Symposium*, Rome, Italy, Sep. 2009, pp. 538-541.

- [43] Richter K. Detection of Diffuse Breast Cancers with a New Sonographic Method. *J Clin. Ultrasound*, vol. 24, no. 4, 1996, pp. 157-168.
- [44] Richter K, Heywang-Kobrunner SH. Sonographic Differentiation of Benign from Malignant Breast Lesions: Value of Indirect Measurement of Ultrasound Velocity. *AM J Roentgenol*. vol. 165, no. 4, Oct. 1995, pp. 825-831.
- [45] Krueger M, Burow V, Hiltawsky KM, Ermert H. Limited angle ultrasonic transmission tomography of the compressed female breast. *Proc. IEEE Ultrasonics Symposium*, Sendai, Japan, 1998, pp. 1345-1348.
- [46] Huang SW, Li PC. Ultrasonic Computed Tomography Reconstruction of the Attenuation Coefficient Using a Linear Array. *IEEE T Ultrason. Ferr.*, vol. 52, no. 11, Nov. 2005, pp. 2011-2022.
- [47] Chang CH, Huang SW, Yang HC, Chou YH, Li PC. Reconstruction of Ultrasonic Sound Velocity and Attenuation Coefficient Using Linear Arrays; Clinical Assessment. *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 33, no. 11, Nov. 2007, pp. 1681-1687.
- [48] Jeong MK, Kwon SL. Multimode Ultrasound Breast Imaging Using a New Array transducer Configuration. *Ultrasound Med. Biol.*, vol.36, no. 4, Apr. 2010, pp. 637-646.
- [49] Hamamoto K, Andreas B, Shiina T and Ito M. Basic Investigation on Reflection Mode Ultrasonic Attenuation Tomography. *Jpn J Appl Phys.*, vol. 34, no. 5B, 1995. pp. 2812-2816.
- [50] Kutay MA, Petropulu AP, Reid JM and Piccoli K. Malignant versus Benign Tumor Classification Based on Ultrasonic B-Scan Images of the Breast. *Proc. IUS.*, San Juan, Puerto Rico, Oct. 2000. pp. 1383-1386.
- [51] Yamane N and Hamamoto K. Study on Limited View Angle Image Restoration for Ultrasonic CT Using IR and ART. *Proc. 3rd ISBME.*, Bangkok, Thailand, Nov. 2008. pp. 31.

ภาคผนวก

ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

1. Sanpanich A, Greesuradej P, Aootaphao S and Pintavirooj C. "3D Ultrasonic Reflection Tomography with Matrix Linear Array Transducer" Proc. 3rd ISBME, Bangkok, Thailand, Nov. 2008. pp. 351-355.
2. Sanpanich A, Wongprasert Y, Sangworasil M, Boonsang S, Hamamoto K and Pintavirooj C. "Enhanced 2D Reflection UCT Imaging by Reflecting Metal Plate" Proc. 2nd BMEICON, Phuket, Thailand, Aug. 2009. pp. 56-60.
3. Sanpanich A, Sangworasil M, Hamamoto K and Pintavirooj C. "2D Ultrasonic Reflection Tomography by Linear Array Transducer and Wave Reflector" Proc. IEEE-RIVF, Da Nang, Viet Nam, July 2009. pp. 340-343.
4. Sanpanich A, Sangworasil M, Boonsang S, Hamamoto K and Pintavirooj C. "Ultrasonic Attenuation Breast Imaging Incorporated with Reflecting Plate" Proc. 3rd BMEICON, Kyoto, Japan, Aug. 2010. pp. 102-102.
5. Sanpanich A, Hamamoto K and Pintavirooj C. "An Investigation on Attenuation UCT with Wave Paths Enhancement for Breast Ultrasound" IEEJ Trans., vol. 7, issue. S1, Dec. 2012; pp. s105-s113.

3D ULTRASOUND REFLECTION TOMOGRAPHY WITH MATRIX LINEAR ARRAY TRANSDUCER

A. Sanpanich^{1,2}, P. Greesuradej¹, S. Aootaphao¹, C. Pintavirooj¹, M. Sangworasil¹ and P. Tosranon^{1,3}

¹Research Center for communication and Information Technology (ReCCIT) and Department of Electronics, Faculty of Engineering

King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok 10520, Thailand.

²Institute of Science and Technology for Research and Development, Mahidol University, Nakhonpathom 73170, Thailand.

³Department of Industrial physics and medical Instrumentation, Faculty of Applied Science, King Mongkut's University of Technology North Bangkok, Bangkok 10800, Thailand.

E-mail: stasp@mahidol.ac.th

ABSTRACT

The ultrasonic broadband pulsed waves which pass through living organ or soft tissue can be resolved to construct a novel tomographic image from its projection data. Whereas a data obtain by an ultrasonic transmission mode tomography is not able to be used for reconstruction a characteristic image of soft tissue which shadowed by a bone, an ultrasonic reflection mode tomography is realized to be a solution for this problem. However the algorithm to extract the projection by using an integrated attenuation coefficient of tissue from the pulsed wave in reflection mode is more complicated. In this paper, we propose a simulation in 3D of a modified reflection-mode ultrasonic tomographic system by using the matrix linear array transducer and also an appropriate image reconstruction algorithm. The obtained output shows that our system is more practical and feasible toward for using in clinical trial.

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 from 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 use algebraic reconstruction technique as it provides the better image quality in the case of limited projection. We also purpose the idea of using bi-plane array transducer instead of single array transducer. The image quality improves dramatically.

This paper is organized as follows. A brief introduction and mathematical background of ultrasonic reflective tomography theory was presented in section 1 and 2 respectively. Section 3 is an overview of the image reconstruction algorithm. Sections 4 show the acquisition system for acquiring the projection from simulated phantom. The experimental results are provided in section 5. Discussion and conclusion is present in section 6.

1. 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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. THEORY

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.

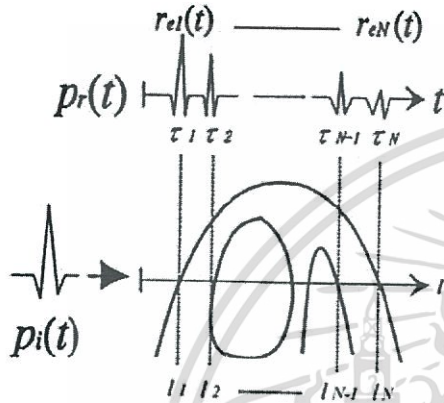


Figure 1. The waveform of incident and reflected pulse. The reflections occur at the tissue interfaces

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 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.

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

$$r_{en}(t) = \sqrt{R_n} \left(\prod_{k=1}^{n-1} T_k \right) \times P_i(t - \tau_n) \times e^{-2 \int_{l_1}^{l_N} \alpha(x, y, f_0) dl} \quad (2)$$

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 (3), so the frequency where the amplitude of the signal is maximum can be detected.

$$R_{eN}(f) = \sqrt{R_N} \left(\prod_{K=1}^{N-1} T_K \right) \times P_i(f) \times e^{-2 \int_{l_1}^{l_N} \alpha(x, y, f) dl} \times e^{-2j \int_{l_1}^{l_N} \beta(f) dl} \quad (3)$$

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:

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

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

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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, $\int \beta(f)dl$, the spectral of both incident and reflected ultrasonic signal are computed. The frequency centroid (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.

3. RECONSTRUCTION ALGORITHM

The concept of the simultaneous algebraic reconstruction technique (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 level from bilinear interpolation of 4 adjacent points.

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 $f(s_{im})$ 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 (9) into (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 j^{th} pixel associated with the i^{th} ray.

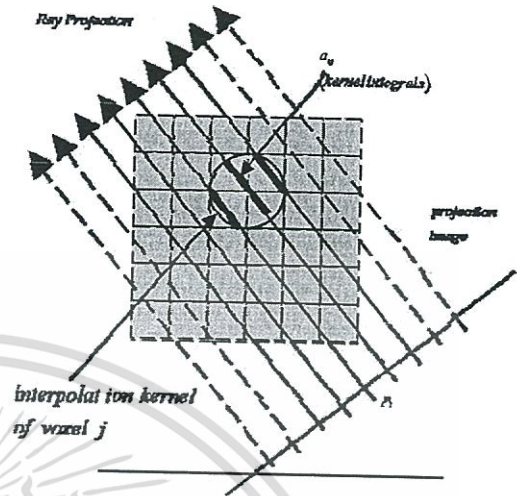


Figure 2. The interpretation of a pixel weight factor a_{ij}

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

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

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 (11) for all pixel j within i^{th} ray.
- (b) Calculate the summation of i or numeration term in (12), the summing is done for rays within one projection. Note that, for the first iteration, the initial values of ff are normally set to zeros.
- (c) Update the f_j 's by (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.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. IMAGING SETUP

Fig. 3 shows 3D ultrasonic reflection tomographic system with 2D matrix linear array. The dimension of matrix linear transducer is 32×32 pixels which resolution is 1 pixel/mm. This matrix is placed on the top side of the $32 \times 32 \times 32$ pixels simulated volume. The system is capable of transmitting a pulse from a single channel while the remaining 1024 channels acquire a complete echo data set. In the simulation process, a Shepp-Logan phantom was issued by the 3.5 MHz broadband ultrasonic pulse, sampled at 40 MHz, along the vertical axis, and then its reflected pulse were calculated and resolved by the frequency-centroid shift method to get the value of the integrated attenuation coefficient.

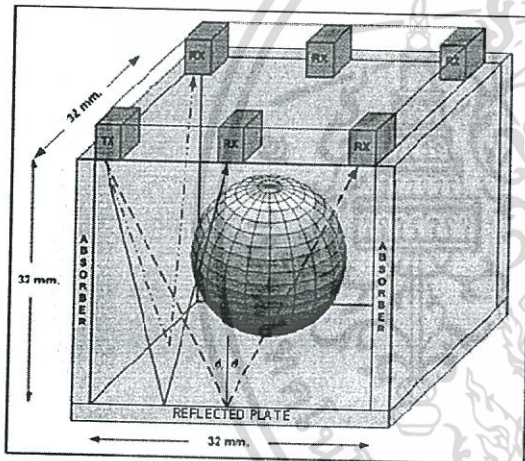


Figure 3. Imaging Setup

5. EXPERIMENTAL RESULTS

Fig. 4 shows the reconstruction results on the Shepp-Logan Phantom in various slides.

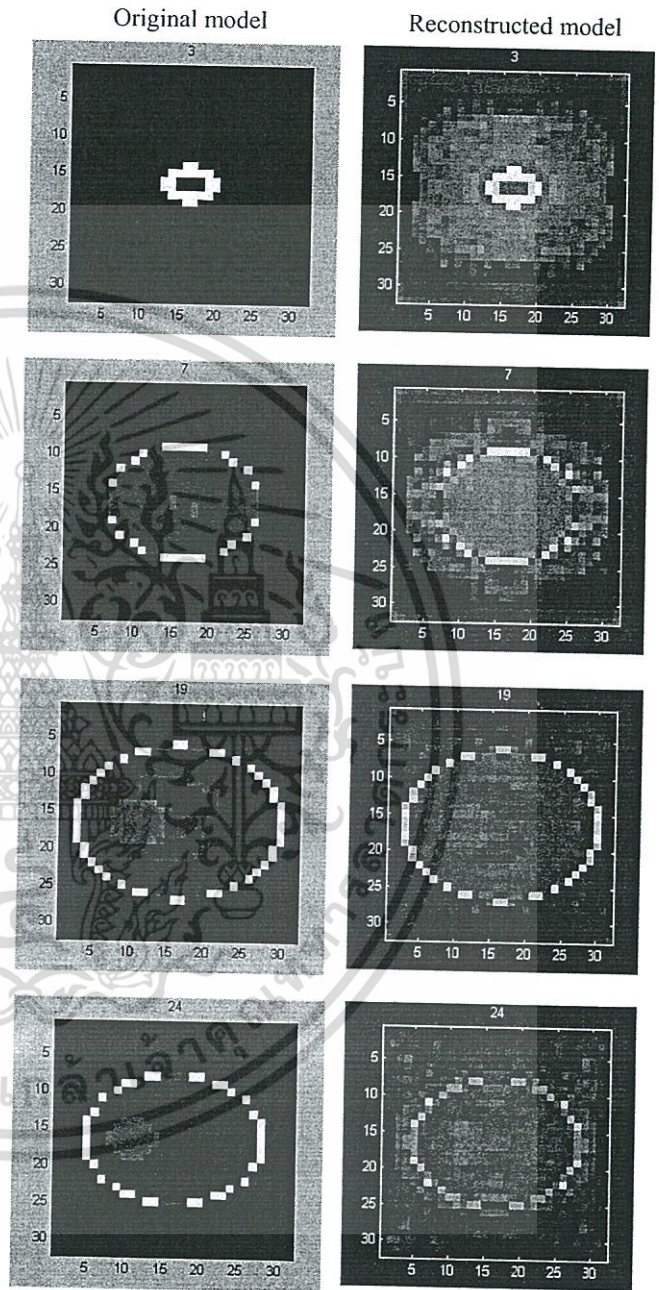


Figure 4. simulated reconstruction result

6. DISCUSSION AND CONCLUSION

The simulation of 3D matrix linear array ultrasonic reflection mode tomography using the algebraic

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

reconstruction technique was purposed in this paper. The simulated system can be modified from the conventional B-scan ultrasonic imaging system and hence makes the system appropriate for clinical application. The reconstruction results show that this 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] 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.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ENHANCED 2D REFLECTION UCT IMAGING BY REFLECTING METAL PLATE

A. Sanpanich^{1,2}, Y. Wongprasert¹, M. Sangworasil¹, S. Boonsang¹, K. Hamamoto³, C. Pintavirooj¹,

¹Department of Electronics, Faculty of Engineering,

King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, THAILAND.

²Institute of Molecular Biosciences, Mahidol University, Nakhon Pathom, THAILAND.

