

การประเมินวงจรชีวิตเส้นขอบแบบประมาณฟังก์ชันพหุนามกำลังสองต่ำสุด
สำหรับภาพอัลตราเซานด์



นายศรัณย์ วงศ์วรพิทักษ์

สถาบันวิทยบริการ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า


คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2546

ISBN 974-17-3625-8

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

EVALUATION OF POLYNOMIAL LEAST-SQUARES APPROXIMATION EDGE DETECTOR
FOR MEDICAL ULTRASOUND IMAGES



Mr. Saran Wongworapitak

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Engineering in Electrical Engineering

Department of Electrical Engineering

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2003

ISBN 974-17-3625-8

ศรัณย์ วงศ์วรพิทักษ์ : การประเมินวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบประมาณฟังก์ชันพหุนามกำลังสองต่ำสุดสำหรับภาพอัลตราซาวนด์ (EVALUATION OF POLYNOMIAL LEAST-SQUARES APPROXIMATION EDGE DETECTOR FOR MEDICAL ULTRASOUND IMAGES) อ. ที่ปรึกษา : ผศ. ดร.เจษฎา ชินรุ่งเรือง, 137 หน้า. ISBN 974-17-3625-8.

วิทยานิพนธ์นี้ กล่าวถึงการประเมินวิธีการที่ใช้ในการตรวจวัดเส้นขอบในภาพอัลตราซาวนด์ ที่มีพื้นฐานการพัฒนางจรตรวจวัดเส้นขอบขึ้นจากการประมาณฟังก์ชันพหุนามกำลังสองต่ำสุด ผลลัพธ์ที่ได้ถูกนำมาทดสอบเปรียบเทียบกับกระบวนการตรวจวัดเส้นขอบที่นิยมสำหรับภาพอัลตราซาวนด์ คืออาศัยวงจรรองเข้ามาช่วยลดทอนสัญญาณรบกวนในภาพก่อนผ่านวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ โดยวงจรรองสัญญาณรบกวนที่วิทยานิพนธ์นี้เลือกมาใช้ทดสอบคือ วงจรรองมัถฐาน, วงจรรองแบบแบ่ง และวงจรรองมัถฐานแบบมีทิศทาง ข้อจำกัดของกระบวนการตรวจวัดเส้นขอบที่ต้องอาศัยวงจรรองนั้นคือ ใช้เวลาในการประมวลผลสูง วงจรตรวจวัดเส้นขอบที่จะพัฒนาขึ้นในวิทยานิพนธ์นี้จะประยุกต์ใช้การหาค่าเกรเดียนต์กับฟังก์ชันพหุนามที่ประมาณขึ้น เพื่อให้ได้ค่าสัมประสิทธิ์ใหม่ออกมาสำหรับมาใช้งานในลักษณะวงจรรวมที่แถบผ่าน ข้อได้เปรียบของวงจรตรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นมานี้คือ สามารถตรวจวัดเส้นขอบจากภาพต้นทางที่ยังไม่ผ่านการกรองสัญญาณรบกวน และได้ผลลัพธ์ออกมาใกล้เคียงกับการใช้กระบวนการตรวจวัดเส้นขอบที่อาศัยวงจรรองก่อนตรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ นอกจากนี้การทำงานของวงจรตรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นจะเป็นลักษณะเชิงเส้นจึงส่งผลให้ใช้เวลาในการประมวลผลที่น้อยกว่ามาก วิธีการดังกล่าวจึงเหมาะที่จะใช้ในงานที่ต้องการความรวดเร็วในการประมวลผล เช่นใช้ช่วยเหลือแพทย์ในการตรวจดูเส้นขอบของภาพอัลตราซาวนด์ที่ทำงานในลักษณะตอบโต้กับผู้ใช้ การทดสอบเปรียบเทียบจะใช้ภาพทดสอบทั้งแบบมีและไม่มีสัญญาณรบกวนที่จำลองขึ้น จากนั้นจะนำไปทดสอบกับภาพอัลตราซาวนด์จริง เพื่อเปรียบเทียบคุณภาพเส้นขอบที่ได้และขนาดของการประมวลผล ในตอนท้ายจะทดสอบประยุกต์ใช้ค่าอนุพันธ์อันดับสองและค่าลาปลาเซียนเพื่อได้ค่าสัมประสิทธิ์และแ่งมุมในการทำงานที่หลากหลายขึ้น

ภาควิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

ลายมือชื่อ.....

สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา

ปีการศึกษา 2546

4470719621 : MAJOR ELECTRICAL ENGINEERING

KEYWORD: EDGE DETECTOR / SAVITZKY-GOLAY WEIGHTING FILTER / CANNY EDGE DETECTOR

SARAN WONGWORAPITAK : EVALUATION OF POLYNOMIAL LEAST-SQUARES
APPROXIMATION EDGE DETECTOR FOR MEDICAL ULTRASOUND IMAGES.

THESIS ADVISOR : ASST. PROF. DR.CHEDSADA CHINRUNGRUENG, Ph.D.

137 pp. ISBN 974-17-3625-8.

The traditional edge detection in medical ultrasound images is to first suppress speckle noise in the ultrasound image employing the median filter or its derivations, such as, the stick filter or the directional median filter. The resultant image is then passed as the input to the canny edge detector to derive the image edges. Such edge detection scheme is computation expensive since filtering is required in addition to the edge detection operation. In this thesis, we develop a new edge detector which possesses an ability to suppress speckle noise in the image, and thus eliminate the pre-filtering stage. The new edge detector approximates the image gradient using polynomial least-squares based on the principle employed in the Savitzky-Golay filter. The new edge detection performed efficiently, rendering it suitable for use in interactive ultrasound image diagnosis. The new edge detector has been evaluated by comparing to the canny edge detection, as well as the traditional detection which employs the median filter, the stick filter, and the directional median filter on both synthetic and authentic ultrasound images.

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Department ...Electrical Engineering... Student's signature

Field of study ...Electrical Engineering... Advisor's signature

Academic year ...2003.....

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบพระคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.เจษฎา ชินรุ่งเรือง อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ที่ให้คำปรึกษาและให้ความช่วยเหลืออย่างดียิ่งแก่ผู้วิจัยมาโดยตลอด ขอขอบพระคุณอาจารย์ทุกท่านที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้อันมีค่าให้แก่ผู้วิจัย ทำให้ผู้วิจัยสามารถเขียนวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จได้ด้วยดี ขอขอบพระคุณนายแพทย์ชัชวรัตน์ วงศ์วรพิทักษ์ คณะแพทยศาสตร์ รพ.พระมงกุฎเกล้า สำหรับตัวอย่างภาพอัลตราซาวด์ และคำแนะนำเบื้องต้นในการแพทย์สำหรับความรู้ในเรื่องของภาพอัลตราซาวด์

สุดท้าย ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณ คุณพ่อ คุณแม่ ที่เป็นกำลังใจ ดูแลเอาใจใส่ และพยายามให้ความช่วยเหลืออย่างดี ขอขอบคุณ คุณรณมัย คำหาญสุนทร ที่ให้ความช่วยเหลือในด้านต่างๆ และท้ายที่สุดขอขอบคุณเพื่อนๆ ทุกคนที่ให้กำลังใจและช่วยเหลือผู้วิจัยตลอดมา

ศรัณย์ วงศ์วรพิทักษ์

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	จ
กิตติกรรมประกาศ	ฉ
สารบัญ	ช
สารบัญตาราง	ฅ
สารบัญภาพ	ฉ
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาของงานวิจัย	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	4
1.3 งานวิจัยที่ผ่านมา	4
1.4 เป้าหมายและขอบเขตของงานวิจัย	6
1.5 ขั้นตอนและวิธีดำเนินงาน	6
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	7
บทที่ 2 กระบวนการตรวจวัดเส้นขอบในภาพอัลตราซาวนด์	8
2.1 สัญญาณรบกวนในภาพอัลตราซาวนด์	10
2.2 การลดทอนสัญญาณรบกวนในภาพอัลตราซาวนด์	11
2.2.1 วงจรรองมีถยฐาน	11
2.2.2 วงจรรองแบบแบ่ง	14
2.2.3 วงจรรองมีถยฐานแบบมีทิศทาง	18
2.3 วงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้	20
บทที่ 3 วงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบประมาณฟังก์ชันพหุนามกำลังสองต่ำสุด	28
3.1 วงจรรองซาวีสกี-โกเลย์ แบบหนึ่งมิติ	29
3.2 วงจรรองซาวีสกี-โกเลย์ แบบสองมิติ	36
3.3 ขนาดและมุมของเกรเดียนต์	41
บทที่ 4 ทดสอบเปรียบเทียบประสิทธิภาพวงจรรววจวัดเส้นขอบ	48
4.1 เปรียบเทียบวงจรรววจวัดเส้นขอบเชิงเส้น	49

4.1.1 ภาพสะอาด (Clean image).....	49
4.1.2 ภาพใส่สัญญาณรบกวนและภาพอัลตราเซานด์.....	55
4.2 เปรียบเทียบวงจรรองแบบไม่เชิงเส้น.....	66
4.3 เปรียบเทียบการปรับเปลี่ยนพารามิเตอร์.....	85
4.4 ขนาดการประมวลผล.....	104
บทที่ 5 วงจรตรวจวัดเส้นขอบที่อาศัยหลักของการหาค่าอนุพันธ์อันดับสอง และการหาค่าลาปลาเซียน.....	107
5.1 เส้นขอบที่กำหนดโดยค่าอันดับสองผ่านศูนย์.....	107
5.1.1 ค่าอนุพันธ์อันดับสองในทิศทางตั้งฉาก.....	108
5.1.2 ค่าลาปลาเซียน (Laplacian).....	109
5.2 ทดสอบวงจรถวายวัดเส้นขอบทั้งสามวิธี.....	110
บทที่ 6 สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ.....	120
6.1 สรุปผลการวิจัย.....	120
6.2 ข้อเสนอแนะ.....	122
รายการอ้างอิง.....	126
ภาคผนวก.....	ผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหนังสือ6
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	137

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 4.1: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของรูปที่ 4.31(ก) เมื่อใช้หน้าต่างวงจรรองมัลติฐาน ขนาดเล็ก	87
ตารางที่ 4.2: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของรูปที่ 4.31(ก) เมื่อใช้หน้าต่างวงจรรองมัลติฐาน ขนาดกลาง	88
ตารางที่ 4.3: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของรูปที่ 4.31(ก) เมื่อใช้หน้าต่างวงจรรองมัลติฐาน ขนาดใหญ่	89
ตารางที่ 4.4: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของรูปที่ 4.31(ข) เมื่อใช้หน้าต่างวงจรรองมัลติฐาน ขนาดเล็ก	90
ตารางที่ 4.5: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของรูปที่ 4.31(ข) เมื่อใช้หน้าต่างวงจรรองมัลติฐาน ขนาดกลาง	91
ตารางที่ 4.6: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของรูปที่ 4.31(ข) เมื่อใช้หน้าต่างวงจรรองมัลติฐาน ขนาดใหญ่	92
ตารางที่ 4.7: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของรูปที่ 4.31(ค) เมื่อใช้หน้าต่างวงจรรองมัลติฐาน ขนาดเล็ก	93
ตารางที่ 4.8: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของรูปที่ 4.31(ค) เมื่อใช้หน้าต่างวงจรรองมัลติฐาน ขนาดกลาง	94
ตารางที่ 4.9: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของรูปที่ 4.31(ค) เมื่อใช้หน้าต่างวงจรรองมัลติฐาน ขนาดใหญ่	95
ตารางที่ 4.10: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของรูปที่ 4.31(ก-ค) หลังผ่านวงจรตรวจวัดเส้นขอบที่ พัฒนาขึ้น	96
ตารางที่ 4.11: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของตัวอย่างภาพอัลตราซาวด์ในรูปที่ 4.27(ข) เมื่อใช้ หน้าต่างวงจรรองมัลติฐานขนาดเล็ก	99
ตารางที่ 4.12: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของตัวอย่างภาพอัลตราซาวด์ในรูปที่ 4.27(ข) เมื่อใช้ หน้าต่างวงจรรองมัลติฐานขนาดกลาง	100

ตารางที่ 4.13: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของตัวอย่างภาพอัลตราเซานด์ในรูปที่ 4.27(ข) เมื่อใช้ หน้าต่างวงจรรองมัลติฐานขนาดใหญ่	101
ตารางที่ 4.14: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของตัวอย่างภาพอัลตราเซานด์ในรูปที่ 4.27(ข) หลังผ่าน วงจรถอดวัตถุเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นกับหน้าต่างขนาดต่างๆ	102
ตารางที่ 4.15: ค่าปริมาณการคำนวณในแต่ละกระบวนการ กับภาพขนาด M X N พิกเซล ..	105



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญภาพ

หน้า

รูปที่ 1.1: ตัวอย่างภาพถ่ายอัลตราเซานด์	2
รูปที่ 1.2: เส้นขอบของภาพอัลตราเซานด์ที่ระบุขึ้นโดยแพทย์	3
รูปที่ 2.1: ผ่านวงจรถรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้กับตัวอย่างภาพถ่ายอัลตราเซานด์	9
รูปที่ 2.2: ตัวอย่างการทำงานของวงจรรองมัธยฐาน	12
รูปที่ 2.3: ค่าของพิกเซลในภาพดิจิทัลกับบริเวณที่ใช้หน้าต่างวงจรรองมัธยฐาน	13
รูปที่ 2.4: ใช้วงจรรองมัธยฐานกับภาพอัลตราเซานด์	14
รูปที่ 2.5: ตัวอย่างการกระจายแนวของแท่ง ขนาดต่างๆ	15
รูปที่ 2.6: ตัวอย่างการใช้วงจรรองแบบแท่ง	16
รูปที่ 2.7: ความผิดพลาดในการใช้วงจรรองแบบแท่ง	17
รูปที่ 2.8: ใช้วงจรรองแบบแท่ง กับภาพอัลตราเซานด์	17
รูปที่ 2.9: การทำงานของวงจรรองมัธยฐานแบบมีทิศทาง	18
รูปที่ 2.10: ใช้วงจรรองมัธยฐานแบบมีทิศทาง กับภาพอัลตราเซานด์	19
รูปที่ 2.11: ประมาณค่าอนุพันธ์ย่อยในแนวตั้งและแกนนอน	21
รูปที่ 2.12 : ขนาดและมุมของเกรเดียนต์ประมาณที่ตำแหน่ง (i,j)	22
รูปที่ 2.13: สเกลสำหรับการปิดหน่วยของสคาม่าเป็นจำนวนเต็ม	22
รูปที่ 2.14: กระบวนการ nonmaxima suppression	23
รูปที่ 2.15: ตัวอย่างกระบวนการ nonmaxima suppression	24
รูปที่ 2.16: เส้นขอบของภาพอัลตราเซานด์ที่ได้เมื่อผ่าน วงจรรองก่อนนำมาตรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้	26
รูปที่ 3.1: ประมาณฟังก์ชันพหุนามบนชุดข้อมูล $f(i)$ ที่ตำแหน่ง $i = 0$	29
รูปที่ 3.2: ผลลัพธ์หลังผ่านวงจรรองซาวีสกี-โกเลย์	30
รูปที่ 3.3: การทำงานของวงจรรองซาวีสกี-โกเลย์	31
รูปที่ 3.4: วงจรรองซาวีสกี-โกเลย์หนึ่งมิติทำงานที่อันดับพหุนามต่างกัน	32
รูปที่ 3.5: การประมาณอนุพันธ์อันดับหนึ่งของฟังก์ชันใดๆ โดยใช้หน้าต่าง ของซาวีสกี-โกเลย์ขนาดเท่ากับ 5 อันดับพหุนามเท่ากับ 2	35
รูปที่ 3.6: ชุดข้อมูลที่ตำแหน่ง (i,j) ให้อยู่ในแนวแกน m และ n	36

รูปที่ 3.7: ตัวอย่างการประมาณพื้นผิวฟังก์ชันพหุนามลงบน ชุดข้อมูลบริเวณรอบตำแหน่ง (i,j) ขนาด $M, N = 1$	38
รูปที่ 3.8: ค่าปลายทาง $g_{i,j}$ ที่ได้จากการเลือกค่าสัมประสิทธิ์ $a_{0,0}$	39
รูปที่ 3.9: รูปร่างหน้าต่าง $S_{0,0}$ เมื่อมีขนาด 51×51 อันดับพหุนาม 2	39
รูปที่ 3.10: ผ่านวงจรรองซาวิสกี-โกเลย์สองมิติ ที่มีอันดับ พหุนามเท่ากับ 2 กับภาพอัลตราเซานด์	40
รูปที่ 3.11: เส้นขอบที่นิยามจากขนาดเกรเดียนต์สูงสุด	41
รูปที่ 3.12: รูปร่างของหน้าต่าง S สำหรับนำมาหาอนุพันธ์ย่อยในแนวแกน i และ j	42
รูปที่ 3.13: การใช้ระนาบพหุนามมาประมาณค่าเกรเดียนต์	43
รูปที่ 3.14: ขนาดของเกรเดียนต์กับทิศทางบริเวณค่ายอดเกรเดียนต์	43
รูปที่ 3.15: ขนาดของเกรเดียนต์ในภาพอัลตราเซานด์	44
รูปที่ 3.16: กำหนดค่าระดับเพื่อแสดงส่วนเส้นขอบกับรูปที่ 3.15	45
รูปที่ 3.17: ผ่าน nonmaxima suppression (nms) เพื่อ เก็บเส้นขอบของเกรเดียนต์ในรูปที่ 3.15	46
รูปที่ 3.18: กำหนดค่าระดับเพื่อแสดงส่วนเส้นขอบกับรูปที่ 3.17	47
รูปที่ 4.1: ภาพทดสอบ	51
รูปที่ 4.2: ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.1 หลังผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบแบบแค่นี้	52
รูปที่ 4.3: ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.1 หลังผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบแบบที่พัฒนาขึ้น	53
รูปที่ 4.4: นำรูปที่ 4.1 มาใส่สัญญาณรบกวนแบบเรย์ลีคูนที่สร้างขึ้น โดยมีค่าความแปรปรวนเท่ากับ 0.6	56
รูปที่ 4.5 ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(ก) หลังผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นกับ ขนาดหน้าต่างเท่ากับ 21 และค่าอันดับพหุนามต่างๆ	57
รูปที่ 4.6 ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(ก) หลังผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบแบบแค่นี้ที่มีขนาด หน้าต่างของวงจรรองเกาส์เขียนเท่ากับ 21 และค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานต่างๆ ..	57
รูปที่ 4.7 ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(ข) หลังผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นกับ ขนาดหน้าต่างเท่ากับ 11 และค่าอันดับพหุนามต่างๆ	58
รูปที่ 4.8 ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(ข) หลังผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบแบบแค่นี้ที่มีขนาด หน้าต่างของวงจรรองเกาส์เขียนเท่ากับ 11 และค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานต่างๆ ..	58
รูปที่ 4.9 ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(ค) หลังผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นกับ ขนาดหน้าต่างเท่ากับ 5 และค่าอันดับพหุนามต่างๆ	59

รูปที่ 4.25: เส้นขอบของภาพ 4.4(จ) ที่ผ่านวงจรรองกับภาพที่ผ่าน วงจรรตรวจวัดเส้นขอบแบบที่พัฒนาขึ้น	74
รูปที่ 4.26: เส้นขอบของภาพ 4.4(ฉ) ที่ผ่านวงจรรองกับภาพที่ผ่าน วงจรรตรวจวัดเส้นขอบแบบที่พัฒนาขึ้น	75
รูปที่ 4.27: ตัวอย่างภาพอัลตราซาวด์และเส้นขอบที่ขีดขึ้นโดยแพทย์	78
รูปที่ 4.28: ผ่านวงจรรองแบบต่างๆ กับภาพอัลตราซาวด์ในรูปที่ 4.27(ก) และ (ข)	81
รูปที่ 4.29: เส้นขอบของภาพอัลตราซาวด์ที่ได้จากการตรวจวัดโดยวิธีต่างๆ	82
รูปที่ 4.30: แผนผังแสดงพารามิเตอร์ทั้งหมดที่จะนำมาปรับเพื่อแสดงผลลัพธ์เส้นขอบ	86
รูปที่ 4.31: ภาพทดสอบที่ใส่สัญญาณรบกวนเรย์ลีคุณขนาดต่างๆ	86
รูปที่ 4.32: ปริมาณการคำนวณเปรียบเทียบระหว่างวงจรรองแบบไม่เชิงเส้น และวงจรรตรวจวัดเส้นขอบแบบเชิงเส้น	106
รูปที่ 5.1: เส้นขอบที่กำหนดโดยค่าผ่านศูนย์	107
รูปที่ 5.2: ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(ก) หลังผ่านวงจรรตรวจวัดเส้นขอบ ที่พัฒนาขึ้นโดยใช้ค่าอนุพันธ์อันดับสองและค่าลาปลาเซียน	111
รูปที่ 5.3: ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(ข) หลังผ่านวงจรรตรวจวัดเส้นขอบ ที่พัฒนาขึ้นโดยใช้ค่าอนุพันธ์อันดับสองและค่าลาปลาเซียน	112
รูปที่ 5.4: ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(ค) หลังผ่านวงจรรตรวจวัดเส้นขอบ ที่พัฒนาขึ้นโดยใช้ค่าอนุพันธ์อันดับสองและค่าลาปลาเซียน	113
รูปที่ 5.5: ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(ง) หลังผ่านวงจรรตรวจวัดเส้นขอบ ที่พัฒนาขึ้นโดยใช้ค่าอนุพันธ์อันดับสองและค่าลาปลาเซียน	114
รูปที่ 5.6: ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(จ) หลังผ่านวงจรรตรวจวัดเส้นขอบ ที่พัฒนาขึ้นโดยใช้ค่าอนุพันธ์อันดับสองและค่าลาปลาเซียน	115
รูปที่ 5.7: ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(ฉ) หลังผ่านวงจรรตรวจวัดเส้นขอบ ที่พัฒนาขึ้นโดยใช้ค่าอนุพันธ์อันดับสองและค่าลาปลาเซียน	116
รูปที่ 5.8: ภาพเส้นขอบของภาพอัลตราซาวด์ในรูป 4.11(ก) หลังผ่านวงจ ตรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นโดยใช้ค่าอนุพันธ์อันดับสองและค่าลาปลาเซียน	117
รูปที่ 5.9: ภาพเส้นขอบของภาพอัลตราซาวด์ในรูป 4.11(ข) หลังผ่านวงจ ตรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นโดยใช้ค่าอนุพันธ์อันดับสองและค่าลาปลาเซียน	118
รูปที่ ก.1: หน้าต่างเกาส์เซียนที่มีขนาดเท่ากับ 41	118
รูปที่ ก.2: หน้าต่างอนุพันธ์อันดับหนึ่งของเกาส์เซียนที่มีขนาดเท่ากับ 41	118
รูปที่ ก.3: ผลตอบเชิงความถี่ของหน้าต่างเกาส์เซียนที่มีขนาดเท่ากับ 41	118

รูปที่ ก.4: ผลตอบเชิงความถี่ของหน้าต่างอนุพันธ์อันดับหนึ่งของเกาส์เซียน
 ที่มีขนาดเท่ากับ 41118

รูปที่ ก.5: หน้าต่างของวงจรวจรแบบซาวีสกี-โกเลย์ที่สัมพันธ์กับค่าสัมประสิทธิ์ a_0 118

รูปที่ ก.6: หน้าต่างของวงจรวจรแบบซาวีสกี-โกเลย์ที่สัมพันธ์กับค่าสัมประสิทธิ์ a_1 118

รูปที่ ก.7: ผลตอบเชิงความถี่ของหน้าต่างของวงจรวจรแบบซาวีสกี-โกเลย์
 ที่สัมพันธ์กับค่าสัมประสิทธิ์ a_0 118

รูปที่ ก.8: ผลตอบเชิงความถี่ของหน้าต่างของวงจรวจรแบบซาวีสกี-โกเลย์
 ที่สัมพันธ์กับค่าสัมประสิทธิ์ a_1 118

รูปที่ ก.9: หน้าต่างของวงจรวจรแบบซาวีสกี-โกเลย์สองมิติ
 ที่สัมพันธ์กับค่าสัมประสิทธิ์ $a_{0,0}$ 118

รูปที่ ก.10: ต่างของวงจรวจรแบบซาวีสกี-โกเลย์
 ที่สัมพันธ์กับค่าสัมประสิทธิ์ $a_{0,1}$ 118

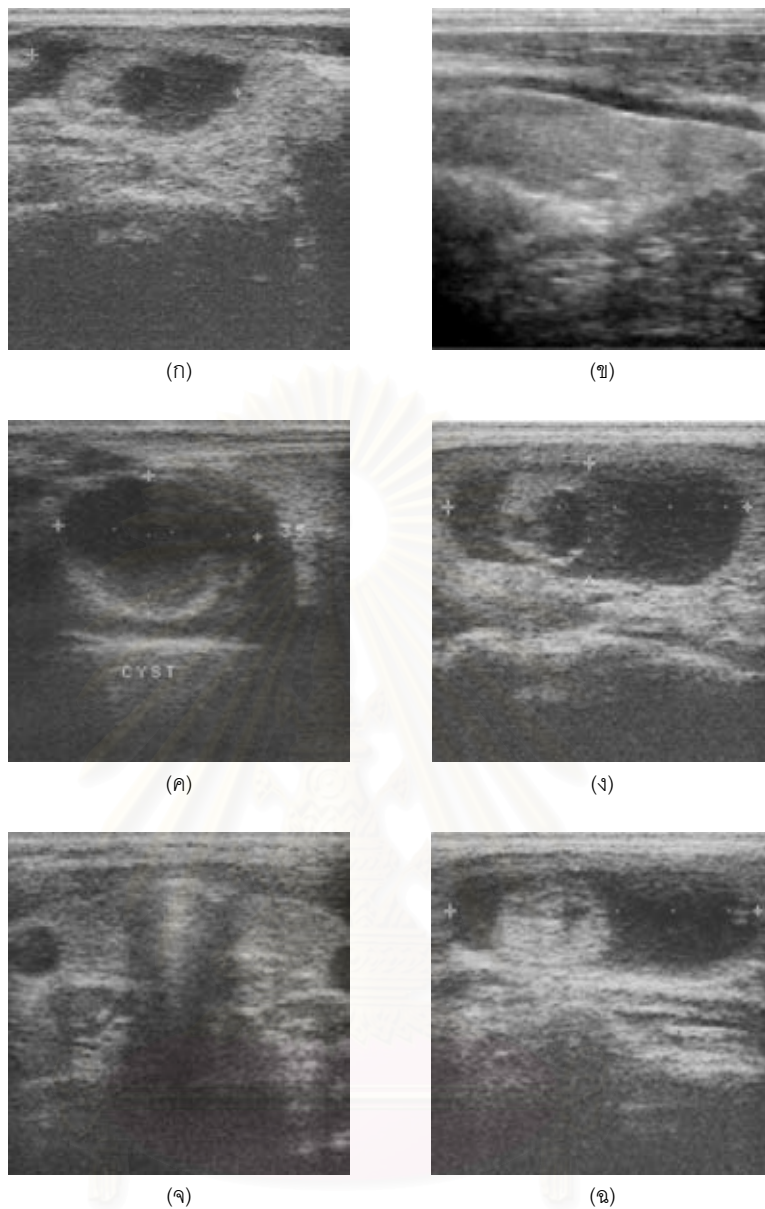
บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาของงานวิจัย

ภาพถ่ายอัลตราซาวด์ทางการแพทย์ ถูกใช้อย่างแพร่หลายในปัจจุบันเพื่อวินิจฉัยอวัยวะหรือองค์ประกอบต่างๆ ภายในร่างกายของมนุษย์ เนื่องจากเป็นวิธีการที่ไม่เสี่ยงอันตรายต่อผู้ถูกวินิจฉัยและประหยัดค่าใช้จ่าย แต่ข้อจำกัดของการวินิจฉัยโดยภาพอัลตราซาวด์คือต้องอาศัยผู้เชี่ยวชาญเฉพาะเรื่องโดยตรงสำหรับการตีความหมายจากภาพ เนื่องจากภาพถ่ายที่ได้จากเทคนิคอัลตราซาวด์นั้นมีความไม่ชัดสูงมากทำให้การระบุตำแหน่งหรือตีความของอวัยวะบางแห่งทำได้ยากลำบากมาก

หลักการเบื้องต้นของผู้เชี่ยวชาญในการวินิจฉัยภาพถ่ายอัลตราซาวด์นั้นคือการขีดเส้นในภาพซึ่งเป็นเส้นที่แบ่งบริเวณของอวัยวะหรือชั้นเนื้อเยื่อต่างๆ ออกจากกัน จากนั้นจึงนำลักษณะพื้นฐานของอวัยวะที่ขีดไว้ไปวินิจฉัยต่อไป ซึ่งจะเห็นว่าขั้นตอนในการขีดเส้นดังกล่าวเป็นขั้นตอนที่สำคัญและจะเรียกเส้นที่ขีดได้นั้นว่าเป็นเส้นขอบ (edge) ในภาพถ่ายอัลตราซาวด์ตัวอย่างภาพถ่ายอัลตราซาวด์ทางการแพทย์แสดงอยู่ในรูปที่ 1.1 เป็นตัวอย่างภาพที่ได้จากการถ่ายกับผู้ป่วยจริงสำหรับวินิจฉัยใน กรณีที่แตกต่างกันออกไป เช่นรูปที่ 1.1(ก) เป็นภาพตัวอย่างอัลตราซาวด์ที่ถ่ายเพื่อวินิจฉัยก้อนเนื้อ (Cyst) ที่เกิดขึ้นบริเวณลำคอ และเมื่อนำรูปที่ได้นี้มาตรวจกับแพทย์หรือผู้ชำนาญการในการอ่านภาพถ่ายอัลตราซาวด์ เพื่อระบุส่วนที่เป็นเส้นขอบ จะสามารถขีดเส้นแสดงได้ดังรูปที่ 1.2(ก) โดยส่วนที่เป็นเส้นหนาสีขาวที่มีลักษณะเป็นวงปิด จะเป็นส่วนที่แพทย์สนใจในการนำไปวินิจฉัยเบื้องต้น ส่วนรูปที่ 1.2 เป็นตัวอย่างภาพที่ถ่ายอัลตราซาวด์ของต่อมไทรอยด์ เพื่อเป็นข้อมูลเบื้องต้นในการวินิจฉัยโอกาสที่จะเกิดโรคคอหอยพอก กับผู้ป่วยคนหนึ่ง เส้นขอบที่ขีดนั้นแสดงในรูปที่ 1.2(ข)



รูปที่ 1.1: ตัวอย่างภาพถ่ายอัลตราซาวนด์

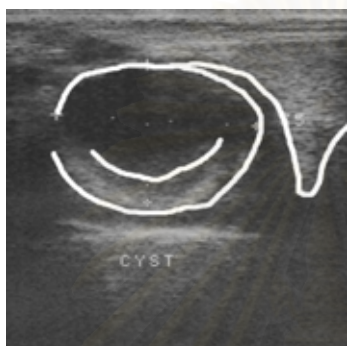
สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



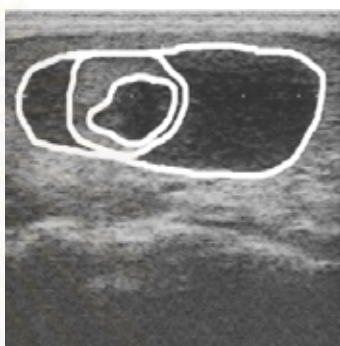
(ก) เส้นขอบในรูป 1.1(ก)



(ข) เส้นขอบในรูป 1.1(ข)



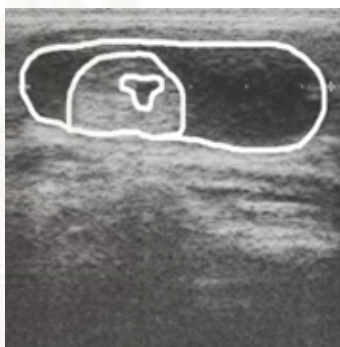
(ค) เส้นขอบในรูป 1.1(ค)



(ง) เส้นขอบในรูป 1.1(ง)



(จ) เส้นขอบในรูป 1.1(จ)



(ฉ) เส้นขอบในรูป 1.1(ฉ)

รูปที่ 1.2: เส้นขอบของภาพอัลตราซาวนด์ที่ระบุขึ้นโดยแพทย์

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

เนื่องจากมีความต้องการในการลดต้นทุนทั้งเรื่องเวลาและบุคลากรที่ใช้สำหรับตีความหมายจากภาพอัลตราซาวนด์นี้ จึงสังเกตเห็นความสำคัญของการนำคอมพิวเตอร์เข้ามาช่วย โดยที่ในบทความนี้จะมุ่งเน้นไปที่การใช้คอมพิวเตอร์มาช่วยในการระบุเส้นขอบที่ถูกต้องในภาพอัลตราซาวนด์

ด้วยหลักการถ่ายภาพอัลตราซาวนด์นั้น อาศัยการสะท้อนของคลื่นเหนือเสียงในอวัยวะมนุษย์มาสังเคราะห์เป็นภาพ ด้วยเหตุนี้การแทรกสอดระหว่างหน้าคลื่นที่สะท้อนกลับมาทำให้เกิดปรากฏการณ์สัญญาณรบกวนขึ้นในภาพที่สังเคราะห์ขึ้นมาได้ โดยสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นในภาพนั้นจะเป็นสัญญาณรบกวนแบบจุดที่มีการแจกแจงของสัญญาณเป็นแบบเรย์ลีคูณ [1, 34] อันเป็นสาเหตุหลักที่ทำให้มีความยากลำบากในการใช้คอมพิวเตอร์เข้ามาช่วยระบุเส้นขอบภายในภาพอัลตราซาวนด์

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

พัฒนาอัลกอริทึมสำหรับการตรวจวัดเส้นขอบในภาพถ่ายอัลตราซาวนด์ โดยอาศัยหลักการประมาณฟังก์ชันพหุนามโดยค่าผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยต่ำสุด และประเมินประสิทธิภาพเปรียบเทียบกับวิธีการอื่นที่ทำให้ได้มาซึ่งเส้นขอบในภาพถ่ายอัลตราซาวนด์ ทั้งในแง่คุณภาพและเวลาในการประมวลผล

1.3 งานวิจัยที่ผ่านมา

เครื่องมือสำหรับหาเส้นขอบภายในภาพดิจิทัลใดๆ ถูกเรียกว่า วงจรตรวจวัดเส้นขอบ (edge detector) ซึ่งมีการทำงานหลากหลายประเภทตามความต้องการหรือลักษณะของภาพ โดยที่วิธีการตรวจวัดเส้นขอบที่มีอยู่ในปัจจุบันดังเช่น Canny [2, 36], Roberts หรือ Sobel [3] , การหา Zero-Crossing ของอนุพันธ์อันดับสอง [13], การใช้ค่าลาปลาเซียนของเกาส์เซียน [29] และวิธีต่างๆ เช่น [4, 10-12, 14-18] โดยที่วงจรตรวจวัดเส้นขอบเหล่านี้ให้ผลลัพธ์ที่ไม่เหมาะสมในการตรวจวัดเส้นขอบกับภาพอัลตราซาวนด์ ที่มีการเปลี่ยนแปลงความเข้มบริเวณขอบเป็นลักษณะฟังก์ชันขั้นบันได [7] วิธีการที่มีอยู่สำหรับแก้ปัญหาในการตรวจวัดเส้นขอบของภาพอัลตราซาวนด์

คือการนำภาพมาทำให้ดีขึ้น (enhancement) ในแนวทางที่เหมาะสมเพื่อให้ง่ายต่อการตรวจวัดเส้นขอบด้วยวิธีใดๆก็ตาม โดยวิธีพื้นฐานที่ใช้กันทั่วไปคือการผ่านวงจรรองมัลติฐาน [3] โดยภาพหลังผ่านวงจรรองประเภทนี้แล้ว สัญญาณรบกวนจะถูกลดทอนไปโดยยังคงรักษาสภาพของเส้นขอบไว้ได้ในระดับหนึ่ง นอกจากนี้ยังมีงานวิจัยอื่นที่ได้พัฒนาการทำให้ภาพดีขึ้นในลักษณะต่างๆ กับภาพอัลตราซาวนด์ ตัวอย่างเช่น กระบวนการในลักษณะ line processes ที่เสนอวิธีการใช้แท่ง (Stick) [5] เข้ามาปรับปรุงภาพเพื่อลดทอนสัญญาณรบกวนและเน้นส่วนที่เป็นเส้นขอบออกมา และได้มีการประยุกต์แนวคิดของการใช้แท่งกับวงจรรองมัลติฐาน มาเป็นวิธีการ directional median filter [6] ส่วนงานวิจัยอื่นที่นำแนวคิดของแท่งมาใช้ก็มีดังเช่น [7], [9] นอกจากนี้มีงานวิจัยหนึ่งกล่าวถึงการนำฟังก์ชันพหุนามมาประมาณค่าเพื่อประพจน์ตัวเป็นวงจรรองที่มีจุดเด่นอยู่ที่ความเร็วในการประมวลผลและรักษาสภาพขอบได้ดีก็คือการใช้วงจรรองซาวีสกี-โกเลย์สองมิติ [8] โดยเป็นอีกวิธีในการปรับปรุงภาพที่เหมาะสมกับภาพอัลตราซาวนด์เช่นกัน

รูปแบบงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการนำวงจรรองตรวจวัดเส้นขอบไปใช้ประโยชน์ในอีกลักษณะหนึ่งคือ การหาวงปิดของเส้นขอบที่แสดงลักษณะของอวัยวะ โดยนำวิธีการของ active contour เข้ามาใช้ เช่นงานวิจัย [19-28] ซึ่งวิธีการหลักที่ถูกนำมาใช้ในงานวิจัยเหล่านี้คือ วิธี temporal active contour [30] หรือ วิธี deformable contour [32] และอัลกอริทึมของ snake [31, 33] ที่มีการทำงานกับภาพอัลตราซาวนด์หลายๆ ภาพในลักษณะต่อเนื่องกัน โดยจะเริ่มต้นจากระบุจุดของเส้นขอบขึ้นโดยผู้ใช้ในลักษณะวงปิดรอบอวัยวะที่ต้องการ จากนั้นจะใช้ตัวอัลกอริทึม (เช่น snake algorithm) ในการจัดการทำงานเป็นรอบแบบภาพต่อภาพเพื่อให้จุดที่กำหนดในภาพแรกมีการลู่เข้า (converge) หางปิดของเส้นขอบที่เหมาะสมที่สุด โดยในงานวิจัย [27] กล่าวถึงการนำวงจรรองตรวจวัดเส้นขอบแบบแคนนี่มาหาเส้นขอบ เพื่อใช้ช่วยในการระบุตำแหน่งโดยผู้ใช้ในภาพแรก (initial guess) ซึ่งจะเป็นเครื่องมือช่วยสำหรับผู้ใช้ในการกำหนดจุดเริ่มต้น เพราะว่ากาหนดจุดเริ่มต้นนั้นเป็นสิ่งสำคัญที่จะส่งผลถึงระบบว่าผลลัพธ์จะลู่เข้าเร็วเพียงใด และการระบุค่าเริ่มต้นที่ไม่เหมาะสมอาจส่งผลถึงการลู่ออกของผลลัพธ์ซึ่งก็จะได้เส้นขอบที่ต้องการออกมาเลย

สิ่งที่ได้กล่าวไปข้างต้นทั้งหมดได้แนะนำเกี่ยวกับวงจรรองตรวจวัดเส้นขอบที่มีอยู่ในปัจจุบัน และการนำวงจรรองตรวจวัดเส้นขอบเข้าไปใช้งานในเรื่อง active contour ในภาพอัลตราซาวนด์ งานวิจัยทั้งหลายข้างต้นที่พูดถึงการได้มาซึ่งเส้นขอบทำให้พอที่จะสามารถสรุปได้ว่าภาพอัลตราซาวนด์ใดๆ ที่จะผ่านกระบวนการตรวจวัดเส้นขอบ จำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องผ่านการปรับปรุงภาพในขั้นแรก เพื่อเน้นส่วนที่เป็นเส้นขอบพร้อมทั้งลดทอนสัญญาณรบกวนด้วย จากนั้นการตรวจวัดเส้นขอบสามารถกระทำด้วยวิธีการใดๆ ที่มีอยู่ก็ได้ เช่น canny, robert, หรือ sobel (โดยปัจจุบัน

วงจรถรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ [2, 36] ถือว่าได้มาตรฐานและยอมรับที่สุดสำหรับมาใช้งานตรวจวัดเส้นขอบในงานวิจัยต่างๆ [27]) ทำให้เสียเวลาในการปรับปรุงภาพก่อนแล้วค่อยมาตรวจวัดเส้นขอบ โดยยังไม่มีการวิจัยขึ้นได้เลยที่เสนอถึงการใช้วงจรถรวจวัดเส้นขอบกับภาพอัลตราซาวนด์โดยตรงที่ไม่ผ่านการปรับปรุงภาพด้วยวิธีการใดๆ มาก่อน แล้วได้ผลลัพธ์เส้นขอบโดยที่ลดทอนสัญญาณรบกวนไปด้วย

แนวคิดที่จะนำเสนอในงานวิจัยนี้คือการพัฒนาวงจรถรวจวัดเส้นขอบที่มีประสิทธิภาพในการตรวจวัดเส้นขอบจากภาพอัลตราซาวนด์ได้ทันที โดยไม่ต้องผ่านการปรับปรุงภาพด้วยวิธีใดๆ มาก่อนดังวิธีต่างๆ ที่กล่าวไปข้างต้น แล้วสามารถให้เส้นขอบพร้อมลดทอนสัญญาณรบกวนไปในทันทีด้วย โดยจะมีแนวทางการพัฒนานำหลักการประมาณฟังก์ชันพหุนามกับค่าผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยต่ำสุด (least mean square error) พัฒนาวงจรถรวจวัดเส้นขอบให้ทำงานเป็นแบบเชิงเส้น ทำให้เกิดประโยชน์ในเรื่องความรวดเร็วในการประมวลผลสูง และทำให้เหมาะกับงานที่ทำงานให้ลักษณะ real-time หรือ interactive ultrasound monitoring

1.4 เป้าหมายและขอบเขตของงานวิจัย

พัฒนาวงจรเชิงเส้นขึ้นมาสำหรับตรวจวัดเส้นขอบในภาพอัลตราซาวนด์ทางการแพทย์ โดยการประเมินประสิทธิภาพจะกระทำเปรียบเทียบกับวิธีการตรวจวัดเส้นขอบที่มีขั้นตอนในการปรับปรุงภาพโดยวิธีวงจรรองมัธยฐาน, วิธีการใช้แท่ง [5], วงจรรองมัธยฐานแบบมีทิศทาง (directional median filter) [6] แล้วมาผ่านวงจรถรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้

1.5 ขั้นตอนและวิธีดำเนินงาน

1. ศึกษาการลักษณะสมบัติของสัญญาณรบกวนในภาพอัลตราซาวนด์
2. ศึกษาวิจัยของวิธีการตรวจวัดเส้นขอบที่ใช้สำหรับภาพอัลตราซาวนด์ที่มีอยู่
3. พัฒนาระเบียบวิธีในการใช้วงจรถรวจวัดเส้นขอบตามหลักการประมาณค่ากำลังสองต่ำสุด (least square approximation)
4. พัฒนาโปรแกรมสำหรับใช้ประมวลผลและประเมินค่าต่างๆ
5. เปรียบเทียบผลของระเบียบวิธีที่พัฒนาขึ้นกับการใช้วิธีการตรวจวัดที่มีอยู่

6. วิเคราะห์ และสรุปผลงานวิจัย
7. เรียบเรียงผลงานวิจัย พิมพ์ผลงาน และจัดเข้ารูปเล่มเพื่อทำการเสนอต่อ คณะกรรมการต่อไป

1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ทำให้ทราบถึงการทำงานของระบบการคำนวณเส้นขอบในภาพอัลตราซาวนด์
2. มีเทคนิคและหลักการที่เหมาะสมสำหรับการใช้วงจรถรวจวัดเส้นขอบ
3. ขอบที่ได้จะเป็นพื้นฐานที่สำคัญสำหรับการพัฒนาในเรื่องอื่นๆ เช่นการบีบอัดขนาดภาพ, การสร้างภาพ 3 มิติ, การช่วยวิเคราะห์ต่างๆ
4. สามารถนำไปประยุกต์ใช้ในการตรวจวัดเส้นขอบของภาพอื่นๆ ที่มีสัญญาณรบกวนในคุณลักษณะที่เหมือนกัน (isotropic) ได้ เช่น การตรวจวัดขอบของภาพถ่ายก้อนเมฆในงานของกรมอุตุฯ มหาวิทยาลัยหรืองานทางทหาร

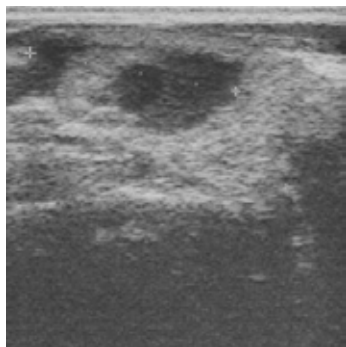
สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 2

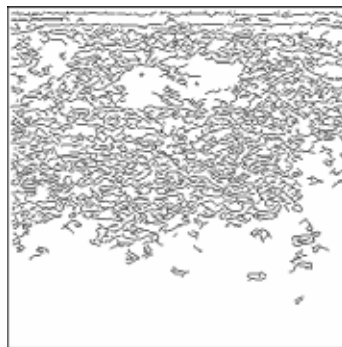
กระบวนการตรวจวัดเส้นขอบในภาพอัลตราซาวด์

ตามที่ได้กล่าวไปในบทนำ เกี่ยวกับแนวเหตุผลของความต้องการเส้นขอบในภาพอัลตราซาวด์ และปัญหาที่เกิดขึ้นในการตรวจวัดเส้นขอบในภาพอัลตราซาวด์ อันเนื่องมาจากความไม่ชัดของภาพสูงหรือ ภาพถ่ายอัลตราซาวด์นั้นถูกถ่ายขึ้นด้วยกระบวนการที่ก่อให้เกิดสัญญาณรบกวนขึ้น เป็นเหตุให้กระบวนการตรวจวัดเส้นขอบในภาพอัลตราซาวด์นั้น ต้องประกอบไปด้วยขั้นตอนของการลดทอนสัญญาณรบกวนออกไปเสียก่อน ในบทนี้จะกล่าวถึงสาเหตุที่ทำให้เกิดสัญญาณรบกวนในภาพอัลตราซาวด์ว่าเกิดขึ้นได้อย่างไรและสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นนั้นเป็นสัญญาณรบกวนประเภทไหนมีการกระจายสุ่มอย่างไร จากนั้นจะอธิบายกระบวนการในการตรวจวัดเส้นขอบที่ใช้กันอยู่ทั่วไปในภาพอัลตราซาวด์ ซึ่งประกอบไปด้วยขั้นตอนของการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยวิธีการต่างๆ และจะกล่าวถึงการทำงานของวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ที่เป็นส่วนที่จะนำมาใช้ตรวจวัดเส้นขอบของภาพอัลตราซาวด์ หลังจากที่ทำกรลดทอนสัญญาณรบกวนแล้ว

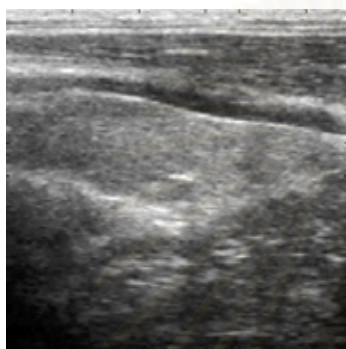
ในขั้นแรกนี้จะกล่าวถึงการตรวจวัดเส้นขอบกับภาพอัลตราซาวด์ต้นทางทันทีโดยที่ยังไม่มีการใช้วงจรกรองใดๆ เพื่อมาลดทอนสัญญาณรบกวนที่มีอยู่ในภาพ วงจรตรวจวัดเส้นขอบที่วิทยานิพนธ์นี้เลือกขึ้นเพื่อนำมาใช้ศึกษาเปรียบเทียบคือวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ โดยที่ขั้นตอนการทำงานจะกล่าวโดยละเอียดในหัวข้อ 2.3 แต่ในที่นี้เราจะทดสอบการตรวจวัดเส้นขอบกับภาพอัลตราซาวด์เพื่อดูผลลัพธ์ในเบื้องต้น โดยจะนำตัวอย่างภาพอัลตราซาวด์ ในรูปที่ 1.1 (ก) และ (ข) มาผ่านวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้โดยที่ยังไม่ต้องผ่านวงจรกรองสัญญาณรบกวนใดๆ มาก่อน เพื่อที่จะพิจารณาผลลัพธ์เส้นขอบที่ได้ว่ามีลักษณะอย่างไร และมีแนวเหตุผลจำเป็นแค่ไหนในการที่จะต้องใช้วงจรกรองเพื่อลดทอนสัญญาณรบกวนกับภาพอัลตราซาวด์ก่อนภาพตัวอย่างอัลตราซาวด์และรูปผลลัพธ์เส้นขอบแสดงดังรูปที่ 2.1



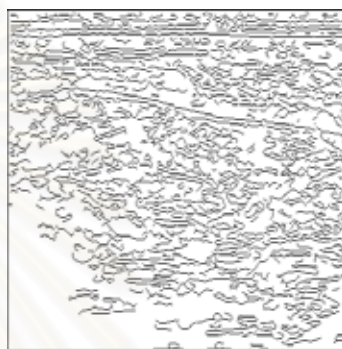
(ก) ตัวอย่างภาพอัลตราเซานด์



(ข) ภาพเส้นขอบในรูป (ก)



(ค) ตัวอย่างภาพอัลตราเซานด์



(ง) ภาพเส้นขอบในรูป (ค)

รูปที่ 2.1: ผ่านวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแคนนีย์กับตัวอย่างภาพอัลตราเซานด์

จากรูปที่ 2.1 จะเห็นว่าเส้นขอบของภาพอัลตราเซานด์ที่ผ่านการใช้วงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแคนนีย์ในรูปที่ 2.1(ข) และ (ง) นั้น มีเส้นขอบเกิดขึ้นมากมายและไม่สามารถจำแนกแยกแยะองค์ประกอบใดๆ ในภาพได้เลย ถึงแม้ว่าในตัววงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแคนนีย์จะมีส่วนประกอบของการใช้วงจรกรองเกาส์เซียนฝังตัวอยู่ แต่ดูจะไม่เหมาะสมเพียงพอที่จะช่วยลดทอนสัญญาณรบกวนในภาพเพื่อให้การตรวจวัดเส้นขอบเป็นไปได้อย่างมีประสิทธิภาพ อย่างไรก็ตามปัญหานี้ก็ถูกแก้โดยงานวิจัยที่ผ่านมาพอสมควร [3, 5, 6, 7, 9, 8] ซึ่งการลดทอนสัญญาณรบกวนจะกระทำโดยใช้วงจรกรองสัญญาณรบกวนที่เหมาะสม

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

2.1 สัญญาณรบกวนในภาพอัลตราซาวด์

สัญญาณรบกวนหลักในภาพอัลตราซาวด์เป็นสัญญาณรบกวนแบบจุด (speckle) อันเป็นปรากฏการณ์สุ่ม ซึ่งเกิดจากการรบกวนกัน ระหว่างคลื่นอัลตราซาวด์ที่สะท้อนกลับจากตัวสะท้อนเล็กๆ (scatter) ที่มีกระจัดกระจายอยู่ทั่วไปในเนื้อเยื่อ สัญญาณรบกวนดังกล่าวมีการแจกแจงแบบเรย์ลี หากการสะท้อนเกิดขึ้นอย่างสมบูรณ์ เรียกว่า fully-formed speckle การแจกแจงในลักษณะดังกล่าวเกิดขึ้น เนื่องจากสมมติฐานที่ว่า ผลรวมแบบเฟสเซอร์ของคลื่นที่สะท้อนกลับจากตัวสะท้อนนั้น มีการแจกแจงร่วม (joint distribution) ของค่าจริง (X_r) และค่าจินตภาพ (X_i) เป็นแบบเกาส์ ตามหลักการของทฤษฎีบทลิมิตกลาง (central limit theorem) ดังสมการ

$$p_{x_r, x_i}(X_r, X_i) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{X_r^2 + X_i^2}{2\sigma^2}\right) \quad (2.1)$$

เมื่อ σ^2 เป็นค่าแปรปรวนของ X_r และ X_i การแปลงผลรวมแบบเฟสเซอร์ของคลื่นสะท้อนดังกล่าว มาเป็นความเข้มในภาพอัลตราซาวด์จะใช้เพียงขนาดของผลรวม และละเลยเฟสของผลรวมนั้นไป ดังนั้นการแจกแจงของความเข้มเนื่องจากตัวสะท้อน $X = \sqrt{X_i^2 + X_r^2}$ จึงกลายเป็นแบบเรย์ลี

$$p_x(X) = \rho^2 X \exp\left(-\frac{X^2 \rho^2}{2}\right) \quad (2.2)$$

โดย ρ เป็นพารามิเตอร์ลักษณะสมบัติของการแจกแจงแบบเรย์ลี ซึ่งสัมพันธ์กับ σ^{-1} แบบเชิงเส้น

ผลกระทบของสัญญาณรบกวนแบบจุดต่อค่าความเข้มของภาพจะเป็นแบบคูณ [34] ตามสมการ

$$f = NI \quad (2.3)$$

โดยที่ I เป็นความเข้มของภาพ N เป็นสัญญาณรบกวนที่มีการแจกแจงแบบเรย์ลี และ f เป็นความเข้มของภาพที่ได้หลังคูณ

2.2 การลดทอนสัญญาณรบกวนในภาพอัลตราซาวด์

งานวิจัยที่กล่าวถึงวิธีการลดทอนสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นในภาพอัลตราซาวด์ โดยมีเงื่อนไขอยู่ที่สามารถคงสภาพเส้นขอบของภาพไว้ได้นั้น วิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะขอเลือกศึกษาวงจรรองที่มีประสิทธิภาพดังกล่าวดังนี้

