

การขจัดสัญญาณรบกวนแบบสเปกเกิลและการหาจุดเด่นของภาพถ่าย
อัลตราซาวด์

SPECKLE NOISE REDUCTION AND FEATURE EXTRACTION IN
ULTRASOUND IMAGES



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาระดับปริญญาตรี สาขาวิชาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมสารสนเทศ

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2548

ISBN 974-15-1519-7

การจัดสัญญาณรบกวนแบบสเปกเกิลและการหาจุดเด่นของภาพถ่าย
อัลตราซาวด์

SPECKLE NOISE REDUCTION AND FEATURE EXTRACTION IN
ULTRASOUND IMAGES



พิเชษฐ วงษ์สีทา
PICHET WONGSITA

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน..... 60481
วัน,เดือน,ปี..... 29 ส.ย. 2549

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

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมสารสนเทศ

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ. ศ 2548

ISBN 974-15-1519-7

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**SPECKLE NOISE REDUCTION AND FEATURE EXTRACTION IN
ULTRASOUND IMAGES**



**A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN INFORMATION ENGINEERING
SCHOOL OF GRADUATE STUDIES
KING MUNGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG**

2005

ISBN 974-15-1519-7

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2005

SCHOOL OF GRADUATE STUDIES

KING MUNGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การจัดสัญญาณรบกวนแบบสเปกเกิลและการหาจุดเด่นของภาพถ่ายอัลตราซาวด์
นักศึกษา	นายพิเชษฐ วงษ์สีทา
รหัสนักศึกษา	46061317
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมสารสนเทศ
พ.ศ.	2548
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์	ดร. สมเกียรติ อุดมธรรยากุล
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์ร่วม	ผศ. อุทัย ศรีธีระวิโรจน์

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์นี้นำเสนอวิธีการจัดสัญญาณรบกวนและการหาจุดเด่นของภาพถ่ายอัลตราซาวด์ ซึ่งกระบวนการในการจัดสัญญาณรบกวนภาพถ่ายอัลตราซาวด์จะถูกนำมาแปลงสัญญาณภาพให้อยู่ในรูปของลอการิทึม (Logarithm) และกระจายภาพให้เป็นภาพในหลายระดับความละเอียดด้วยการแปลงเวฟเลตสเตชันนารี (Stationary Wavelet Transform) ซึ่งรายละเอียดของภาพแบนด์ย่อยทั้ง LH_1 , HL_1 , HH_1 และ LL_1 จะถูกนำมากรองสัญญาณภาพด้วยตัวกรองความถี่วินเนอร์ฟิลเตอร์ (Wiener filter) จากนั้นภาพแบนด์ย่อยทั้งหมดจะถูกแปลงกลับเวฟเลตแบบสเตชันนารี (Inverse Stationary Wavelet Transform) และในขั้นตอนสุดท้ายภาพจะถูกนำมาแปลงกลับในรูปของเอ็กโปเนนเชียล (Exponential) และภาพที่ได้จากการจัดสัญญาณรบกวนนี้จะถูกนำมาค้นหาจุดเด่นของภาพ โดยกระบวนการในการหาจุดเด่นของภาพ ภาพที่ผ่านการจัดสัญญาณรบกวนจะถูกปรับปรุงให้ดีขึ้น โดยผ่านกระบวนการ Histogram stretching technique และเกเบอร์เวฟเลตฟิลเตอร์ (Gabor wavelet filter) ถูกนำมาใช้ในการค้นหาขอบภาพ จากนั้นนำเทคนิค Nonmaxima suppression มาใช้เพื่อหาตำแหน่งขอบภาพที่ถูกต้องแม่นยำมากขึ้น และในขั้นตอนสุดท้ายจะทำการแยกวัตถุด้วยการกำหนดค่าเทรชโวลด์แบบอัตโนมัติ (Automatic thresholding) ทั้งนี้จากผลการทดลองทั้งสองขั้นตอนพบว่าวิธีที่ได้นำเสนอนี้สามารถจัดสัญญาณรบกวนได้ดี และสามารถค้นหาวัตถุภายในภาพถ่ายอัลตราซาวด์ได้อย่างชัดเจน

Thesis Title	Speckle Noise Reduction and Feature Extraction in Ultrasound Images
Student	Mr. Pichet Wongsita
Student ID.	46061317
Degree	Master of Engineering
Programme	Information Engineering
Year	2005
Thesis Advisor	Dr. Somkait Udomhunsakul
Thesis Co-Advisor	Asst.Prof. U-thai Sri-theeravirojana

ABSTRACT

This thesis presents speckle noise reduction and feature extraction in ultrasound images. In our approach, an ultrasound image is firstly transformed with the logarithm. This image is then transformed into a multiscale wavelet domain. Next, the wavelet coefficients of four subbands (LH_i , HL_i , HH_i and LL_i) are filtered by wiener filter. Then, an inverse stationary wavelet transform (ISWT) reconstructs the signal from the subband coefficients. At the final stage, by applying exponential of image, the denoised image is reconstructed. In feature extraction process, first the denoised image is enhanced by using histogram stretching technique. Gabor filter is used to extract the object form denoised images. Moreover, nonmaxima suppression technique is adopted to get the edge localization. Finally, the automatic thresholding is applied to get the final result in the binary format. The experiments show that the proposed algorithm can be detected well-localized and thin edges. Therefore, our approach leads to a practical method for speckle reduction and feature extraction in ultrasonic images.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี เนื่องมาจากความกรุณาจากอาจารย์ที่ปรึกษา
คร. สมเกียรติ อุดมธรรมากุล และ ผศ. อุทัย ศรีธีระวิโรจน์ ที่ให้ความช่วยเหลือ ให้คำชี้แนะช่วย
แก้ปัญหาตลอดจนให้ความรู้และประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า

ขอขอบคุณ โรงพยาบาลแม่น้ำที่ได้อนุเคราะห์ข้อมูลเพื่อใช้ในการวิจัย

ขอขอบพระคุณครู อาจารย์ทุก ๆ ท่านที่กรุณาให้การอบรม สั่งสอนและให้ความรู้ทางด้าน
วิชาการ

ท้ายสุดขอกราบขอบพระคุณ คุณพ่อคุณแม่ และสมาชิกทุกคนในครอบครัวที่ให้โอกาส
ในการศึกษา และทุนทรัพย์เรื่อยมาตลอดจนจบการศึกษา



สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	4
1.3 ขอบเขตของการศึกษา.....	5
บทที่ 2 การแปลงเวฟเล็ด.....	6
2.1 ทฤษฎีพื้นฐานของเวฟเล็ด.....	6
2.1.1 ทฤษฎีพื้นฐานเวฟเล็ดในการสเกลและการเลื่อนตำแหน่ง.....	7
2.2 ประวัติความเป็นมาของเวฟเล็ด.....	8
2.3 การแปลงเวฟเล็ดแบบต่อเนื่อง.....	10
2.4 การแปลงเวฟเล็ดแบบดิสครีต.....	12
2.4.1 การแปลงเวฟเล็ดโดยการวิเคราะห์ในลักษณะของฟิลเตอร์แบงก์.....	13
2.4.2 การแปลงเวฟเล็ดโดยการวิเคราะห์ในลักษณะออกเทพฟิลเตอร์แบงก์.....	15
2.5 การแปลงเวฟเล็ดในการประมวลผลภาพ.....	16
2.5.1 การแปลงเวฟเล็ดแบบดิสครีต.....	16
2.5.2 การแปลงกลับเวฟเล็ดแบบดิสครีต.....	17
2.5.3 การแปลงเวฟเล็ดแบบสเตชันนารี.....	19
บทที่ 3 การขจัดสัญญาณรบกวน.....	22
3.1 การขจัดสัญญาณรบกวนแบบสเปกเกิล.....	22
3.2 วิธีการในการขจัดสัญญาณรบกวนในโดเมนเวฟเล็ด.....	23
3.2.1 การกำหนดค่าเทรสโวลต์.....	23

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.2.2 วิธีที่นำเสนอ (Proposed method).....	25
3.3 การวัดประสิทธิภาพในการจัดสัญญาณรบกวน.....	27
3.3.1 ค่าอัตราส่วนของสัญญาณภาพต่อความผิดพลาดของข้อมูล (S/MSE).....	27
3.3.2 ค่าความสัมพันธ์ระหว่างขอบภาพ (β).....	27
3.3.3 ค่าความสัมพันธ์ระหว่างภาพ (ρ).....	28
3.3.4 การวัดค่าต่างๆ ของภาพ ณ ตำแหน่งที่สนใจ (ROI).....	28
บทที่ 4 การหาจุดเด่นของภาพ.....	30
4.1 ขั้นตอนในการหาจุดเด่นในภาพถ่ายอัลตราซาวด์.....	30
4.2 Histogram stretching.....	30
4.3 เกเบอร์เวฟเลตฟิลเตอร์.....	32
4.4 Nonmaxima suppression.....	35
4.5 การกำหนดค่าเทสโซลด์.....	37
4.5.1 การหาค่าเทสโซลด์โดยพิจารณาจากฮิสโตแกรม.....	37
4.5.2 Hysteresis thresholding.....	39
4.5.3 การกำหนดค่าเทสโซลด์แบบอัตโนมัติ.....	40
บทที่ 5 ผลการทดลอง.....	43
5.1 ผลการทดลองจากการจัดสัญญาณรบกวนแบบสเปกเกิล.....	43
5.2 ผลการทดลองจากการหาจุดเด่นของภาพถ่ายอัลตราซาวด์.....	57
5.2.1 ผลการทดลองการหาจุดเด่นของภาพถ่ายอัลตราซาวด์ที่มีความเข้มของวัตถุ และแบกกราวด์แตกต่างกัน.....	58
5.2.2 ผลการทดลองการหาจุดเด่นของภาพถ่ายอัลตราซาวด์ที่มีความเข้มของวัตถุ และแบกกราวด์ใกล้เคียงกัน.....	64
5.3 สรุปผลการทดลอง.....	67
บทที่ 6 บทสรุปและแนวทางการพัฒนา.....	69
6.1 สรุปผลการวิจัย.....	69

6.2 แนวทางในการพัฒนา.....	70
เอกสารอ้างอิง.....	71
ภาคผนวก ก.....	73
ภาคผนวก ข.....	84
ประวัติผู้เขียน.....	90



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
5.1 ตารางเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการจัดสัญญาฉบับรวมในภาพถ่ายดับ.....	50
5.2 ตารางเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการจัดสัญญาฉบับรวมในภาพถ่ายเต้านม.....	51
5.3 ตารางเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการจัดสัญญาฉบับรวมในภาพถ่ายเด็กทารก.....	52
5.4 ตารางเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการจัดสัญญาฉบับรวมในภาพถ่ายงูน้ำคี้.....	53
5.5 ตารางเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการจัดสัญญาฉบับรวมในภาพถ่ายต่อมไทยรอยค้.....	54
5.6 ตารางเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการจัดสัญญาฉบับรวมในขอบเขตของ ROI.....	56



สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
1.1 ภาพถ่ายทางการแพทย์.....	1
1.2 แสดงระบบการถ่ายภาพด้วยเครื่องถ่ายภาพอัลตราซาวด์.....	2
1.3 หัวตรวจ (Transducer หรือ Probe).....	3
2.1 ฟังก์ชันเวฟเล็ดแม่ชนิดต่าง ๆ.....	7
2.2 แสดงลักษณะการแตกกระจายสัญญาณและการรวมสัญญาณของเวฟเล็ด.....	8
2.3 แสดงการเปรียบเทียบรูปลักษณะการทรานส์ฟอร์มในรูปแบบต่าง ๆ ในลักษณะของ ระนาบเวลาและค่าสำหรับการวิเคราะห์สัญญาณ.....	10
2.4 แสดงการแปลงเวฟเล็ดในลักษณะของการ Inner product.....	12
2.5 การแจกแจงสัมประสิทธิ์ด้วยการแปลงเวฟเล็ด.....	13
2.6 การวิเคราะห์ฟิลเตอร์เบงก์แบบสองช่องสัญญาณ.....	14
2.7 แสดงการเพิ่มอัตราการสุ่ม.....	14
2.8 การแปลงเวฟเล็ดแบบคิสริต 1 ระดับเมื่อสัญญาณอินพุตเท่ากับ 1000 แซมเปิ้ล.....	14
2.9 แสดงสัญญาณของฟิลเตอร์เบงก์แบบ 2 ช่องสัญญาณ.....	15
2.10 แสดงลักษณะการวิเคราะห์แบบโครงสร้างต้นไม้.....	15
2.11 แสดงลักษณะของการแยกแยะความถี่ในลักษณะออกเทฟฟิลเตอร์เบงก์.....	16
2.12 แสดงการกระจายเวฟเล็ดแบบคิสริต.....	17
2.13 แสดงการแปลงกลับเวฟเล็ดแบบคิสริต.....	17
2.14 ภาพแบนด์ย่อยที่ได้จากการแปลงเวฟเล็ดแบบคิสริต.....	18
2.15 ตัวอย่างภาพจากการแปลงเวฟเล็ดแบบคิสริต.....	19
2.16 แสดงการกระจายเวฟเล็ดแบบสเตชันนารี.....	20
2.17 ภาพแบนด์ย่อยที่ได้จากการแปลงเวฟเล็ดแบบสเตชันนารี.....	20
2.18 ตัวอย่างภาพการแปลงเวฟเล็ดแบบสเตชันนารี 1 ระดับ.....	21
3.1 บล็อกไดอะแกรมแสดงการจัดสัญญาณรบกวนในโดเมนเวฟเล็ด.....	23
3.2 แสดงการจัดสัญญาณรบกวนในภาพแบนด์ย่อยโดยการกำหนดค่าเทรสโซลด์.....	24
3.3 แสดงการจัดสัญญาณรบกวนในภาพแบนด์ย่อยโดยใช้วินเนอร์ฟิลเตอร์.....	26
3.4 แสดงขอบเขตภาพของภาพในตำแหน่งของ ROI.....	29
4.1 บล็อกไดอะแกรมแสดงการหาจุดเด่นของภาพถ่ายอัลตราซาวด์.....	30
4.2 กราฟแสดงลักษณะของ Piecewise linear-stretching function.....	31

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.3 แสดงผลลัพธ์ของการใช้ Histogram stretching technique.....	32
4.4 เกเบอร์ฟิลเตอร์ที่ความถี่ต่าง ๆ.....	33
4.5 แสดงการเปรียบเทียบจุดภาพตามทิศทางของขอบภาพ.....	35
4.6 แสดงทิศทางของขอบภาพ.....	35
4.7 แสดงผลลัพธ์จากการใช้เทคนิค Nonmaxima suppression.....	36
4.8 แสดงการกำหนดค่าเทรชโวลด์จากฮิสโตแกรม.....	37
4.9 แสดงผลลัพธ์จากการเลือกค่าเทรชโวลด์ตามฮิสโตแกรม.....	38
4.10 แสดงการกำหนดค่าเทรชโวลด์แบบ Hysteresis thresholding.....	39
4.11 แสดงผลลัพธ์จากการเลือกค่าเทรชโวลด์แบบ Hysteresis thresholding.....	40
4.12 แสดงการกำหนดค่าเทรชโวลด์แบบอัตโนมัติ.....	41
4.13 แสดงผลลัพธ์จากการเลือกค่าเทรชโวลด์แบบต่าง ๆ ในภาพถ่ายตัด.....	42
4.14 แสดงผลลัพธ์จากการเลือกค่าเทรชโวลด์แบบต่าง ๆ ในภาพถ่ายมดลูก.....	42
5.1 แสดงผลลัพธ์จากการจัดสัญญาณรบกวนของภาพถ่ายคอมพิวเตอร์.....	44
5.2 แสดงผลลัพธ์จากการจัดสัญญาณรบกวนของภาพถ่ายตัดอ่อน.....	45
5.3 แสดงผลลัพธ์จากการจัดสัญญาณรบกวนของภาพถ่ายไต.....	46
5.4 แสดงผลลัพธ์จากการจัดสัญญาณรบกวนของภาพถ่ายงูน้ำดี.....	47
5.5 แสดงผลลัพธ์จากการจัดสัญญาณรบกวนของภาพถ่ายเต้านม.....	48
5.6 แสดงภาพถ่ายอัลตราซาวด์อวัยวะต่าง ๆ.....	49
5.7 แสดงการเลือกขอบเขตของภาพในตำแหน่งของ ROI ในภาพถ่ายอวัยวะต่าง ๆ.....	55
5.8 ผลลัพธ์การหาจุดเด่นของภาพถ่ายตัด.....	58
5.9 ผลลัพธ์การหาจุดเด่นของภาพถ่ายการตั้งครรภ์.....	59
5.10 ผลลัพธ์การหาจุดเด่นของภาพถ่ายมดลูก.....	60
5.11 ผลลัพธ์การหาจุดเด่นของภาพถ่ายเส้นโลหิตดำ.....	61
5.12 ผลลัพธ์การหาจุดเด่นของภาพถ่ายตัด.....	62
5.13 ผลลัพธ์การหาจุดเด่นของภาพถ่ายงูน้ำดี.....	63
5.14 ผลลัพธ์การหาจุดเด่นของภาพถ่ายเต้านม.....	64
5.15 ผลลัพธ์การหาจุดเด่นของภาพถ่ายคอมพิวเตอร์.....	65

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
5.16 ผลลัพธ์การหาจุดเด่นของภาพถ่ายไต.....	66
5.17 ผลลัพธ์การหาจุดเด่นของภาพถ่ายก้อนเนื้ออก.....	67

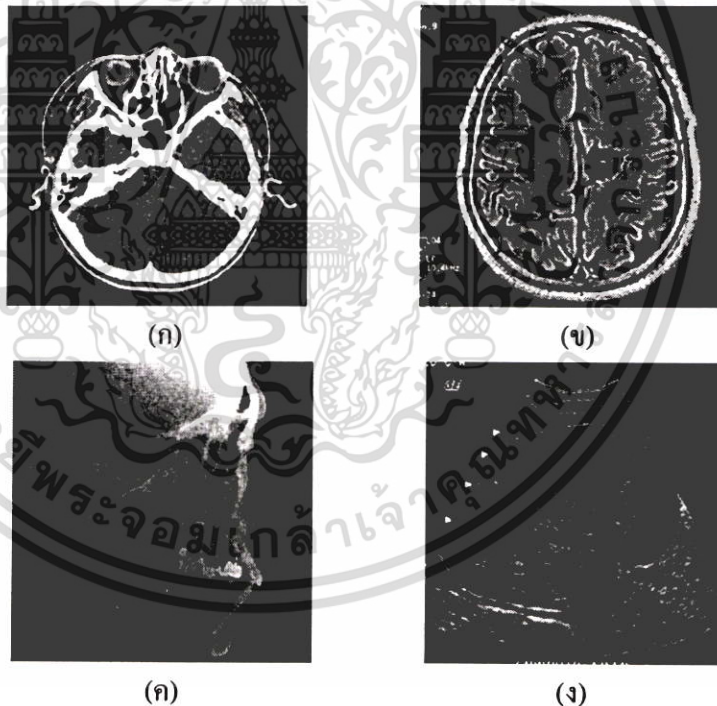


บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

เนื่องจากปัจจุบันการตรวจวินิจฉัยความผิดปกติของร่างกายจากภาพถ่ายโดยเครื่องมือทางการแพทย์ที่สมัยเป็นสิ่งจำเป็นอย่างมาก เนื่องจากสามารถนำภาพถ่ายมาวิเคราะห์ความผิดปกติของร่างกายแทนวิธีการค้นหาด้วยวิธีการผ่าตัด โดยในการวิเคราะห์จากภาพสามารถลดเวลาและผลกระทบจากการผ่าตัด ซึ่งเครื่องมือในการถ่ายภาพมีหลายประเภทตัวอย่างเช่น เครื่อง CT (Computer Tomography) สแกนเนอร์ เครื่อง MRI (Magnetic Resonance Imaging) สแกนเนอร์ เครื่องถ่ายภาพเอ็กซเรย์ (X-Ray) และเครื่องถ่ายภาพอัลตราซาวด์ (Ultrasound) ซึ่งความสามารถในการถ่ายภาพและการนำไปใช้งานต่างกันดังรูปที่ 1.1



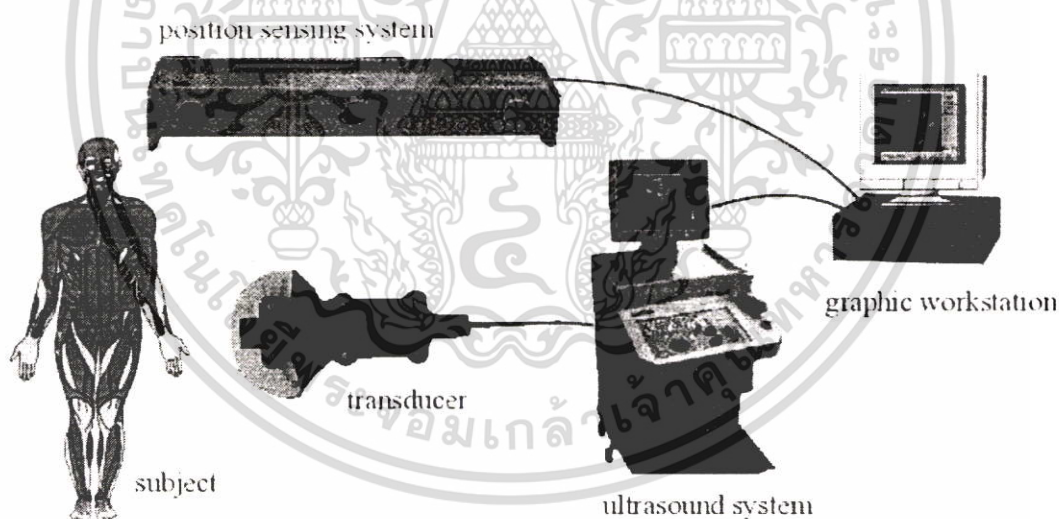
รูปที่ 1.1 ภาพถ่ายทางการแพทย์ (ก) ภาพถ่าย CT (ข) ภาพถ่าย MRI (ค) ภาพถ่ายเอ็กซเรย์ (ง) ภาพถ่ายอัลตราซาวด์

ในวิทยานิพนธ์นี้มีความสนใจในภาพถ่ายอัลตราซาวด์ ซึ่งเป็นภาพถ่ายที่ได้มาจากการถ่ายภาพด้วยเครื่องอัลตราซาวด์ โดยเครื่องอัลตราซาวด์จะใช้หลักการของคลื่นเสียงและการสะท้อนกลับของคลื่นเสียงจากอวัยวะในร่างกายกลับมายังเครื่อง แล้วแปรสัญญาณเสียงสะท้อนเป็นภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ของอวัยวะต่าง ๆ ที่เหมือนของจริง สามารถดูอวัยวะภายใน อีกทั้งเห็นภาพการเคลื่อนไหวขณะนั้นจริง เช่น การเคลื่อนไหวของหัวใจ การเคลื่อนไหวของเด็กในครรภ์ เป็นต้น ช่วยให้แพทย์สามารถแก้ปัญหา และติดตามผลการดูแลรักษาผู้ป่วยได้อย่างแม่นยำ เครื่องมือดังกล่าวมีการใช้มานานมากกว่า 10 ปี อย่างแพร่หลาย และเป็นที่ยอมรับกันว่า ไม่มีผลข้างเคียงหรืออันตรายต่อมนุษย์

ในปัจจุบันนี้ภาพถ่ายอัลตราซาวด์ มีบทบาทมากทั้งในด้านการตรวจวินิจฉัยและการตรวจรักษาโรค คลื่นอัลตราซาวด์เป็นการสั่นสะเทือนทางเชิงกลที่มีความถี่มากกว่าคลื่นเสียงที่มนุษย์สามารถได้ยินได้ คือความถี่มากกว่า 20,000 เฮิรตซ์ หรืออยู่ที่ประมาณ 120,000 เฮิรตซ์ คลื่นอัลตราซาวด์ในปัจจุบันนี้ส่วนใหญ่สร้างมาจากทรานส์ดิวเซอร์ (Transducer) ที่เป็นผลึก ซึ่งเรียกว่าพิโซอิเล็กทริก (Piezoelectric) โดยอาศัยการป้อนไฟฟ้าเข้าไปที่ผลึกจะทำให้ผลึกดังกล่าวหดตัวและขยายตัวตามความถี่ของคลื่นไฟฟ้าที่ป้อนเข้าไป และไฟฟ้าทำให้โมเลกุลของผลึกซึ่งประกอบด้วยประจุไฟฟ้าบวกและลบเรียงตัวอยู่ในทิศทางเดียวกัน จึงทำให้ผลึกยืดหรือหดตัวได้ การยืดและหดตัวของผลึกอย่างรวดเร็วทำให้เกิดการสั่นสะเทือนด้วยความถี่สูง ซึ่งระบบของการถ่ายภาพอัลตราซาวด์จะแสดงดังรูปที่ 1.2 [1] โดยภาพจะแสดงบริเวณและตำแหน่งของร่างกายมนุษย์ที่เครื่องถ่ายภาพอัลตราซาวด์สามารถตรวจสอบได้ และอุปกรณ์เชื่อมต่อกับเครื่องอัลตราซาวด์



รูปที่ 1.2 แสดงระบบการถ่ายภาพด้วยเครื่องถ่ายภาพอัลตราซาวด์

หลักการทํางานของเครื่องอัลตราซาวด์

เครื่องอัลตราซาวด์ที่อาศัยการถ่ายภาพผ่านหัวตรวจ [2] ซึ่งอาศัยหลักการทํางานที่สำคัญ 2 ประการ คือ

1. ใช้ตรวจวัดการสะท้อนกลับ (Pulse echo method) ของคลื่นอัลตราซาวด์ที่พื้นหน้าของเนื้อเยื่อซึ่งมีความเข้มแตกต่างกัน โดยการวัดความมากน้อยของการสะท้อนกลับ และระยะเวลาที่ใช้ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทำให้ทราบลักษณะของพื้นหน้า (Interface) และระยะทางได้ ในปัจจุบันนี้ใช้หลักการของวิธีนี้เพื่อตรวจวัดระยะทางของก้อนเนื้อที่ผิดปกติในร่างกายรวมทั้งการสร้างภาพตัดขวางของอวัยวะที่ต้องการทราบความผิดปกติ

2. ใช้ตรวจวัดความถี่ของคลื่นอัลตราซาวด์ ที่เปลี่ยนแปลงไปจากที่คลื่นอัลตราซาวด์ไปกระทบกับพื้นหน้าที่เคลื่อนไหว ที่เรียกว่า ดอปเพลอร์ชิฟท์ (Doppler shift) ได้ใช้วิธีนี้ตรวจวัดความเร็วการไหลของเลือดในหลอดเลือด และในปัจจุบันนี้ยังสามารถใช้วิธีนี้ตรวจหาโครงสร้างของอวัยวะต่าง ๆ ในร่างกายที่มีการเคลื่อนไหวได้ด้วย

รูปที่ 1.3 หัวตรวจ (Transducer หรือ Probe)

เนื่องจากภาพถ่ายอัลตราซาวด์ใช้ตรวจสอบเฉพาะเนื้อเยื่อและส่วนที่เป็นน้ำภายในร่างกาย ซึ่งภาพถ่ายจะไม่ละเอียดและถูกรบกวนด้วยสิ่งที่ไม่พึงประสงค์ คือ ภาพถ่ายอัลตราซาวด์จะประกอบไปด้วยสัญญาณรบกวนที่เรียกว่า “สเปกเกิลนอยส์” ซึ่งทำให้คุณภาพของภาพถ่ายแย่ลงเมื่อนำภาพไปวิเคราะห์อาจเกิดความผิดพลาดได้ ดังนั้นวิทยานิพนธ์นี้จึงได้ศึกษาวิธีการขจัดสัญญาณรบกวนแบบสเปกเกิลในภาพถ่ายอัลตราซาวด์ ซึ่งพบว่าลักษณะของสัญญาณรบกวนแบบสเปกเกิลจะเป็นสัญญาณที่อยู่ในรูปของผลคูณระหว่างสัญญาณภาพกับสัญญาณรบกวน ดังนั้นจึงยากที่จะสามารถแยกเอารายละเอียดของสัญญาณทั้งสองออกจากกันได้ และวิธีการต่าง ๆ ที่สามารถนำมาใช้ในการขจัดสัญญาณรบกวนประเภทนี้นับตั้งแต่อดีตถึงปัจจุบัน พบว่ายังมีข้อด้อยบางประการ คือ ภาพจะมีลักษณะพร่ามัว (Blur) และเกิดการสูญเสียรายละเอียดของภาพบางส่วนไป ในปัจจุบันมีผู้คิดค้น โมเดลทางคณิตศาสตร์ที่มีความสามารถและประสิทธิภาพสูงในการวิเคราะห์ลักษณะของสัญญาณ ซึ่งโมเดลนี้เรียกว่า “เวฟเล็ต” โดยการแปลงเวฟเล็ตจะสามารถช่วยในการแบ่งรายละเอียดความถี่ของภาพได้หลายระดับความละเอียด ดังนั้นจึงสามารถนำมาประยุกต์ใช้ในการแก้ปัญหาและเพิ่มประสิทธิภาพในการสัญญาณรบกวนได้มากขึ้น โดยในปี 1995 Dohono ได้นำเสนอวิธีการกำหนดค่าเทรช โชลด์แบบ Soft thresholding method เพื่อขจัดสัญญาณรบกวนใน 1 มิติ แต่ข้อเสียของวิธีนี้เมื่อนำมาใช้กับสัญญาณภาพ คือ การกำหนดค่าเทรช โชลด์อาจจะไม่สอดคล้องกับสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นภายในภาพ และมักจะเกิดความยุ่งยากในการกำหนดค่าพารามิเตอร์เพื่อให้ได้ค่าเทรช โชลด์ ซึ่งจากข้อเสียในการขจัดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีต่าง ๆ ดังที่เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ได้กล่าวมาข้างต้นอาจทำให้รายละเอียดของภาพที่ผ่านการจัดสัญญาณรบกวนจะมีรายละเอียดที่ไม่ค่อยสมบูรณ์หรือข้อมูลภาพจะผิดเพี้ยนไปจากเดิม ทำให้ยากในการนำไปวิเคราะห์หาความผิดปกติของอวัยวะภายในร่างกายได้

จากการสูญเสียของรายละเอียดที่สำคัญบางส่วนของภาพถ่ายอัลตราซาวด์ หลังจากผ่านการจัดสัญญาณรบกวนแล้ว เมื่อภาพถูกนำมาวิเคราะห์อาจเกิดความผิดพลาดได้ และภาพที่ได้ยังไม่สามารถนำไปวิเคราะห์ในรูปแบบอื่นได้อย่างมีประสิทธิภาพ ซึ่งงานวิจัยนี้ต้องการนำภาพที่ได้จากการจัดสัญญาณรบกวน ไปประยุกต์ใช้ในการค้นหาลักษณะเด่นหรือรายละเอียดที่สำคัญของภาพ เช่น ลักษณะของอวัยวะในภาพถ่ายอัลตราซาวด์ และความผิดปกติต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นภายในภาพ ดังนั้นจึงต้องมีการศึกษาหาวิธีการที่มีประสิทธิภาพในการจัดสัญญาณรบกวนและวิธีการในการค้นหาวัตถุภายในภาพถ่ายอัลตราซาวด์ เพื่อการนำภาพไปวิเคราะห์ได้อย่างถูกต้องและมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น

1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา

เป็นการนำเสนอวิธีการจัดสัญญาณรบกวนในภาพถ่ายอัลตราซาวด์ด้วยวิธีที่มีประสิทธิภาพ และใช้วิธีที่เหมาะสมในการค้นหาขอบภาพหรือวัตถุภายในภาพที่ถูกจัดสัญญาณรบกวนเพื่อนำวัตถุมาวิเคราะห์ทางด้านกายภาพ เช่น หาขนาดของวัตถุ และค้นหาความผิดปกติของวัตถุภายในภาพ เพื่อวิเคราะห์หาสาเหตุของความผิดปกติของร่างกายได้อย่างถูกต้อง ซึ่งภาพถ่ายอัลตราซาวด์มักจะมีสัญญาณรบกวนแบบสเปกเกิลที่ทำให้ยากที่จะนำภาพวิเคราะห์ได้อย่างถูกต้อง ดังนั้นในวิทยานิพนธ์นี้จึงนำการแปลงเวฟเล็ตมาประยุกต์ใช้ในขั้นตอนการจัดสัญญาณรบกวน ซึ่งการแปลงเวฟเล็ตสามารถแบ่งรายละเอียดของภาพได้หลายระดับความละเอียด (Multiresolution) และภาพแบนด์ย่อยในแต่ละแบนด์จะถูกจัดสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองความถี่วินเนอร์ฟิลเตอร์ โดยวินเนอร์ฟิลเตอร์สามารถจัดสัญญาณรบกวนและผลลัพธ์ที่ได้มีค่าความผิดพลาดต่ำ (Minimum Mean Square Error: MMSE) ซึ่งเมื่อนำทั้งสองวิธีมาใช้ร่วมกันทำให้การจัดสัญญาณรบกวนมีประสิทธิภาพและสามารถรักษารายละเอียดของภาพไว้ได้มากที่สุด นอกจากนี้การจัดสัญญาณรบกวนสามารถช่วยลดผลกระทบของสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นกับการค้นหาขอบภาพ โดยการค้นหาลักษณะเด่นภายในภาพถ่ายอัลตราซาวด์ได้นำเสนอวิธีการต่าง ๆ โดยแบ่งออกเป็น 4 ขั้นตอน คือ ขั้นตอนแรกจะทำภาพให้ดีขึ้นโดยผ่านกระบวนการ Histogram stretching technique ขั้นตอนต่อไปคือการค้นหาขอบภาพโดยใช้เกเบอร์เวฟเล็ตฟิลเตอร์ (Gabor wavelet filter) และนำเทคนิค Nonmaxima suppression มาใช้เพื่อหาความถูกต้องของตำแหน่งภาพมากที่สุดได้ ในขั้นตอนสุดท้ายคือการกำหนดค่าเทรชโฮลด์ (Thresholding) ซึ่งทั้ง 4 ขั้นตอนช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการค้นหาวัตถุภายในภาพได้ดียิ่งขึ้น

1.3 ขอบเขตของการศึกษา

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ได้นำเสนอวิธีการขจัดสัญญาณรบกวนและการหาจุดเด่นของภาพถ่ายอัลตราซาวด์ โดยได้แบ่งหัวข้อและรายละเอียดออกเป็น 6 บท แต่ละบทมีเนื้อหาดังต่อไปนี้

บทที่ 1 กล่าวถึงที่มาความเป็นมาและปัญหา วัตถุประสงค์ของการศึกษา และขอบเขตของการศึกษา

บทที่ 2 กล่าวถึงทฤษฎีพื้นฐานการแปลงเวฟเล็ท ประสิทธิภาพเป็นมาของการแปลงเวฟเล็ท และการแปลงเวฟเล็ทแบบต่าง ๆ เพื่อใช้ในการประมวลผลภาพ

บทที่ 3 กล่าวถึงการขจัดสัญญาณรบกวน ขั้นตอนการขจัดสัญญาณรบกวนแบบสเปกเกิล และวิธีการวัดประสิทธิภาพจากการขจัดสัญญาณรบกวน

บทที่ 4 กล่าวถึงขั้นตอนในการค้นหาจุดเด่นของภาพ คือ การทำให้ภาพดีขึ้นด้วย Histogram stretching technique การค้นหาขอบภาพด้วยเกเบอร์ฟิลเตอร์ การหาตำแหน่งของขอบภาพด้วยเทคนิค Nonmaxima suppression และการกำหนดค่าเทรชโฮลด์

บทที่ 5 ผลการทดลอง รูปและตารางผลการทดลองที่ได้จากการขจัดสัญญาณรบกวน และผลการทดลองที่ได้จากการค้นหาจุดเด่นภายในภาพถ่ายอัลตราซาวด์

บทที่ 6 บทสรุปและแนวทางในการพัฒนา

บทที่ 2

การแปลงเวฟเล็ต

ในบทนี้จะกล่าวถึงหลักการ ความเป็นมาของเวฟเล็ต และการแปลงเวฟเล็ตเพื่อการประมวลผลภาพแบบสั้น ๆ โดยจะไม่กล่าวเน้นการพิสูจน์ทางคณิตศาสตร์เพื่อความเข้าใจถึงหลักการของเวฟเล็ตได้ง่ายขึ้นและไม่ให้เนื้อหาในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีมากจนเกินไป ซึ่งจะอธิบายถึงคุณสมบัติของเวฟเล็ตที่สามารถนำไปประยุกต์ใช้ในงานด้านการประมวลผลภาพเท่านั้น