³Department of Information Media Technology,

School of Information and Telecommunication Engineering,

Tokai University, JAPAN

stasp@mahidol.ac.th

ABSTRACT

When the broadband ultrasound pulse travel through living organ or soft tissue, it was known that their reflected projection data can be used to reconstruct a novel tomographic image. While, a data obtain from an ultrasonic tomography in transmission mode is not able to be used for reconstruction a characteristic image of soft tissue which naturally shadowed by a bone or hard tissue. An ultrasonic tomography in reflection mode is realized to be a solution for this problem. However the implementation to identify the projection by using an integrated attenuation coefficient of tissue from the pulsed wave ray path in reflection mode is still more complicated. In this paper, we propose a simulation in 2D of a reflection-mode ultrasonic tomographic system by using the linear array transducer and also a frequency centroid shift method to calculate the projection data. The imaging setup system was enhanced by wave reflecting plate in order to increase an echo wave path. The ultrasound wave paths of our simulation system were intended to focus on the fan beam trajectory which is rather close to a real propagation of the ultrasound wave travelling through soft tissue and ART was used finally as an image reconstruction algorithm. The obtained output shows that our system is more practical and possible toward for using in a clinical trial.

1. INTRODUCTION

In general, a conventional pulse-echo B-scan imaging is a method that uses the reflected pulse to reconstruct the tomogram, but the image only shows the interfaces of tissue, not the local properties of it. 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]. 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 more complicate and also known as the Fourier diffraction theorem [2] and the filtered back propagation algorithm [3]. However, we still can use the straight line integration if we assume that the soft tissue have a little change in the refractive index. Another problem is the transmitted pulse almost completely reflect with the hard tissue like bone and give a null signal to the receiver that located on the opposite direction. This makes it hard to find the application in human. But, the reflected pulse also contains the character of the tissue and provides us a possibility to utilize this waveform. For the attempt to apply the reflection ultrasonic tomography in real application, some researchers have been presented and shown the different from the conventional B-scan imaging [4,5].

In this research, we apply the concept of modifying the B-mode ultrasound imaging to function as a reflection mode ultrasonic tomography. The system is related to that of the limited-angle transmission tomography [6-11]. We also intently focus on the ray trajectory of ultrasound wave which emitted from each element in transducer array in order to close to a real phenomenon of wave propagation from any point source. The ultrasound wave from each element was considered to travel as a spherical wave so that an image reconstruction algorithm of the fan beam trajectory in 2D was performed efficiently in our research. We also purpose the idea of using an ultrasound reflecting plate to provide a complete echo pulse from each side of the imaging setup system. The algebraic reconstruction technique (ART) was applied as it provides a better image quality in the case of limited projection. The reconstructed image quality improves dramatically when compare to the only one reflector at the bottom

This presentation was organized as follows. A brief introduction and mathematical background of ultrasonic reflective tomography theory was presented in section 1 and 2 respectively. Section 3 is an overview of the image reconstruction algorithm. Sections 4 show the image setup system for gathering the projection data from simulated phantom. The simulation results are provided in section 5. Discussion and conclusion is present in section 6,7 respectively.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. REFLECTION ULTRASOUND

When the object is projected 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 shown in Fig. 1.

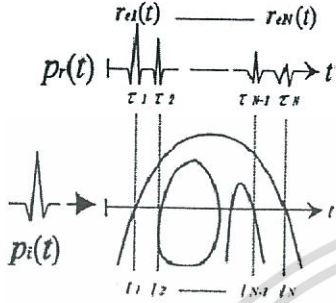


Figure 1. The waveform of incident and reflected pulse. The reflections occur at the tissue interfaces

However, only the latest pulse in the waveform or $r_{eN}(t)$ is considered because it passes through the entire tissue's length from l_1 to l_N and reflected at the N^{th} interface. The equations for the reflected waveform and concerned parameters are written below. In real application, the character of the reflectance and transmittance between each layer are still unknown parameter.

$$p_r(t) = \sum_{n=1}^N r_{eN}(t) \quad (1)$$

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 (3), so the frequency where the highest amplitude of the signal can be detected.

$$r_{eN}(t) = \sqrt{R_N} \left(\prod_{k=1}^{n-1} T_k \right) \times p_i(t - \tau_n) \times e^{-2 \int_{l_1}^{l_N} \alpha(x, y, f) dt} \quad (2)$$

$$r_{eN}(f) = \sqrt{R_N} \left(\prod_{k=1}^{n-1} T_k \right) \times p_i(f) \times e^{-2 \int_{l_1}^{l_N} \alpha(x, y, f) dt} \times e^{-2j \int_{l_1}^{l_N} \phi(f) dt} \quad (3)$$

Where $\Phi(f)$ is the phase shift of the tissue.

The attenuation, α , is estimated from the reflected ultrasonic signal using the centroid-shifting method [8-10,12]. The ultrasound signal $s(t)$ reflected by a biological tissue is digitized with a sampling interval $\Delta t = \frac{1}{F_s}$ 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

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

Because of 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:

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

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

In order to estimate the integrated attenuation, $\int_{l_1}^{l_N} \alpha(x, y, f) dl$, the spectral of both incident and reflected ultrasonic signal are computed. The frequency centroid (4) is evaluated. The difference of frequency centroid of spectrum between incident and reflected ultrasonic signal is linearly related to the integrated attenuation and defined as the projection data along the ultrasonic ray path.

3. RECONSTRUCTION ALGORITHM

Algebraic reconstruction technique (ART) is a reconstruction technique which can reconstruct a quite good quality image when the number of projections or angles is limited [11]. The following is a reconstructed equation of ART when p_i is a projection data of i^{th} ray, f_j is a data in j^{th} cell, w_{ij} is a weight data of j^{th} cell at i^{th} ray, j and i is a number of cell and number of ray respectively and k is the number of iteration step.

$$f_j^{(k+1)} = f_j^{(k)} + \left[\frac{P_i - \sum_{l=1}^N f_l^{(k)} w_{il}}{\sum_{l=1}^N w_{il}^2} \right] a_{ij} \quad (8)$$

The line integral projection data which obtained from the frequency centroid-shifting method is calculated firstly. Next is the correction by ray weighting data and then follow by the updating process to improve in each iteration. Since the wave ray path in our simulation was

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนักผู้จัดทำเห็นไปใช้ประโยชน์อื่นใด

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

enhanced by the reflection from each wave reflecting plate, then the line integration along each reflecting ray path will provide a rather complete echo data that pass through the phantom in all direction especially for the first or second echo reflection.

4. SIMULATION SETUP

The imaging setup system in our 2D linear array ultrasonic reflection tomographic simulation is shown in Fig. 2. The dimension of the linear array transducer was 128 elements which its resolution was approximately 1 element per millimeter. This array transducer was assumed to place on the top side of the 128x128 pixels simulated image system. Both two lateral sides and also bottom side of this experimental system were fixed with an ultrasound reflection plate which was assumed as an absolute ultrasound wave reflection material. By these reflectors, the echo should reflect freely according to rule of the incident-reflect angle which intently to provide more ray path in phantom area. However our main concept has to be realized again that when an ultrasound travel through the soft tissue, the diffraction can be neglected if the reflective index is not too different and the straight line integral can be applied. The created phantom which its object size is 64 was located at the center of this imaging setup system and the system was assumed to fill with degasses water as an ultrasound wave media. The phantom in this simulation which shown in Fig. 3, was primarily intended to design as a simple organ model in which compose of fat as the outer, soft tissue, muscle 1 as the smallest and muscle 2 as shown in Table I.

The simulation was started by transmitting an ultrasound pulse from each single transducer element while the remaining of 127 elements acquires a complete echo data set. In this simulation process, the ultrasound ray path from each element was designed to travel in fan beam path with ± 30 degrees, a phantom was projected by the 3.5 MHz broadband ultrasonic pulse, sampled at 40 MHz, along the vertical axis.

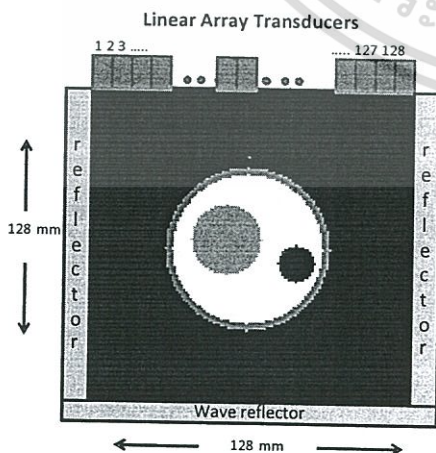


Figure 2. Imaging setup system for simulation

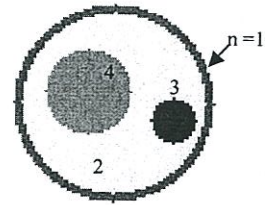


Figure 3. Created phantom

TABLE I PARAMETERS OF CREATED PHANTOM

n	Organ	gray level
1	Fat	0.4
2	Soft tissue	0.8
3	Muscle 3	0
4	Muscle 4	0.6

Fig. 4 and Fig.5 show an example of wave propagation of transmitted and reflected pulse which emitted at 64th and 110th transducer element in fan beam shape respectively. In these figures, the emitted angle was stepped at 5 degree per step for clarify showing but in the real simulation the angle step was 1 degree per step. At the 110th element in Fig.5, wave reflector provides more reflecting pulse noticeably. All echo pulses which reflected from every three reflected sides were accumulated and resolved by the frequency-centroid shift method to get the value of the integrated attenuation coefficient. As we mention earlier, our main concept has to be realized again is when an ultrasound travel through the soft tissue, the diffraction can be neglected if the reflective index is not too different. By this reason, the straight line integral technique can be applied when we assume that refraction of ultrasound wave is very rare in soft tissue. Due to the limited angle of view, the ART image reconstruction algorithm was preferred to use to reconstruct a phantom image.

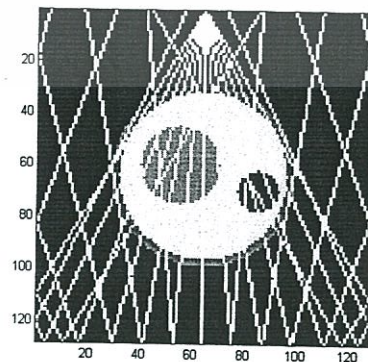


Figure 4. Wave path at 64th element

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

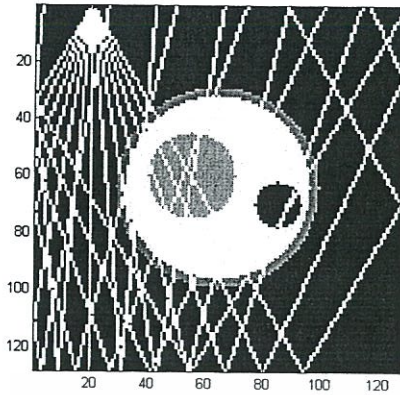
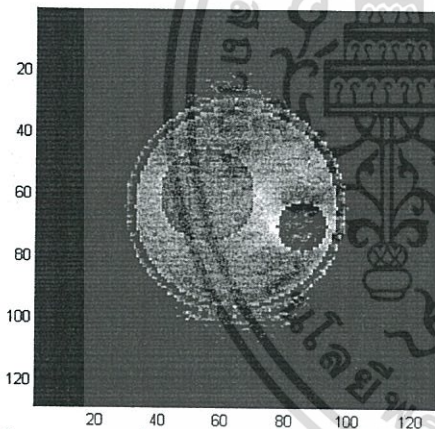


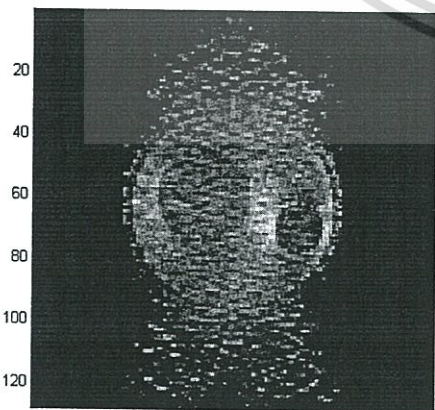
Figure 5 Wave paths at 110th element

5. RESULTS

The reconstructed images from our simulation are shown in Fig. 6. The result image is compared between the output from the imaging setup system that has 3 reflector plates (Fig.6a) and the system that has only one reflector plate at the bottom (Fig.6b).



(a) the reconstructed image from 3 reflectors system



(b) the reconstructed image from 1 wave reflector system

Figure 6. Reconstruction results

6. DISCUSSION AND CONCLUSION

Due to the ray trajectory of the ultrasound wave path in our simulation system is 2D fan beam and there are 128 transducer elements in our virtual linear array transducer, so the created object was fully projected by a rather high condense of US ray path at the top and also reflecting plate at the bottom. The ray path was designed like a fan beam at ± 30 degrees (1 degree per each step) in each element from the first transducer element to the last 128th element and the reflecting plates in each three sides were provided a huge of echo data when compare to the only one reflecting plate system. This simulation system seems to be a natural redundant acquisition system, however from the experimental results, the reconstructed image shows some details of the pixel value compare to the original image. The root mean square error (RMS) between the original created phantom image and the reconstructed image also calculated which the total error value is acceptable.

We have a long term research target to develop an ultrasound computer tomography in refraction mode for application in breast tomography which this experiment provide us a useful implementation technique. The future work should be focus on an emission angle of an ultrasound wave to improve an image resolution and penetration. The size of an object phantom and a number of transducer elements should be increased to ensure an image quality. The phantom which provides a same size and attenuation value like a normal living tissue should be tested. Finally, the image reconstruction algorithm should be improved in term of speed and iteration step.

We may conclude that the simulation of 2D linear array ultrasonic reflection mode tomography in fan beam with an enhancement by wave reflecting plate was purposed in this paper. The obtained reconstruction images show that our system is promising and convince the system to modify with a conventional B-scan ultrasonic imaging system for further clinical trial.

ACKNOWLEDGMENT

The author would like to thank AUN/SEED-Net program for the scholarship supporting.

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, 2004, pp. 329-342.

- [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, 2004, pp. 1072-1081.
- [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 *IEEE ULTRASONICS SYMPOSIUM*, 1998, pp.1345-48.
- [8] T. Onemanisone, C. Pintavirooj, 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] P. Greesuradej, S. Aootaphao, C. Pintavirooj and M. Sangworasil, "Linear Array Ultrasonic Reflection Tomography with Algebraic Reconstruction Technique", in *Proc.ICEAST2007, 2007*, pp.515-518.
- [10] A. Sanpanich, P. Greesuradej, S. Aootaphao, C. Pintavirooj, M. Sangworasil, P. Tosranon, "3D ultrasonic reflection tomography with matrix linear array transducer" *ISBME&BMEiCON*, 2008, pp. 44.
- [11] N. Yamane, K. Hamamoto. "Study on limited view angle image restoration for ultrasonic CT using IR and ART." *ISBME&BMEiCON*, 2008, pp. 31.
- [12] T. Baldeweck, P. Laugier, A. Herment, and G. Berger, "Application of Autoregressive Spectral Analysis for Ultrasound Attenuation Estimation: Interest in Highly Attenuation Medium". *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, vol. 42, no. 1, 1995, pp. 99-110.
- [13] R. Gordon, et. al., "Algebraic Reconstruction Techniques (ART) for three dimensional electron microscopy and X-ray photography," *J. Theor. Biol.*, vol. 29, 1970, pp. 471-481.