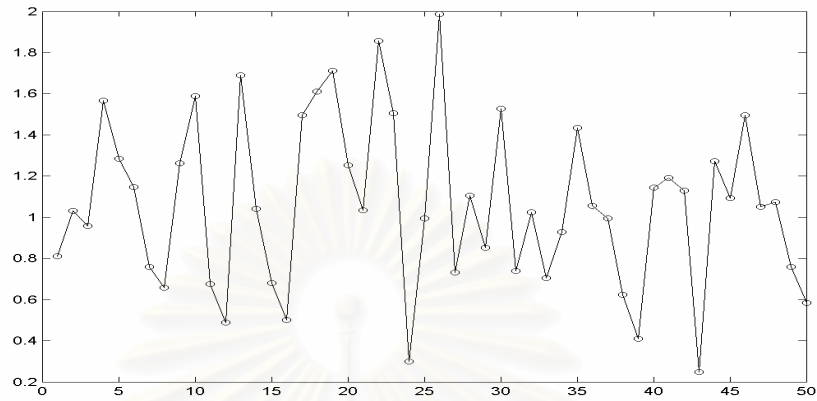
2.2.1 วงจรรองมัธยฐาน

วงจรรองมัธยฐาน [3] เป็นวงจรรองแบบไม่เชิงเส้น ที่มีพื้นฐานการทำงานโดยใช้การคำนวณค่ามัธยฐาน ที่เป็นค่ากลางเลขคณิตตัวหนึ่งที่มีคุณสมบัติในการตัดค่าที่สูงมากและต่ำมากทิ้งไป โดยที่ไม่นำมาแสดงผลหรือถูกนำมาเฉลี่ยกับค่าในบริเวณที่เหลือ ตัวอย่างการหาค่ามัธยฐานในข้อมูลชุดหนึ่งเช่น 50, 53, 40, 3, 70, 1, 1, 100, 89, 65, 55 โดยที่ขั้นแรกจะอาศัยการเรียงข้อมูลจากน้อยไปหามากก่อนได้เป็น 1, 1, 3, 40, 50, 53, 55, 65, 70, 89, 100 (หรือจากมากไปหาน้อยก็ได้) จากนั้นผลลัพธ์ค่ามัธยฐานของข้อมูลชุดนี้จะเป็นค่าที่อยู่ในตำแหน่งตรงกลางภายหลังการเรียง ซึ่งในกรณีนี้จำนวนของข้อมูลเป็น 11 เพราะฉะนั้นค่ากลางจะอยู่ในตำแหน่งที่ 6 หรือผลลัพธ์ค่ามัธยฐานที่ได้ก็คือ 53 นั่นเอง สังเกตผลลัพธ์ที่ได้นั้นจะเห็นว่าค่าที่มีขนาดต่ำมากๆ หรือสูงมากๆ เช่น 1 หรือ 100 จะไม่ถูกนำมาแสดงผลกระทบใดๆ กับค่า 53 เลยเนื่องจากการคำนวณค่าในลักษณะนี้จะใช้ตำแหน่งเป็นสำคัญ ซึ่งต่างจากการหาค่ากลางเลขคณิตโดยวิธีเฉลี่ยซึ่งผลลัพธ์ที่ได้นั้นจะถูกรบกวนโดยค่ารอบข้างที่มีค่าแตกต่างกันมาก

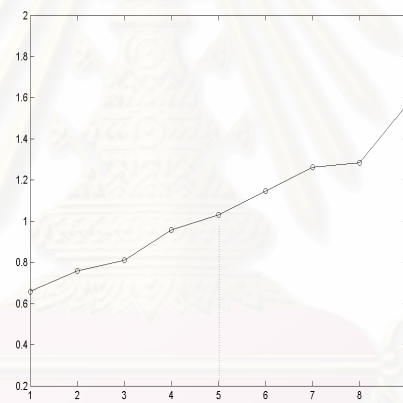
ในเรื่องของกระบวนการสัญญาณภาพดิจิทัล ค่ามัธยฐานถูกนำมาใช้ในเรื่องของการลดทอนสัญญาณรบกวน เนื่องจากมีแนวความคิดที่จะขจัดสัญญาณรบกวนที่มีค่าสูงมากและต่ำมากเมื่อเทียบกับค่าที่พิจารณาอยู่โดยไม่ทำให้ค่าที่สูงมากและต่ำมากดังกล่าวมาแสดงผลกระทบกับพิกเซลที่กำลังพิจารณาอยู่ทำให้สามารถที่จะคงสภาพที่มีการเปลี่ยนแปลงค่าความเข้มอย่างทันทีทันใดหรือบริเวณที่น่าจะเป็นเส้นขอบในภาพได้ดี

การทำงานของวงจรรองมัธยฐานนั้น ในแต่ละพิกเซลในภาพผลลัพธ์จะเกิดจากการหาค่ามัธยฐานของพิกเซลที่ตำแหน่งที่พิจารณากับค่าพิกเซลในบริเวณรอบๆ หรือเนบะฮอด (Neighborhood pixels) ซึ่งขนาดหรือจำนวนของค่าพิกเซลเนบะฮอดจะขึ้นอยู่กับความเหมาะสม

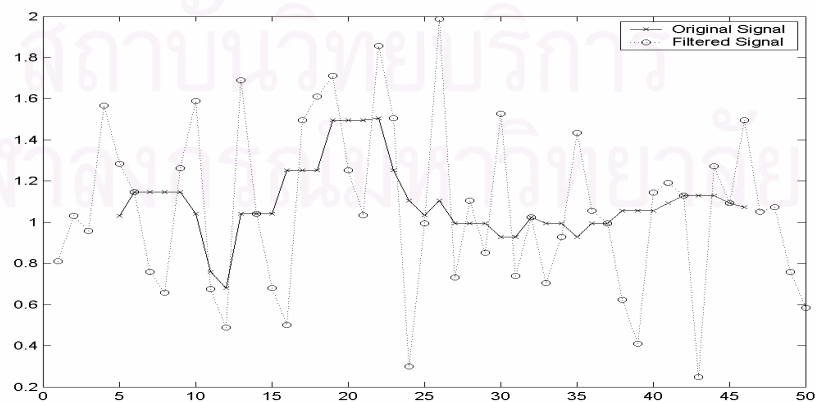
ของแต่ละภาพหรือผู้ใช้ที่จะเลือกขึ้นมา ตัวอย่างของการทำงานของวงจกรองมัธยฐานในรูปแบบหนึ่งมิติแสดงได้ดังรูปที่ 2.2



(ก) สัญญาณตัวอย่าง



(ข) พิจารณาข้อมูลตำแหน่งที่ 5 กับหน้าต่างมัธยฐานขนาด 9



(ค) ผลลัพธ์เมื่อใช้วงจกรองมัธยฐานกับสัญญาณในรูป (ก)

รูปที่ 2.2: ตัวอย่างการทำงานของวงจกรองมัธยฐาน

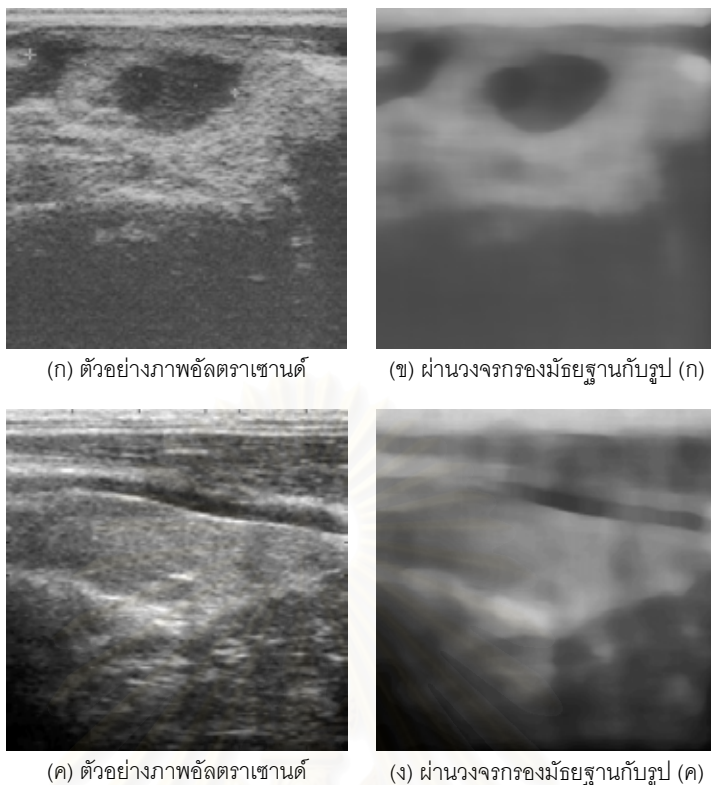
โดยที่ในรูปที่ 2.2(ก) จะแสดงตัวอย่างสัญญาณต้นทาง รูปที่ 2.2(ข) แสดงถึงค่าสัญญาณในตำแหน่งที่จะนำมาพิจารณา (สัญญาณตำแหน่งที่ 5) และค่าบริเวณรอบๆ (ใช้ 9 ค่า หรือหน้าต่างของวงจรรองมัธยฐานเท่ากับ 9) ซึ่งทั้งหมดจะถูกนำมาหาค่ามัธยฐานเพื่อเป็นค่าสัญญาณผลลัพธ์ในสัญญาณปลายทาง หลังจากนั้นเมื่อพิจารณาที่ค่าสัญญาณถัดไป (เลื่อนไปหนึ่งตำแหน่งสัญญาณ) และกระทำในลักษณะเดียวกันจะได้ค่าสัญญาณผลลัพธ์ทั้งหมดหรือสัญญาณปลายทางดังรูปที่ 2.2(ค)

เมื่อนำแนวคิดของวงจรรองมัธยฐานหนึ่งมิติมาใช้กับข้อมูลที่เป็นภาพดิจิทัลสองมิติหรือชุดข้อมูลที่เป็นค่าในสองแกนโดยมองค่าเป็นพิกเซล เราก็สามารถกระทำได้ในลักษณะเดียวกับวงจรรองมัธยฐานหนึ่งมิติคือนำค่าบริเวณรอบๆ พิกเซลที่พิจารณามาค่ามัธยฐานเพื่อให้ได้ออกมาเป็นค่าพิกเซลผลลัพธ์ การทำงานของวงจรรองมัธยฐานสองมิติเมื่อถูกนำมาใช้กับภาพดิจิทัลแสดงดังรูปที่ 2.3 เมื่อพิกเซลที่พิจารณาอยู่ที่ตำแหน่ง (2,2) และกำหนดให้ขนาดหน้าต่างมีค่าเป็น 3×3 จะได้ค่าบริเวณในบริเวณที่แรเงาทั้งหมดเพื่อมาหาค่ามัธยฐาน จากนั้นก็เลื่อนพิกเซลที่จะพิจารณาที่พิกเซลถัดไปก็จะได้ผลลัพธ์ของภาพที่ได้ผ่านวงจรรองมัธยฐาน

a_{11}	a_{12}	a_{13}	a_{14}	a_{15}
a_{21}	a_{22}	a_{23}	a_{24}	a_{25}
a_{31}	a_{32}	a_{33}	a_{34}	a_{35}
a_{41}	a_{42}	a_{43}	a_{44}	a_{45}
a_{51}	a_{52}	a_{53}	a_{54}	a_{55}

รูปที่ 2.3: ค่าของพิกเซลในภาพดิจิทัลกับบริเวณที่ใช้หน้าต่างวงจรรองมัธยฐาน

จากหลักการการทำงานของวงจรรองมัธยฐานที่ได้แสดงไปนั้นจะเห็นว่าค่าที่มีขนาดสูงมากและต่ำมากเมื่อเปรียบเทียบกับค่าพิกเซลที่กำลังพิจารณา ถูกตัดทิ้งไปโดยการคำนวณค่ามัธยฐาน ทำให้การใช้อำนาจของนี้เหมาะสมกับภาพที่มีสัญญาณรบกวนในลักษณะที่มีค่าสูงต่ำที่เป็นจุดๆไปทั่วทั้งภาพ สัญญาณรบกวนในลักษณะนี้จะเป็นสัญญาณรบกวนแบบจุดหรือสัญญาณมลทิน (Speckle noise) โดยที่สัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นในภาพอัลตราซาวนด์ก็เป็นสัญญาณรบกวนแบบจุดประเภทหนึ่งรายละเอียดในหัวข้อ 2.1 ในรูปที่ 2.4 จะแสดงตัวอย่างการใช้งานวงจรรองมัธยฐานกับภาพอัลตราซาวนด์



รูปที่ 2.4: ใช้วงจรรองมัธยฐานกับภาพอัลตราเซานด์

2.2.2 วงจรรองแบบแท่ง

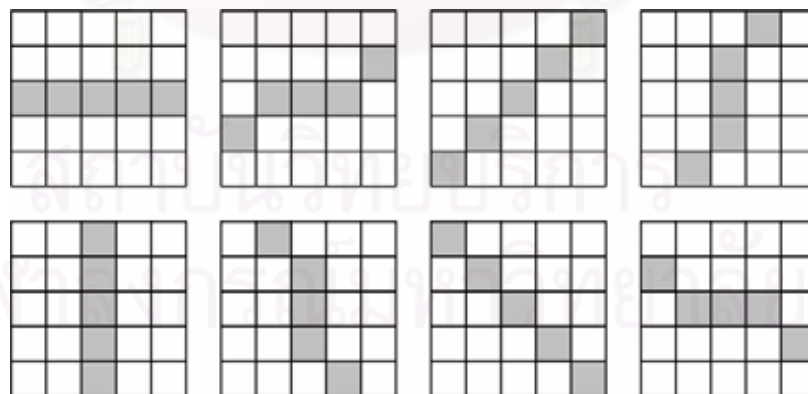
วงจรรองที่จะนำมากล่าวถึงอีกตัวหนึ่งคือวงจรรองแบบแท่ง ซึ่งเป็นวงจรรองที่กล่าวถึงการลดทอนสัญญาณรบกวนในภาพที่ถูกรบกวนด้วยสัญญาณรบกวนแบบจุด โดยเฉพาะในงานวิจัย [5] ได้กล่าวถึงการใช้วงจรรองนี้กับภาพอัลตราเซานด์โดยตรง คุณสมบัติของวงจรรองแบบแท่งนี้จะทำหน้าที่ลดทอนสัญญาณรบกวนและเก็บค่าส่วนที่น่าจะเป็นเส้นขอบหรือแสดงส่วนที่เป็นเส้นตรงเล็กๆ ในบริเวณใดบริเวณหนึ่ง เนื่องจากวัตถุประสงค์ประกอบที่เราต้องการในภาพอัลตราเซานด์นั้นจะโดยมากจะแสดงเป็นแถบหรือแนวเส้นที่แบ่งชั้นของเนื้อเยื่อออกจากกัน หรือในทางการประมวลผลทางภาพดิจิทัลนั้น แนวเหล่านี้แสดงถึงการเปลี่ยนแปลงค่าความเข้มในลักษณะฟังก์ชันขั้นบันได เพราะฉะนั้นการใช้วงจรรองเพื่อมาลดทอนสัญญาณรบกวนในแบบนี้ค่าความเฉลิยนั้นจะก่อให้เกิดค่าความชันที่ผิดเพี้ยนไป

แนวคิดของวงจรรองแบบแท่งนี้จะนำความคิดในลักษณะที่มองเส้นขอบว่าเป็นส่วนประกอบของส่วนของเส้นตรงจำนวนน้อยๆ หรือมองว่าเป็นแท่ง (Stick) ค่าผลรวมของความ

เข้มในบริเวณพิกเซลที่อยู่ในแนวเส้นขอบนี้ จะมีค่ามากกว่าเมื่อเทียบกับแนวที่ไม่ใช้เส้นขอบ ใน วงจรการทำงานของวงจรกรองแบบแท่ง จึงเสนอวิธีในการเลือกค่าขึ้นมาในลักษณะการกระจาย แนว (Orientation) ที่แตกต่างกันออกไปรอบพิกเซลที่กำลังพิจารณา และค่าที่อยู่ในแต่ละแนวจะ ทำการรวมและเป็นผลรวมในแต่ละแนว การกระจายแนวที่เกิดขึ้นนั้นจะขึ้นอยู่กับผู้ใช้งานที่ต้องการ ความละเอียดในการกระจายแนวเท่าไร เช่นการเลือกแนวที่มีขนาด 3 พิกเซลนั้นจะกระทำได้อ อย่างเหมาะสมเพียง 4 แนวเท่านั้นคือแนวนอน, แนวตั้ง และแนวเฉียงอีกสองแบบ ส่วนการ กระจายแนวสำหรับแนวที่มีขนาด 5 พิกเซลจะกระทำใน 8 แนว ซึ่งลักษณะการกระจายของแนว หรือแท่ง แสดงไว้ดังรูปที่ 2.5 ซึ่งพารามิเตอร์ตัวนี้จะบ่งลักษณะของลักษณะแนวโดยส่วนใหญ่ที่ น่าจะเกิดขึ้นในภาพนั้นๆ และขนาดของส่วนของเส้นตรงที่เกิดขึ้นนั้นมีความยาวมากน้อยเพียงใด ถ้าในกรณีที่ภาพประกอบไปด้วยส่วนของเส้นตรงที่ไม่มีจุดหักเหและไม่เคยเปลี่ยนรูปทรงของวัตถุ ในหลากหลายมุม การเลือกใช้ขนาดของแท่ง ดูจะเหมาะสม แต่ถ้าในรูปที่ประกอบไปด้วยเส้นที่มี การหักมุมหรือคดเคี้ยวซับซ้อนมาก การเลือกใช้ขนาดของแท่ง ที่มีขนาดเล็กและการกระจายของ แนวไม่มากดูจะสมเหตุสมผลกว่า ในรูปที่ 2.5 เป็นตัวอย่างของการกระจายแนวของแท่ง ที่มีขนาด เป็น 3 พิกเซล และ 5 พิกเซล



(ก) ขนาดแท่ง เท่ากับ 3



(ข) ขนาดแท่ง เท่ากับ 5

รูปที่ 2.5: ตัวอย่างการกระจายแนวของแท่ง ขนาดต่างๆ

รูปที่ 2.6: ตัวอย่างการใช้วงจรรองแบบแบ่ง

ตัวอย่างการใช้งานวงจรรองแบบแบ่ง แสดงอยู่ในรูปที่ 2.6 เมื่อพิจารณาที่พิกเซลตำแหน่ง (2,2) และกำหนดขนาดแบ่ง เป็น 3 จะได้แนวของค่าออกมาทั้งหมดเป็น 4 ชุดจากนั้นให้หาผลรวมในแต่ละแนวได้ออกมาเป็น 4 ค่า คือ $a_{12}+a_{22}+a_{32}$, $a_{21}+a_{22}+a_{23}$, $a_{11}+a_{22}+a_{33}$ และ $a_{13}+a_{22}+a_{31}$ ผลลัพธ์ที่ต้องการคือค่าสูงสุดของ 4 ค่าดังกล่าวนี้ หรือถ้าให้ N คือขนาดของแบ่ง และ r คือจำนวนแนวที่จะเกิดขึ้น S_k คือผลรวมในแนวที่ k แล้วผลลัพธ์ O_{ij} จะเป็นไปตามสมการ (2.4)

$$O_{i,j} = \frac{\max \{S_k\}}{N}, k = 1, 2, \dots, r \quad (2.4)$$

ค่าพิกเซลผลลัพธ์ที่หาออกมาได้นั้นจะเป็นค่าที่ผลรวมของจำนวนพิกเซลในแนวนั้นๆ ซึ่งเปรียบเสมือนการถ่วงน้ำหนักค่าพิกเซลนั้นอยู่ด้วยจำนวน N พิกเซล ดังนั้นผลลัพธ์สัมบูรณ์ที่เราจะหา ก็จะเป็นการประมาณโดยการหารค่าดังกล่าวออกด้วย N

แบบจำลองความผิดพลาดของการลดทอนสัญญาณด้วยวงจรรองสัญญาณรบกวนแบบแบ่ง นี้จะเกิดขึ้นถ้าทดสอบกับค่าความเข้มที่เป็นเส้นตรงหรือเป็นขอบที่ปราศจากสัญญาณรบกวน จะเห็นว่าค่าบริเวณขอบหรือแนวเส้นนั้นๆ จะถูกทำให้ข้อมูลผิดเพี้ยนไปดังรูป 2.7

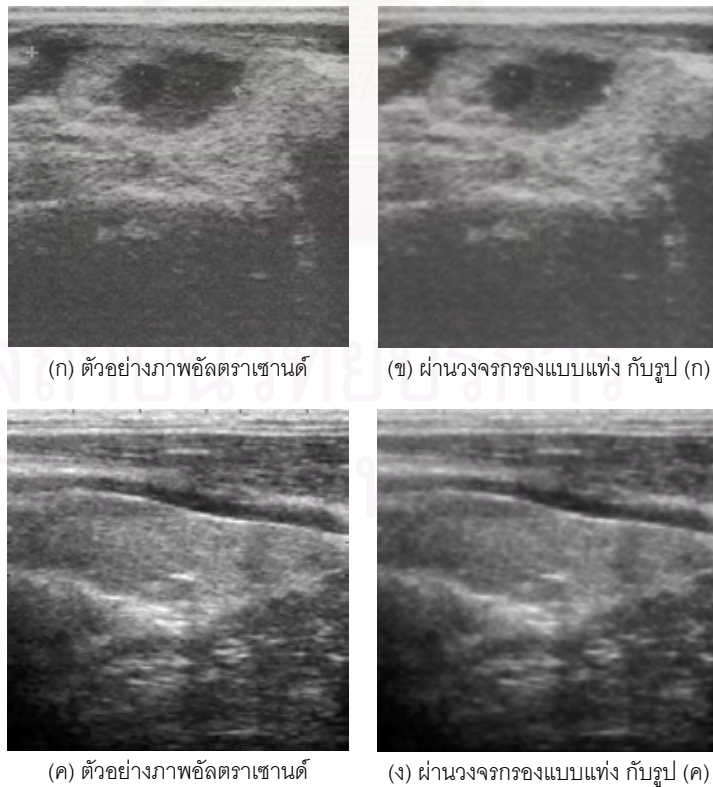
0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0
1	1	1	1	1	1	1
0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0

0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0
$\frac{1}{3}$	$\frac{1}{3}$	$\frac{1}{3}$	$\frac{1}{3}$	$\frac{1}{3}$	$\frac{1}{3}$	$\frac{1}{3}$
1	1	1	1	1	1	1
$\frac{1}{3}$	$\frac{1}{3}$	$\frac{1}{3}$	$\frac{1}{3}$	$\frac{1}{3}$	$\frac{1}{3}$	$\frac{1}{3}$
0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0

(ก) ตัวอย่างข้อมูลภาพเส้นตรง (ข) ผ่านวงจรรองแบบแบ่ง กับรูป (ก)

รูปที่ 2.7: ความผิดพลาดในการใช้วงจรรองแบบแบ่ง

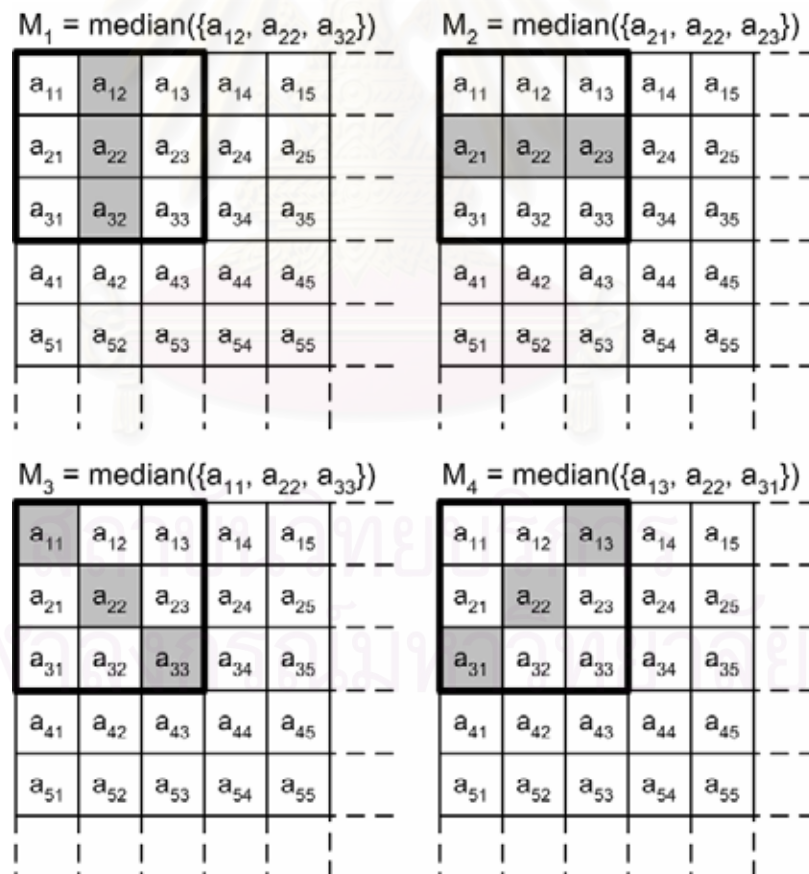
เมื่อทดสอบการใช้วงจรรองแบบแบ่ง กับภาพตัวอย่างอัลตราซาวนด์ในรูปที่ 2.1(ก) และ (ค) ผลที่ได้แสดงอยู่ในรูปที่ 2.8 โดยเลือกใช้ค่าขนาดของแบ่ง เป็น 5 สังเกตภาพผลลัพธ์ที่ได้จะดูไม่สูญเสียข้อมูลไปจนทำให้ภาพดูเปลี่ยนไปเหมือนการใช้วงจรรองมัธยฐาน



รูปที่ 2.8: ใช้วงจรรองแบบแบ่ง กับภาพอัลตราซาวนด์

2.2.3 วงจรกรองมัธยฐานแบบมีทิศทาง

วงจรกรองมัธยฐานแบบมีทิศทางนั้นเป็นการประยุกต์ใช้วงจรกรองมัธยฐาน เข้ามาผสมผสานกันกับการใช้วงจรกรองแบบแท่ง เนื่องจากปัญหาที่เกิดขึ้นกับการใช้วงจรกรองแบบแท่ง ที่ตำแหน่งบริเวณที่ติดกับเส้นขอบนั้นค่าได้ถูกมาเฉลี่ยในขั้นตอนสุดท้ายทำให้ข้อมูลผิดพลาดไปเล็กน้อย และได้กล่าวไว้ในตอนท้ายของหัวข้อที่ 2.2.2 การแก้ปัญหาคือการใช้ค่าของมัธยฐานเข้ามาคำนวณแทนการใช้ค่าผลรวม เพื่อให้ค่าที่จะถูกเฉลี่ยโดยจำนวนพิกเซลของแนว ที่บริเวณเส้นขอบนั้นไม่ถูกรบกวน และค่าที่มีขนาดสูงและต่ำในบริเวณรอบๆ เส้นขอบจะถูกตัดทิ้งไปโดยการคำนวณค่ามัธยฐาน เพราะฉะนั้นค่าพิกเซลที่เลือกขึ้นมาเป็นค่าพิกเซลผลลัพธ์นั้นคือค่าของค่ามัธยฐานสูงสุดในแต่ละแนวที่เกิดขึ้น การทำงานของวงจรกรองมัธยฐานแบบมีทิศทางนี้แสดงได้ดังรูปที่ 2.9

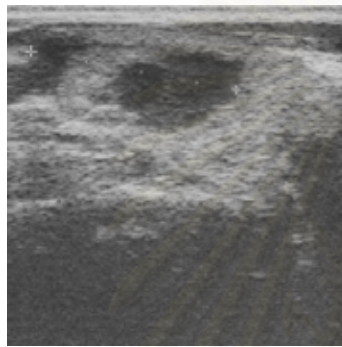


รูปที่ 2.9: การทำงานของวงจรกรองมัธยฐานแบบมีทิศทาง

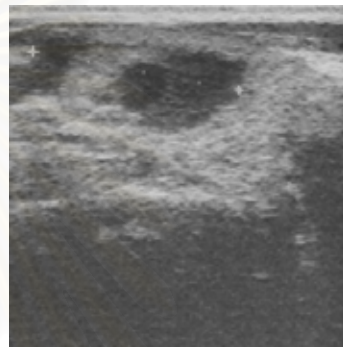
ถ้าให้ N คือขนาดของแท่ง และ r คือจำนวนแนวที่จะเกิดขึ้น M_k คือค่ามัธยฐานของข้อมูลในแนวที่ k แล้วผลลัพธ์ $O_{i,j}$ จะเป็นไปตามสมการ (2.5)

$$O_{i,j} = \max \{M_k\}, k = 1, 2, \dots, r \quad (2.5)$$

ตัวอย่างของการทำงานของวงจรรองมัธยฐานแบบมีทิศทางนั้นเมื่อทดสอบกับภาพถ่ายอัลตราซาวนด์จะให้ผลแสดงดังรูปที่ 2.10



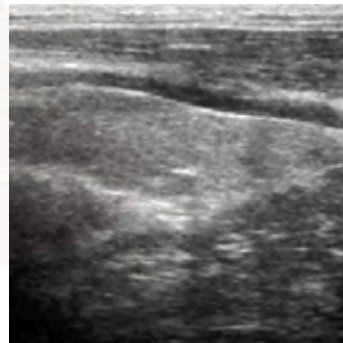
(ก) ตัวอย่างภาพอัลตราซาวนด์



(ข) ผ่านวงจรรองมัธยฐานแบบมีทิศทางขนาด 3
กับรูป (ก)



(ค) ตัวอย่างภาพอัลตราซาวนด์



(ง) ผ่านวงจรรองมัธยฐานแบบมีทิศทาง ขนาด 3
กับรูป (ค)

รูปที่ 2.10: ใช้วงจรรองมัธยฐานแบบมีทิศทาง กับภาพอัลตราซาวนด์

จากวงจรรองที่ได้กล่าวไปทั้งหมดอันได้แก่วงจรรองมัธยฐาน, วงจรรองแบบแท่ง และวงจรรองมัธยฐานแบบมีทิศทางนั้น เป็นวงจรรองส่วนหนึ่งที่มีความสามารถในการลดทอนสัญญาณรบกวนขณะที่ยังรักษาภาพเส้นขอบไว้ได้และเป็นที่ยอมรับใช้กัน เนื่องจากผลลัพธ์ที่ได้ออกมาอยู่ในเกณฑ์ที่น่าพึงพอใจและอัลกอริทึมในการประมวลผลหรือการนำวงจรรองเหล่านี้ไปใช้นั้นไม่มีความสลับซับซ้อนเท่าไรพวัก แม้ว่าจะมีงานวิจัยอยู่หลายชิ้นเช่น [3, 5, 6, 7, 9, 8] ที่กล่าวถึงวงจรรองสัญญาณรบกวนแบบจุดในภาพถ่ายอัลตราซาวนด์ก็ตาม แต่การทำงานนั้นค่อนข้าง

ที่จะยุ่งยากและซับซ้อนพอสมควร จึงเป็นสาเหตุให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้เลือกเอาแนวทางของการใช้ วงจรกรองมัธยฐาน, วงจรกรองแบบแท่ง และวงจรกรองมัธยฐานแบบมีทิศทางเข้ามาศึกษา เปรียบเทียบ

เมื่อภาพอัลตราซาวนด์ได้นำมาผ่านวงจรกรองเพื่อทำการลดทอนสัญญาณรบกวนและมีความเหมาะสมเพียงพอที่จะนำไปตรวจจับเส้นขอบแล้ว แนวทางต่อไปที่จะกระทำก็คือการผ่านภาพนั้นกับวงจรตรวจวัดเส้นขอบ ซึ่งในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ขอเลือกศึกษาและใช้งานวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ [2, 36] เนื่องจากเป็นวงจรตรวจวัดเส้นขอบที่จัดได้ว่ามีมาตรฐานและมีความนิยมในการนำมาใช้งานหรือใช้ในการศึกษากันอย่างแพร่หลาย ด้วยประสิทธิภาพที่สามารถตรวจจับเส้นขอบได้ดีแม้ในสภาวะที่ประกอบไปด้วยสัญญาณรบกวน ประกอบกับกระบวนการทำงานที่ไม่ซับซ้อนและมีความรวดเร็วในการประมวลผลสูง

2.3 วงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้

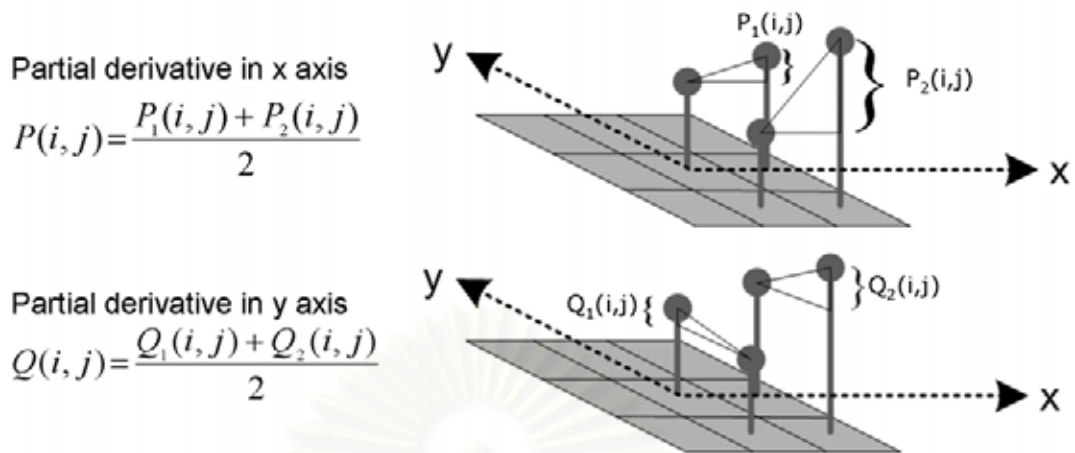
วงจรตรวจวัดเส้นขอบแค่นี้ได้จากการคำนวณเพื่อหาวิธีการตรวจวัดเส้นขอบแบบขั้น (step edge) ในภาวะสัญญาณรบกวนขาวที่ดีที่สุด ใน 3 เงื่อนไขคือ

- การตรวจวัดเส้นขอบที่ดีที่สุด ต้องไม่มีเส้นขอบใดที่หายไปและต้องไม่เกิดเส้นขอบเกินต้องการ
- มีความผิดพลาดของตำแหน่งเส้นขอบที่คำนวณได้กับเส้นขอบจริงน้อยที่สุด
- เกิดเป็นผลตอบเดียวต่อหนึ่งเส้นขอบ

วิธีการคำนวณเพื่อให้ได้ทั้งสามเงื่อนไขทำได้โดยใช้หลัก optimization อย่างไรก็ตาม เราสามารถลดทอนความซับซ้อนของวิธีการดังกล่าวลงโดยการประมาณด้วยค่าเกรเดียนต์ของฟังก์ชันเกาส์เซียน (ความผิดพลาดจากการประมาณมีค่าน้อยกว่า 20 เปอร์เซ็นต์) มีขั้นตอนการทำงานโดยสังเขปดังนี้

กำหนดภาพ $I(i,j)$ ขึ้น ขั้นตอนแรกจะนำหน้าต่างแบบเกาส์เซียนเข้ามาทำการกรองสัญญาณรบกวนที่มีอยู่ในภาพจะให้ผลออกมาเป็น

$$S(i,j) = G(i,j;\sigma) * I(i,j) \quad (2.6)$$



รูปที่ 2.11: ประมาณค่าอนุพันธ์ย่อยในแนวตั้งและแนวนอน

โดยที่ σ คือการกระจายของเกาส์เซียนและเป็นตัวที่ควบคุมระดับการกรองสัญญาณรบกวน ค่าเกรเดียนต์ของ $S(i, j)$ หาได้โดยใช้วิธี finite-difference approximation [5], [6] เพื่อที่จะประมาณค่าของอนุพันธ์ย่อยในแนวแกนตั้งและแนวนอนเป็น $P(i, j)$ และ $Q(i, j)$ ตามลำดับหรือเขียนได้เป็น

$$P(i, j) \approx \frac{(S(i, j+1) - S(i, j) + S(i+1, j+1) - S(i+1, j))}{2} \quad (2.7)$$

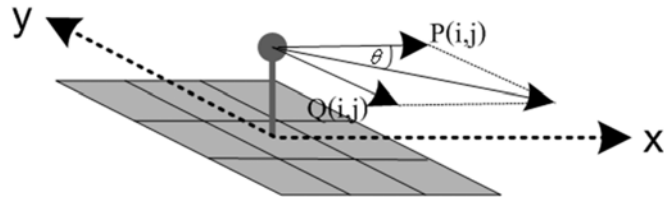
$$Q(i, j) \approx \frac{(S(i, j) - S(i+1, j) + S(i, j+1) - S(i+1, j+1))}{2} \quad (2.8)$$

ค่า $P(i, j)$ และ $Q(i, j)$ ที่ได้จะแสดงถึงค่าประมาณอนุพันธ์ย่อยที่ตำแหน่ง i, j ใดๆในภาพที่เราสามารถนำค่าดังกล่าวมาหาขนาดและมุมของเกรเดียนต์โดย

$$M(i, j) = \sqrt{P(i, j)^2 + Q(i, j)^2} \quad (2.9)$$

$$\theta(i, j) = \arctan(Q(i, j), P(i, j)) \quad (2.10)$$

ซึ่งค่า $M(i, j)$ เป็นขนาดของเกรเดียนต์ที่จุด (i, j) ใดๆของภาพหรือแสดงถึงค่าความชันที่จุดนั้นว่ามากหรือน้อยเพียงใด ถ้าเท่ากับศูนย์ก็เสมือนภาพบริเวณนั้นมีค่าความเข้มอยู่ในลักษณะเป็นพื้นราบ และจะมีค่าเข้าใกล้อนันต์เมื่อพื้นที่นั้นชันเข้าใกล้ตั้งฉากกับผิว ส่วนค่า $\theta(i, j)$ ก็จะเป็นมุมของเกรเดียนต์ที่ตำแหน่ง (i, j) ใดๆในภาพแสดงถึงแนวของความชันว่าความชัน $M(i, j)$ นั้นมีทิศทางลาดชันไปในทิศทางใด



รูปที่ 2.12 : ขนาดและมุมของเกรเดียนต์ประมาณที่ตำแหน่ง (i,j)

ซึ่งเป็นค่าที่สำคัญเพราะทิศทางของความชันที่เกิดขึ้นบริเวณที่เป็นขอบจะมีลักษณะที่ตั้งฉากกับแนวเส้นของเส้นขอบเสมอ

Nonmaxima Suppression (nms) : ภาพขนาดของเกรเดียนต์ $M(i,j)$ ที่มีขนาดใหญ่แสดงถึงว่าบริเวณนั้นเกิดการเปลี่ยนแปลงค่าความเข้มอย่างรวดเร็วมากทำให้เป็นแนวทางในการบ่งชี้ตำแหน่งของเส้นขอบของภาพได้แต่มันก็ยังไม่เพียงพอที่จะบอกว่าจุดๆนั้นเป็นขอบได้อย่างแน่ชัด ปัญหาในการหาตำแหน่งของการเปลี่ยนแปลงค่าอย่างรวดเร็วในภาพสามารถพิจารณาอีกนัยหนึ่งในลักษณะการหาค่าตำแหน่งที่มีค่าขนาด $M(i,j)$ สูงสุดสัมพัทธ์เพื่อที่จะระบุตำแหน่งของขอบ ส่วนที่นูนเด่นขึ้นมาของค่าขนาด $M(i,j)$ จะต้องถูกทำให้บางลงพอที่จะทำให้มีเหลือแต่เพียงค่าสูงสุดในบริเวณรอบๆเท่านั้น กระบวนการนี้ถูกเรียกว่า nonmaxima suppression ซึ่งเป็นกระบวนการทำให้เส้นของเกรเดียนต์ $M(i,j)$ บางลงโดยจะตัดค่าทุกค่าที่อยู่ในแนวเกรเดียนต์อ้างอิงและไม่ใช้ค่าสูงสุดทิ้งไป โดยจะเริ่มจากการแปลงค่ามุมของเกรเดียนต์ $\theta(i,j)$ ที่มีค่าเป็นจำนวนจริงในบริเวณ -180 ถึง 180 องศาเป็นเลขจำนวนเต็ม $0, 1, 2, 3$ ซึ่งแสดงเพียงแนวของมุมในทิศทางแกนนอนแกนเฉียงและแกนตั้งเพื่อสะดวกในการใช้อัลกอริทึมเพื่อจะหาค่าเกรเดียนต์มาเปรียบเทียบกัน หรือสามารถแสดงการแปลงค่า $\theta(i,j)$ ไปอยู่ในรูปของจำนวนเต็มดังกล่าว หรือเปรียบเทียบค่าได้จากรูป 2.13

$$\zeta(i, j) = \text{Sector}(\theta(i, j)) \quad (2.11)$$



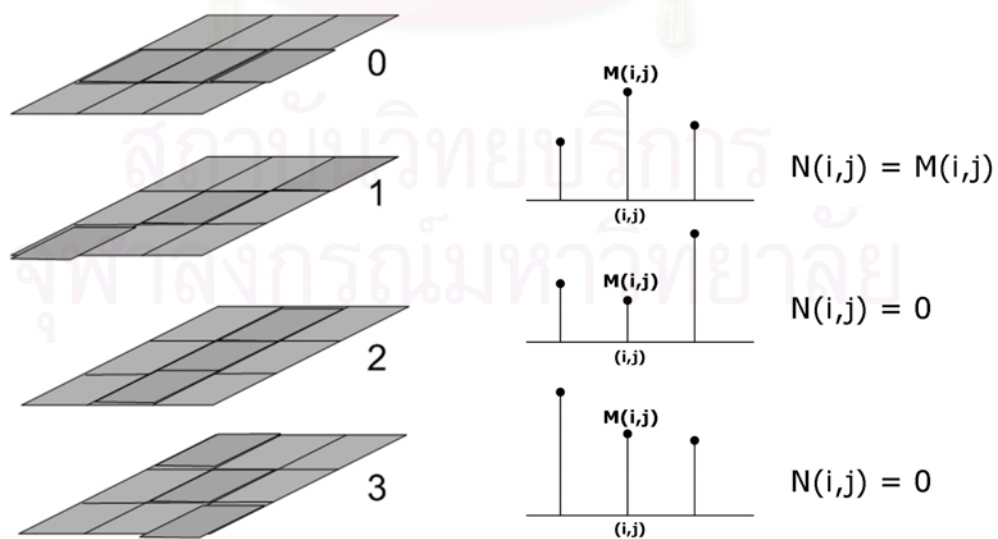
รูปที่ 2.13: สเกลสำหรับการปัดหน่วยองศาเป็นจำนวนเต็ม

ถ้าให้ค่า $N(i,j)$ เป็นค่าหลังจากการทำ nonmaxima suppression หรือเขียนเป็น

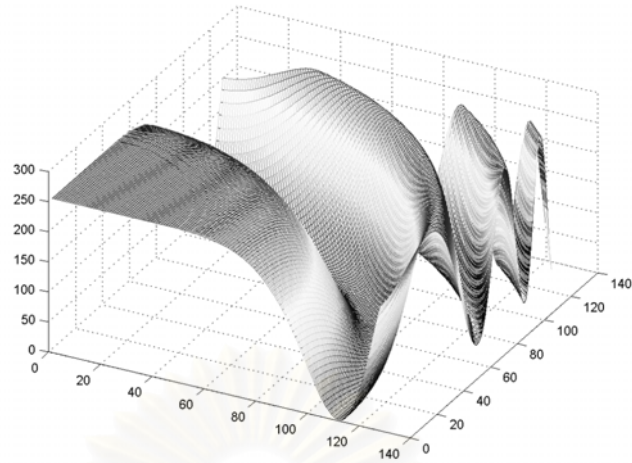
$$N(i,j) = nms(M(i,j), \zeta(i,j)) \tag{2.12}$$

โดยที่ฟังก์ชัน nms มีพารามิเตอร์สองตัวเป็นขนาดของเกรเดียนต์และแนวของเกรเดียนต์ ตัวอย่างการใช้งานเช่นเมื่อผ่านหน้าต่างที่มีขนาด 3×3 ที่มีการทำงานของฟังก์ชัน nms เข้าไปในภาพเกรเดียนต์ $M(i,j)$ เมื่อจุดศูนย์กลางของหน้าต่างอยู่ที่ตำแหน่ง (i,j) ของภาพ จะนำค่า $M(i,j)$ และอีกสองค่าที่อยู่ในแนวเกรเดียนต์เช่นถ้าค่าของแนวเป็น 0 ก็ให้นำค่า $M(i,j-1)$ และ $M(i,j+1)$ มาเปรียบเทียบกับทั้งสามค่าถ้าค่า $M(i,j)$ ไม่ใช่ค่าสูงสุดในบรรดาสามค่านี้ค่า $N(i,j)$ จะเป็นศูนย์ แต่ถ้าเป็นค่าสูงสุดก็จะให้ค่า $M(i,j)$ เหมือนเดิม ในทำนองเดียวกันถ้าค่าของแนวเป็น 1 ก็ให้นำค่า $M(i,j)$, $M(i-1,j+1)$, $M(i+1,j-1)$ มาเปรียบเทียบกับแทน (รูปที่ 2.14) และเมื่อกระทำในลักษณะเดียวกันทั่วทั้งภาพ $M(i,j)$ แล้ว ค่า $N(i,j)$ ที่ได้ออกมานั้นก็จะแสดงพฤติกรรมของเส้นขอบขึ้นมาได้

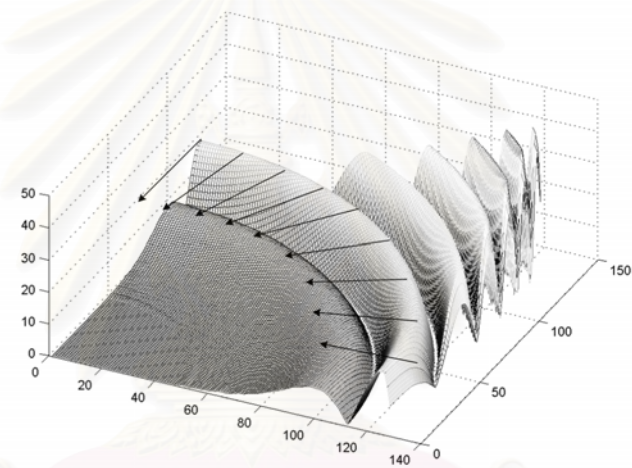
ค่า $N(i,j)$ ที่ไม่เป็นศูนย์ แสดงถึงส่วนที่เกิดการเปลี่ยนแปลงค่าความเข้มในภาพหรือส่วนที่มีความน่าจะเป็นที่จะเป็นเส้นขอบนั่นเอง แต่เนื่องจากภาพในความเป็นจริงที่เกิดขึ้นจะประกอบด้วยสัญญาณรบกวนและในขั้นตอนแรกเราได้ใช้การกรองโดยผ่านหน้าต่างแบบเกาส์ เขียนมาแล้วทำให้ในขั้นตอนที่ใช้ nonmaxima suppression จะเกิดส่วนขอบที่ขาดหาย ไม่ต่อเนื่องหรือขอบเกินขึ้นมาได้ เนื่องจากความไวสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นและการกรองภาพให้เรียบในส่วนของภาพที่มีรายละเอียดสูง



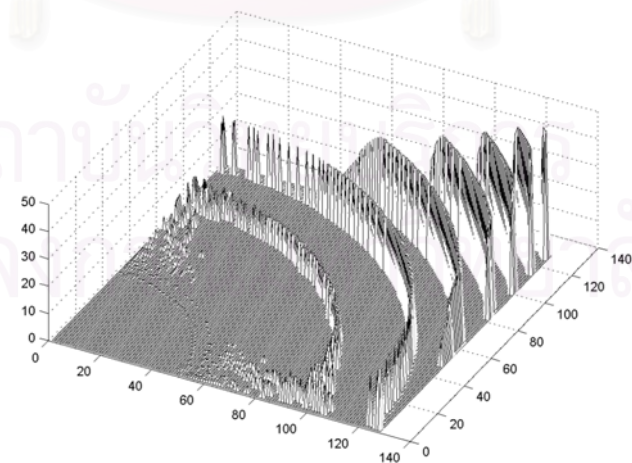
รูปที่ 2.14: กระบวนการ nonmaxima suppression



(ก) ตัวอย่างภาพที่มีค่าความเข้มในลักษณะฟังก์ชันไซน์แปรความถี่



(ข) ค่าขนาดและเกรเดียนต์ที่หาโดยสมการ (2.9) และ (2.10)



(ค) แนวสันขอบที่ได้หลังจาก nonmaxima suppression

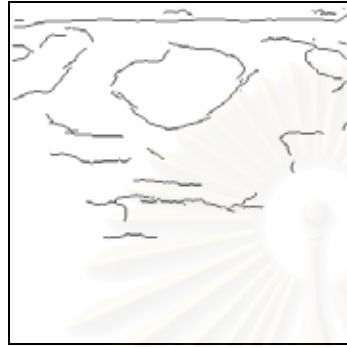
รูปที่ 2.15: ตัวอย่างกระบวนการ nonmaxima suppression

Thresholding : ด้วยสาเหตุที่หลังการทำ nonmaxima suppression แล้วก็ยังคงอาจจะเกิดส่วนเกินหรือส่วนที่ขาดหายของเส้นขอบได้สืบเนื่องจากสัญญาณรบกวนและการผ่านการใช้วงจรรองในขั้นแรก จึงจำเป็นต้องแก้ไขปัญหานี้ที่เกิดขึ้นนี้ด้วยการกำหนดค่า threshold ขึ้น โดยหลักการคร่าวๆของมันก็เพียงถ้าค่า $N(i,j)$ มีค่าสูงกว่าค่า threshold ก็จะมีค่าที่เก็บไว้ ถ้าค่าไหนต่ำกว่าก็จะปรับให้เป็นศูนย์ไป ดังนั้นผลลัพธ์ที่ได้ควรจะเป็นเส้นขอบที่เหมาะสมของภาพ $I(i,j)$ ที่เราต้องการ แต่ถึงกระนั้นก็ยังคงเกิดปัญหาขึ้นเช่นถ้ากำหนดค่า threshold ต่ำเกินไปจะส่งผลให้เกิดขอบที่ผิดพลาดหรือขอบส่วนเกินขึ้นและถ้ากำหนดค่า threshold สูงเกินไปก็อาจทำให้ขอบที่ต้องการจริงๆขาดหายไป ความยากจึงเกิดขึ้นตรงที่เราจะเลือกค่า threshold ที่เหมาะสมสำหรับตรวจวัดเส้นขอบของภาพหนึ่งๆได้อย่างไร วิธีการหนึ่งที่ถูกคิดขึ้นมาเพื่อแก้ปัญหานี้คือการใช้ค่า threshold สองค่าหรือเรียกวิธีการนี้ว่า double thresholding algorithm

การทำงานของ double thresholding คือทำการผ่านค่า threshold t_1 และ t_2 ($t_2 \approx 2 t_1$) ไปยังภาพ $N(i,j)$ จะทำให้เกิดภาพขึ้นมาสองภาพคือ $T_1(i,j)$ และ $T_2(i,j)$ ตามลำดับ โดยที่ภาพ $T_2(i,j)$ เกิดจากการผ่านค่า threshold ที่สูงกว่าเข้าไปส่งผลให้ภาพนี้น่าจะเกิดการขาดหายของเส้นขอบมากกว่าภาพ $T_1(i,j)$ หลักการของ double thresholding ก็คือการทำที่เรานำเส้นขอบที่ขาดหายของภาพ $T_2(i,j)$ เข้าด้วยกันโดยอาศัยภาพ $T_1(i,j)$ ที่มีเส้นขอบมากกว่าเข้ามาช่วยในบางตำแหน่ง วิธีการคือเมื่อนำตำแหน่งจุดสิ้นสุดขอบของ $T_2(i,j)$ มาและดูที่ $T_1(i,j)$ โดยใช้หน้าต่าง 8×8 เพื่อทำการเชื่อมต่อส่วนขอบที่ขาดหายไป กระบวนการนี้จะกระทำต่อเนื่องกันจนกระทั่งสามารถเชื่อมต่อเส้นขอบในภาพ $T_2(i,j)$ ได้ครบถ้วนวิธีการนี้ก็จะสามารถแก้ปัญหานี้ในการเลือกค่า threshold และทำให้ได้มาซึ่งเส้นขอบที่ต้องการที่น่าจะเหมาะสมที่สุดและเกิดขอบส่วนเกินน้อยที่สุดได้ โดยสรุปขั้นตอนของวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้คร่าวๆเป็น 4 ขั้นตอนดังนี้

1. กรองภาพที่มีสัญญาณรบกวนให้เรียบด้วยวงจรรองสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียน
2. หาค่าขนาดและมุมของเกรเดียนต์ของภาพโดยใช้วิธี finite-difference approximation เพื่อประมาณค่าอนุพันธ์ย่อยในแนวแกนอนและแกนตั้งของภาพ จากนั้นหาขนาดและมุมของค่าเกรเดียนต์ดังกล่าว
3. ใช้ nonmaxima suppression กับภาพขนาดเกรเดียนต์ที่หามาได้
4. ใช้วิธีการ double thresholding เพื่อตรวจวัดและเชื่อมต่อเส้นขอบ

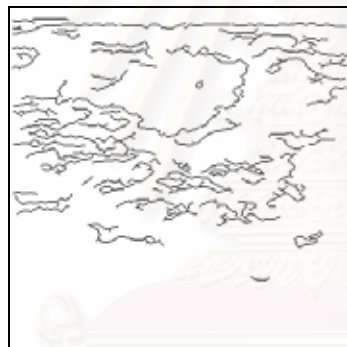
หลังจากที่ศึกษาถึงลักษณะวงจรรองและวงจรรวจวดเส้นขอบแบบแค่นี้แล้ว เมื่อพิจารณาถึงภาพอัลตราเซานด์และเส้นขอบที่ได้ในรูปที่ 2.1 ที่ให้ผลลัพธ์เส้นขอบไม่เหมาะสมเท่าที่ควร ในรูปที่ 2.16 จะแสดงเส้นขอบที่ได้จากวงจรรวจวดเส้นขอบแบบแค่นี้ของภาพอัลตราเซานด์ ภายหลังจากผ่านวงจรรองที่ได้ศึกษาไปทั้งสามวิธี



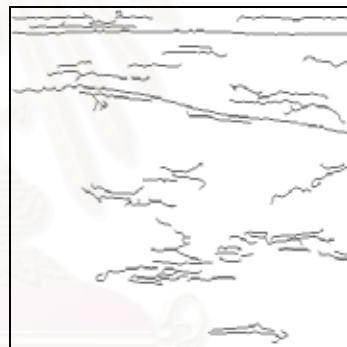
(ก) เส้นขอบของรูป 2.1(ก) ภายหลังจากผ่านวงจรรองมัธยมฐาน