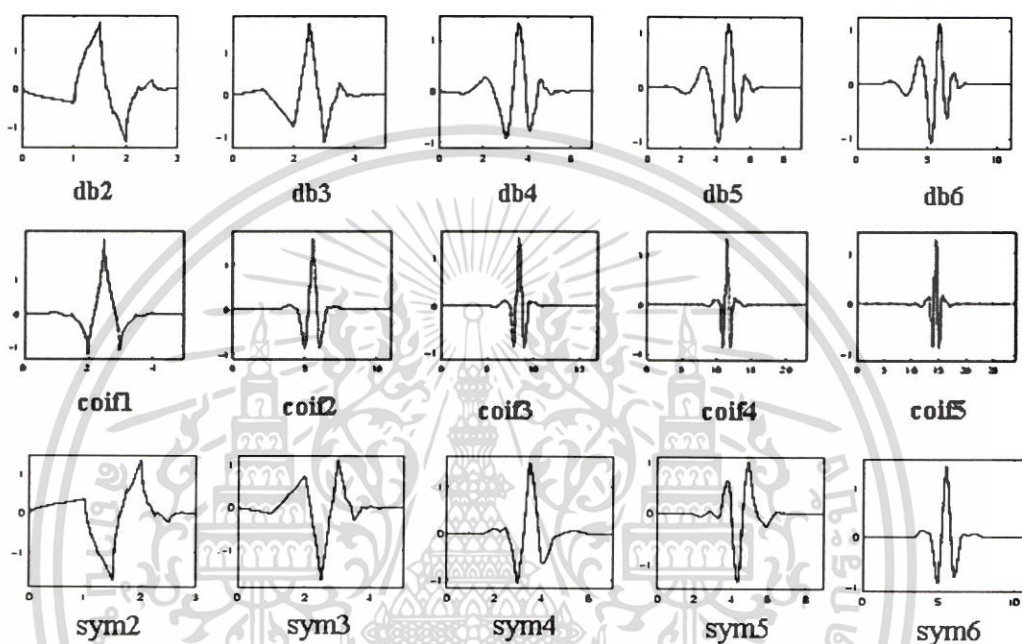
2.1. ทฤษฎีพื้นฐานของเวฟเล็ต

เวฟเล็ตเป็นขบวนการทางคณิตศาสตร์ที่ใช้อธิบายโครงสร้างของระบบสัญญาณ ซึ่งประกอบขึ้นด้วยเซตของสัญญาณเฉพาะที่มีลักษณะเป็นคลื่นเล็ก ๆ เรียกว่า “เวฟเล็ต” โดยลักษณะของเวฟเล็ตจะเป็นคลื่นที่มีการเปลี่ยนแปลงอย่างต่อเนื่อง และลดขนาดลงสู่ศูนย์อย่างรวดเร็วทั้งสองด้าน โดยการแปลงเวฟเล็ตหลาย ๆ อันมารวมกันเป็นเซต เพื่อจะใช้ในการอธิบายสัญญาณใด ๆ โดยที่คลื่นเวฟเล็ตแต่ละตัวมีโครงสร้างมาจากฟังก์ชันเดียวกัน ซึ่งฟังก์ชันนี้เป็นฟังก์ชันต้นกำเนิดที่เรียกว่า เวฟเล็ตแม่ (Mother wavelet) โดยคลื่นแต่ละคลื่นภายในเซตของเวฟเล็ตจะเกิดจากการสเกลและการเลื่อนตำแหน่งของเวฟเล็ตแม่ โดยใช้พารามิเตอร์ “ a ” แทนการบีบหรือขยายของสัญญาณ และการเลื่อนตำแหน่งถูกกำหนดโดยพารามิเตอร์ “ b ” นอกจากนี้เวฟเล็ตที่ถูกสเกลจะต้องถูกนอร์มอลไลซ์ด้วย $\frac{1}{\sqrt{a}}$ เสมอ เพื่อให้เวฟเล็ตที่ถูกสเกลไปแล้วยังคงมีพลังงานเช่นเดียวกับเวฟเล็ตแม่ ดังนั้นถ้าให้ $\psi(t)$ เป็นฟังก์ชันเวฟเล็ตแม่จะสามารถเขียนเป็นสมการที่สัมพันธ์กับ เวฟเล็ตแม่ดังสมการที่ 2.1

$$\psi_{b,a}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (2.1)$$

จากเงื่อนไขของเวฟเล็ตที่กล่าวมาข้างต้น คือ มีการออสซิลเลต (Oscillate) ในลักษณะของสัญญาณไซน์ซุซอยด์ัล (Sinusoidals) และการลดลงอย่างรวดเร็วทั้งสองด้านตามลักษณะฟังก์ชันหน้าต่าง (Windows function) ซึ่งทำให้ฟังก์ชันของเวฟเล็ตสามารถมีได้หลายรูปแบบและมีความยืดหยุ่นในการนำไปประยุกต์ใช้กับงานต่าง ๆ ได้อย่างเหมาะสม ซึ่งฟังก์ชันเวฟเล็ตแม่ที่นิยมนำมาประยุกต์ใช้ในปัจจุบัน เช่น Daubechies, Coiflet และ Symmlet ดังแสดงในรูปที่ 2.1 ในแต่ละตระกูลจะมีรูปร่างลักษณะของเวฟเล็ตแม่แตกต่างกันไป ซึ่งแต่ละตระกูลจะมีค่า Number of Vanishing Moments (NVM) อยู่ท้ายชื่อตระกูลของเวฟเล็ตแม่เช่น Daubechies 2(db2), Daubechies

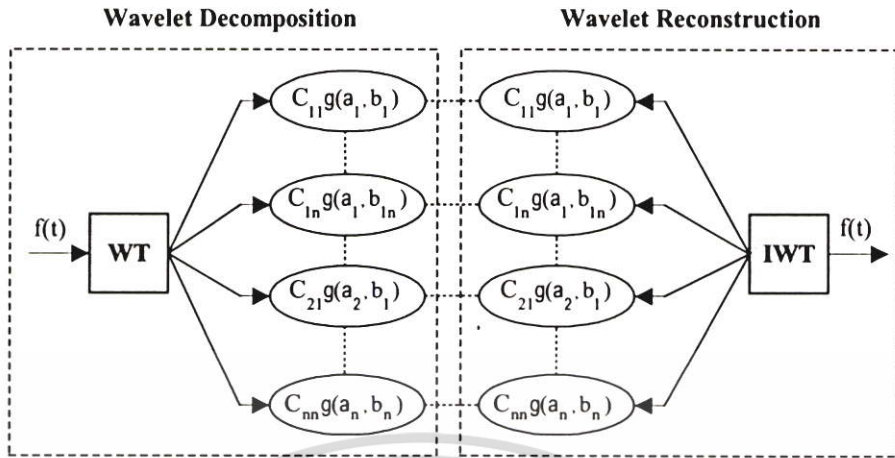
3(db3),.....Duabechies 20 (db20), Coiflet 1(coif1), Coiflet 2(coif2).....Coiflet 5(coif5) และ Symmlet 2(sym2), Symmlet 3(sym3)Symmlet10(sym10) เป็นต้น ถ้าค่า NVM มีค่ามากขึ้น ลักษณะของของฟังก์ชันเวฟเล็ตแม่ที่เลือกใช้งานจะมีความราบเรียบ (Smooth) มากขึ้น ประโยชน์ของค่า NVM นี้ก็คือสามารถเลือกชนิดของเวฟเล็ตมาประยุกต์ใช้กับงานที่ต้องการได้อย่างหลากหลาย และเหมาะสมมากขึ้น



รูปที่ 2.1 ฟังก์ชันเวฟเล็ตแม่ชนิดต่าง ๆ

2.1.1 ทฤษฎีพื้นฐานเวฟเล็ตในการสเกลและการเลื่อนตำแหน่ง

การอธิบายสิ่งหนึ่งสิ่งใดในทฤษฎีการแปลงเวฟเล็ตจะเปรียบเสมือนกับการแตกสิ่งเหล่านั้นออกเป็นส่วนประกอบเล็ก ๆ ที่สัมพันธ์กันคล้ายกับภาพต่อจิ๊กซอร์ โดยที่ชิ้นส่วนเหล่านั้นจะอยู่ในรูปของเวฟเล็ตที่ถูกสเกลและเลื่อนตำแหน่ง และมีค่าถ่วงน้ำหนักต่าง ๆ กันขึ้นอยู่กับเวฟเล็ตแต่ละตัว ดังนั้นจึงเปรียบเสมือนว่าคลื่นเวฟเล็ตเป็นฟังก์ชันพื้นฐาน (Basis function) ในการสร้างสัญญาณใด ๆ ในขบวนการแตกกระจายชิ้นส่วนนี้เรียกว่า “การแตกกระจายเวฟเล็ต” (Wavelet decomposition) ซึ่งก็คือขั้นตอนการแปลงเวฟเล็ตนั่นเอง ในทำนองเดียวกันการรวมเวฟเล็ต (Wavelet reconstruction) ก็คือการแปลงกลับเวฟเล็ต (Inverse Wavelet Transform :IWT) โดยจะนำเอาส่วนประกอบย่อย ๆ เหล่านี้มาเรียงต่อกันเพื่อประกอบเป็นสัญญาณเดิม ดังแสดงในรูปที่ 2.2 แสดงการแตกกระจาย $f(t)$ ออกเป็นคลื่นเวฟเล็ตที่มีความถี่และตำแหน่งต่างกันจำนวน $n \times n$ ตัว [3]



รูปที่ 2.2 แสดงลักษณะการแตกกระจายสัญญาณและการรวมสัญญาณของเวฟเล็ต

จากการที่สามารถทำการสร้างเซตของเวฟเล็ตได้จากการสเกลและการเลื่อนตำแหน่งของเวฟเล็ตเมื่อนั้น การสเกลและการเลื่อนตำแหน่งดังกล่าวจะถูกเรียกรวมกันว่า Affine operation [4] ซึ่งจะสามารถเขียนเป็นสมการคณิตศาสตร์ในลักษณะการส่ง (Mapping) ตัวแปรอิสระ t ดังสมการที่ 2.2

$$t' = \frac{t-b}{a} \tag{2.2}$$

และจะสามารถเขียนสมการสำหรับการแปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง (Continuous Wavelet Transform: CWT) ที่ใช้ในการกระจายสัญญาณของฟังก์ชัน $f(t)$ ด้วยเวฟเล็ตแม่ $g(t)$ ได้ดังนี้

$$(W_g f)(a, b) = |a|^{-\frac{1}{2}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) g\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \tag{2.3}$$

โดยที่ “*” หมายถึงคอมเพล็กซ์คอนจูเกต “ a ” เป็นพารามิเตอร์ของการสเกล และ “ b ” เป็นพารามิเตอร์ของการเลื่อนตำแหน่ง สัญลักษณ์ $(W_g f)(a, b)$ หมายถึงสัญญาณอินพุตที่ขึ้นกับการส่งตัวแปร t ไปเป็นฟังก์ชัน 2 มิติที่ขึ้นกับตัวแปรอิสระ a และ b โดย $(W_g f)(a, b)$ จะเป็นค่าสัมประสิทธิ์ของเวฟเล็ต (Wavelet coefficient)

2.2 ประวัติความเป็นมาของเวฟเล็ต

การวิเคราะห์เวฟเล็ตได้เริ่มพัฒนามาจากโครงสร้างรากฐานทางคณิตศาสตร์ของการแปลงฟูเรียร์ซึ่งเป็นการแปลงสัญญาณทางโดเมนของเวลา $f(t)$ ไปเป็นสัญญาณทางโดเมนความถี่

$F(\omega)$ หรือที่เรียกว่าเป็นการหาสเปกตรัมของสัญญาณ โดยมีสมการเป็น

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-i\omega t} dt \quad (2.4)$$

ซึ่งช่วงเวลาในการทรานส์ฟอร์มจะอยู่ในช่วงเวลา $(-\infty, \infty)$ ดังนั้นเมื่อเกิดการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณอินพุตที่ระยะเวลาใด ๆ ก็จะส่งผลกระทบต่อตลอดย่านของความถี่ $F(\omega)$ นอกจากนี้การแปลงฟูเรียร์ยังไม่สามารถทำการวิเคราะห์สัญญาณเฉพาะช่วงเวลาและความถี่ใด ๆ ได้ ดังนั้นวิธีการแปลงฟูเรียร์จึงเป็นการสิ้นเปลืองเวลาในการคำนวณ และได้ข้อมูลที่มากเกินไปในการคำนวณในแต่ละครั้ง ดังนั้นการแปลงฟูเรียร์จึงเหมาะกับสัญญาณที่มีการเปลี่ยนแปลงคงที่

ต่อมาได้มีการพัฒนาการแปลงเกเบอร์ (Gabor Transform: GT) ขึ้นเป็นครั้งแรกเพื่อแก้ปัญหาดังกล่าวคือ โดยทำการแปลงฟูเรียร์เฉพาะช่วงเวลาและความถี่ที่กำหนดผ่านฟังก์ชันหน้าต่าง (Window function) ซึ่งจะใช้หน้าต่างแบบเกาส์เซียนฟังก์ชัน (Gaussian function)

$$g_a(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi a}} e^{-\frac{t^2}{2a}} \quad (2.5)$$

$$G_{a,b}(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} e^{i\omega t} f(t) g_a(t-b) dt \quad (2.6)$$

โดยที่สมการที่ (2.5) คือ ฟังก์ชันหน้าต่างเกาส์เซียน และสมการที่ (2.6) คือ สมการการแปลงเกเบอร์ ซึ่งการแปลงเกเบอร์สามารถเลือกตำแหน่งการวิเคราะห์โดยการกำหนดพารามิเตอร์ b และเลือกช่วงความถี่ด้วยพารามิเตอร์ a แต่เนื่องจากการแปลงเกเบอร์ยังไม่เหมาะสมในการประยุกต์ใช้งานต่าง ๆ จึงได้พัฒนาต่อมาเป็นการแปลงฟูเรียร์แบบช่วงสั้น (Short Time Fourier Transform: STFT) ซึ่งสามารถทำการเลือกหน้าต่างในการวิเคราะห์สัญญาณได้ ทำให้เกิดความยืดหยุ่นมากกว่า และสามารถเลือกใช้ให้เหมาะสมกับสัญญาณอินพุตที่จะวิเคราะห์ได้ดียิ่งขึ้น

$$G_a(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} (e^{-i\omega t} f(t)) \overline{w(t-b)} dt \quad (2.7)$$

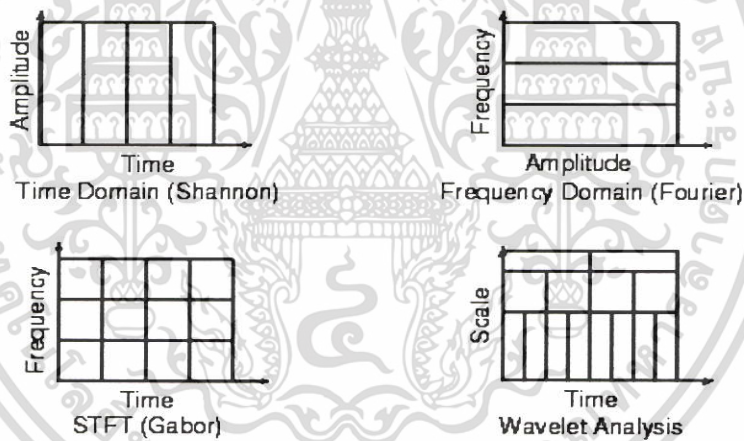
จากสมการที่ (2.7) คือ การแปลงฟูเรียร์ช่วงสั้น โดยที่ตำแหน่งเวลาในการวิเคราะห์ถูกกำหนดด้วยพารามิเตอร์ b และช่วงความถี่ในการวิเคราะห์จะกำหนดด้วยความถี่ของฟังก์ชันหน้าต่างนั้น ๆ แต่ทั้งการแปลงเกเบอร์และการแปลงฟูเรียร์ช่วงสั้นจะมีช่วงการวิเคราะห์คงที่ซึ่งยังไม่เหมาะสมในทางปฏิบัติ เนื่องจากความถี่สูงและความถี่ต่ำจะใช้ช่วงเวลาต่างกัน ดังนั้นข้อมูลที่ได้จากการทรานส์ฟอร์มจึงได้มากหรือน้อยเกินไป ซึ่งถ้าเป็นช่วงความถี่ต่ำต้องทรานส์ฟอร์มหลายช่วงเวลามา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประกอบกัน จึงจะได้ข้อมูลที่ครบถ้วน จากเหตุผลนี้จึงได้มีการพัฒนาการทรานส์ฟอร์มในรูปแบบใหม่ เรียกว่า “การแปลงเวฟเล็ต” (Wavelet function)

$$W(a,b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (2.8)$$

$\psi(t)$ เป็นฟังก์ชันเวฟเล็ตแม่ ซึ่งจะถูกสเกลและเลื่อนตำแหน่งโดยพารามิเตอร์ a และ b ตามลำดับ โดยช่วงเวลาและความถี่ในการทรานส์ฟอร์มจะสัมพันธ์กันโดยพิจารณาในรูปที่ 2.3 ซึ่งจะพบว่า ระยะเวลาและความถี่ของการวิเคราะห์แบบเวฟเล็ตที่อยู่ในรูปของการสเกลจะมีลักษณะการเปลี่ยนแปลงของช่วงเวลา และความถี่ที่สัมพันธ์กัน คือ ในช่วงความถี่สูงจะใช้ช่วงเวลาในการวิเคราะห์เพียงสั้น ๆ (Δf สูง Δt ต่ำ) แต่ในช่วงความถี่ต่ำจะมีช่วงเวลาในการวิเคราะห์ที่นานกว่า (Δf ต่ำ Δt สูง) ซึ่งจะเหมาะสมกับลักษณะสัญญาณในทางปฏิบัติ



รูปที่ 2.3 แสดงการเปรียบเทียบรูปลักษณะการทรานส์ฟอร์มในรูปแบบต่างๆ ในลักษณะของ ระยะเวลาและความถี่สำหรับการวิเคราะห์สัญญาณ

2.3 แปลงเวฟเล็ตแบบต่อเนื่อง

จากที่ได้กล่าวมาข้างต้นจะเห็นได้ว่าการแปลงฟูเรียร์แบบช่วงเวลาดำเนิน (STFT) ยังไม่เหมาะสมสำหรับการวิเคราะห์สัญญาณที่มีการเปลี่ยนแปลงความถี่สูงต่ำในสัญญาณเดียวกัน แต่ในการแปลงเวฟเล็ตสามารถใช้ฟังก์ชันหน้าต่างที่มีคุณสมบัติในการเปลี่ยนแปลงช่วงของเวลาและช่วงความถี่ที่เหมาะสมในการวิเคราะห์สัญญาณในช่วงเวลาและช่วงความถี่ที่สนใจใด ๆ ได้ ซึ่งฟังก์ชันหน้าต่างที่มีคุณสมบัติดังกล่าวเรียกว่า “ฟังก์ชันเวฟเล็ต”

กำหนดให้ $\psi(t) \in L^2(\mathbb{R})$ และเป็นไปตาม Admissibility condition [4] คือ

$$C_\psi = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\hat{\psi}(\omega)|^2}{\omega} d\omega > \infty \quad (2.9)$$

ซึ่ง $\psi(t)$ เป็นรากฐานเวฟเลต (Basis wavelet) หรือเวฟเลตแม่ ซึ่งมีคุณสมบัติในการเลื่อนตำแหน่ง และเปลี่ยนความถี่ ดังสมการ

$$\psi_{b,a}(t) = |a|^{-\frac{1}{2}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (2.10)$$

และเมื่อนำมาเขียนเป็นสมการการแปลงฟูเรียร์ที่พิจารณาผ่านฟังก์ชันหน้าต่างที่ตำแหน่ง เวลาและความถี่ในขณะนั้น ได้ดังสมการที่ 2.8 ซึ่งก็คือการแปลงเวฟเลตแบบต่อเนื่องนั่นเอง

$$(W_\psi f)(b,a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} \psi\left(\frac{t-a}{b}\right) dt \quad (2.11)$$

โดยที่ $a, b \in \mathbb{R}, a \neq 0$ และ $f(t) \in L^2(\mathbb{R})$

เทอม $\frac{1}{\sqrt{a}}$ คือ การนอร์มอลไลซ์ (Normalization) ของ $\psi(t)$ เพื่อให้พลังงานของ $\psi(t)$ ที่ a, b ใด ๆ ยังคงมีค่าเท่ากับหนึ่งเสมอ ทำให้การแปลงเวฟเลตที่ตำแหน่ง a, b ใด ๆ พลังงานของ $\psi(t)$ จะไม่มีผลกระทบต่อสัญญาณ $f(t)$ ในช่วงนั้น ๆ และสามารถเขียนสมการการแปลงเวฟเลตแบบต่อเนื่องในลักษณะของ Inner product ได้ดังนี้

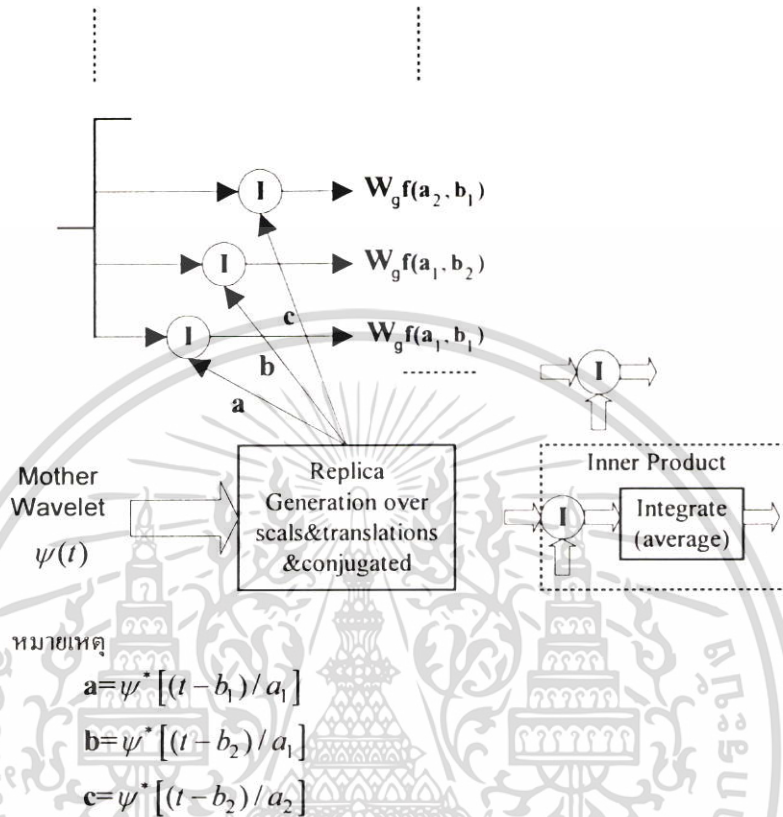
$$(W_\psi f)(b,a) = \langle f, \psi_{b,a} \rangle \quad (2.12)$$

สังเกตว่าการกำหนดให้ $\psi(t) \in L^2(\mathbb{R})$ นั่นคือ $\int_{-\infty}^{\infty} |f(t)|^2 dt < \infty$ แสดงว่า $\psi(t)$ จะต้องมีขนาดและพลังงานได้เสมอ เพราะฉะนั้น $\psi(t)$ จะมีการลดลงสู่ศูนย์ทั้งสองด้าน ถ้า $\hat{\psi}(0) = 0$ ซึ่งจะต้องมีเงื่อนไขที่เกิดขึ้น คือ

$$\begin{aligned} \hat{\psi}(\omega) &= \int_{-\infty}^{\infty} e^{-i\omega t} \psi(t) dt \\ \hat{\psi}(0) &= \int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0 \end{aligned} \quad (2.13)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แสดงว่าพื้นที่ใต้กราฟของ $\psi(t) = 0$ นั่นก็คือฟังก์ชันดังกล่าวต้องมีการออสซิลเลตเสมอ



รูปที่ 2.4 แสดงการแปลงเวฟเล็ตในลักษณะของการ Inner product

ถ้าพิจารณาหน้าต่างเวลา-ความถี่ ของการแปลงเวฟเล็ต โดยที่ $\psi(t)$, $\psi(\omega)$ เป็นไปตามเงื่อนไข $tW(t) \in L^2(\mathbb{R})$ และกำหนดให้จุดศูนย์กลางและรัศมีความกว้างของ $\psi(t)$ เป็น t^* และ $\Delta\psi$ ตามลำดับ ดังนั้น $\psi_{b,a}$ จะมีจุดศูนย์กลางอยู่ที่ $b + at^*$ จะมีรัศมีเป็น $a\Delta\psi$ โดยข้อมูลของสัญญาณ $f(t)$ จะพิจารณาผ่าน Time-window ที่มีความกว้างของช่วงเวลาดังนี้ [4]

$$[b + at^* - a\Delta\psi, b + at^* + a\Delta\psi] \tag{2.14}$$

2.4 การแปลงเวฟเล็ตแบบดิสครีต

การแปลงเวฟเล็ตแบบดิสครีต (Discrete Wavelet Transform: DWT) หรือการแปลงเวฟเล็ตแบบแบ่งช่วงในลักษณะของฟิลเตอร์แบงก์ (Filter banks) ในทางปฏิบัติสัญญาณที่วิเคราะห์ด้วยคอมพิวเตอร์จะเป็นการสุ่ม (Sampling) สัญญาณเข้ามาในจำนวนจำกัด ดังนั้นถ้ากำหนดให้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$c_0(m)$ เป็นเซตของสัมประสิทธิ์ของสัญญาณอินพุตจำนวน m ตัว และกำหนดให้ระดับความละเอียดของสัญญาณเริ่มต้นที่ศูนย์ จะสามารถเขียนเป็นความสัมพันธ์ได้ว่า

$$f(t) \in V_0; f(t) \in L^2(IR) \tag{2.15}$$

$$V_0 = W_{-1} \oplus \dots \oplus W_{j+2} \oplus W_{j+1} \oplus W_j \oplus V_j \tag{2.16}$$

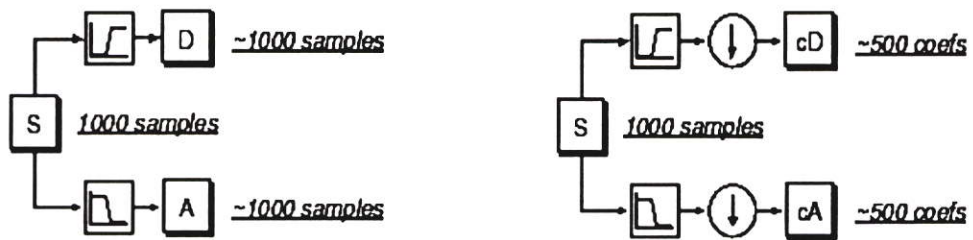
สมการที่ 2.16 จะเป็นสมการการแตกกระจายสัญญาณ $f(t)$ ในสเปซ (Space) V^0 ไปจนถึงระดับความละเอียดที่ j ดังสัมประสิทธิ์ในเทอม $c_0(m)$ จะถูกแตกเป็นสัมประสิทธิ์ในเซตของ $c_j(m)$ ในสเปซ V^j และกลุ่มของเซต $d_{-1}(m), d_{-2}(m), \dots, d_j(m)$ ซึ่งอยู่ในเวฟเล็ตสเปซที่ระดับความละเอียดต่าง ๆ กัน ขบวนการดังกล่าวนี้จะเป็นลักษณะของวิธีการแปลงเวฟเล็ตแบบแบ่งช่วงนั่นเอง ดังแสดงในรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 การแจกแจงสัมประสิทธิ์ด้วยการแปลงเวฟเล็ต

2.4.1 การแปลงเวฟเล็ตโดยการวิเคราะห์ในลักษณะของฟิลเตอร์แบงก์

ในฟิลเตอร์แบงก์แบบ 2 ช่องสัญญาณ (Two channel filter banks) เป็นการแยกสัญญาณอินพุตออกเป็น 2 ส่วน โดยแบ่งเป็นส่วนความถี่ต่ำและส่วนความถี่สูง ดังนั้นฟิลเตอร์แบงก์แบบสองช่องสัญญาณจึงประกอบด้วยตัวกรองความถี่ต่ำ และตัวกรองความถี่สูง ในกระบวนการแปลงเวฟเล็ตแบบแบ่งช่วงจะพิจารณาสัญญาณผ่านฟังก์ชันหน้าต่าง ซึ่งมีการเปลี่ยนแปลงความถี่ในอัตราครึ่งละสองเท่า ก็เปรียบเสมือนการนำอินพุตนั้นผ่านวงจรฟิลเตอร์ที่มีแบนด์วิทที่มีอัตราการลดลงสองเท่าเหมือนกับแบนด์วิทของฟังก์ชันหน้าต่างในขณะนั้นนั่นเอง เราสามารถแสดงลักษณะที่อยู่ในรูปของการวิเคราะห์ฟิลเตอร์แบงก์แบบสองช่องสัญญาณ ได้ดังรูปที่ 2.6 โดยเริ่มการสุ่มสัญญาณเข้ามา 1 ชุดข้อมูลแล้วทำการแบ่งข้อมูลออกเป็น 2 ส่วน โดยผ่านตัวกรองความถี่ต่ำและตัวกรองความถี่สูง จากนั้นทำการลดข้อมูลทั้ง 2 ส่วนลงครึ่งหนึ่งของสัญญาณทั้งหมดด้วยตัวลดอัตราการสุ่ม (Down sampling) ซึ่งจะแสดงได้ดังรูปที่ 2.6(ข)



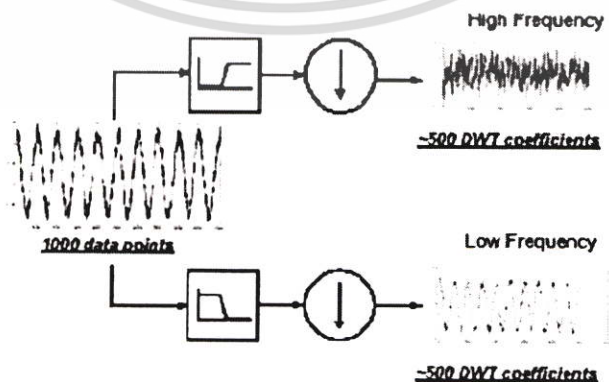
รูปที่ 2.6 การวิเคราะห์ฟิลเตอร์แบงก์แบบสองช่องสัญญาณ

จากรูปที่ 2.6(ข) จะแสดงลดข้อมูลของสัญญาณลงด้วยการลดอัตราการสุ่มของข้อมูลลงสองเท่า (↓) ส่วนขั้นตอนการเพิ่มอัตราการสุ่ม (Up sampling) (↑) จะถูกนำไปใช้ในการสังเคราะห์ข้อมูล โดยการเพิ่มอัตราการสุ่มจะแสดงได้ดังรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 แสดงการเพิ่มอัตราการสุ่ม

การวิเคราะห์เวฟเล็ตมักจะกล่าวถึงการประมาณค่า (Approximation) และรายละเอียด (Detail) ซึ่งการประมาณจะเป็นส่วนของความถี่ต่ำ และรายละเอียดจะเป็นส่วนของความถี่สูง ถ้าการแปลงเวฟเล็ตแบบคัสครีลใน 1 ระดับของสัญญาณอินพุต 1000 แซมเปิ้ล ผลลัพธ์จะถูกแบ่งเป็น 2 ส่วน คือส่วนที่เป็นการประมาณค่า 500 แซมเปิ้ล และส่วนที่เป็นรายละเอียด 500 แซมเปิ้ล ดังรูปที่ 2.8

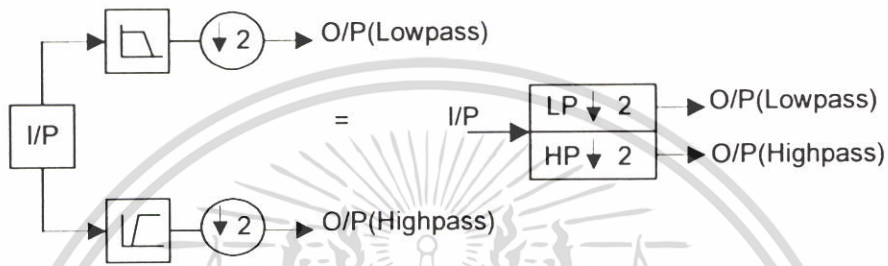


รูปที่ 2.8 การแปลงเวฟเล็ตแบบคัสครีล 1 ระดับเมื่อสัญญาณอินพุตเท่ากับ 1000 แซมเปิ้ล

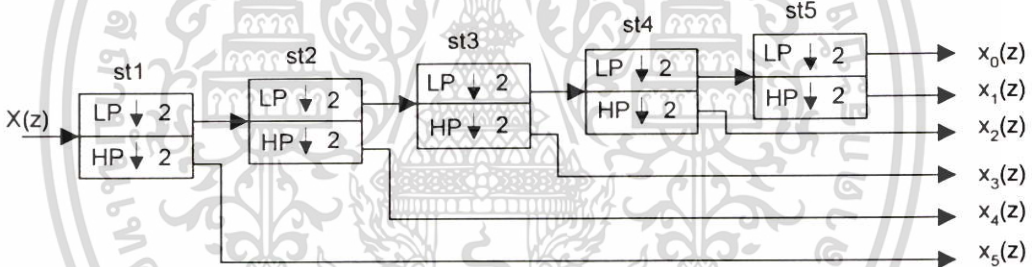
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.2 การแปลงเวฟเลตโดยการวิเคราะห์ในลักษณะออกเทฟฟิลเตอร์แบงก์

การวิเคราะห์ออกเทฟ (Octave) ของฟิลเตอร์แบงก์จะเป็น โครงสร้างแบบต้นไม้ (Tree structure) ซึ่งเป็นการนำเอาฟิลเตอร์แบงก์แบบ 2 ช่องสัญญาณมาเรียงต่อกัน โดยใช้สัญญาณเอาต์พุตในส่วนความถี่ต่ำที่ผ่านการกรองด้วยตัวกรองความถี่ต่ำมาทำการแยกแบนด์ความถี่ออกอีกครั้งหนึ่ง ดังรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.9 แสดงสัญลักษณ์ของฟิลเตอร์แบงก์แบบ 2 ช่องสัญญาณ

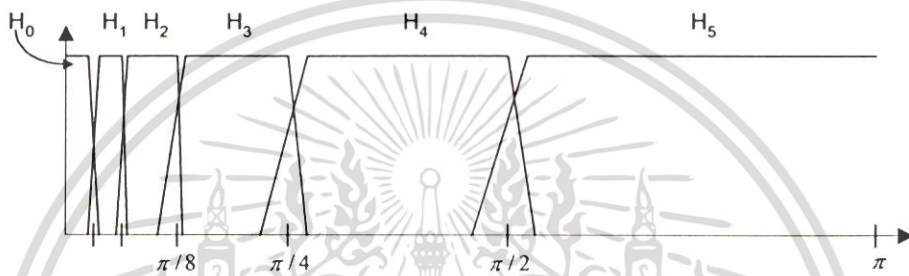


รูปที่ 2.10 แสดงลักษณะการวิเคราะห์แบบ โครงสร้างต้นไม้

ในข้อมูลของสัญญาณชุดแรกที่ผ่านการกรองในลักษณะของฟิลเตอร์แบงก์ จะทำการแยกสัญญาณความถี่ต่ำและความถี่สูง ($X_5(z)$) ออกจากกัน จากนั้นในส่วนของความถี่ต่ำจะถูกแบ่งสัญญาณเป็น 2 ส่วนเช่นเดียวกัน โดยในส่วนของความถี่สูงจะกำหนดให้เป็น $X_4(z)$ และในส่วนของความถี่ต่ำจะถูกแบ่งเป็น 2 ส่วนไปเรื่อย ๆ โดยในรูปที่ 2.10 จะแสดงให้เห็นถึงลักษณะของแบนด์ความถี่ที่ถูกแบ่งตามระดับของการกระจายข้อมูลซึ่งจะสัมพันธ์กับอัตราการสุ่มของสัญญาณอินพุต $X(z)$ ซึ่งหมายถึงจำนวนข้อมูลการสุ่มจะลดลงสองเท่าในแต่ละสเตจ (Stage) นั่นเอง ซึ่งฟังก์ชันการถ่ายโอนข้อมูล (Transfer function) ของฟิลเตอร์แบงก์ในแต่ละระดับจะหาได้จากสมการที่ 2.17

$$H_i(z) = \frac{X_i(z)}{X(z)} \quad \text{เมื่อ } i = 0, 1, \dots, 5 \quad (2.17)$$

Cut off frequency มีค่าลดลงครึ่งละสองเท่า ดังนั้นจึงเรียกว่าออกเทฟฟิลเตอร์แบงก์ (Octave filter banks) และจากรูปที่ 2.11 จะสังเกตว่า Absolute transition bandwidth ซึ่งเป็นเอาต์พุตของความถี่ต่ำจะลดลงในอัตราสองเท่า โดยลดลงไปในทางความถี่ด้านต่ำ และฟังก์ชันการทรานส์เฟอร์ $H_0(z)$ จะเป็นส่วนของความถี่ต่ำส่วนสุดท้าย และ $H_5(z)$ จะเป็นส่วนของความถี่สูง ในขณะที่เดียวกันฟังก์ชันการทรานส์เฟอร์อื่น ๆ จะอยู่ในลักษณะของ Band pass ดังนั้นคุณสมบัติของฟิลเตอร์แบงก์จึงมีความสามารถในการแยกแยะความถี่ต่าง ๆ ออกมาได้หลายแบนด์ (Band-separating filter)