2D Ultrasonic Reflection Tomography by Linear Array Transducer and Wave Reflector

A.Sanpanich

Dept. of Electronics, Fac. of Engineering
KMITL, Bangkok and
ISTRD, MU, Nakhonpathom, Thailand.
stasp@mahidol.ac.th

K.Hamamoto

Dept. of Information Media Technology,
School of Information and Telecommunication Engineering,
Tokai University, Tokyo, Japan.
hama@keyaki.cc.u-tokai.ac.jp

M.Sangworasil

Dept. of Electronics, Fac. of Engineering
KMITL, Bangkok, Thailand
ksmanas@kmitl.ac.th

C.Pintavirooj

Dept. of Electronics, Fac. of Engineering
KMITL, Bangkok, Thailand
kpchucha@kmitl.ac.th

Abstract— In general, it was known that when the series of an ultrasonic broadband pulse travel through living organ or soft tissue, their reflected projection data can be used to reconstruct a novel tomographic image. Whereas, a data obtain from an ultrasonic tomography in transmission mode is not able to be used for reconstruction a characteristic image of soft tissue which naturally shadowed by a bone or hard tissue. An ultrasonic tomography in reflection mode is realized to be a solution for this problem. However the implementation to identify the projection by using an integrated attenuation coefficient of tissue from the pulsed wave ray path in reflection mode is still more complicated. In this paper, we propose a simulation in 2D of a reflection-mode ultrasonic tomographic system by using the linear array transducer and also a frequency centroid shift method to calculate the projection data. The imaging setup system was enhanced by wave reflecting plate in order to increase an echo wave path. The ultrasound wave paths of our simulation system were intend to focus on the fan beam trajectory which is rather close to a real propagation of the ultrasound wave travelling through soft tissue and ART was used finally as an image reconstruction algorithm. The obtained output shows that our system is more practical and possible toward for using in a clinical trial.

Keywords- *ultrasound reflection tomography, wave reflector, ART reconstruction*)

I. INTRODUCTION

The conventional pulse-echo B-scan imaging is a method that uses the reflected pulse to reconstruct the tomogram, but the image only shows the interfaces of tissue, not the local properties of it. 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]. 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 more complicate and also known as the Fourier diffraction theorem [2] and the filtered back propagation algorithm [3]. However,

we still can use the straight line integration if we assume that the soft tissue have a little change in the refractive index. Another problem is the transmitted pulse almost completely reflected with the hard tissue like bone and give a null signal to the receiver that located on the opposite direction. This makes it hard to find the application in human. But, the reflected pulse also contains the character of the tissue and provides us a possibility to utilize this waveform. For the attempt to apply the reflection ultrasonic tomography in real application, some researchers have been presented and shown the different from the conventional B-scan imaging [4,5].

In this paper, we apply the concept of modifying the B-mode ultrasound imaging to function as a reflection mode ultrasonic tomography. The system is related to that of the limited-angle transmission tomography [6-11]. We also intently focus on the ray trajectory of ultrasound wave which emitted from each element in transducer array in order to close to a real phenomenon of wave propagation from any point source. The ultrasound wave from each element was considered to travel as a spherical wave so that an image reconstruction algorithm of the fan beam trajectory in 2D was performed efficiently in our research. We also purpose the idea of using an ultrasound reflecting plate to provide a complete echo pulse from each side of the imaging setup system. The algebraic reconstruction technique (ART) was applied as it provides a better image quality in the case of limited projection. The reconstructed image quality improves dramatically when compare to the only one reflector at the bottom

This paper was organized as follows. A brief introduction and mathematical background of ultrasonic reflective tomography theory was presented in section 1 and 2 respectively. Section 3 is an overview of the image reconstruction algorithm. Sections 4 show the image setup system for gathering the projection data from simulated phantom. The simulation results are provided in section 5. Discussion and conclusion is present in section 6,7 respectively.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

II. REFLECTION ULTRASOUND

When the object is projected 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 shown in Fig. 1.

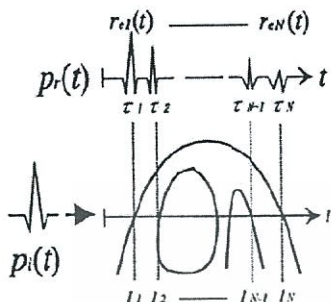


Figure 1. The waveform of incident and reflected pulse. The reflections occur at the tissue interfaces

However, only the latest pulse in the waveform or $r_{eN}(t)$ is considered because it passes through the entire tissue's length from l_1 to l_N and reflected at the N^{th} interface. The equations for the reflected waveform and concerned parameters are written below. In real application, the character of the reflectance and transmittance between each layer are still unknown parameter.

$$p_r(t) = \sum_{n=1}^N r_{eN}(t) \quad (1)$$

$$r_{eN}(t) = \sqrt{R_N} \left(\prod_{k=1}^{n-1} T_k \right) \times p_i(t - \tau_n) \times e^{-2 \int_{l_1}^{l_N} \alpha(x,y,f) dl} \quad (2)$$

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 (3), so the frequency where the highest amplitude of the signal can be detected.

$$r_{eN}(f) = \sqrt{R_N} \left(\prod_{k=1}^{n-1} T_k \right) \times p_i(f) \times e^{-2 \int_{l_1}^{l_N} \alpha(x,y,f) dl} \times e^{-2j \int_{l_1}^{l_N} \phi(f) dl} \quad (3)$$

Where $\Phi(f)$ is the phase shift of the tissue.

The attenuation, α , is estimated from the reflected ultrasonic signal using the centroid-shifting method [8-10,12]. The ultrasound signal $s(t)$ reflected by a biological tissue is digitized with a sampling interval $\Delta t = \frac{1}{F_s}$ 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

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

Because of 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 tissue, $\frac{df_c}{d\tau}$ is expressed in MHz/s and $\sigma^2(\tau)$ is the spectral variance (MHz^2)

To estimate the integrated attenuation, $\int_{l_1}^{l_N} \alpha(x,y,f) dl$, the spectral of both incident and reflected ultrasonic signal are computed. The frequency centroid (4) is evaluated. The difference of frequency centroid of spectrum between incident and reflected ultrasonic signal is linearly related to the integrated attenuation and defined as the projection data along the ultrasonic ray path.

III. RECONSTRUCTION ALGORITHM

Algebraic reconstruction technique (ART) is a reconstruction technique which can reconstruct a quite good quality image when the number of projections or angles is limited [11]. The following is a reconstructed equation of ART [1] when p_i is a projection data of i^{th} ray, f_j is a data in j^{th} cell, w_{ij} is a weight data of j^{th} cell at i^{th} ray, j and i is a number of cell and number of ray respectively and k is the number of iteration step.

$$f_j^{(k+1)} = f_j^{(k)} + \left[\frac{P_i - \sum_{l=1}^N f_l^{(k)} w_{il}}{\sum_{l=1}^N w_{il}^2} \right] a_{ij} \quad (8)$$

The line integral projection data which obtained from the frequency centroid-shifting method is calculated firstly. Next is the correction by ray weighting data and then follow by the updating process to improve in each iteration. Since the wave ray path in our simulation was enhanced by the reflection from each wave reflecting plate, then the line integration along each reflecting ray path will provide a rather complete echo data that pass through the phantom in all direction especially for the first or second echo reflection.

IV. IMAGING SETUP

The imaging setup system in our 2D linear array ultrasonic reflection tomographic simulation is shown in Fig. 2. The dimension of the linear array transducer was 128 elements

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

which its resolution was approximately 1 element per millimeter. This array transducer was assumed to place on the top side of the 128x128 pixels simulated image system. Both two lateral sides and also bottom side of this experimental system were fixed with an ultrasound reflection plate which was assumed as an absolute ultrasound wave reflection material. By these reflectors, the echo should reflect freely according to rule of the incident-reflect angle which intently to provide more ray path in phantom area. However our main concept has to be realized again that when an ultrasound travel through the soft tissue, the diffraction can be neglected if the reflective index is not too different and the straight line integral can be applied. The created phantom which its object size is 64 was located at the center of this imaging setup system and the system was assumed to fill with degasses water as an ultrasound wave media. The phantom in this simulation which shown in Fig. 3, was primarily intended to design as a simple organ model in which compose of fat as the outer, soft tissue, muscle 1 as the smallest and muscle 2 as shown in Table I.

The simulation was started by transmitting an ultrasound pulse from each single transducer element while the remaining of 127 elements acquires a complete echo data set. In this simulation process, the ultrasound ray path from each element was designed to travel in fan beam path with ± 30 degrees, a phantom was projected by the 3.5 MHz broadband ultrasonic pulse, sampled at 40 MHz, along the vertical axis.

TABLE I PARAMETERS OF CREATED PHANTOM

n	organ	gray level
1	Fat	0.4
2	Soft tissue	0.8
3	Muscle 3	0
4	Muscle 4	0.6

Fig. 4 and Fig.5 show an example of wave propagation of transmitted and reflected pulse which emitted at 64th and 110th transducer element in fan beam shape respectively. In these figures, the emitted angle was stepped at 5 degree per step for clarify showing but in the real simulation the angle step was 1 degree per step. At the 110th element in Fig.5, wave reflector provides more reflecting pulse noticeably. All echo pulses which reflected from every three reflected sides were accumulated and resolved by the frequency-centroid shift method to get the value of the integrated attenuation coefficient. As we mention earlier, our main concept has to be realized again is when an ultrasound travel through the soft tissue, the diffraction can be neglected if the reflective index is not too different. By this reason, the straight line integral technique can be applied when we assume that refraction of ultrasound wave is very rare in soft tissue. Due to the limited angle of view, the ART image reconstruction algorithm was preferred to use to reconstruct a phantom image.

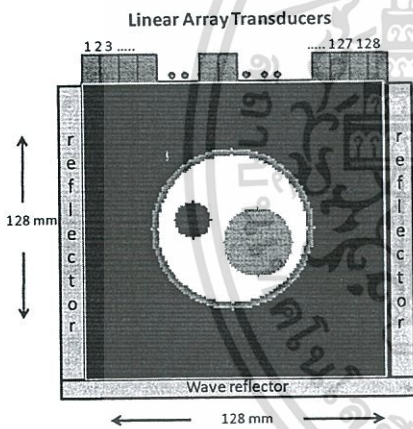


Figure 2 Imaging setup system for simulation

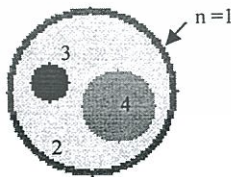


Figure 3 Created phantom

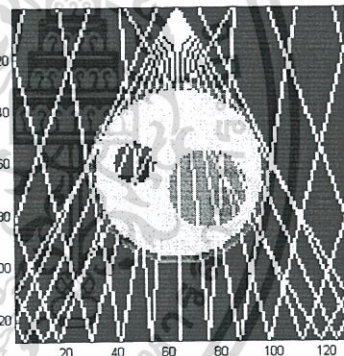


Figure 4 Wave path at 64th element

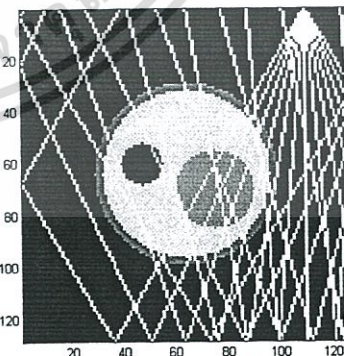


Figure 5 Wave path at 110th element

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

V. SIMULATION RESULTS

The reconstructed images from our simulation are shown in Fig. 6. The result image is compared between the output from the imaging setup system that has 3 reflector plates (Fig.6a) and the system that has only one reflector plate at the bottom (Fig.6b). The example of line profile at row 60th which passes through the whole created phantom of reconstructed image is also shown in Fig.6c and Fig.6d respectively.

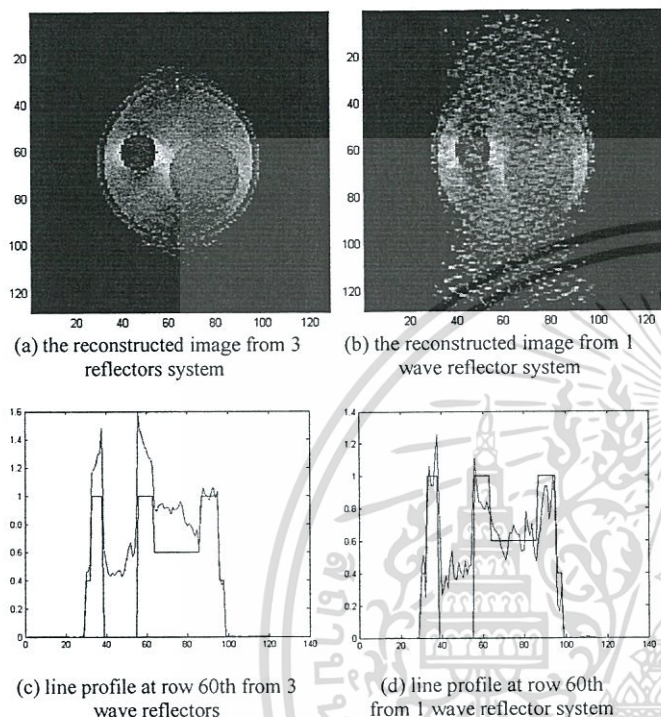


Figure 6 Reconstruction results

VI. DISCUSSION

Since the ray trajectory of the ultrasound wave path in our simulation system is 2D fan beam and there are 128 transducer elements in our virtual linear array transducer, so the created object was fully projected by a rather high condense of US ray path at the top and also reflecting plate at the bottom. The ray path was designed like a fan beam at ± 30 degrees (1 degree per each step) in each element from the first transducer element to the last 128th element and the reflecting plates in each three sides were provided a huge of echo data when compare to the only one reflecting plate system. This simulation system seems to be a natural redundant acquisition system, however from the experimental results, the reconstructed image shows some detail of the pixel value compare to the original image. The root mean square error (RMS) between the original created phantom image and the reconstructed image also calculated according to Eq.(9) which the total error value is acceptable.

$$RMS(\%) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{128} \sum_{j=1}^{128} |f_{ij} - f'_{ij}|^2}{\sum_{i=1}^{128} \sum_{j=1}^{128} f_{ij}^2}} \times 100 \quad (9)$$

Our long term goal is to develop an ultrasound computer tomography in reflection mode for application in breast

tomography which this experiment provide us a useful implementation technique. The future work should be focus on an emission angle of an ultrasound wave to improve an image resolution and penetration. The size of an object phantom and a number of transducer elements should be increased to ensure an image quality. The phantom which provides a same size and attenuation value like a normal living tissue should be tested. Finally, the image reconstruction algorithm should be improved in term of speed and iteration step.