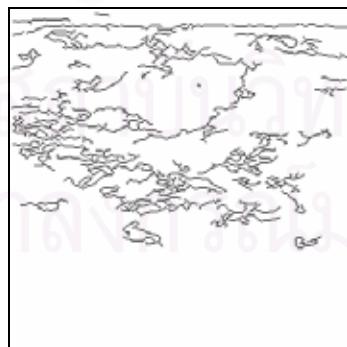
(ข) เส้นขอบของรูป 2.1(ค) ภายหลังจากผ่านวงจรรองมัธยมฐาน



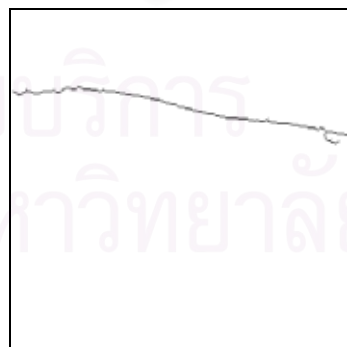
(ค) เส้นขอบของรูป 2.1(ก) ภายหลังจากผ่านวงจรรองแบบแท่ง



(ง) เส้นขอบของรูป 2.1(ค) ภายหลังจากผ่านวงจรรองแบบแท่ง



(จ) เส้นขอบของรูป 2.1(ก) ภายหลังจากผ่านวงจรรองมัธยมฐานแบบทิศทาง



(ฉ) เส้นขอบของรูป 2.1(ค) ภายหลังจากผ่านวงจรรองมัธยมฐานแบบทิศทาง

รูปที่ 2.16: เส้นขอบของภาพอัลตราเซานด์ที่ได้เมื่อผ่านวงจรรองก่อนนำมาตรวจจวดเส้นขอบแบบแค่นี้

ในรูปที่ 2.16(ก), (ค) และ (จ) เป็นภาพผลลัพธ์เส้นขอบของภาพอัลตราซาวด์ในรูปที่ 2.1 (ก) โดยผ่านวงจรรองมัธยฐาน, วงจรรองแบบแท่ง และวงจรรองมัธยฐานแบบมีทิศทางตามลำดับ ในรูปที่ 2.16(ข), (ง) และ (ฉ) เป็นภาพผลลัพธ์เส้นขอบของภาพอัลตราซาวด์ในรูปที่ 2.1(ค) โดยผ่านวงจรรองมัธยฐาน, วงจรรองแบบแท่ง และวงจรรองมัธยฐานแบบมีทิศทางตามลำดับ ผลลัพธ์เส้นขอบที่พิจารณาได้นั้น จะเห็นว่าดูจะมีเส้นขอบที่สามารถแยกแยะองค์ประกอบในภาพได้ดีกว่าผลลัพธ์เส้นขอบในรูปที่ 2.1(ข) และ (ง) นอกจากนี้ แสดงให้เห็นถึงความจำเป็นและสาเหตุสำคัญที่ต้องเลือกใช้วงจรรองในงานตรวจวัดเส้นขอบกับภาพอัลตราซาวด์ นอกจากนี้เมื่อพิจารณาถึงผลลัพธ์เส้นขอบที่ได้กับ ภาพเส้นขอบที่ขีดขึ้นโดยแพทย์ในรูปที่ 1.2(ก) และ (ข) โดยดูแนวที่เกิดขึ้นเปรียบเทียบความถูกต้องและความเรียบของเส้นขอบ จะสังเกตเห็นว่าในแต่ละวงจรรองที่เลือกขึ้นมาใช้นั้นให้ผลลัพธ์ในแง่มุมที่ดีแตกต่างกันออกไป ขึ้นกับลักษณะของภาพและพารามิเตอร์ที่เลือกใช้ว่าเหมาะสมแค่ไหน

ผลการทดสอบในรูปที่ 2.16 เป็นการแสดงให้เห็นถึงผลลัพธ์เมื่ออาศัยวงจรรองเข้ามาช่วย โดยในที่นี้ได้มีการกำหนดพารามิเตอร์ที่เกิดขึ้นเช่น ขนาดหน้าต่างวงจรรองมัธยฐาน, ขนาดพิกเซลในวงจรรองแบบแท่ง, ลักษณะการกระจายแนวของการใช้วงจรรองแบบแท่ง และในวงจรรองมัธยฐานแบบมีทิศทาง โดยผู้ใช้ซึ่งเลือกตามความเหมาะสม โดยที่การกำหนดค่าพารามิเตอร์อย่างละเอียดและการวิเคราะห์ผลของพารามิเตอร์แต่ละตัวจะกระทำและแสดงอยู่ในบทที่ 4

สรุปในบทที่ 2 นี้ ได้แสดงให้เห็นถึงกระบวนการตรวจวัดเส้นขอบในภาพอัลตราซาวด์ที่ใช้กันอยู่ในปัจจุบัน ที่ต้องอาศัยวงจรรองต่างๆ เข้ามาช่วยลดทอนสัญญาณรบกวน และแสดงถึงผลลัพธ์เส้นขอบของกรณีที่ใช้และไม่ใช้วงจรรองเข้ามาช่วย จากนั้นก็ได้กล่าวถึงรายละเอียดการทำงานของวงจรรองประเภทต่างๆ ที่วิทยานิพนธ์ฉบับนี้เลือกขึ้นมาเพื่อนำเสนอ และรายละเอียดการทำงานของวงจรรองวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ โดยทั้งหมดนี้เป็นการศึกษาเพื่อนำอัลกอริทึมบางส่วนไปประยุกต์ใช้งาน หรือเป็นแนวทางในการคำนวณปริมาณการทำงานของกระบวนการย่อยหรือกระบวนการทั้งหมดของกระบวนการตรวจวัดเส้นขอบในภาพอัลตราซาวด์

บทที่ 3

วงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบประมาณฟังก์ชัน พหุนามกำลังสองต่ำสุด

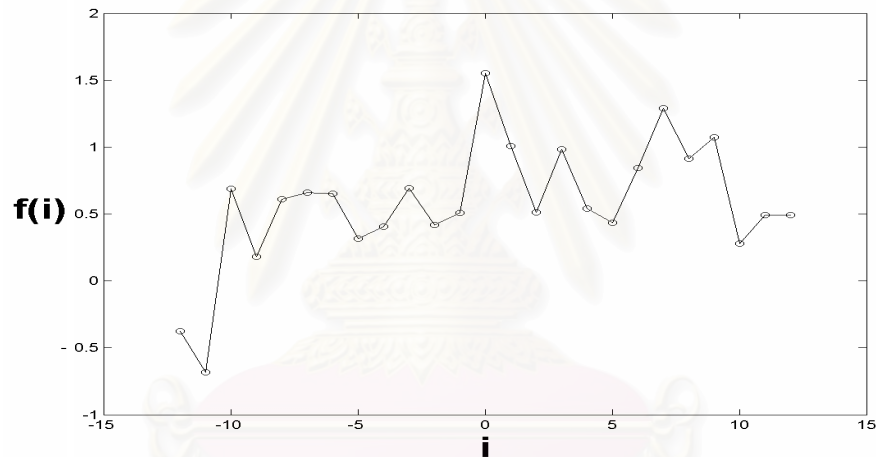
ในบทนี้จะกล่าวถึงการพัฒนาวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบประมาณฟังก์ชันพหุนามกำลังสองต่ำสุดด้วยในบทที่ 2 กระบวนการตรวจวัดเส้นขอบในภาพอัลตราซาวนด์ที่ได้กล่าวไปในนั้นประกอบด้วยการทำงานของวงจรกรองที่มีลักษณะเป็นวงจรมิเชริงเส้น โดยเฉพาะอย่างยิ่งในวงจรกรองมัธยฐานที่ประกอบด้วยขั้นตอนของการเรียงลำดับข้อมูล ซึ่งเมื่อมีข้อมูลจำนวนมากจะเป็นสาเหตุให้เวลาในการประมวลผลนั้นสูงขึ้นมากด้วย และหลังจากนั้นยังต้องมาผ่านวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ที่ต้องอาศัยเวลาการคำนวณอีกระดับหนึ่งด้วย ทำให้ต้องมีสองขั้นตอนในการได้มาซึ่งเส้นขอบในภาพอัลตราซาวนด์ออกมา วงจรตรวจวัดเส้นขอบที่จะพัฒนาขึ้นในบทนี้จึงมีความต้องการอยู่บนพื้นฐานของความเร็วในการประมวลผล และคุณภาพของเส้นขอบผลลัพธ์ที่ได้ โดยจะอาศัยแนวความคิดของวงจรกรองซาว์ทกี-โกเลย์ ที่มีหลักการทำงานอยู่ที่การประมาณฟังก์ชันพหุนามกำลังสองต่ำสุด จากนั้นจะนำแนวทางดังกล่าวมาประยุกต์ค่าสัมประสิทธิ์ เพื่อให้สามารถประพฤติตัวเป็นวงจรตรวจวัดเส้นขอบและยังคงสามารถลดทอนสัญญาณรบกวนด้วย โดยขั้นตอนในการตรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นจะมีลักษณะเป็นวงจรมิเชริงเส้นที่มีการทำงานเพียงขั้นตอนเดียวเท่านั้น เวลาการประมวลผลที่เกิดขึ้นจึงมีความรวดเร็วสูงกว่าวิธีการตรวจวัดเส้นขอบที่นำเสนอไปก่อนหน้านี้อย่างมาก ในหัวข้อ 3.1 จะศึกษาการทำงานของวงจรกรองซาว์ทกี-โกเลย์ในลักษณะหนึ่งมิตีก่อนที่จะพัฒนาแนวความคิดมาเป็นวงจรกรองซาว์ทกี-โกเลย์สองมิติเพื่อนำมาใช้ในงานของการประมวลผลภาพดิจิทัลในหัวข้อ 3.2 จากนั้นในหัวข้อ 3.3 จะกล่าวถึงการพัฒนาประยุกต์ค่าสัมประสิทธิ์ต่างๆ เพื่อให้สามารถใช้งานเป็นวงจรตรวจวัดเส้นขอบ ได้และแนวเหตุผลที่สามารถประพฤติตัวเป็นวงจรกรองได้ด้วย หรือทำงานในลักษณะวงจรมิเชริงเส้นผ่าน (Bandpass filter) และจะมีการทดสอบกับตัวอย่างภาพอัลตราซาวนด์ในเบื้องต้น เพื่อดูคุณภาพเส้นขอบที่ได้ว่าสามารถแยกแยะองค์ประกอบในภาพได้ดีเพียงไร

3.1 วงจรกรองซาวีสกี-โกเลย์ แบบหนึ่งมิติ

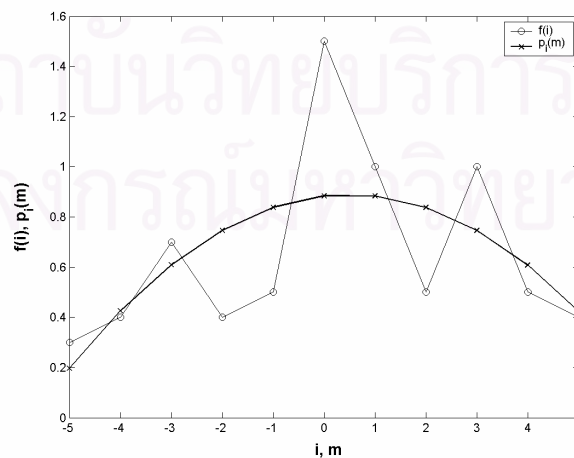
วงจรกรองซาวีสกี-โกเลย์ [35] เป็นวงจรกรองเชิงเส้นความถี่ต่ำผ่านที่มีพื้นฐานการคำนวณมาจากการใช้การประมาณฟังก์ชันพหุนามโดยวิธีค่าผิดพลาดกำลังสองต่ำสุดจากกลุ่มของข้อมูลที่กำหนดขึ้น

พิจารณาลำดับค่าของข้อมูล $f(i)$ ซึ่ง i กำหนดให้เป็น $\dots -1, 0, 1, \dots$ และให้ p_i เป็นฟังก์ชันพหุนาม ที่มีอันดับ K ในพจน์ของ m ดังนี้ (ดูรูปที่ 3.1)

$$p_i(m) = \sum_{k=0}^K a_k m^k \quad (3.1)$$

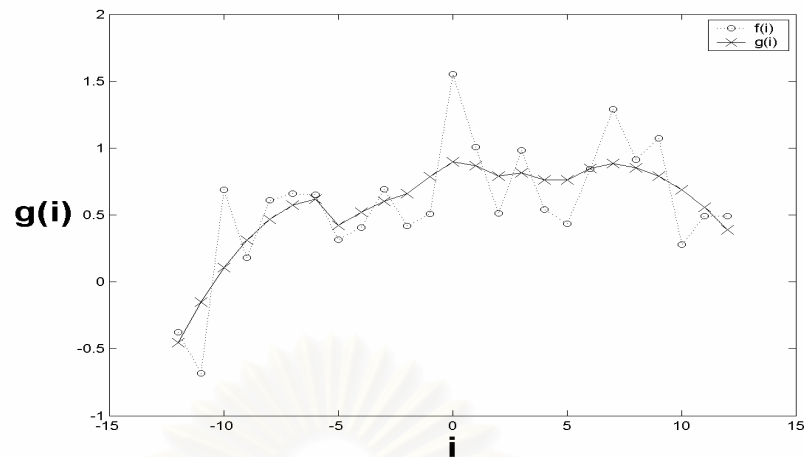


(ก) ตัวอย่างฟังก์ชัน $f(i)$ ที่ประกอบไปด้วยสัญญาณรบกวนชุดหนึ่ง



(ข) ฟังก์ชันพหุนาม $p_2(m)$ อันดับ 2 และขนาด M เท่ากับ 5 ที่ประมาณบนชุดข้อมูล $f(i)$ ที่ $i = 0$

รูปที่ 3.1: ประมาณฟังก์ชันพหุนามบนชุดข้อมูล $f(i)$ ที่ตำแหน่ง $i = 0$



รูปที่ 3.2: ผลลัพธ์หลังผ่านวงจรรองซาวิสกี-โกเลย์

โดย m จะถูกกำหนดอยู่ในบริเวณ $-M, \dots, M$ ที่แต่ละตำแหน่ง i วงจรรองซาวิสกี-โกเลย์ จะแสดงเอาต์พุต $g(i)$ โดยฟังก์ชันพหุนามค่าผิดพลาดกำลังสองต่ำสุด p_i ไปยังชุดของข้อมูล $f(i)$ จากนั้นตั้งค่าเอาต์พุต $g(i)$ เป็น $p_i(0)$ หรือค่า a_0

ถ้าเวกเตอร์ \vec{a} แสดงถึงเวกเตอร์สัมประสิทธิ์ $(a_0, a_1, \dots, a_K)^T$ และเวกเตอร์ของฟังก์ชัน \vec{f} แสดงถึง $(f_{i-M}, \dots, f_{i+M})^T$ ความพยายามในการหาค่าสัมประสิทธิ์ \vec{a} โดยอาศัยเงื่อนไขของค่าผิดพลาดกำลังสองต่ำสุดโดยแสดงดังสมการ

$$e = \sum_{m=-M}^M (p_i(m) - f_{i+m})^2 \quad (3.2)$$

ด้วยวิธีการเชิงตัวเลข (Numerical method) สำหรับการแก้ปัญหา^{นี้} [37] จะสามารถได้ผลเฉลยของเวกเตอร์ \vec{a} เป็น

$$\vec{a} = (Z^T Z)^{-1} (Z^T \vec{f}) \quad (3.3)$$

ซึ่ง Z เป็นเมตริกซ์ขนาด $(2M+1) \times (K+1)$ มิติ และองค์ประกอบภายในเมตริกซ์ Z ถูกกำหนดเป็น

$$z_{qr} = (q - M - 1)^{r-1} \quad (3.4)$$

โดยที่ $q = 1, \dots, 2M+1$ และ $r = 1, \dots, K+1$ เมื่อเอาต์พุต g_i ของวงจรรองซาวิสกี-โกเลย์คือค่า a_0 ค่าดังกล่าวสามารถถูกลดรูปและแสดงออกมาได้เป็น

$$g_i = a_0 = \{(Z^T Z)^{-1} (Z^T \bar{f})\}_i \quad (3.5)$$

โดยสัญลักษณ์ $\{ \}_i$ แสดงถึงค่าแรกในเวกเตอร์ ถ้ากำหนดให้ \bar{e}_q เป็นเวกเตอร์หนึ่งหน่วยที่มีค่าที่ตำแหน่งที่ q เป็นหนึ่งและกำหนด

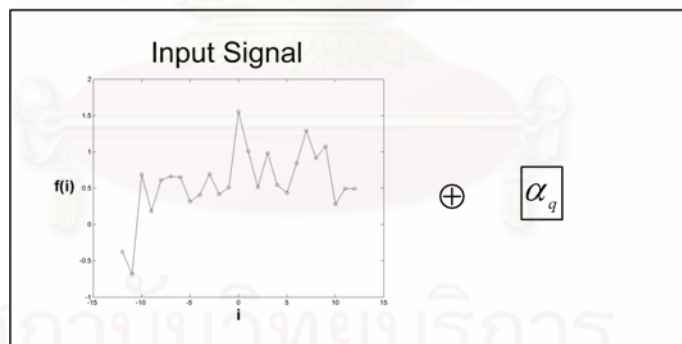
$$\alpha_q = \{(Z^T Z)^{-1} (Z^T \bar{e}_q)\}_1 \quad (3.6)$$

เราสามารถที่จะจัดรูปโดยยึดค่า α_q เป็นหลักได้เป็น

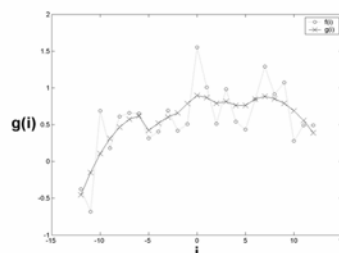
$$g_i = \sum_{q=1}^{2M+1} \alpha_q f_{i-M-1+q} \quad (3.7)$$

สมการที่ได้นี้แสดงถึงค่าสัมประสิทธิ์ที่มีอยู่ของ α_q สามารถจะช่วยให้เราคำนวณค่าของการประมาณฟังก์ชันพหุนามกำลังสองต่ำสุดบนกลุ่มของข้อมูลของฟังก์ชันใดๆได้โดยอาศัยการคำนวณเพียงหาผลรวมเชิงเส้น (linear combination) ของข้อมูล f_{i-M}, \dots, f_{i+M} กับสัมประสิทธิ์ $\alpha_1, \dots, \alpha_{2M+1}$ เท่านั้นโดยค่าสัมประสิทธิ์ α_q จะขึ้นอยู่กับค่าเมตริกซ์ Z และค่าเมตริกซ์ Z ที่สร้างขึ้นนั้นจะเป็นค่าคงที่สำหรับทุกๆ ตำแหน่ง จึงทำให้เราเพียงต้องการการคำนวณ α_q เพียงครั้งเดียวในการสร้างวงจรกรองนี้ ส่งผลให้กระบวนการดังกล่าวจะมีความรวดเร็ว

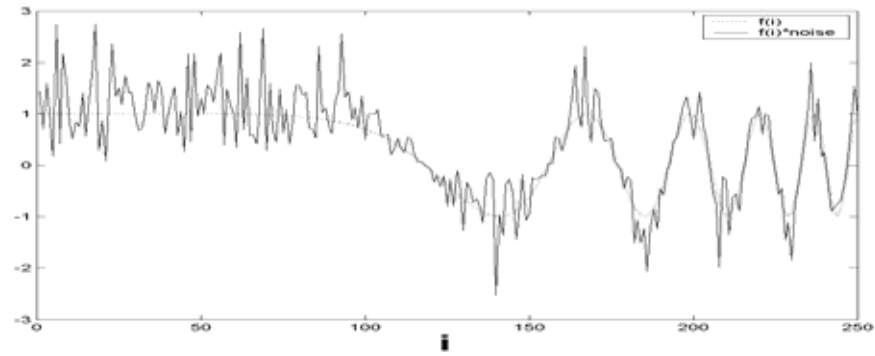
Linear Combination



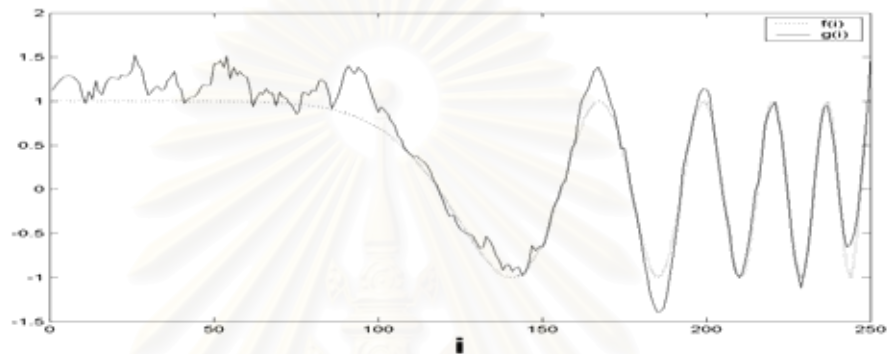
Output Signal



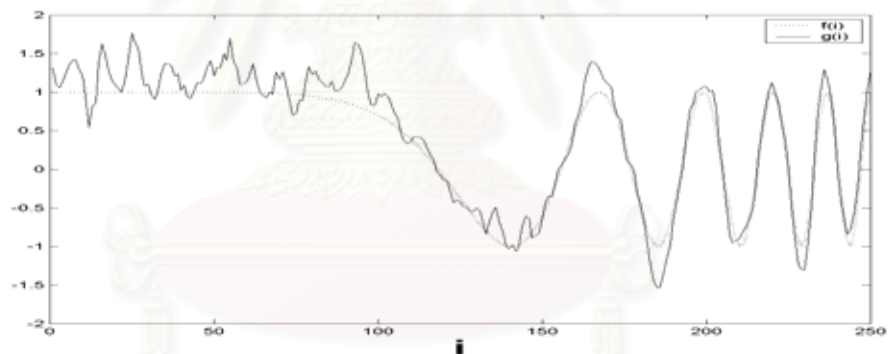
รูปที่ 3.3: การทำงานของวงจรกรองซาวีตกี-โกเลย์



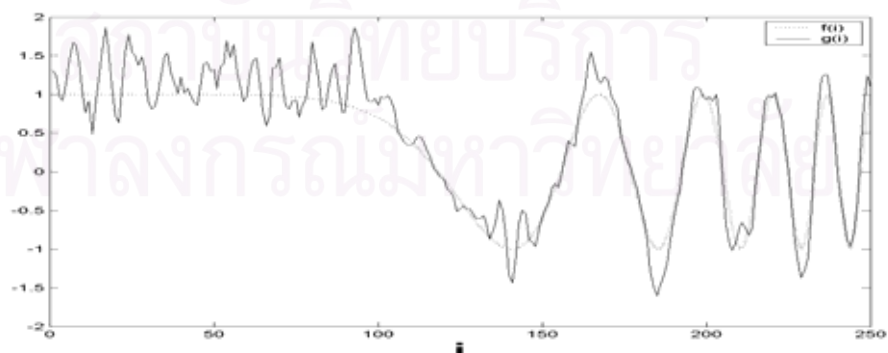
(ก) ฟังก์ชันไซน์แปรความถี่ ใส่สัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคูณ



(ข) ผ่านวงจรกรองซาวีตส์กี-โกเลย์ ขนาดหน้าต่างต่าง 15 อันดับพหุนามเท่ากับ 2



(ค) ผ่านวงจรกรองซาวีตส์กี-โกเลย์ ขนาดหน้าต่างต่าง 15 อันดับพหุนามเท่ากับ 4



(ง) ผ่านวงจรกรองซาวีตส์กี-โกเลย์ ขนาดหน้าต่างต่าง 15 อันดับพหุนามเท่ากับ 6

รูปที่ 3.4: วงจรกรองซาวีตส์กี-โกเลย์หนึ่งมิติทำงานที่อันดับพหุนามต่างกัน

การหาอนุพันธ์ของฟังก์ชันใดๆ

จากหลักการทํางานของวงจรรองชาวลีสกี-โกลเย์หนึ่งมิติที่กล่าวไปข้างต้น เมื่อพิจารณาสมการที่ (3.1) ที่เป็นสมการพหุนามแสดงเส้นโค้งที่มีอันดับ K

$$\begin{aligned} p_i(m) &= \sum_{k=0}^K a_k m^k \\ &= a_0 + a_1 m + a_2 m^2 + a_3 m^3 + \dots + a_K m^K \end{aligned} \quad (3.8)$$

เมื่อ $p_i(m)$ เป็นฟังก์ชันพหุนามที่อาศัยหลักการของกำลังสองต่ำสุดขึ้นมาประมาณชุดข้อมูลบริเวณรอบตำแหน่ง i ของฟังก์ชัน $f(i)$ เพราะฉะนั้นถ้าหาอนุพันธ์ของฟังก์ชัน $p_i(m)$ ที่ตำแหน่ง $m = 0$ จะสามารถใช้เป็นค่าประมาณของอนุพันธ์อันดับหนึ่งที่เกิดขึ้นกับฟังก์ชันที่ตำแหน่งนั้นๆ ได้ ค่าสัมประสิทธิ์ภายหลังจากหาค่าอนุพันธ์อันดับหนึ่งกับสมการที่ (3.8) แสดงได้ดังสมการที่ (3.9)

$$\begin{aligned} \left. \frac{d}{dm} p_i(m) \right|_{m=0} &= \left. \frac{d}{dm} a_0 + a_1 m + a_2 m^2 + a_3 m^3 + \dots + a_K m^K \right|_{m=0} \\ &= a_1 \end{aligned} \quad (3.9)$$

จากค่าสัมประสิทธิ์ที่หาออกมาได้ตามสมการที่ (3.9) จะเป็นค่าสัมประสิทธิ์ที่แสดงถึงการได้มาซึ่งค่าอนุพันธ์อันดับหนึ่งในฟังก์ชันหนึ่งมิติ หรือการหาค่าหน้าต่างทำได้โดยแปลงสมการที่ (3.6) ได้ออกมาเป็นสมการที่ (3.10)

$$\alpha_q = \{(Z^T Z)^{-1} (Z^T \bar{e}_q)\}_2 \quad (3.10)$$

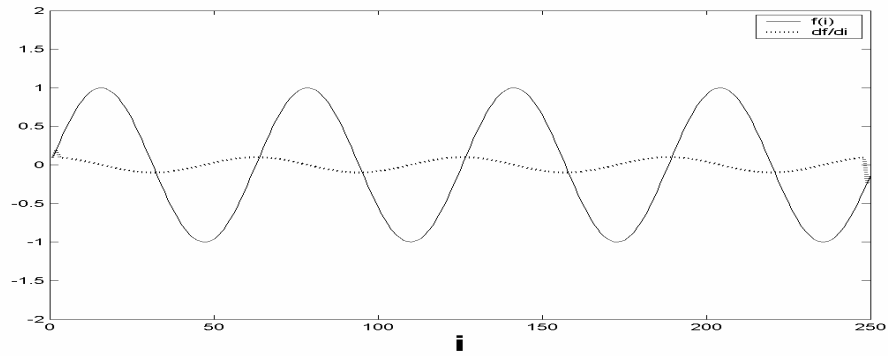
ค่า α_q ที่ได้ออกมาจากสมการที่ (3.6) จะเป็นหน้าต่างที่สัมพันธ์กับค่าสัมประสิทธิ์ a_1 เพื่อนำไปใช้ทำผลการรวมเชิงเส้น (Linear combination) กับฟังก์ชันต้นทาง $f(i,j)$ เพื่อจะให้ค่าอนุพันธ์อันดับหนึ่งของฟังก์ชันออกมา หรือสามารถเขียนได้ดังสมการที่ (3.11) เพื่อแสดงการประมาณค่าอนุพันธ์อันดับหนึ่งของฟังก์ชันใดๆ

$$\frac{d}{di} f(i) \approx \left. \frac{d}{dm} p_i(m) \right|_{m=0} = a_1 \quad (3.11)$$

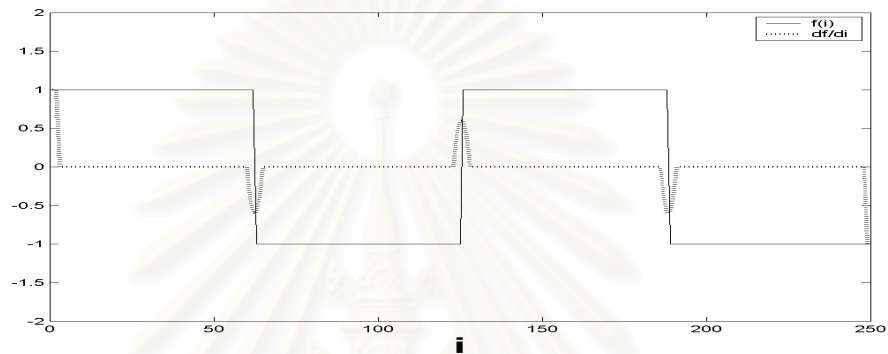
สมการที่ (3.11) แสดงถึงการได้มาของอนุพันธ์อันดับหนึ่งของฟังก์ชันใดๆ ด้วยซึ่งเป็นแนววิธีการในเชิงของตัวเลข โดยฟังก์ชันใดๆ นี้ไม่จำเป็นต้องอยู่ในรูปง่าย ๆ ของสมการทางคณิตศาสตร์ก็ได้ แต่อาศัยค่าของฟังก์ชันในเชิงตัวเลขขึ้นมาหา จากแนวคิดที่ใช้ฟังก์ชันพหุนามมาประมาณบริเวณย่อยๆ ของฟังก์ชันในบริเวณรอบจุด i นี้จะได้ผลพลอยได้ของการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยเพราะเมื่อหาอนุพันธ์จากระนาบที่กระชับเข้ากับจุดที่สุ่มขึ้นมา จึงทำให้พฤติกรรมของวงจรถูกที่เพิ่มขึ้นในสมการที่ (3.11) มิได้ทำหน้าที่เป็นเพียงวงจรรองความถี่สูงผ่าน (Highpass filter) เท่านั้นแต่จะรวมวงจรรองความถี่ต่ำผ่าน (Lowpass filter) เข้าไปด้วยจึงสรุปได้ว่าการทำงานดังกล่าวเปรียบเสมือนการผ่านฟังก์ชันใดๆ ด้วยวงจรรองความถี่แถบผ่าน (Bandpass filter) พารามิเตอร์ที่เกิดขึ้นจะมีค่าขนาดหน้าตาต่างซึ่งเป็นค่าจำนวนข้อมูลย่อยที่สุ่มมาในแต่ละรอบการคำนวณ โดยถ้ากำหนดขนาดหน้าตาให้ขนาดใหญ่เพียงใดก็จะมีความสามารถในการลดทอนสัญญาณรบกวนมากขึ้น แต่จะแปรผกผันกับการคงสภาพโครงสร้างเดิมไว้

ในรูปที่ 3.5 แสดงการทดสอบหาค่าอนุพันธ์ของฟังก์ชันใดๆ กำหนดขนาดหน้าตาต่างเท่ากับ 5 และค่าอันดับเท่ากับ 2 โดยประกอบด้วยรูปที่ 3.5(ก) ที่เป็นฟังก์ชันไซน์ ($f(i) = \sin(0.1i)$) และแสดงค่าอนุพันธ์ที่ประมาณขึ้นมาได้ดังรูป ซึ่งถ้าหาค่าอนุพันธ์ตามวิธีการทางคณิตศาสตร์จะได้ค่า $df(i)/di = 0.1 \cos(0.1i)$ โดยถ้านำไปพล็อตกราฟจะเห็นว่าค่าที่ได้นั้นใกล้เคียงกันมาก ส่วนรูปที่ 3.5(ข) และ (ค) แสดงถึงฟังก์ชันที่มีการเปลี่ยนแปลงค่าอย่างทันทีทันใด โดยจะเห็นว่าถ้าหาตามหลักคณิตศาสตร์ บริเวณขึ้นการเปลี่ยนค่านั้นจะมีค่าอนุพันธ์เป็นอนันต์ แต่เมื่อใช้การประมาณแบบฟังก์ชันพหุนามนั้น ค่าที่ได้จะเป็นค่ายอดที่ไม่ถึงอนันต์แต่เป็นค่าที่สูงขึ้นอยู่กับขนาดหน้าตาที่เลือกใช้และเพียงพอต่อการกำหนดบริเวณของเส้นขอบ

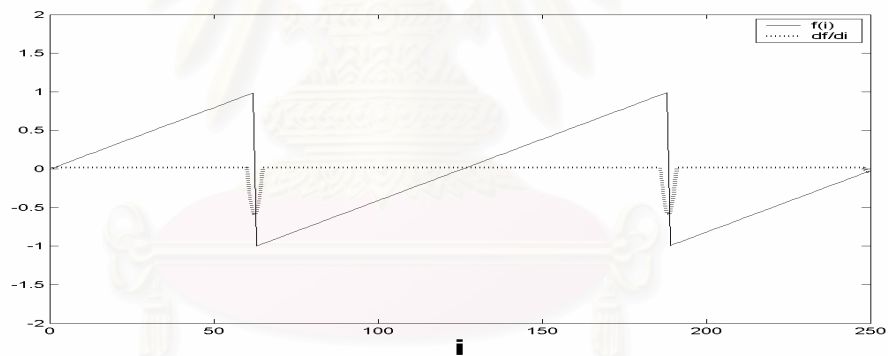
ประโยชน์ของการใช้การหาค่าอนุพันธ์อันดับหนึ่งที่กล่าวไปโดยวิธีการข้างต้นนั้นคือสามารถ หาค่าอนุพันธ์อันดับหนึ่งของฟังก์ชันใดๆ เช่น ฟังก์ชันขั้นบันได, ฟังก์ชันฟันเลื่อย, ฟังก์ชันอิสระไม่ขึ้นกับสมการใดๆ หรือแม้กระทั่งฟังก์ชันที่สามารถหาด้วยสมการทางคณิตศาสตร์เช่น ฟังก์ชันไซน์, ฟังก์ชันโคไซน์ ก็สามารถหาค่าออกมาที่อยู่ในเกณฑ์ใกล้เคียงมาก ดังนั้นความสามารถที่กล่าวมาทั้งหมด เมื่อนำมาประยุกต์ใช้กับงานที่เกี่ยวข้องกับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จะได้ประโยชน์ในเรื่องของการตรวจวัดเส้นขอบที่อาศัยค่าการเปลี่ยนแปลงที่มีขนาดสูงสุดนั่นเอง ซึ่งการใช้ค่าอนุพันธ์ในการของตำแหน่งเส้นขอบของภาพนั้นจะกระทำในลักษณะสองมิติ เพราะฉะนั้นค่าอนุพันธ์จะหาออกมาในลักษณะของค่าเกรเดียนต์และค่าที่สนใจคือ ค่าขนาดและมุมของเกรเดียนต์นั่นเอง ซึ่งแนวทางในการหาดังกล่าวโดยใช้การประยุกต์ของวงจรรองฮาร์วีสกี-โกเลย์นั้นจะกล่าวถึงรายละเอียดในหัวข้อถัดไป



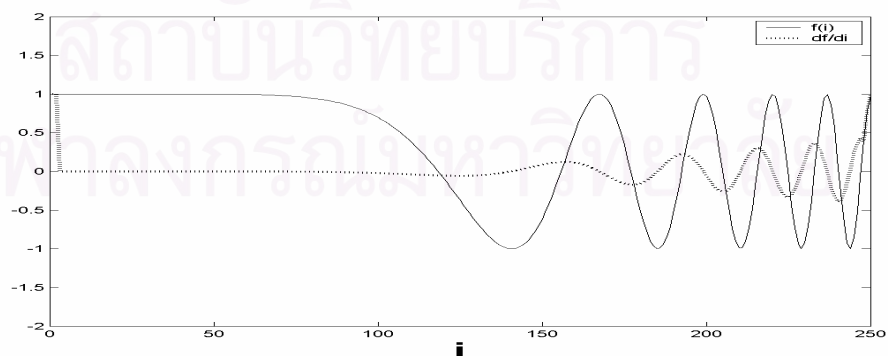
(ก) ฟังก์ชันไซน์



(ข) ฟังก์ชันขั้นสี่เหลี่ยม

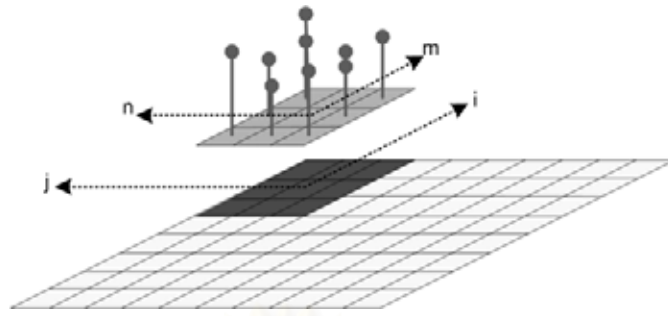


(ค) ฟังก์ชันฟันเลื่อย



(ง) ฟังก์ชันไซน์แปรความถี่

รูปที่ 3.5: การประมาณอนุพันธ์อันดับหนึ่งของฟังก์ชันใดๆ โดยใช้หน้าต่างต่าง
ของซาวีสกี-โกเลย์ขนาดเท่ากับ 5 อันดับพหุนามเท่ากับ 2



รูปที่ 3.6: ชุดข้อมูลที่ตำแหน่ง (i,j) ให้อยู่ในแนวแกน m และ n

3.2 วงจรกรองซาวีสกี-โกเลย์ แบบสองมิติ

วงจรกรองซาวีสกี-โกเลย์สองมิติ [8] เป็นการขยายผลจากวงจรซาวีสกี-โกเลย์หนึ่งมิติ ดังที่กล่าวถึงรายละเอียดไปในหัวข้อ 3.1 ที่มีพื้นฐานการคำนวณมาจากการประมาณค่าฟังก์ชันพหุนามกับข้อมูลชุดหนึ่งโดยใช้หลักของค่าผิดพลาดกำลังสองต่ำสุด หลักการคำนวณจะมีแนวคิดลักษณะเดียวกัน โดยจะทำการแปลงค่าในรูปสองมิติให้อยู่ในรูปหนึ่งมิติในลักษณะการทอดค่าออกมาในแนวขวางแล้วกำหนดดัชนีเพื่อนำมาเปรียบเทียบให้เหมาะสม

พิจารณาค่าสองมิติของข้อมูล $f(i,j)$ ซึ่ง i,j เป็น $\dots,-1,0,1,\dots$ และให้ $p_{i,j}$ เป็นฟังก์ชันพหุนามอันดับ K ในเทอม m และอันดับ L ในเทอม n หรือเขียนได้เป็น

$$p_{i,j}(m,n) = \sum_{k=0}^K \sum_{l=0}^L a_{k,l} m^k n^l \quad (3.12)$$

โดยที่ m คือค่า $-M,\dots,M$ และ n คือค่า $-N,\dots,N$ แต่ละตำแหน่ง (i,j) ค่าเอาท์พุต $g_{i,j}$ ของวงจรกรองซาวีสกี-โกเลย์สองมิติคือกลุ่มของค่า $a_{0,0}$ ซึ่งมาจากค่าประมาณฟังก์ชันพหุนาม $p_{i,j}$ ไปที่ชุดของข้อมูล $f_{i+m,j+n}$ สำหรับ $m = -M,\dots,M$ และ $n = -N,\dots,N$ อย่างไรก็ตามประเด็นของการนำฟังก์ชันพหุนามมาประมาณค่าดังกล่าวมีเงื่อนไขที่ตั้งอยู่บนสมการ

$$e = \sum_{m=-M}^M \sum_{n=-N}^N w_{m,n}^2 (p_{i,j}(m,n) - f_{i+m,j+n})^2 \quad (3.13)$$

ซึ่ง $w_{m,n}$ คือค่าตัวประกอบถ่วงน้ำหนัก (weighting factor) ที่จะถูกกำหนดให้มีค่ามากที่สุดที่จุดกำเนิดและมีค่าลดลงจนถึงศูนย์เมื่อออกห่างจากจุดกำเนิด

การจัดค่าสัมประสิทธิ์ $a_{k,l}$ ให้อยู่ในรูปของเวกเตอร์เราจะทำการเรียงค่าพวกมันให้เป็นลำดับเรียงกันโดยใช้ดัชนี r กำหนดเป็น $1, \dots, (K+1)(L+1)$ จากนั้นจะกำหนดฟังก์ชันของดัชนี $k(r) = \text{floor}((r-1)/(L+1))$ และ $l(r) = (r-1) \bmod (L+1)$ เรากำหนดเวกเตอร์ \vec{a} แทนค่าสัมประสิทธิ์ทั้งหมด $a_{k,l}$ ของฟังก์ชันพหุนาม $p_{i,j}$ เป็น

$$\vec{a} = (a_{k(r),l(r)} : r = 1, \dots, (K+1)(L+1))^T \quad (3.14)$$

ในทำนองเดียวกันกำหนดดัชนี q มีค่าเป็น $1, \dots, (2M+1)(2N+1)$ เราจะแสดงค่าฟังก์ชันของดัชนีสำหรับระบุตำแหน่งในเมตริกซ์ได้เป็น

$$\begin{aligned} m(q) &= \text{int}((q-1)/(2N+1)) - M \\ n(q) &= (q-1) \bmod (2N+1) - N \end{aligned}$$

และเราสามารถที่จะแสดงฟังก์ชัน $f_{i+m(q),j+n(q)}$ ในรูปของเวกเตอร์ได้เป็น

$$\vec{f} = (f_{i+m(q),j+n(q)} : q = 1, \dots, (2M+1)(2N+1))^T \quad (3.15)$$

ด้วยวิธีการเชิงตัวเลข (Numerical method) สำหรับการแก้ปัญหา [37] จะสามารถสร้างเมตริก Z ได้เป็น

$$z_{qr} = m(q)^{k(r)} n(q)^{l(r)} \quad (3.16)$$

นำมาซึ่งผลเฉลยของสมการทั่วไปของ \vec{a} เพื่อให้สอดคล้องเงื่อนไขของสมการ (3.13) คือ

$$\vec{a} = (Z^T W Z)^{-1} (Z^T W \vec{f}) \quad (3.17)$$

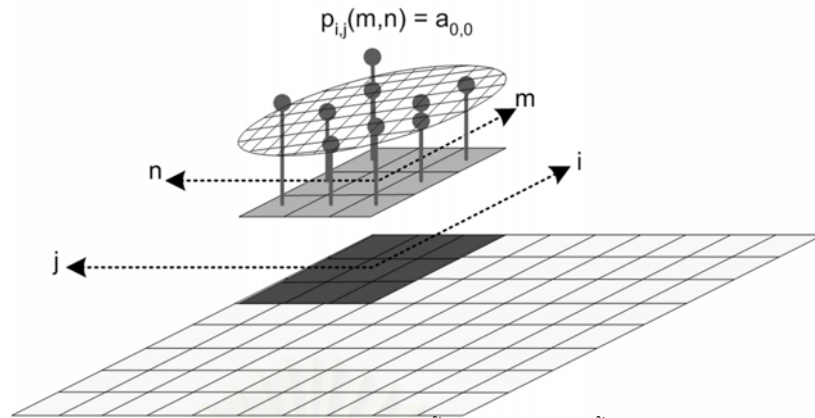
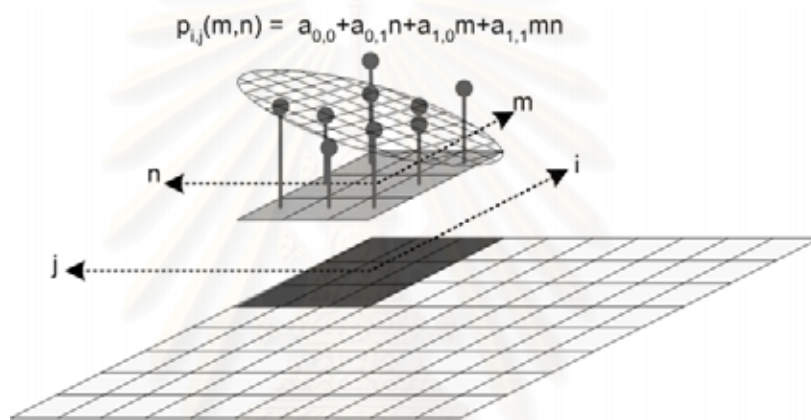
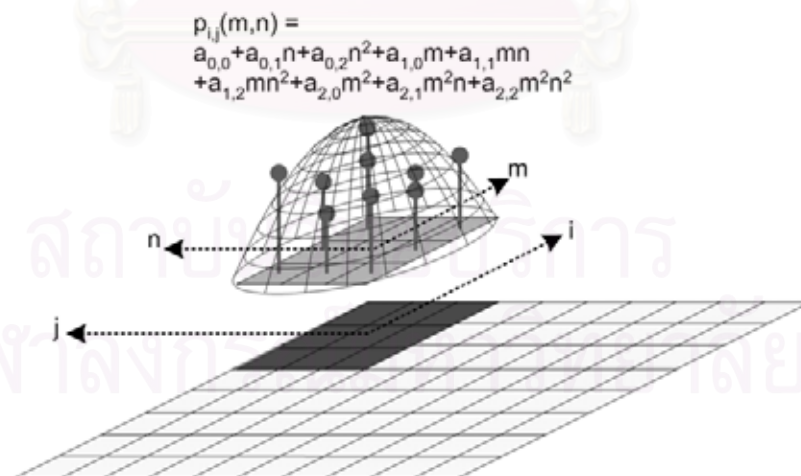
ซึ่ง W คือเมตริกซ์ทแยงมุมของค่า (q,q) ที่ถูกกำหนดโดย $w_{m(q),n(q)}$ ของคี่ประกอบ $a_{0,0}$ ที่กำหนดค่าเอาต์พุต $g_{i,j}$ สามารถแสดงได้เป็น

$$g_{i,j} = \sum_{q=1}^{(2M+1)(2N+1)} \alpha_q f_{i+m(q),j+n(q)} \quad (3.18)$$

โดยที่ α_q ถูกกำหนดได้เป็น

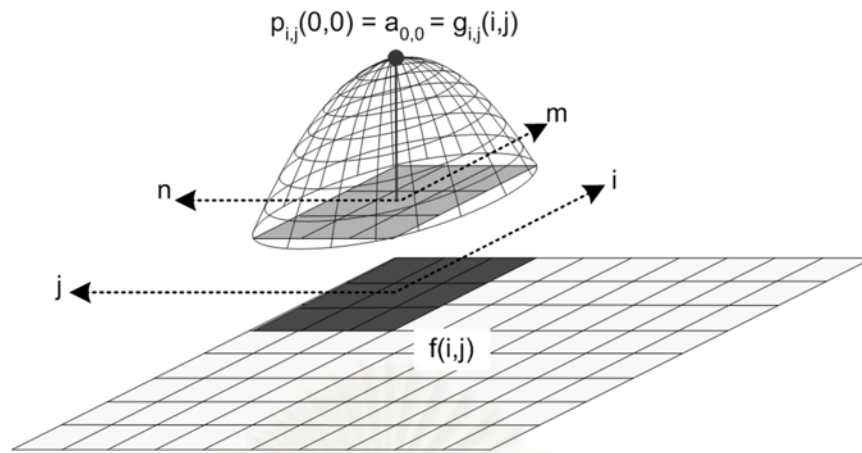
$$\alpha_q = \{(Z^T W Z)^{-1} (Z^T W \vec{e}_q)\}_i \quad (3.19)$$

\vec{e}_q คือเวกเตอร์หนึ่งหน่วยที่มีขนาด $(2M+1)(2N+1)$ และมีค่าที่องค์ประกอบที่ q เท่ากับหนึ่ง ส่วน $\{ \}_p$ หมายถึงค่าขององค์ประกอบในเวกเตอร์ที่ตำแหน่ง p

(ก) กำหนดอันดับพหุนาม $K, L = 0$ (พื้นผิวระนาบขนานพื้น)(ข) อันดับพหุนาม $K, L = 1$ (พื้นผิวระนาบตรงเอียงกับพื้น)(ค) อันดับพหุนาม $K, L = 2$ (พื้นผิวเป็นรูปโค้งพหุนามอันดับ 2)

รูปที่ 3.7: ตัวอย่างการประมาณพื้นผิวฟังก์ชันพหุนามลงบน

ชุดข้อมูลบริเวณรอบตำแหน่ง (i,j) ขนาด $M, N = 1$



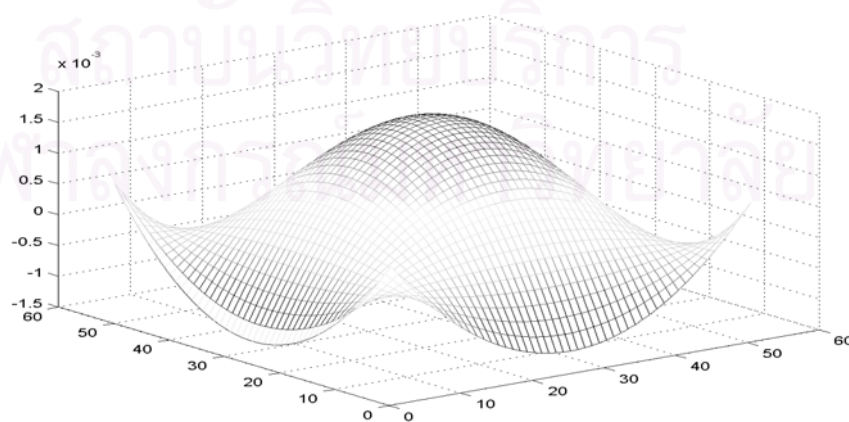
รูปที่ 3.8: ค่าปลายทาง $g_{i,j}$ ที่ได้จากการเลือกค่าสัมประสิทธิ์ $a_{0,0}$

กำหนดให้เมตริกซ์ S มีขนาด $(2M+1) \times (2N+1)$ และให้มีค่าในเมตริกซ์เป็น

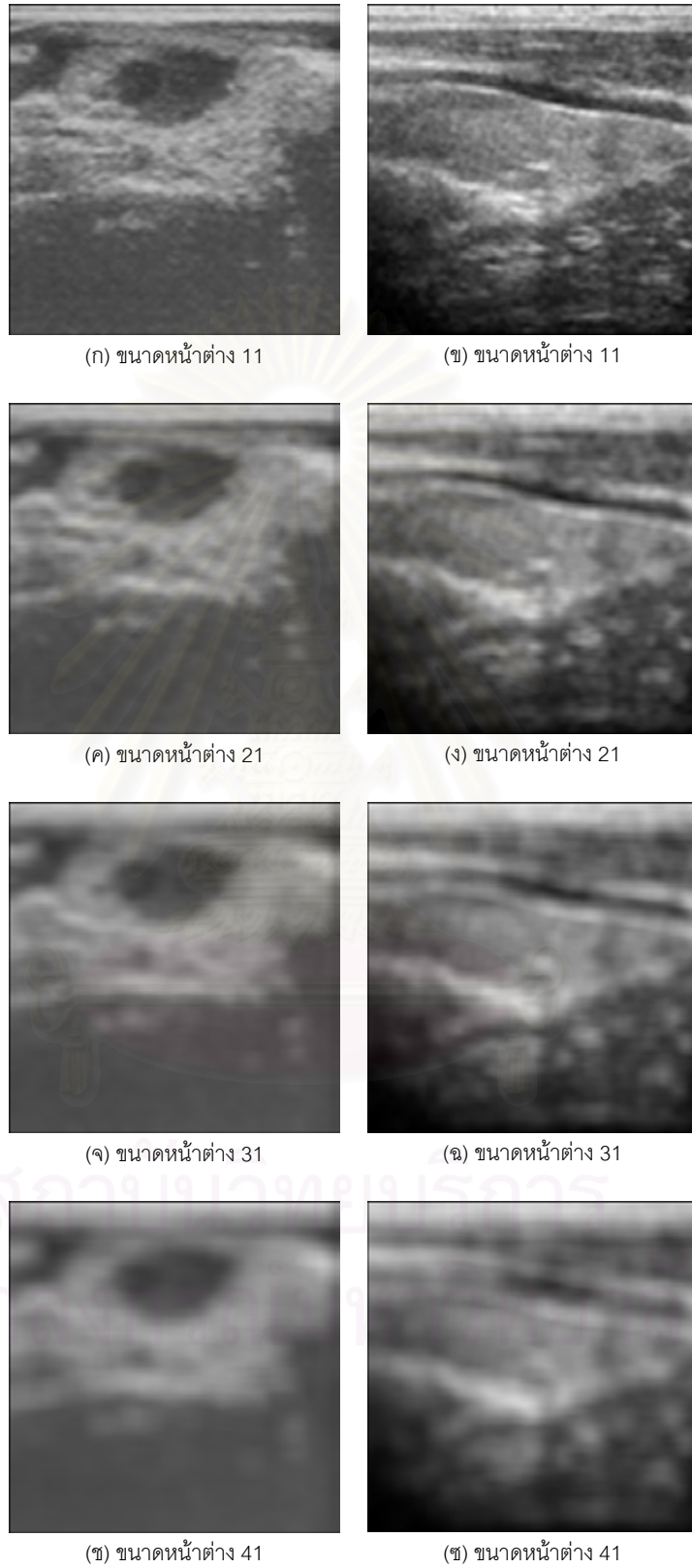
$$S_{m(q),n(q)} = \alpha_q \quad (3.20)$$

เอาที่พุด $g_{i,j}$ ที่ได้จากสมการ(3.19) ที่เป็นผลการรวมเชิงเส้นของค่า $f_{i,j}$ กับชุดของค่า α สามารถมองได้เป็นการคอนโวลูชันกันของหน้าต่างเมตริกซ์ S กับ $f_{i,j}$ เพื่อให้ได้ค่า ออกมา