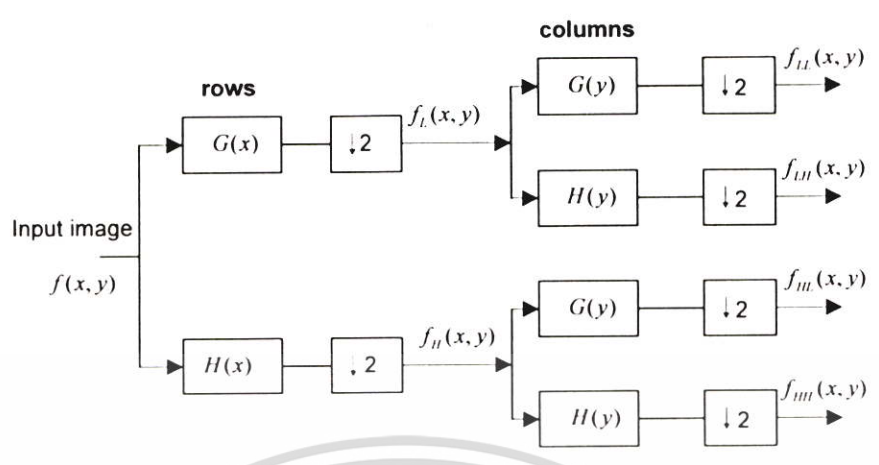
รูปที่ 2.11 แสดงลักษณะของการแยกแยะความถี่ในลักษณะออกเทฟฟิลเตอร์แบงก์

2.5 การแปลงเวฟเล็ดในการประมวลผลภาพ

ในที่นี้จะกล่าวถึงการแปลงข้อมูลภาพใน 2 มิติ โดยแบ่งออกเป็น 2 วิธี คือ การแปลงเวฟเล็ดแบบดิสคริต และการแปลงเวฟเล็ดแบบสเตชันนารี ซึ่งแต่ละวิธีมีอยู่ 2 ขั้นตอนด้วยกัน คือ ขั้นตอนการกระจายภาพ และขั้นตอนการรวมภาพ

2.5.1 การแปลงเวฟเล็ดแบบดิสคริต

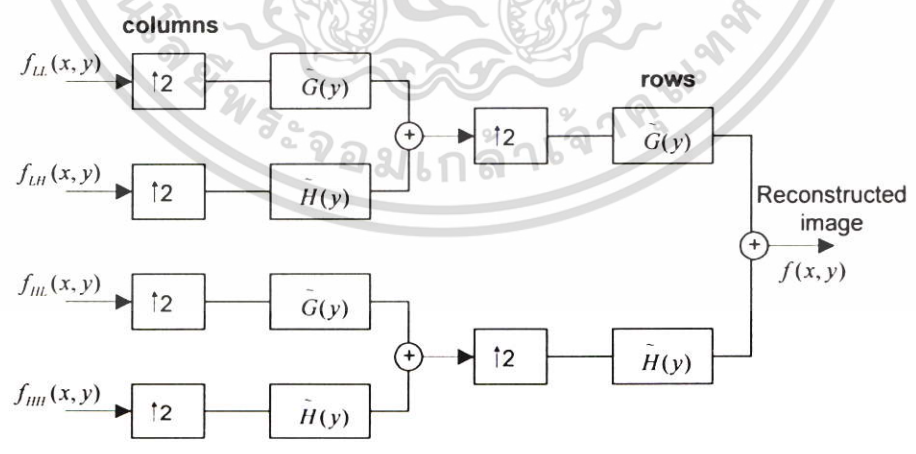
ขั้นตอนในการแยกภาพต้นแบบออกเป็นองค์ประกอบย่อย โดยเริ่มจากภาพต้นแบบ $f(x, y)$ จะถูกกรองไปตามแนวแถว (Row) ด้วยตัวกรองผ่านความถี่ต่ำ G และตัวกรองความถี่สูง H จากนั้นนำผลลัพธ์ที่ได้มาทำการลดจำนวนการสุ่มลงมา 2 เท่า ซึ่งจะได้เอาต์พุตความถี่สูงและความถี่ต่ำ จากนั้นเอาต์พุตทั้งสองจะถูกกรองตามแนวหลัก (Column) และลดจำนวนลง 2 เท่า โดยการเก็บข้อมูล 1 แถวจาก 2 แถว ผลลัพธ์ที่ได้จะประกอบด้วยแบนด์ย่อยความถี่ต่ำ $f_{LL}(x, y)$ จำนวน 1 ภาพและภาพ แบนด์ย่อยที่มีองค์ประกอบของความถี่สูงจำนวน 3 ภาพ คือ $f_{LH}(x, y)$, $f_{HL}(x, y)$ และ $f_{HH}(x, y)$ ตามลำดับ โดยภาพแบนด์ย่อยแต่ละภาพจะมีขนาดลดลงเป็น $\frac{1}{4}$ เท่าของภาพต้นแบบ



รูปที่ 2.12 แสดงการกระจายเวฟเลตแบบดิสครีต

2.5.2 การแปลงกลับเวฟเลตแบบดิสครีต

การแปลงกลับเวฟเลตแบบดิสครีต เป็นวิธีการสร้างภาพขึ้นมาใหม่จากองค์ประกอบของภาพแบนด์ย่อย โดยเริ่มจากภาพแบนด์ย่อยทั้ง 4 ภาพจะถูกเพิ่มจำนวนการสุ่มเป็น 2 เท่า โดยเติมศูนย์เข้าไประหว่างแต่ละคู่ของแนวหลัก ภายหลังจากการเพิ่มจำนวนการสุ่มแล้วผลลัพธ์ที่ได้จะถูกกรองไปตามหลักด้วยตัวกรองความถี่ต่ำ \tilde{G} และตัวกรองความถี่สูง \tilde{H} แล้วบวกเข้าด้วยกัน จากนั้นจะทำกระบวนการซ้ำไปตามแนวแถว ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้จะเป็นภาพที่ถูกสร้างกลับคืนขึ้นมาใหม่ ดังรูปที่ 2.13



รูปที่ 2.13 แสดงการแปลงกลับเวฟเลตแบบดิสครีต

f_{LL1}	f_{LH1}
f_{HL1}	f_{HH1}

(ก)

f_{LL2}	f_{LH2}	f_{LH1}
f_{HL2}	f_{HH2}	
f_{HL1}		f_{HH1}

(ข)

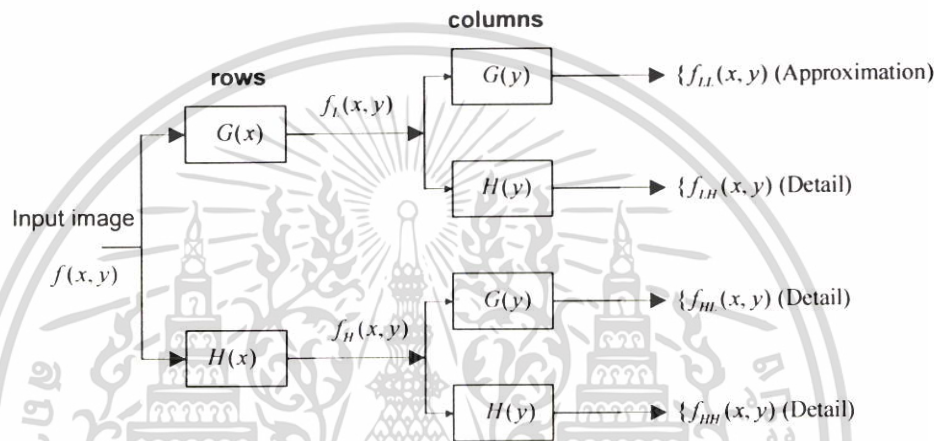
f_{LL3}	f_{LH3}	f_{LH2}	f_{LH1}
f_{HL3}	f_{HH3}		
f_{HL2}		f_{HH2}	f_{HH1}
f_{HL1}			

(ค)

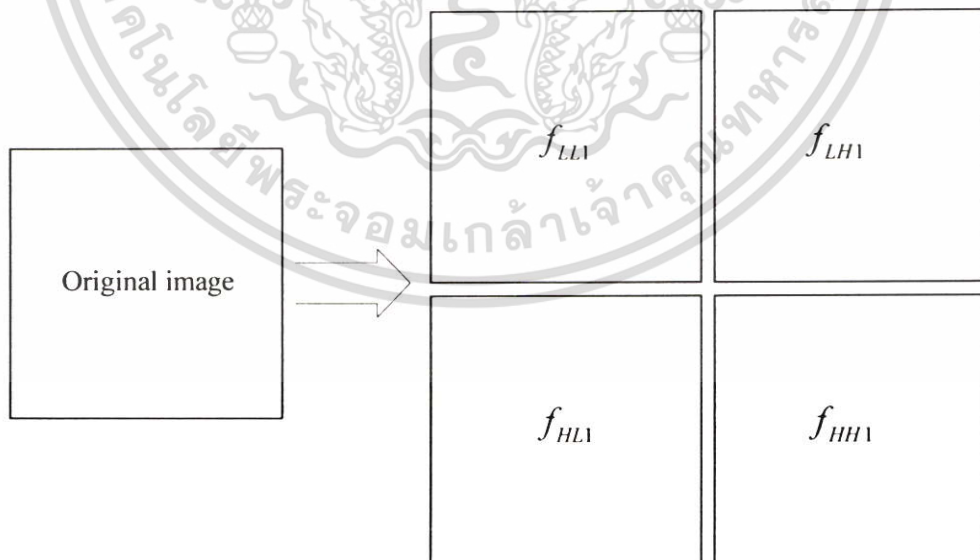
รูปที่ 2.14 ภาพแบนด์ย่อยที่ได้จากการแปลงเวฟเล็ตแบบดิสครีต (ก) การแปลงเวฟเล็ต 1 ระดับ (ข) การแปลงเวฟเล็ต 2 ระดับ (ค) การแปลงเวฟเล็ต 3 ระดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

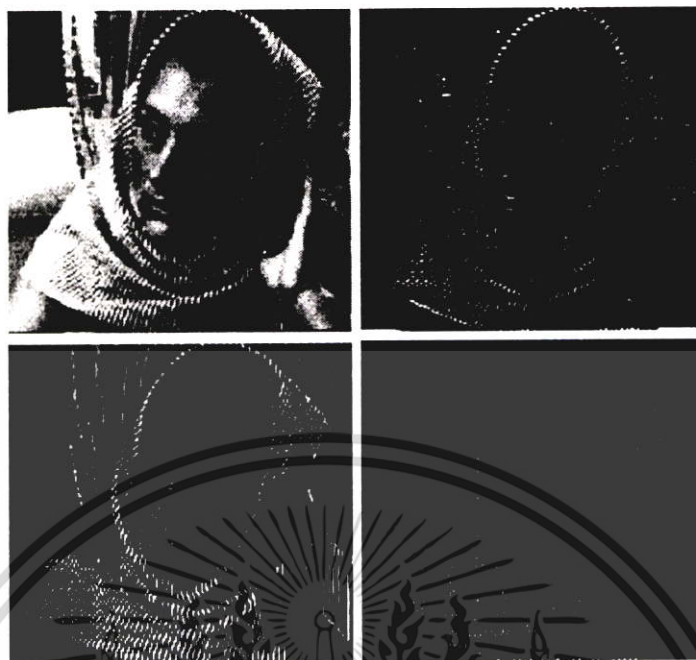
กรองความถี่สูง H อีกครั้งจะได้ภาพแบนด์ย่อย 4 ภาพ คือ ภาพแบนด์ย่อยความถี่ต่ำ $f_{LL}(x, y)$ จำนวน 1 ภาพ และภาพแบนด์ย่อยที่มีองค์ประกอบความถี่สูงอีกจำนวน 3 ภาพ คือ $f_{LH}(x, y)$, $f_{HL}(x, y)$ และ $f_{HH}(x, y)$ ตามลำดับ โดยแต่ละภาพจะมีขนาดเท่ากับภาพต้นแบบ เนื่องจากไม่มีขั้นตอนการลดอัตราการสุ่ม ดังแสดงในแผนภาพรูปที่ 2.16 และในขั้นตอนในการแปลงกลับเวฟเล็ตแบบสเตชันนารี จะมีกระบวนการเหมือนกับการแปลงกลับแบบดีสครีต แต่จะไม่มีขั้นตอนการเพิ่มอัตราการสุ่มเช่นเดียวกัน



รูปที่ 2.16 แสดงการกระจายเวฟเล็ตแบบสเตชันนารี



รูปที่ 2.17 ภาพแบนด์ย่อยที่ได้จากการแปลงเวฟเล็ตแบบสเตชันนารี



รูปที่ 2.18 ตัวอย่างภาพการแปลงเวฟเล็ตแบบสเตชันนารี 1 ระดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การจัดสัญญาณรบกวน

ในบทนี้จะกล่าวถึงคุณสมบัติของสัญญาณรบกวนแบบสเปกเกิลที่เกิดขึ้นภายในภาพถ่ายอัลตราซาวด์ กระบวนการต่าง ๆ ในการจัดสัญญาณรบกวน และวิธีการวัดประสิทธิภาพในการจัดสัญญาณรบกวน

3.1. การจัดสัญญาณรบกวนแบบสเปกเกิล

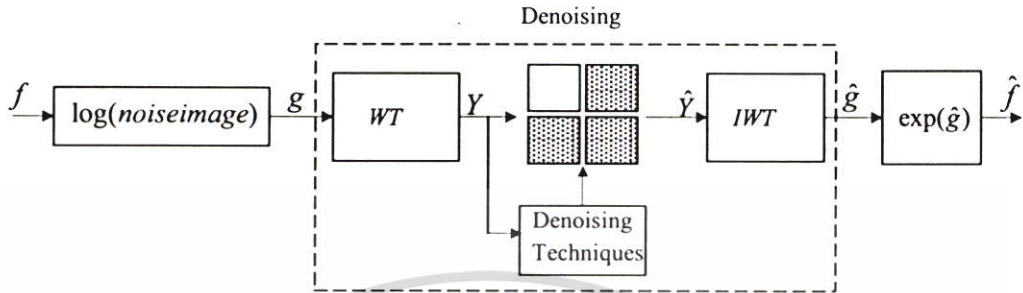
ภาพถ่ายอัลตราซาวด์ที่ประกอบด้วยสัญญาณรบกวนแบบสเปกเกิล สามารถเขียนให้อยู่ในรูปสมการ $f = g \cdot e$ โดยกำหนดให้ g เป็นสัญญาณภาพ และ e คือ สัญญาณรบกวน เนื่องจากความยากในการจัดสัญญาณรบกวนที่อยู่ในรูปของผลคูณ จึงได้นำสัญญาณภาพมาพิจารณาในรูปของผลบวก โดยในขั้นตอนกระบวนการในการจัดสัญญาณรบกวนแบบสเปกเกิล ฟังก์ชันของภาพจะถูกนำมาพิจารณาในรูปของลอการิทึมเพื่อแปลงจากผลคูณระหว่างสัญญาณภาพและสัญญาณรบกวน ให้อยู่ในรูปของผลบวกระหว่างสัญญาณดังสมการที่ 3.1 [5], [6]

$$\log[f(m, n)] = \log[g(m, n)] + \log[e(m, n)] \quad (3.1)$$

ในขั้นตอนการจัดสัญญาณรบกวนในโดเมนเวฟเล็ทฟังก์ชันภาพที่อยู่ในรูปของลอการิทึมจะถูกแปลงสัญญาณให้เป็นสัญญาณภาพในหลายระดับความละเอียด โดยใช้ทฤษฎีการแปลงเวฟเล็ท ซึ่งการแปลงเวฟเล็ทในแต่ละครั้งภาพแบนด์ย่อยที่ผ่านการกรองด้วยตัวกรองความถี่ต่ำและความถี่สูงตามกระบวนการกระจายสัญญาณภาพ คือ $f_{LL}(x, y)$, $f_{LH}(x, y)$, $f_{HL}(x, y)$ และ $f_{HH}(x, y)$ จะถูกนำมาจัดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีต่าง ๆ เช่น ภาพแบนด์ย่อยที่มีองค์ประกอบความถี่สูงทั้ง 3 ภาพ คือ $f_{LH}(x, y)$, $f_{HL}(x, y)$ และ $f_{HH}(x, y)$ ที่ได้มาจากการกระจายภาพแบบดิสครีตจะนำมาผ่านกระบวนการในการจัดสัญญาณรบกวนได้ทั้ง 3 วิธี คือ การประมาณค่าเทรชโฮลด์ (Thresholding(λ)) และการจัดสัญญาณรบกวนด้วยตัวกรองความถี่วินเนอร์ฟิลเตอร์ ซึ่งวิธีนี้ได้แบ่งออกเป็น 2 เงื่อนไข โดยจะขึ้นอยู่กับวิธีการกระจายภาพด้วยการแปลงเวฟเล็ททั้ง 2 วิธี คือ การกระจายภาพด้วยการแปลงเวฟเล็ทแบบดิสครีตภาพแบนด์ย่อย $f_{LH}(x, y)$, $f_{HL}(x, y)$ และ $f_{HH}(x, y)$ จะถูกกรองด้วยตัวกรองความถี่วินเนอร์ฟิลเตอร์ และการกระจายภาพด้วยการแปลงเวฟเล็ทแบบสเคชันนารี ภาพแบนด์ย่อยทั้ง 4 ภาพจะถูกกรองด้วยตัวกรองความถี่วินเนอร์ฟิลเตอร์ด้วยขนาดของมาสก์ (Mask) ที่แตกต่างกันขึ้นอยู่กับลักษณะของภาพแบนด์ย่อย และหลังจากภาพแบนด์ย่อยผ่านการจัดสัญญาณรบกวนแล้วจะถูกรวมกันด้วยการแปลงกลับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เวฟเล็ต ในขั้นตอนสุดท้ายข้อมูลภาพจะถูกแปลงกลับให้อยู่ในรูปของเอ็กโพเนนเชียล ซึ่งกระบวนการทั้งหมดจะแสดงดังบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมแสดงการกำจัดสัญญาณรบกวนในโดเมนเวฟเล็ต

3.2 วิธีการในการกำจัดสัญญาณรบกวนในโดเมนเวฟเล็ต

การกำจัดสัญญาณรบกวนแบบสเปกเทิลในโดเมนเวฟเล็ตจะถูกแบ่งออกเป็น 2 หัวข้อ คือ การกำจัดสัญญาณรบกวนโดยการกำหนดค่าเทรชโฮลด์ [7] และวิธีการใช้ตัวกรองความถี่นอร์มัลฟิลเตอร์กรองภาพแบนด์ย่อยในโดเมนเวฟเล็ตแทนการกำหนดค่าเทรชโฮลด์ ซึ่งกระบวนการและขั้นตอนต่าง ๆ จะมีรายละเอียดดังนี้

3.2.1 การกำหนดค่าเทรชโฮลด์

Visushrink เป็นค่าเทรชโฮลด์ที่กำหนดตาม Universal threshold ซึ่ง Universal threshold ถูกคิดค้นขึ้นเพื่อทำการกำจัดสัญญาณรบกวนใน 1 มิติ โดย Donoho และ Johnstone [8] ซึ่งจะกำหนดให้เทรชโฮลด์มีค่าเท่ากับ $\lambda = \sigma\sqrt{2 \log N}$ โดยที่ N คือ จำนวนพิกเซลของภาพ และ σ คือ การประมาณจากค่าความแปรปรวนของสัญญาณรบกวน (Noise variance) ซึ่งสามารถหาได้จาก

$$\sigma^2 = \left[\frac{\text{median} |Y(x)|}{0.6745} \right]^2, Y(x) \in \text{subband}(\text{detail}) \quad (3.2)$$

ค่าเทรชโฮลด์นี้จะถูกนำไปใช้กับ Shrinkage function ซึ่งในปัจจุบันฟังก์ชันที่นิยมนำมาประยุกต์ใช้ คือ Soft thresholding และ Hard thresholding โดยสัมประสิทธิ์ของข้อมูลจะขึ้นอยู่กับข้อกำหนดดังนี้ [9]

Hard thresholding

คือ การรักษาสัมประสิทธิ์ภายในแบนด์ย่อยที่มีค่ามากกว่าค่าเทรชโวลด์ และค่าที่น้อยกว่าค่าเทรชโวลด์จะถูกกำหนดให้เท่ากับศูนย์ ดังสมการที่ 3.3

$$\delta_{\lambda}^h(x) = \begin{cases} x & \text{สำหรับ } |x| > \lambda \\ 0 & \text{อื่นๆ} \end{cases} \quad (3.3)$$

Soft Thresholding

คือ การกำหนดให้ค่าสัมประสิทธิ์ที่มีค่าน้อยกว่าค่าเทรชโวลด์ให้เท่ากับศูนย์ และสัมประสิทธิ์ที่มีค่ามากกว่าค่าเทรชโวลด์ผลลัพธ์จะมีค่าเท่ากับ $\text{sign}(x) * (|x| - \lambda)$ ดังสมการที่ 3.4

$$\delta_{\lambda}^s(x) = \begin{cases} 0 & \text{สำหรับ } |x| < \lambda \\ \text{sgn}(x)(|x| - \lambda) & \text{อื่นๆ} \end{cases} \quad (3.4)$$

จากการกำหนดค่าเทรชโวลด์ในข้างต้นเป็นส่วนหนึ่งในขั้นตอนในส่วนของการจัดสัญญาณรบกวน (Denoising) ตามบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 3.1 ซึ่งสัมประสิทธิ์ของภาพแบนด์ย่อยที่ถูกกระจายด้วยการแปลงเวฟเล็ต คือ $f_{LH}(x, y)$, $f_{HL}(x, y)$ และ $f_{HH}(x, y)$ ซึ่งสามารถเขียนแทนด้วย LH, HL และ HH ตามลำดับ จะถูกนำมาหาค่าเทรชโวลด์และค่าสัมประสิทธิ์จะถูกกำหนดด้วยค่าเทรชโวลด์จะเป็นไปตามเงื่อนไขของ Shrinkage function โดยภาพที่ภาพแบนด์ย่อยที่ถูกกำหนดด้วยค่าเทรชโวลด์จะแสดงได้ดังรูปที่ 3.2

λ_{LL_2}	λ_{LH_2}	λ_{LH_1}
λ_{HL_2}	λ_{HH_2}	
λ_{HL_1}		λ_{HH_1}

รูปที่ 3.2 แสดงการจัดสัญญาณรบกวนในภาพแบนด์ย่อยโดยการกำหนดค่าเทรชโวลด์

กระบวนการในการจัดสัญญาณรบกวนแบบสเปกเกิลในโดเมนเวฟเล็ตโดยการกำหนด

ค่าเทรชโวลด์จะเป็นไปตามขั้นตอนดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. แปลงสัญญาณภาพถ่ายอัลตราซาวด์ให้อยู่ในรูปของลอการิทึม
2. กระจายภาพให้เป็นภาพในหลายระดับความละเอียดโดยใช้การแปลงเวฟเล็ตแบบคัสคริต
3. ภาพแบนด์ย่อยที่มีส่วนขององค์ประกอบความถี่สูง (LH_i , HL_i และ HH_i) จะถูกนำมาหาค่าเทรสโซลด์ (Visushrink) ในแต่ละภาพแบนด์ย่อย และสัมพันธ์ภายในแบนด์ย่อยจะเป็นไปตามเงื่อนไขของ Shrinkage function แบบ Soft thresholding
4. ภาพแบนด์ย่อยที่ผ่านกระบวนการการกำหนดค่าเทรสโซลด์ (LH_i , HL_i และ HH_i) และไม่ผ่านกระบวนการการกำหนดค่าเทรสโซลด์ (LL_i) จะถูกนำมารวมกันตามกระบวนการการแปลงกลับเวฟเล็ต
5. ขั้นตอนสุดท้ายในการขจัดสัญญาณรบกวนคือ การแปลงกลับสัญญาณภาพให้อยู่ในรูปของเอ็กโพเนนเชียล

3.2.2 วิธีที่นำเสนอ (Proposed method)

จากบล็อกไดอะแกรมดังรูปที่ 3.1 ภาพถ่ายอัลตราซาวด์จะถูกกระจายให้เป็นภาพในหลายระดับความละเอียดด้วยการแปลงเวฟเล็ต และรายละเอียดของภาพแบนด์ย่อยต่าง ๆ คือ LL_i , LH_i , HL_i และ HH_i จะถูกกรองด้วยตัวกรองความถี่วินเนอร์ฟิลเตอร์ แทนการกำหนดค่าเทรสโซลด์ ซึ่งตัวกรองความถี่วินเนอร์ฟิลเตอร์จะถูกกำหนดด้วยค่าเฉลี่ย และค่าความแปรปรวน ดังสมการที่ 3.5 และ 3.6 ตามลำดับ [10]

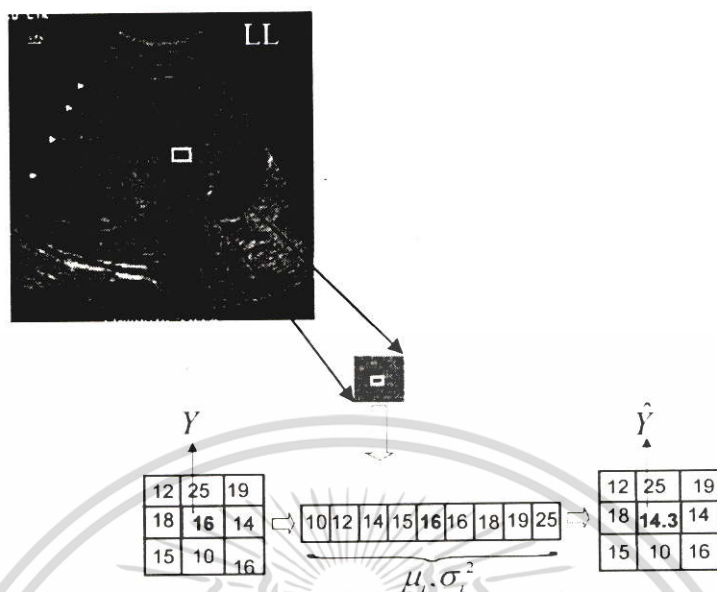
$$\mu_i = \frac{1}{MN} \sum_{x_i, y_j \in \eta} Y(x_i, y_j) \quad (3.5)$$

$$\sigma_i^2 = \frac{1}{MN} \sum_{x_i, y_j \in \eta} Y^2(x_i, y_j) - \mu_i^2 \quad (3.6)$$

โดยที่ μ คือ ค่าเฉลี่ย σ^2 คือ ค่าความแปรปรวน Y คือ สัมประสิทธิ์ของภาพแบนด์ย่อยและ η คือ ขนาดของภาพแบนด์ย่อย และผลลัพธ์ของภาพสามารถหาได้จาก

$$\hat{Y}(x_i, y_j) = \mu_i + \frac{\sigma_i^2 - v^2}{\sigma_i^2} (Y(x_i, y_j) - \mu_i). \quad (3.7)$$

โดยที่ v^2 คือ ค่าความแปรปรวนของสัญญาณรบกวน และ \hat{Y} คือ ผลลัพธ์ในแต่ละจุดภาพ



รูปที่ 3.3 แสดงตัวอย่างการขจัดสัญญาณรบกวนในภาพแบนด์ย่อยโดยใช้วินเนอร์ฟิลเตอร์

จากรูปที่ 3.3 เป็นการแสดงตัวอย่างการกรองข้อมูลภาพด้วยตัวกรองความถี่วินเนอร์ฟิลเตอร์ ซึ่งตำแหน่งตัวอย่างในภาพแบนด์ย่อย LL จะถูกกรองด้วยมาส์คของวินเนอร์ฟิลเตอร์ที่มีขนาดเท่ากับ 3x3 โดยตำแหน่งกึ่งกลางของมาส์คจะแสดงจุดภาพ (Pixel) ที่ต้องการพิจารณา (Y) และจุดภาพข้างเคียงจะแสดงขอบเขตของจุดภาพภายในมาส์ค จากภาพตัวอย่างจุดภาพ Y ที่มีค่าเท่ากับ 16 และจุดภาพข้างเคียงจำนวน 8 จุดภาพ จะถูกนำมาเรียงลำดับจากค่าต่ำสุดจนถึงค่าสูงสุด และทำการหาค่าค่าเฉลี่ย และค่าความแปรปรวนตั้งสมการที่ 3.5 และ 3.6 ตามลำดับ และผลลัพธ์ของจุดภาพ Y จะเปลี่ยนแปลงไปตามสมการที่ 3.7 เมื่อกำหนดให้ค่าความแปรปรวนของสัญญาณรบกวนมีค่าเท่ากับ 0.03 ผลลัพธ์ของจุดภาพ \hat{Y} จะมีค่าเท่ากับ 14.3

ในขั้นตอนการขจัดสัญญาณรบกวนกรณีภาพถูกกระจายด้วยการแปลงเวฟเล็ดแบบสเตชันนารี ภาพแบนด์ย่อยในส่วนของค่าประมาณค่า (LL_i) จะถูกกรองด้วยมาส์คของฟิลเตอร์ขนาดที่เหมาะสม คือ 3x3 เพื่อการขจัดสัญญาณรบกวนและรักษารายละเอียดที่สำคัญของภาพไว้ให้ได้มากที่สุด และภาพแบนด์ย่อยที่เป็นส่วนของรายละเอียด คือ LH_i , HL_i และ HH_i ซึ่งสามารถนำมาพิจารณาให้เป็นของสัญญาณรบกวนจะถูกกรองด้วยมาส์คของวินเนอร์ฟิลเตอร์ขนาด 7x7 และในกรณีที่ภาพถูกกระจายด้วยการแปลงเวฟเล็ดแบบดีสครีตจะกรองเฉพาะภาพแบนด์ย่อย LH_i , HL_i และ HH_i เท่านั้น ซึ่งจะยกเว้นในการกรองข้อมูลภาพแบนด์ย่อย LL_i และกระบวนการในการขจัดสัญญาณรบกวนในเวฟเล็ดโดเมน โดยการใช้ตัวกรองความถี่วินเนอร์ฟิลเตอร์จะเป็นไปตามขั้นตอนดังนี้

1. แปลงสัญญาณภาพถ่ายอัลตราซาวด์ให้อยู่ในรูปของลอกการิทึม
2. กระจายภาพให้เป็นภาพในหลายระดับความละเอียดโดยใช้การแปลงเวฟเล็ต
3. ในกรณีที่ภาพถูกกระจายด้วยการแปลงเวฟเล็ตแบบสเตชันนารี ภาพแบนด์ย่อย LL_j จะถูกกรองด้วยตัวกรองความถี่วินเนอร์ฟิลเตอร์ที่มีมาส์คขนาด 3×3 และภาพแบนด์ย่อย LH_j , HL_j และ HH_j จะถูกกรองด้วยวินเนอร์ฟิลเตอร์ด้วยมาส์คขนาด 7×7 ในกรณีที่ภาพถูกกระจายด้วยการแปลงเวฟเล็ตแบบคิสิกติก ภาพแบนด์ย่อย LH_j , HL_j และ HH_j จะถูกกรองด้วยวินเนอร์ฟิลเตอร์ด้วยมาส์คขนาด 7×7 โดยยกเว้นการกรองในภาพแบนด์ย่อย LL_j
4. ในขั้นตอนการรวมภาพ ภาพแบนด์ย่อยทั้งหมดคือ LH_j , HL_j , HH_j และ LL_j จะถูกนำมารวมกันตามกระบวนการการแปลงกลับเวฟเล็ต
5. ขั้นตอนสุดท้ายคือ การแปลงกลับสัญญาณภาพให้อยู่ในรูปของเอ็กโพเนนเชียล

3.3 การวัดประสิทธิภาพในการจัดสัญญาณรบกวน

ในการเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการจัดสัญญาณรบกวน เราจะพิจารณาถึงความสามารถในการจัดสัญญาณรบกวน และความสามารถในการรักษารายละเอียดของภาพ ซึ่งคุณสมบัติทั้งสองนี้จะมีประโยชน์ในการนำภาพไปหาลักษณะเด่นของภาพได้อย่างมีประสิทธิภาพต่อไป โดยการหาคุณสมบัติทั้งสองนี้สามารถใช้วิธีการในการวัดค่าต่าง ๆ ดังนี้

3.3.1 ค่าอัตราส่วนของสัญญาณภาพต่อความผิดพลาดของข้อมูล (S/mse)

เนื่องจาก SNR (Signal to Noise Ratio) ไม่สามารถคำนวณหาสัญญาณรบกวนที่แฝงอยู่ในกรณีที่สัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นจากผลคูณ (Multiplicative noise) [11] ดังนั้นค่า S/mse จึงถูกนำมาใช้ในการหาค่าอัตราส่วนของสัญญาณภาพต่อสัญญาณรบกวน โดยสามารถคำนวณได้จากสมการที่ 3.8

$$S/mse = 10 \log \left(\frac{\sum_{i=1}^K s_i^2}{\sum_{i=1}^K (\hat{s}_i - s_i)^2} \right) \quad (3.8)$$

โดยที่ s คือ ภาพต้นแบบ และ \hat{s} คือ ภาพที่ผ่านการจัดสัญญาณรบกวน

3.3.2 การวัดหาความสัมพันธ์ระหว่างขอบภาพ (β)

ในการจัดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีแบบต่าง ๆ อาจจะทำให้รายละเอียดของภาพบางส่วนสูญหายไป เช่น ขอบภาพและลายเส้น ดังนั้นจึงได้มีวิธีเปรียบเทียบหาความสัมพันธ์

(Correlation) หรือความเหมือนกันระหว่างขอบภาพของภาพต้นแบบ และขอบภาพของภาพที่ผ่านการจัดสัญญาณรบกวน ซึ่งสามารถหาค่าความสัมพันธ์ได้จากสมการที่ 3.9 [11]

$$\beta = \frac{\Gamma(\Delta s - \overline{\Delta s}, \Delta \hat{s} - \overline{\Delta \hat{s}})}{\Gamma(\overline{\Delta s} - \Delta s, \overline{\Delta s} - \Delta s) \cdot \Gamma(\overline{\Delta \hat{s}} - \Delta \hat{s}, \overline{\Delta \hat{s}} - \Delta \hat{s})} \quad (3.9)$$

โดยที่ Δs และ $\Delta \hat{s}$ คือ ขอบภาพที่ผ่านการกรองด้วยฟิลเตอร์ของลาปลาเซียน (Laplacian) ที่มีมาส์คขนาด 3x3 ทั้งภาพต้นแบบและภาพที่ผ่านการจัดสัญญาณรบกวน ตามลำดับ โดยที่

$$\Gamma(s_1, s_2) = \sum_{i=1}^K s_{1i} \cdot s_{2i} \quad (3.10)$$

3.3.3 ค่าความสัมพันธ์ระหว่างภาพ (ρ)

เป็นการวัดค่าความสัมพันธ์หรือความเหมือนกันระหว่างภาพต้นแบบ กับภาพหลังจากการจัดสัญญาณรบกวน ซึ่งค่าความสัมพันธ์สามารถหาได้จากสมการที่ 3.11 [12]

$$\rho = \frac{\Gamma(s - \bar{s}, \hat{s} - \bar{\hat{s}})}{\sqrt{\Gamma(s - \bar{s}, s - \bar{s}) \cdot \Gamma(\hat{s} - \bar{\hat{s}}, \hat{s} - \bar{\hat{s}})}} \quad (3.11)$$

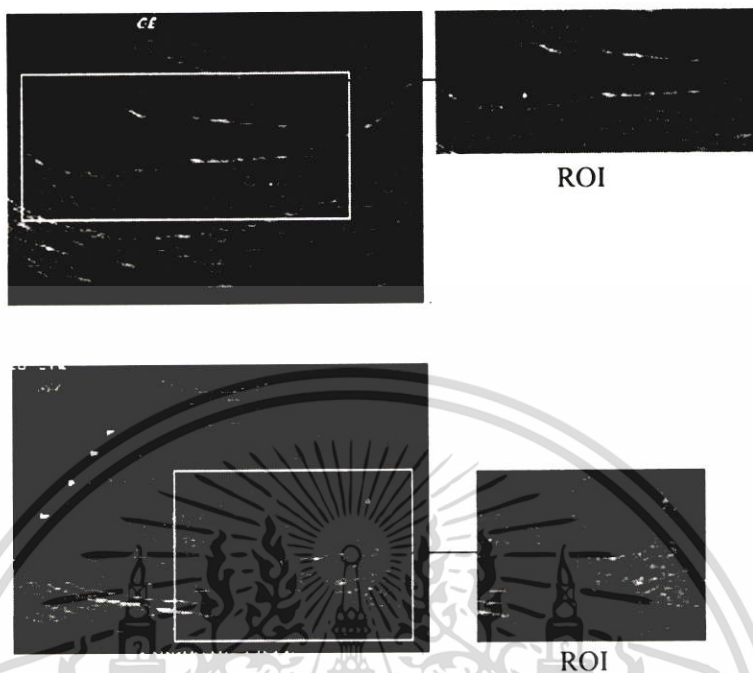
โดยที่ s และ \hat{s} คือ ภาพต้นแบบ และภาพหลังจากการจัดสัญญาณรบกวนตามลำดับ \bar{s} และ $\bar{\hat{s}}$ คือ ค่าเฉลี่ยของภาพต้นแบบ และภาพหลังจากการจัดสัญญาณรบกวนตามลำดับ โดยที่

$$\Gamma(s_1, s_2) = \sum_{i=1}^K s_{1i} \cdot s_{2i} \quad (3.12)$$

3.3.4 การวัดค่าต่าง ๆ ของภาพ ณ ตำแหน่งที่สนใจ (ROI)