VII. CONCLUSION

As a conclusion, the simulation of 2D linear array ultrasonic reflection mode tomography in fan beam with an enhancement by wave reflecting plate was purposed in this paper. The obtained reconstruction images show that our system is promising and convince the system to modify with a conventional B-scan ultrasonic imaging system for further clinical trial.

ACKNOWLEDGMENT

The author would like to thank AUN/SEED-Net program for the scholarship supporting.

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, 2004, pp. 329-342.
- [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, 2004, pp. 1072-1081.
- [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 *IEEE ULTRASONICS SYMPOSIUM*, 1998, pp.1345-48.
- [8] T. Onemanisone, C. Pintavirooj, 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] P. Greesuradej, S. Aootaphao, C. Pintavirooj and M. Sangworasil, "Linear Array Ultrasonic Reflection Tomography with Algebraic Reconstruction Technique", in *Proc.ICEAST2007, 2007*, pp.515-518.
- [10] A. Sanpanich, P. Greesuradej, S. Aootaphao, C. Pintavirooj, M. Sangworasil, P. Tosranon, "3D ultrasonic reflection tomography with matrix linear array transducer" *ISBME&BMEiCON*, 2008, pp. 44.
- [11] N. Yamane, K. Hamamoto. "Study on limited view angle image restoration for ultrasonic CT using IR and ART." *ISBME&BMEiCON*, 2008, pp. 31.
- [12] T. Baldeweck, P. Laugier, A. Herment, and G. Berger, "Application of Autoregressive Spectral Analysis for Ultrasound Attenuation Estimation: Interest in Highly Attenuation Medium". *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, vol. 42, no. 1, 1995, pp. 99-110.
- [13] R. Gordon, et al., "Algebraic Reconstruction Techniques (ART) for three dimensional electron microscopy and X-ray photography," *J. Theor. Biol.*, vol. 29, 1970, pp. 471-481.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้拿去ใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ULTRASONIC ATTENUATION BREAST IMAGING INCORPORATED WITH REFLECTING PLATE

A. Sanpanich^{1,2}, M. Sangworasil¹, S. Boonsang¹, K. Hamamoto³, C. Pintavirooj¹

¹Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, THAILAND.

²Institute of Molecular Biosciences, Mahidol University, NakhonPathom, THAILAND.

³Department of Information Media Technology, School of Information and Telecommunication Engineering, Tokai University, JAPAN

ABSTRACT

Suffering from breast cancer is one of the important health problems which threaten a middle-aged woman around the world for a long time ago. Diagnosis any abnormality by using a conventional ultrasound is a preliminary investigation which should be performed annually. In this paper, we propose a simulation of our modified imaging setup system for female breast diagnosis. We modified a conventional linear array transducer probe with a water bath in which ultrasound reflecting plate was fixed around this system. By using this reflecting plate, echo wave was enhanced dramatically in all direction and provided us more projection data. The slope integration in straight line path was applied for attenuation coefficient estimation. Finally, an iterative ART algorithm was implemented to obtain a reconstructed image. Output from our setup system shows a promising image from an unlimited angle of view due to surrounding reflector and also gives an attenuation image which independent from reflectance, transmittance and general noise. These encourage us to investigate more suitable reflector shape and also to implement with a clinical trial in a future.

1. INTRODUCTION

It was known that breast cancer in middle-aged female is a fatal cancer which commonly found in women all over the world. An existence of this harmful phenomenon or an abnormality in her mammalian gland is still dramatically increased annually. Their causes probably come from foods, contamination, life style and also unidentified cases. This seriously impacts to a quality of life of her owns and also her victim family [1]. The most suitable way to handle with this problem is to detect it in an earlier state or in a benign state as soon as possible. X-rays breast detection or a mammography is accepted as a standard method to investigate this health threat especially it is recommended to perform annually. Even though, this classical manipulation is seem to be an efficient solution but an implicit risk from an accumulated radiation dose is an unavoidable fate and the investigation by using X-rays is not suitable for a soft tissue imaging as glandular tissue. Recently, diagnosis using B scan ultrasound is more

popular and widely use due to its safety and its advantage for soft tissue or living organ imaging. B-scan ultrasound imaging is a convectional well known technique that uses an echo or reflecting pulse to reconstruct a novel tomography image or tomogram. However the image obtains from this technique is only show a shape or boundaries of a reflecting tissue or organ not a local property of it. A quantitative image from this technique is still quite complicating due to lack of physical parameters from their projection data [2,3]. Many researchers try to present their modified imaging setup systems with B scan ultrasound for application in breast imaging both in reflection mode and in transmission mode. Those works were implemented with an immersive system [4,5] and also without water as an ultrasound medium system [6,7]. The tissue characterization image such as sound speed or attenuation coefficient also possible finally by using a complicated reconstruction algorithm.

In this paper, we present a simulation in 2D of an attenuation ultrasonic tomography system by using a conventional linear array transducer probe. We propose an ideal to enhance an ultrasound wave path by using a reflecting plate fixed around water tank. An increasing of wave reflecting direction provides us more projection data especially in a shadowed phantom area under fan beam shape trajectory. We also implement a slope integration technique to estimate a tissue attenuation property along each ultrasound wave ray path. This classical estimation technique provides us a tissue characterized data in which independent from reflectance, transmittance and general white Gaussian noise [8]. The reconstruction image was accomplished by using algebraic reconstruction technique (ART) as it provides a better image quality in the case of limited projection [9, 11]. The obtained image output shows that our modified system is possible and more practical; it encourages us to implement our concept in real experiment and also before a clinical trial.

This paper was presented as follows. An introduction and ultrasound attenuation concept was presented in section 1 and 2 respectively. The image setup system for collecting a projection data from simulated phantom was in section 3. Section 4 is our simulation results while discussion and conclusion is present in section 5.

ไม่ว่าการณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. ATTENUATION OF ULTRASOUND

Reflection and transmission is a common well known phenomenon which occurs every time when an ultrasound pulse hit a tissue interface. Data collected from both natural existences can be used to reconstruct an image of insonified object [2, 3]. Consideration a series of reflecting pulse in Fig. 1, an ultrasonic incident pulse, $P_i(t)$, propagate into an object and then return us an attenuated reflecting pulse $P_r(t)$ at every tissue boundary. We interest only the latest pulse in this series or $r_{eN}(t)$ because this pulse passes along a whole tissue's length from l_1 to l_N and finally reflect at N^{th} boundary. We can estimate this reflecting pulse according to (1) and its derivation and all concerned parameter is in (2) as following.

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

$$P_r(t) = \sum_{n=1}^N \sqrt{R_n} \left(\prod_{k=1}^{n-1} T_k \right) \times P_i(t - \tau_n) \times e^{-2 \int_{l_1}^{l_n} \alpha(x,y) \cdot f dl} + n(t) \quad (2)$$

Where $r_{en}(t)$ is a reflecting echo at any interface, t is a time in second, R_n and T_k is a reflectance and transmittance parameter between layer n and layer $n+1$ or at any N^{th} interface, τ_n is a time delay corresponding to a distance from transducer to the N^{th} interface in second, $\alpha(x,y)$ is a frequency-dependent tissue attenuation coefficient in dB/(cm-MHz) unit at any x-y coordinate space, f is an ultrasound frequency in MHz, l is a distance in centimeter and $n(t)$ is a general white noise. This latest recorded pulse can be transformed into frequency domain as shown in (3).

$$R_{eN}(f) = \sqrt{R_N} \left(\prod_{k=1}^{N-1} T_k \right) \times P_i(f) \times e^{-2 \int_{l_1}^{l_N} \alpha(x,y) \cdot f dl} + n(f) \quad (3)$$

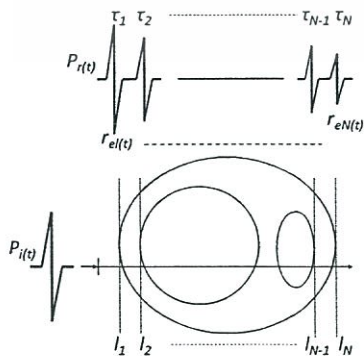


Figure 1. The incident and reflected pulse at each tissue interface.

In order to simplify this equation, term R_n and T_k which are independent parameters with respect to frequency spectral can be substituted by constant parameter A . Then we can this equation in term of power spectrum and logarithm as shown in (4).

$$\log(|P_i(f)|) - \log(|R_{eN}(f)|) = 4 \int_{l_1}^{l_N} \alpha(x,y) \cdot f dl - [\log(A^2) + \log(|N(f)|)] \quad (4)$$

This equation shows that a difference of logarithm between power spectral of $P_i(t)$ and $P_r(t)$ is linearly related to an integrated slope of tissue attenuation coefficient or $\int_{l_1}^{l_N} \alpha(x,y) dl$ with respect to frequency domain. This relation also implies about an independent from both unknown reflectance or transmittance and also general white gaussian noise in the incident pulse [8]. We also need not to know an ultrasound velocity of each living tissue in advance especially considering a soft tissue like glandular tissue then we can assume that a sound velocity in woman breast is constant. A summation of tissue attenuation which derived by using this classical method will be defined as a projection data along each wave path in a tomography process. Comparing to a convectional B scan, the reconstructed image obtain from this collected data can be denoted as a quantitative tissue characterized image.

3. EXPERIMENTAL SETUP SYSTEM

Figure 2 shows our imaging setup system in this simulation. This setup system composes of a virtual linear array transducer probe which placed on the top of water bath. The dimension of this linear array transducer is 128 millimeter in length and it is assumed to compose of 128 small transducer elements. Then, its resolution is approximately 1 element per millimeter. As a preliminary study, water bath is also designed in rectangular shape with dimension 128 millimeter in width and 128 millimeter in height. This implies our virtual space to be 128×128 pixels. Both two lateral sides and also bottom side of this setup system are fixed with an ultrasound reflection plate which is assumed as an absolute ultrasound wave reflection material. This bath also assumed to fill with degasses water as an ultrasound wave media. At the center of this bath, a virtual breast phantom size 64 pixels is located. This phantom was primarily intended to design like a simple breast model in which compose of fat as 1, glandular soft tissue as 2, cyst as 3 and tumor as 4. Its figure and ultrasound properties [6] are shown in Fig. 3 and Table. I respectively. In this simulation, we set our ultrasound wave frequency at 5 MHz which is commonly used in a general diagnostic ultrasound. The simulation was started by transmitting an ultrasound incident pulse from the first transducer element while the remaining of 127 elements will act as a receiver to collect all echo pulse

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นับญาติเห็นาไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

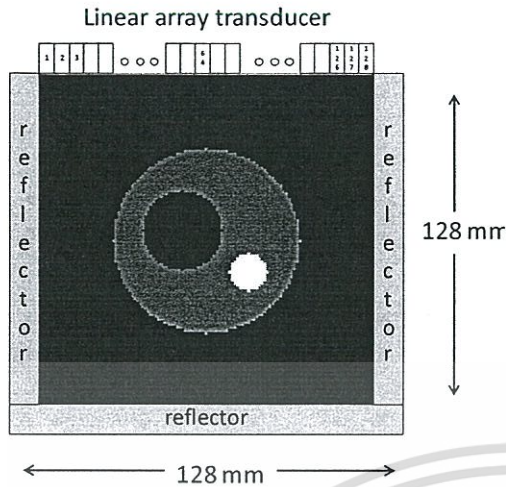


Figure 2. Imaging setup system

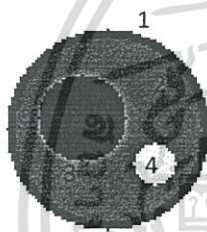


Figure 3. Created breast phantom

TABLE I Ultrasound parameters of phantom

n	Tissue	Attenuation coefficient (dB/cm)	Sound velocity (m/s)	Density (g/cm ³)
1	Fat	2.21	1464	0.94
2	Glandular tissue	2.74	1522	1.03
3	Cyst	0.78	1570	1.02
4	Tumor	4.26	1553	1.07

from our reflecting plates. Then, the transmitter will switch to the next one and the data collecting process perform again until the last transducer element was activated.

In this simulation process, the ultrasound ray path from each element was designed to travel in fan beam path with ± 30 degrees of emitting angle. According to the rule of incident –reflecting angle, echo pulse should reflect freely from those surrounding reflectors then provide more wave path in phantom area. Considering to our concept that when an ultrasound travel through a soft tissue, any refraction can be neglected if refractive index is not too different due to a constant sound speed assumption. Then the straight line integral can be applied for ultrasound wave trajectory with a very rare refraction. All echo pulses which reflected from every three reflected

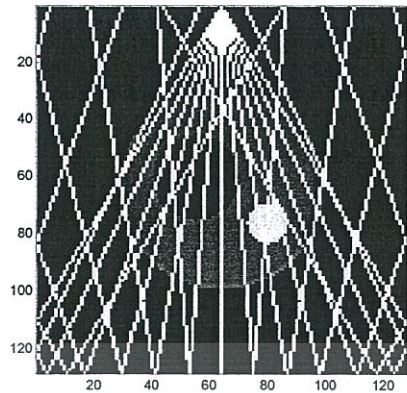


Figure 4. Wave path at 64th element

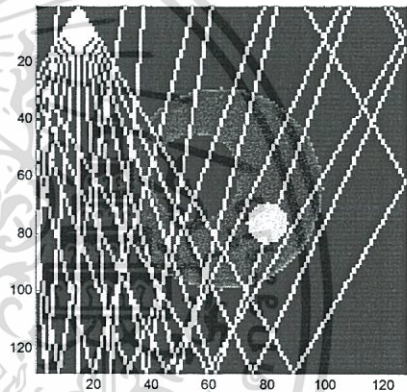


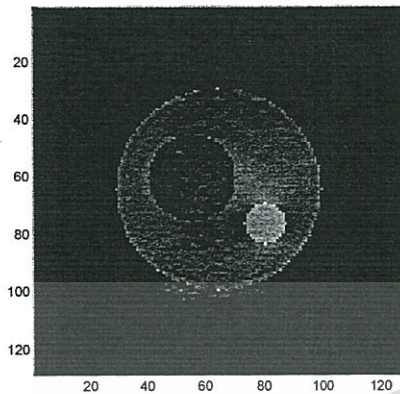
Figure 5. Wave path at 10th element

sides were accumulated as a projection data and resolved to get a value of the integrated attenuation coefficient.