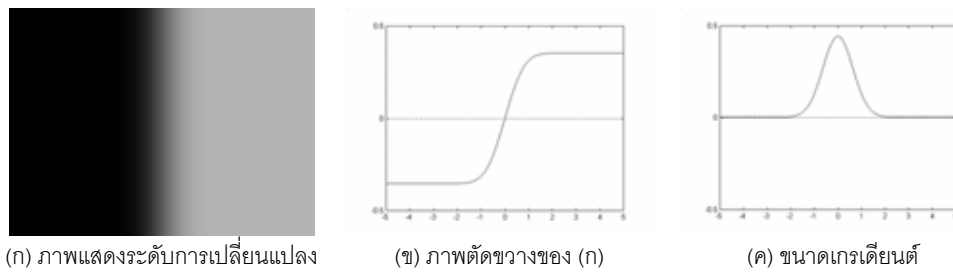
จากสมการ (3.20) จะแสดงถึงค่า α_q ที่มาจากค่าของเมตริกซ์ $(Z^T W Z)^{-1} (Z^T W \bar{e}_q)$ ที่ตำแหน่งเท่ากับหนึ่ง หรือแสดงถึงการได้มาซึ่งสัมประสิทธิ์ $a_{0,0}$ ในทำนองเดียวกันการได้มาของ α_q ที่สัมพันธ์กับค่าสัมประสิทธิ์ $a_{k,l}$ ใดๆ ก็จะเป็นค่าเมตริกซ์ $(Z^T W Z)^{-1} (Z^T W \bar{e}_q)$ ที่ตำแหน่ง $((K+1)k)+l+1$ นั่นเอง เพราะฉะนั้นสัมประสิทธิ์ $a_{k,l}$ หนึ่งค่า ก็จะทำให้ α_q หนึ่งชุดที่ใช้สร้างหน้าต่างเมตริกซ์ S ออกมาได้ค่าหนึ่งด้วย



รูปที่ 3.9: รูปร่างหน้าต่าง $S_{0,0}$ เมื่อมีขนาด 51 X 51 อันดับพหุนาม 2



รูปที่ 3.10: ผ่านวงจรรองซาวีสกี-โกเลย์สองมิติ ที่มีอันดับ
พหุนามเท่ากับ 2 กับภาพอัลตราเซานด์



(ก) ภาพแสดงระดับการเปลี่ยนแปลง

(ข) ภาพตัดขวางของ (ก)

(ค) ขนาดเกรเดียนต์

รูปที่ 3.11: เส้นขอบที่นิยามจากขนาดเกรเดียนต์สูงสุด

3.3 ขนาดและมุมของเกรเดียนต์

เมื่อนิยามตำแหน่งเส้นขอบจากตำแหน่งที่มีขนาดเกรเดียนต์ของความเข้มสูงสุด (รูปที่ 3.11) เราสามารถคำนวณเส้นขอบโดยอาศัยลักษณะสมบัติของระนาบพหุนาม ที่ใช้ในวงจรรองซาวิสกี-โกเลย์สองมิติได้ดังนี้

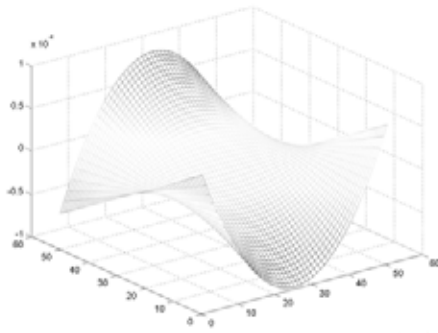
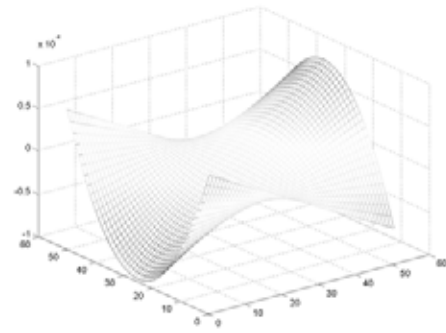
สำหรับระนาบพหุนาม $p_{i,j}$ ที่มีอันดับ K สำหรับค่า m และอันดับ L สำหรับค่า n ตามสมการ

$$p_{i,j}(m,n) = \sum_{k=0}^K \sum_{l=0}^L a_{k,l} m^k n^l \quad (3.21)$$

เมื่อ $i, j = \dots, -1, 0, 1, \dots$ เป็นลำดับของข้อมูลและ $m = -M, \dots, M$ และ $n = -N, \dots, N$ เป็นดัชนีตำแหน่งของหน้าต่างของวงจรรองขนาด $(2M+1) \times (2N+1)$ เราสามารถประมาณค่าอนุพันธ์ของความเข้มของภาพอัลตราเซานด์ $f_{i,j}$ ในแต่ละแนวแกนเทียบกับ i และ j ตามลำดับ โดยคำนวณจากสัมประสิทธิ์ของระนาบพหุนาม $p_{i,j}$ ที่มีขนาด $(2M+1) \times (2N+1)$ และตำแหน่งกึ่งกลางหน้าต่างที่กำลังพิจารณา ($m=0, n=0$) โดยในสมการที่ (3.22) เป็นค่าสัมประสิทธิ์ที่ได้จากการหาค่าอนุพันธ์ตามแนวแกน i และสมการที่ (3.23) เป็นค่าสัมประสิทธิ์ที่ได้จากการหาค่าอนุพันธ์ตามแนวแกน j ตามลำดับ

$$\frac{\partial}{\partial i} f_{i,j} \approx \left. \frac{\partial}{\partial m} p_{i,j}(m,n) \right|_{(m=0,n=0)} = a_{1,0} \quad (3.22)$$

$$\frac{\partial}{\partial j} f_{i,j} \approx \left. \frac{\partial}{\partial n} p_{i,j}(m,n) \right|_{(m=0,n=0)} = a_{0,1} \quad (3.23)$$

(ก) หน้าต่างของ $S_{1,0}$ (ข) หน้าต่างของ $S_{0,1}$

รูปที่ 3.12: รูปร่างของหน้าต่าง S สำหรับนำมาหาอนุพันธ์ย่อยในแนวแกน i และ j

เมื่อได้ค่าอนุพันธ์ตามสมการที่ (3.22) และ (3.23) จากสมการที่ (3.20) จะได้ค่าหน้าต่างที่สอดคล้องกับค่าสัมประสิทธิ์ดังกล่าวเป็น $S_{1,0}$ และ $S_{0,1}$ เพื่อจะเป็นค่าหน้าต่างที่ให้ค่าอนุพันธ์ของภาพในแนวแกน i และ j ตามลำดับ

ถ้ากำหนดภาพ $f(i,j)$ และหาขนาดอนุพันธ์ $P(i,j)$ ตามแนวแกน i จะประมาณได้ตามสมการที่ (3.24) และขนาดอนุพันธ์ $Q(i,j)$ ตามแนวแกน j จะประมาณได้ตามสมการที่ (3.25)

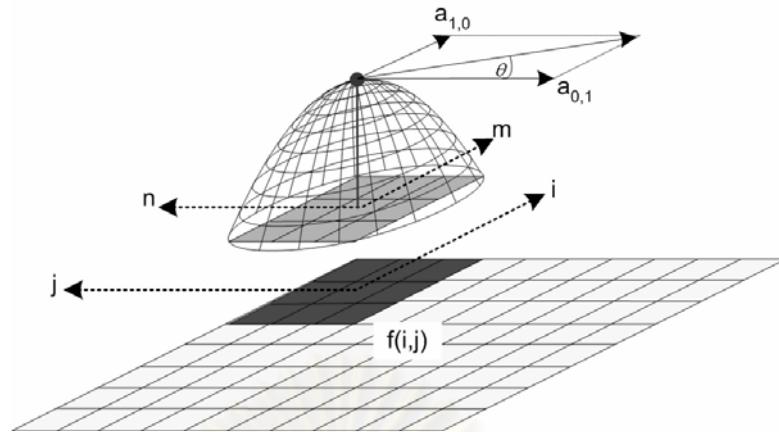
$$P(i, j) = \frac{\partial}{\partial i} f(i, j) \approx f(i, j) * S_{1,0} \quad (3.24)$$

$$Q(i, j) = \frac{\partial}{\partial j} f(i, j) \approx f(i, j) * S_{0,1} \quad (3.25)$$

เมื่อได้ค่าอนุพันธ์ตามแนวแกนย่อยสำหรับภาพ $f(i,j)$ ตามสมการที่ (3.24) และ (3.25) ขั้นตอนต่อไปคือการหาค่าขนาด $M(i,j)$ และมุม $\theta(i,j)$ ของเกรเดียนต์ในภาพ $f(i,j)$ ซึ่งแสดงถึงระดับทิศทางการเปลี่ยนแปลงค่าความเข้มในภาพ เมื่อพิจารณาเป็นพื้นผิวพหุนามประมาณ ค่าขนาดและทิศทางของเกรเดียนต์จะได้ตามสมการที่ (3.26) และ (3.27) ตามลำดับ

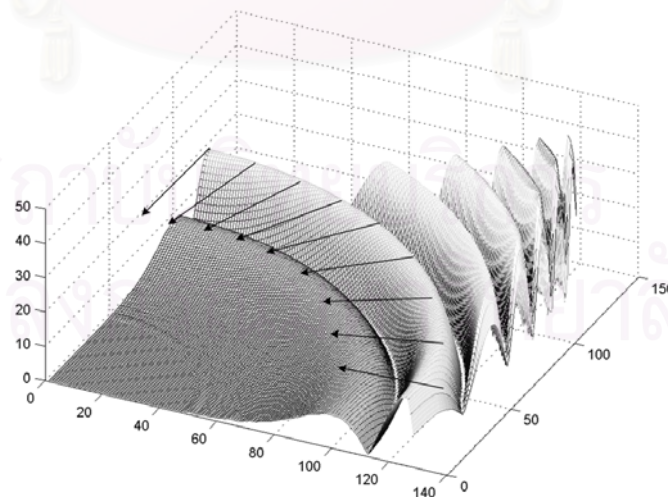
$$M(i, j) \approx \sqrt{P^2(i, j) + Q^2(i, j)} = \sqrt{(f(i, j) * S_{1,0})^2 + (f(i, j) * S_{0,1})^2} \quad (3.26)$$

$$\theta(i, j) \approx \arctan(Q(i, j), P(i, j)) = \arctan((f(i, j) * S_{1,0}), (f(i, j) * S_{0,1})) \quad (3.27)$$



รูปที่ 3.13: การใช้ระนาบพหุนามมาประมาณค่าเกรเดียนต์

จากสมการที่ (3.26) และ (3.27) จะสามารถประมาณค่าเกรเดียนต์และทิศทางของมัน ที่ตำแหน่งใดๆของภาพได้โดยเพียงหาค่าสัมประสิทธิ์ $a_{1,0}$ และ $a_{0,1}$ ขึ้นมาเท่านั้น และการกำหนดตำแหน่งที่จะเกิดเส้นขอบขึ้นมานั้นก็จะใช้เกณฑ์ของค่าเกรเดียนต์สูงสุด ดังรูปที่ 3.11 อย่างไรก็ตามสำหรับภาพดิจิทัลที่มีค่าของข้อมูลอยู่ในรูปสองมิติ การกำหนดค่าเส้นขอบนั้นจะไม่เหมือนดังรูปที่ 3.11 ทั้งหมดเนื่องจากในรูปนั้นแสดงนิยามเส้นขอบในภาพตัดขวางซึ่งเป็นลักษณะหนึ่งมิติเท่านั้น เพราะฉะนั้นนิยามของเส้นขอบในภาพสองมิติจะมีเพิ่มเติมเล็กน้อยในเรื่องของทิศทาง การเปลี่ยนแปลงค่าความเข้ม หรือทิศทางของเกรเดียนต์นั่นเอง โดยที่เส้นขอบจะมีลักษณะที่ต่างจากกับทิศทางของเกรเดียนต์สูงสุดดังรูปที่ 3.14

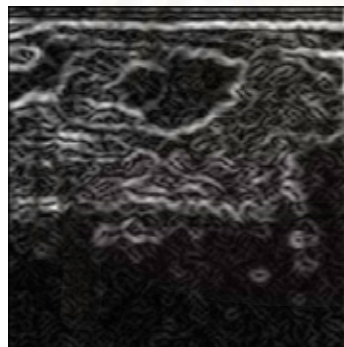


รูปที่ 3.14: ขนาดของเกรเดียนต์กับทิศทางบริเวณค่ายอดเกรเดียนต์

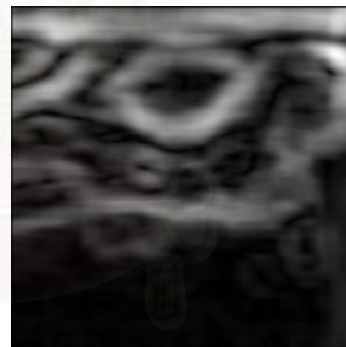
พัฒนาวงจรตรวจวัดเส้นขอบ

จากแนวคิดของวงจรกรองซาวีสกี-โกเลย์ ที่เป็นการประมาณฟังก์ชันพหุนามกับข้อมูลสุ่มจำนวนหนึ่ง ซึ่งก็คือข้อมูลซึ่งอยู่ภายใต้หน้าต่างขนาดใดๆ ที่กำหนดขึ้น จากนั้นก็นำค่า ณ ตำแหน่งตรงกลางมาเป็นค่าเอาต์พุตของวงจรกรอง จากนั้นในการตรวจวัดเส้นขอบที่เสนอ ได้กล่าวถึงการหาอนุพันธ์ของฟังก์ชันพหุนามดังกล่าวมาเป็นค่าขนาดเกรเดียนต์ ซึ่งจะเห็นได้ว่าที่ขั้นตอนนี้ข้อมูลที่สุ่มขึ้นมาหาค่าอนุพันธ์นั้นก็เปรียบเสมือนผ่านการประมาณโดยหลักค่าผิดพลาดกำลังสองต่ำสุดแล้วในตัวของมันเอง ซึ่งค่าอนุพันธ์ที่ได้นั้นก็น่าจะเป็นค่าประมาณเกรเดียนต์ของภาพได้เลยเช่นกัน หรือจะกล่าวอีกนัยหนึ่งได้ว่าการใช้วิธีการตรวจวัดเส้นขอบที่ได้เสนอไปนั้นอาจจะสามารถทำกับตัวภาพต้นทางได้เลยโดยที่ไม่ต้องผ่านวงจรกรองใดๆมาก่อน ซึ่งก็จะทำให้อาจได้ผลลัพธ์ของเส้นขอบในการคำนวณเพียงขั้นตอนเดียวก็ได้ซึ่งจะเป็นการประหยัดเวลาในการคำนวณ รวมถึงมีความกะทัดรัดในตัวอัลกอริทึมด้วย

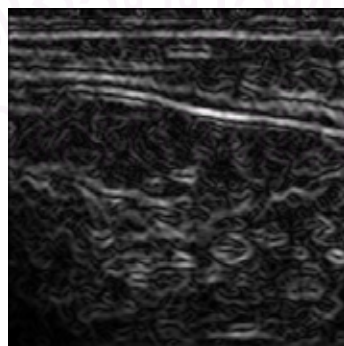
ทดสอบการหาค่าเกรเดียนต์ตามสมการ (3.26) กับภาพอัลตราซาวด์แสดงดังรูปที่ 1.1(ก) และ (ข) โดยใช้ขนาดหน้าต่างต่างเล็กและใหญ่ อันดับพหุนาม 2 แสดงดังรูปที่ 3.15



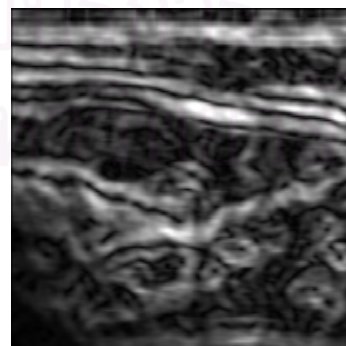
(ก) ผ่านวงจรมิติหน้าต่าง 11



(ข) ผ่านวงจรมิติหน้าต่าง 41



(ค) ผ่านวงจรมิติหน้าต่าง 11



(ง) ผ่านวงจรมิติหน้าต่าง 25

รูปที่ 3.15: ขนาดของเกรเดียนต์ในภาพอัลตราซาวด์

ค่าเกรเดียนต์ที่ได้ออกมาดังรูปที่ 3.15 บริเวณที่เป็นแถบขาวคือส่วนที่เป็นค่าเกรเดียนต์สูง เพราะฉะนั้นการกำหนดเส้นขอบที่เกิดขึ้นในภาพนั้นจะอาศัยการกำหนดค่าระดับ (Thresholding) โดยในรูปที่ 3.16 จะเป็นการกำหนดค่าระดับของเกรเดียนต์ในรูปที่ 3.15 เพื่อระบุตำแหน่งเส้นขอบให้ได้ใกล้เคียงที่สุดโดยปรับจากผู้ใช้งาน

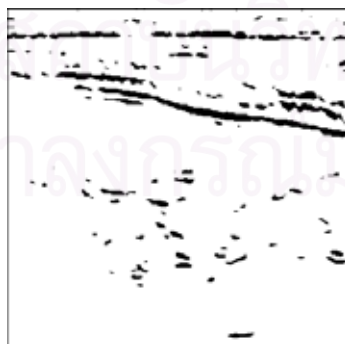
ผลลัพธ์ที่ได้ในรูปที่ 3.16 เป็นเส้นขอบที่ได้จากภาพอัลตราซาวด์ในรูปที่ 3.15 โดยเส้นขอบที่ได้ออกมานั้นจะเห็นว่าเป็นบริเวณแถบสีดำ ซึ่งตำแหน่งใกล้เคียงเส้นขอบที่ขีดขึ้นโดยแพทย์ (ในรูปที่ 1.2(ก) และ (ข)) ซึ่งผลลัพธ์นี้จะติดปัญหาที่เส้นขอบมีความหนาพอสมควรซึ่งเมื่อกำหนดค่าระดับให้สูงขึ้นไปอีกเพื่อให้เส้นขอบบางลงจะทำให้ ข้อมูลเส้นขอบที่ได้ผิดเพี้ยนไป การแก้ปัญหาดังกล่าวคือกลับไปพิจารณาที่รูป 3.15 ที่เป็นขนาดเกรเดียนต์ที่ได้จากภาพอัลตราซาวด์แล้วใช้ความรู้ในเรื่อง nonmaxima suppression กับภาพดังกล่าวเพื่อเก็บแนวเส้นขอบของภาพเกรเดียนต์นี้ไว้ โดยข้อมูลที่ใช้คือคือขนาดเกรเดียนต์ดังรูปที่ 3.15 และค่ามุมของเกรเดียนต์ที่คำนวณตามสมการ (3.27)



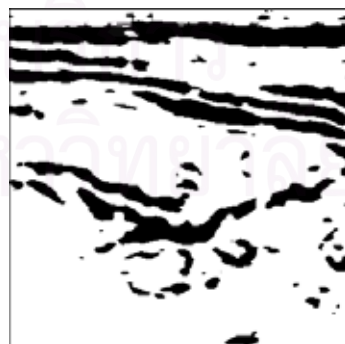
(ก) กำหนดค่าระดับกับรูปที่ 3.15(ก)



(ข) กำหนดค่าระดับกับรูปที่ 3.15(ข)

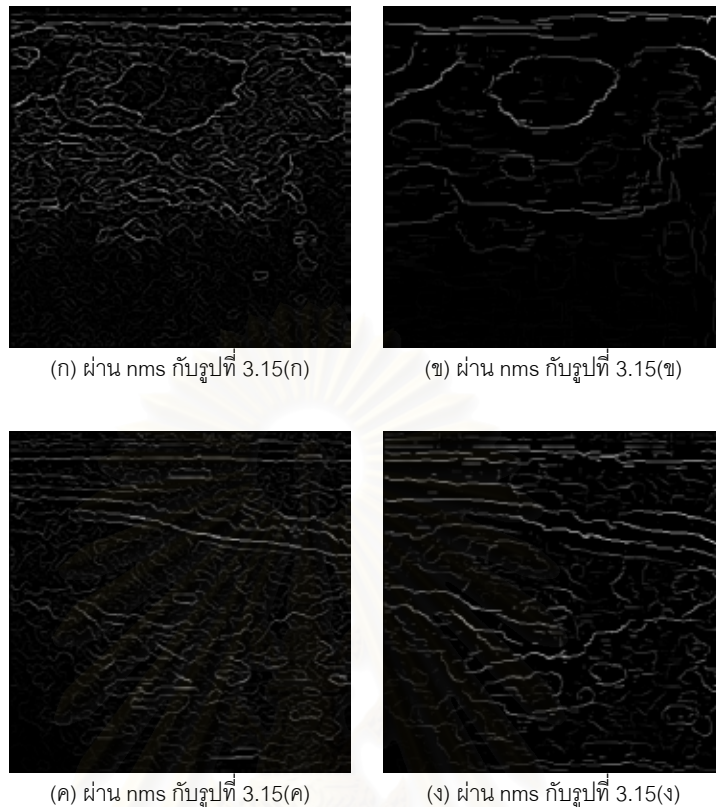


(ค) กำหนดค่าระดับกับรูปที่ 3.15(ค)



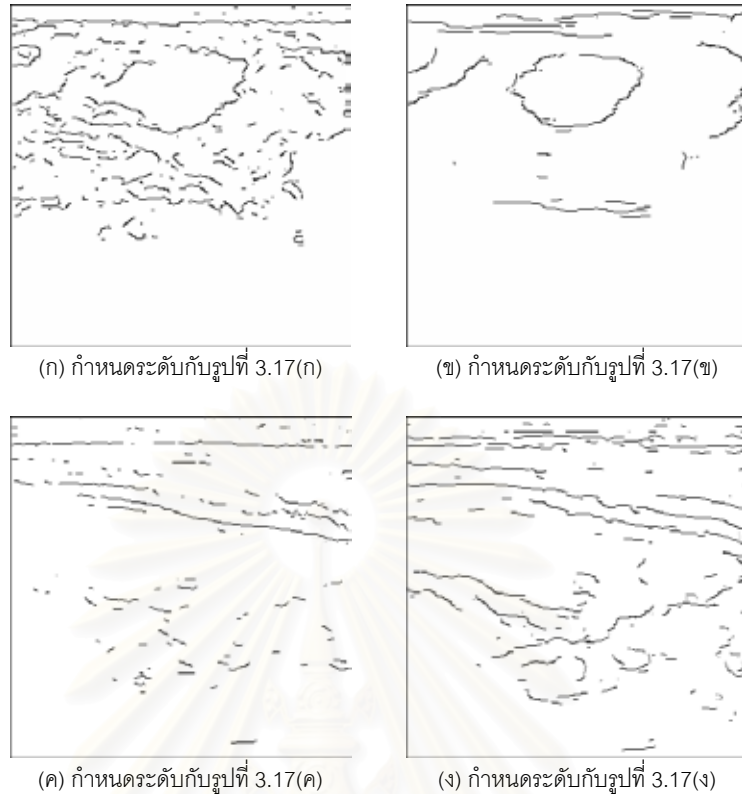
(ง) กำหนดค่าระดับกับรูปที่ 3.15(ง)

รูปที่ 3.16: กำหนดค่าระดับเพื่อแสดงส่วนเส้นขอบกับรูปที่ 3.15



รูปที่ 3.17: ผ่าน nonmaxima suppression (nms) เพื่อ
เก็บเส้นขอบของเกรเดียนต์ในรูปที่ 3.15

ค่า nonmaxima suppression (nms) สามารถคำนวณได้ตามสมการที่ (2.11) และผลลัพธ์หลังรักษาค่าแนวเส้นขอบของเกรเดียนต์จากรูปที่ 3.15 จะได้ออกมาดังรูปที่ 3.17 ลักษณะของภาพจะเป็นแนวของเส้นเดี่ยวที่มีความเข้มไม่เท่ากัน ซึ่งขึ้นอยู่กับค่าเกรเดียนต์ในแต่ละบริเวณ การหาผลลัพธ์เส้นขอบจึงกระทำได้โดยกำหนดระดับเช่นเดียวกับที่แสดงในรูปที่ 3.16 โดยเส้นขอบผลลัพธ์ที่แสดงออกมาได้ในรูปที่ 3.18 ผลลัพธ์เส้นขอบที่ได้จะเห็นว่าคุณภาพเส้นขอบดีมาก เนื่องจากสามารถแยกแยะองค์ประกอบที่ต้องการในภาพได้พอสมควร ตามภาพที่ขีดขึ้นโดยแพทย์ (ในรูปที่ 1.2) แสดงว่าสามารถลดทอนสัญญาณรบกวนได้จริง และแนวเส้นขอบก็บางจนเป็นเส้นเดี่ยวที่มีความเรียบอยู่ในระดับที่เหมาะสมพอสมควร การทดสอบนี้ค่าพารามิเตอร์ปรับขึ้นเพื่อใช้เป็นตัวอย่างเพียงเล็กน้อยเท่านั้น ในส่วนการทดสอบที่มีการปรับค่าของพารามิเตอร์ที่ละเอียดกว่านี้และรูปแบบภาพที่นำมาใช้ทดสอบหลากหลายกว่านี้ จะแสดงในบทที่ 4 พร้อมทั้งทดสอบเปรียบเทียบกับกระบวนการตรวจวัดเส้นขอบด้วยวิธีทั่วไปในบทที่ 2



รูปที่ 3.18: กำหนดค่าระดับเพื่อแสดงส่วนเส้นขอบกับรูปที่ 3.17

แนวทางในการหาเส้นขอบที่จะเสนอในบทนี้ก็คือการคำนวณค่าเกรเดียนต์และทิศทางตามสมการ (3.22) และ (3.23) ที่อาศัยหลักของการประมาณฟังก์ชันพหุนามกำลังสองต่ำสุด หรือประยุกต์การใช่วงจรกรองซาวีสกี-โกเลย์ หลังจากนั้นกระบวนการที่จะช่วยทำให้คุณภาพเส้นขอบดีขึ้นคือนำวิธีการ nonmaxima suppression เข้ามาใช้ในการหาเส้นขอบของภาพ จากนั้นก็จะใช้การกำหนดค่าระดับ threshold เพื่อตัดเส้นขอบที่เหมาะสมที่สุด กระบวนการทั้งหมดนั้นจะใช้เป็นวงจรตรวจวัดเส้นขอบที่มีการทำงานในลักษณะเชิงเส้น และให้ผลลัพธ์ที่ดีแม้ในภาพที่ประกอบไปด้วยสัญญาณรบกวนดังภาพอัลตราซาวนด์ที่ได้ทดสอบไปแล้วในบางส่วน

การทำงานของวงจรตรวจวัดเส้นขอบที่ได้เสนอไปข้างต้นทั้งหมดนั้นมีคุณสมบัติอยู่ที่ความเร็วในการประมวลผล เพราะอาศัยเพียงค่าหน้าต่างคงที่ ที่สามารถบันทึกเป็นข้อมูลเรียกใช้งานได้ หรือแม้กระทั่งคุณภาพที่ได้ก็ถือว่าอยู่ในเกณฑ์ที่เหมาะสมเพียงพอที่จะนำไปเปรียบเทียบกับกระบวนการที่ใช้อยู่ทั่วไปได้ (แสดงในบทที่ 2) รายละเอียดการทดสอบเปรียบเทียบทั้งหมดจะแสดงอยู่ในบทที่ 4

บทที่ 4

ทดสอบเปรียบเทียบประสิทธิภาพวงจรถรวจวัดเส้นขอบ

ในบทนี้จะนำวิธีการตรวจวัดเส้นขอบที่ได้พัฒนาขึ้นในบทที่ 3 โดยอาศัยแนวคิดของการประมาณฟังก์ชันพหุนามด้วยหลักกำลังสองต่ำสุดมาเปรียบเทียบกับวงจรถรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ ซึ่งเป็นการเปรียบเทียบคุณภาพเส้นขอบที่ได้ออกมา รวมถึงผลกระทบของพารามิเตอร์แต่ละตัวที่มีต่อวงจรรอง หลังจากนั้นจะเป็นการเปรียบเทียบวงจรถรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นนี้กับกระบวนการตรวจวัดเส้นขอบที่ผ่านขั้นตอนของการลดทอนสัญญาณรบกวน โดยวงจรรองมาตรฐาน, วงจรรองแบบแท่ง และวงจรรองมาตรฐานแบบมีทิศทางก่อนนำไปผ่านวงจรถรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ ภาพทดสอบต่างๆ ประกอบด้วยภาพที่สร้างขึ้นจากสมการทางคณิตศาสตร์ ภาพที่ถ่ายจากธรรมชาติ จากนั้นจะนำตัวอย่างภาพถ่ายอัลตราซาวด์มาทำการทดสอบ

ในหัวข้อ 4.1 จะเป็นการทดสอบเปรียบเทียบคุณภาพเส้นขอบที่ได้จากวงจรถรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นกับวงจรถรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ โดยที่จะพิจารณาคุณภาพเส้นขอบที่ได้ออกมาจากการปรับพารามิเตอร์ต่างๆ เช่นอันดับพหุนาม, ขนาดหน้าต่าง, ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเกาส์เซียน เป็นต้น ในหัวข้อ 4.2 จะแสดงผลลัพธ์การทำงานของวงจรถรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นกับขั้นตอนการตรวจวัดเส้นขอบที่ผ่านวงจรรองโดยไม่คำนึงถึงพารามิเตอร์และเวลาในการประมวลผล แต่จะใช้ภาพที่ตัดสินใจโดยผู้ใช้งานเหมาะสมเพียงพอเพื่อนำมาเปรียบเทียบ ในหัวข้อที่ 4.3 จะแสดงผลลัพธ์เส้นขอบที่ได้จากการปรับค่าพารามิเตอร์ทั้งในส่วนของวงจรรองและส่วนของวงจรถรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ในลักษณะต่างๆ เพื่อพิจารณาถึงปัจจัยที่สำคัญของพารามิเตอร์แต่ละตัวว่าส่งผลต่อผลลัพธ์อย่างไรบ้าง ส่วนปริมาณการคำนวณในแต่ละกระบวนการนั้นจะแสดงอยู่ในหัวข้อที่ 4.4

4.1 เปรียบเทียบวงจรตรวจวัดเส้นขอบเชิงเส้น

เนื่องจากวงจรตรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นนั้นเป็นวงจรเชิงเส้นที่มีการทำงานในลักษณะ วงจรความถี่แถบผ่าน ทำให้มีคุณสมบัติเหมือนกับวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ที่อาศัย หน้าต่างอนุพันธ์อันดับหนึ่งของเกาส์เซียนที่เป็นวงจรเชิงเส้นและทำงานในลักษณะวงจรความถี่ แถบผ่านเช่นกัน เพราะฉะนั้นสำหรับขนาดหน้าต่างของวงจรที่เท่ากันนั้นจะมีขนาดการประมวลผล ที่เท่ากัน การเปรียบเทียบการทำงานของวงจรตรวจวัดเส้นขอบทั้งสองนี้ จึงจะพิจารณาคุณภาพ เส้นขอบที่ได้จากการปรับค่าพารามิเตอร์ที่มีอยู่โดย ในวงจรตรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นนั้นจะ ปรับที่อันดับพหุนาม ส่วนวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้นั้นจะปรับที่ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ของหน้าต่างเกาส์เซียน

4.1.1 ภาพสะอาด (Clean image)

การทดสอบเบื้องต้นสำหรับวัดสมรรถนะของวงจรตรวจวัดเส้นขอบจะกระทำกับภาพ สะอาดหรือภาพที่ปราศจากสัญญาณรบกวนใดๆ เพื่อตรวจสอบว่าวงจรกรองที่ได้พัฒนาขึ้นมานั้น สามารถที่จะทำงานได้เหมือนกับวงจรกรองตรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้เช่นกัน โดยภาพที่จะ นำมาใช้ทดสอบนั้นจะประกอบด้วยลักษณะทางกายภาพหลากหลายแบบ เพื่อจะนำมาวิเคราะห์ ความเหมาะสมของวงจรกรองในแต่ละสถานะ รูปที่ 4.1(ก-ค) จะเป็นรูปที่สร้างขึ้นการสมการทาง คณิตศาสตร์ทำให้ทราบถึงตำแหน่งเส้นขอบที่ถูกต้อง ส่วนรูปที่ 4.1(ง-จ) จะเป็นรูปจริงทาง ธรรมชาติ รายละเอียดของภาพทดสอบและความหมายทางกายภาพที่จะนำมาวิเคราะห์แสดง ดังต่อไปนี้

รูปที่ 4.1(ก) : แสดงภาพทดสอบที่สร้างขึ้นจากฟังก์ชันไซน์แปรความถี่ โดยมีรูปสมการ เป็น $f(i,j)=\cos(2 \times 10^8 \times (i^4 + 2i^2j^2 + j^4))$ ซึ่งภาพที่สร้างขึ้นในลักษณะนี้จะสามารถรู้ตำแหน่งเส้นขอบ ที่ถูกต้องได้ ลักษณะสำคัญของภาพนี้มีเพื่อใช้ทดสอบประสิทธิภาพของวงจรตรวจวัดเส้นขอบใน การตรวจวัดเส้นขอบในภาพที่มีค่าความชันของขอบในแต่ละตำแหน่งไม่เท่ากัน และความโค้งของ เส้นขอบจะเป็นโค้งของวงกลมที่มีความสม่ำเสมอทั้งหมดโดยไม่มีจุดหักเหของขอบในลักษณะที่ เป็นมุม ขนาดของภาพเป็น 128 X 128 พิกเซล

รูปที่ 4.1(ข) : แสดงภาพทดสอบที่เป็นเส้นตรงการกระจายออกมาจากจุดศูนย์กลางภาพมี ลักษณะสำคัญคือบริเวณจุดศูนย์กลางภาพ เนื่องจากการทำงานของวงจรกรองหรือวงจรตรวจวัดเส้น

ขอบที่มีขนาดหน้าตัดเข้ามาเกี่ยวข้อง จะเป็นสาเหตุให้การตรวจจับค่าบริเวณใกล้ศูนย์กลางภาพ ไม่สามารถทำได้อย่างมีประสิทธิภาพ ขนาดของภาพเป็น 256 X 256 พิกเซล

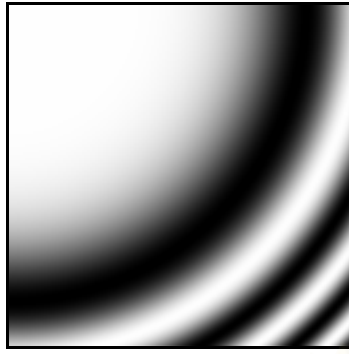
รูปที่ 4.1(ค) : แสดงภาพทดสอบที่มีลักษณะเป็นสี่เหลี่ยมหลายขนาดและวางในตำแหน่งที่มีความห่างแตกต่างกันออกไป ซึ่งมีไว้เพื่อดูประสิทธิภาพของวงจรตรวจวัดเส้นขอบในสภาพของขอบที่เป็นเหลี่ยมและเส้นขอบของวัตถุในภาพที่มีการวางใกล้ไกลแตกต่างกันออกไป ขนาดของภาพเป็น 128 X 128 พิกเซล

รูปที่ 4.1(ง) : แสดงภาพเม็ดเลือดที่เป็นภาพจริง มีไว้เพื่อประเมินการทำงานของวงจรรองเมื่อนำมาใช้กับภาพจริงที่ยังไม่มีความซับซ้อนในภาพมาก เนื่องจากประกอบด้วยวัตถุที่เป็นรูปวงกลมเพียงอย่างเดียว และมีชั้นของวงกลมและการซ้อนทับเข้ามาเกี่ยวข้องด้วย ขนาดของภาพเป็น 128 X 128 พิกเซล

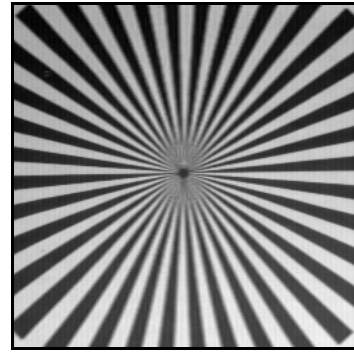
รูปที่ 4.1(จ) : แสดงภาพเกรนของอลูมิเนียมที่มีลักษณะเป็นเส้นตรงแบ่งเป็นบริเวณที่มีความเข้มต่างกันทำให้เกิดเป็นความชันที่ต่างกันไป และรอยต่อต่างๆ จะมีลักษณะเป็นการแบ่งสามบริเวณที่เป็นปัญหาของวงจรตรวจวัดเส้นขอบทั้งหลาย ขนาดของภาพเป็น 128 X 128 พิกเซล

รูปที่ 4.1(ฉ) : แสดงภาพของเมล็ดข้าว ใช้วัดประสิทธิภาพเมื่อตรวจวัดเส้นขอบกับวัตถุที่มีขนาดเล็กๆ จำนวนมากที่อยู่บริเวณใกล้กัน ขนาดของภาพเป็น 128 X 128 พิกเซล

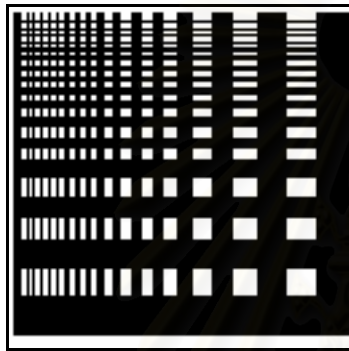
ภาพทั้งหมดที่กล่าวไปข้างต้นจะนำมาผ่านวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้และวงจรตรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้น แล้วแสดงเส้นขอบในรูปที่ 4.2 และ 4.3 ตามลำดับโดยจะวิเคราะห์และวิจารณ์ผลเปรียบเทียบกันในแต่ละรูปดังนี้



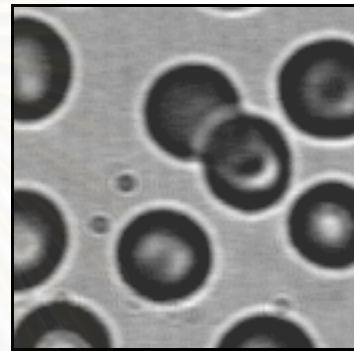
(ก)



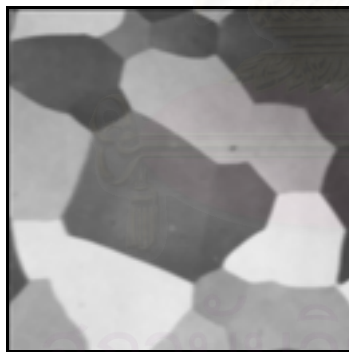
(ข)



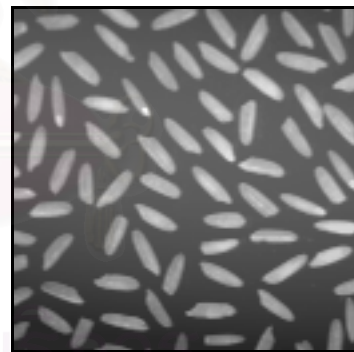
(ค)



(ง)

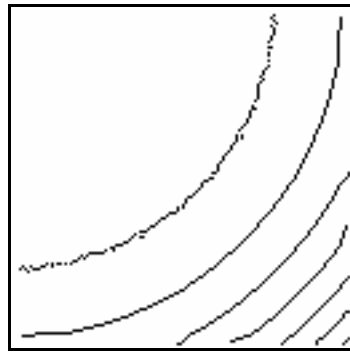


(จ)

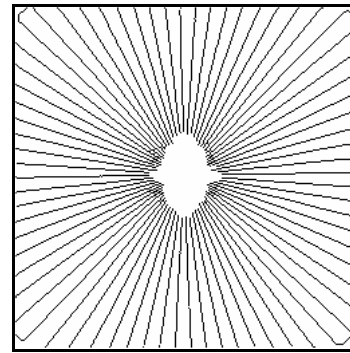


(ฉ)

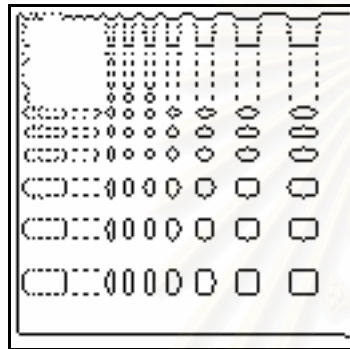
รูปที่ 4.1: ภาพทดสอบ



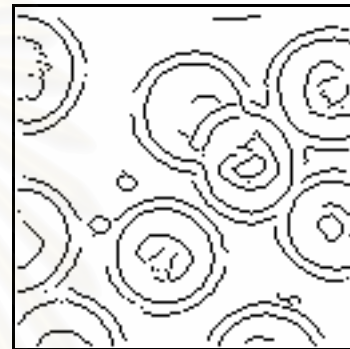
(ก)



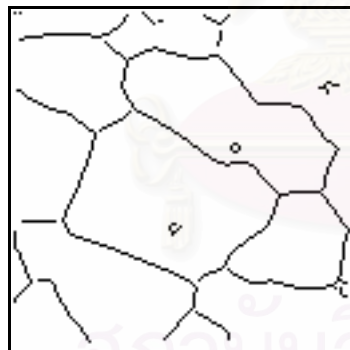
(ข)



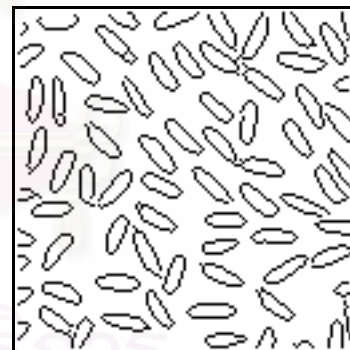
(ค)



(ง)

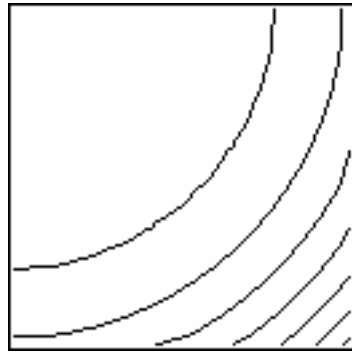


(จ)

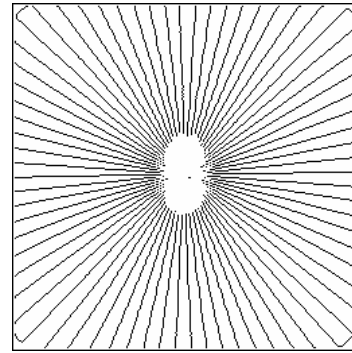


(ฉ)

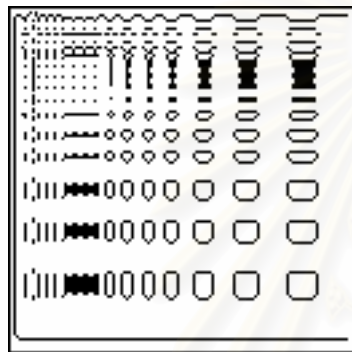
รูปที่ 4.2: ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.1 หลังผ่านวงจรถรวัดเส้นขอบแบบแค่นี้



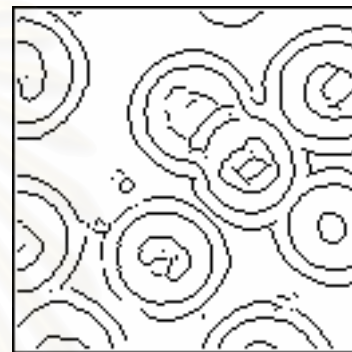
(ก)



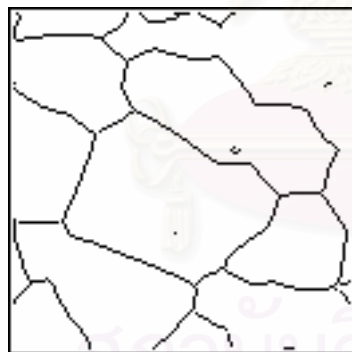
(ข)



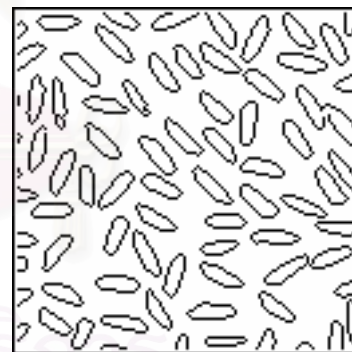
(ค)



(ง)



(จ)



(ฉ)

รูปที่ 4.3: ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.1 หลังผ่านวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบที่พัฒนาขึ้น

รูปที่ 4.2(ก) และ 4.3(ก) เป็นผลลัพธ์เส้นขอบที่ได้หลังจากวงจรถ่วงวัดเส้นขอบแค่นี้ และวงจรถ่วงวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้น กับรูปที่ 4.1(ก) ตามลำดับ โดยที่จะสังเกตเห็นว่าเส้นขอบที่ได้จากวิธีทั้งสองอยู่ในเกณฑ์ที่ดีทั้งคู่เนื่องจากสามารถเก็บเส้นขอบที่ถูกต้องไว้ได้เกือบทั้งหมด แต่ในรูปที่ 4.2(ก) จะเห็นว่าขอบเส้นในสุดไม่เรียบเท่าที่ควร เนื่องมาจากขอบบริเวณนี้มีอัตราการเปลี่ยนแปลงความชันต่ำมากอาจเป็นปัญหาในวงจรถ่วงวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ในขั้นตอนที่ใช้หน้าต่างอนุพันธ์อันดับหนึ่งของเกาส์เซียนมาประมาณค่า ในขณะที่รูปที่ 4.3(ก) เส้นขอบออกมาเรียบดีทุกเส้นแม้กระทั่งเส้นขอบที่อยู่วงในสุด เนื่องจากความสามารถของวงจรถ่วงวัดที่ฝังตัวอยู่ในวงจรถ่วงวัดเส้นขอบทำให้ประมาณค่าในจุดนี้ได้ดีกว่า

รูปที่ 4.2(ข) และ 4.3(ข) เป็นผลลัพธ์เส้นขอบที่ได้หลังจากวงจรถ่วงวัดเส้นขอบแค่นี้ และวงจรถ่วงวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้น กับรูปที่ 4.1(ข) ตามลำดับ ในกรณีของภาพนี้ข้อแตกต่างจะอยู่ที่บริเวณกลางภาพ เพราะจะเกิดการสูญเสียข้อมูลของเส้นขอบไปจำนวนหนึ่ง และขนาดของความสูญเสียส่วนหนึ่งมาจากขนาดหน้าต่างของวงจรถ่วงวัดที่นำมาใช้ แต่ในกรณีนี้เห็นได้ว่าขนาดการสูญเสียในส่วนกลางภาพของรูป 4.3(ข) จะดูน้อยกว่ารูป 4.2(ข)

รูปที่ 4.2(ค) และ 4.3(ค) เป็นผลลัพธ์เส้นขอบที่ได้หลังจากวงจรถ่วงวัดเส้นขอบแค่นี้ และวงจรถ่วงวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้น กับรูปที่ 4.1(ค) ตามลำดับ จะเห็นว่ารูปที่ 4.2(ค) จะเก็บส่วนขอบที่มีลักษณะเป็นเหลี่ยมได้ดีกว่า รูป 4.3(ค) หรืออาจบอกได้ว่าวิธีถ่วงวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้น ไม่เหมาะสมกับเส้นขอบที่มีลักษณะเป็นเหลี่ยมมุม

รูปที่ 4.2(ง) และ 4.3(ง) เป็นผลลัพธ์เส้นขอบที่ได้หลังจากวงจรถ่วงวัดเส้นขอบแค่นี้ และวงจรถ่วงวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้น กับรูปที่ 4.1(ง) ตามลำดับ ซึ่งเป็นการถ่วงวัดเส้นขอบของรูปเม็ดเลือดที่มีลักษณะเป็นวงกลมซ้อนกันหลายๆ รูป แล้วได้ผลลัพธ์ออกมาค่อนข้างใกล้เคียงกัน แต่รูปที่ 4.3(ง) น่าจะดูมีความต่อเนื่องกับความโค้งที่ดีกว่าเล็กน้อย

รูปที่ 4.2(จ) และ 4.3(จ) เป็นผลลัพธ์เส้นขอบที่ได้หลังจากวงจรถ่วงวัดเส้นขอบแค่นี้ และวงจรถ่วงวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้น กับรูปที่ 4.1(จ) ตามลำดับ ผลลัพธ์ที่ได้ออกมาอยู่ในเกณฑ์ดีทั้งคู่เนื่องจากเก็บส่วนขอบของรูปภาพได้ชัดเจนพอสมควร และในบริเวณรอยต่อสามแยก วงจรถ่วงวัดเส้นขอบทั้งสองแบบนี้ก็ทำหน้าที่ได้ดี เนื่องจากไม่เกิดการสูญเสียข้อมูลในส่วนนี้มากนัก

รูปที่ 4.2(ค) และ 4.3(ค) เป็นผลลัพธ์เส้นขอบที่ได้หลังจากวงจรถอดจวัตเส้นขอบแค่นี้ และวงจรถอดจวัตเส้นขอบที่พัฒนาขึ้น กับรูปที่ 4.1(ค) ตามลำดับ โดยให้ผลลัพธ์ออกมาอยู่ในเกณฑ์ที่ดีทั้งคู่ เนื่องจากเส้นขอบของเมล็ดข้าวที่มีขนาดเล็กและใกล้ชิดกัน ถูกแสดงออกมาได้เกือบทั้งหมดและมีความต่อเนื่องกัน

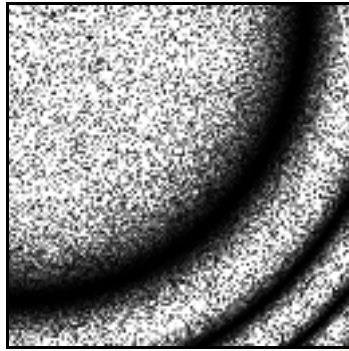
สรุปผลการทดสอบในขั้นแรก ของการใช้วงจรถอดจวัตเส้นขอบทั้งแบบแค่นี้และแบบที่ได้พัฒนาขึ้นนั้น เห็นว่าอยู่ในเกณฑ์ที่ดีทั้งคู่โดยที่วงจรถอดจวัตเส้นขอบแบบที่พัฒนาขึ้น นั้นดูจะให้ผลลัพธ์ที่ออกมาดีกว่าเล็กน้อย สำหรับภาพที่ปราศจากสัญญาณรบกวนหรือภาพสะอาด

ดังนั้นจากการทดสอบที่แสดงให้เห็นนั้นจึงบอกระดับความสามารถเบื้องต้นของวงจรถอดจวัตเส้นขอบที่ได้พัฒนาขึ้นมานั้น ว่ามีประสิทธิภาพอยู่ในเกณฑ์ที่ดีมากในการนำมาใช้กับภาพที่ปราศจากสัญญาณรบกวน

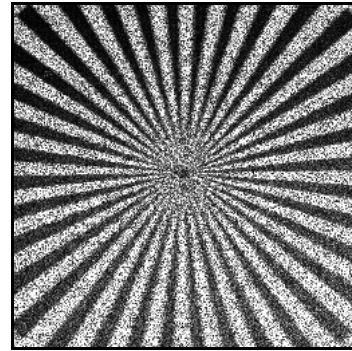
4.1.2 ภาพใส่สัญญาณรบกวนและภาพอัลตราเซานด์

สัญญาณรบกวนที่จะนำมาใช้ในการทดสอบนั้นจะเป็นสัญญาณรบกวนจุดแบบเรย์ลีคูน ที่จะทำการสุ่มขึ้นโดยโปรแกรม MATLAB โดยขั้นตอนในการสร้างสัญญาณสุ่มจะประกอบไปด้วย การสุ่มค่าขึ้นมาทีละจุดโดยมีการกระจายแบบเรย์ลี และคูณค่าที่สุ่มขึ้นมาได้นั้นกับค่าความเข้ม (Intensity) ในทุกๆ พิกเซลในภาพทดสอบ ซึ่งในหัวข้อนี้ค่าสุ่มของการกระจายแบบเรย์ลีนั้นจะเลือกใช้ค่าความแปรปรวนเท่ากับ 0.6 ภาพทดสอบที่ทำการใส่สัญญาณรบกวนนั้นแสดงอยู่ในรูปที่ 4.4

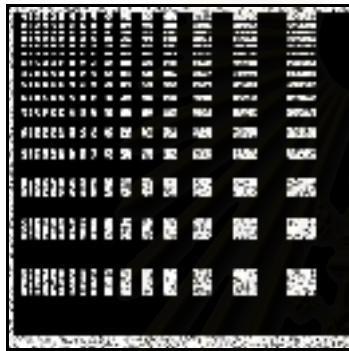
จากนั้นจะทดสอบเปรียบเทียบการทำงานของวงจรถอดจวัตเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นกับวงจรถอดจวัตเส้นขอบแบบแค่นี้ โดยที่จะตั้งค่าขนาดหน้าต่างให้คงที่ตามการใช้งานของวงจรถอดจวัตเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นในแต่ละรูปภาพ จากนั้นจะปรับเปลี่ยนพารามิเตอร์เพื่อดูผลกระทบที่เกิดขึ้น โดยที่วงจรถอดจวัตเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นจะปรับที่ค่าอันดับพหุนามที่เหมาะสม ส่วนวงจรถอดจวัตเส้นขอบแบบเกาส์เซียนนั้นจะปรับที่ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของหน้าต่างเกาส์เซียน โดยที่รูปแบบของหน้าต่างทั้งแบบแค่นี้และแบบซาวทิสกี-โกเลย์ รวมถึงผลตอบเชิงความถี่ของหน้าต่างเหล่านี้ จะแสดงอยู่ใน ภาคผนวก



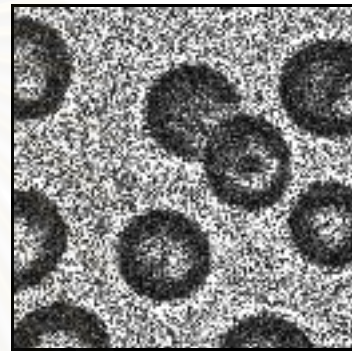
(ก)



(ข)



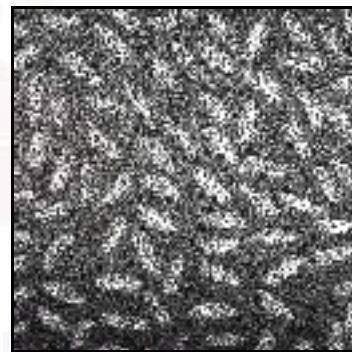
(ค)



(ง)

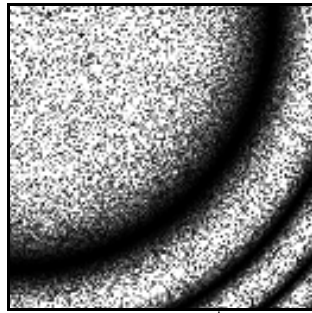


(จ)

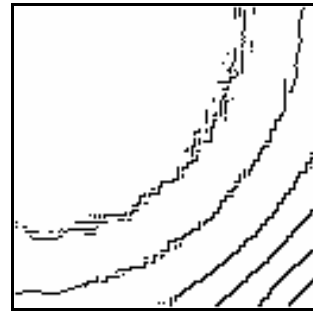


(ฉ)

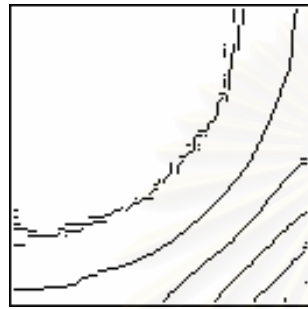
รูปที่ 4.4: นำรูปที่ 4.1 มาใส่สัญญาณรบกวนแบบเรย์ลีคูณที่สร้างขึ้น
โดยมีค่าความแปรปรวนเท่ากับ 0.6