Region Of Interest (ROI) คือ การเลือกตำแหน่งของภาพที่ต้องการพิจารณา [13] ซึ่งในการเลือกตำแหน่งนี้จะพิจารณาตำแหน่งที่สำคัญต่าง ๆ ภายในภาพเพื่อนำไปวิเคราะห์ในรูปแบบต่าง ๆ ได้ และบริเวณที่สำคัญของภาพถ่ายอัลตราซาวด์อาจพิจารณาได้จากภาพตัวอย่างดังรูปที่ 3.4 โดยกำหนดให้ ROI มีขนาดตามขอบเขตที่ต้องการพิจารณา ซึ่งสามารถเขียนฟังก์ชันภาพแทนด้วย $s(i, j) \in \text{ROI}$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.4 แสดงการเลือกขอบเขตของภาพในตำแหน่งของ ROI

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

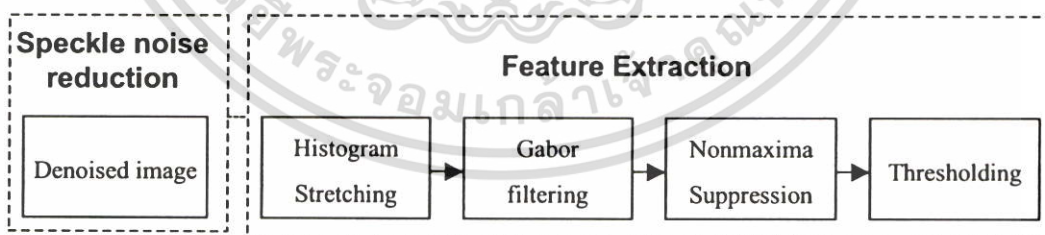
บทที่ 4

การหาจุดเด่นของภาพ

ในบทนี้จะกล่าวถึงขั้นตอนการหาจุดเด่นของภาพ (Feature extraction) ในภาพถ่ายอัลตราซาวด์ โดยได้นำเสนอวิธีต่าง ๆ ที่สามารถนำมาใช้ในกระบวนการการค้นหาวัดดูภายในภาพ คือ 1. การปรับภาพให้ดีขึ้นโดยใช้เทคนิค Histogram stretching 2. การค้นหาขอบภาพด้วยเกเบอร์เวฟเล็ดฟิลเตอร์ 3. การทำให้ขนาดของขอบภาพเล็กลงด้วยเทคนิค Nonxima suppression 4. การกำหนดค่าเทรช โชลด์เพื่อแยกวัตถุ (Object) ออกจากแบกกราวด์ (Background) ซึ่งกระบวนการเหล่านี้สามารถนำไปใช้ในการหาจุดเด่นของภาพได้อย่างมีประสิทธิภาพ

4.1 ขั้นตอนในการหาจุดเด่นในภาพถ่ายอัลตราซาวด์

ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงขั้นตอนการลักษณะเด่นของภาพถ่ายอัลตราซาวด์โดยนำเสนอกระบวนการตามบล็อกไดอะแกรมดังรูปที่ 4.1 โดยภาพที่ผ่านกระบวนการการจัดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีที่นำเสนอ ในบทที่ 3 จะถูกนำมาผ่านขั้นตอนการหาจุดเด่นของภาพ โดยใช้วิธีการปรับภาพให้ดีขึ้นด้วยการใช้ Piecewise linear-stretching function จากนั้นทำการค้นหาขอบภาพโดยใช้เกเบอร์เวฟเล็ดฟิลเตอร์ และหาตำแหน่งและปรับขนาดของขอบภาพให้เล็กลงโดยใช้เทคนิค Nonmaxima suppression ในขั้นตอนสุดท้ายรายละเอียดของขอบภาพจะนำมาผ่านขั้นตอนการกำหนดค่าเทรช โชลด์ ซึ่งมี 3 วิธีด้วยกันคือ การเลือกค่าเทรช โชลด์ตามฮิสโตแกรม การเลือกค่าเทรช โชลด์แบบ Hysteresis thresholding และการเลือกค่าเทรช โชลด์แบบอัตโนมัติ

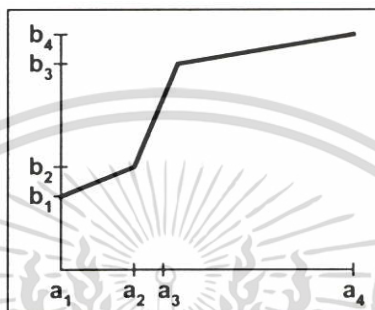


รูปที่ 4.1 บล็อกไดอะแกรมแสดงการหาจุดเด่นของภาพถ่ายอัลตราซาวด์

4.2 Histogram stretching

Histogram stretching คือ วิธีการในการปรับปรุงภาพให้ดีขึ้น โดยการปรับเปลี่ยนฮิสโตแกรมของภาพต้นแบบให้เป็นไปตามลักษณะของฟังก์ชันแบบต่าง ๆ โดยงานวิจัยนี้ได้นำเสนอฟังก์ชันแบบ Piecewise linear-stretching function [14] ซึ่งลักษณะของฟังก์ชันจะเป็นไป เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตามกราฟดังรูปที่ 4.2 โดยค่าความเข้ม (Intensity) ของจุดภาพ จะผ่านการนอสมอลไลซ์ให้อยู่ใน ระดับเทา (Gray-scale) หรืออยู่ในช่วง $[0, L-1]$ โดยกำหนดให้ฟังก์ชันภาพเป็น $p(r_k) = n_k / n$ โดยที่ r_k คือ จุดภาพระดับเทา n_k คือ ลำดับของจุดภาพ n คือ จำนวนจุดภาพทั้งหมด และ $k = 0, 1, 2, \dots, L-1$ ซึ่งถ้าเป็นข้อมูลของภาพขนาด 8 บิต ในแต่ละจุดภาพจะมีค่าอยู่ในช่วงระหว่าง 0-255

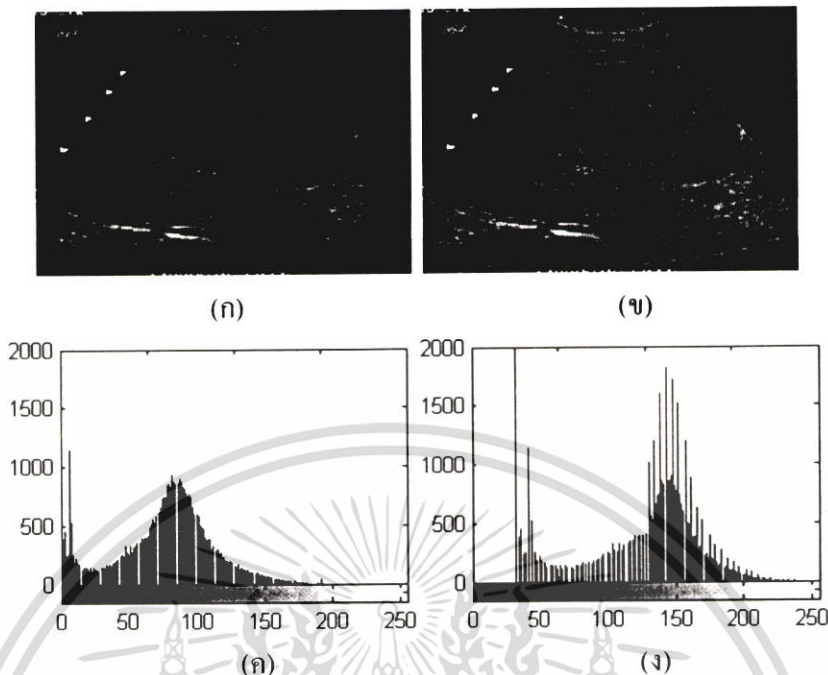


รูปที่ 4.2 กราฟแสดงลักษณะของ Piecewise linear-stretching function

โดยตำแหน่งของจุดภาพที่อยู่ระหว่าง a_i และ a_{i+1} จะเปลี่ยนแปลงไปตามฟังก์ชันเชิงเส้น ดังรูปที่ 4.2 ซึ่งจุดภาพปัจจุบันจะถูกกำหนดโดยฟังก์ชันเชิงเส้นที่อยู่ระหว่างจุด (a_i, b_i) และ (a_{i+1}, b_{i+1}) ตามสมการที่ 4.1

$$y = \frac{b_{i+1} - b_i}{a_{i+1} - a_i} (x - a_i) + b_i \quad (4.1)$$

โดยที่ x คือ จุดภาพเดิม และ y คือ จุดภาพใหม่ เมื่อนำมาทดลองกับภาพถ่ายอัลตราซาวด์ โดยภาพ ต้นแบบจะแสดงดังรูปที่ 4.3(ก) ซึ่งเมื่อผ่านขบวนการตามฟังก์ชันแบบ Piecewise linear-stretching function โดยการกำหนดพารามิเตอร์ค่าต่าง ๆ คือ $a_1=0$, $a_2=0.2$, $a_3=0.65$, $a_4=1$, $b_1=0.1$, $b_2=0.4$, $b_3=0.75$ และ $b_4=1$ ผลลัพธ์ที่ได้จะแสดงในรูปที่ 4.3(ข) เมื่อข้อมูลภาพถูกนำมาพิจารณาในลักษณะ ของฮิสโตแกรมทั้งภาพต้นแบบและภาพที่ผ่านการปรับปรุงให้ดีขึ้น จะแสดงได้ดังรูปที่ 4.3(ค) และ 4.3(ง) ตามลำดับ พบว่าแท่งกราฟข้อมูลที่แสดงในรูปของฮิสโตแกรมจะเปลี่ยนแปลงไปหลังจากผ่านขบวนการ Piecewise linear-stretching function โดยกลุ่มข้อมูลจะถูกขยายออกตามช่วง ระยะค่าความเข้มของภาพในระดับเทาทำให้ลักษณะของภาพจะสว่างและชัดเจนขึ้น



รูปที่ 4.3 แสดงผลลัพธ์ของการใช้ Histogram stretching technique (ก) ภาพต้นแบบ (ข) ภาพผลลัพธ์ที่ผ่านการปรับปรุงภาพให้ดีขึ้น (ค) ฮิสโตแกรมของภาพต้นแบบ (ง) ฮิสโตแกรมของภาพผลลัพธ์จากการปรับปรุงภาพให้ดีขึ้น

4.3 เกเบอร์เวฟเลตฟิลเตอร์

เกเบอร์ฟิลเตอร์เป็นฟังก์ชันจำนวนเชิงซ้อน (Complex exponential function) ที่มอดคูเลตอยู่กับเกาส์เซียนฟังก์ชัน (Gaussian function) ซึ่งเกเบอร์ฟิลเตอร์ใน 1 มิติ สามารถเขียนให้อยู่ในรูปของสมการ [15]

$$s(x) = e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x-x_0}{\sigma}\right)^2} + j\omega_x x \tag{4.2}$$

โดย ω_x คือ ความถี่

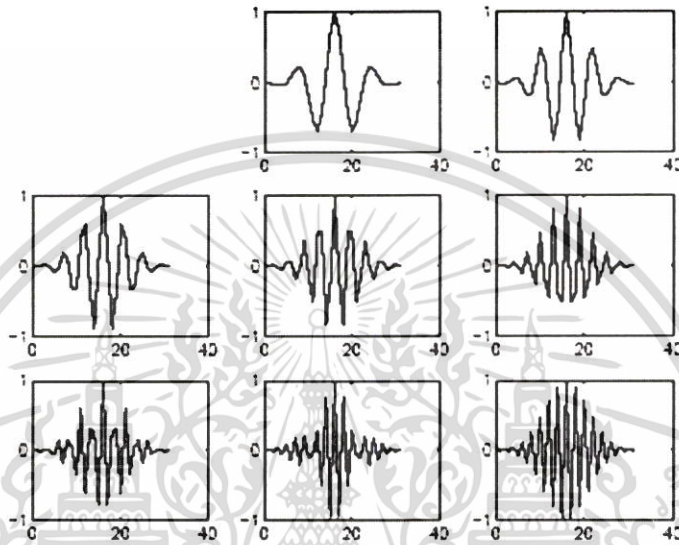
จากสมการที่ 4.2 สามารถแยกสมการของเกเบอร์ฟิลเตอร์ออกเป็น 2 ฟังก์ชัน คือ ฟังก์ชันคี่ (Odd component) และฟังก์ชันคู่ (Even component) และถ้ากำหนดให้ตำแหน่งกึ่งกลางของฟังก์ชันเท่ากับศูนย์ ($x_0=0$) ฟังก์ชันทั้งสองสามารถเขียนใหม่ได้ดังนี้

$$\text{Odd component : } s_o(x) = e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x}{\sigma}\right)^2} \sin(\omega_x x) \tag{4.3}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\text{Even component : } s_c(x) = e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x}{\sigma}\right)^2} \cos(\omega_x x) \quad (4.4)$$

ถ้าความถี่เกิดการเปลี่ยนแปลงลักษณะของฟังก์ชันหน้าต่างของเกเบอร์ฟิลเตอร์จะเปลี่ยนไป โดยแสดงได้ดังรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.4 เกเบอร์ฟิลเตอร์ที่ความถี่ต่าง ๆ

เมื่อนำสมการเกเบอร์ฟิลเตอร์ใน 1 มิติ มาขยายฟังก์ชันเป็น 2 มิติ ฟังก์ชันของเกเบอร์ฟิลเตอร์ใน 2 มิติจะเปลี่ยนแปลงไปตามมุม θ ดังสมการที่ 4.5

$$s(x, y) = e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x^2+y^2}{\sigma^2}\right)} [\cos(\omega(x \cdot \cos \theta + y \sin \theta)) + \sin(\omega(x \cdot \cos \theta + y \sin \theta))] \quad (4.5)$$

เกเบอร์ฟิลเตอร์ใน 2 มิติ สามารถแบ่งออกเป็น 2 ฟังก์ชันเช่นเดียวกับเกเบอร์ฟิลเตอร์ใน 1 มิติ คือ ฟังก์ชันคู่ และฟังก์ชันคี่ โดยที่ฟังก์ชันคี่สามารถนำมาใช้ในการค้นหาขอบภาพได้ ซึ่งฟังก์ชันคี่ของเกเบอร์ฟิลเตอร์จะถูกกำหนดโดย

$$s_o(x, y) = e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x^2+y^2}{\sigma^2}\right)} \sin[\omega(x \cdot \cos \theta + y \sin \theta)] \quad (4.6)$$

จากสมการที่ 4.6 สมบัติที่อยู่ในรูปของฟิลเตอร์จะเปลี่ยนแปลงไปตามค่าพารามิเตอร์ $x \times y$ ซึ่งจะบอกตำแหน่งและขนาดของหน้าต่าง ω คือ ค่าความถี่ และ θ คือ มุมของฟังก์ชัน ดังตัวอย่าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สัมประสิทธิ์ของเกเบอร์ฟิลเตอร์ ที่มีมาส์คขนาด 5x5 ดังสมการที่ 4.7 และมาส์คขนาด 7x7 ดังสมการที่ 4.8 โดยกำหนดให้ $\omega = 1$, $\theta = 0$ และ $\sigma = 1$ จะมีค่าเท่ากับ

$$G = \begin{bmatrix} -0.0062 & -0.0257 & 0 & 0.0257 & 0.0062 \\ -0.0278 & -0.1151 & 0 & 0.1151 & 0.0278 \\ -0.0458 & -0.1898 & 0 & 0.1898 & 0.0458 \\ -0.0278 & -0.1151 & 0 & 0.1151 & 0.0278 \\ -0.0062 & -0.0257 & 0 & 0.0257 & 0.0062 \end{bmatrix} \quad (4.7)$$

$$G = \begin{bmatrix} 0 & -0.0005 & -0.0021 & 0 & 0.0021 & 0.0005 & 0 \\ -0.0001 & -0.0061 & -0.0254 & 0 & 0.0254 & 0.0061 & 0.0001 \\ -0.0004 & -0.0275 & -0.1140 & 0 & 0.1140 & 0.0275 & 0.0004 \\ -0.0006 & -0.0453 & -0.1880 & 0 & 0.1880 & 0.0453 & 0.0006 \\ -0.0004 & -0.0275 & -0.1140 & 0 & 0.1140 & 0.0275 & 0.0004 \\ -0.0001 & -0.0061 & -0.0254 & 0 & 0.0254 & 0.0061 & 0.0001 \\ 0 & -0.0005 & -0.0021 & 0 & 0.0021 & 0.0005 & 0 \end{bmatrix} \quad (4.8)$$

ซึ่งมาส์คของเกเบอร์ฟิลเตอร์สามารถนำมาหาขอบภาพได้โดยการนำมาทำการคอนโวลูชัน (Convolution) กับภาพ ซึ่งเกรเดียน (Gradient) ของภาพสามารถหาได้จาก

$$f_x(x, y) = f(x, y) * G_x(x, y) \quad (4.9)$$

$$f_y(x, y) = f(x, y) * G_y(x, y) \quad (4.10)$$

โดยที่ f_x, f_y คือ เกรเดียนของภาพ และขนาด (Magnitude) และทิศทาง (Direction) ของขอบภาพสามารถหาได้จาก

$$Magnitude = \sqrt{f_x^2 + f_y^2} \quad (4.11)$$

$$Direction = \theta = \tan^{-1} \frac{f_y}{f_x} \quad (4.12)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4 Nonmaxima suppression

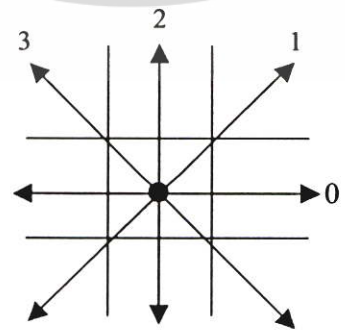
Nonmaxima suppression เป็นวิธีการเปรียบเทียบค่าสัมประสิทธิ์ค่าสูงสุดของขอบภาพตามทิศทางของขอบภาพ ดังแสดงในรูปที่ 4.5 โดยจุดภาพ 3 จุดภาพตามทิศทางของขอบภาพ คือ $magn(i1,j1)$, $magn(i2,j2)$ และ $magn(i,j)$ จะถูกนำมาเปรียบเทียบกันเพื่อหาผลลัพธ์ของขอบภาพตามเงื่อนไขดังสมการที่ 4.13 โดยถ้าจุดภาพปัจจุบันคือ $magn(i,j)$ มีค่ามากกว่าค่าในจุดภาพ $magn(i1,j1)$ หรือ $magn(i2,j2)$ จุดภาพปัจจุบันนั้นจะถูกกำหนดให้เป็นขอบภาพ



รูปที่ 4.5 แสดงการเปรียบเทียบค่าจุดภาพตามทิศทางของขอบภาพ

$$magn(i,j) = \begin{cases} magn(i,j) & \text{if } magn(i,j) > magn(i1,j1) \& \\ & \text{if } magn(i,j) > magn(i2,j2) \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (4.13)$$

จากเงื่อนไขดังกล่าวจุดภาพปัจจุบันและจุดภาพข้างเคียง 2 จุดภาพจะถูกกำหนดตามทิศทางของขอบภาพ ซึ่งทิศทางของขอบภาพจะถูกแบ่งออกเป็น 4 ทิศทาง และในแต่ละทิศทางจะเปลี่ยนไปตามค่า $\tan \theta$ ดังรูปที่ 4.6



รูปที่ 4.6 แสดงทิศทางของขอบภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.6 ในแต่ละทิศทางจะถูกจัดระดับข้อมูล (Quantization) ตามทิศทางของขอบภาพ โดยค่าทิศทางของขอบภาพ ($\tan \theta$) จะถูกแบ่งได้ 4 ทิศทาง ดังนี้

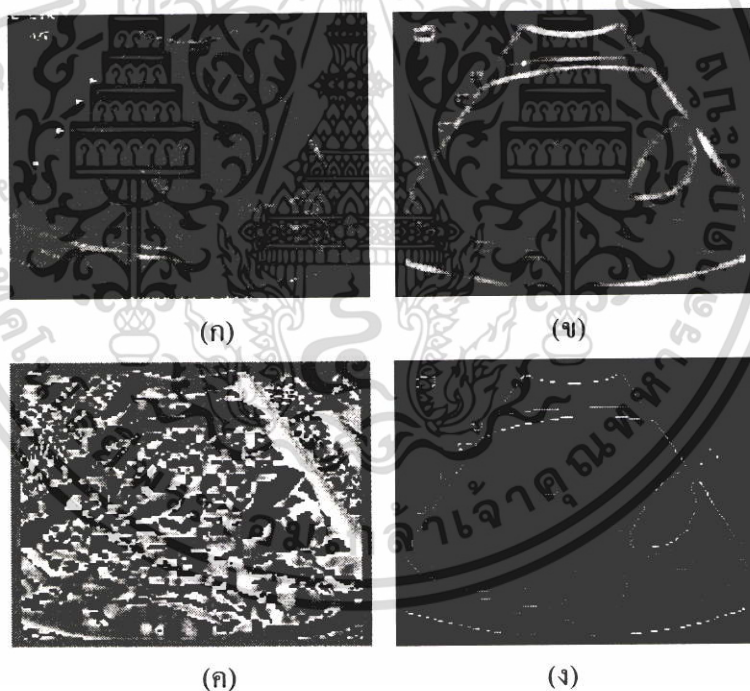
$$0: -0.57 < \tan \theta < 0.57$$

$$1: 0.57 < \tan \theta < 1.04$$

$$2: |\tan \theta| \geq 1.04$$

$$3: -1.04 < \tan \theta \leq -0.57$$

และเมื่อทำการทดลองนำเทคนิค Nonmaxima suppression มาใช้กับภาพถ่ายอัลตราซาวด์ ขนาดของขอบภาพที่ได้มาจากการคอนโวลูชันด้วยมาสก์ของเกเบอร์ฟิลเตอร์ขนาด 9×9 จะแสดงดังรูปที่ 4.7(ข) และทิศทางของขอบภาพดังรูปที่ 4.7(ค) จะถูกนำมาใช้ในการหาตำแหน่งของขอบภาพตามกระบวนการข้างต้นของเทคนิค Nonmaxima suppression จะได้ผลลัพธ์ดังรูปที่ 4.7(ง)



รูปที่ 4.7 แสดงผลลัพธ์จากการใช้เทคนิค Nonmaxima suppression (ก) ภาพต้นแบบ (ข) ขนาดของขอบภาพ (ค) ทิศทางของขอบภาพ (ง) ผลลัพธ์จากการใช้เทคนิค Nonmaxima suppression

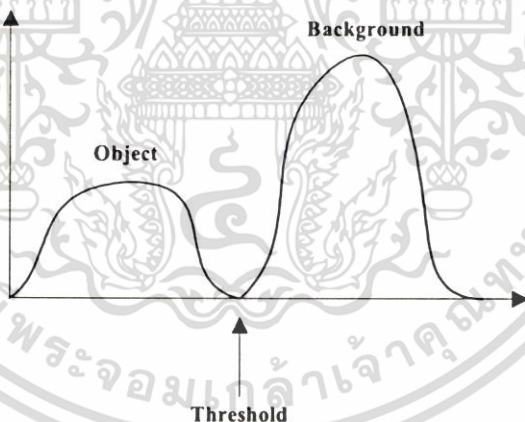
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.5 การกำหนดค่าเทสโซลด์

เทคนิคการกำหนดค่าเทสโซลด์ คือการกำหนดค่าคงที่ค่าหนึ่งเพื่อแยกวัตถุในกรณีที่มีข้อมูลภาพมีลักษณะแตกต่างกันมากระหว่างวัตถุ และแบกกราวด์ และยังเป็นอีกขั้นตอนหนึ่งเพื่อการสร้างภาพไบนารี ซึ่งในการกำหนดค่าเทสโซลด์ถ้าได้ค่าเทสโซลด์ที่ไม่เหมาะสม เช่น ค่าเทสโซลด์ที่มีค่าน้อยหรือมากเกินไปอาจทำให้รายละเอียดบางส่วนขาดหายไป หรือภาพจะมีสิ่งไม่พึงประสงค์ปนมาด้วย (Noise) ดังนั้นจะต้องทำอย่างไรเพื่อให้ได้ค่าเทสโซลด์ที่เหมาะสม ซึ่งปัจจุบันมีผู้เสนอวิธีในการหาค่าเทสโซลด์หลายวิธีซึ่งจะถูกนำไปใช้ในงานที่ต่างกัน

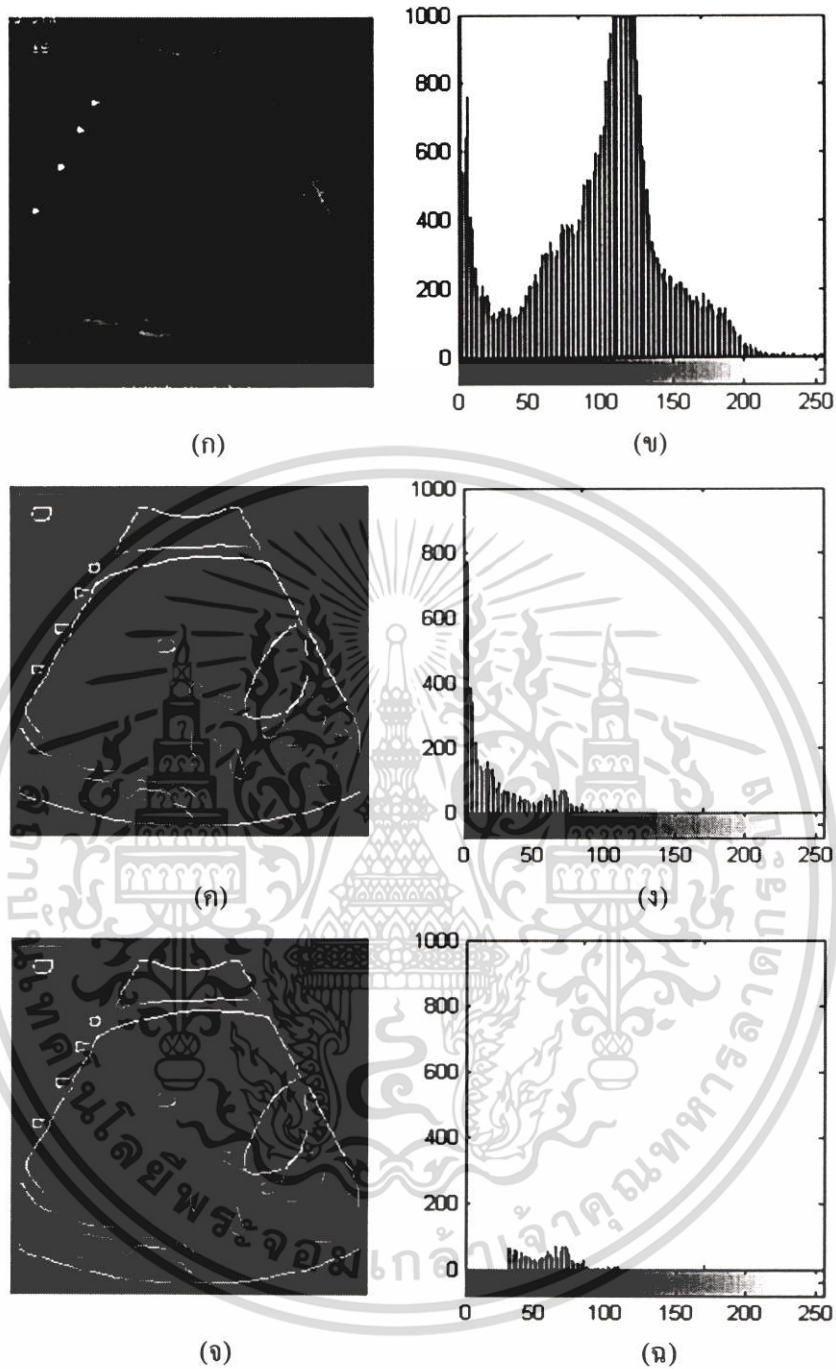
4.5.1 การหาค่าเทสโซลด์โดยพิจารณาจากฮิสโตแกรม

เป็นวิธีแยกข้อมูลระหว่างวัตถุ และแบกกราวด์ออกจากกันโดยพิจารณาจากฮิสโตแกรม ซึ่งกลุ่มของข้อมูลทั้งสองจะแยกออกเป็นสองกลุ่มตามการกระจายของข้อมูล ดังนั้นการเลือกค่าเทสโซลด์จะต้องเลือกค่าที่ต่ำที่สุดที่อยู่ระหว่างกลุ่มข้อมูลทั้งสองดังรูปที่ 4.8 โดยค่าเทสโซลด์จะต้องเป็นค่าที่เหมาะสมมากที่สุดเพื่อลดการสูญเสียของข้อมูล และสิ่งที่ไม่พึงประสงค์หรือน้อยส์ออกจากวัตถุ ซึ่งจากรูปที่ 4.9 จะแสดงผลลัพธ์จากการเปลี่ยนแปลงค่าเทสโซลด์ ณ ตำแหน่งต่าง ๆ ตามฮิสโตแกรมของภาพ



รูปที่ 4.8 แสดงการกำหนดค่าเทสโซลด์จากฮิสโตแกรม

เมื่อทำการทดลองค้นหาจุดเด่นภายในภาพถ่ายอัลตราซาวด์ โดยการแยกกลุ่มของแบกกราวด์ และกลุ่มวัตถุภายในภาพ ซึ่งเมื่อสร้างฮิสโตแกรมระดับเทาของภาพแล้ว กลุ่มของข้อมูล 2 กลุ่ม คือกลุ่มหนึ่งเป็นกลุ่มของภาพวัตถุ และอีกกลุ่มหนึ่งคือกลุ่มของแบกกราวด์ จากนั้นทำการเลือกค่าต่ำสุดระหว่างสองกลุ่มเป็นค่าเทสโซลด์ โดยจะกำหนดให้เทสโซลด์มีค่าเท่ากับ 18 ผลลัพธ์จะแสดงดังรูปที่ 4.9(จ)



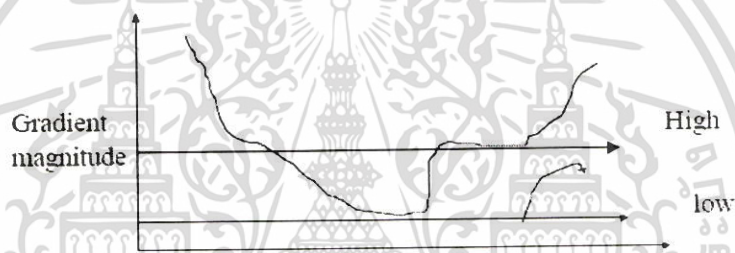
รูปที่ 4.9 แสดงผลลัพธ์จากการเลือกค่าเทรชโฮลด์จากฮิสโตแกรม (ก) ภาพที่ผ่านการขจัดสัญญาณรบกวน (ข) ฮิสโตแกรมของภาพที่ผ่านการขจัดสัญญาณรบกวน (ค) ขอบภาพ (ง) ฮิสโตแกรมของขอบภาพ (จ) ขอบภาพที่ผ่านการกำหนดค่าเทรชโฮลด์ที่ค่าเทรชโฮลด์เท่ากับ 18 (ฉ) ฮิสโตแกรมของขอบภาพที่ผ่านการกำหนดค่าเทรชโฮลด์เท่ากับ 18

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.5.2 Hysteresis thresholding

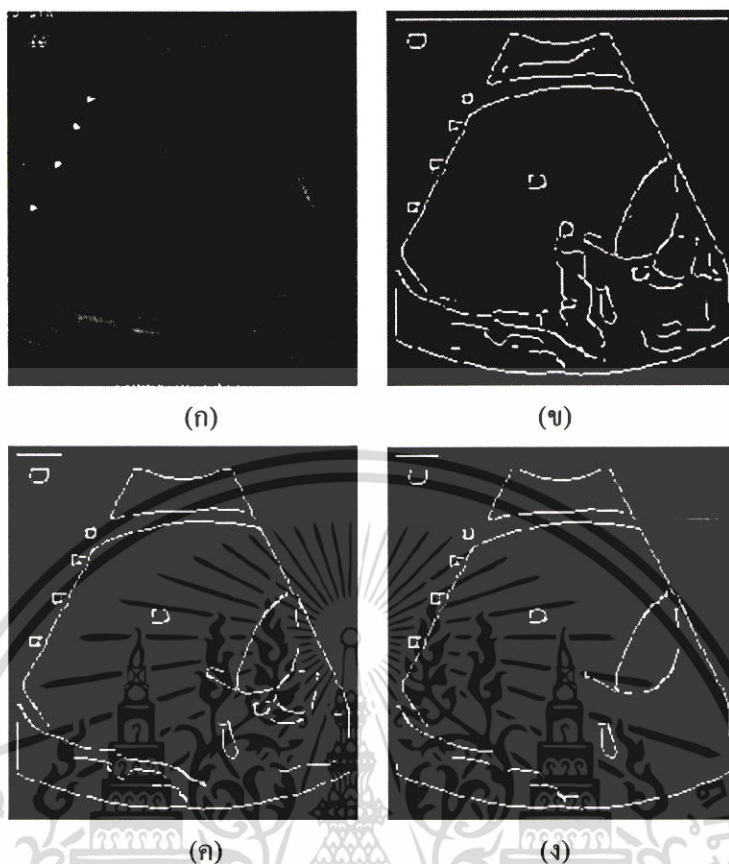
Hysteresis thresholding เป็นวิธีการกำหนดค่าเทรชโวลด์แบบ 2 ค่า คือ ค่าเทรชโวลด์ด้านสูง (Upper threshold) และค่าเทรชโวลด์ด้านต่ำ (Lower threshold) ดังรูปที่ 4.10 โดยกำหนดให้ค่าสัมประสิทธิ์ของจุดภาพที่ต่ำกว่าเทรชโวลด์ด้านต่ำมีค่าเท่ากับศูนย์ และกำหนดให้ค่าที่มากกว่าเทรชโวลด์ด้านสูงมีค่าเท่ากับ 1 และช่วงระหว่างค่าเทรชโวลด์ทั้ง 2 ค่าจะถูกกำหนดตามเงื่อนไข

1. ถ้าจุดภาพปัจจุบันเชื่อมต่อกับจุดภาพที่เป็นขอบภาพ จุดภาพนั้นจะถูกกำหนดให้เป็น 1
2. ถ้าจุดภาพปัจจุบันไม่ได้เชื่อมต่อกับจุดภาพที่เป็นขอบภาพจะถูกกำหนดให้เท่ากับ 0 จากเงื่อนไขดังกล่าวจะทำให้เกิดภาพไบนารี โดยแต่ละจุดภาพจะมีเพียง 2 ระดับ คือ 0 เป็นจุดดำ และ 1 เป็นจุดขาว



รูปที่ 4.10 แสดงการกำหนดค่าเทรชโวลด์แบบ Hysteresis thresholding

เมื่อทำการทดลองค้นหาจุดเด่นภายในภาพถ่ายอัลตราซาวด์ โดยนำภาพที่ผ่านการจัดสัญญาณรบกวน ดังรูปที่ 4.11(ก) มาทำการค้นหาลักษณะเด่นของภาพ ซึ่งในขั้นตอนการกำหนดค่าเทรชโวลด์จะเลือกใช้แบบ Hysteresis thresholding โดยทำการเลือกค่าเทรชโวลด์ทางด้านต่ำเท่ากับ 2 และค่าเทรชโวลด์ทางด้านสูงเท่ากับ 15 ซึ่งจะได้ภาพผลลัพธ์ดังรูปที่ 4.11(ข) การกำหนดให้ค่าเทรชโวลด์ทางด้านต่ำมีค่าเท่ากับ 5 และค่าเทรชโวลด์ทางด้านสูงเท่ากับ 20 ผลลัพธ์จะแสดงดังรูปที่ 4.11(ค) และการกำหนดให้ค่าเทรชโวลด์ทางด้านต่ำมีค่าเท่ากับ 10 และค่าเทรชโวลด์ทางด้านสูงเท่ากับ 25 ผลลัพธ์จะแสดงดังรูปที่ 4.11(ง) ซึ่งผลลัพธ์จากการทดลองพบว่าการสร้างภาพไบนารีโดยใช้เทคนิคการกำหนดค่าเทรชโวลด์แบบ Hysteresis thresholding ทำให้ได้ภาพที่เหมาะสมและคมชัดมากขึ้น ในขณะที่เดียวกันถ้าเลือกค่าที่ไม่เหมาะสม (ค่าเทรชโวลด์มีค่าน้อยหรือมากเกินไป) อาจทำให้ภาพที่ไม่ชัดเจนคือ การเลือกค่าเทรชโวลด์ที่มากเกินไปจะทำให้รายละเอียดของภาพบางส่วนขาดหายไปดังรูปที่ 4.11(ง) และการเลือกค่าเทรชโวลด์น้อยเกินไปจะทำให้ได้สิ่งไม่พึงประสงค์ปะปนมาด้วยดังรูปที่ 4.11(ข)