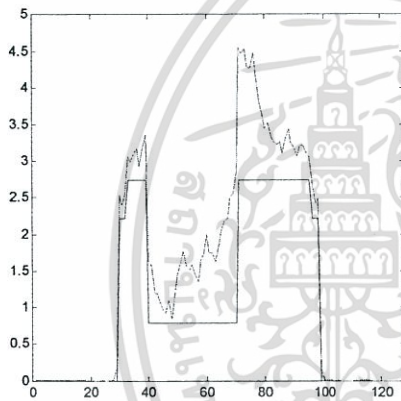
We can show an example of wave propagation of transmitted and reflected pulse which emitted at 64th and 15th transducer element in fan beam shape in Fig. 4 and Fig. 5 respectively. In these figures, an emitted angle was stepped at 5 degree per step for clarify showing but in the real simulation the angle step was 1 degree per step. At the 15th element in Fig.5, lateral side reflecting plate provides more reflecting pulse noticeably, then the limited angle of view is minimized.

4. SIMULATION RESULTS

Figure 6 shows the results from our simulation. The reconstructed image of our breast phantom was shown in Fig. 6a and a projection data at line profile 60th which is passed through the middle of phantom model was also compared between the reconstructed image and the original image in Fig. 6b.



(6a) Reconstructed image



(6b) Line profile at the 60th row

Figure 6. Reconstruction results

5. DISCUSSION AND CONCLUSION

In this research, a ray trajectory of the ultrasound wave path in our simulation system is emitted in 2D fan beam and there are 128 transducer elements in our virtual linear array transducer, so the phantom object was fully projected by an ultrasound wave path at the top and also reflecting plate at the bottom. These may cause a scattering shadow at the top and the bottom of reconstructed image. At the lateral side, we can obtain a projection data due to an increasing of reflecting direction from each lateral reflecting plate. Compare to our previous work which designed to provide only one reflecting plate at the bottom, the quality of this reconstructed image was improved dramatically. In term of quantitative comparison, root mean square error (RMS) between the original phantom image and the reconstructed image also calculated which the total error value is less than 35% and flatted at the last iterative loop of ART. Considering a projection data estimation, due to we estimate an tissue attenuation value from the slope integration technique,

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการวิจัยเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

then we intently simulated a random noise addition into our incident pulse at 20 dB of SNR, the reconstructed image from this implementation is almost the same as in noise free image. This verifies that our projection data estimation method is quite independent from unknown parameters as noise. We have a long term research target to develop an ultrasound computer tomography for application in breast tomography. This experiment provides us a useful implementation technique. The conventional B scan transducer probe is possible to be modified with a simple inexpensive imaging setup system as our virtual system. However, before a further clinical trial, some investigation should be implemented to assure a real system such as an image resolution, a suitable reflecting plate shape, a variety of phantom model even though an another tissue characterization technique and improving in reconstruction algorithm.

As a conclusion, we propose a simulation of 2D ultrasonic attenuation tomography with an enhancement of wave reflecting path by using reflecting plate. The reconstructed tissue characterization images show that our system is promising and encourage us to develop more practical system in a future study.

ACKNOWLEDGMENT

The author would like to thank AUN/SEED-Net program for the scholarship supporting.

REFERENCES

- [1] C.M. Sehgal, S.P. Weinstein, P.H. Arger and E.F. Conant: "A Review of Breast Ultrasound", *J Mammary Gland Biol Neoplasia*, Vol.11, pp.113-123 (2006)
- [2] A. C. Kak and M. Slaney, *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. New York: Institute of Electrical and Electronics Engineers, 1988.
- [3] W.R. Hendee and E. R. Ritenour: "Medical Imaging Physics", 4th edition, Wiley-Liss, New York. (2002)
- [4] C. Li, N. Duric and L. Huang: "Breast Imaging Using Transmission Ultrasound: Reconstructing Tissue Parameters of Sound Speed and Attenuation", in *Proc. of BMEI2008*, pp.708-712 (2008)
- [5] M. Ashfaq and H. Ermert: "A new approach towards ultrasonic transmission tomography with a standard ultrasound system", in *Proc. of IEEE UFFC*, pp. 1848-1851 (2004).
- [6] S.W. Huang and P.C. Li: "Ultrasonic Computed Tomography Reconstruction of the Attenuation Coefficient Using a Linear Array", *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, Vol. 52, No. 11, pp. 2011-2022 (2005).
- [7] M. Krueger, V. Burow, K. M. Hiltawsky and H. Ermert: "Limited angle ultrasonic transmission tomography of the compressed female breast", in *Proc. of IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 1345-1348 (1998).
- [8] K. Hamamoto, B. Andreas, T. Shiina and M. Ito: "Basic Investigation on Reflection Mode Ultrasonic Attenuation Tomography", *Jpn. J Appl Phys*, Vol.34, No.5B, pp.2812-2816 (1995)

- [9] A.Sanpanich, K. Hamamoto, M.Sangworasil and C.Pintavirooj: "2D Ultrasonic Reflection Tomography by Linear Array Transducer and Wave Reflector", in Proc. of IEEE- RIVF, pp. 340-343(2009)
- [10] A. Sanpanich, P. Greesuradej, S. Aootaphao, C. Pintavirooj, M. Sangworasil and P. Tosranon: "3D ultrasonic reflection tomography with matrix linear array transducer", in Proc. of ISBME&BMEiCON, pp.44 (2008)
- [11] N. Yamane and K. Hamamoto. "Study on limited view angle image restoration for ultrasonic CT using IR and ART." in Proc. of ISBME&BMEiCON, pp. 31 (2008)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

An Investigation on Attenuation UCT with Wave Paths Enhancement for Breast Ultrasound

Arthorn Sanpanich*, Non-member
Kazuhiko Hamamoto**, Member
Chuchart Pintavirooj*^a, Member

Breast cancer is one of the most prevalent health hazards in women all over the world. An annual screening test using a diagnostic ultrasound seems to be an appropriate method to handle this physical threat. In this paper, we propose the use of a two-dimensional reflection-mode ultrasonic tomography system for a general breast ultrasound investigation enhanced by an echo wave path using a wave reflecting plate. Our virtual imaging setup system is composed of a 128-element conventional linear array transducer placed on the top of a water bath and a wave reflector attached around this setup. The shape of the wave reflector was designed as a single plate shape, rectangular shape and curve shape. For projection data, we estimate a line integral insonifying data by using a classical integration slope of attenuation coefficient method in which its derivative is independent of transmittance, reflectance, and noise. By imaging a virtual breast phantom model, the reconstruction results obtained from an iterative algebraic reconstruction technique (ART) algorithm show a promising image. The image is not only indicates a tissue characterization from quantitative attenuation data, but also restores an area covered by hard tissue due to an increased wave path direction from our nonrotational imaging system. These results encourage us to implement our concept with a clinical study in the near future. © 2012 Institute of Electrical Engineers of Japan. Published by John Wiley & Sons, Inc.

Keywords: ultrasound computed tomography, wave reflector, tissue attenuation estimation

Received 1 December 2011; Revised 12 April 2012

1. Introduction

The existence of a cancer or a malignant tumor in the female mammalian glands is a serious health problem, which is commonly found in women around the world, especially in the West. The risk factor of breast cancer arises from many parameters such as aging, ethnicity, personal and family history, estrogen exposure, lifestyle, and so on. It causes much misery in the daily lives of the victims. The best way to solve this problem is to detect the benign threatening form at the earlier state or before it goes into a metastasis phase. The well-known and widely accepted diagnostic technique for primary detection of breast cancer is an annual mammography. This technique normally uses X-rays to reconstruct an image or mammogram. However, by this technique, there is an implicit or inherent risk from an accumulated dose of ionizing radiation, which should not be used with young women whose breasts are still growing. On the other hand, diagnosis of an abnormality in female breasts by using a conventional B-mode diagnostic ultrasound is becoming more popular because of its safety and ability to create a real-time image of soft tissue like cyst, benign tumor, or highly condensed mass as well as other internal organs [1–3]. Currently, it is widely accepted as a standard investigation method for breast cancer screening or also as an adjunct diagnosis together with a mammogram and tissue biopsy [4]. This medical manipulation is more convenient, less harmful, and less painful from breast tissue compression than a classical mammography procedure. However, a common B-scan image

creates an image by using an amplitude height of an echo pulse which reflects from an organ boundary to form a configuration of brightness in intensity [2]. Ultrasound computerized tomography (UCT) has also been developed in order to enhance a conventional B-scan image of a female breast by an implementation of a cross-sectional image [5,6]. In particular, the quantitative tissue characterization using sound velocity and attenuation coefficient in tissue derived from this technique can be used to distinguish between a portion of benign and abnormal tissue or a malignant breast lesion [7].

Many research works have proposed a modification of B-scan ultrasonography in the echo-pulse reflection mode and also in transmission mode especially in an imaging setup for application to detect breast cancer. Tomography image of breasts lesions can be satisfactorily obtained as a result of the continuous development of ultrasound computed tomography during the past several years. These modified imaging setups were designed to scan with and without a water bath system. In an immersive imaging system, both the scanned object and the ultrasound transducer probe must be submerged in a tank containing water used an ultrasound propagation medium. Nguyen and colleagues developed a simple ultrasound tomography system to measure the cross-sectional images using both transmission and conventional reflection modes. This system consists of a pair of linear transmitting and receiving array fixed on opposite directions and a mechanical device to rotate the whole system horizontally through 360° [8]. Jago and Whittingham also proposed a similar imaging system that can show a pulse-echo B-scan and acoustic speed image from both reflection and transmission modes [9]. A standard setup consisting of a linear array probe from a commercial type of general diagnostic ultrasound system was applied to breast UCT in the transmission mode by Ashfaq and Ermert [10], which was further developed for use with small animals [11]. Jeong and colleagues also used the same technique to develop a

^a Correspondence to: Chuchart Pintavirooj. E-mail: kpchucha@kmitl.ac.th

* Department of Electronics, Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, Thailand

** Department of Information Media Technology, School of Information and Telecommunication Engineering, Tokai University, 4-1-1 Kitakaname, Hiratsuka-shi, Kanagawa 259-1292, Japan

high-resolution ultrasonic transmission tomography system for soft-tissue differentiation [12]. An innovation by using a large number of small ultrasound transducer elements configured in a ring shape or toroidal array was proposed by Andre *et al.* [13]. Their system was composed of two transducer rings in which a transmitted and reflecting pulse was able to be collected from all surrounding angles, from which a tomogram image of object could be obtained without any system rotation. Waag and Fedewa also developed a ring transducer system which used only one transducer ring for scanning and showed a promising reconstructed image for medical ultrasound research [14]. Goulding and colleagues developed an ultrasound tomography system for breast cancer detection which could create an image both in the pulse-echo mode by using only one transducer operation and in the pitch-catch mode by using a pair of transmitting and receiving transducers [15]. Gemmeke, Ruiters, and their colleagues proposed a novel evolution of UCT imaging by applying a set of three stacks of ring-shaped transducers which were nonoverlapping and aligned in a cylindrical water tank. By using a rotation of positioning stepping motor and assuming an ideal virtual transducer, they finally obtained a three-dimensional (3D) tomogram image by using a complicated reconstruction algorithm [16,17]. A real practical use of UCT for breast cancer imaging in clinical application was developed by Li and Duric [18,19]. They also used a circular transducer that could be moved in a vertical direction to render a volume image of an immersed breast from a set of continuously sliced tomogram. Hansen and colleagues utilized a full-angle spatial compounding (FASC) concept from echo-computerized tomography to improve a breast UCT image. In this imaging setup, a curved reflector was placed opposite to a linear array transducer in which the system could use only one transducer probe to reconstruct a sound speed image of the breast [20,21]. Fukumoto *et al.* also proposed an ultrasonography technique by using a transducer tank to reconstruct a cross-sectional image of a human extremity [22]. In these immersion imaging systems, the patient has to lie in a suitable position on an examination couch and breast has to be submerged in water in a tank. Then, the scanning process is started by rotating a pair of transmitter and receiver or by moving a circular ring transducer vertically. The tomogram image can be reconstructed by using the transmitted signal or the reflected signal, and then the sound speed or attenuation image finally obtained according to their projection estimations and image reconstruction algorithm. However, the patient must always endure the discomfort due to an unfamiliar examination position and to a long data acquisition time.

An ultrasonography setup without the breast being submerged into water has also been investigated to overcome those problems. Richter and Heywang-Kobrunner introduced a breast compression imaging setup for the detection of diffused breast cancer in which the female breast was tightly compressed between a Plexiglas plate and a stainless steel reflector plate; and then B-scan imaging was obtained by a moving linear array transducer on the top of the Plexiglas [23,24]. Krueger and colleagues improved upon the idea by substituting with a polyethylene plate and adding a contact gel, and the reconstructed image could be processed from an algorithm for a limited angle of reflection [25]. Huang *et al.* also proposed an imaging setup with a conventional probe for UCT reconstruction of a sound velocity and an attenuation coefficient image [26,27]. Jeong and Kwon modified a configuration of two opposing linear array transducers to obtain multimode ultrasound breast imaging. A compound B-mode sound speed image and also a strain image of the breast could be reconstructed simultaneously from this setup [28]. A simulation of a tomogram image was also reported by Quan and Huang [29], in which the reconstruction of a numerical breast phantom image was simulated from a sound speed transmission tomography by using a virtual ring

array transducer. In a nonsubmerged system, a breast was tightly compressed between two parallel plates with a probe coupling and reflector plate at the bottom. Tomography was mostly implemented by using a transmitted signal which was reflected from a metal plate and a reconstruction algorithm for a limited insonifying angle or incomplete data [25,26]. Nevertheless, quite similar to the mammography, the woman always suffers from breast compression, and a projection data collected from the limited angle range causes difficulty in the reconstruction a complete tomogram image.