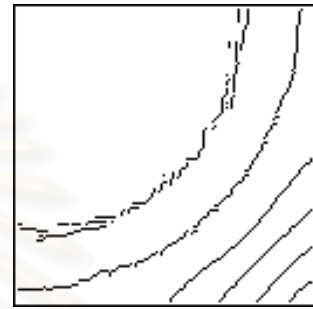
(ก) ภาพทดสอบ(รูปที่4.4(ก))



(ข) อันดับพหุนาม 2



(ค) อันดับพหุนาม 3

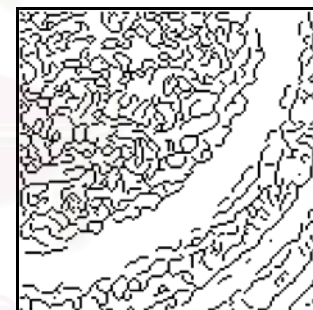


(ง) อันดับพหุนาม 4

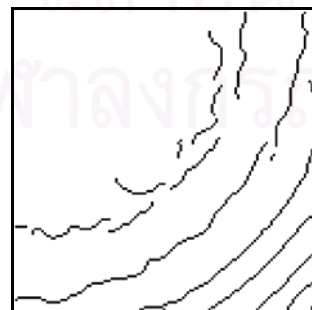
รูปที่ 4.5 ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(ก) หลังผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นกับ
ขนาดหน้าต่างเท่ากับ 21 และค่าอันดับพหุนามต่างๆ



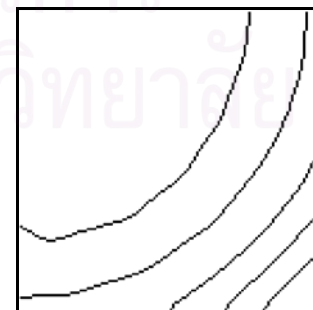
(ก) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 0.5



(ข) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 1

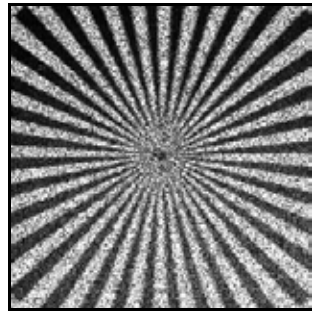


(ค) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 2

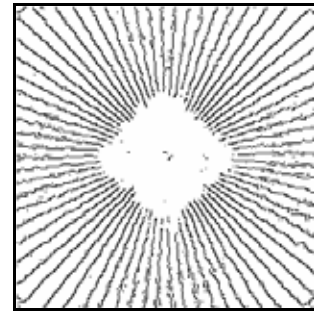


(ง) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 4

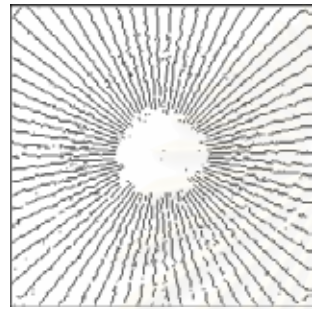
รูปที่ 4.6 ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(ก) หลังผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบแบบแคนนี่ที่มีขนาด
หน้าต่างของวงจรรองเกาส์เซียนเท่ากับ 21 และค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานต่างๆ



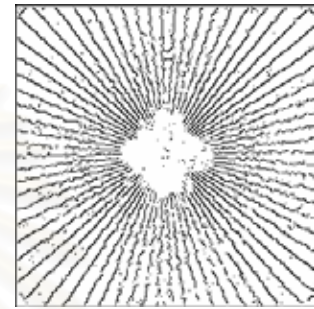
(ก) ภาพทดสอบ(รูปที่ 4.4(ข))



(ข) อันดับพหุนาม 2

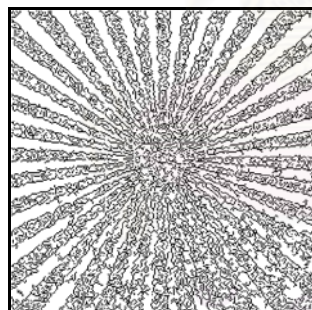


(ค) อันดับพหุนาม 3

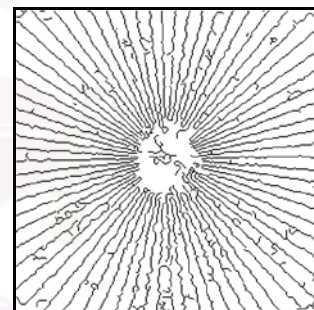


(ง) อันดับพหุนาม 4

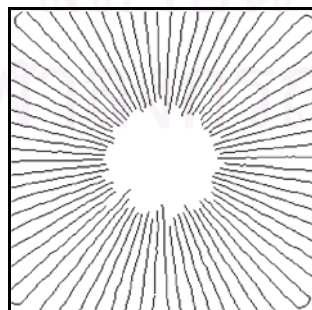
รูปที่ 4.7 ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(ข) หลังผ่านวงจรถอดวงจุดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นกับ
ขนาดหน้าต่างเท่ากับ 11 และค่าอันดับพหุนามต่างๆ



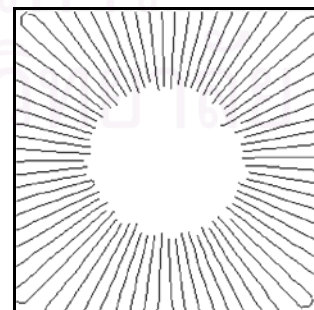
(ก) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 0.5



(ข) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 1

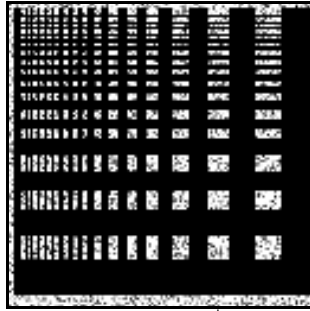


(ค) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 2



(ง) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 4

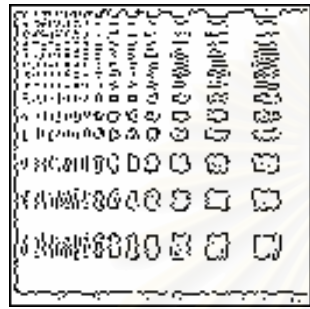
รูปที่ 4.8 ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(ข) หลังผ่านวงจรถอดวงจุดเส้นขอบแบบแกนนี้ที่มีขนาด
หน้าต่างของวงจรรองเกาส์เซียนเท่ากับ 11 และค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานต่างๆ



(ก) ภาพทดสอบ(รูปที่4.4(ค))



(ข) อันดับพหุนาม 2



(ค) อันดับพหุนาม 3

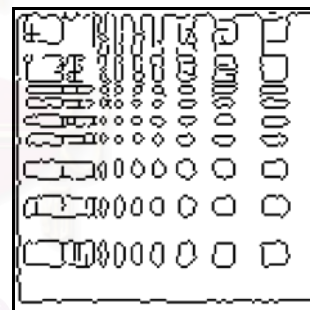


(ง) อันดับพหุนาม 4

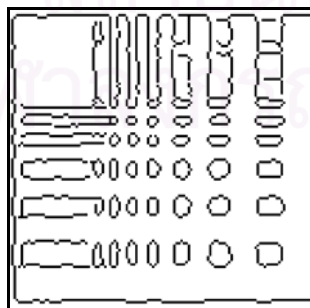
รูปที่ 4.9 ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(ค) หลังผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นกับ
ขนาดหน้าต่างเท่ากับ 5 และค่าอันดับพหุนามต่างๆ



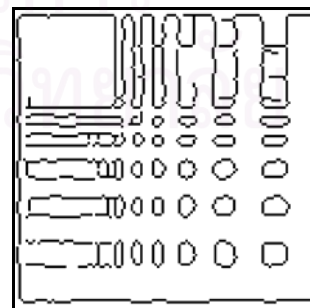
(ก) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 0.5



(ข) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 1

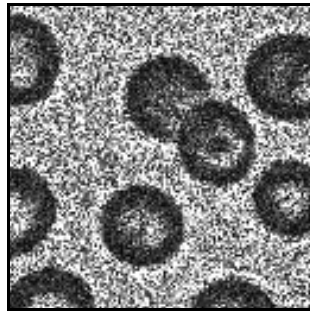


(ค) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 2

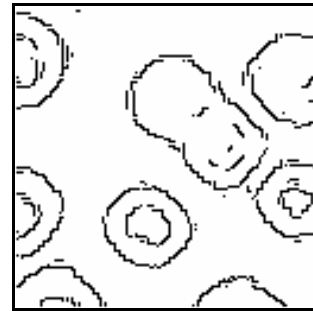


(ง) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 4

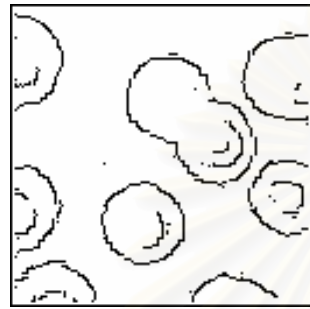
รูปที่ 4.10 ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(ค) หลังผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบแบบแคนนี่ที่มีขนาด
หน้าต่างของวงจรรองเกาส์เซียนเท่ากับ 5 และค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานต่างๆ



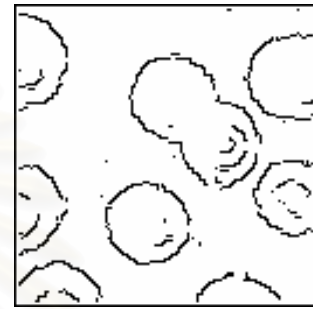
(ก) ภาพทดสอบ(รูปที่4.4(ง))



(ข) อันดับพหุนาม 2

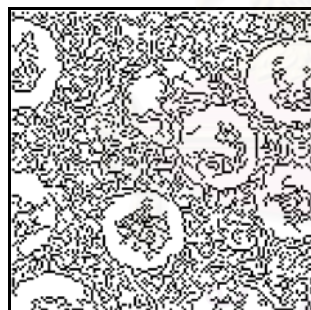


(ค) อันดับพหุนาม 3

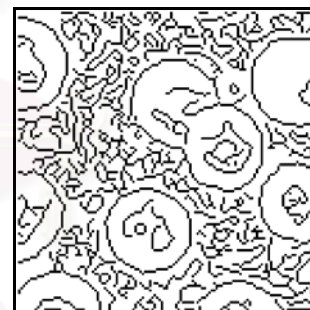


(ง) อันดับพหุนาม 4

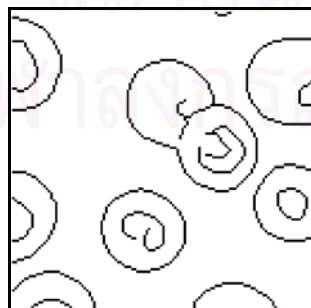
รูปที่ 4.11 ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(ง) หลังผ่านวงจรถรวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นกับ
ขนาดหน้าต่างเท่ากับ 15 และค่าอันดับพหุนามต่างๆ



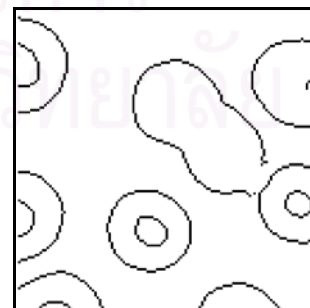
(ก) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 0.5



(ข) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 1

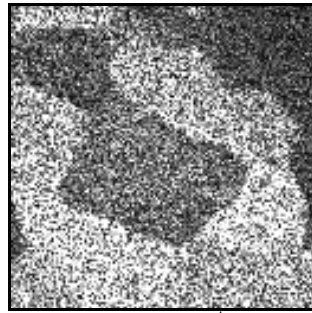


(ค) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 2

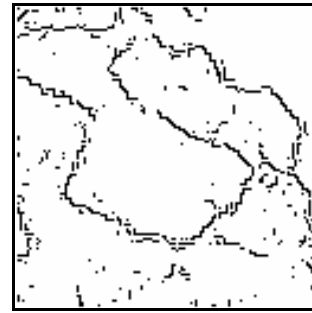


(ง) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 4

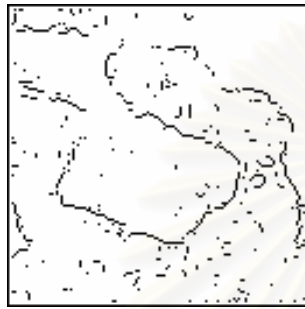
รูปที่ 4.12 ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(ง) หลังผ่านวงจรถรวัดเส้นขอบแบบแคนนี่ที่มีขนาด
หน้าต่างของวงจรรองเกาส์เซียนเท่ากับ 15 และค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานต่างๆ



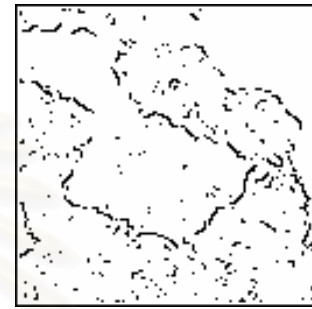
(ก) ภาพทดสอบ(รูปที่4.4(จ))



(ข) อันดับพหุนาม 2

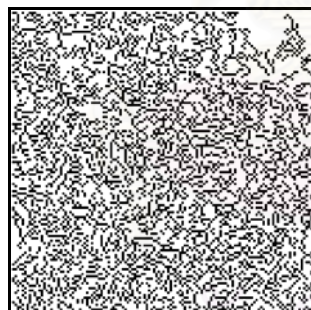


(ค) อันดับพหุนาม 3



(ง) อันดับพหุนาม 4

รูปที่ 4.13 ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(จ) หลังผ่านวงจรถรวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นกับ
ขนาดหน้าต่างเท่ากับ 11 และค่าอันดับพหุนามต่างๆ



(ก) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 0.5



(ข) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 1

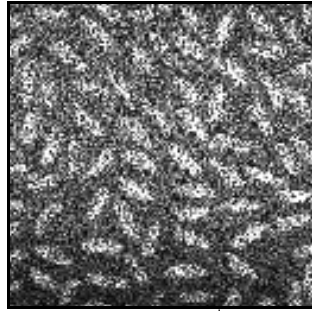


(ค) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 2

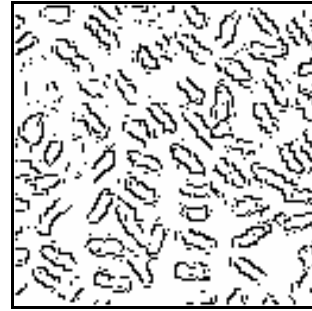


(ง) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 4

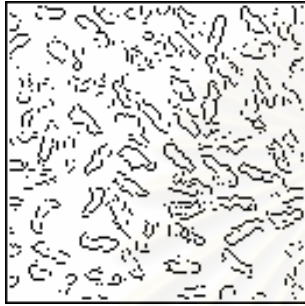
รูปที่ 4.14 ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(จ) หลังผ่านวงจรถรวัดเส้นขอบแบบแคนนี่ที่มีขนาด
หน้าต่างของวงจรรองเกาส์เซียนเท่ากับ 11 และค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานต่างๆ



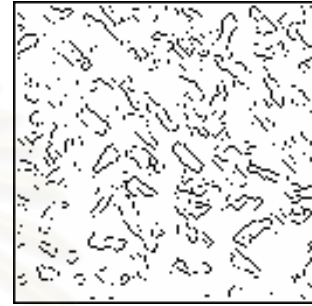
(ก) ภาพทดสอบ(รูปที่4.4(ด))



(ข) อันดับพหุนาม 2

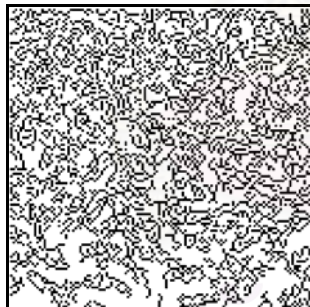


(ค) อันดับพหุนาม 3

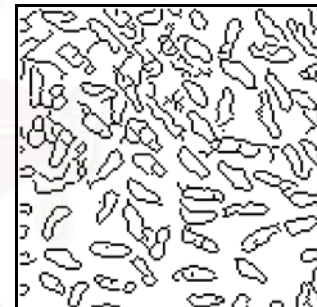


(ง) อันดับพหุนาม 4

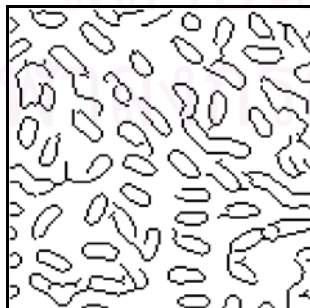
รูปที่ 4.15 ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(ด) หลังผ่านวงจรถรรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นกับ
ขนาดหน้าต่างเท่ากับ 9 และค่าอันดับพหุนามต่างๆ



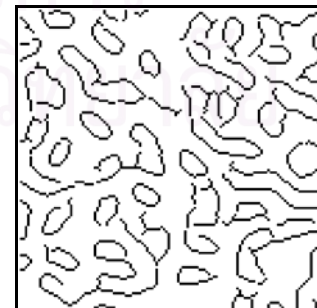
(ก) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 0.5



(ข) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 1

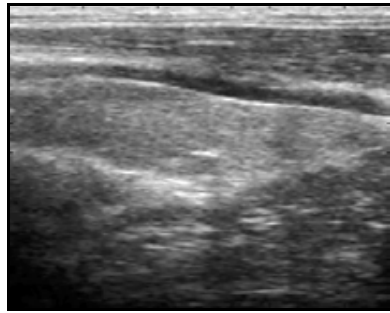


(ค) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 2

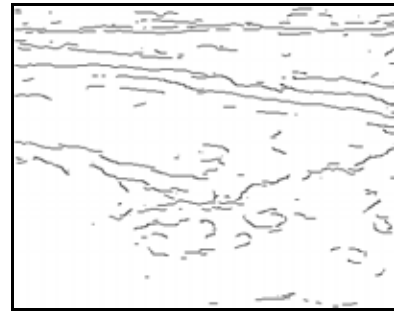


(ง) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 4

รูปที่ 4.16 ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(ด) หลังผ่านวงจรถรรวจวัดเส้นขอบแบบแคนนี่ที่มีขนาด
หน้าต่างของวงจรรองเกาส์เซียนเท่ากับ 9 และค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานต่างๆ



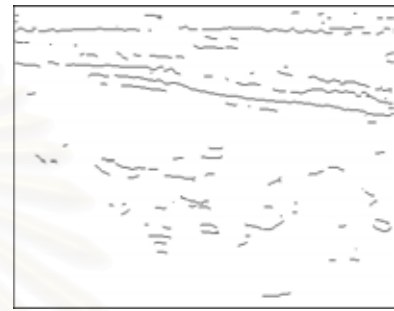
(ก) ภาพอัลตราเซานด์ของต่อมไทรอยด์



(ข) อันดับพหุนาม 2



(ค) อันดับพหุนาม 3

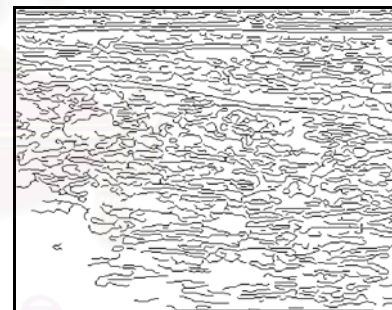


(ง) อันดับพหุนาม 4

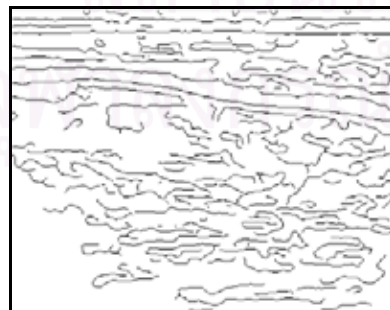
รูปที่ 4.17 ภาพเส้นขอบของภาพอัลตราเซานด์หลังผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นกับขนาดหน้าต่างเท่ากับ 21 และค่าอันดับพหุนามต่างๆ



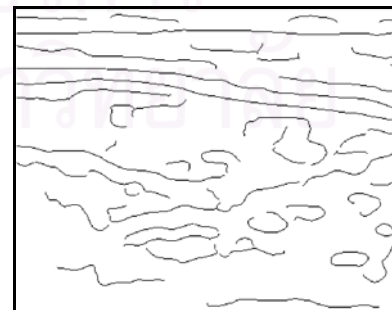
(ก) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 0.5



(ข) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 1

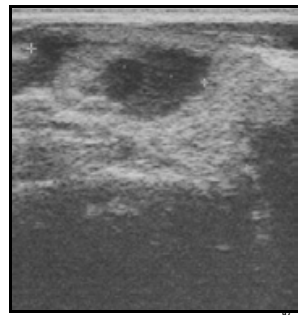


(ค) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 2

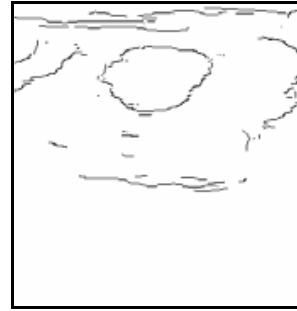


(ง) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 4

รูปที่ 4.18 ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.17(ก) หลังผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบแบบแคนนี่ที่มีขนาดหน้าต่างของวงจรรองเกาส์เซียนเท่ากับ 21 และค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานต่างๆ



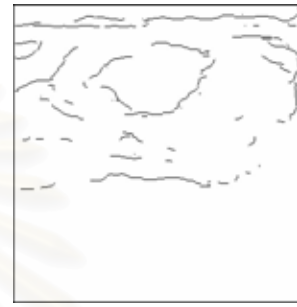
(ก) ภาพอัลตราซาวด์ของก้อนเนื้อ



(ข) อันดับพหุนาม 2



(ค) อันดับพหุนาม 3

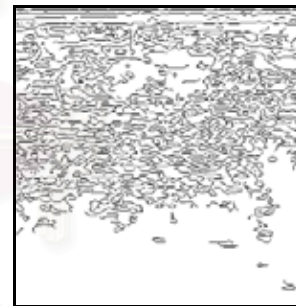


(ง) อันดับพหุนาม 4

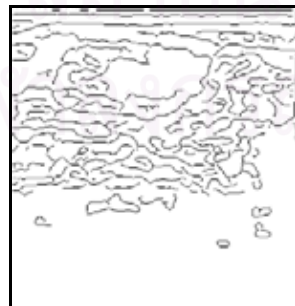
รูปที่ 4.19 ภาพเส้นขอบของภาพอัลตราซาวด์หลังผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้น
กับขนาดหน้าต่างเท่ากับ 41 และค่าอันดับพหุนามต่างๆ



(ก) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 0.5



(ข) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 1



(ค) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 2



(ง) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 4

รูปที่ 4.20 ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.19(ก) หลังผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบแบบแคนนี่ที่มี
ขนาดหน้าต่างของวงจรรองเกาส์เซียนเท่ากับ 41 และค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานต่างๆ

ผลลัพธ์เส้นขอบที่แสดงอยู่ในรูปที่ 4.5-4.20 จะอธิบายสรุปดังนี้

สำหรับการเปรียบเทียบผลลัพธ์เส้นขอบในรูปที่ 4.5-4.32 นั้นเป็นส่วนของภาพทดสอบ ซึ่ง จะเห็นว่า ผลลัพธ์เส้นขอบที่ได้จากวงจรถ่วงวัดเส้นขอบแบบแค่นี้มันเมื่อเพิ่มค่าส่วนเบี่ยงเบน มาตรฐานหรือเพิ่มการกระจายตัวของหน้าตานั้นจะยิ่งให้ผลลัพธ์เส้นขอบที่ออกมาดูเรียบและ ลดทอนสัญญาณรบกวนได้ดีกว่าวงจรถ่วงวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้น ซึ่งอธิบายได้ว่า จากการเพิ่ม ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานนั้นจะทำให้ ผลตอบเชิงความถี่ของหน้าตานั้นอันดับที่หนึ่งของ เกาส์เซียนนั้นมีลักษณะแคบเข้าหาส่วนของความถี่ต่ำ (ดูรูปที่ ก.4) ซึ่งมีผลทำให้วงจรถ่วงวัด เป็นวงจรถ่วงวัดที่แถบผ่านที่มีการขจัดองค์ประกอบความถี่สูงออกไปได้มากขึ้นและในส่วนความถี่ ต่ำก็ยังคงถูกขจัดออกไปจำนวนหนึ่งเช่นกัน เพราะฉะนั้นการเพิ่มขนาดของส่วนเบี่ยงเบน มาตรฐานจึงมีแนวโน้มที่จะทำให้ผลลัพธ์เส้นขอบนั้นออกมาดูเรียบขึ้น ในขณะที่วงจรถ่วงวัดเส้น ขอบที่พัฒนาขึ้นนั้นก็สามารถทำงานอยู่ในเกณฑ์ที่ดี (รูปแบบหน้าตาดูเรียบและผลตอบเชิงความถี่ของ วงจรแบบซาวีสกี-โกลีย์ ดูได้จากภาคผนวก แต่เมื่อเทียบกับวงจรถ่วงวัดเส้นขอบแบบแค่นี้แล้ว ดูจะมีความเรียบน้อยกว่าเล็กน้อย รวมถึงสัญญาณรบกวนยังถูกขจัดไปไม่ดีเท่าการใช้วงจรถ ร่วงวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ที่ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานมากๆ อย่างไรก็ตามในวงจรถ่วงวัดเส้น ขอบแบบแค่นี้มันเมื่อเพิ่มส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของหน้าตาดูเรียบมากๆ จะได้ผลลัพธ์เส้น ขอบที่เรียบขึ้นก็จริง แต่จะเห็นว่าองค์ประกอบที่มีรายละเอียดมากหรือที่ความถี่สูงนั้นจะถูกขจัด ออกไปค่อนข้างมาก ดังรูปที่ 4.10(ง) ที่ส่วนของรูปสี่เหลี่ยมที่เป็นรูปเล็กนั้นจะหายไปจากภาพเลย ในขณะที่วงจรถ่วงวัดเส้นขอบนั้นยังสามารถรักษาลักษณะโดยรวมไว้ได้ทั้งหมด

ส่วนผลลัพธ์เส้นขอบของภาพอัลตราซาวด์ดังรูปที่ 4.17-4.20 นั้นจะเห็นว่าการทำงาน ของวงจรถ่วงวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นมาจะให้ภาพเส้นขอบที่ดีกว่าการใช้วงจรถ่วงวัดเส้นขอบ แบบแค่นี้ โดยเฉพาะในรูปที่ 4.19-4.20 นั้นการใช้วงจรถ่วงวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ไม่สามารถให้ ผลลัพธ์ที่น่าพอใจออกมาได้แม้กระทั่งเลือกใช้ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานที่ค่าสูงแล้วก็ตาม ในขณะที่รูปที่ 4.19(ข) นั้นให้รูปเส้นขอบที่เหมาะสมเพราะมีการเก็บลักษณะหรือรายละเอียดของ อวัยวะได้ดีและเส้นขอบส่วนเกินก็มีไม่มาก ดังนั้นการตรวจวัดเส้นขอบของภาพอัลตราซาวด์นั้น จึงอาจจำเป็นต้องใช้วงจรถ่วงวัดเส้นขอบเข้ามาเพื่อช่วยให้กระบวนการทำงานตรวจวัดเส้นขอบนั้นดียิ่งขึ้น ดังจะแสดงเปรียบเทียบในหัวข้อถัดไป

4.2 เปรียบเทียบวงจรกรองแบบไม่เชิงเส้น

ในหัวข้อนี้จะแสดงผลลัพธ์ของเส้นขอบที่เกิดขึ้นจากการใช้กระบวนการตรวจวัดเส้นขอบแบบที่ผ่านวงจรกรองก่อนแล้วนำมาเปรียบเทียบกัน ค่าพารามิเตอร์ต่างๆ จะถูกปรับโดยผู้ใช้ในแต่ละกระบวนการจนได้ภาพเส้นขอบที่คิดว่าเหมาะสม และจะพิจารณาคุณภาพเส้นขอบที่ได้

สำหรับวงจรกรองที่จะนำมาใช้ทดสอบเพื่อลดทอนสัญญาณรบกวนก่อนจะผ่านวงจรตรวจวัดเส้นขอบนั้น ในงานวิจัยนี้จะเลือกใช้ วงจรกรองมัธยฐาน, วงจรกรองแบบแท่ง, วงจรกรองมัธยฐานแบบทิศทาง และหลังจากผ่านวงจรกรองเหล่านี้แล้วจึงค่อยนำไปตรวจวัดเส้นขอบด้วยวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ เส้นขอบที่ได้นั้นจะถูกนำมาเปรียบเทียบกับผลการตรวจวัดเส้นขอบแบบที่พัฒนาขึ้นโดยที่ วงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบที่พัฒนาขึ้นนั้นจะกระทำการภาพที่ไม่ต้องผ่านวงจรกรองมาก่อนเลย

ภาพทั้งหมดจะถูกทดสอบและเปรียบเทียบแสดงในรูปที่ 4.21-4.26 โดยในแต่ละภาพจะแสดงภาพที่ผ่านวงจรกรองและผ่านวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ กับภาพที่ผ่านวงจรตรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นโดยที่ไม่ต้องผ่านวงจรกรอง รายละเอียดและพารามิเตอร์ที่ใช้ในขั้นตอนต่างๆ แสดงดังต่อไปนี้

ภาพทดสอบที่ 1 (รูปที่ 4.4(ก) แสดงผลการทดสอบในรูปที่ 4.21)

ขนาดภาพ 128 X 128 พิกเซล

พารามิเตอร์ในส่วนของวงจรกรอง :

- หน้าต่างของวงจรกรองมัธยฐาน = 17 (รูปที่ 4.21(ก))
- ขนาดแท่ง ของวงจรกรองแบบแท่ง = 5, กระจายตัว 8 แนว (รูปที่ 4.21(ค))
- ขนาดแท่ง ของวงจรกรองมัธยฐานแบบทิศทาง = 3, กระจายตัว 4 แนว (รูปที่ 4.21(จ))

พารามิเตอร์ในส่วนของวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ : (รูปที่ 4.21(ข), (ง), (ฉ))

- ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเกาส์เซียน (Standard deviation) = 1, ขนาดหน้าต่าง = 9
- ค่าระดับ (Thresholding) ปรับอัตโนมัติ

พารามิเตอร์ในส่วนของวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบที่พัฒนาขึ้น : (รูปที่ 4.21(ช))

- ค่าตัวประกอบน้ำหนัก (Weighting factor) = 1
- ขนาดหน้าต่าง = 21
- อันดับพหุนามที่ใช้ประมาณ = 2
- ค่าระดับ (Thresholding) ปรับโดยผู้ใช้

ภาพทดสอบที่ 2 (รูปที่ 4.4(ข) แสดงผลการทดสอบในรูปแบบที่ 4.22)

ขนาดภาพ 256 X 256 พิกเซล

พารามิเตอร์ในส่วนของวงจรรอง :

- หน้าต่างของวงจรรองมัธยฐาน = 7 (รูปที่ 4.22(ก))
- ขนาดแท่ง ของวงจรรองแบบแท่ง = 5, กระจายตัว 8 แนว (รูปที่ 4.22(ค))
- ขนาดแท่ง ของวงจรรองมัธยฐานแบบทิศทาง = 3, กระจายตัว 4 แนว (รูปที่ 4.22(จ))

พารามิเตอร์ในส่วนของวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแคนนี่ : (รูปที่ 4.22(ข), (ง), (ฉ))

- ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเกาส์เซียน (Standard deviation) = 1, ขนาดหน้าต่าง = 9
- ค่าระดับ (Thresholding) ปรับอัตโนมัติ

พารามิเตอร์ในส่วนของวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบที่พัฒนาขึ้น : (รูปที่ 4.22(ซ))

- ค่าตัวประกอบน้ำหนัก (Weighting factor) = 1
- ขนาดหน้าต่าง = 11
- อันดับพหุนามที่ใช้ประมาณ = 2
- ค่าระดับ (Thresholding) ปรับโดยผู้ใช้

ภาพทดสอบที่ 3 (รูปที่ 4.4(ค) แสดงผลการทดสอบในรูปแบบที่ 4.23)

ขนาดภาพ 128 X 128 พิกเซล

พารามิเตอร์ในส่วนของวงจรรอง :

- หน้าต่างของวงจรรองมัธยฐาน = 3 (รูปที่ 4.23(ก))
- ขนาดแท่ง ของวงจรรองแบบแท่ง = 3, กระจายตัว 4 แนว (รูปที่ 4.23(ค))
- ขนาดแท่ง ของวงจรรองมัธยฐานแบบทิศทาง = 3, กระจายตัว 4 แนว (รูปที่ 4.23(จ))

พารามิเตอร์ในส่วนของวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแคนนี่ : (รูปที่ 4.23(ข), (ง), (ฉ))

- ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเกาส์เซียน (Standard deviation) = 1, ขนาดหน้าต่าง = 9
- ค่าระดับ (Thresholding) ปรับอัตโนมัติ

พารามิเตอร์ในส่วนของวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบที่พัฒนาขึ้น : (รูปที่ 4.23(ซ))

- ค่าตัวประกอบน้ำหนัก (Weighting factor) = 1
- ขนาดหน้าต่าง = 5
- อันดับพหุนามที่ใช้ประมาณ = 2
- ค่าระดับ (Thresholding) ปรับโดยผู้ใช้

ภาพทดสอบที่ 4 (รูปที่ 4.4(ง) แสดงผลการทดสอบในรูปแบบที่ 4.24)

ขนาดภาพ 128 X 128 พิกเซล

พารามิเตอร์ในส่วนของวงจรรอง :

- หน้าต่างของวงจรรองมัธยฐาน = 3 (รูปที่ 4.24(ก))
- ขนาดแท่ง ของวงจรรองแบบแท่ง = 5, กระจายตัว 8 แนว (รูปที่ 4.24(ค))
- ขนาดแท่ง ของวงจรรองมัธยฐานแบบทิศทาง = 3, กระจายตัว 4 แนว (รูปที่ 4.24(จ))

พารามิเตอร์ในส่วนของวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแคนนี่ : (รูปที่ 4.24(ข), (ง), (ฉ))

- ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเกาส์เซียน (Standard deviation) = 1, ขนาดหน้าต่าง = 9
- ค่าระดับ (Thresholding) ปรับอัตโนมัติ

พารามิเตอร์ในส่วนของวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบที่พัฒนาขึ้น : (รูปที่ 4.24(ซ))

- ค่าตัวประกอบน้ำหนัก (Weighting factor) = 1
- ขนาดหน้าต่าง = 15
- อันดับพหุนามที่ใช้ประมาณ = 2
- ค่าระดับ (Thresholding) ปรับโดยผู้ใช้

ภาพทดสอบที่ 5 (รูปที่ 4.4(จ) แสดงผลการทดสอบในรูปแบบที่ 4.25)

ขนาดภาพ 128 X 128 พิกเซล

พารามิเตอร์ในส่วนของวงจรรอง :

- หน้าต่างของวงจรรองมัธยฐาน = 3 (รูปที่ 4.25(ก))
- ขนาดแท่ง ของวงจรรองแบบแท่ง = 5, กระจายตัว 8 แนว (รูปที่ 4.25(ค))
- ขนาดแท่ง ของวงจรรองมัธยฐานแบบทิศทาง = 3, กระจายตัว 4 แนว (รูปที่ 4.25(จ))

พารามิเตอร์ในส่วนของวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแคนนี่ : (รูปที่ 4.25(ข), (ง), (ฉ))

- ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเกาส์เซียน (Standard deviation) = 1, ขนาดหน้าต่าง = 9
- ค่าระดับ (Thresholding) ปรับอัตโนมัติ

พารามิเตอร์ในส่วนของวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบที่พัฒนาขึ้น : (รูปที่ 4.25(ซ))

- ค่าตัวประกอบน้ำหนัก (Weighting factor) = 1
- ขนาดหน้าต่าง = 11
- อันดับพหุนามที่ใช้ประมาณ = 2

ภาพทดสอบที่ 6 (รูปที่ 4.4(ด) แสดงผลการทดสอบในรูปที่ 4.26)

ขนาดภาพ 128 X 128 พิกเซล

พารามิเตอร์ในส่วนของวงจกรอง :

- หน้าต่างของวงจกรองมัธยฐาน = 3 (รูปที่ 4.26(ก))
- ขนาดแท่ง ของวงจกรองแบบแท่ง = 5, กระจายตัว 8 แนว (รูปที่ 4.26(ค))
- ขนาดของวงจกรองมัธยฐานแบบทิศทาง = 3, กระจายตัว 4 แนว (รูปที่ 4.26(จ))

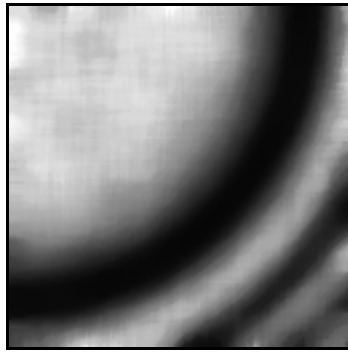
พารามิเตอร์ในส่วนของวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ : (รูปที่ 4.26(ข), (ง), (ด))

- ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเกาส์เซียน (Standard deviation) = 1, ขนาดหน้าต่าง = 9
- ค่าระดับ (Thresholding) ปรับอัตโนมัติ

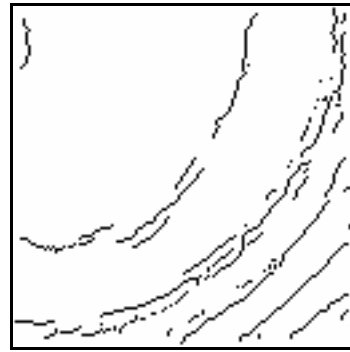
พารามิเตอร์ในส่วนของวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบที่พัฒนาขึ้น : (รูปที่ 4.26(ซ))

- ค่าตัวประกอบน้ำหนัก (Weighting factor) = 1
- ขนาดหน้าต่าง = 9
- อันดับพหุนามที่ใช้ประมาณ = 2

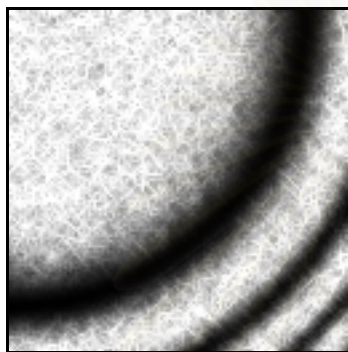
สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



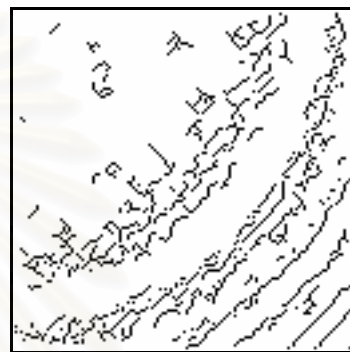
(ก) ผ่านวงจรรองมัลติฐาน



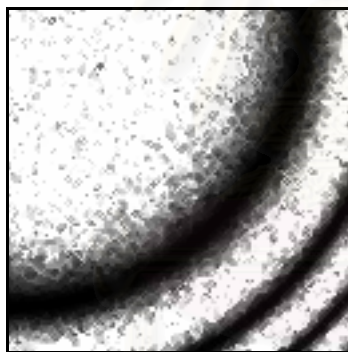
(ข) ใช้วงจบบนแค่นี้กับรูป (ก)



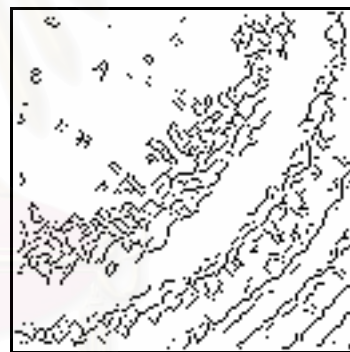
(ค) ผ่านวงจรรองแบบแท่ง



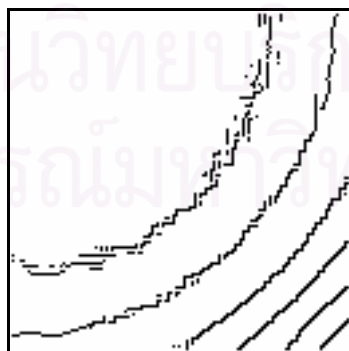
(ง) ใช้วงจบบนแค่นี้กับรูป (ค)



(จ) ผ่านวงจรรองมัลติฐานแบบมีทิศทาง

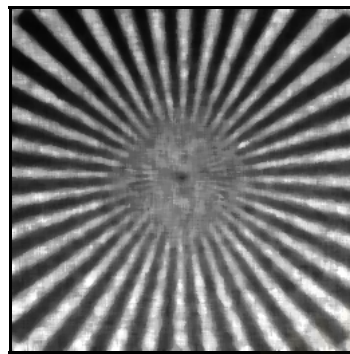


(ฉ) ใช้วงจบบนแค่นี้กับรูป (จ)

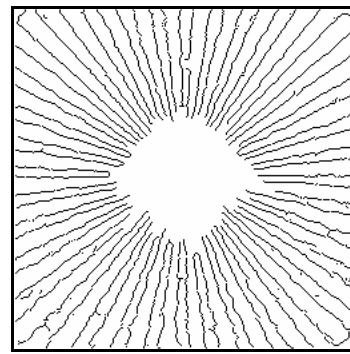


(ช) ตรวจวัดเส้นขอบโดยวิธีที่พัฒนาขึ้นกับรูปที่ 4.4(ก)

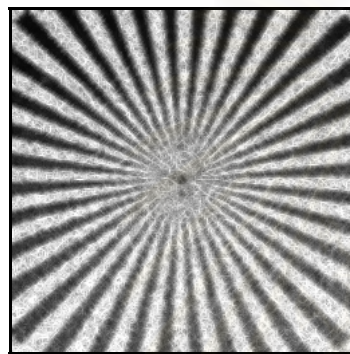
รูปที่ 4.21: เส้นขอบของภาพ 4.4(ก) ที่ผ่านวงจรรองกับภาพที่ผ่านวงจรรองวัดเส้นขอบแบบที่พัฒนาขึ้น



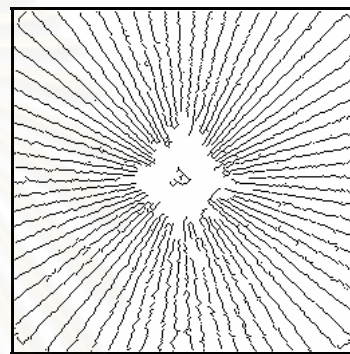
(ก) ผ่านวงจรรองมัลติฐาน



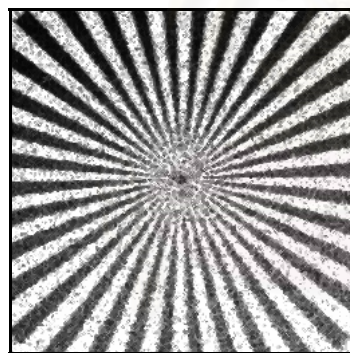
(ข) ใช้วงจบบนแคนนี่กับรูป (ก)



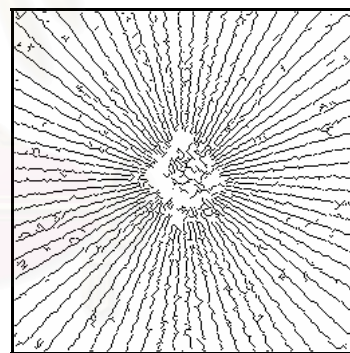
(ค) ผ่านวงจรรองแบบแท่ง



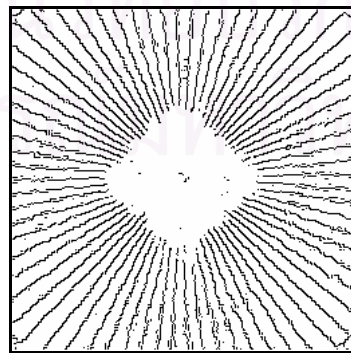
(ง) ใช้วงจบบนแคนนี่กับรูป (ค)



(จ) ผ่านวงจรรองมัลติฐานแบบมีทิศทาง

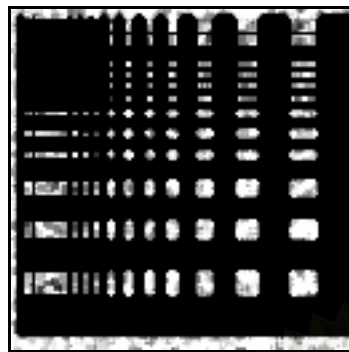


(ฉ) ใช้วงจบบนแคนนี่กับรูป (จ)

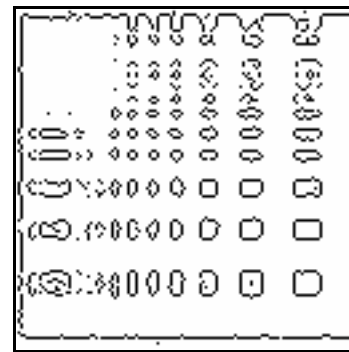


(ซ) ตรวจวัดเส้นขอบโดยวิธีที่พัฒนาขึ้นกับรูปที่ 4.4(ข)

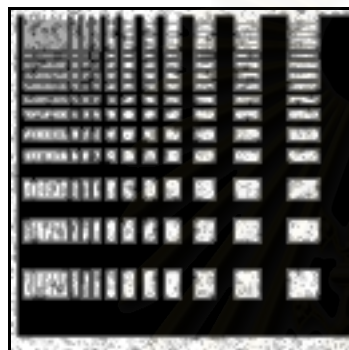
รูปที่ 4.22: เส้นขอบของภาพ 4.4(ข) ที่ผ่านวงจรรองกับภาพที่ผ่าน
วงจรรองตรวจวัดเส้นขอบแบบที่พัฒนาขึ้น



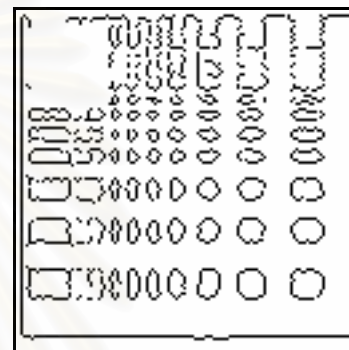
(ก) ผ่านวงจรรองมัลติฐาน



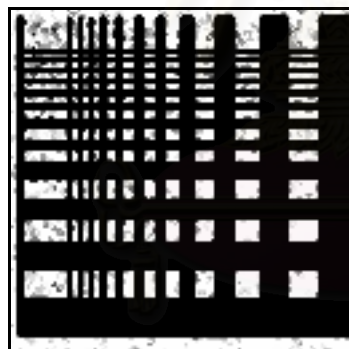
(ข) ใช้วงจรแบบแค่นี้กับรูป (ก)



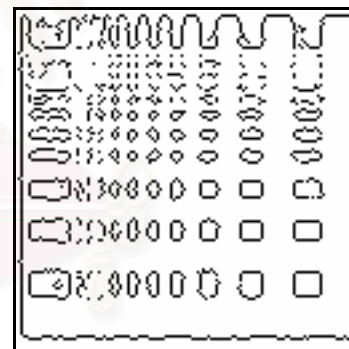
(ค) ผ่านวงจรรองแบบแท่ง



(ง) ใช้วงจรแบบแค่นี้กับรูป (ค)



(จ) ผ่านวงจรรองมัลติฐานแบบมีทิศทาง

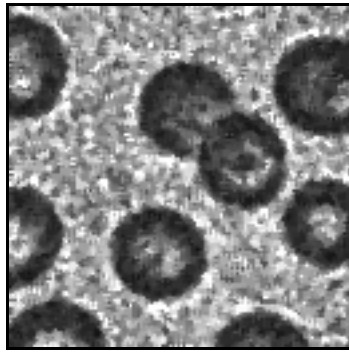


(ฉ) ใช้วงจรแบบแค่นี้กับรูป (จ)

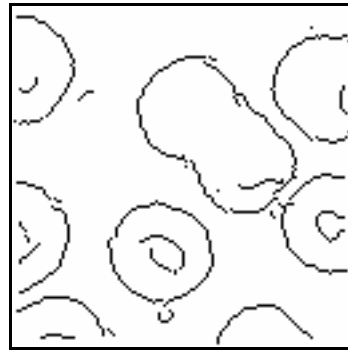


(ช) ตรวจจวัดเส้นขอบโดยวิธีที่พัฒนาขึ้นกับรูปที่ 4.4(ค)

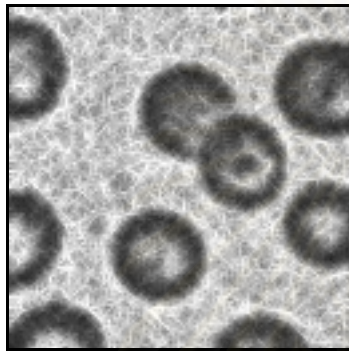
รูปที่ 4.23: เส้นขอบของภาพ 4.4(ค) ที่ผ่านวงจรรองกับภาพที่ผ่าน
วงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบที่พัฒนาขึ้น



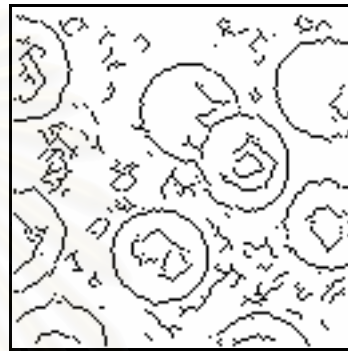
(ก) ผ่านวงจรรองมัลติฐาน



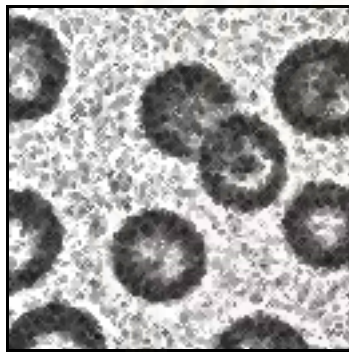
(ข) ใช้วงจบบนแค่นี้กับรูป (ก)



(ค) ผ่านวงจรรองแบบแท่ง



(ง) ใช้วงจบบนแค่นี้กับรูป (ค)



(จ) ผ่านวงจรรองมัลติฐานแบบมีทิศทาง

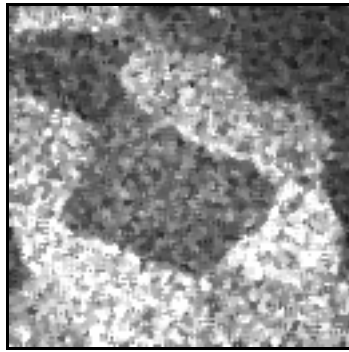


(ฉ) ใช้วงจบบนแค่นี้กับรูป (จ)

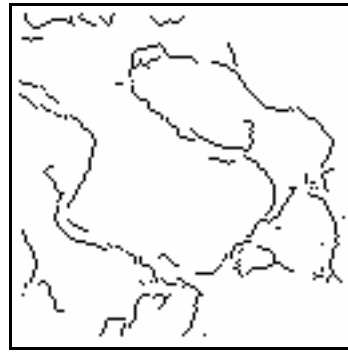


(ช) ตรวจวัดเส้นขอบโดยวิธีที่พัฒนาขึ้นกับรูปที่ 4.4(ง)

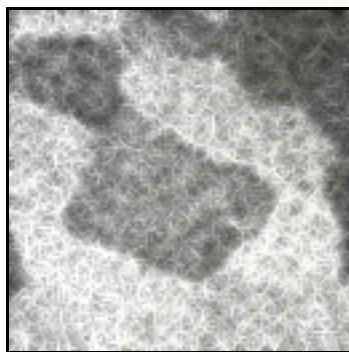
รูปที่ 4.24: เส้นขอบของภาพ 4.4(ง) ที่ผ่านวงจรรองกับภาพที่ผ่าน
วงจรรตรวจวัดเส้นขอบแบบที่พัฒนาขึ้น



(ก) ผ่านวงจรรองมัลติฐาน



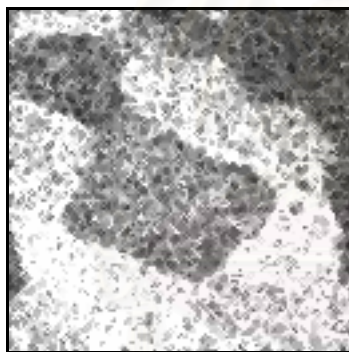
(ข) ใช้วงจบบนแค่นี้กับรูป (ก)



(ค) ผ่านวงจรรองแบบแท่ง



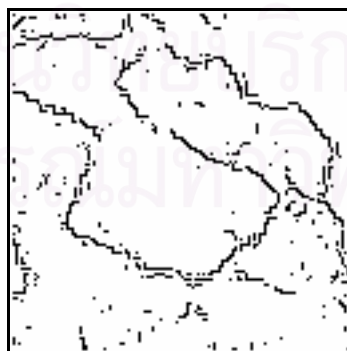
(ง) ใช้วงจบบนแค่นี้กับรูป (ค)



(จ) ผ่านวงจรรองมัลติฐานแบบมีทิศทาง

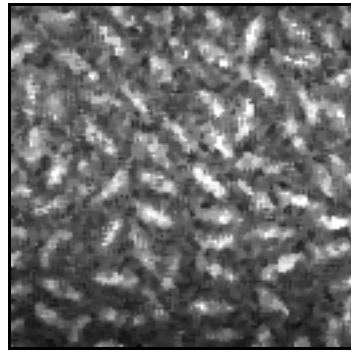


(ฉ) ใช้วงจบบนแค่นี้กับรูป (จ)

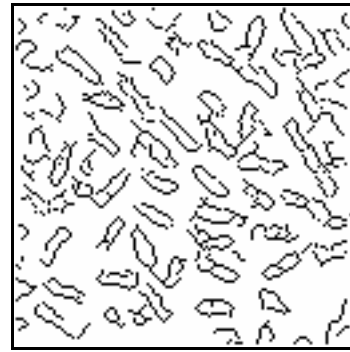


(ช) ตรวจจวดเส้นขอบโดยวิธีที่พัฒนาขึ้นกับรูปที่ 4.4(จ)