รูปที่ 4.11 แสดงผลลัพธ์จากการเลือกค่าเทรชโวลด์แบบ Hysteresis thresholding (ก) ภาพที่ผ่านการขจัดสัญญาณรบกวน (ข) กำหนดค่าเทรชโวลด์เท่ากับ (15, 2) (ค) กำหนดค่าเทรชโวลด์เท่ากับ (20, 5) (ง) กำหนดค่าเทรชโวลด์เท่ากับ (25, 10)

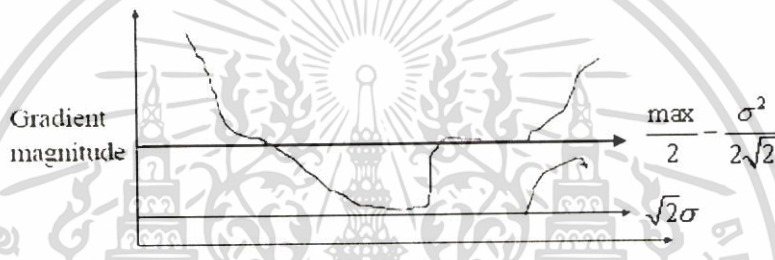
4.5.3 การกำหนดค่าเทรชโวลด์แบบอัตโนมัติ

เนื่องจากการกำหนดค่าเทรชโวลด์ทั้ง 2 วิธี คือ การกำหนดค่าเทรชโวลด์แบบพิจารณาตามฮิสโตแกรม และการกำหนดค่าเทรชโวลด์แบบ Hysteresis thresholding เป็นวิธีการในการกำหนดค่าเทรชโวลด์ที่ต้องพิจารณาจากฮิสโตแกรม หรือจะต้องมีการกำหนดค่าเทรชโวลด์แบบล่วงหน้า ซึ่งเกิดจากการกำหนดเองจากผู้ใช้ (User) โดยจะขึ้นอยู่กับประสบการณ์และอาศัยการคำนวณพื้นฐานทางสถิติ ดังนั้นจึงอาจจะไม่เหมาะสมในทางปฏิบัติจริง ในงานวิจัยนี้จึงได้ทำการปรับปรุงการกำหนดค่าเทรชโวลด์แบบ Hysteresis thresholding โดยทำการเลือกค่าเทรชโวลด์ทั้ง 2 ค่าคือ ค่าเทรชโวลด์ด้านสูง และค่าเทรชโวลด์ด้านต่ำให้เป็นแบบอัตโนมัติ ซึ่งค่าเทรชโวลด์ด้านสูง และค่าเทรชโวลด์ด้านต่ำสามารถคำนวณได้จากค่าความแปรปรวน (Variance) และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation) ดังสมการที่ 4.14 และ 4.15 ตามลำดับ

$$\text{upper threshold} = \frac{1}{2} \left[\max(Y(x)) - \frac{1}{\sqrt{2}} (\text{var}|Y(x)|) \right] \quad (4.14)$$

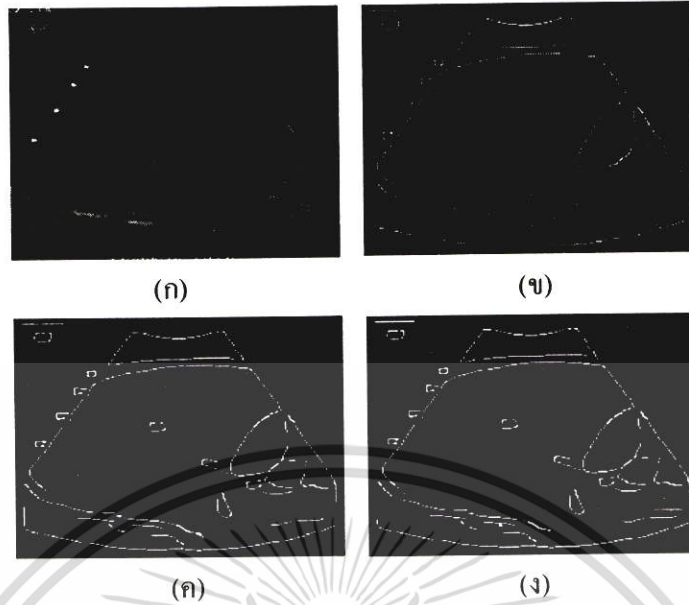
$$\text{lower threshold} = \sqrt{2}(\text{std}|Y(x)|) \quad (4.15)$$

จากสมการ 4.14 แสดงถึงค่าเทรชโวลต์ทางด้านสูงที่ขึ้นอยู่กับค่าความแตกต่างระหว่างค่าสูงสุดและค่าความแปรปรวน (σ^2) ซึ่งสามารถเขียนแทนด้วย $\frac{\max}{2} - \frac{\sigma^2}{2\sqrt{2}}$ และจากสมการที่ 4.15 แสดงถึงค่าเทรชโวลต์ด้านต่ำที่ขึ้นอยู่กับค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานที่ถูกสเกลด้วยค่าคงที่ $\sqrt{2}$ ซึ่งสามารถเขียนแทนด้วย $\sqrt{2}\sigma$

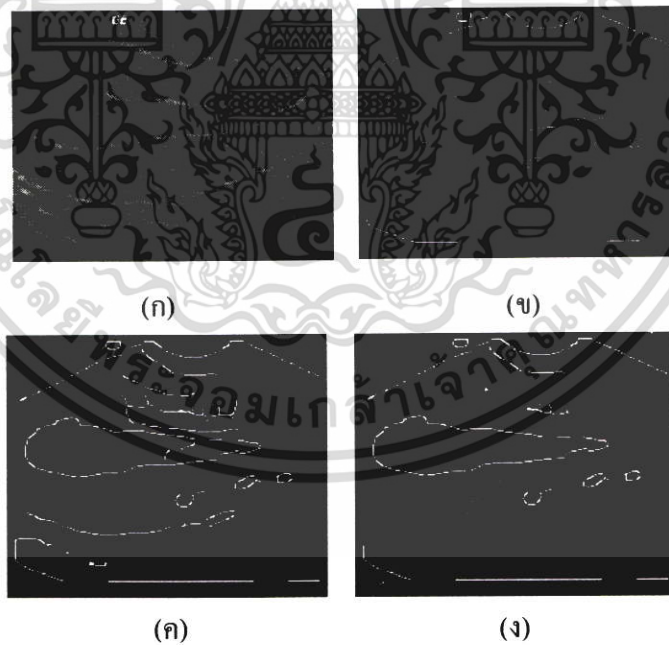


รูปที่ 4.12 แสดงการกำหนดค่าเทรชโวลต์แบบฮิสเทรีซิส

เมื่อทดลองนำภาพอัลตราซาวด์มาทำการค้นหาจุดเด่นภายในภาพ โดยภาพอัลตราซาวด์ที่ผ่านการขจัดสัญญาณรบกวน ดังรูปที่ 4.13(ก) และ 4.14(ก) จะถูกนำภาพมาผ่านกระบวนการในการค้นหาลักษณะเด่นของภาพโดยในขั้นตอนการกำหนดค่าเทรชโวลต์จะเลือกใช้แบบฮิสเทรีซิส ซึ่งผลลัพธ์จะได้ดังรูปที่ 4.13(ง) และ 4.14(ง) และนำผลลัพธ์มาเปรียบเทียบกับวิธีการกำหนดค่าเทรชโวลต์แบบพิจารณาตามฮิสโตแกรม โดยกำหนดเทรชโวลต์ให้มีค่าเท่ากับ 18 จะได้ผลลัพธ์ดังรูปที่ 4.13(ข) และ 4.14(ข) และการกำหนดค่าเทรชโวลต์แบบ Hysteresis thresholding โดยกำหนดค่าเทรชโวลต์ทางด้านสูงมีค่าเท่ากับ 20 และค่าเทรชโวลต์ทางด้านต่ำมีค่าเท่ากับ 5 จะได้ผลลัพธ์ดังรูปที่ 4.13(ค) และ 4.14(ค) จากรูปพบว่ารายละเอียดของภาพที่ผ่านกำหนดค่าเทรชโวลต์แบบฮิสเทรีซิส มีผลลัพธ์ใกล้เคียงกับการกำหนดค่าเทรชโวลต์แบบ Hysteresis thresholding ดังนั้นการกำหนดค่าเทรชโวลต์แบบฮิสเทรีซิสจะมีประสิทธิภาพสูงเมื่อนำไปใช้ในการปฏิบัติจริง



รูปที่ 4.13 แสดงผลลัพธ์จากการเลือกค่าเทรชโฮลด์แบบต่าง ๆ ในภาพถ่ายระดับ (ก) ภาพที่ผ่านการจัดสัญญาณรบกวน (ข) กำหนดค่าเทรชโฮลด์แบบพิจารณาจากฮิสโตแกรมที่เทรชโฮลด์เท่ากับ 18 (ค) กำหนดค่าเทรชโฮลด์แบบ Hysteresis thresholding ที่เทรชโฮลด์เท่ากับ (20, 5) (ง) กำหนดค่าเทรชโฮลด์แบบอัตโนมัติ



รูปที่ 4.14 แสดงผลลัพธ์จากการเลือกค่าเทรชโฮลด์แบบต่าง ๆ ในภาพถ่ายมดลูก (ก) ภาพที่ผ่านการจัดสัญญาณรบกวน (ข) กำหนดค่าเทรชโฮลด์แบบพิจารณาจากฮิสโตแกรมที่เทรชโฮลด์เท่ากับ 18 (ค) กำหนดค่าเทรชโฮลด์แบบ Hysteresis thresholding ที่เทรชโฮลด์เท่ากับ (20, 5) (ง) กำหนดค่าเทรชโฮลด์แบบอัตโนมัติ

บทที่ 5

ผลการทดลอง

ในบทนี้ได้กล่าวถึงผลการทดลอง โดยได้แบ่งออกเป็น 3 หัวข้อด้วยกัน คือ ผลการทดลองจากการจัดสัญญาณรบกวนในภาพถ่ายอัลตราซาวด์ ผลการทดลองจากการค้นหาจุดเด่นของภาพถ่ายอัลตราซาวด์ และสรุปผลการทดลอง ซึ่งการทดลองทั้งหมดนี้ได้จำลองการทำงานด้วยการเขียนโปรแกรมที่ทำงานด้วย MATLAB เวอร์ชัน 6.1 ประมวลผลบนเครื่อง PC Pentium 4 CPU 2.6 Ghz

5.1 ผลการทดลองจากการจัดสัญญาณรบกวนแบบสเปกเกิล

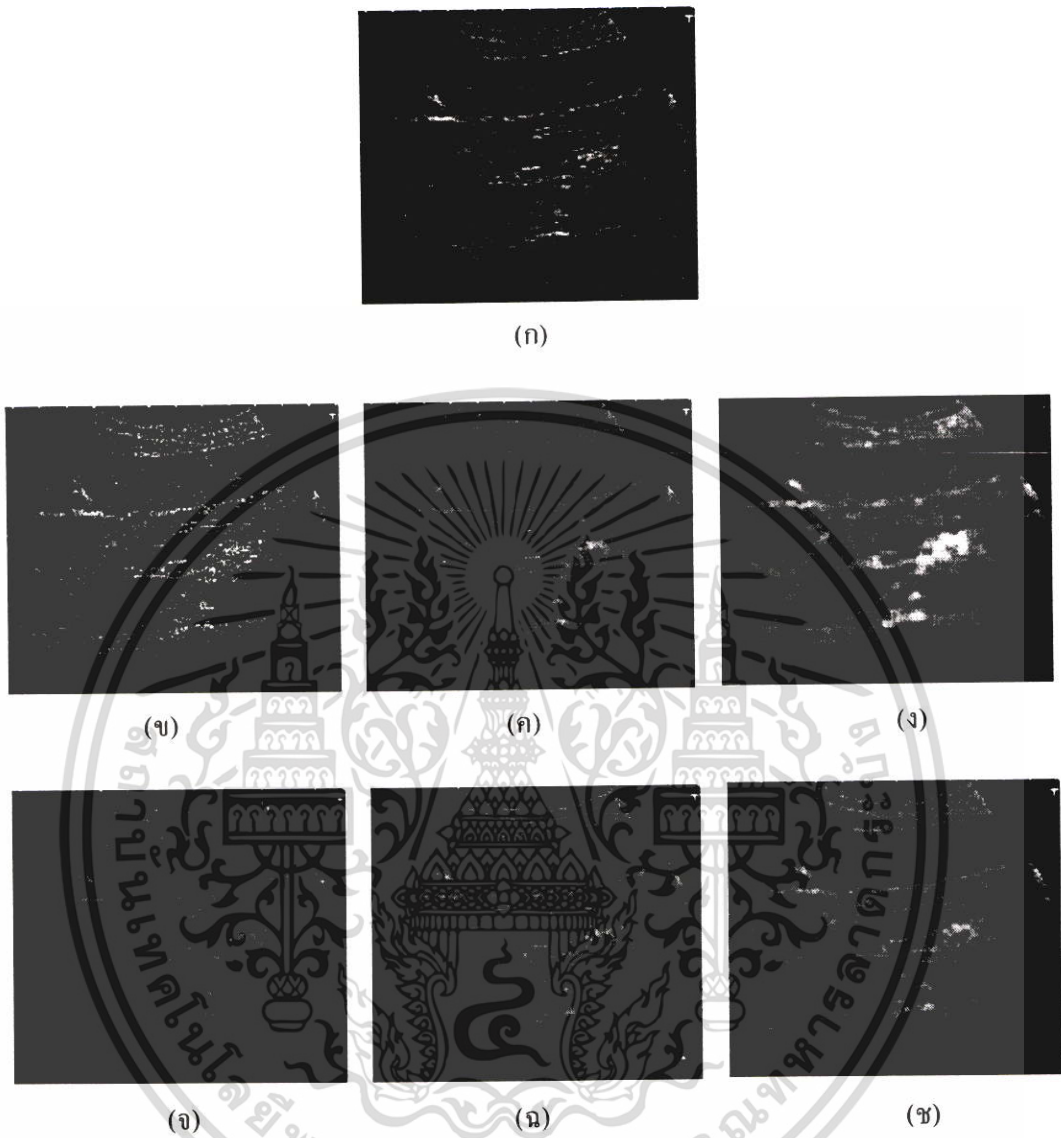
การทดลองในส่วนนี้ได้นำภาพถ่ายอัลตราซาวด์ของอวัยวะต่าง ๆ ภายในร่างกายจำนวน 5 ภาพ คือ ภาพถ่ายต่อมไทรอยด์ ภาพถ่ายตับอ่อน ภาพถ่ายไต ภาพถ่ายถุงน้ำดี และภาพถ่ายเต้านม โดยแต่ละภาพมีขนาดเท่ากับ 256x256 จุดภาพ ดังรูปที่ 5.1(ก) 5.2(ก) 5.3(ก) 5.4(ก) และ 5.5(ก) ซึ่งแต่ละภาพจะถูกรวมกับสัญญาณรบกวนแบบสเปกเกิลที่ค่าความแปรปรวนของสัญญาณรบกวนเท่ากับ 0.08 ดังรูปที่ 5.1(ข) 5.2(ข) 5.3(ข) 5.4(ข) และ 5.5(ข) และทำการทดลองจัดสัญญาณรบกวนตามหลักการและกระบวนการในบทที่ 3 โดยภาพที่ประกอบไปด้วยสัญญาณรบกวนจะถูกนำมาแปลงสัญญาณภาพให้อยู่ในรูปของลอการิทึม และทำการจัดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีต่าง ๆ คือ การใช้ตัวกรองความถี่วินเนอร์ฟิลเตอร์ (Wiener filtering) ขนาดของมาสก์คือ 7x7 ซึ่งภาพผลลัพธ์หลังจากการแปลงกลับลอการิทึมแล้วจะแสดงได้ดังรูปที่ 5.1(ค) 5.2(ค) 5.3(ค) 5.4(ค) และ 5.5(ค) การใช้ตัวกรองความถี่ Median ฟิลเตอร์ (Median filtering) ขนาดของมาสก์คือ 7x7 ซึ่งภาพผลลัพธ์หลังจากการแปลงกลับลอการิทึมแล้วจะแสดงได้ดังรูปที่ 5.1(ง) 5.2(ง) 5.3(ง) 5.4(ง) และ 5.5(ง) และในส่วนของการใช้วิธีการจัดสัญญาณรบกวนในโดเมนเวฟเลตตามบล็อกโคอะแกรมที่ 3.1 ภาพที่ประกอบด้วยสัญญาณรบกวนจะนำแปลงสัญญาณภาพให้อยู่ในรูปของลอการิทึมหลังจากนั้นภาพจะถูกแบ่งให้เป็นภาพหลายระดับความละเอียดด้วยการแปลงเวฟเลต ซึ่งจะกระบวนการในการจัดสัญญาณรบกวนจะถูกแบ่งออกเป็น 3 วิธี วิธีแรกคือ การใช้วิธีการแปลงเวฟเลตแบบดิสครีตเป็น 2 ระดับความละเอียด และกำหนดค่าเทรซโซลด์แบบ Visushrink และสัมประสิทธิ์ของภาพแบนด์ย่อยต่าง ๆ จะเป็นไปตามเงื่อนไขของ Shrinkage Function แบบ Soft thresholding (Visushrink and Soft thresholding) ซึ่งผลลัพธ์หลังจากการแปลงกลับเวฟเลตและการแปลงกลับลอการิทึมแล้วจะแสดงดังรูปที่ 5.1(จ) 5.2(จ) 5.3(จ) 5.4(จ) และ 5.5(จ)) วิธีที่สอง คือ การกระจายเวฟเลตแบบดิสครีตเป็น 2 ระดับความละเอียด และใช้มาสก์ของวินเนอร์ฟิลเตอร์ขนาด 7x7 กรองสัญญาณรบกวนในภาพแบนด์ย่อย LH, HL และ HH (DWT and Wiener filtering) จะได้ผลลัพธ์

หลังจากการแปลงกลับเวฟเล็ตและการแปลงกลับลอการิทึมแล้ว ดังรูปที่ 5.1(ฉ) 5.2(ฉ) 5.3(ฉ) 5.4(ฉ) และ 5.5(ฉ) และวิธีที่สาม คือ การกระจายเวฟเล็ตแบบสเตชันนารีเป็น 2 ระดับความละเอียด และใช้มาสก์ของวินเนอร์ฟิลเตอร์ขนาด 3x3 กรองสัญญาณรบกวนในภาพแบนด์ย่อย LL และฟิลเตอร์ขนาด 7x7 กรองสัญญาณรบกวนในภาพแบนด์ย่อย LH, HL และ HH (SWT and Wiener filtering) จะได้ผลลัพธ์หลังจากการแปลงกลับเวฟเล็ตและการแปลงกลับลอการิทึมแล้ว ดังรูปที่ 5.1(ช) 5.2(ช) และ 5.3(ช) ตามลำดับ



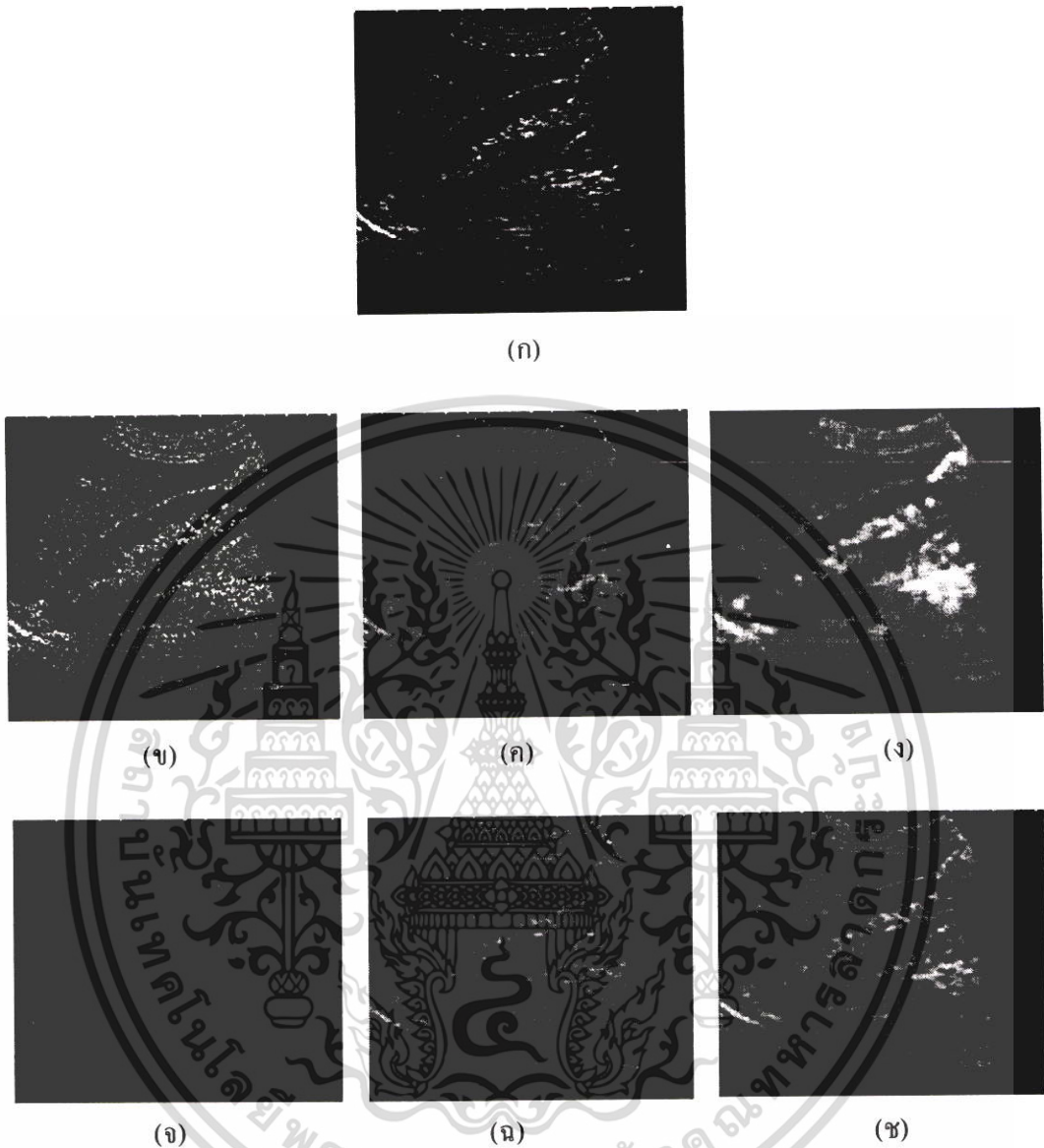
รูปที่ 5.1 แสดงผลลัพธ์จากการขจัดสัญญาณรบกวนของภาพถ่ายตอมไทยรอยด์ (ก) ภาพต้นแบบ (ข) ภาพที่มีสัญญาณรบกวนแบบสเปกเกิลที่ความแปรปรวนของสัญญาณรบกวนเท่ากับ 0.08 (ค) Wiener filtering (ง) Median filtering (ฉ) Visushrink and Soft thresholding (ช) DWT and Wiener filtering (ฌ) SWT and Wiener filtering

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



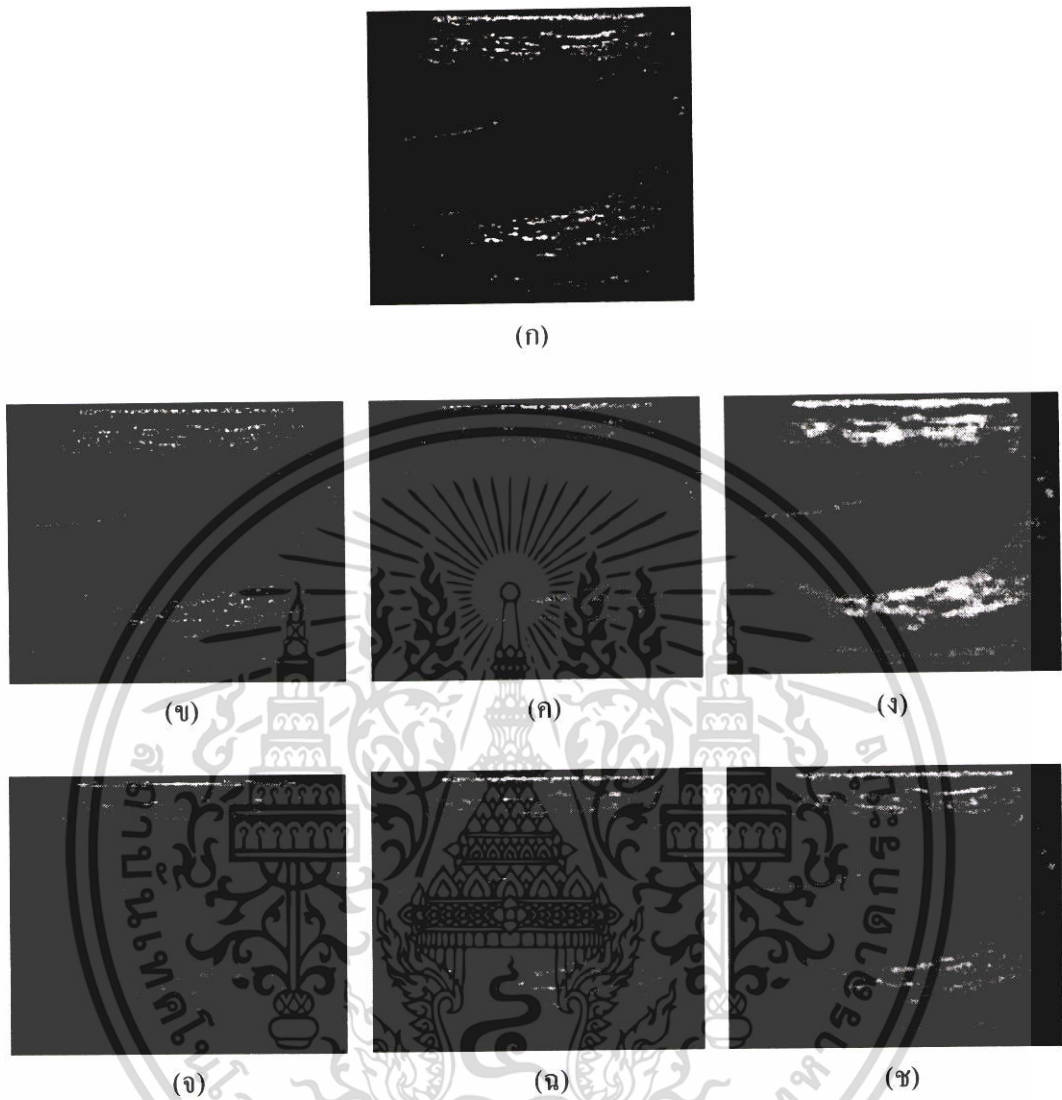
รูปที่ 5.2 แสดงผลลัพธ์จากการขจัดสัญญาณรบกวนของภาพถ่ายดิบอ่อน (ก) ภาพต้นแบบ (ข) ภาพที่มีสัญญาณรบกวนแบบสเปกเกิลที่ความแปรปรวนของสัญญาณรบกวนเท่ากับ 0.08 (ค) Wiener filtering (ง) Median filtering (จ) Visushrink and Soft thresholding (ฉ) DWT and Wiener filtering (ช) SWT and Wiener filtering

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

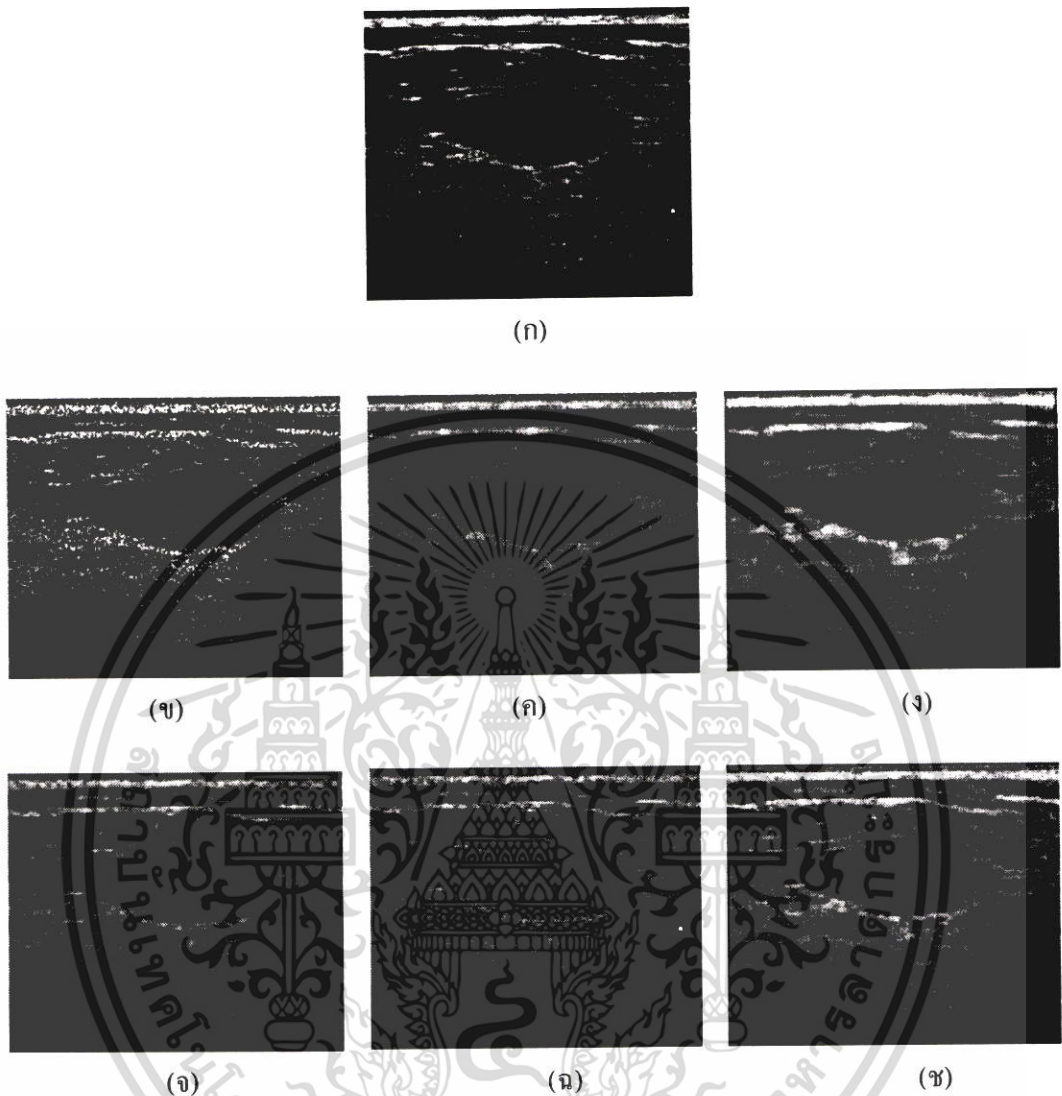


รูปที่ 5.3 แสดงผลลัพธ์จากการขจัดสัญญาณรบกวนของภาพถ่ายไต (ก) ภาพต้นแบบ (ข) ภาพที่มีสัญญาณรบกวนแบบสเปกเกิลที่ความแปรปรวนของสัญญาณรบกวนเท่ากับ 0.08 (ค) Wiener filtering (ง) Median filtering (จ) Visushrink and Soft thresholding (ฉ) DWT and Wiener filtering (ช) SWT and Wiener filtering

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



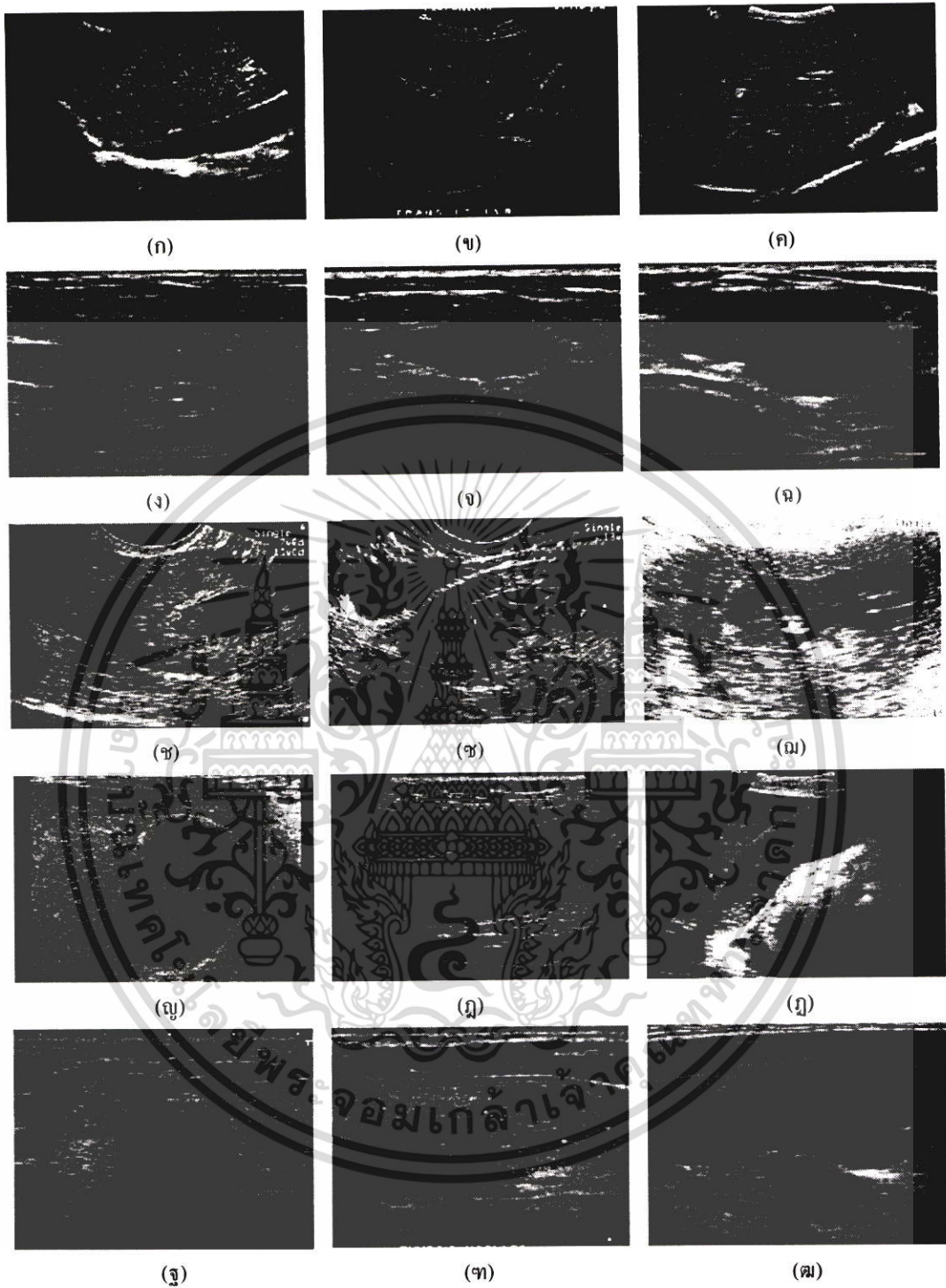
รูปที่ 5.4 แสดงผลลัพธ์จากการขจัดสัญญาณรบกวนของภาพถ่ายดวงน้ำดี (ก) ภาพต้นแบบ (ข) ภาพที่มีสัญญาณรบกวนแบบสเปกเกิลที่เกิดที่ความแปรปรวนของสัญญาณรบกวนเท่ากับ 0.08 (ค) Wiener filtering (ง) Median filtering (จ) Visushrink and Soft thresholding (ฉ) DWT and Wiener filtering (ช) SWT and Wiener filtering



รูปที่ 5.5 แสดงผลลัพธ์จากการขจัดสัญญาณรบกวนของภาพถ่ายด้านม (ก) ภาพต้นแบบ (ข) ภาพที่มีสัญญาณรบกวนแบบสเปกเกิลที่ความแปรปรวนของสัญญาณรบกวนเท่ากับ 0.08 (ค) Wiener filtering (ง) Median filtering (จ) Visushrink and Soft thresholding (ฉ) DWT and Wiener filtering (ช) SWT and Wiener filtering

นอกจากผลลัพธ์ที่ได้ทั้งหมดนี้สามารถนำมาเปรียบเทียบด้วยการสังเกตจากภาพแล้ว ยังสามารถใช้วิธีวัดค่าความถูกต้องของภาพต้นแบบกับภาพที่ผ่านการขจัดสัญญาณรบกวนได้ด้วยค่า S/mse , β และ ρ ซึ่งในการวัดค่าประสิทธิภาพได้นำภาพถ่ายตัวอย่างของอวัยวะต่าง ๆ ภายในร่างกายจำนวน 5 อวัยวะ โดยแต่ละอวัยวะจะประกอบด้วย 3 ภาพตัวอย่าง ดังรูปที่ 5.6 ซึ่งภาพที่ถูกขจัดสัญญาณรบกวนแล้วจะถูกนำมาหาค่าความถูกต้องด้วยการวัดประสิทธิภาพในการขจัดสัญญาณรบกวนทั้ง 3 วิธี และผลลัพธ์จะแสดงได้ดังตารางที่ 5.1 ถึง ตารางที่ 5.5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.6 แสดงภาพถ่ายอัลตราซาวด์ของอวกาศต่าง ๆ (ก) ภาพถ่ายดับ 1 (ข) ภาพถ่ายดับ 2 (ค) ภาพถ่ายดับ 3 (ง) ภาพถ่ายเต้านม 1 (จ) ภาพถ่ายเต้านม 2 (ฉ) ภาพถ่ายเต้านม 3 (ช) ภาพถ่ายทารกอายุ 7 สัปดาห์ (ซ) ภาพถ่ายทารกอายุ 10 สัปดาห์ (ฌ) ภาพถ่ายทารกอายุ 12 สัปดาห์ (ญ) ภาพถ่ายอุ้งน้ำดี 1 (ฎ) ภาพถ่ายอุ้งน้ำดี 2 (ฏ) ภาพถ่ายอุ้งน้ำดี 3 (ฐ) ภาพถ่ายต่อมไทรอยด์ 1 (ฑ) ภาพถ่ายต่อมไทรอยด์ 2 (ฒ) ภาพถ่ายต่อมไทรอยด์ 3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.1 ตารางเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการขจัดสัญญาณรบกวนในภาพถ่ายด้วย