2. Our Proposed Imaging Technique

In this paper, we investigate a simulation of UCT of female breast imaging by using our modified imaging setup. Our idea is to increase the reflecting wave path by using a wave reflector which is placed around an area of a phantom image in order to minimize a limited viewing condition [25,26]. In the initial experiment, the reflecting plate was designed into three simple shapes: a plate shape, a rectangular shape, and a curve shape. Our imaging setup is also designed to be applied with a general-purpose linear array ultrasound transducer, and still uses an immersion concept to eliminate any pain from breast compression. In terms of the projection data, even though a pulse-echo B-scan imaging is a method that uses a reflected pulse to reconstruct a tomogram, the image only shows the interfaces of the tissue and not its local property. The ultrasonic transmission mode can image the local properties such as a sound velocity or attenuation coefficient of tissue from a received pulse [30,31]. In this investigation, we implemented an integrated slope of the attenuation coefficient to estimate the tissue attenuation value. The computed data from this classical method not only shows a line integral along each wave path but is still independent of any unknown transmittance, reflectance, and general noise [32]. By collecting the projection data from the wave paths which are enhanced by the surrounding reflectors in various directions and using tissue characterizing estimation, it is possible to obtain a reconstructed quantitative image especially from a region which is always shadowed by highly attenuating or hard tissue [33–36]. Finally, an algebraic reconstruction technique (ART) is applied, as it provides better image quality in case of limited projection [35–38]. Considering the simulation results obtained from our virtual imaging setup system in rectangular and curved reflectors, it is shown that we can obtain a transmission of ultrasound tomography for mimicking breast phantom without any system rotation. Also, a tomogram image can be reconstructed from quite complete projection data. These potentially imply that our idea is more applicable and possible to be modified or applied for real implementation with a prototype system and also clinical study in the future.

The rest of the article is structured as follows: The propagation of ultrasound and also the projection data estimation are described in Section 3. Section 4 is a virtual image setup system for collecting the projection data from a phantom area. Section 5 shows our simulation results. Discussion and conclusions are presented in Sections 6 and 7, respectively.

3. Ultrasound Propagation

It is known that when an ultrasonic pulse propagates in an object or soft tissue, a reflection of this pulse will occur every time it passes an interface layer where the refractive index is different [30]. A tomography image reconstruction can be accomplished by using a series of reflecting projections. However, an implementation to acquire projection data from any reflecting wave path is still more complicated. The phenomenon described above subsequently returns to us an attenuated wave as shown in Fig. 1 [32].

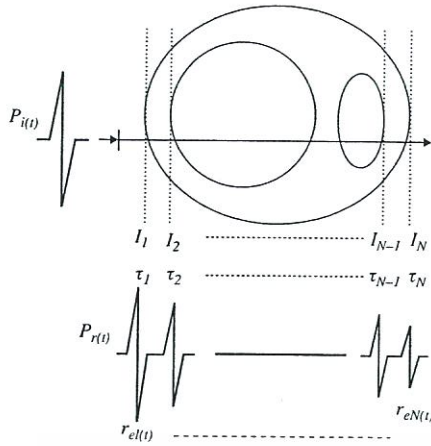


Fig. 1. Waveform of incident and reflected pulse

In Fig. 1, $P_i(t)$ is a time-varying ultrasound incident pulse traveling in a living tissue which has an interface layer between I_1 and I_N . $P_r(t)$ is a reflected pulse which can be formed as a series of echo pulses $r_{en}(t)$ to $r_{eN}(t)$ at each layer, corresponding to a time of flight from τ_1 to τ_N . Only the latest pulse in this waveform, or $r_{eN}(t)$, is of interest to us because it passes through the entire tissue's length from layer I_1 to I_N and then reflected backward at the N th interface. This reflected waveform is given by (1), which also can be written in terms of an attenuated pulse with any reflectance and transmittance parameters as in (2).

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

$$P_r(t) = \sum_{n=1}^N r_{n,n+1} \left(\prod_{k=1}^{n-1} T_{k,k+1} \cdot I_{k+1,k} \right) \times P_i(t - \tau_n) \times e^{-2 \int_{I_1}^{I_N} \alpha(x,y) \cdot fdl} + n(t) \quad (2)$$

where $r_{en}(t)$ is a reflecting echo at any interface, t is the time (in seconds), $r_{n,n+1}$ is a reflectance parameter between layer n and $n+1$, $T_{n,n+1}$ is a transmittance parameter between layer n and $n+1$, τ_n is a time delay corresponding to the distance from the transducer to the N th interface (in seconds), $\alpha(x, y)$ is a frequency-dependent tissue attenuation coefficient [in dB/(cm-MHz)] unit at any $x-y$ coordinate space, f is the ultrasound frequency (in MHz), l is the distance (in centimeters), and $n(t)$ is a general white noise.

In real applications, the reflectance and transmittance between each layer are still unknown parameters. However, we still can estimate these parameters by using a tissue acoustic impedance (Z) in which Z_n and Z_{n+1} are defined as the impedance of the tissue at any neighboring interface n and $n+1$.

Equations (3) and (4) show the reflectance ($r_{n,n+1}$) and transmittance ($T_{n,n+1}$) for sound pressure from two adjacent tissue acoustic impedances:

$$r_{n,n+1} = \frac{Z_{n+1} - Z_n}{Z_{n+1} + Z_n} \quad (3)$$

$$T_{n,n+1} = \frac{2Z_{n+1}}{Z_{n+1} + Z_n} \quad (4)$$

By considering reflectance ($R_{n,n+1}$) and transmittance ($T_{n,n+1}$) in terms of power energy, these parameters can be expressed as in

(5) and (6), respectively.

$$R_{n,n+1} = \left(\frac{Z_{n+1} - Z_n}{Z_{n+1} + Z_n} \right)^2 \quad (5)$$

$$T_{n,n+1} = \frac{4Z_n Z_{n+1}}{(Z_{n+1} + Z_n)^2} \quad (6)$$

Then, (2) can be reformed as follows:

$$P_r(t) = \sum_{n=1}^N \sqrt{R_n} \left(\prod_{k=1}^{n-1} T_k \right) \times P_i(t - \tau_n) \times e^{-2 \int_{I_1}^{I_N} \alpha(x,y) \cdot fdl} + n(t) \quad (7)$$

Then, the latest recorded pulse is converted into the frequency domain as shown in (8).

$$R_{eN}(f) = \sqrt{R_N} \left(\prod_{k=1}^{N-1} T_k \right) \times P_i(f) \times e^{-2 \int_{I_1}^{I_N} \alpha(x,y) \cdot fdl} + n(f) \quad (8)$$

To simplify (8), R_N and T_k , which are consistent parameters respect to frequency spectral, are substituted by the constant value A , and the whole equation is derived in terms of the power spectrum and logarithm, as shown in (9).

$$\log(|P_i(f)|) - \log(|R_{eN}(f)|) = 4 \int_{I_1}^{I_N} \alpha(x, y) \cdot fdl - [\log(A^2) + \log(|N(f)|)] \quad (9)$$

Equation (9) indicates that a logarithmic difference between power spectral of $P_i(t)$ and $r_{eN}(t)$ is linearly related to the integrated slope of the tissue attenuation coefficient or $\int_{I_1}^{I_N} \alpha(x, y) \cdot fdl$ with respect to the frequency domain. This also implies the independence from both the unknown reflectance and transmittance and also from general white Gaussian noise. Moreover, using this technique, we need not to know the ultrasound velocity in each living tissue in advance, especially considering a soft tissue like glandular tissue. Then we can assume that the sound velocity in the breast is constant.

Considering our proposed imaging setup, this concept is applied to each transmitted pulse that is reflected from a reflecting plate. The summation of tissue attenuation which is estimated by using this classical method will be defined as a projection data along each wave path in a tomography image reconstruction process using ART. Finally, the reconstructed image from this collected data can be denoted as a quantitative image compared to a general conventional B-mode image.

4. Imaging Setup Simulation

In our simulation system, we intend to increase an ultrasound wave path by using a reflection path from a wave reflector. Three different shapes of wave reflector were preliminarily studied. Figure 2(a)–(c) shows our imaging setup of two-dimensional (2D) linear array ultrasonic tomography for a one-plate shape, rectangular shape, and curved shape system, respectively. A virtual array transducer was assumed to be placed on the top side of each 128×128 pixel simulating the image space. The dimension of this linear array transducer is 128 elements with a resolution of approximately 1 element per millimeter. In the one-plate reflector system, the reflector was placed only at the bottom side of the imaging system, while in the rectangular system the reflectors were fixed at each of the three sides as a rectangular square box. In the curved system, the reflector was designed as a symmetrical

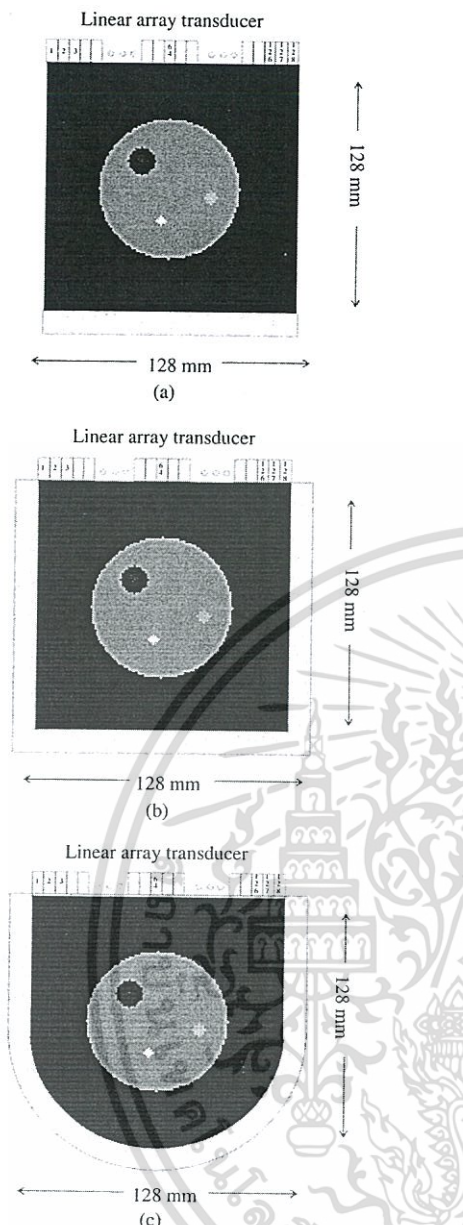


Fig. 2. Imaging setup. (a) One-plate reflector. (b) Rectangular reflector. (c) Curve reflector

semicircular plate at the bottom side, while both lateral sides were fixed with two straight plates. These reflectors were assumed to be made of absolute ultrasound wave reflection material. By these reflectors, a transmitted pulse was expected to reflect freely in many different directions according to the laws of reflection [31] (10) and provide many ray paths in phantom image space. Each imaging setup was supposed to be filled with degassed water as an ultrasound wave medium.

$$\theta_i = \theta_r \tag{10}$$

where θ_i is the incident angle and θ_r is the reflection angle.

At the center of each imaging setup, a virtual phantom model designed as a circular model was placed. Its diameter was 64 pixels or equivalent to 64 mm. The phantom in this simulation, which is shown in Fig. 3, was primarily designed as a simple model of a breast. It is composed of fat as the outer region, glandular tissue as

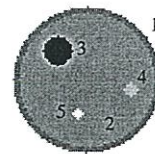


Fig. 3. Virtual phantom model image

region 2, cyst as region 3, tumor as region 4, and high-attenuation tumor or malignant tumor as region 5. These tumors are equivalent to a benign and a malignant tumor.

The ultrasound properties of these tissues are also shown in Table I [26]. The ultrasound wave frequency in this simulation was set at 3.5 MHz of center frequency, which is commonly used in a general diagnostic system.

In this simulation, an ultrasound wave path from each transducer element was designed to propagate in the 2D fan beam wave path with $\pm 30^\circ$ of emitting angle. The traveling path of each emitting angle was calculated with respect to the incident and reflecting angle of the wave as in (10). Particularly, when an ultrasound pulse hits a perfect reflector, a ray tracing of main reflecting pulse is dominant and the one we are interested in. Using this concept, an amount of a total number of wave path provided by the reflector system for each emitting element is about 61. It is close to a real phenomenon of wave propagation from any point source when considering only in the 2D plane. By this implementation, our phantom was supposed to fully project by echo ultrasonic pulse from all arbitrary reflecting directions caused by these wave reflectors without any limited angle view and finally collected as projection data by each receiving element.

An example of wave propagation of the emitted and reflected pulse for the one-plate shape, rectangular shape, and curve shape system is shown in Fig. 4(a)–(c), respectively. In each figure, the emitting pulse is emitted at the 64th transducer element (arrow position) in the 2D fan beam shape. The emitting wave path is plotted in steps of every five paths per step for clear presentation, while in a real simulation an angle step is 1 degree per step.

It is obvious that the wave reflector provides more reflecting pulse in the rectangular and curve shape than in the one-plate shape. Particularly in the curve shape, the reflecting wave in semihorizontal direction is enhanced noticeably. All echo pulses that were reflected from reflectors were accumulated and resolved by using the integration slope technique described above to obtain a value of the integrated attenuation coefficient.

Due to the limited angle of view, the ART image reconstruction algorithm was preferred as a reconstruction technique to restore a tomography image. As we mentioned earlier, due to the constant sound velocity in a soft tissue, when an ultrasound travels through the soft tissue, refraction of the ultrasound wave is very small and can be neglected if a refractive index is not too different [32]. By this concept, we still can apply a straight line integral technique with our wave ray path and it is possible to predict all wave ray directions reflected from the reflectors.

Considering the emitted energy power, the emitting angle for each transmitting element is designed to span approximately $\pm 60^\circ$. This emitting power was varied downward according to each emitting angle by using a normal cosine weighted function. This directivity causes deviation on the energy power from 0.8 to 1 for each emitting angle.