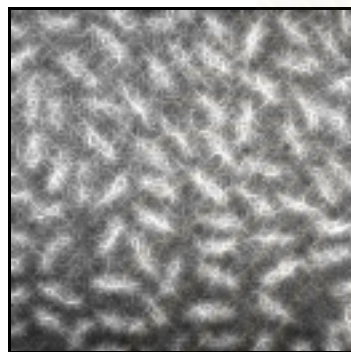
รูปที่ 4.25: เส้นขอบของภาพ 4.4(จ) ที่ผ่านวงจรรองกับภาพที่ผ่าน
วงจรรตรวจจวดเส้นขอบแบบที่พัฒนาขึ้น



(ก) ผ่านวงจรรองมัลติฐาน



(ข) ใช้วงจบบนแค่นี้กับรูป (ก)



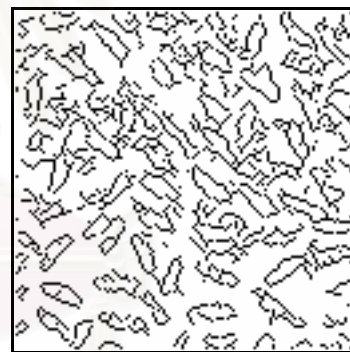
(ค) ผ่านวงจรรองแบบแท่ง



(ง) ใช้วงจบบนแค่นี้กับรูป (ค)



(จ) ผ่านวงจรรองมัลติฐานแบบมีทิศทาง



(ฉ) ใช้วงจบบนแค่นี้กับรูป (จ)



(ซ) ตรวจจวดเส้นขอบโดยวิธีที่พัฒนาขึ้นกับรูปที่ 4.4(ฉ)

รูปที่ 4.26: เส้นขอบของภาพ 4.4(ฉ) ที่ผ่านวงจรรองกับภาพที่ผ่าน
วงจรรตรวจจวดเส้นขอบแบบที่พัฒนาขึ้น

วิเคราะห์หรือวิจารณ์ผลลัพธ์ที่ได้จากการทดสอบเปรียบเทียบจากรูปที่ 4.21-4.26 โดยการพิจารณาจะกระทำโดยผู้ใช้งานและวิเคราะห์จากเกณฑ์ดังต่อไปนี้

-คุณภาพของเส้นขอบ : เส้นขอบมีความเรียบขนาดไหน (เส้นขอบเรียบ-เส้นขอบแตกกระจายมาก)

-ความต่อเนื่องของเส้นขอบ

-ขอบเกินในที่ว่างอันเกิดจากสัญญาณรบกวน

รูปที่ 4.21 เป็นการทดสอบกับภาพฟังก์ชันไซน์แปรความถี่ ผลลัพธ์ที่ได้ออกมา นั้น เมื่อพิจารณาโดยรวมเส้นขอบที่ได้จากวิธีที่พัฒนาขึ้น (รูปที่ 4.5(ข)) น่าจะดูดีและเหมาะสมที่สุด เนื่องจากสามารถแสดงเส้นขอบได้ครบทุกวง และมีความต่อเนื่องกันดีพร้อมๆกับขอบเกินที่เกิดจากสัญญาณรบกวนในบริเวณรอบข้างเกิดขึ้นมาน้อย แต่มีข้อเสียเกิดขึ้นมาเล็กน้อยเนื่องจากเส้นขอบที่ได้คุณภาพไม่ค่อยดีเท่าที่ควร เพราะมีการแตกกระจายของเส้นขอบตลอดทั้งเส้นทำให้ไม่ได้เส้นขอบที่เรียบนัก เมื่อเทียบกับวิธีของแคนนี่ที่ใช้กับรูปที่ผ่านวงจรกรองมัธยฐาน, แบบแท่ง, มัธยฐานแบบมีทิศทาง ดังรูปที่ 4.21(ข), (ง), (จ) ตามลำดับ โดยรูปที่ 4.21(ข) จะมีความไม่ต่อเนื่องของเส้นขอบอยู่บ้างแต่จะเห็นว่าเส้นขอบนั้นเรียบในทุกๆช่วง โดยเฉพาะในบริเวณเส้นขอบที่วงนอกนั้นจะมีทั้งความต่อเนื่องและความเรียบซึ่งไม่เหมือนกับเส้นขอบที่ได้จากวิธีที่พัฒนาขึ้นนั้น เช่นเดียวกับในรูปที่ 4.21(ง), (จ) ที่แม้จะมีความไม่ต่อเนื่องและเส้นขอบแตกกระจายมากที่วงใน แต่ที่วงนอกนั้นก็ยังคงแสดงเส้นขอบได้ดีเพราะมีทั้งความต่อเนื่องและความเรียบ

รูปที่ 4.22 เป็นการทดสอบกับภาพการกระจายของเส้นจากจุดศูนย์กลางภาพ เส้นขอบที่ได้จากทุกวิธีนี้จะเห็นว่ามีคุณภาพและความต่อเนื่องใกล้เคียงกัน จุดต่างกันมีอยู่ที่การสูญเสียของข้อมูลในบริเวณกลางภาพ นั้นในรูปที่ 4.22(ง), (จ) มีน้อยกว่าในรูปที่ 4.22(ข), (ข)

รูปที่ 4.23 เป็นการทดสอบกับภาพที่มีลักษณะเป็นเหลี่ยมมุมที่มีขนาดแตกต่างกันออกไป จะเห็นว่าในรูปที่ 4.23(ข), (จ) นั้นแสดงเหลี่ยมมุมออกมาได้ดีกว่าอย่างเห็นได้ชัดโดยเฉพาะอย่างยิ่งในรูปที่ 4.23(จ) จะได้รูปสี่เหลี่ยมที่สมบูรณ์ออกมาเลยทำให้คิดได้ว่าวงจรกรองแบบมัธยฐานแบบมีทิศทางอาจใช้ได้ดีในสภาวะที่รูปภาพมีเหลี่ยมมุมประกอบอยู่ด้วย และข้อสังเกตอีกประการคือทั้งสองภาพนี้มีพื้นฐานในการใช้การกรองแบบมัธยฐานมาก่อน ส่วนรูปที่ 4.23(ง), (ข) นั้นแสดงบริเวณเหลี่ยมมุมได้ไม่ดีนัก โดยเฉพาะรูปที่ 4.23(ข) ที่ใช้การตรวจวัดเส้นขอบโดยวิธีที่พัฒนาขึ้นนั้น เส้นขอบที่ได้ในสี่เหลี่ยมบางรูปแตกและมีความเสียหายของข้อมูลมากพอสมควร

รูปที่ 4.24 เป็นภาพเม็ดเลือด ผลลัพธ์ที่ได้ในรูปที่ 4.24(ข), (ค) คูมีลักษณะดีกว่าภาพที่เหลือเนื่องจากแสดงภาพเส้นขอบให้เห็นออกมาได้เป็นรูปร่าง แต่จุดแตกต่างอยู่ที่ความแตกกระจายของเส้นขอบนั้นในรูปที่ 4.24(ข) นั้นดูจะมีมากกว่ารูปที่ 4.24(ค) แต่ความต่อเนื่องในการเก็บเส้นขอบได้ครบรูปที่ 4.24(ข) นั้นทำได้ดีกว่ารูปที่ 4.24(ค), (ง) นั้นดูไม่ดีเท่าที่ควรเนื่องจากเกิดเส้นขอบเกินขึ้นมามากมาย แต่ถ้าพิจารณาแต่ในบริเวณที่เป็นเส้นขอบจะเห็นว่ามีส่วนที่ต่อเนื่องและเรียบดีพอสมควร

รูปที่ 4.25 เป็นภาพเกรนของอลูมิเนียม ผลลัพธ์ที่ได้ในรูปที่ 4.25(ข), (ค) คูมีลักษณะดีกว่ารูปที่เหลือเนื่องจากมีความต่อเนื่องของเส้นขอบในภาพดีทำให้แสดงลักษณะโดยรวมของเส้นขอบได้เกือบทั้งหมดแม้กระทั่งในบริเวณรอยต่อแบบสามแยกที่แม้จะเกิดปัญหาแต่ถือว่าอยู่ในเกณฑ์ที่รับได้แต่ในรูปที่ 4.25(ค) จะมีการแตกกระจายของเส้นขอบมากกว่ารูปที่ 4.25(ข) แต่สามารถที่จะแสดงส่วนที่เป็นเส้นขอบออกมาได้มาก ในรูปที่ 4.25(ข) นั้นเส้นขอบแสดงออกมาได้เรียบดีพอสมควรแต่ขาดความต่อเนื่องในบางบริเวณไป เช่นบางช่วงเกิดการซ้อนทับกันในหลายๆ เส้นขอบ ส่วนในรูปที่ 4.25(ง), (จ) นั้นเกิดเส้นขอบเกินเนื่องจากสัญญาณรบกวนมาก และวงจรกรองไม่สามารถขจัดออกไปได้หมดอาจเป็นเพราะค่าพารามิเตอร์ที่ตั้งขึ้นมานั้นมีขนาดน้อยเกินไป แต่ถึงกระนั้นเมื่อพิจารณาแต่บริเวณที่เป็นเส้นขอบของรูปทั้งสองนี้ ก็เห็นว่าไม่ได้เส้นขอบที่ดีเท่าไรนักเพราะไม่มีความต่อเนื่องและถูกลดทอนรายละเอียดไปพอสมควร รวมถึงในบริเวณรอยต่อสามแยกนั้นไม่สามารถที่จะแสดงภาพที่เหมาะสมออกมาได้

รูปที่ 4.26 เป็นภาพของเมล็ดข้าว ผลลัพธ์ที่ได้ในรูปที่ 4.26(ข) จะสามารถเก็บจำนวนเมล็ดข้าวมาได้ค่อนข้างสมบูรณ์กว่าแม้จะมีการแตกกระจายของเส้นขอบของเมล็ดข้าวไปบ้างแต่มีความต่อเนื่องและเกิดเส้นขอบของสัญญาณรบกวนขึ้นมาน้อยกว่าภาพอื่น ในขณะที่รูปที่ 4.26 (ข) นั้นแสดงรูปเมล็ดข้าวได้ไม่ทั้งหมดแต่มีจุดเด่นที่สามารถแสดงเส้นขอบของรูปที่แม้จะมีขนาดเล็กได้เรียบและต่อเนื่องกัน ส่วนในเรื่องของเส้นขอบเกินที่เกิดจากสัญญาณรบกวนในกรณีนี้ก็ถูกลดทอนและขจัดไปอยู่ในเกณฑ์ที่ดีพอสมควรแม้รูปจะมีรายละเอียดที่เล็ก แต่ในรูปที่ 4.26(ง), (จ) นั้นแสดงผลที่ไม่ดีเท่าที่ควร เพราะเกิดเส้นขอบเกินขึ้นมาและรูปเมล็ดข้าวที่ได้นั้นไม่ค่อยมีความต่อเนื่อง ทำให้ข้อมูลบางส่วนถูกบิดเบือนและไม่สามารถแสดงรูปทรงที่แท้จริงออกมาได้เลย

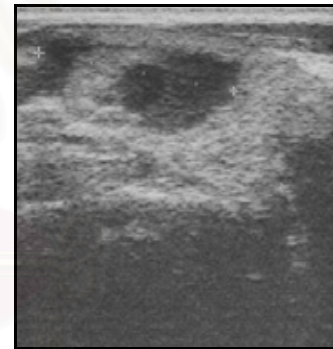
ภาพอัลตราซาวนด์

หลังจากทำการทดสอบการทำงานของเครื่องตรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นกับภาพทดสอบที่ประกอบด้วยสัญญาณรบกวน และได้ผลลัพธ์ออกมาที่ดี ในหัวข้อนี้จึงจะนำวงจรตรวจวัดเส้นขอบที่ได้พัฒนาขึ้นมานั้นมาทดสอบใช้กับภาพอัลตราซาวนด์

ภาพอัลตราซาวนด์ที่จะนำมาทดสอบนั้นได้แสดงดังรูปที่ 4.27 โดยในรูป 4.11(ก) จะเป็นภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์ที่ได้มาจากการบันทึกภาพผ่านเครื่องอัลตราซาวนด์ออกมาเป็นรูปแบบภาพดิจิทัลใน ฟออร์แมต BMP และในรูปที่ 4.27(ข) เป็นภาพอัลตราซาวนด์ของก้อนเนื้อ (Cyst) บริเวณคอ โดยภาพที่ได้มานั้นเกิดจากการสแกนภาพที่เป็นฟิล์มอัลตราซาวนด์ออกมาอยู่ใน ฟออร์แมต JPG ส่วนผลลัพธ์ของเส้นขอบของภาพอัลตราซาวนด์ดังรูปที่ 4.27(ก) และ (ข) นั้นจะถูกขีดขึ้นโดยแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญ และแสดงดังรูปที่ 4.27(ค) และ (ง) ตามลำดับ โดยจะเป็นเส้นขอบที่แพทย์ต้องการนำมาพิจารณารูปร่าง, รูปแบบ, ขนาดหรือพื้นที่อย่างคร่าวๆ เพื่อประโยชน์ในการวินิจฉัยต่อไป



(ก) ภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์



(ข) ภาพอัลตราซาวนด์ของก้อนเนื้อ



(ค) เส้นขอบที่ขีดขึ้นจากรูป (ก)



(ง) เส้นขอบที่ขีดขึ้นจากรูป (ข)

รูปที่ 4.27: ตัวอย่างภาพอัลตราซาวนด์และเส้นขอบที่ขีดขึ้นโดยแพทย์

ตัวอย่างภาพอัลตราซาวนด์ที่แสดงดังรูปที่ 4.27(ก) และ (ข) จะถูกนำมาผ่านกระบวนการตรวจวัดเส้นขอบเพื่อเปรียบเทียบผลลัพธ์ที่ได้ โดยวิธีแรกจะนำไปผ่านวงจรรองมัลติฐาน (รูปที่ 4.28(ก), (ข)), ผ่านวงจรรองแบบแท่ง (รูปที่ 4.28(ค), (ง)) และวงจรรองมัลติฐานแบบมีทิศทาง (รูปที่ 4.28(จ), (ฉ)) ก่อนนำไปผ่านวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ (รูปที่ 4.29(ก-ฉ)) ส่วนวิธีที่สองจะผ่านวงจรตรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นกับรูปที่ 4.27(ก) และ (ข) และแสดงผลลัพธ์เส้นขอบในรูปที่ 4.27(ซ) และ (ช) ตามลำดับ

รายละเอียดและพารามิเตอร์ที่ใช้ในขั้นตอนต่างๆ แสดงดังต่อไปนี้

ภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์ (รูปที่ 4.27(ก) แสดงผลการทดสอบในรูปที่ 4.28 และ 4.13)

ขนาดภาพ 405 X 320 พิกเซล

พารามิเตอร์ในส่วนของวงจรรอง :

- หน้าต่างของวงจรรองมัลติฐาน = 21 (รูปที่ 4.28(ก))
- ขนาดแท่ง ของวงจรรองแบบแท่ง = 5, กระจายตัว 8 แนว (รูปที่ 4.28(ค))
- ขนาด ของวงจรรองมัลติฐานแบบทิศทาง = 3, กระจายตัว 4 แนว (รูปที่ 4.28(จ))

พารามิเตอร์ในส่วนของวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ : (รูปที่ 4.29(ก), (ค), (จ))

- ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเกาส์เซียน (Standard deviation) = 1, ขนาดหน้าต่าง = 9
- ค่าระดับ (Thresholding) ปรับโดยผู้ใช้

พารามิเตอร์ในส่วนของวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบที่พัฒนาขึ้น : (รูปที่ 4.29(ซ))

- ค่าตัวประกอบน้ำหนัก (Weighting factor) = 1
- ขนาดหน้าต่าง = 21
- อันดับพหุนามที่ใช้ประมาณ = 2
- ค่าระดับ (Thresholding) ปรับโดยผู้ใช้

ภาพอัลตราซาวนด์ของก้อนเนื้อ (รูปที่ 4.27(ข) แสดงผลการทดสอบในรูปที่ 4.28 และ 4.13)

ขนาดภาพ 300 X 314 พิกเซล

พารามิเตอร์ในส่วนของวงจรรอง :

- หน้าต่างของวงจรรองมัลติฐาน = 21 (รูปที่ 4.28(ข))
- ขนาดแท่ง ของวงจรรองแบบแท่ง = 5, กระจายตัว 8 แนว (รูปที่ 4.28(ง))
- ขนาดของวงจรรองมัลติฐานแบบทิศทาง = 3, กระจายตัว 4 แนว (รูปที่ 4.28(ฉ))

พารามิเตอร์ในส่วนของวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ : (รูปที่ 4.29(ข), (ง), (ฉ))

-ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเกาส์เซียน (Standard deviation) = 1, ขนาดหน้าต่าง = 9

-ค่าระดับ (Thresholding) ปรับโดยผู้ใช้

พารามิเตอร์ในส่วนของวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบที่พัฒนาขึ้น : (รูปที่ 4.29(ซ))

-ค่าตัวประกอบน้ำหนัก (Weighting factor) = 1

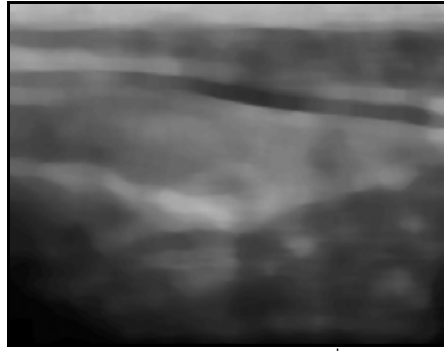
-ขนาดหน้าต่าง = 41

-อันดับพหุนามที่ใช้ประมาณ = 2

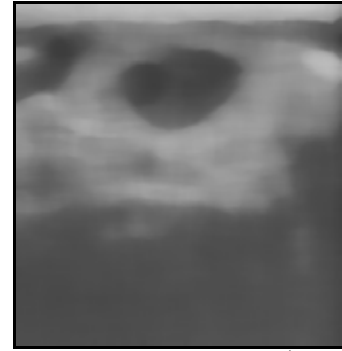
-ค่าระดับ (Thresholding) ปรับโดยผู้ใช้



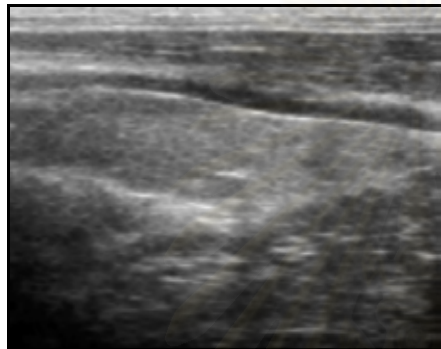
สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



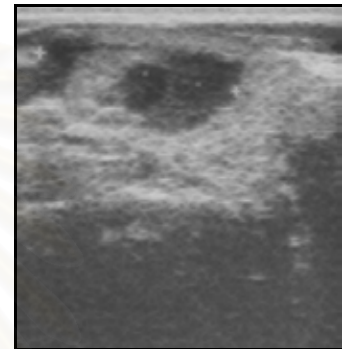
(ก) ผ่านวงจรรองมัลติฐานกับรูปที่ 4.27(ก)



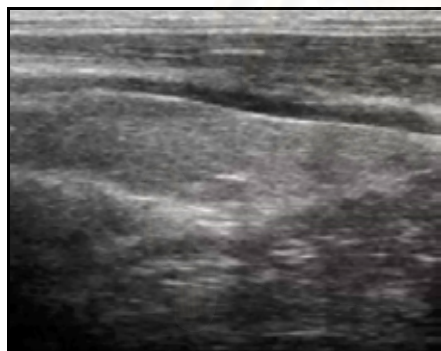
(ข) ผ่านวงจรรองมัลติฐานกับรูปที่ 4.27(ข)



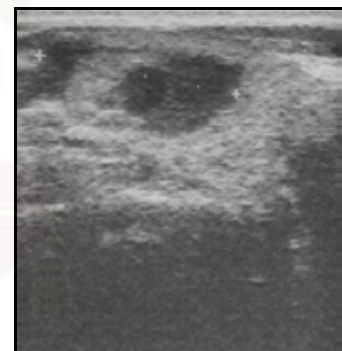
(ค) ผ่านวงจรรองแบบแท่งกับรูปที่ 4.27(ก)



(ง) ผ่านวงจรรองแบบแท่งกับรูปที่ 4.27(ข)

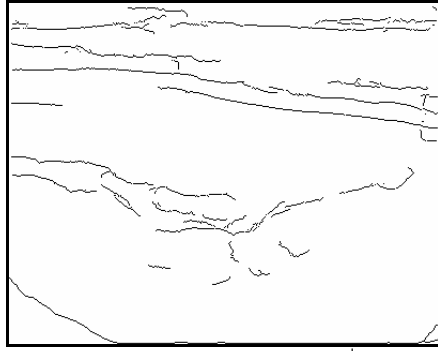


(จ) ผ่านวงจรรองมัลติฐานแบบทิศทาง
กับรูปที่ 4.27(ก)

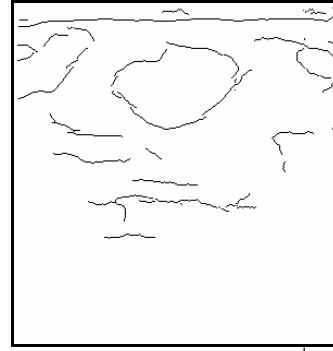


(ฉ) ผ่านวงจรรองมัลติฐานแบบทิศทาง
กับรูปที่ 4.27(ข)

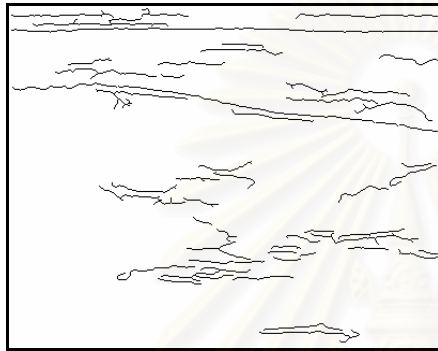
รูปที่ 4.28: ผ่านวงจรรองแบบต่างๆ กับภาพอัลตราเซานด์ในรูปที่ 4.27(ก) และ (ข)



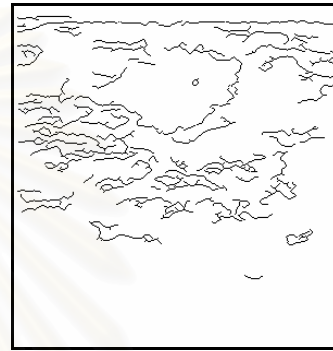
(ก) ตรวจสอบเส้นขอบแบบแคนนีย์กับรูปที่ 4.28(ก)



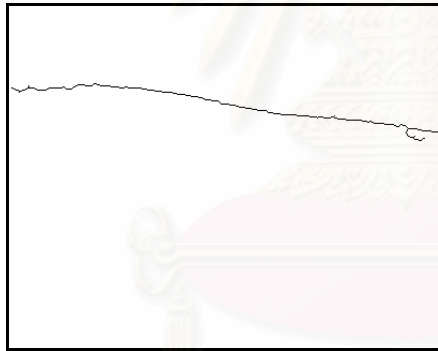
(ข) ตรวจสอบเส้นขอบแบบแคนนีย์กับรูปที่ 4.28(ข)



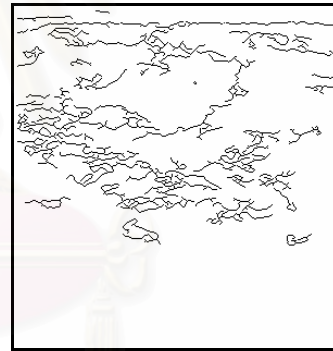
(ค) ตรวจสอบเส้นขอบแบบแคนนีย์กับรูปที่ 4.28(ค)



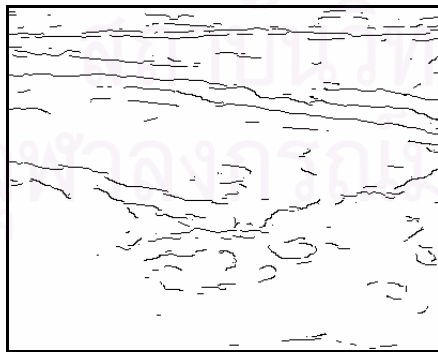
(ง) ตรวจสอบเส้นขอบแบบแคนนีย์กับรูปที่ 4.28(ง)



(จ) ตรวจสอบเส้นขอบแบบแคนนีย์กับรูปที่ 4.28(จ)



(ฉ) ตรวจสอบเส้นขอบแบบแคนนีย์กับรูปที่ 4.28(ฉ)



(ช) ตรวจสอบเส้นขอบแบบที่พัฒนาขึ้นกับรูปที่ 4.28(ช)



(ซ) ตรวจสอบเส้นขอบแบบที่พัฒนาขึ้นกับรูปที่ 4.28(ซ)

รูปที่ 4.29: เส้นขอบของภาพอัลตราเซานด์ที่ได้จากการตรวจวัดโดยวิธีต่างๆ

วิเคราะห์วิจารณ์ผลลัพธ์ที่ได้จากการทดสอบเปรียบเทียบจากรูปที่ 4.29 โดยการพิจารณา จะกระทำโดยผู้ใช้งาน และเปรียบเทียบตำแหน่งและลักษณะของเส้นขอบเปรียบเทียบกับเส้นขอบ ที่ถูกขีดขึ้นโดยแพทย์ ในรูปที่ 4.27(ค), (ง)

สำหรับภาพอัลตราซาวด์ของต่อมไทรอยด์ในรูปที่ 4.27(ก) การหาเส้นขอบโดยวิธีแบบ แคนนี่หลังผ่านวงจรรองมัธยฐาน, วงจรรองแบบแท่ง, วงจรรองมัธยฐานแบบมีทิศทาง แสดง อยู่ในรูปที่ 4.29(ก), (ค) และ (จ) ตามลำดับ ส่วนการผ่านวงจรรองวัดเส้นขอบแบบที่พัฒนาขึ้น นั้นได้แสดงในรูปที่ 4.29(ข) ผลเฉลยที่ถูกขีดไว้โดยแพทย์สำหรับภาพอัลตราซาวด์ของต่อม ไทรอยด์นี้ประกอบด้วยเส้นขอบที่อยู่บริเวณด้านบน และเส้นขอบที่อยู่บริเวณด้านล่าง (รูปที่ 4.27 (ค)) ดังนั้นผลลัพธ์ที่หาได้ดังรูปที่ 4.29(ก) เห็นได้ว่าเส้นขอบส่วนบนถูกรักษาไว้ได้เกือบหมด มีการ ขาดความต่อเนื่องในบางบริเวณ เส้นขอบที่ได้เรียบพอสมควร เส้นขอบที่เกินออกมาบริเวณรอบมี ไม่มากนัก และตำแหน่งที่แสดงก็ใกล้เคียงผลเฉลย ส่วนเส้นขอบด้านล่างแสดงในลักษณะที่แตก กระจายมาก แต่ยังคงสามารถแสดงแนวโน้มของการเกิดเส้นขอบด้านล่างได้อยู่ จึงทำให้เส้นขอบ ที่ได้จากขั้นตอนนี้ถือว่าอยู่ในเกณฑ์พอใช้ ส่วนในรูปที่ 4.29(ค) ผลลัพธ์ที่ได้นั้นเป็นบริเวณเส้นขอบ ส่วนบนที่มีความต่อเนื่องและเรียบดีตลอดทั้งแนว รวมถึงเส้นขอบเกินบริเวณรอบๆ น้อยมาก จึง แสดงให้เห็นว่าวิธีหาเส้นขอบโดยวิธีการนี้ได้ผลของเส้นขอบด้านบนที่ดีกว่ารูปที่ 4.29(ก) อย่าง ชัดเจน แต่บริเวณด้านล่างนั้นไม่สามารถแสดงแนวโน้มของเส้นขอบที่จะเกิดขึ้นมาได้เลย วิธีการ หาเส้นขอบในลักษณะนี้จัดให้อยู่ในเกณฑ์ที่ดี สำหรับรูปที่ 4.29(จ) ผลลัพธ์ที่ได้จะเห็นว่าเป็นเส้น ขอบเดี่ยวที่ใกล้เคียงกับผลเฉลยมาก และมีความต่อเนื่อง, ความเรียบ และไม่เกิดเส้นขอบเกิน ขึ้นมาเลย ถือว่าให้ความสมบูรณ์อย่างยิ่ง เพียงแต่ไม่สามารถแสดงเส้นขอบด้านล่างของภาพ ขึ้นมาได้เลย ประสิทธิภาพของวิธีการหาเส้นขอบด้วยวิธีนี้จัดได้ว่าอยู่ในเกณฑ์ที่ดี ส่วนรูปสุดท้าย คือรูปที่ 4.29(ข) ที่เป็นการตรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นนั้นให้ผลลัพธ์ขอบด้านบนที่ต่อเนื่องและ เรียบใกล้เคียงกับรูปที่ 4.29(ก) และสามารถแสดงแนวโน้มของเส้นขอบส่วนล่างได้ชัดเจนกว่าวิธี อื่นๆ แต่มีการเกิดเส้นขอบที่เกินขึ้นมาพอสมควร วิธีการหาเส้นขอบโดยวิธีที่พัฒนาขึ้นมานี้ทำให้ อยู่ในเกณฑ์ที่ใช้ได้

สำหรับภาพอัลตราซาวด์ของก้อนเนื้อ (Cyst) ดังรูปที่ 4.27(ข) และผลเฉลยของเส้นขอบ ที่ได้ขีดโดยผู้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญและได้แสดงไว้ดังรูปที่ 4.27(ง) เมื่อนำมาเปรียบเทียบกับวิธีหาเส้น ขอบที่แสดงในรูปที่ 4.29(ข), (ง), (ฉ) และ (ช) จะเห็นได้ว่าในรูปที่ 4.29(ข) นั้นแสดงแนวโน้มของ ส่วนที่ต้องการออกมาได้แต่ต้องใช้น้ำต่างของวงจรรองมัธยฐานที่ใหญ่พอสมควร และเส้นขอบ ที่เป็นวงล้อมไม่เรียบและต่อเนื่องเท่าที่ควร แต่สามารถขจัดเส้นขอบเกินที่เกิดจากสัญญาณรบกวน

ในบริเวณรอบๆ ได้ดีพอสมควร ดังนั้นวิธีการตรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ที่ผ่านวงจรรองแบบมัธยฐานในรูปนี้ ให้ผลออกมาที่ดีแต่มีข้อเสียในเรื่องสิ้นเปลืองเวลาในการประมวลผลที่มากเพราะต้องใช้หน้าตาของวงจรรองมัธยฐานที่ใหญ่มาก สำหรับในรูปที่ 4.29(ง) เป็นเส้นขอบที่ได้จากการผ่านวงจรรองวัดเส้นขอบแบบแค่นี้หลังจากผ่านวงจรรองแบบแท่ง มาแล้ว จะเห็นว่าเส้นขอบที่ได้ไม่ดีเท่าที่ควร รวมถึงมีเส้นขอบส่วนเกินที่เกิดเนื่องจากสัญญาณรบกวนในบริเวณรอบๆ มาก จะแทบจะแยกแยะส่วนที่จำเป็นไม่ได้ อาจเกิดเนื่องจากพารามิเตอร์ที่ใช้สำหรับวงจรรองในกรณีนี้ปรับได้ขนาดจำกัดและเลือกใช้ขนาดของแท่ง ที่เล็กเกินไป ดังนั้นการตรวจวัดเส้นขอบด้วยกระบวนการนี้จึงอาจไม่ดีเท่าที่ควรสำหรับในภาพอัลตราซาวด์ของก้อนเนื้อในรูปนี้ ส่วนในรูปที่ 4.29(ฉ) เป็นเส้นขอบที่ได้จากการผ่านวงจรรองวัดเส้นขอบแบบแค่นี้หลังจากผ่านวงจรรองมัธยฐานแบบมีทิศทาง จะเห็นว่าเส้นขอบที่ได้ออกมาไม่ดีเท่าที่ควรและมีลักษณะคล้ายกับเส้นขอบที่ตรวจวัดได้ในรูปที่ 4.29(ง) อาจทำให้ได้ข้อคิดเห็นที่ว่า แนวคิดในเรื่องของแท่ง อาจไม่เหมาะสมในภาพลักษณะนี้ก็เป็นได้ ส่วนในรูปที่ 4.29(ช) ที่เป็นเส้นขอบที่ได้จากการผ่านภาพต้นทางกับวิธีการตรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นโดยตรง จะเห็นว่าเส้นขอบที่แสดงออกมาได้นั้นค่อนข้างชัดเจน มีความต่อเนื่อง, ความเรียบ และเส้นขอบส่วนเกินในบริเวณรอบๆ นั้นค่อนข้างน้อย ซึ่งเส้นขอบในภาพนี้จัดได้ว่าดีกว่าทุกๆ วิธีที่กล่าวมา ขณะที่วิธีการตรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นนี้ต้องใช้ขนาดหน้าต่างที่ใหญ่พอสมควรคือ 41 แต่จะไม่มีปัญหาในเรื่องเวลาการประมวลผลเหมือนการใช้วงจรรองมัธยฐานเพราะเป็นการคำนวณในลักษณะเชิงเส้น จึงสรุปเส้นขอบที่ได้ในภาพอัลตราซาวด์ของก้อนเนื้อในรูปที่ 4.27(ข) ว่าวิธีการตรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นมานี้ให้ผลลัพธ์ออกมาที่น่าพึงพอใจที่สุดเมื่อเทียบกับวิธีที่นำมาเปรียบเทียบกับรูปที่ 4.29(ข), (ง), (ฉ)

สรุปในหัวข้อการทดสอบเปรียบเทียบการทำงานของวงจรรองวัดเส้นขอบในทางกายภาพได้ว่าวงจรรองวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นมีประสิทธิภาพที่ดี และให้ผลลัพธ์ไม่ด้อยไปกว่าวิธีการตรวจวัดเส้นขอบที่ใช้มาเปรียบเทียบ โดยมีข้อดีข้อเสียแตกต่างกันออกไป แต่จุดสำคัญในวงจรรองวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นมานี้คือ เวลาในการทำงานสั้นมากเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการอื่น เนื่องจากการคำนวณแบบเชิงเส้นกับตัวภาพต้นทางทันที แม้จะต้องใช้หน้าต่างใหญ่มากในบางกรณีแต่ก็ไม่ได้เป็นปัญหาในการประมวลผลแต่อย่างใด

อย่างไรก็ดีสิ่งที่ได้แสดงในหัวข้อนี้เป็นเส้นขอบที่ได้การวิธีการต่างๆ โดยพารามิเตอร์ที่ใช้ปรับแก้โดยผู้ใช้ และพิจารณาขึ้นตามความเหมาะสมในสายตาของผู้ใช้ เนื่องจากต้องการมุ่งประเด็นไปที่การตรวจวัดเส้นขอบทั่วไปว่าจะได้แนวโน้มผลลัพธ์ออกมาในรูปแบบไหน ส่วนการปรับแก้พารามิเตอร์ทุกตัวเพื่อดูประสิทธิภาพในแต่ละกรณีจะกระทำในหัวข้อถัดไป

4.3 เปรียบเทียบการปรับเปลี่ยนพารามิเตอร์

ในหัวข้อนี้จะแสดงเส้นขอบของภาพที่ผ่านแต่ละกระบวนการตรวจวัดเส้นขอบโดยจะมุ่งเน้นไปที่ตัวพารามิเตอร์ ภาพที่จะมาใช้ทดสอบจะใช้เพียงภาพที่สร้างจากฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ (ภาพฟังก์ชันไซน์แปรความถี่ (รูปที่ 4.1(ก)) ทดสอบกับสัญญาณรบกวนที่สร้างขึ้นหลายๆค่า และจะปรับเปลี่ยนพารามิเตอร์ทุกๆตัวที่เป็นไปได้และแสดงผลพิกัดในการละวิธีการทั้งหมดออกมา จากนั้นจะมาทดสอบกับภาพอัลตราซาวด์ของก้อนเนื้อ (รูปที่ 4.27(ข)) โดยการทดสอบในหัวข้อนี้รายละเอียดของพารามิเตอร์แสดงดังนี้

รูปภาพทดสอบ : ฟังก์ชันไซน์แปรความถี่ (รูปที่ 4.1(ก))

สัญญาณรบกวน : เรย์เลคคูณ ค่าความแปรปรวน 0.6, 0.8, 1.0

วงจรรองมัลติฐาน : หน้าต่างขนาดเล็ก(5%), ขนาดกลาง(10%), และขนาดใหญ่(20%)

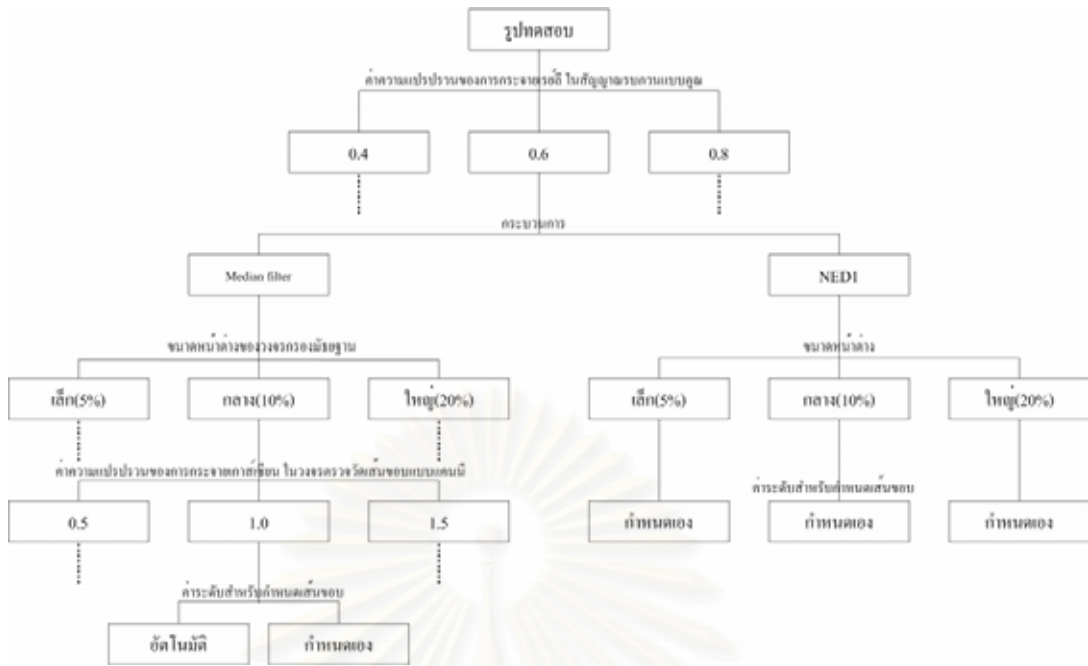
วงจรถ่วงน้ำหนักเส้นขอบแบบแค่นี้ : ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเกาส์เซียน 0.5, 1.0 และ 1.5 ซึ่งใช้ขนาดหน้าต่างเป็น 5, 9 และ 13 ตามลำดับ

ค่าระดับของวงจรถ่วงน้ำหนักเส้นขอบแบบแค่นี้ : แสดงค่าอัตโนมัติ, ปรับค่าโดยผู้ใช้

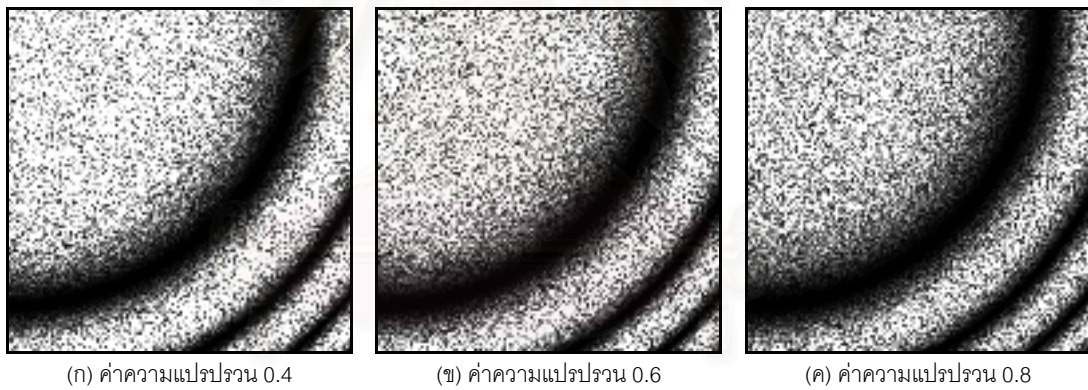
วงจรถ่วงน้ำหนักเส้นขอบที่พัฒนาขึ้น : หน้าต่างขนาดเล็ก(5%), ขนาดกลาง(10%), และขนาดใหญ่(20%)

ค่าระดับของวงจรถ่วงน้ำหนักเส้นขอบที่พัฒนาขึ้น : ปรับค่าโดยผู้ใช้

เริ่มต้นการทดสอบด้วยการจำลองภาพที่ประกอบด้วยสัญญาณรบกวนขนาดต่างๆกัน โดยนำภาพฟังก์ชันไซน์แปรความถี่ที่แสดงอยู่ในรูปที่ 4.1(ก) มาคูณด้วยค่าที่สุ่มขึ้นมาด้วยโปรแกรม MATLAB ที่มีการกระจายสุ่มในลักษณะเรลีย์ และเลือกพารามิเตอร์สำหรับค่าความแปรปรวนที่ต่างๆกันเป็น 0.4, 0.6, 0.8 โดยที่ค่าที่ได้จะถูกนำมาคูณในทุกๆ พิกเซลของรูปภาพทดสอบ และแสดงอยู่ในรูปที่ 4.31(ก), (ข) และ (ค) ตามลำดับ



รูปที่ 4.30: แผนผังแสดงพารามิเตอร์ทั้งหมดที่จะนำมาปรับเพื่อแสดงผลลัพธ์เส้นขอบ







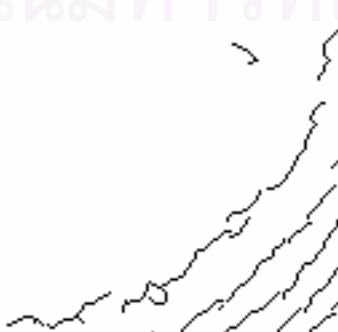

รูปที่ 4.31: ภาพทดสอบที่ได้สัญญาณรบกวนเรย์ลีคูณขนาดต่างๆ

เมื่อได้แบบจำลองของภาพที่ถูกรบกวนด้วยสัญญาณรบกวนขนาดต่างๆ กันแล้ว ขั้นตอนต่อไปจะเป็นการหาเส้นขอบของภาพต่างๆ ด้วยวิธีการตรวจวัดเส้นขอบแบบแคนนีย์กับภาพที่ผ่านการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยวงจรมัธยฐาน โดยจะมีการปรับเปลี่ยนค่าพารามิเตอร์ในทุกๆ ลักษณะ ตั้งแต่ขนาดของหน้าต่างในวงจรมัธยฐาน, หน้าต่างของวงจรมัธยฐานที่ประกอบอยู่ในวงจรมัธยฐาน, ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของการเกาส์เซียนที่อยู่ในวงจรมัธยฐาน และการเลือกใช้ค่าระดับ (Thresholding) จากนั้นก็จะใช้วิธีการตรวจวัด




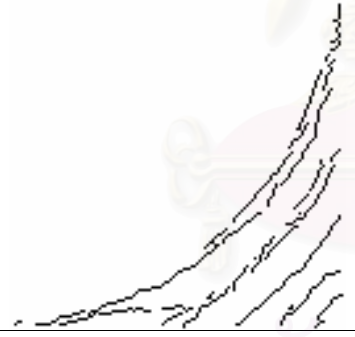
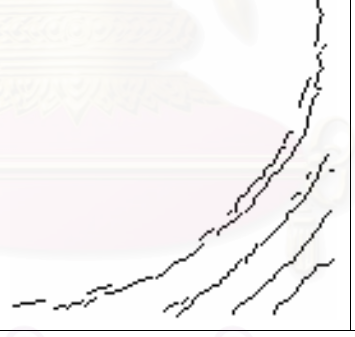

เส้นขอบที่พัฒนาขึ้นภาพดังรูปที่ 4.31(ก), (ข) และ (ค) เช่นกัน โดยค่าพารามิเตอร์ที่จะนำมาปรับ จะมีเพียงขนาดหน้าต่างเท่านั้น ซึ่งจะเลือกใช้ขนาดหน้าต่างต่าง 5, 15 และ 25 ตามลำดับเพื่อทดสอบ

ผลลัพธ์ทั้งหมดจะแสดงอยู่ในตารางที่ 4.1-4.26 โดยรายละเอียดการใช้พารามิเตอร์ต่างๆ ได้แสดงไว้ในตาราง ซึ่งกรณีที่เกิดขึ้นทั้งหมดนั้นจะอยู่ในแผนผังดังรูปที่ 4.30 ในส่วนของตาราง ภาพที่ผ่านวงจรรองมัลติฐานนั้นจะแสดงอยู่ด้านบนของตาราง จากนั้นในส่วนล่างที่อยู่ถัดมานั้น จะแสดงผลลัพธ์เส้นขอบที่ตรวจวัดได้โดยวงจรถวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ ที่มีการปรับเปลี่ยน ค่าพารามิเตอร์และวิธีการเลือกใช้ค่าระดับ ซึ่งจะประกอบไปกรณีทั้งหมด 6 กรณี เพื่อนำมาใช้ดู ผลกระทบที่จะเกิดขึ้นว่ามีมากน้อยเพียงไรหรือค่าพารามิเตอร์ใดที่ส่งผลกับคุณภาพเส้นขอบที่ได้




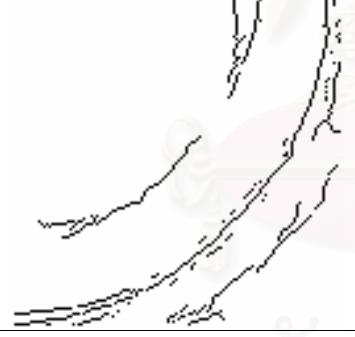


ตารางที่ 4.1: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของรูปที่ 4.31(ก) เมื่อใช้หน้าต่างวงจรรองมัลติฐานขนาดเล็ก

ภาพหลังผ่านวงจรรองมัลติฐานกับรูปที่ 4.31(ก) (ขนาดหน้าต่างเท่ากับ 5)			
	ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเกาส์เซียนในวงจรถวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้		
	0.5	1.0	1.5
ปรับระดับแบบอัตโนมัติ			
ปรับระดับโดยผู้ใช้			

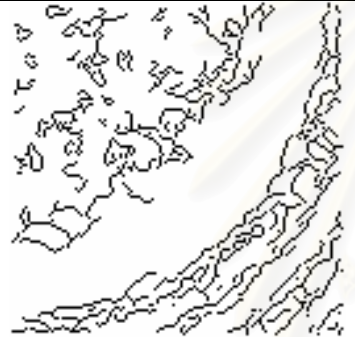
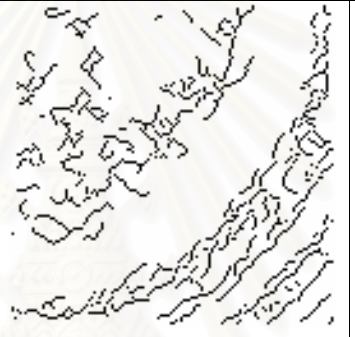
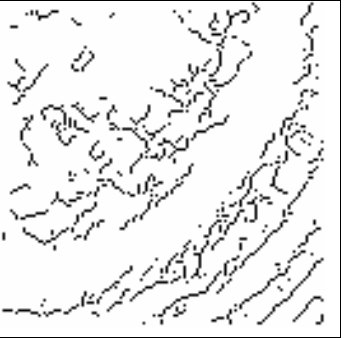


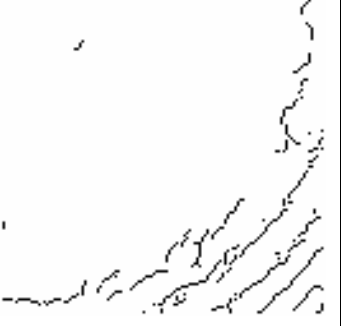
ตารางที่ 4.2: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของรูปที่ 4.31(ก) เมื่อใช้หน้าต่างวงจรรองมัลติฐาน
ขนาดกลาง

ภาพหลังผ่านวงจรรองมัลติฐานกับรูปที่ 4.31(ก) (ขนาดหน้าต่างเท่ากับ 15)			
	ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเกาส์เซียนในวงจรรองมัลติฐานเส้นขอบแบบแค่นี้		
	0.5	1.0	1.5
ปรับระดับแบบอัตโนมัติ			
ปรับระดับโดยผู้ใช้			

ตารางที่ 4.3: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของรูปที่ 4.31(ก) เมื่อใช้หน้าต่างวงจรรองมัลติฐานขนาดใหญ่




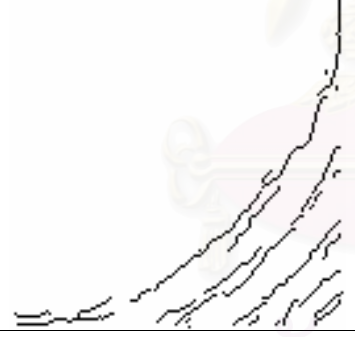
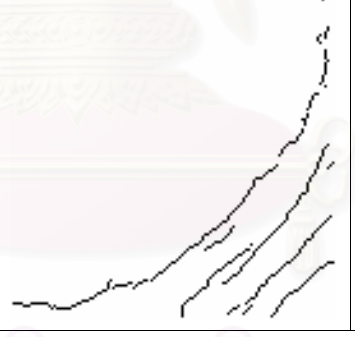
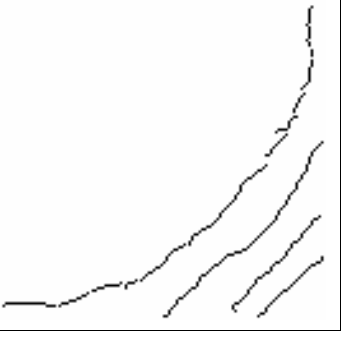
ภาพหลังผ่านวงจรรองมัลติฐานกับรูปที่ 4.31(ก) (ขนาดหน้าต่างเท่ากับ 25)			
	ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเกาส์เซียนในวงจรรองมัลติฐานเส้นขอบแบบแค่นี้		
	0.5	1.0	1.5
ปรับระดับแบบอัตโนมัติ			
ปรับระดับโดยผู้ใช้			

ตารางที่ 4.4: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของรูปที่ 4.31(ข) เมื่อใช้หน้าต่างวงจรรองมัลติฐานขนาดเล็ก

ภาพหลังผ่านวงจรรองมัลติฐานกับรูปที่ 4.31(ข) (ขนาดหน้าต่างเท่ากับ 5)			
	ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเกาส์เซียนในวงจรรองมัลติฐานเส้นขอบแบบแค่นี้		
	0.5	1.0	1.5
ปรับระดับแบบอัตโนมัติ			
ปรับระดับโดยผู้ใช้			

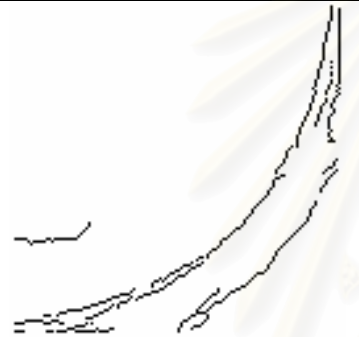





สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ 4.5: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของรูปที่ 4.31(ข) เมื่อใช้หน้าต่างวงจรรองมัลติฐาน
ขนาดกลาง






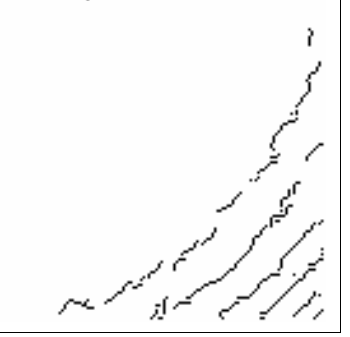
ภาพหลังผ่านวงจรรองมัลติฐานกับรูปที่ 4.31(ข) (ขนาดหน้าต่างเท่ากับ 15)			
	ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเกาส์เซียนในวงจรรองมัลติฐานเส้นขอบแบบแค่นี้		
	0.5	1.0	1.5
ปรับระดับแบบอัตโนมัติ			
ปรับระดับโดยผู้ใช้			

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ 4.6: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของรูปที่ 4.31(ข) เมื่อใช้หน้าต่างวงจรรองมัลติฐานขนาดใหญ่







ภาพหลังผ่านวงจรรองมัลติฐานกับรูปที่ 4.31(ข) (ขนาดหน้าต่างเท่ากับ 25)			
	ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเกาส์เซียนในวงจรรองมัลติฐานเส้นขอบแบบแค่นี้		
	0.5	1.0	1.5
ปรับระดับแบบอัตโนมัติ			
ปรับระดับโดยผู้ใช้			

ตารางที่ 4.7 ผลลัพธ์ของเส้นขอบของรูปที่ 4.31(ค) เมื่อใช้หน้าต่างวงจรรองมัลติฐานขนาดเล็ก







ภาพหลังผ่านวงจรรองมัลติฐานกับรูปที่ 4.31(ค) (ขนาดหน้าต่างเท่ากับ 5)			
	ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเกาส์เซียนในวงจรรองมัลติฐานเส้นขอบแบบแค่นี้		
	0.5	1.0	1.5
ปรับระดับแบบอัตโนมัติ			
ปรับระดับโดยผู้ใช้			