ภาพ	วิธีการ	มาร์ก	S/mse	β	ρ
ดับ 1	Median filtering	7x7	17.0143	0.0502	0.9678
	Wiener filtering	7x7	17.0477	0.1704	0.9732
	Visushink and Soft thresholding	-	17.6130	0.2441	0.9742
	DWT and Wiener filtering	7x7	17.3759	0.2135	0.9722
	SWT and Wiener filtering	3x3, 7x7	18.1663	0.3089	0.9787
ดับ 2	Median filtering	7x7	9.7961	0.0504	0.9025
	Wiener filtering	7x7	12.9719	0.7636	0.9609
	Visushink and Soft thresholding	-	12.7995	0.6505	0.9515
	DWT and Wiener filtering	7x7	13.5058	0.7117	0.9608
	SWT and Wiener filtering	3x3, 7x7	14.1139	0.7801	0.9695
ดับ 3	Median filtering	7x7	15.0768	0.2351	0.9649
	Wiener filtering	7x7	15.4826	0.3650	0.9718
	Visushink and Soft thresholding	-	14.9910	0.3205	0.9631
	DWT and Wiener filtering	7x7	15.9182	0.3356	0.9711
	SWT and Wiener filtering	3x3, 7x7	16.8681	0.4359	0.9791

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.2 ตารางเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการขจัดสัญญาณรบกวนในภาพถ่ายเต้านม

ภาพ	วิธีการ	มาร์ก	S/mse	β	ρ
เต้านม 1	Median filtering	7x7	12.0292	0.0314	0.8977
	Wiener filtering	7x7	12.7661	0.2327	0.9239
	Visushink and Soft thresholding	-	13.6267	0.2102	0.9290
	DWT and Wiener filtering	7x7	14.2172	0.3086	0.9392
	SWT and Wiener filtering	3x3, 7x7	14.7100	0.4204	0.9517
เต้านม 2	Median filtering	7x7	14.5418	0.0518	0.9460
	Wiener filtering	7x7	14.5108	0.1411	0.9513
	Visushink and Soft thresholding	-	16.0068	0.2419	0.9614
	DWT and Wiener filtering	7x7	15.8658	0.2160	0.9597
	SWT and Wiener filtering	3x3, 7x7	16.8714	0.3770	0.9719
เต้านม 3	Median filtering	7x7	15.0880	0.1522	0.9619
	Wiener filtering	7x7	15.5669	0.4857	0.9703
	Visushink and Soft thresholding	-	16.5615	0.2192	0.9728
	DWT and Wiener filtering	7x7	16.5414	0.2065	0.9726
	SWT and Wiener filtering	3x3, 7x7	17.1932	0.4544	0.9789

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.3 ตารางเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการขจัดสัญญาณรบกวนในภาพถ่ายเด็กทารก

ภาพ	วิธีการ	มาร์ก	S/mse	β	ρ
เด็กทารก 7 สัปดาห์	Median filtering	7x7	13.6803	0.0389	0.9032
	Wiener filtering	7x7	14.2195	0.3314	0.9228
	Visushink and Soft thresholding	-	14.6375	0.2502	0.9250
	DWT and Wiener filtering	7x7	15.2166	0.3914	0.9350
	SWT and Wiener filtering	3x3, 7x7	16.1015	0.5449	0.9513
เด็กทารก 10 สัปดาห์	Median filtering	7x7	13.5401	0.0467	0.9190
	Wiener filtering	7x7	14.0812	0.2582	0.9346
	Visushink and Soft thresholding	-	14.8886	0.2561	0.9419
	DWT and Wiener filtering	7x7	15.6779	0.4058	0.9521
	SWT and Wiener filtering	3x3, 7x7	16.0626	0.5047	0.9595
เด็กทารก 12 สัปดาห์	Median filtering	7x7	17.4668	0.0174	0.8950
	Wiener filtering	7x7	17.2815	0.0603	0.9089
	Visushink and Soft thresholding	-	17.9955	0.1292	0.9207
	DWT and Wiener filtering	7x7	17.8397	0.1976	0.9156
	SWT and Wiener filtering	3x3, 7x7	18.4068	0.2758	0.9312

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.4 ตารางเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการขจัดสัญญาณรบกวนในภาพถ่ายดงน้ำดี

ภาพ	วิธีการ	มาร์ก	S/mse	β	ρ
ดงน้ำดี 1	Median filtering	7x7	15.7360	0.1333	0.9184
	Wiener filtering	7x7	16.1618	0.2575	0.9331
	Visushink and Soft thresholding	-	16.4526	0.2457	0.9352
	DWT and Wiener filtering	7x7	16.6765	0.2999	0.9383
	SWT and Wiener filtering	3x3, 7x7	17.2609	0.4224	0.9484
ดงน้ำดี 2	Median filtering	7x7	12.3104	0.1451	0.9449
	Wiener filtering	7x7	12.3741	0.2412	0.9490
	Visushink and Soft thresholding	-	13.1566	0.2388	0.9520
	DWT and Wiener filtering	7x7	13.5087	0.2923	0.9564
	SWT and Wiener filtering	3x3, 7x7	14.6532	0.4480	0.9708
ดงน้ำดี 3	Median filtering	7x7	16.4115	0.1157	0.9726
	Wiener filtering	7x7	16.8007	0.3557	0.9801
	Visushink and Soft thresholding	-	17.0805	0.2670	0.9788
	DWT and Wiener filtering	7x7	17.3977	0.3237	0.9804
	SWT and Wiener filtering	3x3, 7x7	17.8405	0.4297	0.9840

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

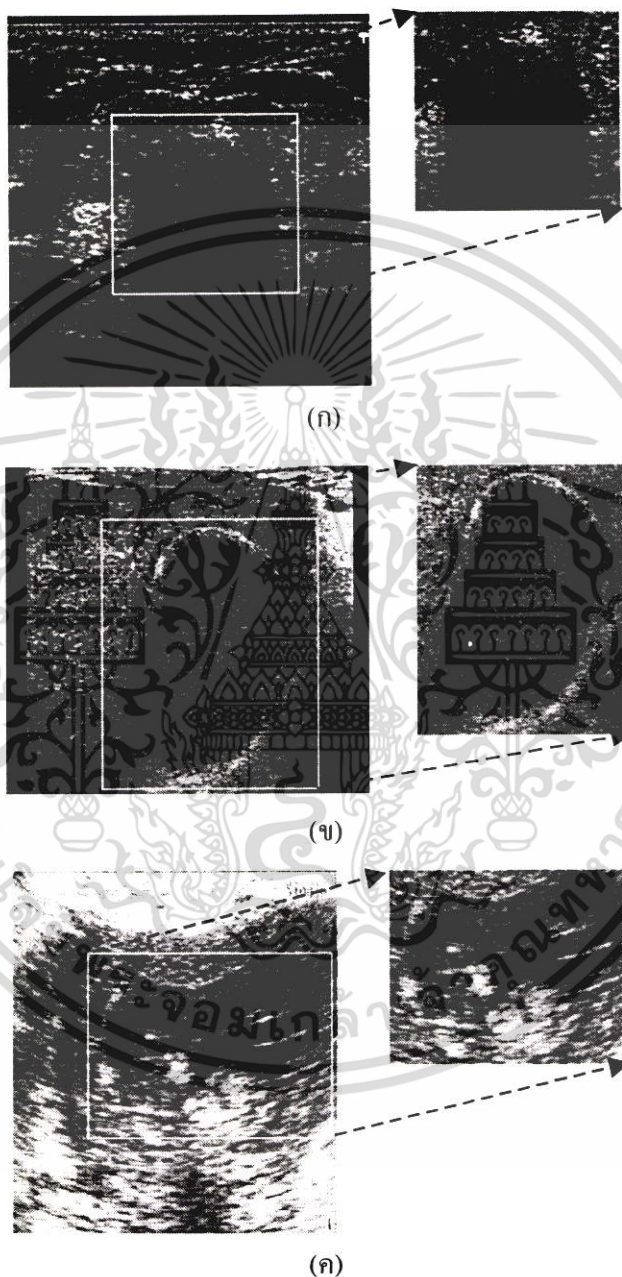
ตารางที่ 5.5 ตารางเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการขจัดสัญญาณรบกวนในภาพถ่ายต่อมไทยรอยด์

ภาพ	วิธีการ	มาร์ก	S/mse	β	ρ
ไทยรอยด์ 1	Median filtering	7x7	12.2578	0.1174	0.9208
	Wiener filtering	7x7	12.6498	0.3170	0.9321
	Visushink and Soft thresholding	-	12.6041	0.0657	0.9255
	DWT and Wiener filtering	7x7	13.4923	0.2993	0.9405
	SWT and Wiener filtering	3x3, 7x7	14.5390	0.4776	0.9576
ไทยรอยด์ 2	Median filtering	7x7	13.9387	0.0250	0.8995
	Wiener filtering	7x7	14.7835	0.4587	0.9259
	Visushink and Soft thresholding	-	15.6518	0.3196	0.9352
	DWT and Wiener filtering	7x7	16.6575	0.4604	0.9492
	SWT and Wiener filtering	3x3, 7x7	17.1115	0.5594	0.9580
ไทยรอยด์ 3	Median filtering	7x7	13.4157	0.0099	0.9534
	Wiener filtering	7x7	13.6609	0.1646	0.9595
	Visushink and Soft thresholding	-	14.8326	0.1940	0.9664
	DWT and Wiener filtering	7x7	15.4410	0.2787	0.9711
	SWT and Wiener filtering	3x3, 7x7	15.7556	0.4071	0.9757

นอกจากการวัดค่าแบบทั่วไปแล้ว การเลือกตำแหน่งเฉพาะบริเวณของภาพที่เราสนใจ หรือในขอบเขตของ ROI จะสามารถช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการนำภาพในส่วนที่เราสนใจไปวิเคราะห์ได้อย่างถูกต้องมากยิ่งขึ้นด้วย ซึ่งในการทดลองวัดประสิทธิภาพในการขจัดสัญญาณรบกวนในขอบเขตของ ROI ได้นำภาพตัวอย่างของอวัยวะต่าง ๆ ภายในร่างกายจำนวน 3 ภาพ คือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาพถ่ายต่อมไทยรอยด์ ภาพถ่ายถุงน้ำดี และภาพถ่ายเด็กทารกอายุ 12 สัปดาห์ โดยแต่ละภาพจะทำการเลือกเฉพาะบริเวณส่วนที่สำคัญของภาพหรือขอบเขตของ ROI ดังแสดงในรูปที่ 5.7 และผลลัพธ์จากการวัดค่าภายในขอบเขตของ ROI จะแสดงได้ดังตารางที่ 5.6



รูปที่ 5.7 แสดงการเลือกขอบเขตของภาพในตำแหน่งของ ROI ในภาพถ่ายอวัยวะต่าง ๆ (ก) ภาพถ่ายไทยรอยด์ 1 (ข) ภาพถ่ายถุงน้ำดี 1 (ค) ภาพถ่ายเด็กทารกอายุ 12 สัปดาห์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.6 ตารางเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการจัดสัญญาณรบกวนในขอบเขตของ ROI

ภาพ	วิธีการ	มาร์ก	S/mse	β	ρ
ไทยรอยด์ 1	Median filtering	7x7	13.4856	0.0071	0.9062
	Wiener filtering	7x7	13.6073	0.1965	0.9111
	Visushink with Soft thresholding	-	14.4934	0.2270	0.9262
	DWT and Wiener filtering	7x7	14.6757	0.3049	0.9296
	SWT and Wiener filtering	3x3, 7x7	16.0213	0.5180	0.9504
ถุงน้ำดี 1	Median filtering	7x7	17.9752	0.0372	0.9357
	Wiener filtering	7x7	17.8283	0.0719	0.9340
	Visushink with Soft thresholding	-	19.1467	0.3059	0.9513
	DWT and Wiener filtering	7x7	19.8777	0.5507	0.9590
	SWT and wiener filtering	3x3, 7x7	20.4818	0.6615	0.9650
เด็กทารก 12 สัปดาห์	Median filtering	7x7	18.2110	0.0426	0.9150
	Wiener filtering	7x7	18.0187	0.0604	0.9121
	Visushink with Soft thresholding	-	19.8528	0.2694	0.9427
	DWT and Wiener filtering	7x7	21.9600	0.7253	0.9653
	SWT and Wiener filtering	3x3, 7x7	22.3388	0.7971	0.9694

จากการเปรียบเทียบผลลัพธ์ของการจัดสัญญาณรบกวนในภาพถ่ายอัลตราซาวด์ด้วยวิธีต่าง ๆ พบว่าการจัดสัญญาณรบกวนด้วยวิธี Median filtering และ Wiener filtering ผลลัพธ์ของภาพจะมีลักษณะพร่ามัว ซึ่งแสดงถึงการสูญเสียของข้อมูลภาพที่มากเกินไป ในขณะที่การใช้วิธีจัดสัญญาณรบกวนในโดเมนเวฟเล็ตสามารถรักษารายละเอียดของภาพไว้ได้มากกว่า ซึ่งผลลัพธ์จะมี

ลักษณะใกล้เคียงกับภาพต้นแบบ ทั้งนี้จากการสังเกตจากภาพผลลัพธ์ของภาพที่ผ่านการจัดสัญญาณรบกวนในเวฟเลตโดเมนทั้ง 3 วิธี จะมีลักษณะใกล้เคียงกัน ดังนั้นการเปรียบเทียบกับตารางการวัดค่าจะบ่งบอกถึงความแตกต่างของภาพและประสิทธิภาพในการจัดสัญญาณรบกวนได้ชัดเจนมากยิ่งขึ้น ซึ่งจากตารางการทดลองพบว่า การใช้การแปลงเวฟเลตแบบสแตชันนารีและตัวกรองความถี่วินเนอร์ฟิลเตอร์ หรือ SWT and Wiener filtering จะได้ค่า S/mse , β และ ρ สูงสุด ซึ่งแสดงถึงประสิทธิภาพในการจัดสัญญาณรบกวน และการรักษารายละเอียดของภาพไว้ได้ใกล้เคียงกับภาพต้นแบบมากที่สุด

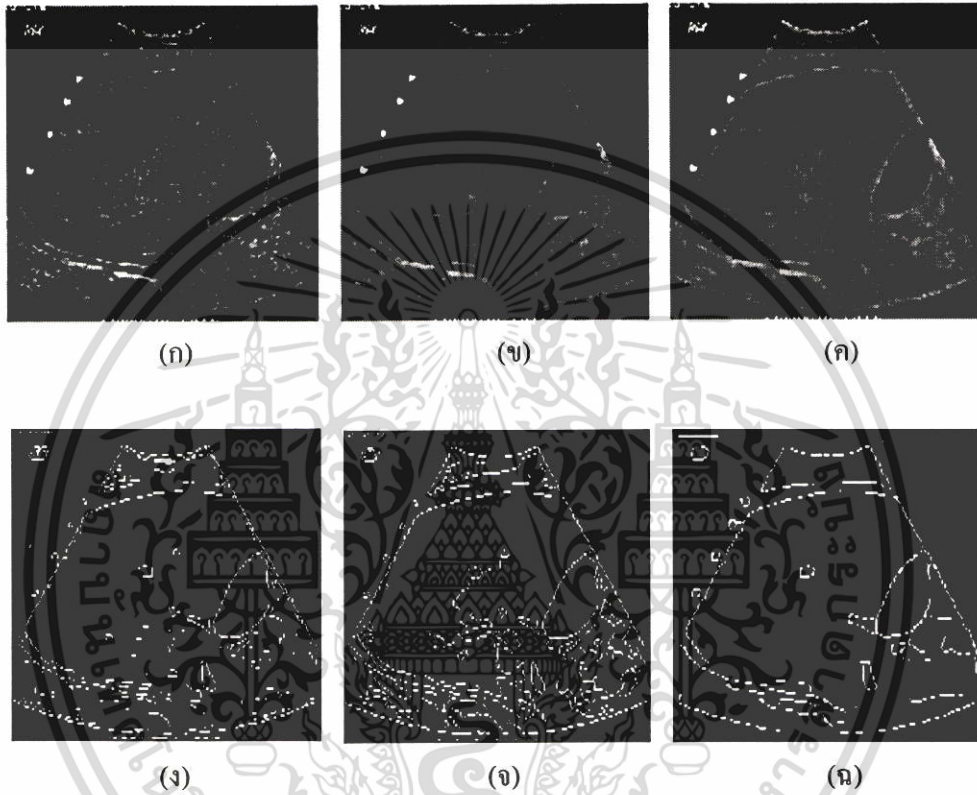
5.2 ผลการทดลองจากการหาจุดเด่นของภาพถ่ายอัลตราซาวด์

ผลการทดลองในส่วนนี้ได้แบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ ผลการทดลองจากการหาจุดเด่นของภาพถ่ายอัลตราซาวด์ที่มีความเข้ม (Intensity) ของวัตถุและแบกกราวด์แตกต่างกัน และผลการทดลองจากการหาจุดเด่นของภาพถ่ายอัลตราซาวด์ที่มีความเข้มของวัตถุและแบกกราวด์ใกล้เคียงกัน ซึ่งในหัวข้อแรกคือ การหาจุดเด่นของภาพถ่ายอัลตราซาวด์ที่มีความเข้มของวัตถุกับแบกกราวด์แตกต่างกัน ได้ทำการทดลองนำภาพถ่ายอวัยวะต่าง ๆ จำนวน 6 ภาพ ดังแสดงดังรูปที่ 5.9(ก) 5.10(ก) 5.11(ก) 5.12(ก) 5.13(ก) และ 5.14(ก) มาทำการการจัดสัญญาณรบกวนแบบสเปกเกิลด้วยวิธีที่สามารถรักษารายละเอียดของภาพไว้ได้มากที่สุดคือวิธีการ SWT and Wiener filtering ซึ่งผลลัพธ์จะแสดงได้ดังรูปที่ 5.9(ข) 5.10(ข) 5.11(ข) 5.12(ข) 5.13(ข) และ 5.14(ข) และภาพที่ผ่านการจัดสัญญาณรบกวนจะนำมาปรับปรุงให้ดีขึ้นด้วยวิธี Histogram stretching ซึ่งฮิสโตแกรมของภาพจะเปลี่ยนแปลงไปตาม Piecewise linear-stretching function ที่กำหนดด้วยพารามิเตอร์ $a_1=0$, $a_2=0.2$, $a_3=0.65$, $a_4=1$, $b_1=0.1$, $b_2=0.4$, $b_3=0.75$ และ $b_4=1$ และผลลัพธ์ที่ได้จะแสดงดังรูปที่ 5.9(ค) 5.10(ค) 5.11(ค) 5.12(ค) 5.13(ค) และ 5.14(ค) จากนั้นนำภาพมาทำการทดลองหาจุดเด่นของภาพด้วยวิธีต่าง ๆ คือ การใช้วิธีของ Sobel operator โดยใช้ฟังก์ชันของ MATLAB ใน Image processing toolbox เวอร์ชัน 3.1 ซึ่งผลลัพธ์จะแสดงได้ดังรูปที่ 5.9(ง) 5.10(ง) 5.11(ง) 5.12(ง) 5.13(ง) และ 5.14(ง) การใช้วิธีของ Canny operator โดยใช้ฟังก์ชันของ MATLAB ใน Image processing toolbox เวอร์ชัน 3.1 ซึ่งผลลัพธ์จะแสดงได้ดังรูปที่ 5.9(จ) 5.10(จ) 5.11(จ) 5.12(จ) 5.13(จ) และ 5.14(จ) และวิธีที่นำเสนอนี้มีขั้นตอนดั่งบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 4.1 ซึ่งในขั้นตอนการค้นหาขอบภาพจะใช้เกเบอร์เวฟเลตฟิลเตอร์ที่มีมาส์คขนาด 9×9 ซึ่งถูกกำหนดด้วยพารามิเตอร์ที่ $\omega=1$, $\theta=0$ และ $\sigma=1$ ขั้นตอนต่อไปได้นำเทคนิค Nonmaxima suppression ค้นหาตำแหน่งของขอบภาพให้ถูกต้องมากยิ่งขึ้น และในขั้นตอนสุดท้ายคือการทำหาค่าเทรซโซลด์แบบอัตโนมัติ ซึ่งผลลัพธ์จะแสดงดังรูปที่ 5.9(ฉ) 5.10(ฉ) 5.11(ฉ) 5.12(ฉ) 5.13(ฉ) และ 5.14(ฉ)

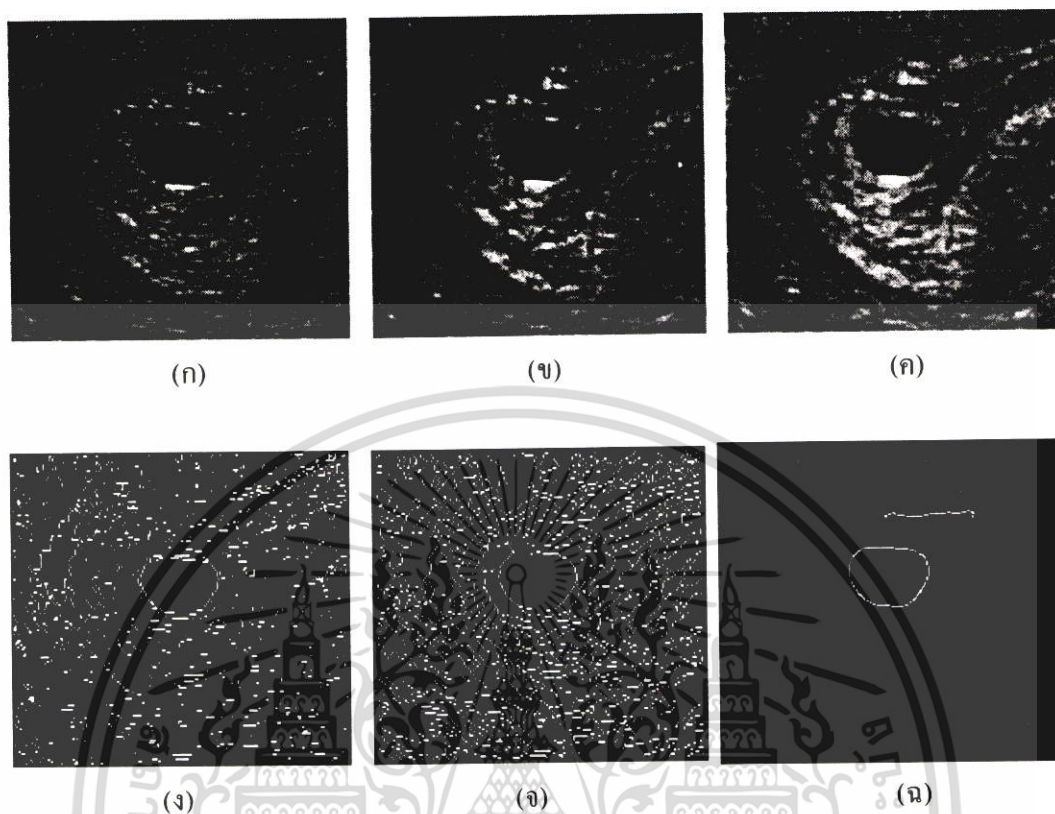
ในส่วนของการหาจุดเด่นของภาพถ่ายอัลตราซาวด์ที่มีความเข้มของวัตถุและแบกกราวด์ใกล้เคียงกัน จะทำการทดลองเช่นเดียวกันกับการทดลองจากการหาจุดเด่นของภาพถ่ายอัลตราซาวด์

ที่มีความเข้มของวัตถุและแบกกราวด์แตกต่างกัน ซึ่งผลลัพธ์จากการค้นหาจุดเด่นของภาพจะแสดงไว้ดังรูปที่ 5.15 ถึงรูปที่ 5.18

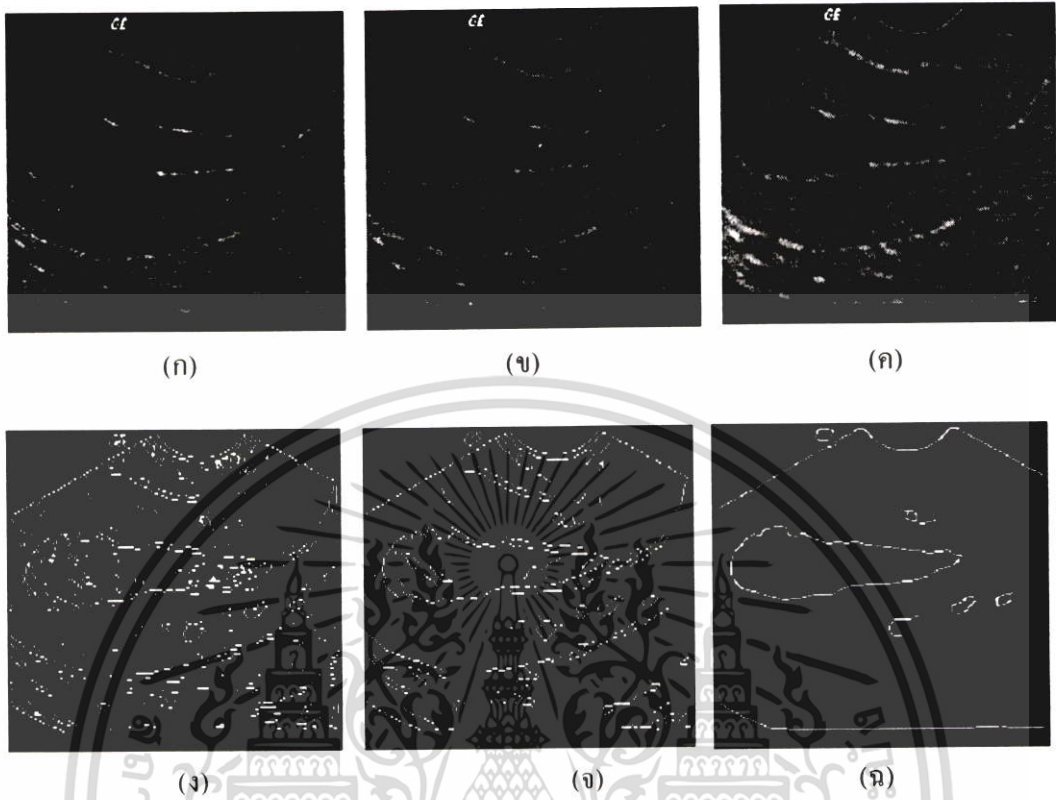
5.2.1 ผลการทดลองการค้นหาจุดเด่นของภาพถ่ายอัลตราซาวด์ที่มีความเข้มของวัตถุและแบกกราวด์แตกต่างกัน



รูปที่ 5.8 ผลลัพธ์การค้นหาจุดเด่นของภาพถ่ายดับ (ก) ภาพต้นแบบ (ข) ภาพที่ผ่านการขจัดสัญญาณรบกวน (ค) ภาพผลลัพธ์ในการปรับภาพให้ดีขึ้น (ง) การหาขอบภาพโดยใช้ Sobel operator (จ) การหาขอบภาพโดยใช้ Canny operator (ฉ) ใช้วิธีการหาจุดเด่นของภาพด้วยวิธีที่นำเสนอ

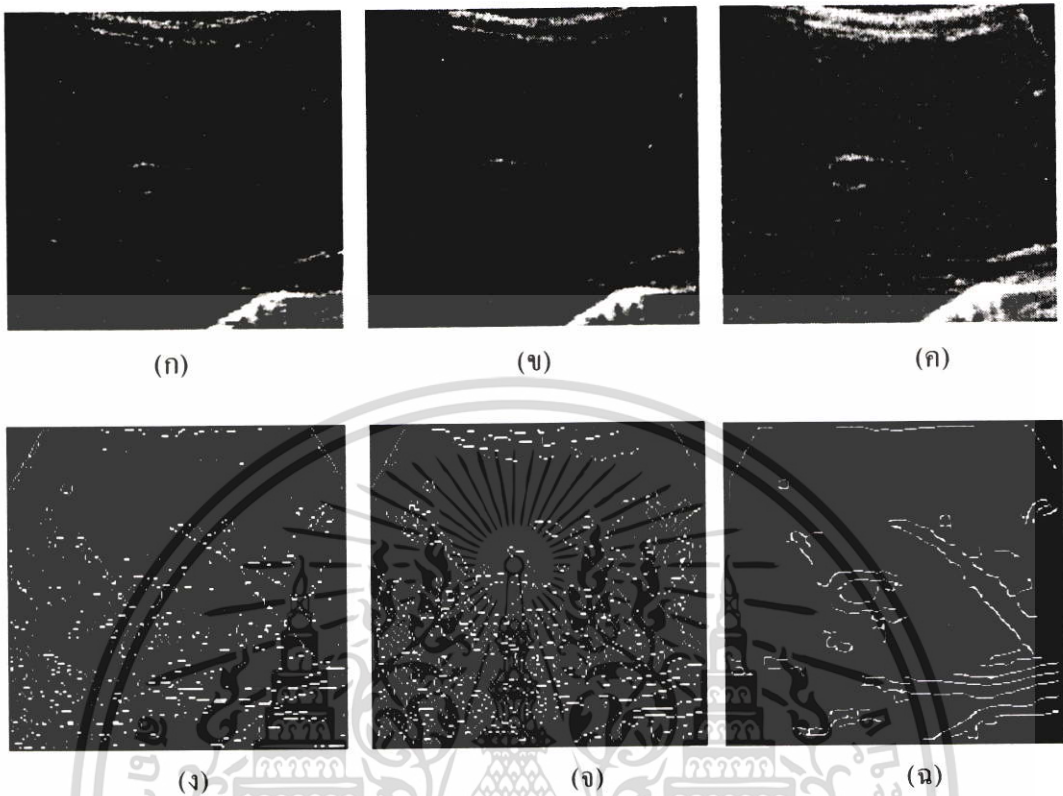


รูปที่ 5.9 ผลลัพธ์การหาจุดเด่นของภาพถ่ายการตั้งครรภ์ (ก) ภาพต้นแบบ (ข) ภาพที่ผ่านการจัด
 สัญญาณรบกวน (ค) ภาพผลลัพธ์ในการปรับภาพให้ดีขึ้น (ง) การหาขอบภาพ โดยใช้
 Sobel operator (จ) การหาขอบภาพโดยใช้ Canny operator (ฉ) ใช้วิธีการหาจุดเด่นของ
 ภาพด้วยวิธีที่นำเสนอ

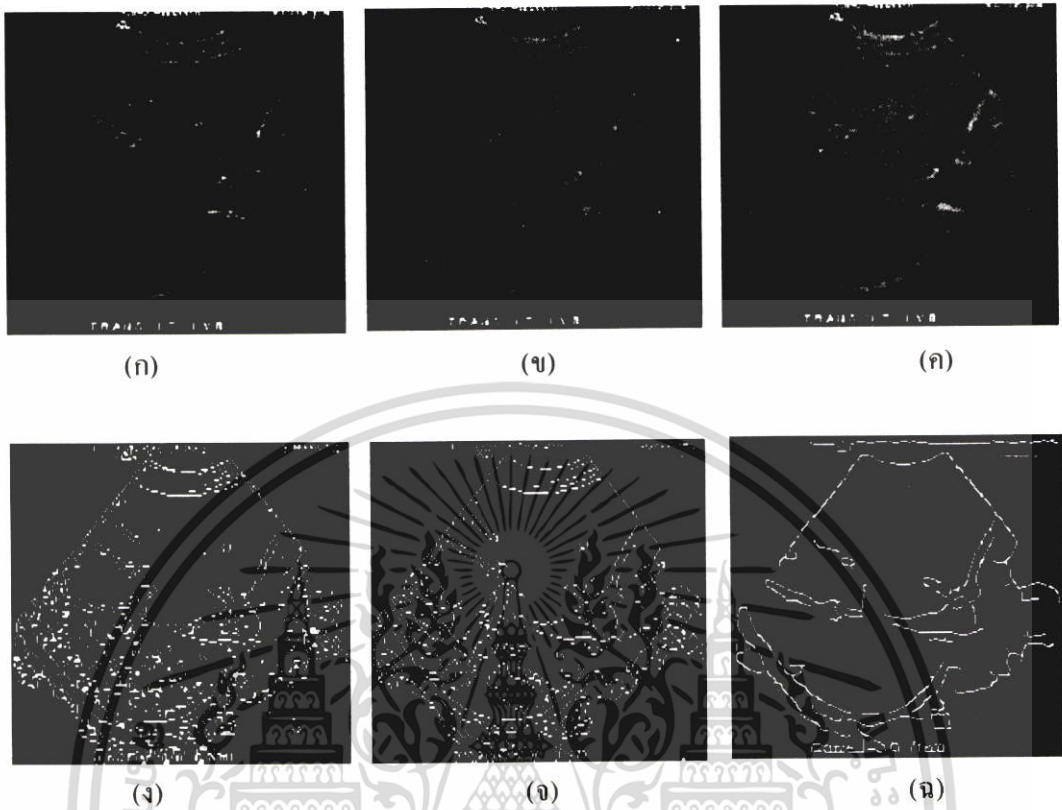


รูปที่ 5.10 ผลลัพธ์การหาจุดเด่นของภาพถ่ายมดลูก (ก) ภาพต้นแบบ (ข) ภาพที่ผ่านการขจัดสัญญาณรบกวน (ค) ภาพผลลัพธ์ในการปรับภาพให้ดีขึ้น (ง) การหาขอบภาพโดยใช้ Sobel operator (จ) การหาขอบภาพโดยใช้ Canny operator (ฉ) ใช้วิธีการหาจุดเด่นของภาพด้วยวิธีที่น่าเสนอ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

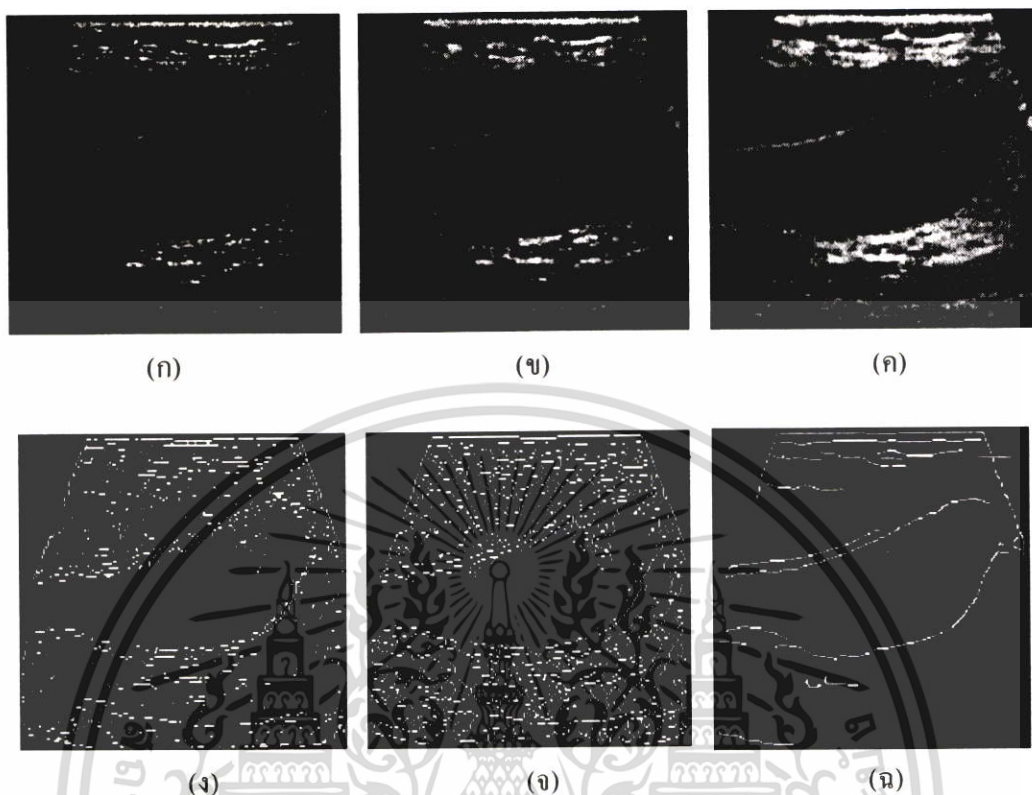


รูปที่ 5.11 ผลลัพธ์การหาจุดเด่นของภาพถ่ายเส้น โลหิตดำ (ก) ภาพด้นแบบ (ข) ภาพที่ผ่านการขจัด
สัญญาณรบกวน (ค) ภาพผลลัพธ์ในการปรับภาพให้ดีขึ้น (ง) การหาขอบภาพโดยใช้
Sobel operator (จ) การหาขอบภาพ โดยใช้ Canny operator (ฉ) ใช้วิธีการหาจุดเด่น
ของภาพด้วยวิธีที่น่าเสนอ