In terms of transmission, the transmission coefficient was also calculated according to (8) at each interface between two different tissues. This value was also used to decrease the energy power of the transmitted wave. Figure 5 shows an example of ultrasound wave path that is emitted from the 32th transmitter element position (arrow position) at $+15^\circ$ of emitting angle path. This

Table I. Parameters of the phantom model

n	Tissue	Attenuation coefficient (dB/cm-MHz)	Sound velocity (m/s)	Density (g/cm ³)	Coordinate of center (x, y)	Sphere radius (mm)
1	Fat	2.21	1464	0.94	(0,0)	35
2	Glandular tissue	2.74	1522	1.03	(0,0)	32
3	Cyst	0.78	1570	1.02	(-14,-14)	5
4	Regular tumor	4.26	1553	1.07	(21,4)	3
5	High-attenuation tumor	7.36	1547	1.10	(21,4)	3

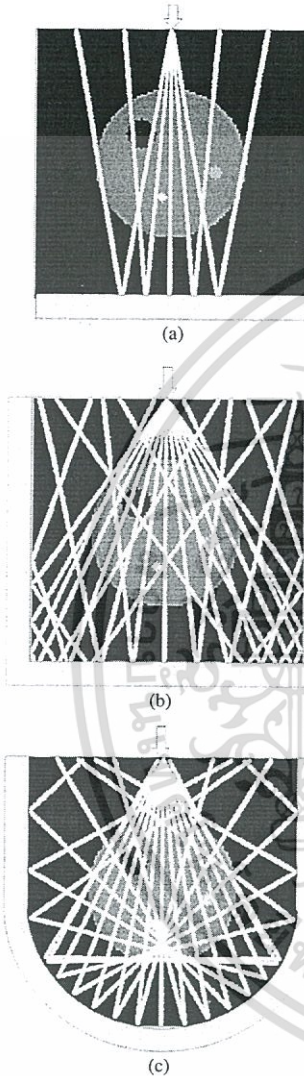


Fig. 4. Wave path at the 64th emitting element. (a) One-plate reflector. (b) Rectangular reflector. (c) Curve reflector

wave passes through fat, the glandular tissue, the cyst, and the tumor region, and then gets reflected back to the receiver. It causes the energy power along its wave path to decrease by this computed factor.

The imaging simulation process was started by emitting an ultrasound pulse from the first emitting transducer element while the remaining of 127 transducer elements were supposed to act as receivers in order to collect all transmitting pulses which are reflected from each surrounding reflector. Then, this emission was switched to the next one and the echo pulse was collected again until the last transducer element was activated.

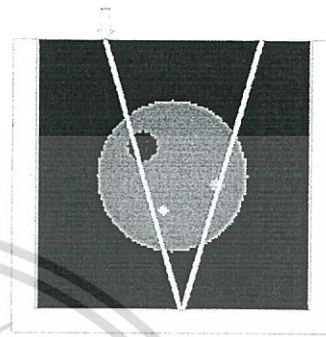


Fig. 5. Wave path at the 32th element

5. Results of Simulation

We propose our idea by simulation of ultrasound imaging of a breast phantom model from our modified imaging setup. As a preliminary study, an investigation was performed into two simulation cases as a wave reflection by a various reflector shapes and an increase of the emitting wave path. The first simulation was performed with a system of three reflectors, as shown in Fig. 2 in order to compare the reconstructed images due to different reflecting directions from each reflector system. Figure 6 shows the results for this experimental simulation. The reconstructed images obtained from the one-plate reflector, rectangular reflector, and curved reflector are compared in Fig. 6(a)–(c), respectively. These images are presented in a gray-scale model. In Fig. 6(b) and (c), the reconstructed images of the breast phantom model—from rectangular and curve reflectors—show clearly an area of both the cyst and tumor region inside the glandular tissue region and fat area as well as the boundary distinctly. Some shadowing effect under the whole phantom area in the rectangular reflector is still noticeable, which may be due to an inherent reflecting wave path in vertical direction from the reflector plate at the bottom side of our simulation setup.

Figure 7 shows a mesh plotting of the reconstructed image compared to an original phantom image in which the perspective view and the front plane view are present.

The second simulation was performed to consider the effect of increasing the number of emitting wave paths. The number of emitting wave paths provided by our simulation system is 61 from $\pm 30^\circ$ of emitting angle. These emitting wave paths were calculated depending on each emitting angle. We augmented those numbers by calculating a wave path tracing based on the position of the emitting transducer element and the position of the receiving transducer element with respect to a reflecting direction from the surrounding reflector. This causes the number of wave paths to extend to 384 paths. Figure 8 shows a comparison of the reconstructed image between 61 paths and 384 paths in Fig. 8(a) and (b), respectively. In Fig. 8(b), a clear area of cyst, both tumor and also a border of fat region, is seen easily.

By considering each data content in our reconstructed image space, this image gives us the tissue characterization from an

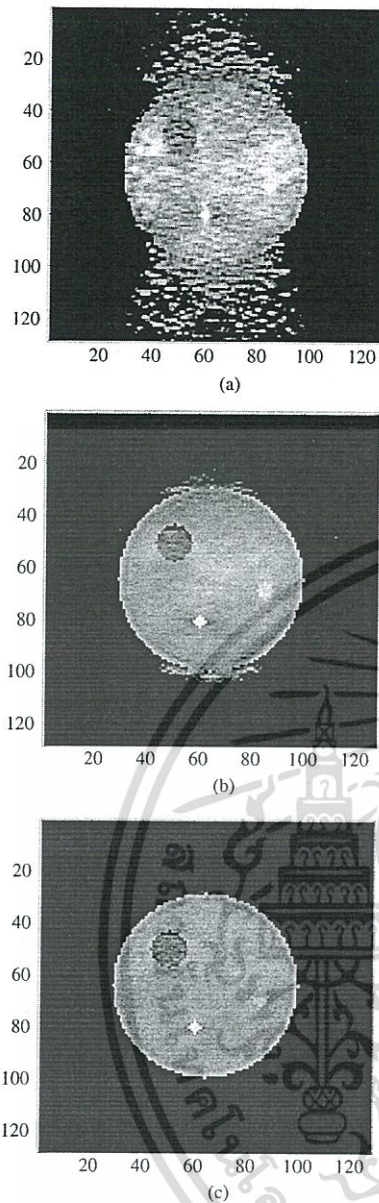


Fig. 6. Reconstructed images in gray scale. (a) One-plate reflector. (b) Rectangular reflector. (c) Curve reflector

attenuation coefficient estimation method. Their tissue compositions are well identified and satisfactory. The projection data in term of an image space line profile at cyst, tumor, and the high-attenuation tumor area in the reconstructed image were compared with those data in the original phantom image. The 50th, 68th, and 80th line profile of the reconstructed image in Fig. 8(b) is shown in Fig. 9(a)–(c), respectively.

These line profiles pass through the middle of cyst and tumor as well as the high-attenuation tumor region. In these figures, a solid line represents data in the original phantom image and a dash line that of the reconstructed image.

In terms of quantitative comparison, the root-mean-square (RMS) error between the original phantom image and the reconstructed image of Fig. 8(b) was also calculated according to (11).

$$RMS(\%) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{128} \sum_{j=1}^{128} |f_{ij} - f'_{ij}|^2}{\sum_{i=1}^{128} \sum_{j=1}^{128} f_{ij}^2}} \times 100 \quad (11)$$

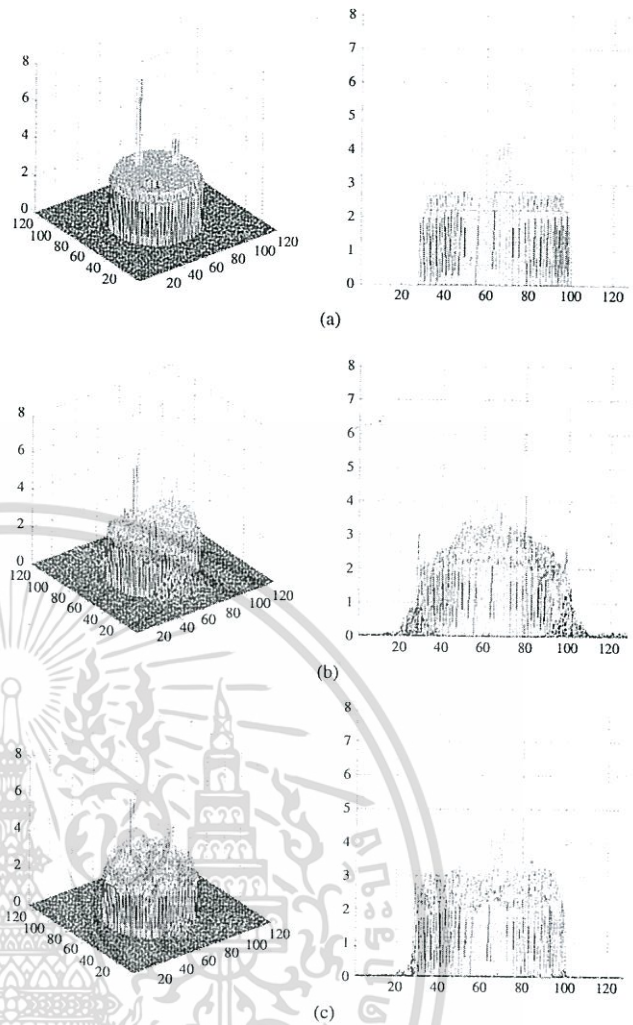


Fig. 7. Reconstructed images in mesh plotting. (a) Phantom image. (b) Rectangular reflector. (c) Curve reflector

where f_{ij} is the pixel value of the original image and f'_{ij} is the pixel value of the reconstructed image.

This value was calculated with respect to each iteration loop in ART algorithm and is shown in Fig. 10. The final RMS value is approximately 12% at the 500th iterations loop. Table II shows the statistical data analysis of the attenuation coefficient (β) between the original phantom image in Fig. 3 and our reconstructed image in Fig. 8(b). These data are also compared as a bar graph in Fig. 11.

Further statistical analysis was also performed in order to distinguish between a cyst area and glandular tissue and also between a tumor area and glandular tissue. The contrast ratio of those was calculated with respect to (12) [14].

$$CR = \frac{S_A - S_B}{\sigma_{image}} \quad (12)$$

where S_A is an intensity value in the area of cyst, tumor or the high-attenuation tumor region, S_B is an intensity value in the area of glandular tissue, and σ_{image} is a standard deviation of the image.

This implementation compares only a reconstructed image obtained from the rectangular reflector setup system. The reconstructed image in Fig. 8(a) and the image in Fig. 8(b) were evaluated, and the results are shown in Table III.

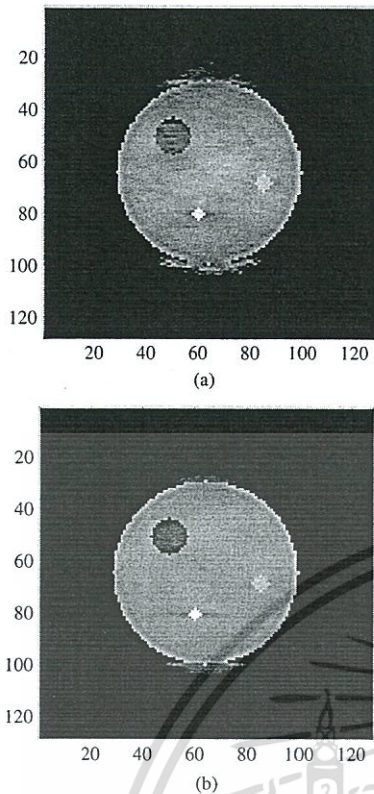


Fig. 8. Comparison of reconstructed image. (a) Reconstructed image from 61 wave paths. (b) Reconstructed image from 384 wave paths

These values imply an intensity difference between a region of interest and the background. This indicates that our imaging system is able to discriminate a tissue area in the breast phantom image satisfactorily. By considering only an area of the tumor and a high-attenuation tumor, benign and malignant tumor should be distinguishable by our system.

For noise tolerance, the projection data estimated by our integration slope method should be tolerated to a general noise. We tested our system by adding a random noise into an emitted ultrasound pulse and the signal-to-noise ratio (SNR) was calculated according to (13).

$$SNR(dB) = 20 \log \left(\frac{\sigma_{\text{signal}}}{\sigma_{\text{noise}}} \right) \quad (13)$$

where σ_{signal} is the standard deviation of pulse signal and σ_{noise} is the standard deviation of noise.

At 20 dB of SNR, a reconstructed image obtained from the noise-added signal compared with the noise-free signal is almost the same. This indicates the robustness of our classical integration slope method to an existent general noise.

6. Discussions

In this simulation, we demonstrate an idea to reconstruct a medical ultrasound image of a virtual female phantom model for breast cancer screening test by using tissue attenuation data derived from a slope integration method. Ultrasound waves can be assumed to propagate as a straight line when the sound velocity in the tissue components is not too much different. It makes an image reconstruction by using ray tracing projection from ultrasound wave path possible. We also intend to improve wave ray tracing by using an enhanced reflecting wave path from wave reflectors surrounding

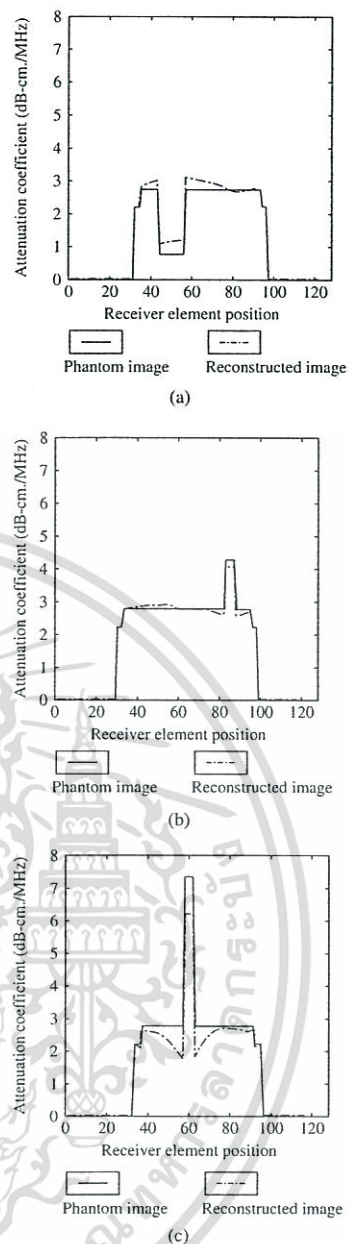


Fig. 9. Line profile data. (a) Line profile at the 50th row (cyst position). (b) Line profile at the 68th row (tumor position). (c) Line profile at the 80th row (high-attenuation tumor position)

the phantom area. By this enhancement, our phantom area will be fully projected by a rather high condensation of ultrasound wave path from these increased reflecting paths. This will provide us with the feasibility to obtain an image from some areas shadowed by a high-attenuation tissue due to various directions of the reflecting wave. Furthermore, our imaging setup system requires no rotational system, unlike in another conventional tomographic imaging system, to create a cross-sectional image. The reflection occurring in our system provides enough unlimited-viewing projection data to apply in the image reconstruction process and then finally restores a rather good quality image. Considering the speckle interference noise that might exist randomly in an ultrasound image, we implement an algebraic reconstruction algorithm as in the image reconstruction, which realized a general effective technique to suppress random interference or artifact

Table II. Statistical data between original and reconstructed image

Tissue	β^1	β^2				Error (%)
		Average	Minimum	Maximum	Standard deviation	
Fat	2.21	2.07	1.49	3.16	± 0.200	6.33
Glandular tissue	2.74	2.67	1.71	3.26	± 0.260	2.55
Cyst	0.78	1.06	0.26	1.30	± 0.160	-35.9
Regular tumor	4.26	4.01	3.84	4.53	± 0.142	5.87
High-attenuation tumor	7.36	6.71	6.22	7.55	± 0.458	8.83

β^1 = attenuation coefficient(dB/cm-MHz) of breast phantom image.