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

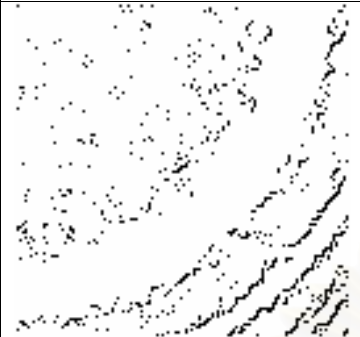

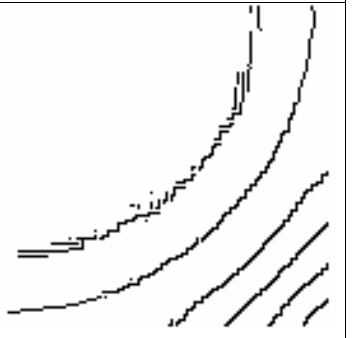
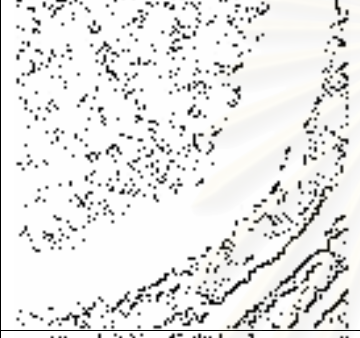
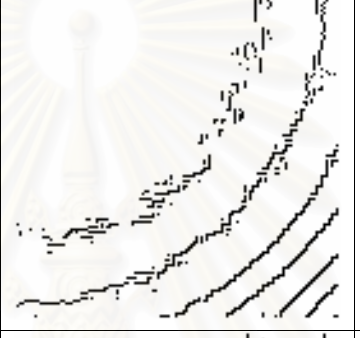
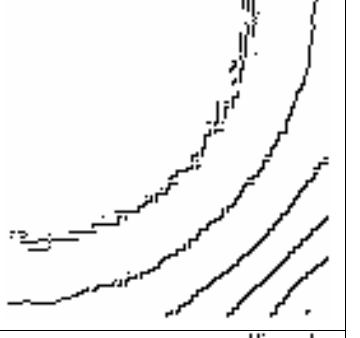
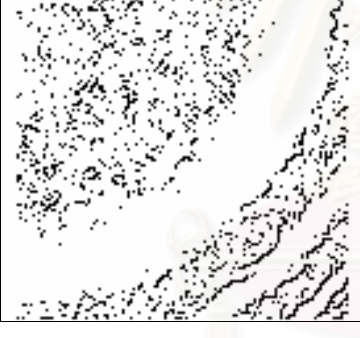
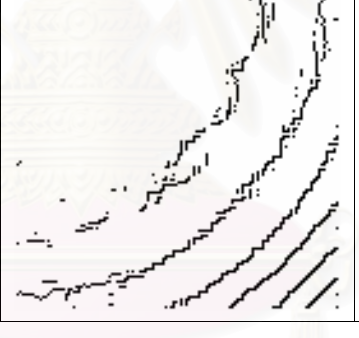
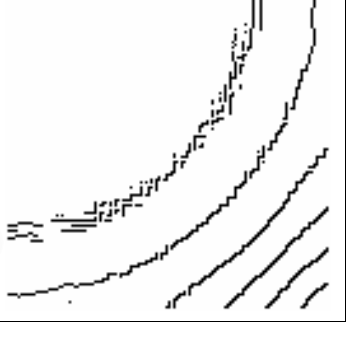
ตารางที่ 4.8: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของรูปที่ 4.31(ค) เมื่อใช้หน้าต่างวงจรรองมัลติฐาน
ขนาดกลาง

ภาพหลังผ่านวงจรรองมัลติฐานกับรูปที่ 4.31(ค) (ขนาดหน้าต่างเท่ากับ 15)			
	ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเกาส์เซียนในวงจรรองมัลติฐานเส้นขอบแบบแค่นี้		
	0.5	1.0	1.5
ปรับระดับแบบอัตโนมัติ			
ปรับระดับโดยผู้ใช้			

ตารางที่ 4.9: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของรูปที่ 4.31(ค) เมื่อใช้หน้าต่างวงจรรองมัลติฐานขนาดใหญ่

ภาพหลังผ่านวงจรรองมัลติฐานกับรูปที่ 4.31(ค) (ขนาดหน้าต่างเท่ากับ 25)			
	ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเกาส์เซียนในวงจรรองมัลติฐานเส้นขอบแบบแค่นี้		
	0.5	1.0	1.5
ปรับระดับแบบอัตโนมัติ			
ปรับระดับโดยผู้ใช้			

ตารางที่ 4.10: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของรูปที่ 4.31(ก-ค) หลังผ่านวงจรถอดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้น

	ขนาดหน้าต่าง 5	ขนาดหน้าต่าง 15	ขนาดหน้าต่าง 25
รูปที่ 4.31(ก)			
รูปที่ 4.31(ข)			
รูปที่ 4.31(ค)			

วิเคราะห์ผลลัพธ์ได้ดังตารางที่ 4.1-4.26 โดยขั้นแรกจะแบ่งวิเคราะห์จากกลุ่มภาพเดียวกัน ซึ่งในกลุ่มภาพแรกหรือภาพทดสอบที่ได้ใส่สัญญาณรบกวนที่มีการกระจายแบบเรย์ลีคูน และมีค่าความแปรปรวน 0.4 ดังรูปที่ 4.31(ก) ผลลัพธ์เส้นขอบที่ได้นั้นแสดงในตารางที่ 4.1, 4.2 และ 4.3 โดยจะการวิเคราะห์คุณภาพเส้นขอบที่ได้โดยผู้ใช้ จะเห็นว่าเส้นขอบในกรณีที่ใช้หน้าต่างของวงจรรองมัลติฐานขนาดเล็กหรือขนาดเท่ากับ 5 และค่าส่วนเบี่ยงเบนเกาส์เซียนเท่ากับ 1.5 หรือภาพเส้นขอบที่อยู่ในตาราง 4.1 จะมีลักษณะดูดีที่สุด เพราะเก็บตำแหน่งของเส้นขอบได้เกือบทุกบริเวณแม้จะได้เส้นขอบที่ไม่ค่อยเรียบเท่าที่ควร ข้อสังเกตอยู่ที่ขนาดหน้าต่างของวงจรรองมัลติฐานที่นำมาใช้เป็นค่าหน้าต่างขนาดเล็ก และผลลัพธ์ของการใช้หน้าต่างขนาดใหญ่ดังตารางที่ 4.3 กลับให้ผลลัพธ์ที่ไม่เหมาะสมเท่าที่ควร แต่พิจารณาภาพที่เกิดจากการใช้หน้าต่างของวงจรรองมัลติฐานขนาดใหญ่ในบริเวณเส้นขอบที่อยู่ภายในหรือบริเวณที่มีการเปลี่ยนแปลงความชันของความเข้มในภาพน้อยกลับให้ผลลัพธ์เส้นขอบที่ดูเรียบและต่อเนื่องกว่า เพียงแต่เส้นขอบภายนอกนั้นถูกความใหญ่ของหน้าต่างของวงจรรองทำลายข้อมูลจนเส้นขอบสูญเสียไปอย่างมากหรือไม่สามารถแสดงเส้นขอบในบริเวณที่มีรายละเอียดสูงออกมาได้

ในกลุ่มภาพที่สองหรือภาพเส้นขอบที่ได้จากรูปที่ 4.31(ข) เป็นภาพที่เพิ่มขนาดของสัญญาณรบกวนขึ้นมา โดยใช้ค่าความแปรปรวนของสัญญาณเท่ากับ 0.6 ผลลัพธ์เส้นขอบแสดงอยู่ในตารางที่ 4.4, 4.5 และ 4.6 ซึ่งเมื่อพิจารณาผลลัพธ์เส้นขอบที่ได้ออกมาแล้วจะเห็นว่าในกรณีของการเลือกพารามิเตอร์ขนาดหน้าต่างของวงจรรองมัลติฐานขนาดกลางหรือขนาดเท่ากับ 15 และค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเกาส์เซียนเท่ากับ 1.5 หรือแสดงอยู่ในตารางที่ 4.5 น่าจะให้ผลลัพธ์เส้นขอบออกมาดูเหมาะสมที่สุดเนื่องจากมีความต่อเนื่องของเส้นขอบและได้เส้นขอบที่เรียบในทุกๆ วง ซึ่งเมื่อพิจารณาจากการใช้ขนาดหน้าต่างของวงจรรองมัลติฐานขนาดสูงๆ หรือในการทดสอบเลือกใช้ขนาดเท่ากับ 25 จะเห็นว่าผลลัพธ์ที่ออกมาดูไม่เหมาะสมนัก เพราะเส้นขอบที่ได้ไม่ต่อเนื่อง มีการขาดหายของเส้นขอบที่มากและบริเวณที่มีรายละเอียดของรูปภาพจะไม่สามารถแสดงเส้นขอบออกมาได้เลย

ในกลุ่มภาพที่สามหรือภาพเส้นขอบที่ได้จากรูปที่ 4.31(ค) ที่เป็นภาพทดสอบที่ได้ใส่สัญญาณรบกวน โดยใช้ค่าความแปรปรวนของสัญญาณเท่ากับ 0.8 ซึ่งมีขนาดมากที่สุดในการทดสอบนี้ ผลลัพธ์ถูกแสดงดังตารางที่ 4.7, 4.8 และ 4.9 เมื่อพิจารณาผลลัพธ์เส้นขอบที่ดูเหมาะสมที่สุดในกลุ่มภาพเหล่านี้จะเห็นว่าอยู่ในกรณีที่ใช้ค่าขนาดหน้าต่างของวงจรรองมัลติฐานขนาดกลางหรือขนาดเท่ากับ 15 และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเกาส์เซียนเท่ากับ 1.5 ซึ่งผลลัพธ์ของการใช้หน้าต่างวงจรรองมัลติฐานขนาดใหญ่ที่แสดงในตารางที่ 4.9 ดูแนวของเส้นขอบไม่

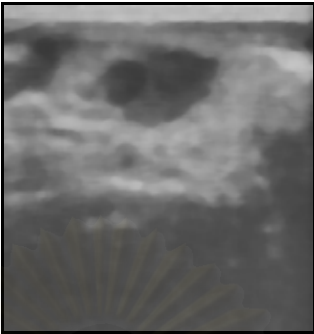


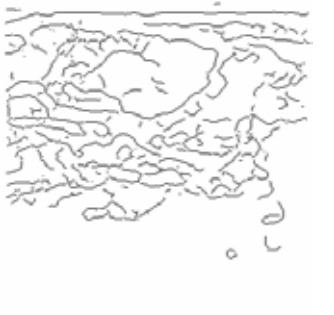



เหมาะสมเท่าที่ควรเพราะแสดงแนวของวงได้ไม่ดีและไม่ต่อเนื่อง ในส่วนที่มีรายละเอียดสูงหรือมีการเปลี่ยนแปลงค่าความเข้มสูงนั้นจะไม่สามารถแสดงออกมาได้เลย

วงจรรถรจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นมาจะกระทำกับภาพทดสอบทั้ง 3 แบบ (รูปที่ 4.31 (ก), (ข) และ (ค)) และแสดงผลลัพธ์ออกมดังตารางที่ 4.10 โดยปรับหน้าต่างของวงจรรถรจวัดเส้นขอบสามขนาดคือ 5, 15 และ 25 ผลลัพธ์ที่ได้นั้นจะเห็นว่าขนาดหน้าต่างที่ใหญ่ขึ้นยิ่งส่งผลให้ได้ภาพที่มีคุณภาพเส้นขอบดีขึ้นเรื่อยๆ โดยยังไม่เกิดการสูญเสียเหมือนการเพิ่มขนาดหน้าต่างของวงจรรถรจมัธยฐาน นอกจากนี้เส้นขอบที่ได้ยังมีความต่อเนื่องในทุกๆ วงและแสดงผลออกมาได้ทั้งหมด และมีความเรียบอยู่ในเกณฑ์ที่ดีพอสมควร

ในการใช้วงจรรถรจมัธยฐานเข้ามาลดทอนสัญญาณรบกวนนั้นแสดงดังตารางที่ 4.1-4.25 จะได้ข้อสังเกตที่ว่าขนาดหน้าต่างที่มีขนาดใหญ่หลายๆ นั้นไม่จำเป็นต้องให้ผลลัพธ์ที่ดีออกมาเสมอในทางกลับกัน การใช้ขนาดหน้าต่างใหญ่มาก นั้นให้ผลลัพธ์ไม่เหมาะสมนักในทุกๆ กรณี นอกจากนี้เวลาในการประมวลผลเมื่อใช้หน้าต่างของวงจรรถรจมัธยฐานขนาดใหญ่จะสูงมาก ข้อสังเกตอีกประการในการเลือกใช้ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของการกระจายแบบเกาส์เซียนนั้นค่อนข้างจะให้ผลลัพธ์ออกมาดีในทุกๆ กรณีของภาพหลายๆแบบ ดังนั้นปัจจัยของวงจรรถรจเกาส์เซียนที่ฝังตัวอยู่ในวงจรรถรจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้อาจเป็นส่วนสำคัญในการได้ซึ่งคุณภาพของผลลัพธ์เส้นขอบในแบบต่างๆ เพราะฉะนั้นการเลือกใช้ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของวงจรรถรจเกาส์เซียนจึงอาจเป็นพารามิเตอร์ที่สำคัญที่จะนำไปใช้ต่อไป







การทดสอบทั้งหมดแสดงให้เห็นว่า การได้มาซึ่งเส้นขอบด้วยวิธีการที่พัฒนาขึ้นมานี้นอกจากจะมีความรวดเร็วในกระบวนการประมวลผลแล้ว พารามิเตอร์ที่นำมาใช้นั้นมีเพียงขนาดหน้าต่างเท่านั้นและคุณภาพที่ได้ก็เพียงปรับเพิ่มให้ได้ขนาดที่เหมาะสม และเส้นขอบผลลัพธ์ที่ได้นั้นก็ออกมาอยู่ในเกณฑ์ที่ใกล้เคียงจนถึงได้เส้นขอบที่มีคุณภาพกว่า

ตารางที่ 4.11: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของตัวอย่างภาพอัลตราซาวด์ในรูปที่ 4.27(ข) เมื่อใช้ หน้าต่างวงจรรองมัลติฐานขนาดเล็ก

ภาพหลังผ่านวงจรรองมัลติฐานกับรูปที่ 4.27(ข) (ขนาดหน้าต่างเท่ากับ 11)			
			
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเกาส์เซียนในวงจรรววดเส้นขอบแบบแค่นี้			
	0.5	1.0	1.5
ปรับระดับแบบอัตโนมัติ			
ปรับระดับโดยผู้ใช้			

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ 4.12: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของตัวอย่างภาพอัลตราซาวด์ในรูปที่ 4.27(ข) เมื่อใช้หน้าต่างวงจรรองมัลติฐานขนาดกลาง

ภาพหลังผ่านวงจรรองมัลติฐานกับรูปที่ 4.27(ข) (ขนาดหน้าต่างเท่ากับ 25)			
	ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเกาส์เซียนในวงจรรองมัลติฐานเส้นขอบแบบแค่นี้		
	0.5	1.0	1.5
ปรับระดับแบบอัตโนมัติ			
ปรับระดับโดยผู้ใช้			

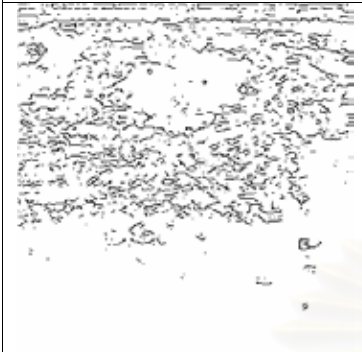

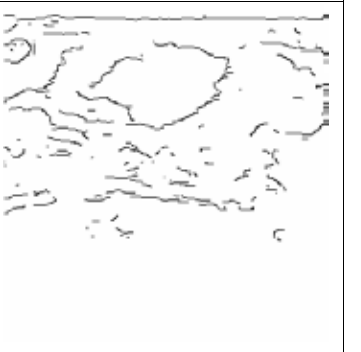


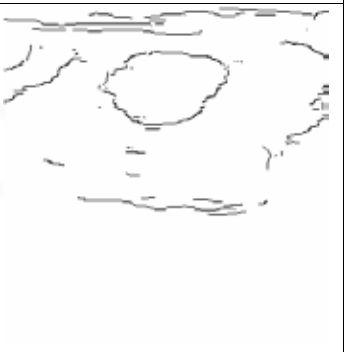



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ 4.13: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของตัวอย่างภาพอัลตราซาวด์ในรูปที่ 4.27(ข) เมื่อใช้ หน้าต่างวงจรรองมัลติฐานขนาดใหญ่

ภาพหลังผ่านวงจรรองมัลติฐานกับรูปที่ 4.27(ข) (ขนาดหน้าต่างเท่ากับ 51)			
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเกาส์เซียนในวงจรรววดเส้นขอบแบบนี้			
	0.5	1.0	1.5
ปรับระดับแบบอัตโนมัติ			
ปรับระดับโดยผู้ใช้			

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ 4.14: ผลลัพธ์ของเส้นขอบของตัวอย่างภาพอัลตราซาวด์ในรูปที่ 4.27(ข) หลังผ่าน วงจรตรวจจับเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นกับหน้าต่างขนาดต่างๆ

ขนาดหน้าต่าง 5	ขนาดหน้าต่าง 11	ขนาดหน้าต่าง 17
		
ขนาดหน้าต่าง 25	ขนาดหน้าต่าง 33	ขนาดหน้าต่าง 41
		
ขนาดหน้าต่าง 47	ขนาดหน้าต่าง 51	ขนาดหน้าต่าง 59
		

สำหรับการทดสอบประสิทธิภาพในการปรับพารามิเตอร์ต่างๆ กับตัวอย่างภาพอัลตราซาวนด์ที่ได้แสดงอยู่ในตารางที่ 4.11-4.30 จะเห็นว่าภาพเส้นขอบที่ดูเหมาะสมที่สุดในกรณีของการผ่านวงจรกรองมัธยฐานนั้นอยู่ในตารางที่ 4.12 ที่เป็นการเลือกใช้ขนาดหน้าต่างขนาดกลางหรือที่ขนาด 25 โดยที่มีการใช้ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเกาส์เขียนเป็น 1.5 โดยที่เส้นขอบที่ได้นั้นมีความเรียบและแสดงรูปทรงได้ใกล้เคียงผลลัพธ์ที่ขีดขึ้นโดยแพทย์ แม้ว่าจะเกิดความไม่ต่อเนื่องขึ้นในบางช่วง แต่เมื่อมีการเลือกใช้หน้าต่างของวงจรกรองเป็นขนาดเล็กไปหรือใหญ่ไป ภาพเส้นขอบที่ได้ออกมานั้นไม่ดีเท่าที่ควร ในขณะที่เมื่อใช้วงจรตรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้น จะได้ผลลัพธ์ที่แสดงในตารางที่ 4.14 เป็นการปรับค่าหน้าต่างของวงจรตรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้น เรียบลำดับจากหน้าต่างขนาดเล็กไปจนถึงหน้าต่างขนาดใหญ่เป็น 5, 11, 17, 25, 33, 41, 47, 51 และ 59 ตามลำดับ ผลลัพธ์ที่ได้จะเห็นว่าเส้นขอบที่ดูเหมาะสมที่สุดน่าจะอยู่ที่การเลือกใช้ค่าหน้าต่างเป็น 47 เนื่องจากได้ผลลัพธ์เส้นขอบออกมาเกือบครบถ้วน ต่อเนื่อง และเส้นขอบที่เป็นส่วนเกินมีน้อย จึงเหมาะแก่การนำมาใช้ประโยชน์ที่สุด

จากการทดลองที่ได้แสดงไปทั้งหมดในบทนี้แสดงถึงผลลัพธ์ในกรณีต่างๆ ของการใช้วงจรตรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นกับการตรวจวัดเส้นขอบแบบแคนนี่หลังผ่านวงจรกรอง โดยประกอบด้วยการทดสอบที่ไม่ได้ปรับพารามิเตอร์และปรับพารามิเตอร์ คุณภาพของเส้นขอบที่ได้ นั้น มีแสดงขึ้นในหลายๆ ลักษณะทั้งเหมาะสมและไม่เหมาะสม แต่ประเด็นที่สำคัญอยู่ที่การเลือกใช้วงจรตรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นนั้น ให้ผลลัพธ์เส้นขอบโดยรวมอยู่ในเกณฑ์ดี ไม่ว่าจะอยู่ในสภาพของภาพสะอาดหรือภาพที่ประกอบด้วยสัญญาณรบกวน โดยเฉพาะอย่างยิ่งภาพที่ไม่ได้ประกอบด้วยเหลี่ยมมุม และมีความเหมาะสมสำหรับการนำมาใช้ในภาพอัลตราซาวนด์เพื่อเป็นข้อมูลเส้นขอบเบื้องต้นเพื่อนำไปใช้ได้

ดังนั้นอาจสรุปได้ว่า วงจรตรวจวัดเส้นขอบที่ได้พัฒนาขึ้นมานี้ มีประสิทธิภาพเปรียบเทียบกับการใช้ขั้นตอนในการตรวจวัดเส้นขอบที่ผ่านวงจรกรองมัธยฐาน, วงจรกรองแบบแท่ง และวงจรกรองมัธยฐานแบบมีทิศทาง ก่อนตรวจวัดเส้นขอบด้วยวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแคนนี่ แต่เวลาที่ใช้ในการคำนวณนั้นต่ำกว่ามากจึงสามารถเพิ่มขนาดของหน้าต่างตามความต้องการ ทำให้มีความรวดเร็วสูง เหมาะแก่การใช้งานแบบเวลาจริง (Real-time) สำหรับการใช้งานของภาพอัลตราซาวนด์แบบตอบโต้กับผู้ใช้ (Interactive) เพื่อประโยชน์แก่การวินิจฉัยของแพทย์ให้ได้ประสิทธิภาพต่อไป

4.4 ขนาดการประมวลผล

การทดสอบเปรียบเทียบที่ได้แสดงไปทั้งหมดในหัวข้อ 4.1-4.3 เป็นการแสดงให้เห็นถึงผลลัพธ์ของคุณภาพของเส้นขอบที่ได้จากวิธีการต่างๆ กับวิธีการที่ได้พัฒนาขึ้น ส่วนในข้อหัวนี้จะกล่าวถึงเวลาในการประมวลผลของแต่ละวิธีที่เกิดขึ้นนั้น ซึ่งจะขึ้นอยู่กับขนาดหรือปริมาณการคำนวณที่ประกอบอยู่ในแต่ละอัลกอริทึม การคำนวณที่ปรากฏในกระบวนการต่างๆ มีทั้งแบบเชิงเส้นและไม่เชิงเส้นส่งผลให้การคำนวณในแต่ละช่วงไม่เท่ากัน เพราะฉะนั้นในหัวข้อนี้จะพิจารณาถึงปริมาณการคำนวณของทั้งส่วนที่เป็นวงจรรองและวงจรตัววัดเส้นขอบแต่ละตัวแยกกันไป และแสดงให้เห็นตัวปริมาณของตัวกระทำ (Operator) ที่เกิดขึ้นในกระบวนการต่างๆ

ตัวกระทำพื้นฐานที่จะนำมาพิจารณามีสามตัวคือ ตัวกระทำการบวก, ตัวกระทำการคูณ และตัวกระทำเปรียบเทียบ โดยปริมาณของตัวกระทำเหล่านี้ที่เกิดขึ้นในกระบวนการต่างๆ เมื่อนำมาใช้กับภาพที่กำหนดขึ้นด้วยขนาด $M \times N$ พิกเซล จะแสดงดังต่อไปนี้

วงจรกรองมัลติฐาน สำหรับขนาดหน้าต่างวงจรกรองมัลติฐาน $a \times b$ และการทำงานของ การหาค่ามัลติฐานจะอาศัยการเรียงลำดับข้อมูลจำนวน $a \times b$ ค่า เพราะฉะนั้นปริมาณการคำนวณของวงจรกรองมัลติฐานกับภาพ $M \times N$ พิกเซล คือ

-ตัวกระทำเปรียบเทียบจำนวน $(ab)\log(ab) \times MN$ ครั้ง

วงจรกรองแบบแท่ง สำหรับขนาดแท่ง เท่ากับ a จะกระทำใน b แนว ซึ่งจะประกอบไปด้วยตัวกระทำการบวกเท่ากับ $a \times b$ ครั้ง หาค่าสูงสุดของ b ค่าที่ได้จะใช้ตัวกระทำการเปรียบเทียบเป็น $b \log b$ ครั้ง การหาค่าในตอขนท้ายจะใช้ตัวกระทำการคูณ 1 ครั้ง เพราะฉะนั้นปริมาณการคำนวณของวงจรกรองแบบแท่ง ที่ขนาดต่างๆ กันแสดงดังนี้

ขนาดวงจรกรองเท่ากับ 3 กระจาย 4 แนว กับภาพ $M \times N$ พิกเซล

-ตัวกระทำการบวกจำนวน $12 \times M \times N$ ครั้ง

-ตัวกระทำการคูณจำนวน $1 \times M \times N$ ครั้ง

-ตัวกระทำเปรียบเทียบจำนวน $4\log 4 \times M \times N$ ครั้ง

ขนาดวงจรกรองเท่ากับ 5 กระจาย 4 แนว กับภาพ $M \times N$ พิกเซล

-ตัวกระทำการบวกจำนวน $40 \times M \times N$ ครั้ง

-ตัวกระทำการคูณจำนวน $1 \times M \times N$ ครั้ง

-ตัวกระทำเปรียบเทียบจำนวน $8\log 8 \times M \times N$ ครั้ง

วงจรรองมัลติฐานแบบมีทิศทาง สำหรับขนาดของวงจรถ้ากับ a จะมีการกระจายตัวใน b แนว จะใช้ตัวกระทำเปรียบเทียบจำนวน $(b \times a \log a) + b \log b$ ครั้ง เมื่อนำมาใช้กับภาพขนาด $M \times N$ พิกเซล และขนาดวงจรถ่างๆ กัน จะมีปริมาณการคำนวณดังนี้

ขนาดวงจรรองเท่ากับ 3 กระจาย 4 แนว

-กระทำเปรียบเทียบจำนวน $((4 \times 3\log 3) + 4\log 4) \times M \times N$ ครั้ง

ขนาดวงจรรองเท่ากับ 5 กระจาย 8 แนว

-กระทำเปรียบเทียบจำนวน $((8 \times 5\log 5) + 8\log 8) \times M \times N$ ครั้ง

วงจรรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ ให้การคำนวณประกอบด้วยการใช้หน้าต่างอนุพันธ์อันดับที่หนึ่งของเกาส์เซียนที่มีขนาด $a \times b$ จะได้ขนาดของการคำนวณดังนี้

-ตัวกระทำการบวกจำนวน $2 \times (a-1) \times b \times M \times N$ ครั้ง

-ตัวกระทำการคูณจำนวน $2 \times a \times b \times M \times N$ ครั้ง

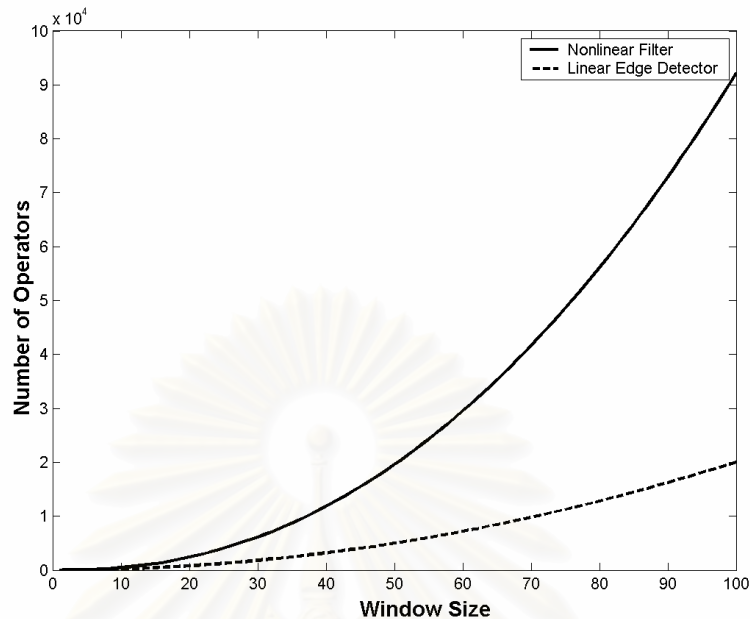
วงจรรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้น ถ้ากำหนดขนาดหน้าต่างที่ต้องการเป็น $a \times b$ ขั้นตอนการคำนวณแสดงดังสมการ (3.24-3.26) ซึ่งจะได้ขนาดของการคำนวณดังนี้

-ตัวกระทำการบวกจำนวน $2 \times (a-1) \times b \times M \times N$ ครั้ง

-ตัวกระทำการคูณจำนวน $2 \times a \times b \times M \times N$ ครั้ง

ตารางที่ 4.15: ค่าปริมาณการคำนวณในแต่ละกระบวนการ กับภาพขนาด $M \times N$ พิกเซล

	ปริมาณของตัวกระทำ (ครั้ง)		
	ตัวกระทำการบวก	ตัวกระทำการคูณ	ตัวกระทำเปรียบเทียบ
วงจรรองมัลติฐานขนาด $a \times b$			$(ab)\log(ab) \times MN$
วงจรรองแบบแท่ง ขนาด a กระจาย b แนว	$a \times b \times MN$	MN	$b \log b \times MN$
วงจรรองมัลติฐานแบบมีทิศทาง ขนาด a กระจาย b แนว			$(b \times a \log a) + b \log b$ $\times MN$
วงจรรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ ขนาดหน้าต่างเกาส์เซียนเท่ากับ a	$2 \times (a-1) \times b \times MN$	$2 \times a \times b \times MN$	
วงจรรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้น	$2 \times (a-1) \times b \times MN$	$2 \times a \times b \times MN$	



รูปที่ 4.32: ปริมาณการคำนวณเปรียบเทียบระหว่างวงจรรองแบบไม่เชิงเส้น และวงจรถรวจวัดเส้นขอบแบบเชิงเส้น

เนื่องจากการทำงานของวงจรถรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้และวงจรถรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นเป็นลักษณะเชิงเส้นที่อาศัยหน้าต่าลักษณะหนึ่งในการทำคอนโวลูชัน จึงทำให้ปริมาณการคำนวณที่เกิดขึ้นในสองกระบวนการนี้เท่ากัน และผลลัพธ์เส้นขอบที่ได้อธิบายอยู่ในหัวข้อ 4.1 แต่เมื่อมีการแก้ไขคุณภาพเส้นขอบของภาพอัลตราซาวนด์โดยการผ่านวงจรรองในแบบต่างๆ และแสดงผลในหัวข้อที่ 4.2 และ 4.3 จะเห็นว่าปริมาณการคำนวณส่วนที่เพิ่มขึ้นมานั้นจะเป็นในส่วนของวงจรรองซึ่งมีลักษณะเป็นแบบไม่เชิงเส้นที่ประกอบด้วยตัวกระทำเปรียบเทียบดังตารางที่ 4.15 เพราะฉะนั้นเมื่อขนาดหน้าต่ามีค่าใหญ่ขึ้น ปริมาณของตัวกระทำเปรียบเทียบนั้นแสดงดังกราฟเส้นทึบในรูปที่ 4.32

เมื่อพิจารณาปริมาณการคำนวณของตัวกระทำการคูณรวมถึงตัวกระทำการบวกที่อยู่ในวงจรถรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นนั้นสามารถที่จะแสดงได้ดังกราฟเส้นประในรูปที่ 4.32 เมื่อเปรียบเทียบกันจะเห็นว่าเมื่อขนาดหน้าต่าใหญ่ขึ้นปริมาณการคำนวณของวงจรรองก็ยังคงมากขึ้นตามไปด้วย ผลสรุปคือในการตรวจวัดเส้นขอบของภาพอัลตราซาวนด์นั้นวงจรถรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นจะทำงานได้เร็วกว่ากระบวนการตรวจวัดเส้นขอบที่ประกอบด้วยวงจรรองที่มีการทำงานลักษณะไม่เชิงเส้น เนื่องจากในกระบวนการผ่านการกรองนั้นต้องผ่านวงจรถรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้ที่มีการความเร็วในการทำงานเท่ากับวงจรถรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นเสมอ

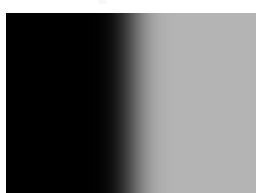
บทที่ 5

วงจรถรวัดเส้นขอบที่อาศัยหลักของ การหาค่าอนุพันธ์อันดับสองและการหาค่าลาปลาเซียน

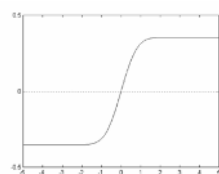
ในบทนี้จะนำการประมาณฟังก์ชันพหุนามกำลังสองต่ำสุดที่แสดงไว้ในบทที่ 3 มาประยุกต์เพิ่มเติม โดยใช้แนวคิดในเรื่องของค่าอนุพันธ์อันดับสองในทิศทางตั้งฉากกับค่าลาปลาเซียนมาเป็นเงื่อนไขเพิ่มเติม สำหรับแนวทางที่หลากหลายในการใช้วงจรถรวัดเส้นขอบ และอาจทำให้ได้คุณภาพเส้นขอบที่ออกมาดีขึ้น โดยจะช่วยลดเส้นขอบเกินในบางจุดของภาพที่ผ่านวงจรถรวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้น บทนี้จะกล่าวถึงการคำนวณค่าสัมประสิทธิ์ตัวอื่นจากฟังก์ชันพหุนามที่สัมพันธ์กับการหาค่าอนุพันธ์อันดับสองและการหาค่าลาปลาเซียน ซึ่งจะอยู่ในหัวข้อ 5.1 และการนำวงจรถรวัดดังกล่าวมาใช้เพิ่มเติมเงื่อนไขในการทดสอบและแสดงผลทั้งกับภาพทดสอบและภาพอัลตราเซียนต์ในหัวข้อ 5.2

5.1 เส้นขอบที่กำหนดโดยค่าอันดับสองผ่านศูนย์

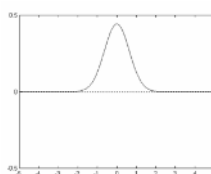
ตำแหน่งเส้นขอบนอกจากกำหนดจากค่าอัตราการเปลี่ยนแปลงค่าเข้มในภาพสูงสุดหรือค่าเกรเดียนต์สูงสุด (รูปที่ 3.11) แล้วยังสามารถกำหนดได้อีกลักษณะคือเป็นค่าที่ผ่านศูนย์ในอนุพันธ์อันดับที่สอง (รูปที่ 5.1) ซึ่งในบทนี้จะพิจารณาถึงการใช้ค่าอนุพันธ์อันดับสองและค่าลาปลาเซียนเข้ามาใช้ร่วมกับการใช้ค่าเกรเดียนต์ในบทที่แล้ว



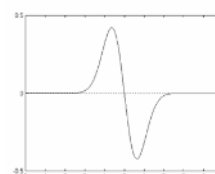
(ก) ภาพทดสอบแสดงการเปลี่ยนแปลงความเข้ม



(ข) ภาพตัดขวางของรูป (ก)



(ค) ค่าอนุพันธ์อันดับ 1 ของรูป (ข)



(ง) ค่าอนุพันธ์อันดับ 2 ของรูป (ข)

รูปที่ 5.1: เส้นขอบที่กำหนดโดยค่าผ่านศูนย์

5.1.1 ค่าอนุพันธ์อันดับสองในทิศทางตั้งฉาก

การคำนวณค่าอนุพันธ์อันดับที่สองในทิศทางที่ตั้งฉากกับเส้นขอบ [13] กับฟังก์ชันพื้นผิวพหุนาม $p(m,n)$ อาจทำได้โดยพิจารณาจากสมการของเทย์เลอร์ดังนี้

$$\begin{aligned} \tilde{p}(m,n) \approx & p(0,0) + [\Delta m \ \Delta n] \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial m} p \\ \frac{\partial}{\partial n} p \end{bmatrix} \\ & + \frac{1}{2!} [\Delta m \ \Delta n] \begin{bmatrix} \frac{\partial^2}{\partial m^2} p & \frac{\partial^2}{\partial m \partial n} p \\ \frac{\partial^2}{\partial n \partial m} p & \frac{\partial^2}{\partial n^2} p \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta m \\ \Delta n \end{bmatrix} + O(\Delta m^3, \Delta n^3) \end{aligned} \quad (5.1)$$

สำหรับจุด (m,n) ใดๆรอบจุดกึ่งกลางหน้าต่างของวงจรรอง $(0,0)$ จะได้ว่าฟังก์ชัน $p(m,n)$ ที่จุดดังกล่าวสามารถประมาณได้สมการที่ (5.1) โดย $O(\Delta m^3, \Delta n^3)$ เป็นพจน์ที่เหลือซึ่งมีค่าเข้าใกล้ Δm^3 หรือ Δn^3 ซึ่งสำหรับ Δm หรือ Δn น้อยๆเราอาจตัดพจน์เหล่านี้ทิ้งไปโดยค่าประมาณที่ได้ไม่ผิดพลาดมากนัก

ถ้า $(0,0)$ อยู่บนเส้นขอบและ (m,n) อยู่ในทิศตั้งฉากกับเส้นขอบ ขนาดของเกรเดียนต์หรือพจน์ที่สองด้านขวามือในสมการ (5.1) จะเข้าใกล้ค่าสูงสุด และพจน์ที่สามจะมีค่าเข้าใกล้ศูนย์ ซึ่งเราอาจใช้พจน์ที่สามแทนค่าอนุพันธ์อันดับที่สองในทิศตั้งฉากกับเส้นขอบได้ จากสมมติฐานที่ว่าจุดที่สนใจเป็นจุดบนเส้นขอบ เมื่ออนุพันธ์อันดับที่สองของความเข้มในทิศตั้งฉากกับเส้นขอบ ณ จุดนั้นมีค่าเข้าใกล้ศูนย์ ดังนั้นเราสามารถตั้งเงื่อนไขว่าจุดใดเป็นขอบก็ต่อเมื่อ

$$\frac{1}{2!} [\Delta m \ \Delta n] \begin{bmatrix} \frac{\partial^2}{\partial m^2} p & \frac{\partial^2}{\partial m \partial n} p \\ \frac{\partial^2}{\partial n \partial m} p & \frac{\partial^2}{\partial n^2} p \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta m \\ \Delta n \end{bmatrix} = 0 \quad (5.2)$$

ค่าดังกล่าวสามารถคำนวณจากสัมประสิทธิ์ของระนาบพหุนามได้เช่นเดียวกับการคำนวณขนาดของเกรเดียนต์ดังนี้ สำหรับค่าคงที่ c ใดๆ ที่ไม่เป็นศูนย์ ให้ $\Delta m = c$ ดังนั้นจะได้ระยะในทิศทางของ n หรือ $\Delta n = c(\tan\theta)$ โดยค่า θ คำนวณจากสมการ (3.27) ส่วนพจน์อื่นๆคำนวณได้ดังสมการที่ (5.3) และ (5.4)

$$\left. \frac{\partial}{\partial m \partial n} p_{i,j}(m,n) \right|_{(m=0,n=0)} = \left. \frac{\partial}{\partial n \partial m} p_{i,j}(m,n) \right|_{(m=0,n=0)} = a_{1,1} \quad (5.3)$$

$$\left. \frac{\partial^2}{\partial m^2} p_{i,j}(m,n) \right|_{(m=0,n=0)} = a_{2,0} \quad (5.4)$$

$$\left. \frac{\partial^2}{\partial n^2} p_{i,j}(m,n) \right|_{(m=0,n=0)} = a_{0,2} \quad (5.5)$$

เนื่องจาก c^2 และ $2!$ ไม่เท่ากับศูนย์เราอาจตัดทิ้งไประหว่างคำนวณได้ ดังนั้นเงื่อนไขจากสมการ (5.2) จะกลายเป็น

$$T = a_{2,0} + 2a_{1,1} \tan \theta + a_{0,2} \tan^2 \theta = 0 \quad (5.6)$$

การกำหนดบริเวณเส้นขอบสามารถใช้เงื่อนไขจากสมการ (5.6) เป็นส่วนเพิ่มเติม โดยที่การกำหนดระดับจะมีลักษณะเป็นค่าที่เข้าใกล้ศูนย์แทนที่จะเป็นศูนย์ เนื่องจากการเปลี่ยนแปลงในค่าพิกเซลที่ไม่ต่อเนื่องจะไม่สามารถเกิดค่าศูนย์สัมบูรณ์ได้

5.1.2 ค่าลาปลาเซียน (Laplacian)

ค่าที่นิยมนำมาใช้ในงานการตรวจวัดเส้นขอบอีกประเภทหนึ่งคือค่าลาปลาเซียน [29] ซึ่งค่าผ่านศูนย์ที่ตำแหน่งขอบเช่นกัน ถ้านำการหาค่าลาปลาเซียนมาใช้หากับฟังก์ชันพื้นผิวพหุนาม $p_{i,j}(m,n)$ ที่ตำแหน่ง $m = 0$ และ $n = 0$ จะได้ดังนี้

$$\nabla^2 f_{i,j} \approx \left. \frac{\partial^2}{\partial m^2} p_{i,j}(m,n) \right|_{(m=0,n=0)} + \left. \frac{\partial^2}{\partial n^2} p_{i,j}(m,n) \right|_{(m=0,n=0)} = 2(a_{2,0} + a_{0,2}) \quad (5.7)$$

โดยเงื่อนไขบริเวณขอบกำหนดโดย

$$T = 2(a_{2,0} + a_{0,2}) = 0 \quad (5.8)$$

จะเห็นได้ว่าในสมการที่ (5.7) และ (5.8) ดูจะมีลักษณะที่ง่ายและน่าจะทำงานได้เร็วกว่าการใช้ค่าอนุพันธ์อันดับสองที่กล่าวในหัวข้อ 5.1.1 และการเลือกใช้ค่าระดับจะกระทำในลักษณะเดียวกันคือเลือกค่า T ในสมการที่ (5.8) ให้มีค่าใกล้ศูนย์เพื่อระบุบริเวณที่น่าจะเป็นเส้นขอบ

จากที่กล่าวไปข้างต้นในการได้มาซึ่งค่าสัมประสิทธิ์ซึ่งจะนำไปหาค่าหน้าต่าง S ในกรณีต่างๆ เพื่อจะใช้เป็นวงจรถ่วงวัดเส้นขอบอีกประเภท จึงขอกำหนดการเรียกใช้วงจรถ่วงวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นมาทั้งหมดดังนี้

วงจรถ่วงวัดเส้นขอบวิธีที่ 1 : ใช้ค่าขนาดและมุมของเกรเดียนต์และการกำหนดค่าระดับสูงเพียงพอที่จะรักษาสภาพเส้นขอบที่เหมาะสมที่สุดไว้ได้

วงจรถ่วงวัดเส้นขอบวิธีที่ 2 : ใช้ค่าอนุพันธ์อันดับที่สองในทิศทางตั้งฉากและการกำหนดค่าระดับตามสมการ (5.6) ใกล้ศูนย์เพียงพอ ร่วมกับ(Intersection) เส้นขอบในวงจรถ่วงวัดเส้นขอบวิธีที่ 1

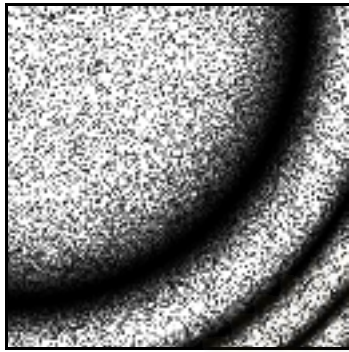
วงจรถ่วงวัดเส้นขอบวิธีที่ 3 : ใช้ค่าลาปลาเซียนและการกำหนดค่าระดับตามสมการ (5.8) ใกล้ศูนย์เพียงพอ ร่วมกับ(Intersection) เส้นขอบในวงจรถ่วงวัดเส้นขอบวิธีที่ 1

สรุปในหัวข้อนี้ได้กล่าวถึงวิธีการพัฒนาเพิ่มเติมการใช้ค่าสัมประสิทธิ์ในลักษณะต่างๆ เพื่อให้ทำงานได้หลากหลายมากขึ้น และได้กำหนดวิธีการตรวจวัดเส้นขอบขึ้นมาอีกสองวิธีคือการใช้ค่าอนุพันธ์อันดับสองและการใช้ค่าลาปลาเซียน แต่ยังคงอาศัยวงจรถ่วงวัดเส้นขอบวิธีที่ 1 เข้ามาช่วย เนื่องจากภาพผลลัพธ์เส้นขอบที่ได้จากวงจรถ่วงวัดเส้นขอบวิธีที่ 1 นั้นจะให้ผลลัพธ์ออกมาเป็นเส้นขอบเดี่ยว ในขณะที่ผลลัพธ์เส้นขอบที่ได้จากการหาค่าอนุพันธ์อันดับที่สองและการหาค่าลาปลาเซียนนั้นจะได้ออกมาในลักษณะแถบหนาบริเวณกว้าง จึงจำเป็นต้องนำภาพมาใช้ร่วมกัน ประโยชน์ที่เห็นได้ของการใช้ค่าอนุพันธ์หรือค่าลาปลาเซียนเบื้องต้นนั้นคือ จะช่วยลดทอนเส้นขอบส่วนเกินที่ประปรายอยู่ในบริเวณรอบๆ ภาพออกไป โดยไม่ได้ส่งผลให้เส้นขอบที่มีอยู่นั้นเรียบขึ้นแต่อย่างใด

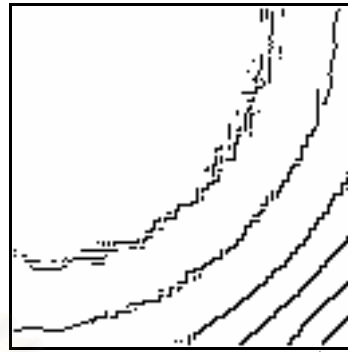
5.2 ทดสอบวงจรถ่วงวัดเส้นขอบทั้งสามวิธี

ในการทดสอบนี้จะแสดงผลลัพธ์เส้นขอบที่พัฒนาขึ้นทั้งหมด ดังแสดงไว้ในปลายหัวข้อที่ 5.1 เป็นวงจรถ่วงวัดเส้นขอบวิธีที่ 1, 2 และ 3 โดยจะทดสอบกับภาพทดสอบที่ได้ส่งสัญญาณรบกวนในลักษณะเดียวกับรูปที่ 4.4 และ ขนาดพารามิเตอร์ที่ใช้สำหรับวงจรถ่วงวัดเส้นขอบวิธีที่ 1 นั้นจะใช้ค่าพารามิเตอร์เดียวกัน ส่วนค่าพารามิเตอร์ที่จะเลือกใช้สำหรับหน้าต่างของการหาค่าอนุพันธ์อันดับที่สองและการหาค่าลาปลาเซียนนั้นจะเลือกใช้ค่าหน้าต่างขนาดเดียวกันและค่าระดับของทั้งสองวิธีนั้นจะอาศัยการปรับโดยผู้ใช้งานกระทั่งลดเส้นขอบส่วนเกินไปได้ดีพอสมควร

ภาพทดสอบที่ประกอบด้วยสัญญาณรบกวน

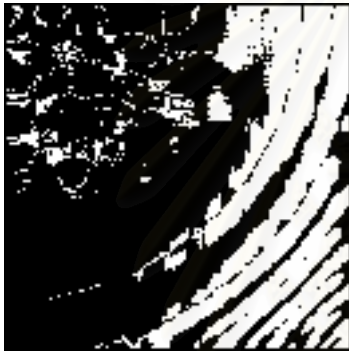


(ก) ภาพทดสอบใส่สัญญาณรบกวน

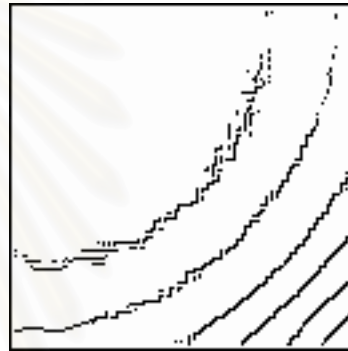


(ข) ผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบวิธีที่1

กับรูป (ก)

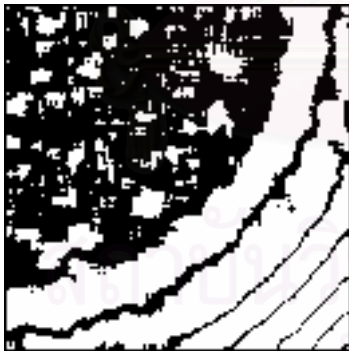


(ค) ค่าอนุพันธ์อันดับสองของรูป (ก)

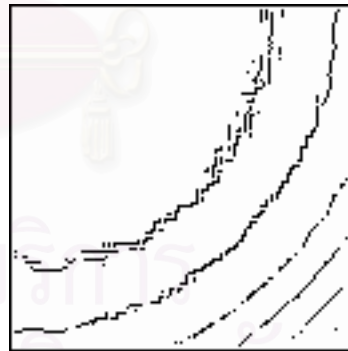


(ง) ผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบวิธีที่2

กับรูป (ค)



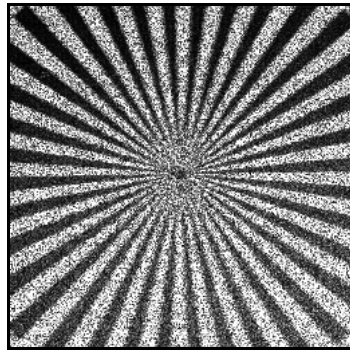
(จ) ค่าลาปลาเซียนของรูป (ก)



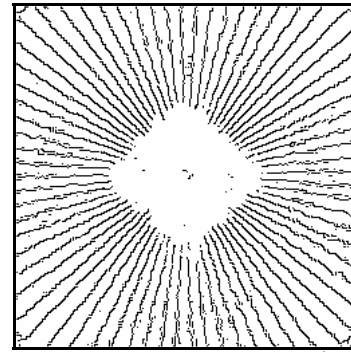
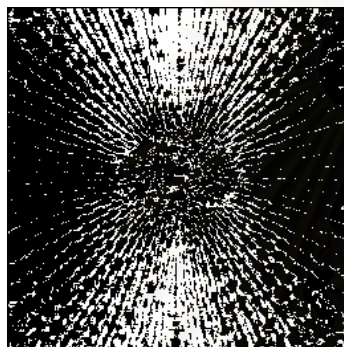
(ฉ) ผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบวิธีที่3

กับรูป (จ)

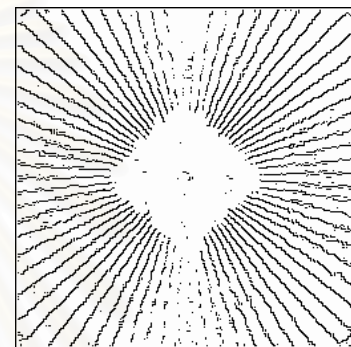
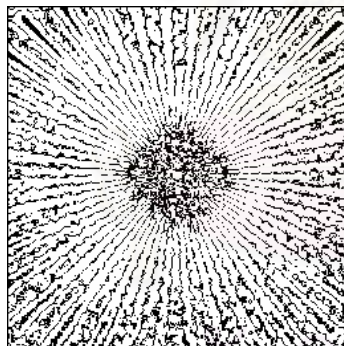
รูปที่ 5.2: ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(ก) หลังผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบ
ที่พัฒนาขึ้นโดยใช้ค่าอนุพันธ์อันดับสองและค่าลาปลาเซียน



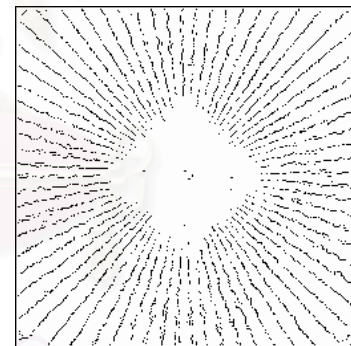
(ก) ภาพทดสอบใส่สัญญาณรบกวน

(ข) ผ่านวงจรถอดแอมพลิจูดเส้นขอบวิธีที่ 1
กับรูป (ก)

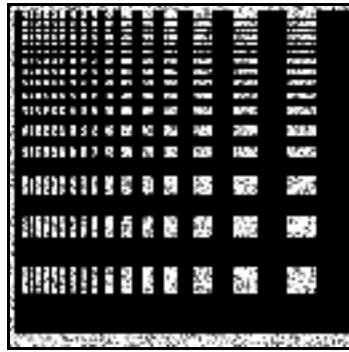
(ค) ค่าอนุพันธ์อันดับสองของรูป (ก)

(ง) ผ่านวงจรถอดแอมพลิจูดเส้นขอบวิธีที่ 1
กับรูป (ค)

(จ) ค่าลาปลาเซียนของรูป (ก)

(ฉ) ผ่านวงจรถอดแอมพลิจูดเส้นขอบวิธีที่ 1
กับรูป (จ)

รูปที่ 5.3: ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(ข) หลังผ่านวงจรถอดแอมพลิจูดเส้นขอบ
ที่พัฒนาขึ้นโดยใช้ค่าอนุพันธ์อันดับสองและค่าลาปลาเซียน



(ก) ภาพทดสอบใส่สัญญาณรบกวน



(ข) ผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบวิธีที่ 1

กับรูป (ก)



(ค) ค่าอนุพันธ์อันดับสองของรูป (ก)



(ง) ผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบวิธีที่ 1

กับรูป (ค)



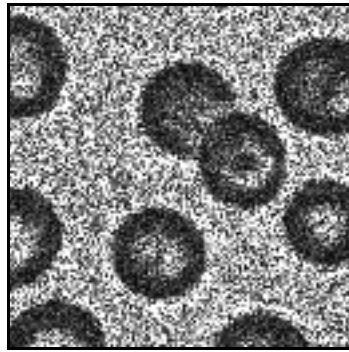
(จ) ค่าลาปลาเซียนของรูป (ก)



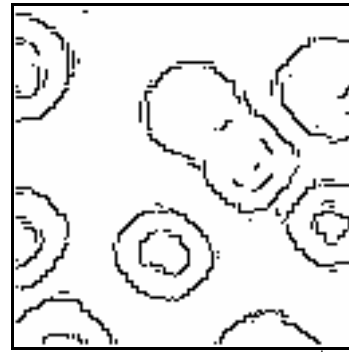
(ฉ) ผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบวิธีที่ 1

กับรูป (จ)

รูปที่ 5.4: ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(ค) หลังผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบ
ที่พัฒนาขึ้นโดยใช้ค่าอนุพันธ์อันดับสองและค่าลาปลาเซียน

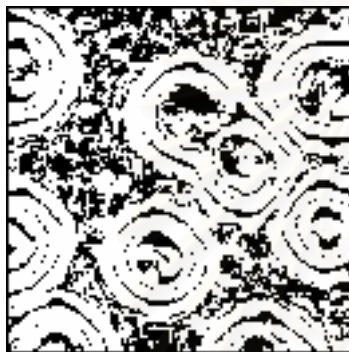


(ก) ภาพทดสอบใส่สัญญาณรบกวน

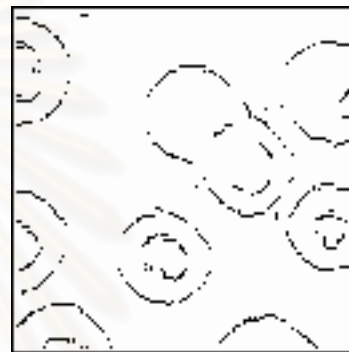


(ข) ผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบวิธีที่ 1

กับรูป (ก)



(ค) ค่าอนุพันธ์อันดับสองของรูป (ก)



(ง) ผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบวิธีที่ 1

กับรูป (ค)