รูปที่ 5.12 ผลลัพธ์การหาจุดเด่นของภาพถ่ายดับ (ก) ภาพต้นแบบ (ข) ภาพที่ผ่านการจัดสัญญาณ
 ระบาย (ค) ภาพผลลัพธ์ในการปรับภาพให้ดีขึ้น (ง) การหาขอบภาพโดยใช้ Sobel
 operator (จ) การหาขอบภาพ โดยใช้ Canny operator (ฉ) ใช้วิธีการหาจุดเด่นของภาพ
 ด้วยวิธีที่นำเสนอ

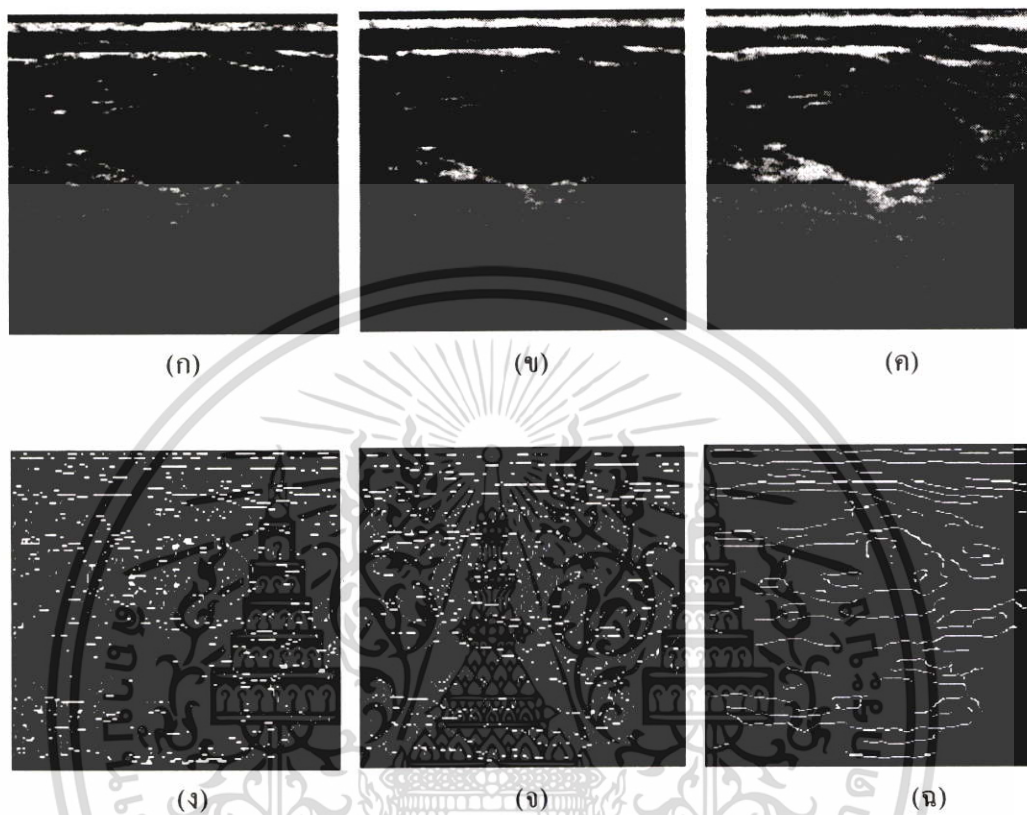
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.13 ผลลัพธ์การหาจุดเด่นของภาพถ่ายใต้น้ำ (ก) ภาพต้นแบบ (ข) ภาพที่ผ่านการจัด
 สัญญาณรบกวน (ค) ภาพผลลัพธ์ในการปรับภาพให้ดีขึ้น (ง) การหาขอบภาพโดยใช้
 Sobel operator (จ) การหาขอบภาพโดยใช้ Canny operator (ฉ) ใช้วิธีการหาจุดเด่นของ
 ภาพด้วยวิธีที่นำเสนอ

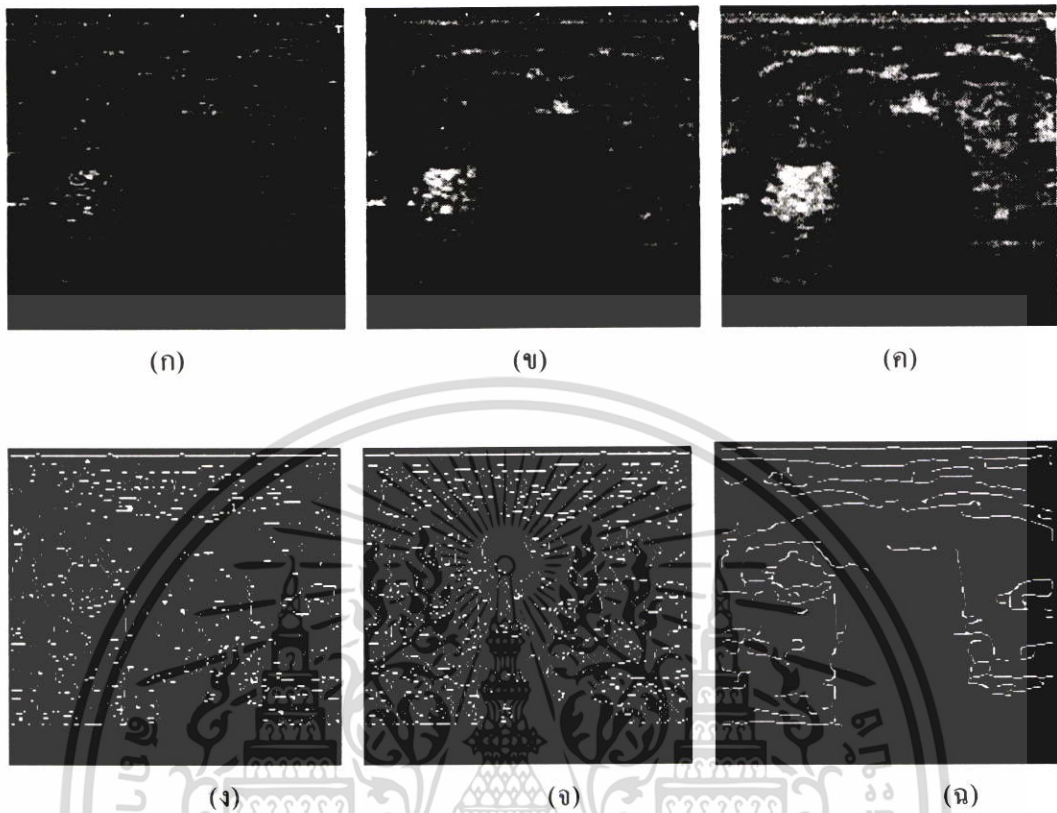
จากผลการทดลองนำภาพถ่ายอัลตราซาวด์ที่ผ่านการขจัดสัญญาณรบกวนและผ่าน
 กระบวนการทำภาพให้ดีขึ้นมาทำการหาจุดเด่นของภาพด้วยวิธีต่าง ๆ พบว่าวิธีที่นำเสนอสามารถ
 ค้นหาวัตถุและแยกรายละเอียดของวัตถุออกจากแบกกราวด์ได้อย่างชัดเจน ในขณะที่ผลลัพธ์
 ของภาพที่ใช้วิธี Sobel operator และ Canny operator ยังคงมีสิ่งไม่พึงประสงค์ปะปนมาด้วย ดัง
 ผลลัพธ์ของภาพตัวอย่างที่มีความเข้มของวัตถุและแบกกราวด์แตกต่างกันในรูปที่ 5.9 ถึงรูปที่ 5.14

5.2.2 ผลการทดลองการหาจุดเด่นของภาพถ่ายอัตราवादที่มีความเข้มของวัตถุ และ แบกรวดใกล้เคียงกัน

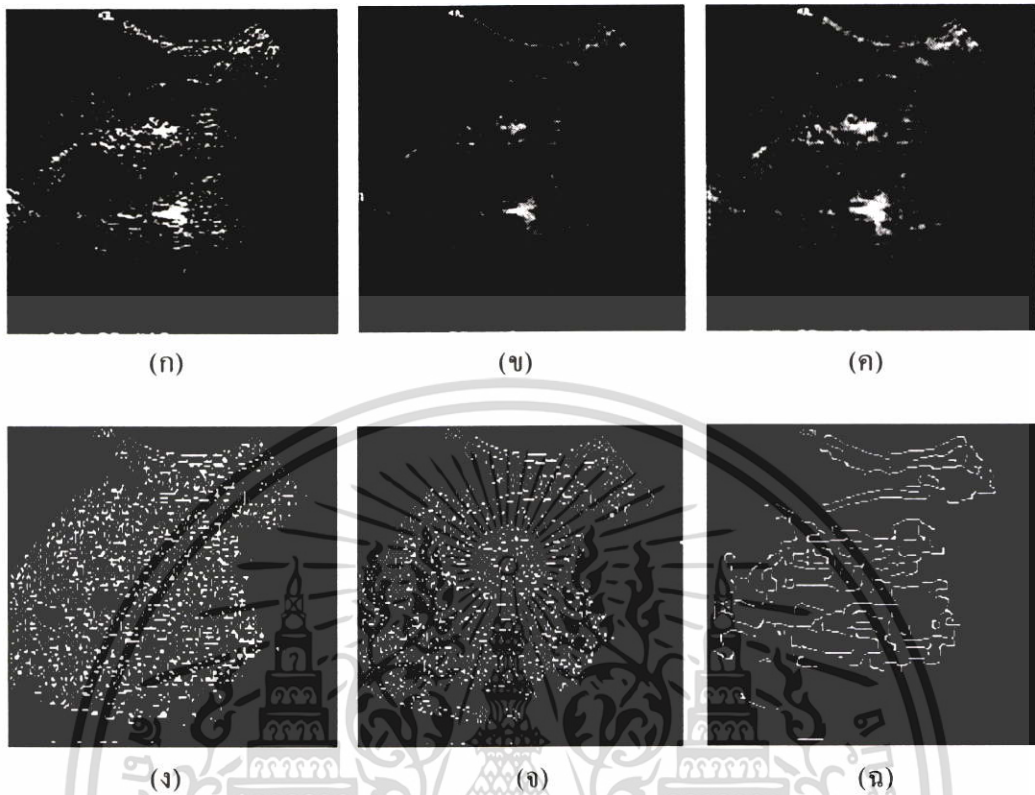


รูปที่ 5.14 ผลลัพธ์การหาจุดเด่นของภาพถ่ายเด้านม (ก) ภาพต้นแบบ (ข) ภาพที่ผ่านการขจัด
สัญญาณรบกวน (ค) ภาพผลลัพธ์ในการปรับภาพให้ดีขึ้น (ง) การหาขอบภาพโดยใช้
Sobel operator (จ) การหาขอบภาพโดยใช้ Canny operator (ฉ) ใช้วิธีการหาจุดเด่นของ
ภาพด้วยวิธีที่นำเสนอ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

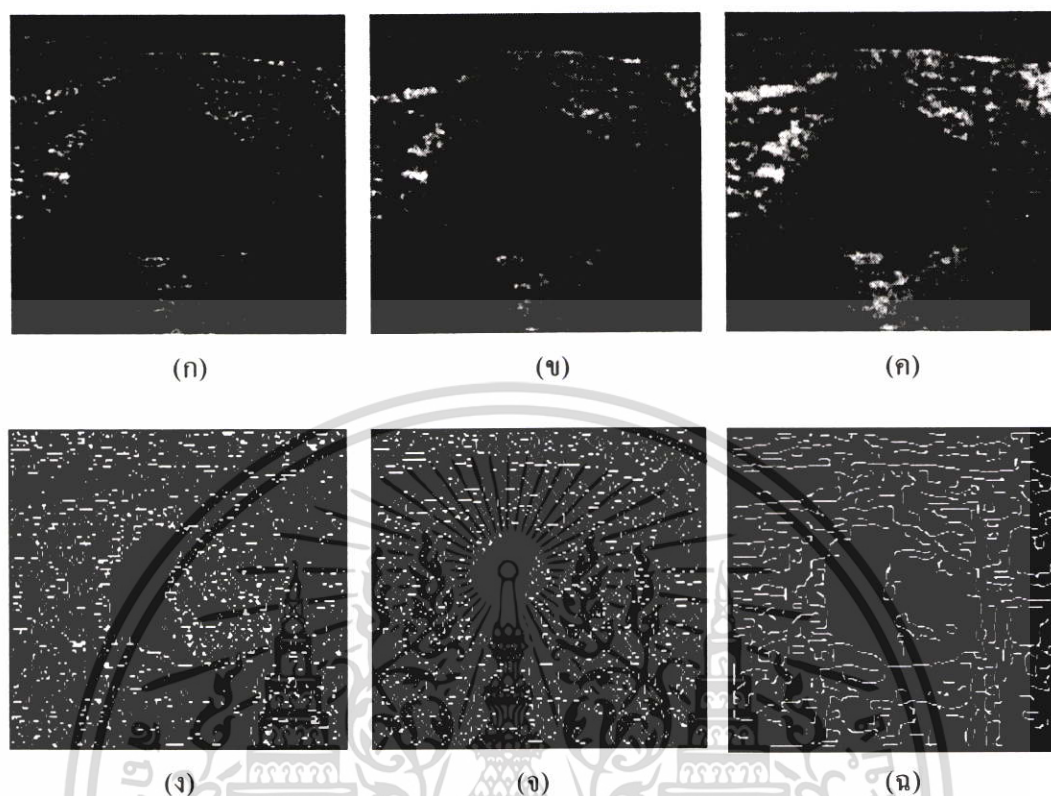


รูปที่ 5.15 ผลลัพธ์การหาจุดเด่นของภาพถ่ายไทยรอยด (ก) ภาพต้นแบบ (ข) ภาพที่ผ่านการขจัดสัญญาณรบกวน (ค) ภาพผลลัพธ์ในการปรับภาพให้ดีขึ้น (ง) การหาขอบภาพโดยใช้ Sobel operator (จ) การหาขอบภาพโดยใช้ Canny operator (ฉ) ใช้วิธีการหาจุดเด่นของภาพด้วยวิธีที่นำเสนอ



รูปที่ 5.16 ผลลัพธ์การหาจุดเด่นของภาพถ่ายต้นไม้ (ก) ภาพต้นแบบ (ข) ภาพที่ผ่านการขจัดสัญญาณรบกวน (ค) ภาพผลลัพธ์ในการปรับภาพให้ดีขึ้น (ง) การหาขอบภาพโดยใช้ Sobel Operator (จ) การหาขอบภาพ โดยใช้ Canny operator (ฉ) ใช้วิธีการหาจุดเด่นของภาพด้วยวิธีที่น่าเสนอ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.17 ผลลัพธ์การหาจุดเด่นของภาพถ่ายก่อนเนื้องอก (ก) ภาพต้นแบบ (ข) ภาพที่ผ่านการจัดสัญญาณรบกวน (ค) ภาพผลลัพธ์ในการปรับภาพให้ดีขึ้น (ง) การหาขอบภาพโดยใช้ Sobel operator (จ) การหาขอบภาพโดยใช้ Canny operator (ฉ) ใช้วิธีการหาจุดเด่นของภาพด้วยวิธีที่นำเสนอ

จากผลการทดลองการหาจุดเด่นของภาพตัวอย่างที่มีความเข้มของวัตถุและแบกกราวด์ใกล้เคียงกัน พบว่าผลลัพธ์การหาจุดเด่นของภาพด้วยวิธีที่นำเสนอสามารถให้รายละเอียดของภาพได้ชัดเจนมากกว่าวิธี Sobel operator และ Canny operator ซึ่งสามารถช่วยลดผลกระทบของสัญญาณรบกวนได้มากที่สุด แต่เนื่องจากความเข้มของวัตถุและแบกกราวด์ที่ใกล้เคียงกันอาจทำให้ได้สิ่งไม่พึงประสงค์ปะปนมาด้วย ดังผลลัพธ์ของภาพตัวอย่างในรูปที่ 5.14 ถึงรูปที่ 5.17

5.3 สรุปผลการทดลอง

ผลการทดลองได้แบ่งออกเป็น 2 ส่วนด้วยกัน คือ การกำจัดสัญญาณรบกวนในภาพถ่ายอัลตราซาวด์ และการหาจุดเด่นของภาพถ่ายอัลตราซาวด์ ซึ่งสามารถนำมาสรุปได้ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. จากผลการทดลองในส่วนของการขจัดสัญญาณรบกวนในภาพถ่ายอัลตราซาวด์ด้วยวิธีต่างๆคือ Median filtering, Wiener filtering, Visushrink and Soft thresholding, DWT and Wiener filtering และ SWT and Wiener filtering ดังผลการทดลองในรูปที่ 5.1 ถึงรูปที่ 5.5 และการวัดค่าประสิทธิภาพในการขจัดสัญญาณ ดังตารางที่ 5.1 ถึงตารางที่ 5.6 พบว่าการขจัดสัญญาณรบกวนในโดเมนเวฟเล็ทสามารถขจัดสัญญาณรบกวนได้ดี และสามารถรักษารายละเอียดของภาพได้มากที่สุด เมื่อนำไปเปรียบเทียบกับวิธีในการขจัดสัญญาณรบกวนแบบต่าง ๆ คือ Median filtering และ Wiener filtering และเมื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการขจัดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีในการขจัดสัญญาณรบกวนในเวฟเล็ทโดเมนทั้ง 3 วิธี ด้วยวิธีการสังเกตจากภาพ และค่าที่วัดได้จากตาราง พบว่าวิธี SWT and Wiener filtering ให้ผลลัพธ์จากภาพและค่าที่วัดได้ด้วยพารามิเตอร์ S/mse , β และ ρ ดีที่สุด ซึ่งแสดงถึงประสิทธิภาพในการขจัดสัญญาณรบกวนและความสามารถในการรักษารายละเอียดของภาพไว้ได้มากที่สุด ดังนั้นผลลัพธ์ของภาพที่ได้สามารถนำไปวิเคราะห์ได้ง่ายและถูกต้องมากยิ่งขึ้น นอกจากนี้ยังสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในงานต่าง ๆ ได้หลากหลายมากยิ่งขึ้นด้วย

2. จากผลการทดลองในส่วนของการหาจุดเด่นของภาพถ่ายอัลตราซาวด์ พบว่าวิธีที่ได้นำเสนอ สามารถลดผลกระทบจากสัญญาณรบกวนและได้รายละเอียดของวัตถุภายในภาพมากที่สุด เมื่อนำไปเปรียบเทียบกับวิธีต่าง ๆ เช่น Sobel operator และ Canny operator ซึ่งวิธีที่ได้นำเสนอสามารถค้นหาวัตถุภายในภาพถ่ายอัลตราซาวด์ได้อย่างชัดเจน โดยผลกระทบที่เกิดขึ้นจากสัญญาณรบกวนมีน้อยมากเมื่อนำไปใช้กับภาพที่มีความเข้มของวัตถุและแบกกราวด์แตกต่างกัน

บทที่ 6

บทสรุปและแนวทางในการพัฒนา

6.1 สรุปผลการวิจัย

จากการศึกษาและการทดลองในการแก้ปัญหาเกี่ยวกับสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นกับภาพถ่ายอัลตราซาวด์ หรือเรียกสัญญาณรบกวนประเภทนี้ว่า “สเปกเกิลนอยส์” โดยทั่วไปภาพถ่ายอัลตราซาวด์เป็นภาพที่มีความละเอียดต่ำและมักจะเกิดการรบกวนด้วยสัญญาณรบกวนแบบสเปกเกิล ซึ่งทำให้ยากในการนำภาพไปวิเคราะห์ ดังนั้นจึงมีการพัฒนาวิธีการต่าง ๆ เพื่อการจัดสัญญาณรบกวนประเภทนี้ เช่น Median filter, Wiener filter และ Homomorphic wiener filter แต่อย่างไรก็ตามผลกระทบที่มักจะเกิดขึ้นกับภาพคือ การสูญเสียของข้อมูลภาพ โดยลักษณะของภาพจะพร่ามัว ข้อมูลภาพบางส่วนขาดหายไป เช่น ลายเส้น และขอบภาพ และวิธีที่นิยมมาประยุกต์ใช้ในปัจจุบันคือการแปลงเวฟเลต ซึ่งมีความสามารถกระจายข้อมูลภาพเป็นภาพหลายระดับความละเอียดและถูกนำไปใช้กับวิธีการในการกำหนดค่าเทรซโซลด์แบบต่าง ๆ แต่ข้อเสียคือ การเลือกค่าเทรซโซลด์ไม่เกิดความสอดคล้องกับสัญญาณรบกวน ทำให้เกิดความสูญเสียภายในภาพมากขึ้น ดังนั้นในวิทยานิพนธ์นี้จึงได้นำความสามารถของตัวกรองความถี่วินเนอร์ฟิลเตอร์ซึ่งเป็นตัวกรองแบบความสูญเสียต่ำ(MMSE) มาประยุกต์ใช้ร่วมกับการแปลงเวฟเลตเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการจัดสัญญาณรบกวนแบบสเปกเกิลและลดการสูญเสียของข้อมูลภาพได้มากขึ้นด้วย นอกจากนี้ภาพที่ผ่านการจัดสัญญาณรบกวนจะถูกนำมาประยุกต์ใช้ในการหาจุดเด่นของภาพ ซึ่งสามารถช่วยลดผลกระทบของสัญญาณรบกวนได้มากขึ้น โดยผลลัพธ์จากการหาจุดเด่นของภาพด้วยวิธีที่นำเสนอเมื่อนำมาเปรียบเทียบกับวิธีอื่น ๆ เช่น Sobel operator และ Canny operator พบว่ารายละเอียดของวัตถุที่ที่ค้นพบมีความสมบูรณ์มากที่สุด และยังสามารถแยกวัตถุออกจากสัญญาณรบกวนได้อย่างชัดเจน

จากผลการทดลองในส่วนของการจัดสัญญาณรบกวน ซึ่งได้นำการแปลงเวฟเลต และวินเนอร์ฟิลเตอร์มาประยุกต์ใช้ร่วมกัน ทำให้สามารถจัดสัญญาณรบกวนได้ดี และสามารถรักษารายละเอียดของภาพไว้ได้มากที่สุด ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบเงื่อนไขของการกระจายภาพด้วยการแปลงเวฟเลตแบบดิสครีต และการแปลงเวฟเลตแบบสเตชันนารี พบว่าคุณสมบัติของการแปลงเวฟเลตแบบสเตชันนารีสามารถนำมาประยุกต์ใช้ในการจัดสัญญาณรบกวนได้ดีกว่าการแปลงเวฟเลตแบบดิสครีต โดยสามารถเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการจัดสัญญาณรบกวนจากผลการทดลองและตารางการวัดค่าประสิทธิภาพ ซึ่งคุณสมบัติที่ดีของการแปลงเวฟเลตแบบสเตชันนารี คือ การรักษาการเปลี่ยนแปลงในขั้นตอนการแยกองค์ประกอบย่อยของภาพ โดยไม่มีการลดอัตราส่วนเหมือนกับการแปลงเวฟเลตแบบดิสครีต ทำให้ภาพผลลัพธ์ที่ได้จะมีขนาดเท่ากับภาพต้นแบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังนั้นการเปลี่ยนแปลงและการสูญเสียของข้อมูลภาพระหว่างการขจัดสัญญาณรบกวนจึงมีน้อยกว่า การใช้วิธีการแปลงเวฟเล็ดแบบดีสครีต วิธีนี้จึงเป็นวิธีที่มีประสิทธิภาพในการนำไปใช้ในการขจัดสัญญาณรบกวนแบบสเปกทิล และผลลัพธ์ของข้อมูลภาพที่สมบูรณ์สามารถนำไปประยุกต์ใช้ในรูปแบบอื่น ๆ ได้มากขึ้นด้วย และในส่วนการหาจุดเด่นของภาพพบว่ากระบวนการต่าง ๆ ที่นำมาใช้ในขั้นตอนการหาจุดเด่นของภาพสามารถค้นหาจุดเด่นได้อย่างชัดเจน และผลกระทบจากสัญญาณรบกวนมีน้อยมากเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีอื่น ๆ เช่น Sobel operator และ Canny operator และการปรับปรุงวิธีการกำหนดค่าเทรส โซลด์ให้เป็นแบบอัตโนมัติสามารถนำมาใช้กับภาพถ่ายอัลตราซาวด์ได้อย่างมีประสิทธิภาพ และมีความสะดวกมากยิ่งขึ้นด้วย เมื่อนำไปใช้ในการปฏิบัติจริง

ทั้งนี้จากการนำเทคนิคการแปลงเวฟเล็ดมาใช้ในการประมวลผลภาพทำให้มีประสิทธิภาพในการขจัดสัญญาณรบกวนและรักษารายละเอียดมากขึ้น และการนำเทคนิคต่าง ๆ มาประยุกต์ใช้ในการหาจุดเด่นของภาพทำให้การค้นหาวัตถุมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น แต่ข้อด้อยของการหาจุดเด่นของภาพคือการค้นหาวัตถุภายในภาพที่มีความเข้มของวัตถุและแบกกราวด์ใกล้เคียงกัน อาจได้ผลลัพธ์ที่มีสิ่งไม่พึงประสงค์ปะปนออกมาด้วย ดังนั้นจึงต้องมีการปรับปรุงและแก้ไขต่อไป

6.2 แนวทางการพัฒนา

เนื่องจากการนำวิธีการต่าง ๆ มาใช้ร่วมกันทำให้มีขั้นตอนหลายขั้นอาจทำให้เวลาในการประมวลผลมากขึ้นตามไปด้วย ดังนั้นการลดขั้นตอนบางขั้นตอนและปรับปรุงวิธีการที่มีอยู่เดิมจะทำให้เวลาในการประมวลผลสั้นลง และการแก้ไขวิธีการในการค้นหาจุดเด่นของภาพในภาพถ่ายที่มีความเข้มของวัตถุและแบกกราวด์ใกล้เคียงกันอาจต้องใช้วิธีการอื่นที่ให้ผลลัพธ์ที่ชัดเจนมากยิ่งขึ้น เช่น วิธีการ Contour และในส่วนผลลัพธ์ของการหาจุดเด่นของภาพถ่ายที่มีความเข้มของวัตถุกับแบกกราวด์แตกต่างกันสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในการหาขนาดของวัตถุได้ เช่น การวัดขนาดของเส้นเลือด ขนาดของก้อนเนื้อ หรือขนาดของอวัยวะต่าง ๆ ภายในร่างกายได้

เอกสารอ้างอิง

- [1] Forschungszentrum Karlsruhe. "The KISMET Ultrasound 3D." [Online]. Available: <http://iregt1.iai.fzk.de/MRICTUS/html/usound3D.html>. 2005.
- [2] Joseph S.K. Woo. "Obstetric ultrasound." [Online]. Available: <http://www.ob-ultrasound.net>. 2005.
- [3] เสกสรรค์ พลศรี. "การค้นหาเส้นอ้างอิงในฟอร์มเอกสาร โดยใช้การแปลงเวฟเลต." วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง. 2544.
- [4] มานิกา กันทุกข์. "การผสมภาพทางการแพทย์โดยใช้การแปลงเวฟเลต." วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง. 2545.
- [5] S.Gupta, L.Kaur, R.C. Chauhan and S.C. Saxena, "A Wavelet based Statistical Approach for speckle Reduction in Medical Ultrasound Images," **IEEE Trans.Med. Imag.**, vol.2, Oct. 2003, pp: 534-537.
- [6] A. Achim, A. Bezerianos, P. Tsakalides, "Novel Bayesian multiscale method for speckle removal in medical ultrasound images," **IEEE Trans.Med. Imag.**, vol. 20, no. 8, Aug. 2001, pp. 772-783.
- [7] Punya Thiimajshima, "SAR images speckle noise reduction by wavelet thresholding," **IEEE Trans. Imag.**, June 1999, pp. 539-540.
- [8] Donoho, D.L., "Denoising by soft-thresholding," **IEEE Trans. Inform. Theory**, vol.41, May 1995, pp. 613-627.
- [9] Imola K. Fodor, Chandrika Kamath, "Denoising through wavelet shrinkage: an empirical study," **Journal of Electronic Imaging**, vol. 12, no.1, Jan. 2003, pp.151-160.
- [10] Lim, Jae S. **Two-Dimensional Signal and Image Processing**. Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall, 1990, pp.536-540.
- [11] A. Achim, A. Bezerianos and P. Tsakalides, "Novel Bayesian multiscale method form speckle removal in medical ultrasound images," **IEEE Trans.Med. Imag.**, vol. 20, no.8, Aug. 2001, pp. 772-783.
- [12] Maryam Dehghani, "Wavelet-based image fusion à trous algorithm," **Map India Conference**. 2003.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [13] Songyang Yu, S. Brown, Yu Xue, Ling Guan, "Enhancement and identification of microcalcifications in mammogram images using wavelets," **IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics**, vol. 2, Oct. 1996, pp. 1166– 1171.
- [14] Alasdair McAndrew, **Introduction to Digital Image Processing with Matlab**, 2004, pp. 70-83.
- [15] K.R. Namuduri, R. Mehrotra, N. Ranganathan, "Edge Detection Models Based on Gabor Filters," **IEEE Trans. Imag.**, May 1992, pp.729 – 732



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ก
ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

1. P. Wongsita and U. Seetheeravirojana, "Line detection using à trous algorithm," Proceeding of the 8th National Computer Science and Engineering Conference (NCSEC), SongKhla, Thailand, Oct. 21-22, 2004.
2. S. Udomhunsakul and P. Wongsita, "Ultrasonic speckle denoising using the combination of wavelet transform and wiener filter," The second Asian and Pacific Rim Symposium on Biophotonics (APBP 2004), Taiwan, December 15-17, 2004.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

The 8th National Computer Science
and Engineering Conference

NCSE 2004

21-22 October 2004 | J.B.Hotel, Hatyai, Songkhla, THAILAND

Main Sponsors : Department of Computer Engineering and Faculty of Engineering,
Prince of Songkla University; NECTEC; Microsoft; CISCO.

In Cooperation with : IEEE Communications Society, Thailand Chapter Electrical
Engineering; Electronics, Computer, Telecommunications
and Information Technology Association of Thailand (ECTI)

Carrefour

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การค้นหาลายเส้นโดยใช้ à trous อัลกอริทึม Line Detection using à trous algorithm

พิเชษฐ วงษ์สีทา

ภาควิชาวิศวกรรมสารสนเทศ สถาบันเทคโนโลยี-
พระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ถนนเจริญกรุง
ลาดกระบัง กรุงเทพฯ 10520
e-mail: pichet_wo@hotmail.com

อุทัย ศรีศิริวิโรจน์

ภาควิชาวิศวกรรมสารสนเทศ สถาบันเทคโนโลยี-
พระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ถนนเจริญกรุง
ลาดกระบัง กรุงเทพฯ 10520
e-mail: ksu-thai@kmitl.ac.th

บทคัดย่อ

บทความนี้นำเสนอการค้นหาลายเส้น โดยใช้ à trous อัลกอริทึม ซึ่งอัลกอริทึมนี้มีคุณสมบัติพิเศษคือ ไม่มีขั้นตอนการลดอัตราความถี่ทำให้ทุกแบนด์ย่อยของภาพจะมีขนาดเท่ากับภาพต้นแบบ โดย à trous พิลเคอร์อยู่ในรูปของตัวกรองความถี่ต่ำผ่านที่มีสัมประสิทธิ์ขนาดต่าง ๆ เช่น มาร์คขนาด 3×3 และ 5×5 ซึ่งจะสามารถนำไปใช้ในการแยกโครงสร้างของลายเส้นแบบง่าย ๆ ได้อย่างไรก็ตามผลลัพธ์ของลายเส้นที่ค้นพบด้วยมาร์คทั้งสองขนาดจะมีรายละเอียดแตกต่างกัน เนื่องจากการสเกลของมาร์คที่มีขนาดต่างกัน ในบทความนี้จึงนำเสนอการนำรายละเอียดของลายเส้นที่ได้จากมาร์คทั้งสองขนาดมารวมกันโดยการหาวิธีหรือกระบวนการที่ทำให้รายละเอียดของลายเส้นที่ชัดเจนและถูกต้องมากที่สุด นอกจากนี้เรายังได้นำเสนอวิธีการหาลายเส้นไปประยุกต์ใช้กับภาพทางการแพทย์และภาพทั่วไป

Abstract

This paper presents the extraction of line feature using à trous algorithm. This algorithm gets rid of the down-sampling step, causing all subbands to have the same size as the original data set. Two difference resolution from a coarse one with 5×5 mask, and a fine

one with 3×3 mask are used. We also proposed an algorithm for explicit line extraction by analyzing, combining and comparing of each behavior to find out the completing results. Moreover, we applied our algorithm to be used with medical and general images.

Key-Words : à trous algorithm, image fusion, line detection, wavelet transform.