β^2 = attenuation coefficient(dB/cm-MHz) of reconstructed image.

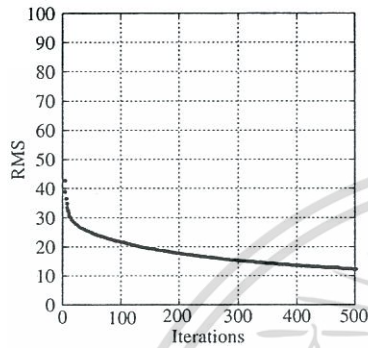


Fig. 10. RMS declination

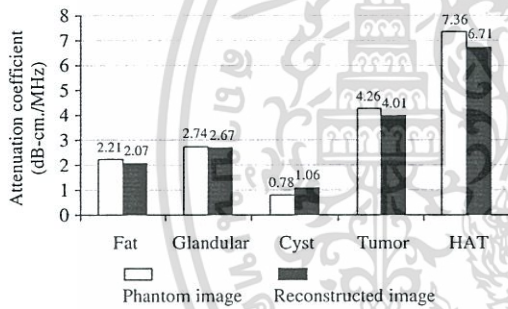


Fig. 11. Comparison of the attenuation coefficient between the phantom image and the reconstructed image

Table III. Contrast ratio of cyst and tumor area

Tissue	Original image	Reconstructed image	
		61 paths	384 paths
CR _{cyst}	1.73	1.06	1.47
CR _{tumor}	1.34	1.18	1.21
CR _{HAT} ^a	4.08	1.00	3.66

^ahigh-attenuation tumor.

noise. Furthermore, our inherent multiprojection path from the surrounding wave reflector is also comparable to a compounded scanning [39,40], which implies that speckle noise rarely appears or can be disregarded in a reconstructed image.

We have a long-term research goal to develop an imaging setup that can be modified to a general linear array probe of conventional diagnostic ultrasound for application in breast tomography. This experimental simulation provides us useful information and the implementation technique. There are some investigations still remaining before *in vivo* experiments such as both lateral and axial resolutions, phantom size, or size of lesion masses can be

attempted. In a real experiment, time of flight will be considered together with calculated wave path for each receiving pulse, and then a multiple reflection will be included in projection data estimation. We also plan to design a wave reflector in a flexible shape in the future so that it can be fitted to all varieties of breast shapes, making it unnecessary the use of water as a medium or any immersion system. Furthermore, any breast pain can be minimized because there is no applicator plate to compress the breast tissue.

7. Conclusions

In this paper, we proposed the simulation of a 2D linear array ultrasonic computed tomography. Our imaging setup system was enhanced by using a reflecting plate in rectangular shape in order to increase reflection from the ultrasound wave paths. The quantitative images obtained from the reconstruction process show that our system requiring no rotation is promising and encourage us to modify this system with a conventional B-scan ultrasonic imaging system in further clinical trial.

Acknowledgments

The authors would like to thank the ASEAN University Network/ South-east Asia Engineering Education Development Network (AUN/SEED-Net) program and the Thailand Research Fund (TRF) for financial support.

References

- (1) Sehgal CM, Weinstein SP, Arger PH, Conant EF. A review of breast ultrasound. *Journal of Mammary Gland Biology and Neoplasia* 2006; 11:113–123.
- (2) Jensen JA. Review medical ultrasound imaging. *Progress in Biophysics and Molecular Biology* 2007; 93:153–165.
- (3) Yang W, Dempsey PJ. Diagnostic breast ultrasound: current status and future direction. *Ultrasound Clinics* 2009; 4:117–133.
- (4) McCavert M, O'Donnell ME, Aroori S, Badger SA, Sharif MA, Crothers JG, Spence RAJ. Ultrasound is a useful adjunct to mammography in the assessment of breast tumours in all patients. *International Journal of Clinical Practice* 2009; 63(11):1589–1594.
- (5) Greenleaf JF, Ylitalo J, Gisvold JJ. Ultrasonic computed tomography for breast examination. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* 1987; 6:27–32.
- (6) Jago JR, Whittingham TA. The application of computed tomography techniques to imaging with transmitted and reflected ultrasound. Proceedings of IEE Colloquium on Applications of Image Processing in Mass Health Screening, 1992; 4/1–4/4.
- (7) Kutay MA, Petropulu AP, Reid JM, Piccoli K. Malignant versus benign tumor classification based on ultrasonic B-scan images of the breast. Proceedings of IEEE Ultrasonics Symposium, 2000; 1383–1386.
- (8) Nguyen MT, Faust U, Bressmer H, Kugel P. Ultrasound tomography system using transmission and reflection mode with electronic scanning. *Proceedings of IEEE EMBS* 1992; 14:2142–2143.
- (9) Jago JR, Whittingham TA. A practical system for the application of ultrasound computed tomography to medical imaging. Proceedings of Acoustic Sensing and Imaging 1993; 257–265.

- (10) Ashfaq M, Ermert H. A new approach towards ultrasonic transmission tomography with a standard ultrasound system. *Proceedings of IEEE UFFC* 2004; 3:1848–1851.
- (11) Ashfaq M, Ermert H. A unified transmission/reflection acoustic tomography scheme for small animal tissue characterization. *Proceedings of IEEE Ultrasonics Symposium* 2007; 977–980.
- (12) Jeong JW, Kim TS, Shin DC, Do SH, Singh M, Marmareli VZ. Soft tissue differentiation using multiband signatures of high resolution ultrasonic transmission tomography. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 2005; 24(3):399–408.
- (13) Andre MP, Jane HS, Martin PJ, Otto GP, Spivey BA, Palmer DA. High-speed data acquisition in a diffraction tomography system employing large-scale toroidal arrays. *International Journal of Imaging Systems and Technology* 1997; 8(1):137–147.
- (14) Waag RC, Fedewa RJ. A ring transducer system for medical ultrasound research. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 2006; 53(10):1707–1718.
- (15) Ruiter NV, Schwarzenberg GF, Zapf M, Liu R, Stotzka R, Gemmeke H. 3D ultrasound computer tomography: results with a clinical breast phantom. *Proceedings of IEEE Ultrasonics Symposium* 2006; 989–992.
- (16) Gemmeke H, Ruiter RV. 3D ultrasound computer tomography for medical imaging. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A* 2007; 580(2):1057–1065.
- (17) Goulding NR, Marquez JD, Prewett EM, Claytor TM, Huang LJ, Nadler BR. Ultrasonic imaging techniques for breast cancer detection. *Proceedings of IMAC-XXV* 2007.
- (18) Li C, Duric N, Huang L. Breast imaging using transmission ultrasound: reconstructing tissue parameters of sound speed and attenuation. *Proceedings of BMEI* 2008; 708–712.
- (19) Li C, Duric N, Littrup P, Huang L. In vivo breast sound-speed imaging with ultrasound tomography. *Ultrasound in Medicine & Biology* 2009; 35(10):1615–1628.
- (20) Hansen C, Huttebrauer N, Ermert H, Hollenhorst M, Heuser L, Altdorneburg GS. Ultrasound breast imaging using full angle spatial compounding: in-vivo results. *Proceedings of IEEE Ultrasonics Symposium* 2008; 54–57.
- (21) Hansen C, Huttebrauer N, Ermert H, Hollenhorst M, Heuser L, Altdorneburg GS. Determination of a mean sound velocity in the female breast for artifact reduction in full angle spatial compounding. *Proceedings of IEEE Ultrasonics Symposium* 2009; 538–541.
- (22) Fukumoto K, Tsubai M, Muraki S, Fukuda O, Sato H. A cross-sectional ultrasound imaging for measuring body composition. *Proceedings of IEEE EMBS* 2007; 3617–3622.
- (23) Richter K. Detection of diffuse breast cancers with a new sonographic method. *Journal of Clinical Ultrasound* 1996; 24(4):157–168.
- (24) Richter K, Heywang-Kobrunner SH. Sonographic differentiation of benign from malignant breast lesions: value of indirect measurement of ultrasound velocity. *American Journal of Roentgenology* 1995; 165:825–831.
- (25) Krueger M, Burow V, Hiltawsky KM, Ermert H. Limited angle ultrasonic transmission tomography of the compressed female breast. *Proceedings of IEEE Ultrasonics Symposium* 1998; 1345–1348.
- (26) Huang SW, Li PC. Ultrasonic computed tomography reconstruction of the attenuation coefficient using a linear array. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 2005; 52(11):2011–2022.
- (27) Chang CH, Huang SW, Yang HC, Chou YH, Li PC. Reconstruction of ultrasonic sound velocity and attenuation coefficient using linear arrays; clinical assessment. *Ultrasound in Medicine & Biology* 2007; 33(11):1681–1687.
- (28) Jeong MK, Kwon SL. Multimode ultrasound breast imaging using a new array transducer configuration. *Ultrasound in Medicine & Biology* 2010; 36(4):637–646.
- (29) Quan Y, Huang L. Sound-speed tomography using first-arrival transmission ultrasound for a ring array. *Proceedings of SPIE* 2007; 6513:651306-1–651306-9.
- (30) Hendee WR, Ritenour ER. *Medical Imaging Physics*. 4th ed. Wiley-Liss: New York; 2002.
- (31) Kak AC, Slaney M. *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. Institute of Electrical and Electronics Engineers: New York; 1988.
- (32) Hamamoto K, Andreas B, Shiina T, Ito M. Basic investigation on reflection mode ultrasonic attenuation tomography. *Japanese Journal of Applied Physics* 1995; 34(5B):2812–2816.
- (33) Sanpanich A, Hamamoto K, Sangworasil M, Pintavirooj C. 2D ultrasonic reflection tomography by linear array transducer and wave reflector. *Proceedings of IEEE RIVF* 2009; 340–343.
- (34) Sanpanich A, Greesuradej P, Aootaphao S, Pintavirooj C, Sangworasil M, Tosranon P. 3D ultrasonic reflection tomography with matrix linear array transducer. *Proceedings of ISBME&BMEiCON* 2008; 44.
- (35) Sanpanich A, Wongprasert Y, Sangworasil M, Boonsang S, Hamamoto K, Pintavirooj C. Enhanced 2D reflection UCT imaging by reflecting metal plate. *Proceedings of BMEiCON* 2009; 9.
- (36) Sanpanich A, Sangworasil M, Boonsang S, Hamamoto K, Pintavirooj C. Ultrasound attenuation breast imaging with reflecting plate. *Proceedings of BMEiCON* 2010; 16.
- (37) Yamane N, Hamamoto K. Study on limited view angle image restoration for ultrasonic CT using IR and ART. *Proceedings of ISBME&BMEiCON* 2008; 31.
- (38) Moshfeghik M. Ultrasound reflection-mode tomography using fan-shaped-beam insonification. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 1986; 33(3):299–314.
- (39) Shiina T, Hamamoto K, Ito M. Improvement of Azimuthal resolution of ultrasonic tomography by electronic compound scanning. *Japanese Journal of Applied Physics* 1991; 30(S30-1):231–234.
- (40) Treece GM, Prager RW, Gee AH. *Ultrasound Compounding with Automatic Attenuation Compensation Using Paired Angle Scans*. Cambridge University Engineering: Cambridge; 2006: 1–18.

Arthorn Sanpanich (Non-member) received the B.Sc. degree in physics from Srinakharinwirot Bangsaen University, Thailand, in 1986, and the M.Sc. degree in biomedical instrumentation from Mahidol University, Thailand, in 1994. He is currently an Assistant Professor in the Biomedical Instrumentation Center, Institute of Molecular Biosciences, Mahidol University. His current research interests include medical instrumentation, biomedical image processing, and image reconstruction techniques.



Kazuhiko Hamamoto (Non-member) received the B.Eng., M.Eng., and D.Eng. degrees from the Tokyo University of Agriculture and Technology. At present, he is a Professor in Department of Information Media Technology, School of Information and Telecommunication Engineering, Tokai University, Japan. His research interests include information architecture, medical information, human interface design, and virtual reality.



Chuchart Pintavirooj (Member) was born in Bangkok, Thailand, in 1962. He received the B.Sc. degree in radiation techniques and the M.Sc. degree in biomedical instrumentation from Mahidol University, Bangkok, Thailand, in 1985 and 1989, respectively. In 1995, he received another Master's degree in biomedical engineering from Worcester Polytechnic Institute, MA, USA. In 2000, he obtained the Ph.D. degree in biomedical engineering from Drexel University, Philadelphia, PA. After working as a Research Scientist at the Biomedical Instrumentation Department, Mahidol University, he joined Department of Electronics, Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, where he is currently an Associate Professor. His current research interests include biomedical image/signal processing with emphasis on image reconstruction, image classification, and image restoration. Dr Pintavirooj is the Acting Chairman of the Biomedical Engineering Society of Thailand, which is affiliated to IFBME.



ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล นายอาทร สรรพานิช
วัน เดือน ปีเกิด 6 ตุลาคม 2507
ที่อยู่ 16/196 หมู่ 5 ต.ห้วยกะปิ อ.เมือง จ.ชลบุรี 20131

ประวัติการศึกษา 2537 วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาอุปกรณ์ชีวการแพทย์
มหาวิทยาลัยมหิดล
2529 วิทยาศาสตรบัณฑิต สาขาฟิสิกส์
มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ บางแสน

ประวัติการทำงาน 2537- ปัจจุบัน อาจารย์ประจำ (ผู้ช่วยศาสตราจารย์)
ศูนย์วิจัยและพัฒนาอุปกรณ์ชีวการแพทย์
สถาบันชีววิทยาศาสตร์โมเลกุล มหาวิทยาลัยมหิดล



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้