1. บทนำ

ในการพิจารณารายละเอียดของสัญญาณตามกระบวนการทางคณิตศาสตร์ เป็นการอธิบายโครงสร้างของสัญญาณข้อมูล ซึ่งสามารถนำไปวิเคราะห์ลักษณะของสัญญาณแบบต่าง ๆ เช่น สัญญาณเสียง สัญญาณภาพ การสังกะเทือน เป็นต้น ในบทความนี้ได้นำกระบวนการทางคณิตศาสตร์มาประยุกต์ใช้ในการแบ่งรายละเอียดของข้อมูลภาพ คือ การนำทฤษฎีการแปลงเวฟเลต (Wavelet Transform) [1], [2] ซึ่งเป็นกระบวนการทางคณิตศาสตร์ที่มีคุณสมบัติในการแบ่งความถี่ในย่านความถี่ต่าง ๆ ในหลายระดับความละเอียด โดยทฤษฎีการแปลงเวฟเลตสามารถนำมาวิเคราะห์หารายละเอียดของภาพลายเส้นบางส่วนที่เราต้องการได้ ซึ่งรายละเอียดของภาพลายเส้นที่เราต้องการจะได้นั้นมาจากการแปลงเวฟเลตของภาพ 2 มิติ 1 ครั้ง สัญญาณภาพจะถูกแบ่งย่านความถี่ออกเป็น 4 ส่วน [3] คือภาพแบนด์ย่อย LL, LH, HL และ HH โดยที่ LL คือแบนด์ย่อยที่ได้จากภาพที่

ผ่านการกรองความถี่ต่ำผ่านทั้งสองแนวแกนตั้งและแนวนอน LH คือ แบนด์ย่อยที่ได้จากการกรองความถี่ต่ำผ่านในแนวแนวนอน และกรองความถี่สูงผ่านในแนวแกนตั้ง HL คือ แบนด์ย่อยที่ผ่านการกรองความถี่สูงผ่านในแนวแนวนอน และกรองความถี่ต่ำผ่านในแนวตั้ง แบนด์สุดท้าย คือ HH จะเป็นแบนด์ที่ผ่านการกรองความถี่สูงผ่านทั้งแนวแกนตั้งและแนวแนวนอน จากหลักการเบื้องต้นของการแปลงเวฟเลตภาพแบนด์ย่อยที่ได้จะมีขนาดลดลงตามระดับของการแปลงในแต่ละครั้งทำให้รายละเอียดของขอบภาพใน 3 แบนด์ย่อย คือ LH, HL และ HH ที่จะนำมาวิเคราะห์ จะมีความละเอียด ซึ่งเกิดจากการลดขนาดในการลดอัตราส่วน (down sampling) วิธีในการแก้ปัญหาที่เราสามารถจะนำอัลกอริทึมที่สามารถรักษารายละเอียดของภาพให้มีขนาดภาพเท่ากับภาพต้นแบบ และไม่มีการลดอัตราส่วน แต่มีคุณสมบัติเหมือนกับการแปลงเวฟเลต ก็คือ à trous อัลกอริทึม ซึ่งจะนำอัลกอริทึมพื้นฐานในการวิเคราะห์ในบทความนี้ การค้นหาลายเส้นโดยใช้ à trous อัลกอริทึม [4], [5] จะมีสัมประสิทธิ์หรืออยู่ในรูปของฟิลเตอร์ที่มีทั้งมาร์กใน 1 มิติ และ 2 มิติ ในบทความนี้จะกล่าวถึงมาร์ก 2 มิติ ขนาด 3x3 และ 5x5 โดยรายละเอียดของลายเส้นที่ได้จะเกิดจากการสเกลด้วยฟิลเตอร์ทั้งสองขนาดนั้นถูกนำมารวมกันเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพหรือเพิ่มรายละเอียดให้ชัดเจนมากขึ้น และลดความผิดพลาดของข้อมูลได้

2. ทฤษฎีการแปลงเวฟเลต

การแปลงเวฟเลตเป็นคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์และสังเคราะห์สัญญาณ ซึ่งจะนิยามในด้านการประมวลผลสัญญาณ และสามารถนำมาประยุกต์เพื่ออธิบายลักษณะของสิ่งต่าง ๆ หรือระบบใด ๆ ได้ เช่น การเดินของหัวใจ การหาขอบภาพ การลดขนาดข้อมูล เป็นต้น

2.1 การแปลงเวฟเลต

ทฤษฎีเวฟเลตเป็นกระบวนการทางคณิตศาสตร์ที่ใช้อธิบายโครงสร้างของระบบสัญญาณ ซึ่งประกอบขึ้นด้วยเซตของสัญญาณเฉพาะที่มีลักษณะเป็นคลื่นเล็ก ๆ เรียกว่า "เวฟเลต"

โดยลักษณะของเวฟเลตจะเป็นคลื่นที่มีการเปลี่ยนแปลงอย่างต่อเนื่อง และลดขนาดลงสู่ศูนย์อย่างรวดเร็วทั้งสองด้าน โดยการแปลงเวฟเลตหลาย ๆ อันมารวมกันเป็นเซต เพื่อใช้ในการอธิบายสัญญาณใด ๆ คลื่นเวฟเลตแต่ละตัวจะมีโครงสร้างมาจากฟังก์ชันเดียวกัน ซึ่งฟังก์ชันนี้เป็นฟังก์ชันต้นกำเนิดที่เรียกว่าเวฟเลตแม่ (Mother Wavelet) โดยคลื่นแต่ละคลื่นภายในเซตของเวฟเลตจะเกิดจากการสเกล โดยการบีบหรือขยายของสัญญาณเวฟเลตแม่จะแทนด้วยพารามิเตอร์ "a" และ พารามิเตอร์ "b" แทนการเลื่อนตำแหน่งของสัญญาณ นอกจากนี้

เวฟเลตที่ถูกสเกลจะต้องคูณออร์มอลโลซ์ด้วย $\frac{1}{\sqrt{a}}$ เสมอ เพื่อให้เวฟเลตที่ถูกสเกลไปแล้วยังคงมีพลังงานเช่นเดียวกับเวฟเลตแม่ ดังนั้นถ้าให้ $\psi(r)$ เป็นฟังก์ชันเวฟเลตแม่ เราสามารถเขียนเป็นสมการที่สัมพันธ์กับเวฟเลตแม่ได้ดังนี้

$$\psi_{a,b}(r) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{r-b}{a}\right) \quad (1)$$

2.2 à trous อัลกอริทึม

หลักการพื้นฐานของ à trous อัลกอริทึม ก็คือ Discrete Wavelet Transform (DWT) โดยจะไม่มีขั้นตอนการลดอัตราส่วน และสัมประสิทธิ์ของ low pass ฟิลเตอร์ หรือ à trous ฟิลเตอร์ จะกำหนดให้อยู่ในรูปของ [6]

$$h_{2k} = \delta(k) / \sqrt{2} \quad (2)$$

เมื่อนำ linear interpolation คือ $\frac{1}{2}(1,1)$ มาประยุกต์ใช้กับสมการที่ (2) จะได้สัมประสิทธิ์ของ à trous ฟิลเตอร์ ซึ่งสามารถคำนวณหาได้จาก

$$\begin{aligned} h_1 &= \frac{1}{2} * \frac{1}{\sqrt{2}}(1,1) * \frac{1}{\sqrt{2}}(1,1) \\ &= \left(\frac{1}{2\sqrt{2}}, \frac{1}{2\sqrt{2}}\right) * \left(\frac{1}{\sqrt{2}}, \frac{1}{\sqrt{2}}\right) \end{aligned}$$

$$h = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ - & - & - \\ 4 & 2 & 4 \end{pmatrix}$$

เมื่อนำมาทีจาวณาใน 2 มิติ จะได้มาร์คขนาด 3x3 ซึ่งจะมีสัมประสิทธิ์ ดังนี้

$$\begin{pmatrix} \frac{1}{16} & \frac{1}{8} & \frac{1}{16} \\ \frac{1}{8} & \frac{1}{4} & \frac{1}{8} \\ \frac{1}{16} & \frac{1}{8} & \frac{1}{16} \end{pmatrix} \quad (3)$$

และถ้าใช้ B_3 -spline ในการสกลฟังก์ชันสัมประสิทธิ์ที่ได้จากการคอนโวลูชัน ใน 1 มิติ คือ $(\frac{1}{16}, \frac{1}{4}, \frac{3}{8}, \frac{1}{4}, \frac{1}{16})$ จะทำให้ได้มาร์คใน 2 มิติ มีขนาด 5x5 โดยมีสัมประสิทธิ์ ดังนี้

$$\begin{pmatrix} \frac{1}{256} & \frac{1}{64} & \frac{3}{128} & \frac{1}{64} & \frac{1}{256} \\ \frac{1}{64} & \frac{1}{16} & \frac{3}{32} & \frac{1}{16} & \frac{1}{64} \\ \frac{3}{128} & \frac{3}{32} & \frac{9}{64} & \frac{3}{32} & \frac{3}{128} \\ \frac{1}{64} & \frac{1}{16} & \frac{3}{32} & \frac{1}{16} & \frac{1}{64} \\ \frac{1}{256} & \frac{1}{64} & \frac{3}{128} & \frac{1}{64} & \frac{1}{256} \end{pmatrix} \quad (4)$$

3. การค้นหาลายเส้น

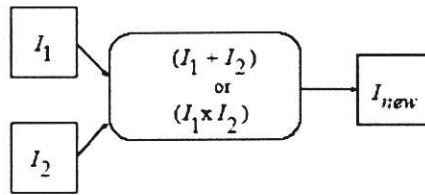
การหารายละเอียดของภาพลายเส้นสามารถหาได้จากสมการดังนี้

$$D(x,y) = f(x,y) - \hat{f}(x,y) \quad (5)$$

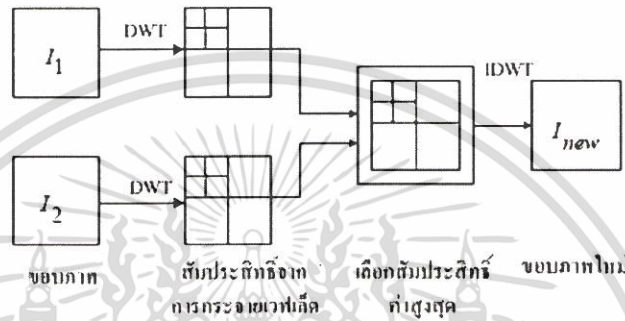
$D(x,y)$ คือ ส่วนของรายละเอียดของลายเส้นที่ได้จากการนำภาพต้นแบบ ($f(x,y)$) ลบกับภาพ ($\hat{f}(x,y)$) ที่ได้จากคอน-

โวลูชันด้วยหน้ามาร์คขนาด 3x3 หรือ 5x5 โดยส่วนของรายละเอียดของลายเส้น $D(x,y)$ ที่ได้จากทั้ง 2 มาร์คสามารถนำมาหาผลรวมสัมประสิทธิ์ของรายละเอียดลายเส้นทั้งสองเข้าด้วยกัน ซึ่งในบทความนี้ได้พิจารณาการรวมสัมประสิทธิ์ของภาพลายเส้นทั้งสองด้วยวิธีการบวก การคูณ และผลรวมของสัมประสิทธิ์สูงสุดด้วยการแปลงเวฟเล็ต (Wavelet based image fusion) [7], [8], [9] โดยผลรวมของสัมประสิทธิ์สูงสุดด้วยการแปลงเวฟเล็ตเป็นการแยกองค์ประกอบทางด้านความถี่ Discret wavelet transform (DWT) ของภาพลายเส้นที่ได้จากมาร์คขนาด 3x3 และ 5x5 ออกเป็นแบนด์ย่อย และทำการเปรียบเทียบค่าสัมประสิทธิ์สูงสุด (maximum coefficients) ระหว่างภาพแบนด์ย่อยของทั้งสองภาพที่ได้จากมาร์คทั้งสองขนาด ซึ่งทำให้ได้ผลรวมขององค์ประกอบของพลังงานสูงสุดในแต่ละแบนด์ย่อยใหม่ แล้วทำการแปลงกลับสัญญาณภาพ Inverse discret wavelet transform (IDWT) ทำให้ได้รายละเอียดของภาพลายเส้นที่ชัดเจนมากขึ้น

โดยวิธีการต่าง ๆ เบื้องต้น จะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการค้นหาลายเส้นให้ชัดเจน และถูกต้องมากขึ้น ซึ่งการนำรายละเอียดของภาพลายเส้น ที่เกิดจากการสกลของมาร์คขนาดต่างกัน โดยนำรายละเอียดของลายเส้นทั้งสองภาพมาทำการรวมกันด้วยโอเปอร์เรเตอร์ต่าง ๆ คือ การบวก $I_1 + I_2$ การคูณ $I_1 \times I_2$ และการรวมสัมประสิทธิ์จากการแปลงเวฟเล็ต โดยที่ I_1 คือ รายละเอียดของลายเส้น (detail) ที่ได้จากมาร์คขนาด 3x3 I_2 คือ รายละเอียดของลายเส้น (detail) ที่ได้จากมาร์คขนาด 5x5 ซึ่งจะแสดงในบล็อกโคอะแกรมของการรวมสัมประสิทธิ์สูงสุดด้วยการแปลงเวฟเล็ต ดังรูปที่ 1 และรูปที่ 2 ผลรวมแบบต่าง ๆ นี้ สามารถนำมาเปรียบเทียบความถูกต้องของภาพลายเส้น กับภาพต้นแบบด้วยการใช้ค่าความสัมพันธ์ระหว่างข้อมูลของภาพลายเส้นแบบต่าง ๆ กับข้อมูลของภาพต้นแบบ คือการวัดด้วยค่า correlation [9] ตามสมการที่ (6) โดยที่ A คือ ภาพต้นแบบ B คือ ภาพลายเส้น (ภาพลายเส้นที่ได้จากการค้นหาด้วยวิธีต่าง ๆ) \bar{A} คือ ค่าเฉลี่ยของภาพต้นแบบ และ \bar{B} คือ ค่าเฉลี่ยของภาพลายเส้น

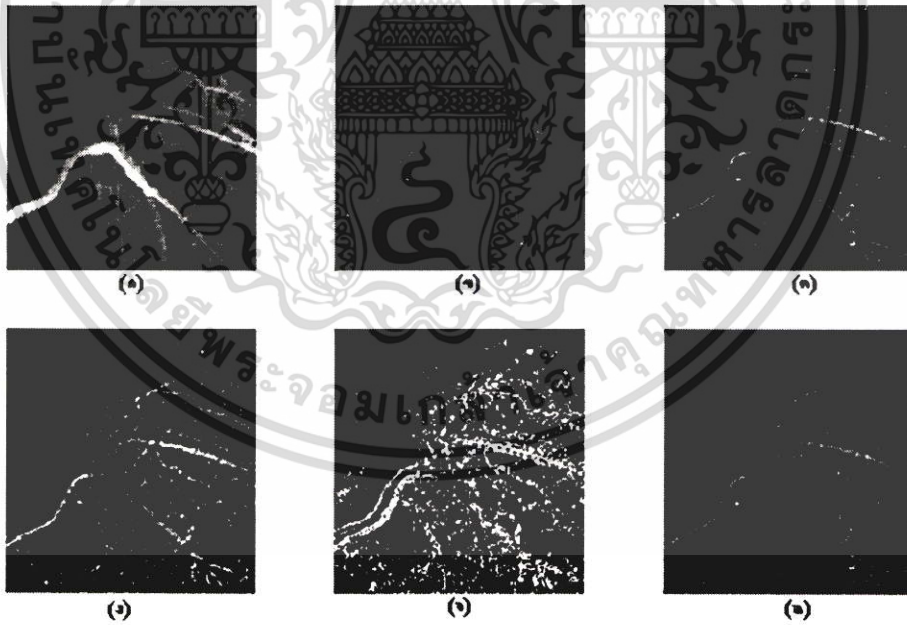


รูปที่ 1 บล็อกโตะเกมแสดงผลบวกและผลคูณระหว่างรายละเอียดของภาพหลายเส้นที่ได้มาจากมาร์กขนาด 3x3 และ 5x5



รูปที่ 2 บล็อกโตะเกมแสดงการรวมสัมประสิทธิ์ด้วยการแปลงเวฟเล็ต (Wavelet based image fusion)

4. ผลการทดลอง



รูปที่ 3 แสดงรายละเอียดลายเส้นของภาพ blood (ก) ภาพขมาย blood (ข) ภาพหลายเส้นที่ได้จากมาร์กขนาด 3x3 (detail from 3x3 mask) (ค) ภาพหลายเส้นที่ได้จากมาร์กขนาด 5x5 (detail from 5x5 mask) (ง) ผลบวกของภาพหลายเส้นที่ได้จากมาร์กทั้งสองขนาด (detail 3x3 + detail 5x5) (จ) ผลคูณของภาพหลายเส้นที่ได้จากมาร์กทั้งสองขนาด (detail 3x3 x detail 5x5) (ฉ) การรวมภาพหลายเส้นที่ได้จากมาร์กทั้งสองขนาดด้วยการแปลงเวฟเล็ต (Wavelet based image fusion)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 1 แสดงค่า correlation

Image \ Detail	Detail 3x3 image	Detail 5x5 image	Detail 3x3 Detail 5x5	Detail 3x3 Detail 5x5	Wavelet based image fusion
mri1	0.25413	0.29249	0.27836	0.2213	0.34417
hands	0.24016	0.27703	0.26249	0.30185	0.3305
mri2	0.39888	0.44431	0.42733	0.4255	0.48775
ct	0.28992	0.33298	0.31629	0.13739	0.3515
blood	0.13478	0.16391	0.15227	0.19137	0.20066
Med1	0.28795	0.35513	0.33039	0.24991	0.41321

$$\text{corr}(A, B) = \frac{\sum_{j=1}^{\text{npix}} (A_j - \bar{A})(B_j - \bar{B})}{\sqrt{\sum_{j=1}^{\text{npix}} (A_j - \bar{A})^2 \sum_{j=1}^{\text{npix}} (B_j - \bar{B})^2}} \quad (6)$$

การทดลองจะเปรียบเทียบความสามารถในการค้นหาขอบภาพของภาพคั่นแบบคิงรูปที่ 4 ด้วยวิธีต่าง ๆ คือ การค้นหาขอบภาพด้วยมาร์คของ \hat{a} trous พิกเซลอร์ขนาด 3×3 การค้นหาขอบภาพด้วยมาร์คของ \hat{a} trous พิกเซลอร์ขนาด 5×5 การบวกของภาพหลายเส้นที่ได้จากมาร์คทั้งสองขนาด การคูณของภาพหลายเส้นที่ได้จากมาร์คทั้งสองขนาด และการรวมภาพหลายเส้นที่ได้จากมาร์คทั้งสองขนาดด้วยการแปลงเวฟเลต ซึ่งผลการทดลองกับภาพ blood จะแสดงดังรูปที่ 3 และสรุปหาค่าความสัมพันธ์ของภาพคั่นแบบกับรายละเอียดของหลายเส้นที่ได้จากกระบวนการต่าง ๆ ด้วยค่า correlation ตามสมการที่ 6 และผลลัพธ์ที่ได้จะแสดงไว้ในตารางที่ 1 จากภาพที่แสดงรายละเอียดของหลายเส้น และตารางแสดงค่าความสัมพันธ์ของภาพคั่นแบบจะแสดงให้เห็นถึงความแตกต่างของหลายเส้นที่ค้นพบ ซึ่งจากตารางที่ 1 พบว่าวิธีที่สามารถให้ค่า correlation มากที่สุดหรือสูงที่สุด คือ การรวมกันของสัมประสิทธิ์ด้วยการแปลงเวฟเลต (Wavelet based image fusion) ซึ่งแสดงให้เห็นถึงประสิทธิภาพของการรวมภาพทำให้ได้หลายเส้นที่ชัดเจนและถูกต้องมากที่สุด

5. สรุป

การนำกระบวนการทางคณิตศาสตร์มาใช้เพื่อทดสอบหารายละเอียดของภาพหลายเส้นเป็นกระบวนการที่สามารถนำไปประยุกต์ใช้ในการประมวลผลภาพแบบต่าง ๆ ได้ โดยทั่วไปการนำการแปลงเวฟเลต (Wavelet transform) มาใช้แยกองค์ประกอบของสัญญาณภาพ ซึ่งการแยกองค์ประกอบของภาพทั้งทางด้านความถี่ต่ำและองค์ประกอบทางด้านความถี่สูง ซึ่งการแยกองค์ประกอบนี้ทำให้ได้องค์ประกอบทางด้านความถี่สูงซึ่งเป็นส่วนของรายละเอียดของเส้นหรือขอบภาพ (detail) โดยองค์ประกอบทางด้านความถี่สูงนี้เป็นส่วนสำคัญที่สามารถนำไปใช้ในการหารายละเอียดของหลายเส้นเพื่อนำมาวิเคราะห์ได้

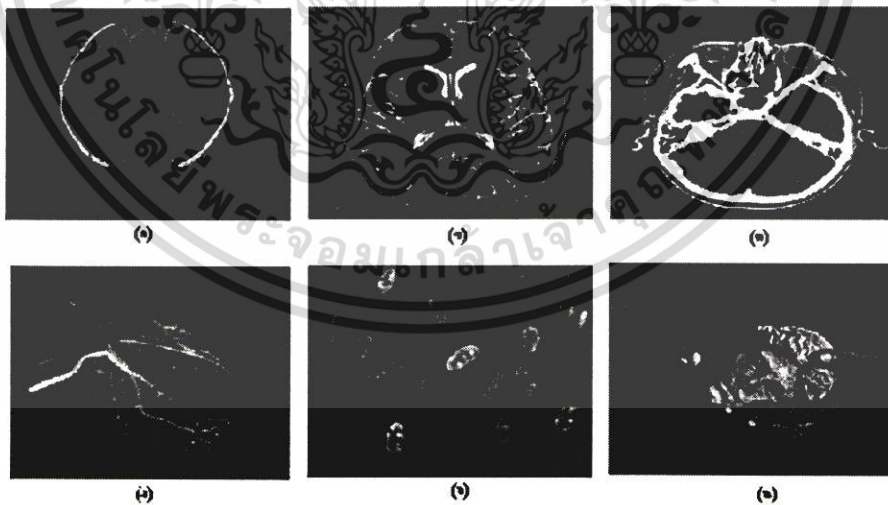
ในขั้นตอนการแยกองค์ประกอบของสัญญาณภาพหรือการกระจายสัญญาณ (Decomposition) จากการแปลงแบบแ่งช่วง (DWT) ในแต่ละระดับของการกระจายสัญญาณภาพขนาดของภาพแบนด์วิดท์จะลดลง ซึ่งเกิดจากกระบวนการลดอัตราส่วน (down sampling) ดังนั้นในบทความนี้จึงได้นำ \hat{a} trous อัลกอริทึมมาใช้ในการแก้ปัญหาที่ \hat{a} trous อัลกอริทึมสามารถรักษารักษาขนาดของภาพให้มีขนาดภาพเท่ากับภาพคั่นแบบทำให้นำมาใช้วิเคราะห์หารายละเอียดของหลายเส้นได้ง่าย และรวดเร็วขึ้น

จากการใช้ \hat{a} trous อัลกอริทึม ที่อยู่ในรูปของพิกเซลอร์ขนาด 3×3 และ 5×5 ทำการแยกองค์ประกอบทางด้านความถี่

ของภาพ ซึ่งรายละเอียดของภาพลายเส้นที่ได้จากการสเกลด้วย มาร์คทั้งสองขนาด รายละเอียดของภาพลายเส้นที่ได้จะมีความแตกต่างกัน ซึ่งรายละเอียดที่ต่างกันนี้เราสามารถนำมารวมกัน ด้วยวิธีการต่าง ๆ ได้ โดยจากการนำภาพถ่ายทางการแพทย์มาทดสอบหารายละเอียดลายเส้นด้วยมาร์คทั้งสองขนาด และใช้ การรวมรายละเอียดของภาพเส้นทั้งสองภาพด้วยการบวก การคูณ และการรวมโดยใช้การแปลงเวฟเล็ต ผลจากความแตกต่างของภาพดังรูปที่ 3 ยังไม่สามารถนำมาพามาเปรียบเทียบจากการ สังเกตได้อย่างชัดเจน ดังนั้นจึงได้ทำการเปรียบเทียบประสิทธิ- ภาพของภาพลายเส้นที่ค้นพบทั้ง 5 วิธี ด้วยการ ใช้ค่า correlation หากความสัมพันธ์ระหว่างภาพต้นแบบกับภาพลาย- เส้นที่ได้ พบว่าค่าความแตกต่างที่ได้จากการเปรียบเทียบหาค่า correlation จากตารางที่ 1 มีผลรวมระหว่างภาพลายเส้นที่ได้จาก ฟิสิกส์ทั้งสองขนาดด้วยการแปลงเวฟเล็ต (Wavelet based image fusion) จะได้ค่า correlation สูงสุด ซึ่งแสดงให้เห็นถึงความถูกต้องและชัดเจนของภาพลายเส้นมากที่สุด

เอกสารอ้างอิง

[1] S.Mallat. A Wavelet Tour of signal Processing. San Diego: Academic Press. 1998.
 [2] R. M. Rao, and A. S. Bopardikar, Wavelet transforms: introduction to theory and applications, Addison-Wesley. (1998).
 [3] นางสาวเกศกนก กฤตยาภาศิริวัฒน์. 2543, " การบีบอัดข้อมูล ภาพด้วยการเข้ารหัสเวกเตอร์ควอนไทซ์แบบอะแดปทีฟด้วยค่าสัมประสิทธิ์ที่ได้จากการแปลงเวฟเล็ต" วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
 [4] M. Shensa, " The Discrete Wavelet Transform : Wedding the à Trous and Mallat Algorithms," IEEE Transactions on Signal Processing, vol. 40(10), pp. 2464-2482, 1992.
 [5] Alessandro Fio , " Extraction of spot in biological image using multiscale products, " J.Pattern recognition Soc., (35) 2002.
 [6] M. Feil and A. Uhl, " Real-time image analysis using wavelets : The " à trous "Algorithm on MIMD Architectures," Reserch Institute for software Technology.
 [7] Maryam Dehghani, " Wavelet-based image fusion à trous algorithm. " Map India Conference 2003.
 [8] J. Nunez, X. Otazu, O. Fors, A. Prades and R. Arbiol, " Multiresolution-Based Image Fusion with Additive Wavelet Decomposition," IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing, vol. 37(3), pp. 1204 -1211, 1999.
 [9] Din-Chang Tseng, Yi-Ling Chen, and Michael S. C. Liu, " Wavelet-based Multispectral Image Fusion. " IEEE Trans. On Geoscience and Remote Sensing, pp 1956-1958, 2001.



รูปที่ 4 ภาพค้นแบบ (ก) mri1 (ข) mri2 (ค) ct (ง) blood (จ) med1 (ฉ) hands

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

The Second Asian and Pacific Rim Symposium on Biophotonics

APBP 2004

December 15-17, 2004

Barry Lam Hall
National Taiwan University
Taipei, Taiwan

PROCEEDINGS

Organizer
Graduate Institute of Electro-Optical Engineering,
National Taiwan University, Taiwan

Sponsors
Ministry of Education, Taiwan
National Science Council, Taiwan
Department of Health, Taiwan
National Taiwan University, Taiwan

Co-sponsors
Biomedical Engineering Center (TRB), Taiwan
Cheng Gung University, Taiwan
National Yang-Ming University, Taiwan
The Laser Medicine Society, Taiwan

Cooperating Societies:
OSA, USA
Optical Engineering Society, Taiwan
Optical Society of America, USA
Optical Society of Korea, Korea
Optical Society of Japan, Japan
SPIE, USA

National Taiwan University

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Ultrasonic speckle denoising using the combination of wavelet transform and wiener filter

Somkait Udomhunsakul¹ and Pichet Wongsita²

Faculty of Engineering, Department of Information Engineering

King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang

Charongkrung Road, Ladkrabang, Bangkok, 10520 Thailand

Email: kusomkai@kmitl.ac.th¹, pichet_wo@hotmail.com²

Phone: 66-2-737-3000 ext: 3064, Fax: 66-2-326-4176

Abstract -- Ultrasonic images are inherently affected by multiplicative noise, which is due to the coherent wave interference in tissue. This paper presents a method for ultrasonic speckle denoising using the combination of wavelet transform and wiener filter to effectively reduce the speckle noise while preserving the resolvable details. In our method, the steps involved are finding the 2D discrete wavelet transform of the logarithmic image. Then, the wiener filter is used to apply over areas in each detail subband (HH, HL and LH). Next the inverse wavelet transform is computed and applying the inverse logarithm. To evaluate the denoising performance, mean square error (MSE), signal to mean square error (S/mse) and edge preservation (β) are used. From the experimental results, we found that our approach leads to an effective method for ultrasonic speckle denoising.

INTRODUCTION AND PROPOSED APPROACH

Ultrasonic images suffer from a special kind of noise called 'speckle'. Speckle significantly degrades the image quality and hence increases the difficulties for the observer to discriminate fine detail of the images in diagnostic examinations [1]. There are several techniques for speckle suppression such as wiener filtering, median filtering, gaussian filtering and soon. However, these methods fail to preserve many salient features, being simply a low-pass filter. Therefore, the mentioned methods are not appropriate in ultrasonic speckle suppression. Recently, wavelet transform has been proposed as a useful processing tool for signal denoising. In 1995, Donoho presented a soft thresholding method for denoising 1-D signal [2]. Moreover, there has been considerable interest in using the wavelet transform as a powerful tool for recovering signal from noisy data [3,4]. Nevertheless, most of the wavelet methods suffer from a drawback that the chosen threshold may not match the specific distribution of signal and noise component in different scales.

In this paper, we presents a method for ultrasonic speckle noise reduction using the combination of wavelet transform and wiener filter. First, the 2D discrete wavelet transform is applied to the logarithm image in order to convert the multiplicative noise into the additive noise case. Then, the wiener filter is used to apply over areas in each detail subband (HH, HL and LH). Next the inverse wavelet transform is computed and applying the inverse logarithm.

RESULTS AND DISCUSSION

To compare the denoising performance between the different speckle noise reduction methods, we evaluate the denoising performance by using mean square error (mse), signal to mean square error ratio(S/mse) and edge preservation (β) [5]. The performance of the different denoising methods is shown and tabulated in figure 1 and table 1 respectively. From the results, we found that the proposed method performs better than median filter, wiener filter and wavelet based denoising using soft thresholding. Therefore, the proposed method leads to an effective method for ultrasonic speckle denoising.

REFERENCES

- [1] Savita Gupta, L.Kaur, R.C. Chauhan, and S.C. Saxena, "A Wavelet based Statistical Approach for speckle Reduction in Medical Ultrasound Images," TENCON 2003, vol. 2, pp. 534-537, Oct (2003).
- [2] Donoho, D.L., "Denoising by soft-thresholding," *IEEE Trans. Inform. Theory*, vol. (41), pp. 613-627, May (1995).
- [3] Achim, A. Bezerianos, A., and Tsakalides, P., "SAR image denoising via bayesian wavelet shrinkage based on Heavy-Tailed modeling," *IEEE Trans. Geo. Remote.*, vol. 41 no. 8, pp. 1773-1784, Aug (2003).

THP-34(T6)

- [4] Imola K. Fodor, Chandrika Kamath, " Denoising through wavelet shrinkage: an empirical study," *Journal of Electronic Imaging*, vol. 12(1), pp. 151-160, January (2003).
 [5] Xiaohui Hao, Shangkai Gao and Xiaorong Gao, " A novel multiscale nonlinear thresholding method for ultrasonic speckle suppressing" *IEEE Trans.Med. Imag.*, vol. 18 no. 9, pp.787-794, Sep (1999).

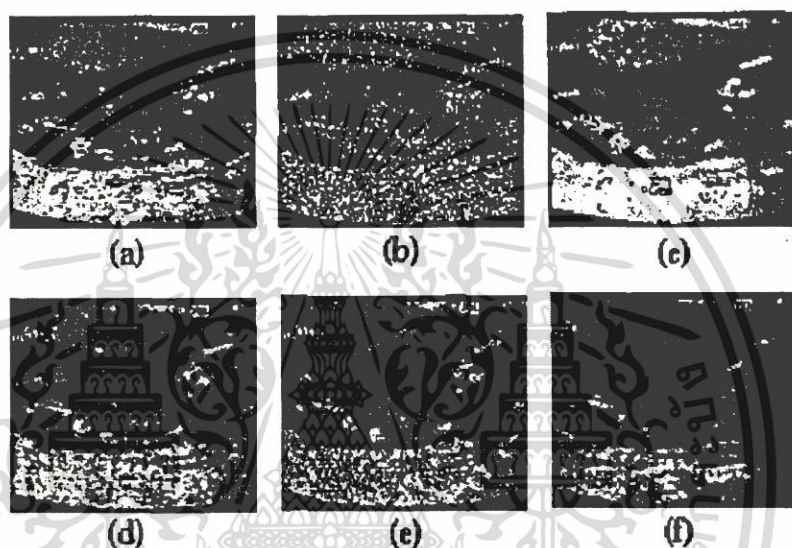


Figure 1 (a) original ultrasonic image (b) noisy image at noise variance = 0.08 (c) median filtering 7x7 (d) proposed method with wiener 7x7 (e) wiener filtering 7x7 (f) visushrink with soft-thresholding

Table 1 Image quality measures obtained by four denoising methods tested on an ultrasound image (noise variance = 0.08)

method	mse	S/mse	β
noisy image	564.0171	11.0741	0.3596
Proposed method with wiener 7x7 (level 2)	142.8613	17.0379	0.4848
Visushrink with soft thresholding (level 2)	154.0507	16.7104	0.4128
Median filter 7x7	216.6329	15.2298	0.1739
Wiener filter 7x7	183.1083	15.9599	0.4202

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ข

ฟังก์ชันการค้นหาจุดเด่นของภาพ

ฟังก์ชันการปรับปรุงภาพให้ดีขึ้น (Histogram stretching)

```
function out=histpwl(im,a,b)
classChanged=0;
if ~isa(im,'double'),
    classChanged=1;
    im=im2double(im);
end
if length(a)~=length(b)
    error('vector not equal');
end
N=length(a);
out=zeros(size(im));
for i=1:N-1
    pix=find(im>=a(i) & im<a(i+1));
    out(pix)=(im(pix)-a(i))*(b(i+1)-b(i))/(a(i+1)-a(i))+b(i);
end
pix=find(im==a(N));
out(pix)=b(N);
if classChanged==1
    out=uint8(255*out);
end
```

ฟังก์ชันเกเบอร์ฟิลเตอร์ (Gabor wavelet filter)

```
function [cmask, smask] = gabormask(Size, sigma, period, orient)
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

% Sort out arguments and their defaults
if nargin < 4; orient = 0; end;
if nargin < 3; period = []; end;
if nargin < 2; sigma = []; end;
if nargin < 1; Size = []; end;

if isempty(period) & isempty(sigma); sigma = 5; end;
if isempty(period); period = sigma*2*sqrt(2); end;
if isempty(sigma); sigma = period/(2*sqrt(2)); end;
if isempty(Size); Size = 2*round(2.575*sigma) + 1; end; % small error

if length(Size) == 1
    sx = Size-1; sy = sx;
elseif all(size(Size) == [1 2])
    sy = Size(1)-1; sx = Size(2)-1;
else
    error('Size must be scalar or 1-by-2 vector');
end;

% Basic grid
hy = sy/2; hx = sx/2;
[x, y] = meshgrid(-hx:sx-hx, -hy:sy-hy);

% Parameters
omega = 2*pi/period;
cs = omega * cos(orient);
sn = omega * sin(orient);
k = -1/(2*sigma*sigma);

% Main computations
g = exp(k * (x.*x + y.*y)); % Gaussian mask
xp = x * cs + y * sn; % Rotated x coords, phase

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

cx = cos(xp);           % cos grating
cmask = g .* cx;       % modulated cos grating
sx = sin(xp);          % sin grating
smask = g .* sx;       % modulated sin grating

% Normalise so that convolution of mask with a harmonic curve of the
% matching frequency gives unity peaks
cnorm = sum(sum(cmask.*cx));
cmask = cmask/cnorm;
snorm = sum(sum(smask.*sx));
smask = smask/snorm;

```

ฟังก์ชันการหาขอบภาพ และทิศทางของขอบภาพ

```

function [Magnitud,Angle] = Edges(inputimage)
    w=4;           %window=2w+1
    [hx gx]=gabormask(9);
    kx=gx;
    ky=gx';
    %image size
    [rows,columns]=size(inputimage);
    %result image
    Magnitud=zeros(rows,columns);
    Angle=zeros(rows,columns);

```

```

%compute edges

```

```

for x=w+1:columns-w

```

```

    for y=w+1:rows-w

```

```

        %compute gradient

```

```

            m=double(inputimage(y-w:y+w,x-w:x+w));

```

```

            GradX=sum(sum(m.*kx)); %element by element

```

```

            GradY=sum(sum(m.*ky));

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

%edge vector
Magnitud(y,x)=sqrt(GradX^2+GradY^2);
if(GradY~=0)
    Angle(y,x)=atan(GradX/-GradY);
else
    Angle(y,x)=1.57;
end
end
end

ฟังก์ชัน Nonmaxima Suppression
function outputimage= MaxSupr(Mag,Ang)
%image size
[rows,columns]=size(Mag);
%Max suppression image
outputimage=zeros(rows,columns);
%Compute max suppression
for x=2:columns-1
for y=2:rows-1
if Mag(y,x)>0
t=Ang(y,x); %angle of edge
if (t<.57 & t>-.57)
if (Mag(y,x)>=Mag(y+1,x) & Mag(y,x)>Mag(y-1,x))
outputimage(y,x)=Mag(y,x);
end
elseif t>1.04 | t<-1.04
if Mag(y,x)>=Mag(y,x+1) & Mag(y,x)>Mag(y,x-1)
outputimage(y,x)=Mag(y,x);
end
elseif t>.57

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

        if Mag(y,x)>=Mag(y+1,x-1) & Mag(y,x)>Mag(y-1,x+1)
            outputimage(y,x)=Mag(y,x);
        end
    else
        if Mag(y,x)>=Mag(y-1,x-1) & Mag(y,x)>Mag(y+1,x+1)
            outputimage(y,x)=Mag(y,x);
        end
    end
end
end
end

```

ฟังก์ชัน Hysteresis thresholding

```

function bw = hysthresh(im, T1, T2)
if (T2 > T1 | T2 < 0 | T1 < 0) % Check thresholds are sensible
    error('T1 must be >= T2 and both must be >= 0 ');
end
[rows, cols] = size(im); % Precompute some values for speed and convenience.
rc = rows*cols;
rcmr = rc - rows;
rpl = rows+1;

bw = im(:); % Make image into a column vector
pix = find(bw > T1); % Find indices of all pixels with value > T1
npix = size(pix,1); % Find the number of pixels with value > T1

stack = zeros(rows*cols,1); % Create a stack array (that should never
    % overflow!)

stack(1:npix) = pix; % Put all the edge points on the stack
stp = npix; % set stack pointer

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

for k = 1:npix
    bw(pix(k)) = -1;    % mark points as edges
end

O = [-1, 1, -rows-1, -rows, -rows+1, rows-1, rows, rows+1];

while stp ~= 0        % While the stack is not empty
    v = stack(stp);    % Pop next index off the stack
    stp = stp - 1;

    if v > rp1 & v < rcmr % Prevent us from generating illegal indices
        % Now look at surrounding pixels to see if they
        % should be pushed onto the stack to be
        % processed as well.
        index = O+v;    % Calculate indices of points around this pixel.
        for l = 1:8
            ind = index(l);
            if bw(ind) > T2 % if value > T2,
                stp = stp+1; % push index onto the stack.
                stack(stp) = ind;
                bw(ind) = -1; % mark this as an edge point
            end
        end
    end
end
end
end

bw = (bw == -1);    % Finally zero out anything that was not an edge
bw = reshape(bw,rows,cols); % and reshape the image

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล นายพิเชษฐ วงษ์สีทา
 วัน เดือน ปีเกิด 18 กรกฎาคม 2519 ที่สระบุรี
 ที่อยู่ 9/64 อาคารซี 1 เมืองทองธานี ถ. แจ้งวัฒนะ ต. บางพุด อ. ปากเกร็ด
 จ.นนทบุรี 11120

ประวัติการศึกษา ปี พ.ศ. 2543 จบการศึกษาจากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีมหานคร คณะ
 วิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์
 ปี พ.ศ. 2546 ได้เข้าศึกษาต่อ ณ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณ
 ทหารลาดกระบัง คณะวิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิชาสารสนเทศ
 ความชำนาญเฉพาะด้าน 1.) ระบบคอมพิวเตอร์
 2.) การประมวลผลภาพทางคอมพิวเตอร์

ประสบการณ์การทำงาน
 พ.ศ. 2543 – 2545 ตำแหน่งเจ้าหน้าที่ระบบคอมพิวเตอร์ สังกัดหน่วยงานสำนักเทคโนโลยี
 สารสนเทศ สำนักงานศาลยุติธรรม
 พ.ศ. 2545 – 2547 เจ้าหน้าที่คอมพิวเตอร์ แผนกคอมพิวเตอร์ โรงพยาบาลปากเกร็ดเวชการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้