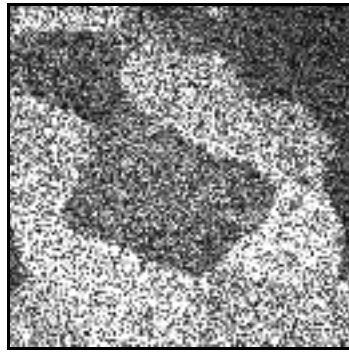
(จ) ค่าลาปลาเซียนของรูป (ก)



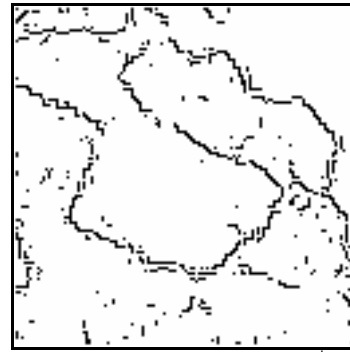
(ฉ) ผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบวิธีที่ 1

กับรูป (จ)

รูปที่ 5.5: ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(ง) หลังผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบ
ที่พัฒนาขึ้นโดยใช้ค่าอนุพันธ์อันดับสองและค่าลาปลาเซียน

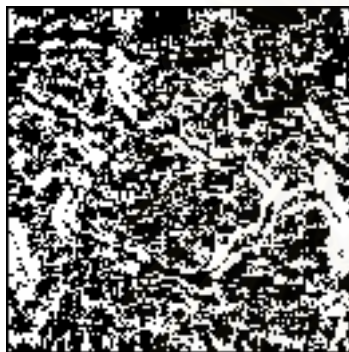


(ก) ภาพทดสอบใส่สัญญาณรบกวน

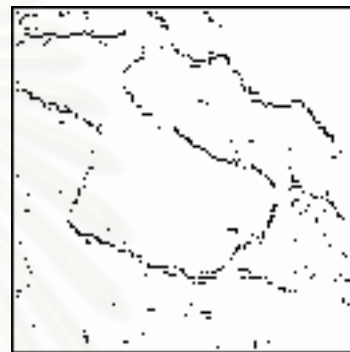


(ข) ผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบวิธีที่ 1

กับรูป (ก)



(ค) ค่าอนุพันธ์อันดับสองของรูป (ก)

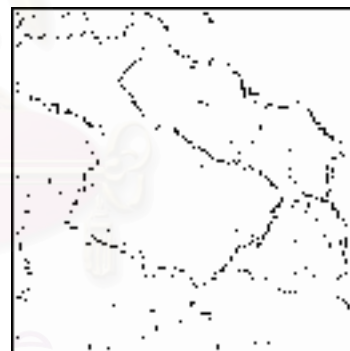


(ง) ผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบวิธีที่ 1

กับรูป (ค)



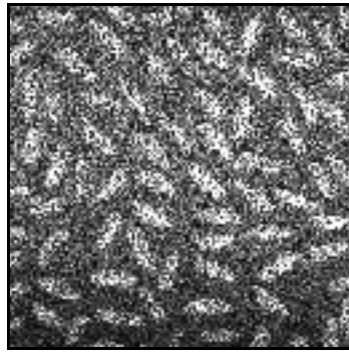
(จ) ค่าลาปลาเซียนของรูป (ก)



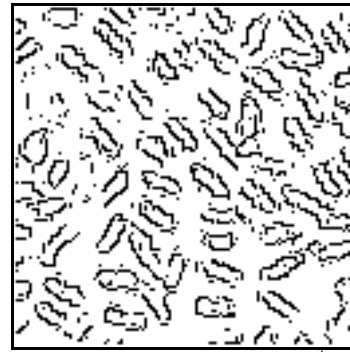
(ฉ) ผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบวิธีที่ 1

กับรูป (จ)

รูปที่ 5.6: ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(จ) หลังผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบ
ที่พัฒนาขึ้นโดยใช้ค่าอนุพันธ์อันดับสองและค่าลาปลาเซียน

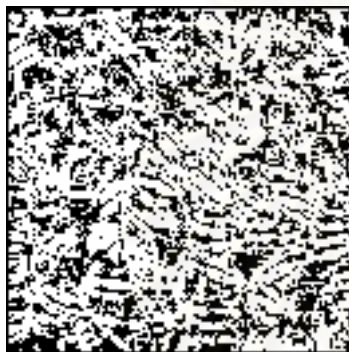


(ก) ภาพทดสอบใส่สัญญาณรบกวน

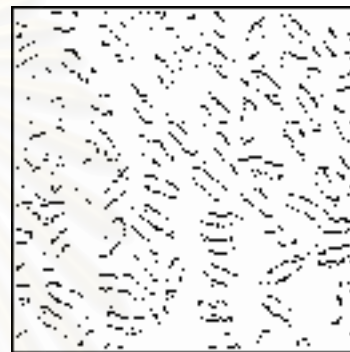


(ข) ผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบวิธีที่ 1

กับรูป (ก)

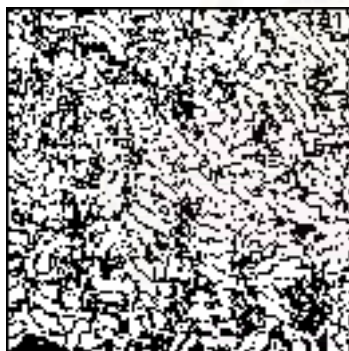


(ค) ค่าอนุพันธ์อันดับสองของรูป (ก)

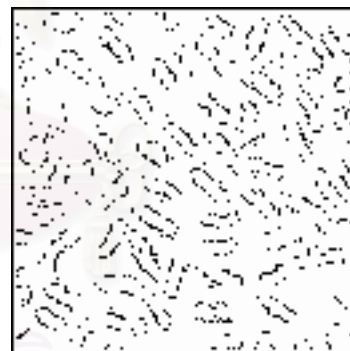


(ง) ผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบวิธีที่ 1

กับรูป (ค)



(จ) ค่าลาปลาเซียนของรูป (ก)

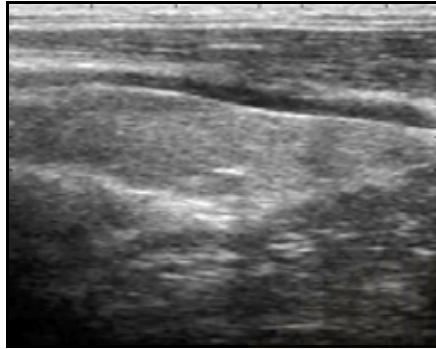


(ฉ) ผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบวิธีที่ 1

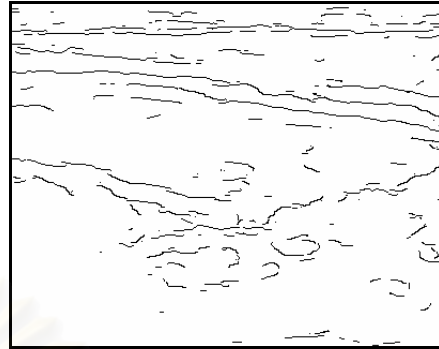
กับรูป (จ)

รูปที่ 5.7: ภาพเส้นขอบของรูปที่ 4.4(ด) หลังผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบ
ที่พัฒนาขึ้นโดยใช้ค่าอนุพันธ์อันดับสองและค่าลาปลาเซียน

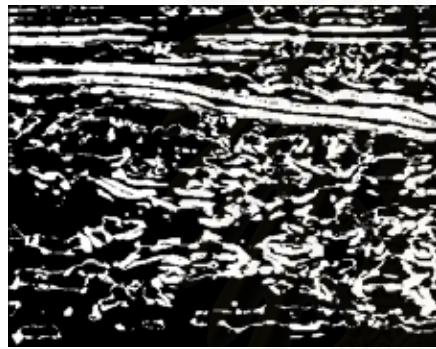
ภาพอัลตราซาวนด์



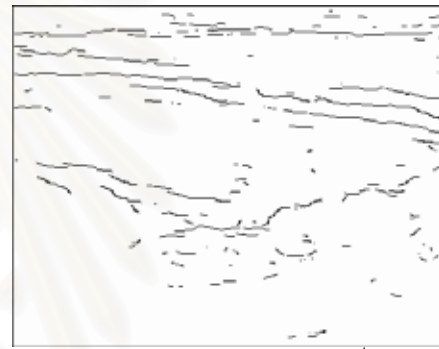
(ก) ภาพทดสอบใส่สัญญาณรบกวน



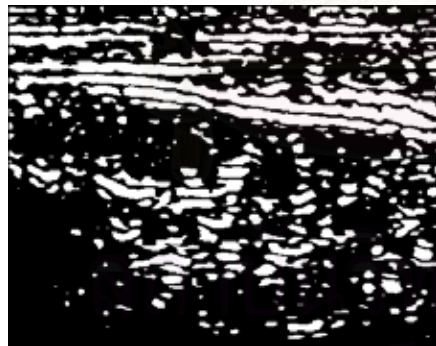
(ข) ผ่านวงจรตรวจวัดเส้นขอบวิธีที่ 1
กับรูป (ก)



(ค) ค่าอนุพันธ์อันดับสองของรูป (ก)



(ง) ผ่านวงจรตรวจวัดเส้นขอบวิธีที่ 1
กับรูป (ค)

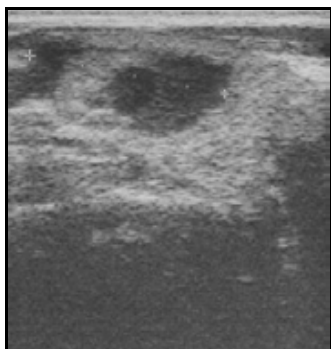


(จ) ค่าลาปลาเซียนของรูป (ก)

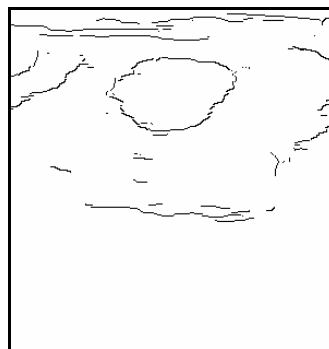


(ฉ) ผ่านวงจรตรวจวัดเส้นขอบวิธีที่ 1
กับรูป (จ)

รูปที่ 5.8: ภาพเส้นขอบของภาพอัลตราซาวนด์ในรูป 4.11(ก) หลังผ่านวงจรตรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นโดยใช้ค่าอนุพันธ์อันดับสองและค่าลาปลาเซียน



(ก) ภาพทดสอบใส่สัญญาณรบกวน

(ข) ผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบวิธีที่ 1
กับรูป (ก)

(ค) ค่าอนุพันธ์อันดับสองของรูป (ก)

(ง) ผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบวิธีที่ 1
กับรูป (ค)

(จ) ค่าลาปลาเซียนของรูป (ก)

(ฉ) ผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบวิธีที่ 1
กับรูป (จ)

รูปที่ 5.9: ภาพเส้นขอบของภาพอัลตราซาวด์ในรูป 4.11(ข) หลังผ่านวงจรถอดจุดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นโดยใช้ค่าอนุพันธ์อันดับสองและค่าลาปลาเซียน

ผลการทดสอบของวงจรถวายวัดเส้นขอบทั้งสามวิธีได้แสดงไปดังรูปที่ 5.2-5.9 โดยเป็นการทดสอบกับภาพที่เคยใช้ทดสอบมาแล้วในบทที่ 4 ผลลัพธ์ที่ได้เมื่อเปรียบเทียบวงจรถวายวัดเส้นขอบวิธีที่ 2 และวิธีที่ 3 กับ การใช้วิธีการตรวจวัดเส้นขอบวิธีที่ 1 จะเห็นว่ามีรูปแบบเส้นขอบที่ออกมาค่อนข้างใกล้เคียงกัน แต่ในภาพที่มีสัญญาณรบกวนมาก และรายละเอียดในภาพมาก เช่น ภาพอัลตราซาวด์ในรูปที่ 5.8 การใช้วงจรถวายวัดเส้นขอบวิธีที่ 2 และ 3 จะช่วยลดทอนสัญญาณในบริเวณย่อยๆ ออกไปได้เล็กน้อย แต่เส้นขอบผลลัพธ์ที่ได้จะสูญเสียไปด้วย ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับ การเลือกขนาดพารามิเตอร์ที่เหมาะสมขึ้นมาใช้ด้วย

ในการทดสอบที่แสดงไปในหัวข้อนี้พารามิเตอร์เลือกใช้จะเป็นค่าขนาดหน้าต่างที่ขนาดเดียวกันสำหรับหน้าต่างที่ใช้ในการหาค่าอนุพันธ์อันดับสองและหน้าต่างที่ใช้ในการหาค่าลาปลาเซียน ซึ่งทำให้ขนาดการคำนวณใหญ่ขึ้นพอสมควร และในการประมวลผลต้องใช้ถึงสองขั้นตอนคือผ่านวงจรถวายวัดเส้นขอบด้วยวิธีที่ 1 ก่อนแล้วจึงค่อยคำนวณค่าอนุพันธ์อันดับที่สองหรือค่าลาปลาเซียนต่อมา แต่การคำนวณค่าลาปลาเซียนด้วยรูปแบบค่าสัมประสิทธิ์ที่ดูจะเรียบง่ายกว่าจึงส่งผลให้การทำงานเร็วกว่าเล็กน้อย

สรุปในบทนี้เป็นการทดสอบขยายผลการคำนวณของวงจรถวายวัดเชิงอนุพันธ์อันดับสองที่อาศัยหลักในการประมาณฟังก์ชันพหุนามกำลังสองต่ำสุด ประยุกต์เพื่อหาค่าอนุพันธ์อันดับสองและค่าลาปลาเซียนที่เป็นค่าหนึ่งที่ยอมรับนำมาใช้ตรวจวัดเส้นขอบในประสิทธิภาพที่แตกต่างกันออกไป โดยประเด็นที่สำคัญในบทนี้แสดงให้เห็นถึงความยืดหยุ่นในตัวอัลกอริทึมของการใช้ฟังก์ชันพหุนามที่ประมาณขึ้น เพื่อการใช้งานที่ดูหลากหลายมากขึ้น และยังคงประโยชน์ให้ผู้ที่สนใจนำไปพัฒนาในแนวทางอื่นได้

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 6

สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ

เนื้อหาของบทนี้ประกอบด้วยส่วนสำคัญที่สุดสองส่วนคือ ผลสรุปของการทำวิจัย และข้อเสนอแนะ สำหรับผู้ที่สนใจทำวิจัยในเรื่องนี้และเรื่องที่เกี่ยวข้อง

6.1 สรุปผลการวิจัย

จุดประสงค์หลักของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ คือการพัฒนาวงจรถาวด์เส้นขอบขึ้นมาใหม่สำหรับใช้ในโรงงานของการตรวจวัดเส้นขอบของภาพอัลตราซาวด์ทางการแพทย์ โดยที่มุ่งประเด็นไปที่ความรวดเร็วในการทำงาน โดยมีพื้นฐานการพัฒนาขึ้นจากการประมาณฟังก์ชันพหุนามกำลังสองต่ำสุด และให้แสดงผลการทำงานของวงจรถาวด์ในลักษณะเชิงเส้น จากนั้นคือการประเมินผลโดยกระทำเปรียบเทียบกับกระบวนการตรวจวัดเส้นขอบที่นิยมใช้สำหรับการตรวจวัดเส้นขอบในภาพอัลตราซาวด์ที่อาศัยวงจรถาวด์สัญญาณรบกวนในขั้นแรกก่อนที่จะนำวงจรถาวด์เส้นขอบแบบแค่นี้เข้ามาใช้

ผลลัพธ์เส้นขอบที่ได้จะถูกนำไปเปรียบเทียบกับภาพเส้นขอบที่ขีดขึ้นโดยแพทย์และภาพเส้นขอบที่ได้จากกระบวนการตรวจวัดเส้นขอบที่ผ่านวงจรถาวด์มาตรฐาน, วงจรถาวด์แบบ stick และวงจรถาวด์มาตรฐานแบบมีทิศทาง โดยเมื่อเปรียบเทียบในแง่คุณภาพเมื่อปรับค่าพารามิเตอร์ต่างๆ แล้วจะเห็นว่าวงจรถาวด์เส้นขอบที่ได้พัฒนาขึ้นมานั้นแสดงผลเส้นขอบได้เหมาะสมและเรียบง่ายไม่ด้อยไปกว่าการผ่านกระบวนการตรวจวัดเส้นขอบที่ผ่านวงจรถาวด์ โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อปรับค่าพารามิเตอร์ให้เหมาะสมในแต่ละภาพ ยังสามารถส่งผลให้ผลลัพธ์เส้นขอบที่ได้ดีกว่า เมื่อพิจารณาถึงเวลาในการประมวลผลที่เกิดขึ้นและแสดงถึงปริมาณของตัวกระทำในค่าทั่วไป ในท้ายบทที่ 4 ส่งผลให้เห็นถึงเวลาในการประมวลผลของวิธีที่ได้พัฒนาขึ้นว่ารวดเร็วกว่าวิธีตรวจวัดเส้นขอบที่ผ่านวงจรถาวด์มาก่อน

ในตอนท้ายเป็นการขยายผลของการคำนวณโดยใช้ค่าอนุพันธ์อันดับสองในทิศทางตั้งฉาก และค่าลาปลาเซียนเข้ามาประยุกต์ใช้กับฟังก์ชันพหุนามที่ประมาณขึ้นเพื่อได้ชุดของค่าสัมประสิทธิ์ขึ้นมาใหม่ และเป็นอีกแนวทางในการให้ได้มาซึ่งเส้นขอบในภาพ การทดสอบจะนำวงจรตรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นก่อนหน้าโดยค่าเกรเดียนต์ เข้ามาช่วยเพื่อหาเส้นขอบร่วม ถึงแม้ว่าผลการทดสอบจะยังไม่เห็นผลลัพธ์ที่ได้ดีขึ้นมาอย่างเด่นชัด แต่น่าจะได้วิธีการที่เป็นแนวทางสำคัญในการทำงานที่หลากหลายมากขึ้น

สำหรับภาพอัลตราซาวด์ที่มีลักษณะพื้นผิวในภาพค่อนข้างใกล้เคียงกัน และลักษณะเส้นขอบที่เกิดขึ้นนั้นมักจะเป็นวงปิด และประกอบไปด้วยเส้นโค้งที่ไม่มีรอยหัก หรือรอยต่อที่ซับซ้อน จึงทำให้การนำวงจรตรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นมาใหม่นี้ทำงานได้ดีโดยสรุปการนำวงจรตรวจวัดเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นนี้ไปใช้ในงานของภาพอัลตราซาวด์ทางการแพทย์ได้ดังนี้

-ระบบติดตามเส้นขอบที่อาศัยการทำงานร่วมกับผู้ใช้ที่กำหนดไปที่ละจุดบริเวณใกล้ๆ เส้นขอบและต่อเนื่องไปจนถึงสิ้นสุดแนวของเส้นขอบ

-ระบบตรวจวัดเส้นขอบที่อาศัยการทำงานแบบกำหนดวงปิด (Contour) เริ่มต้นและให้การคำนวณลู่อูเข้าหาวงปิดที่ใกล้เคียง เส้นขอบจริงของอวัยวะมากที่สุด

-การวินิจฉัยของแพทย์กับหน้าจอ (Interactive Monitoring) ในลักษณะเวลาจริงที่ต้องการเส้นขอบด้วยความรวดเร็วและไม่ต้องการขั้นตอนการคำนวณที่ซับซ้อน

-เส้นขอบที่ได้สามารถบ่งบอกถึงสัญญาณ ลักษณะคร่าวๆ ของอวัยวะที่เพียงพอจะเป็นแนวทางสำหรับแพทย์ สำหรับวินิจฉัยเบื้องต้นได้

-ข้อมูลเส้นขอบที่ได้ประกอบไปด้วยค่า 0 และ 1 เท่านั้นซึ่งเป็นประโยชน์ในการบีบอัดภาพถ่ายอัลตราซาวด์ทางการแพทย์จำนวนมาก สำหรับนำมาใช้จัดเก็บหรือส่งผ่านระหว่างสถานที่ที่ได้สะดวกยิ่งขึ้น

-เนื่องจากจุดเด่นที่ความรวดเร็วในการประมวลผลจึงสามารถให้ผลลัพธ์เส้นขอบของภาพถ่ายอัลตราซาวด์จำนวนมาก สำหรับนำมาสร้างเป็นภาพถ่ายอัลตราซาวด์สามมิติ ที่เป็นเทคโนโลยีใหม่ในขณะนี้ได้

6.2 ข้อเสนอแนะ

ในการทำงานวิจัยในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีบางปัญหาที่น่าสนใจ และสามารถใช้เป็นหัวข้อในการทำงานวิจัยต่อไปได้ ดังนี้

1. ค่าตัวประกอบถ่วงน้ำหนัก (Weighting factor) ที่เกิดขึ้นในงานวิจัยครั้งนี้ยังไม่ได้มีการปรับแก้เพื่อจะให้ได้มาซึ่งแง่มุมอื่นของการตรวจวัดเส้นขอบ
2. ขนาดหน้าต่างที่เหมาะสมของการใช้ ค่าอนุพันธ์อันดับสองกับค่าลาปลาเซียน สามารถปรับแยกขนาดให้แตกต่างกับขนาดหน้าต่างของวงจรถ่วงน้ำหนักเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นหรือการใช้ค่าเกรเดียนต์ ซึ่งถ้าพิจารณาถึงค่าที่แตกต่างของขนาดหน้าต่าง อาจจะให้ผลลัพธ์ที่น่าสนใจขึ้น รวมถึงค่าตัวประกอบถ่วงน้ำหนักที่แตกต่างกันด้วย
3. ด้วยการคำนวณแบบเชิงเส้นของวงจรถ่วงน้ำหนักเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นมานี้ส่งผลให้สามารถได้ค่าขนาดและมุมของเกรเดียนต์ในภาพอย่างรวดเร็วขึ้นมาได้ จึงอาจนำค่าดังกล่าวไปประยุกต์ใช้ในงาน วงจรกรองแบบปรับตัว (Adaptive filter) ได้
4. เมื่อนำวงจรถ่วงน้ำหนักเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นมา ไปใช้ร่วมกับวงจรถ่วงน้ำหนักอนุกรมกวน ผลที่ได้คือเส้นขอบที่มีคุณภาพสูง แม้จะแตกต่างกับการคำนวณที่มากขึ้นอาจเป็นแนวทางในการพัฒนางจรถ่วงน้ำหนักเส้นขอบแบบใหม่ขึ้นมาอีก
5. เส้นขอบที่ได้จากวงจรถ่วงน้ำหนักเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นมานี้สามารถใช้เป็นพื้นฐานที่ดี ในการสร้างระบบวินิจฉัยทางการแพทย์ เช่น การคำนวณพื้นที่ของอวัยวะที่สนใจ หรือการนำไปช่วยกำหนดค่าเริ่มต้นของเส้นขอบ เพื่อสร้างภาพสามมิติจากภาพอัลตราซาวนด์ได้ โดยการประยุกต์ใช้งานเหล่านี้ยังต้องการการวิจัยในแนวลึก เพื่อการใช้งานจริงต่อไป

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

รายการอ้างอิง

1. Abbott, J. G. and Thurstone, F. L. Acoustic speckle: theory and experimental analysis. Ultrasound Imag. Vol. 1 (1979) : 303-324.
2. Canny, J. A computational approach to edge detector. IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell. Vol. PAMI-8 (June 1986) : 679-697.
3. Gonzalez, R. C. and Woods, R. E. Digital Image Processing. Addison Wesley, 1983.
4. Bovik, A. C. On detecting edges in speckle imagery. IEEE Trans. Signal Processing Vol. 36 (October 1988) : 1618-1627.
5. Czerwinski, R. N., Jones, D. L. and O'Brien, W. D. An approach to boundary detection in ultrasound imaging. IEEE Trans. on Medical Imaging Vol. 10 (November 1993) : 505-512.
6. Czerwinski, R. N., Jones, D. L. and O'Brien, W. D. Ultrasound speckle reduction by directional median filtering. IEEE Trans. on Medical Imaging Vol. 21 (October 1995) : 448-495.
7. Czerwinski, R. N., Jones, D. L. and O'Brien, W. D. Detection of lines and boundaries in speckle images: application to medical ultrasound. IEEE Trans. on Medical Imaging Vol. 18 No. 2 (February 1999) : 238-252.
8. Chinrungrueng, C. and Suvichakorn, A. Fast edge-preserving noise reduction for ultrasound images. IEEE Trans Nuclear Sci. Vol. 48 (June 2001) : 849-854.
9. Pathak, S. D., Chalana, V., Haynor, D. R. and Kim, Y. Edge-guided boundary delineation in prostate ultrasound images. IEEE Trans. on Medical Imaging. Vol. 19 No. 12 (December 2000) : 541-550.
10. Deriche, R. Using Canny's criteria to derive an optimal edge detector recursively implemented. Int. J. Comput. Vision No. 3 (1989) : 2017-2020.
11. Haralick, R. M. Edge and region analysis for digital image data. Comput. Graph. Image Proc. Vol. 12 (1980) : 60-73.
12. Haralick, R. M. The digital edge. Proc. Conf. Pattern Recogn. Image Proc. (1981) : 285-294.
13. Haralick, R. M. Zero-crossing of second directional derivative edge operator. SPIE Proc. Robot Vision (1982) : 155-159.

14. Herskowitz, A. and Binford, T. O. On boundary detection. M.I.T. Cambridge, A.I. Memo (1980) : 183.
15. Horn, B. K. P. The Binford-Horn edge finder. M.I.T., Cambridge, A.I. Memo (1972) : 285.
16. Lunscher, W. H. H. The asymptotic optimal frequency domain filter for edge detection. IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell. Vol. PAMI-6 (1983) : 678-680.
17. Marr, D. and Hildreth, E. C. Theory of edge detection. Proc. Roy. Soc. Vol. 207 (1980) : 187-217.
18. Torre, V. and Poggio, T. On edge detection. IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell. Vol. PAMI-8 (February 1986) : 147-163.
19. Amini, A. A., Weymouth, T. E. and Jain, R. C. Using dynamic programming for solving variational problems in vision. IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell. Vol. 12 (September 1990) : 855-867.
20. Bardinet, E., Cohen, L. D. and Ayache, N. Tracking medical 3D data with a deformable parametric model. IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell. Vol. 22 No. 9 (January 1995) : 547-550.
21. Chakraborty, A., Satib, L. H. and Duncan, J. S. Deformable boundary finding in medical images by integrating gradient and region information. IEEE Trans. Med. Imag. Vol. 15 (June 1996) : 859-870.
22. Cohen, L. D. Note on active contour models and balloons. CVGIP: Image understanding Vol. 53 No. 2 (1991) : 211-218.
23. Dias, J. M. B. and Leitao J. M. N. Wall Position and thickness estimation from sequences of echocardiographic images. IEEE Trans. Med. Imag. Vol. 15 No.1 (1996) : 25-38.
24. Imura, T., Yamamoto, K., Kanamori, K., Mikami, T. and Yasuda, H. Non-invasive ultrasonic measurement of the elastic properties of the humana abdominal aorta. Cardiovasc. Res. Vol. 20 (1986) : 208-214.
25. Di-Martino, E., Mantero, S., Inzoli, F., Melissano, G., Astore, D., Chiesa, R. and Fumero, R. Biomechanics of abdominal aortic aneurysm in the presence of endoluminal thrombus: Experimental characterization and structural static computational analysis. Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg. Vol. 15 (1998) : 290-299.

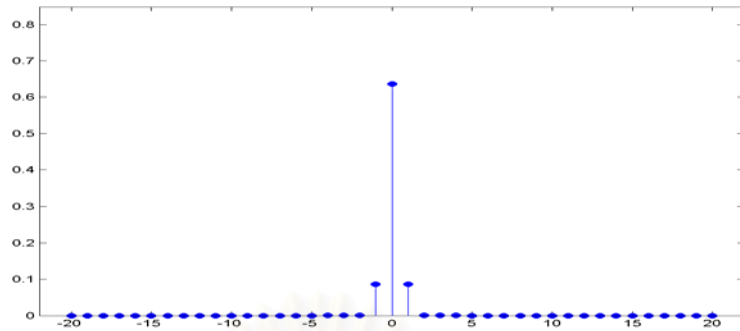
26. Stefanadis, C., Stratos C., Ylachopoulos, C., Marakas, S., Boudoulas, H., Kallikazaros, I., Tsiamis, E., Toutouzas, K., Sioros, L. and Toutouzas, P. A new method for determination of the special ultrasonic dimension catheter. Circulation Vol. 92 No. 8 (1995) : 2210-2219.
27. Ravhon, R., Adam, D. Validation of ultrasonic image boundary recognition in abdominal aortic aneurysm. IEEE Trans. on Medical Imag. Vol. 20 No. 8 (August 2001) : 128-135.
28. Chalana, V. and Kim, Y. A methodology for evaluation of boundary detection algorithms on medical images. IEEE Trans. on Medical Imag. Vol. 16 No. 5 (October 1997) : 344-350.
29. Zhao, F. and Desilva C. J. S. Use of the laplacian of gaussian operator in prostate ultrasound image processing. IEEE Trans. on Medical Imag. Vol. 20 (1998) : 56-61.
30. Ip, H. H. S., Hanka, R. and Hongying, T. Segmentation of the aorta using temporal active contour model with regularization scheduling. In Proc. Int. Soc. Opt. Eng. Vol. 2024 (1997) : 323-332.
31. Kass, M., Witkin, A. and Terzopoulos, S. Snakes: Active contour models. Int. J. Comput. Vision (1988) : 321-331.
32. Kovacevic, D., Loncaric, S. and Sorantin, E. Deformable contour based method for medical image segmentation. In Proc. 21st Int. Conf. Information Technology Interfaces (ITI'99), Zagreb, Croatia (1999) : 145-150.
33. Yezzi, A., Kichensamy, S., Kumar, A., Olver, P. and Tennenbaum, A. A geometric snake model for segmentation of medical imagery. IEEE Trans. Med. Imag. Vol. 16 (April 1997) : 199-209.
34. Evan, A. N. and Nixon, M. S. Biased motion-adaptive temporal filtering for speckle reduction in echocardiography. IEEE Trans. on Med. Imag. Vol. 15 (February 1996) : 222-228.
35. Savitzky, A. and Golay, M. J. E. Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedure. Anal. Chem. Vol. 36 (1964) : 1627-1639.
36. Jain, R., Kasturi, R. and Schunck, B. G. Machine Vision. Mcgraw Hill, 1995.
37. Chapra, S. C. Numerical Methods for Engineers. Mcgraw Hill, 1998.



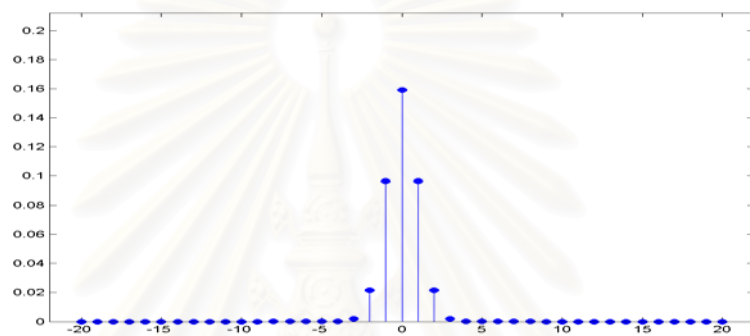
ภาคผนวก

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

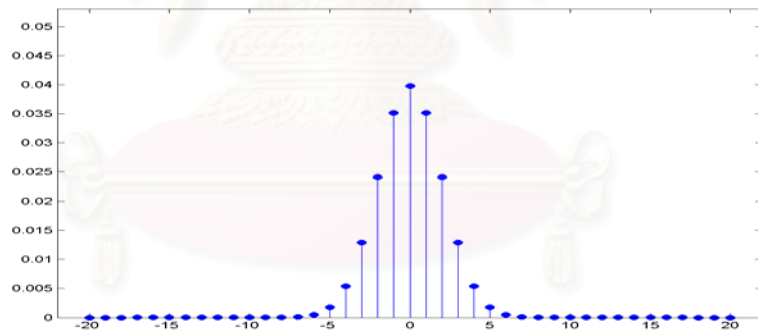
หน้าตาและผลตอบเชิงความถี่ของวงจรตรวจวัดเส้นขอบแบบแค่นี้



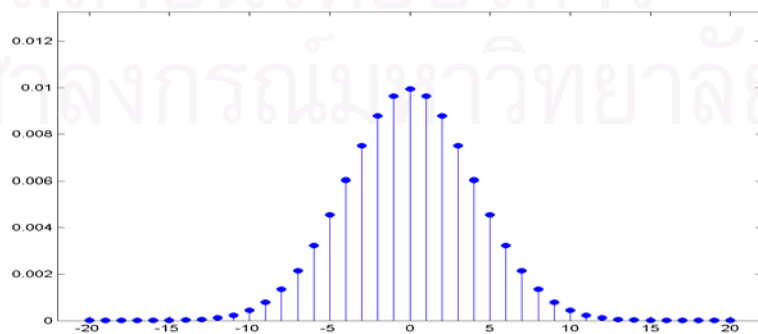
(ก) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 0.5



(ข) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 1

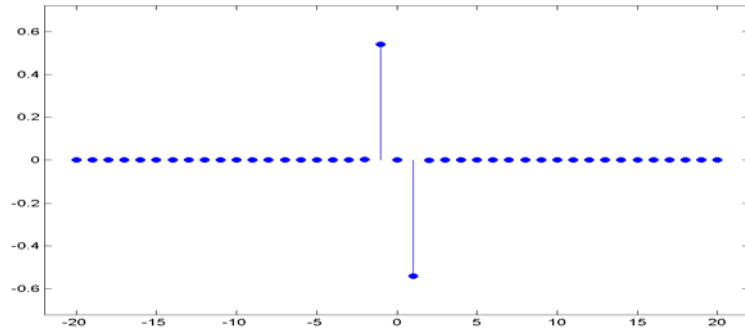


(ค) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 2

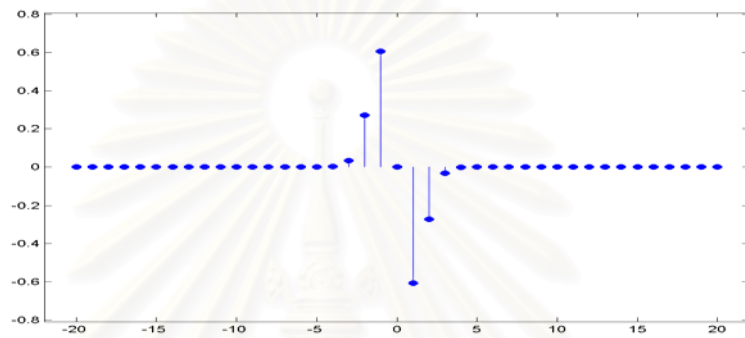


(ง) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 4

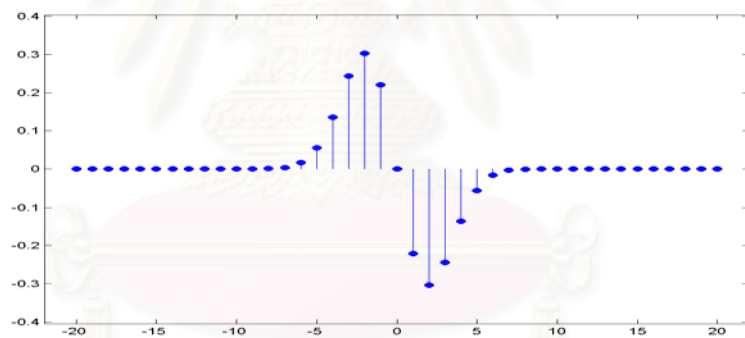
รูปที่ ก.1: หน้าตาแกสเขียนที่มีขนาดเท่ากับ 41



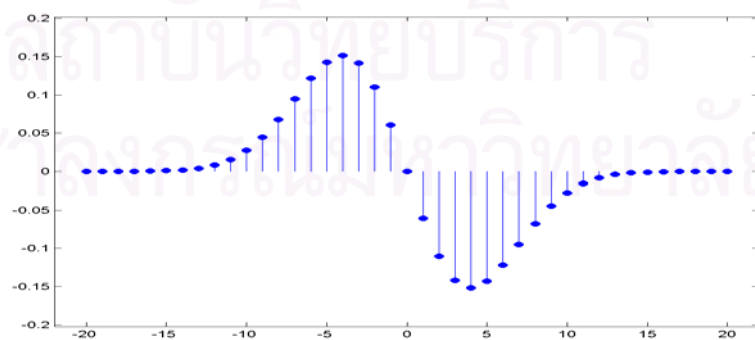
(ก) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 0.5



(ข) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 1

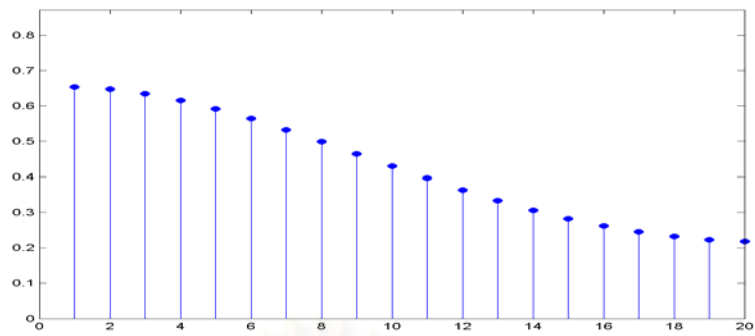


(ค) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 2

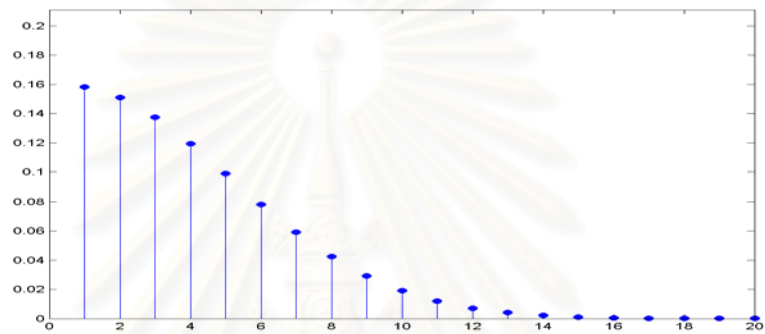


(ง) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 4

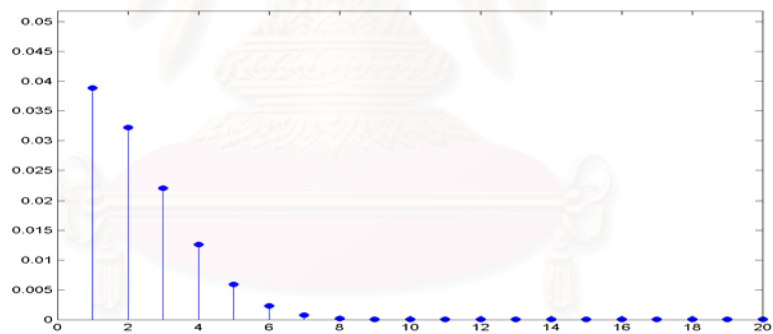
รูปที่ ก.2: หน้าต่างอนุพันธ์อันดับหนึ่งของเกาส์เซียนที่มีขนาดเท่ากับ 41



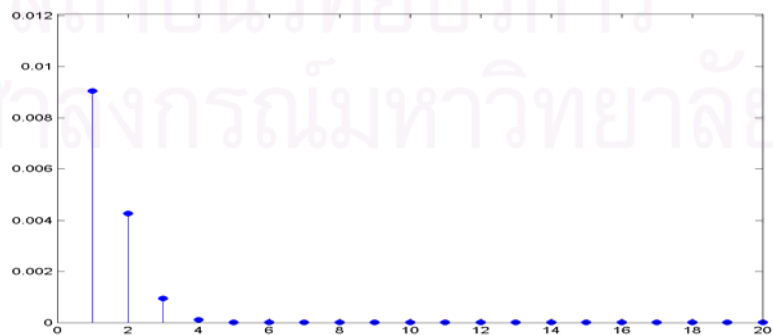
(ก) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 0.5



(ข) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 1

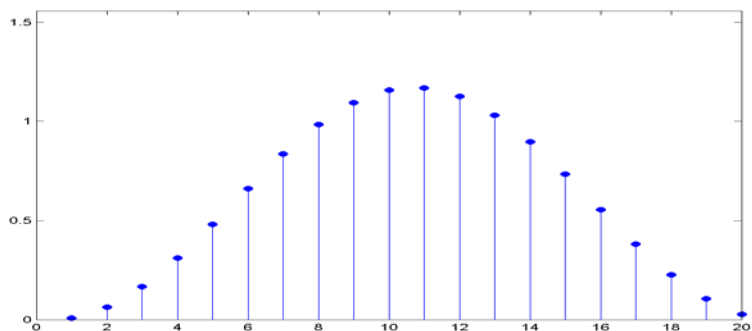


(ค) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 2

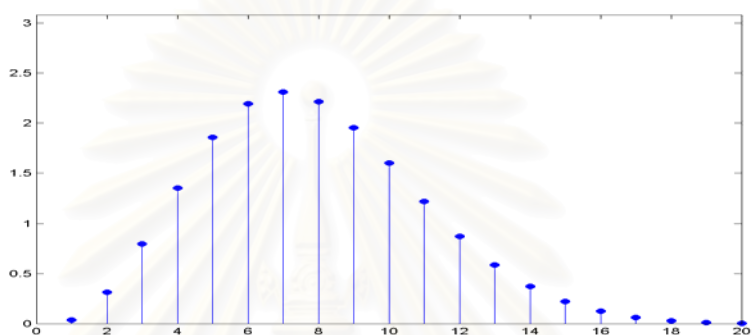


(ง) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 4

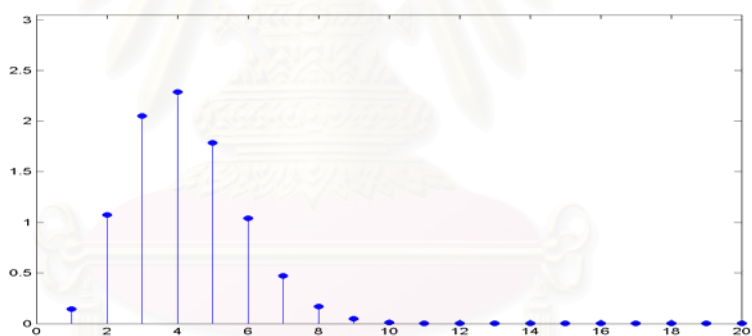
รูปที่ ก.3: ผลตอบเชิงความถี่ของหน้าต่างเอกสารเขียนที่มีขนาดเท่ากับ 41



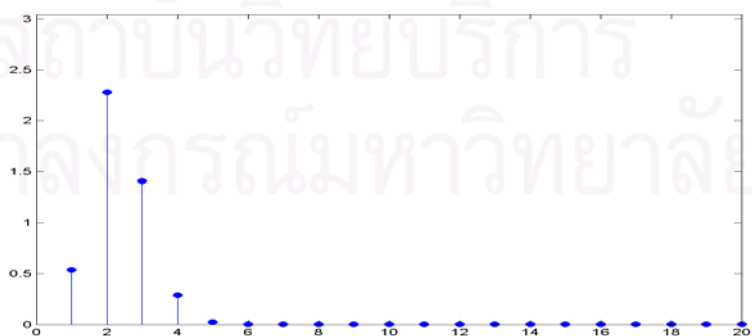
(ก) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 0.5



(ข) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 1



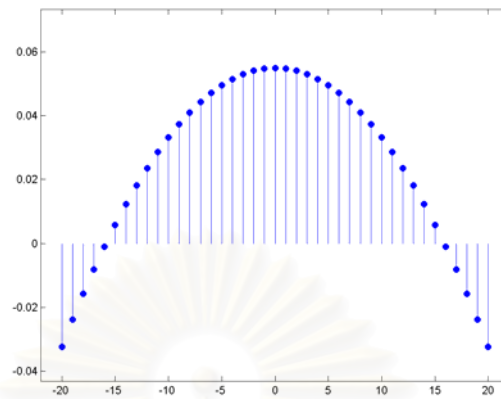
(ค) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 2



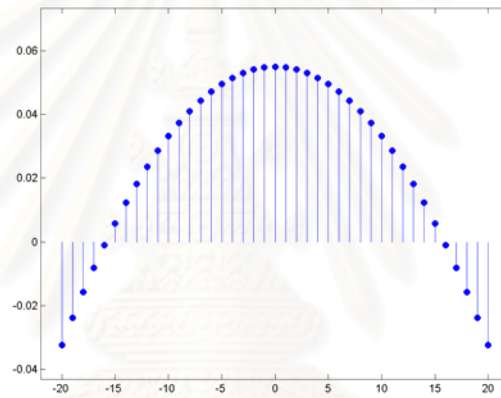
(ง) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 4

รูปที่ ก.4: ผลตอบเชิงความถี่ของหน้าต่างอนุพันธ์อันดับหนึ่งของเกาส์เซียนที่มีขนาดเท่ากับ 41

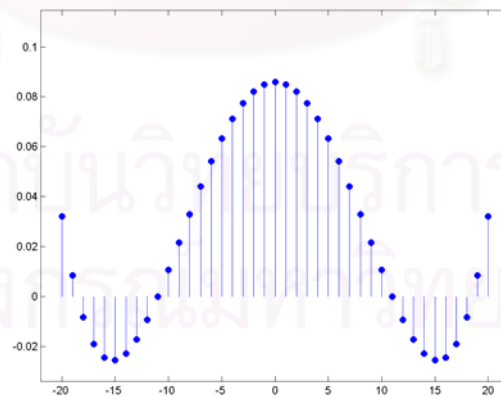
หน้าต่างและผลตอบเชิงความถี่ของวงจรแบบซาวีสกี-โกเลย์



(ก) อันดับพหุนามเท่ากับ 2

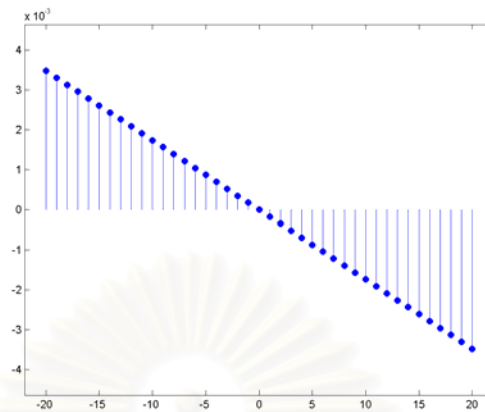


(ข) อันดับพหุนามเท่ากับ 3

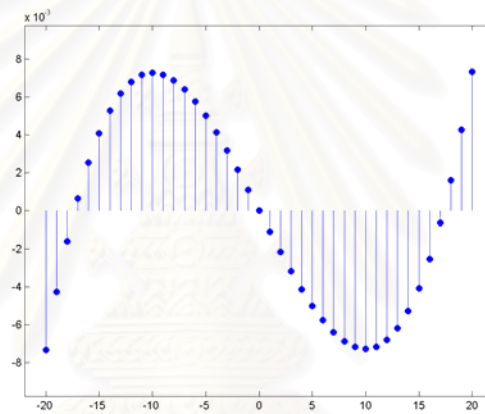


(ค) อันดับพหุนามเท่ากับ 4

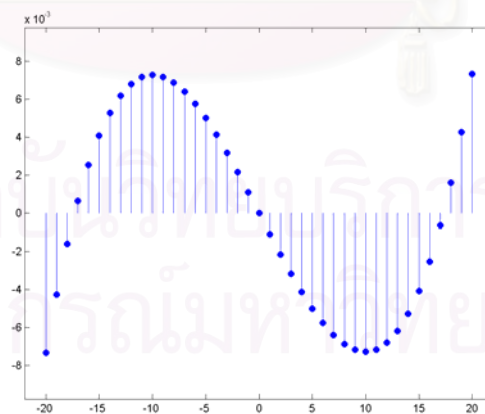
รูปที่ ก.5: หน้าต่างของวงจรแบบซาวีสกี-โกเลย์ที่สัมพันธ์กับค่าสัมประสิทธิ์ a_0



(ก) อันดับพหุนามเท่ากับ 2

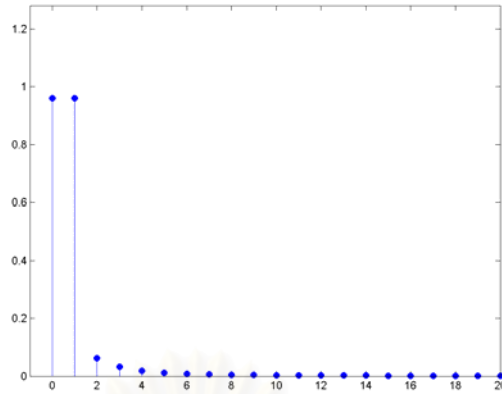


(ข) อันดับพหุนามเท่ากับ 3

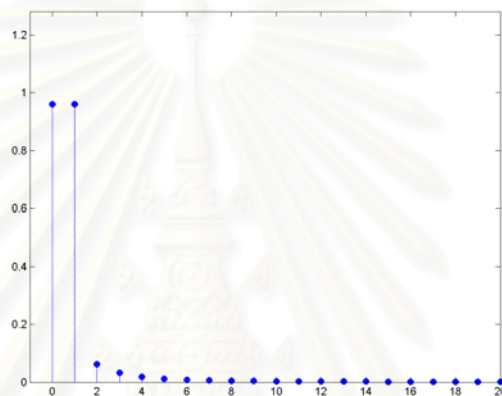


(ค) อันดับพหุนามเท่ากับ 4

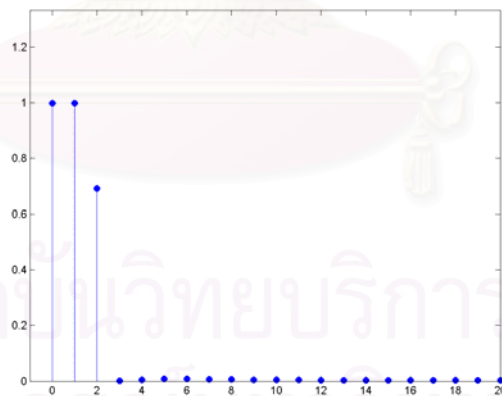
รูปที่ ก.6: หน้าต่างของวงจรมอดูเลชันซามเพลนิง-โกลีย์ที่สัมพันธ์กับค่าสัมประสิทธิ์ a_1



(ก) อันดับพหุนามเท่ากับ 2

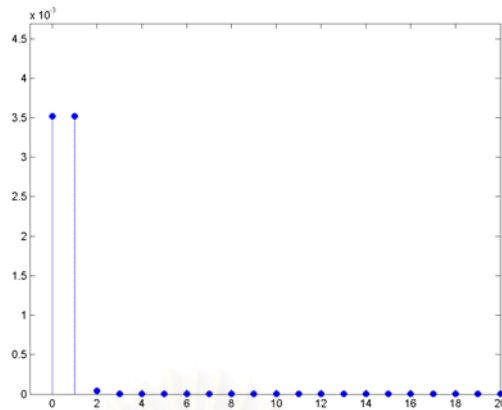


(ข) อันดับพหุนามเท่ากับ 3

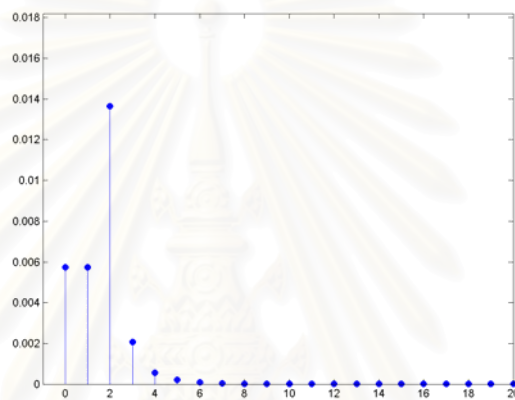


(ค) อันดับพหุนามเท่ากับ 4

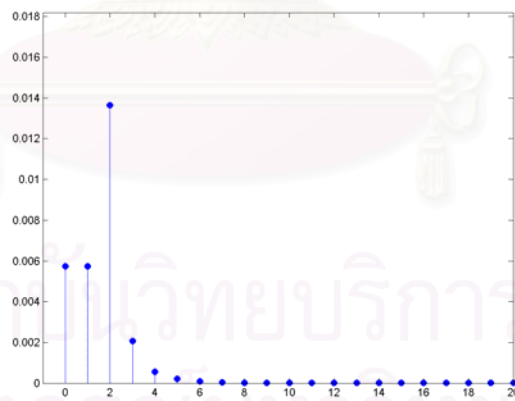
รูปที่ ก.7: ผลตอบเชิงความถี่ของหน้าต่างของวงจรแบบซาวทึสกี-โกเลย์
ที่สัมพันธ์กับค่าสัมประสิทธิ์ a_0



(ก) อันดับพหุนามเท่ากับ 2



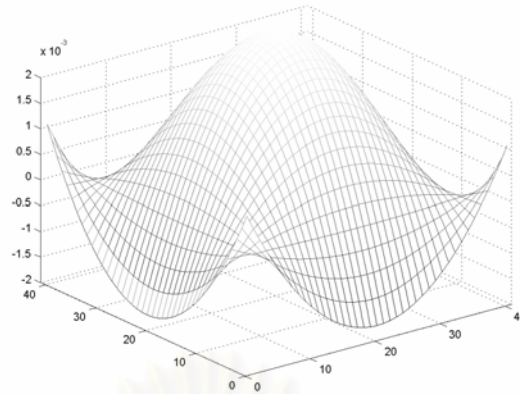
(ข) อันดับพหุนามเท่ากับ 3



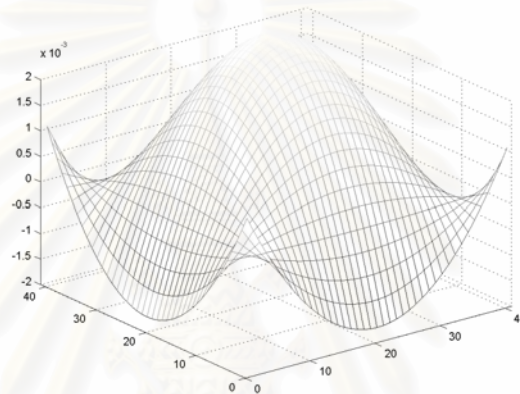
(ค) อันดับพหุนามเท่ากับ 4

รูปที่ ก.8: ผลตอบเชิงความถี่ของหน้าต่างของวงจรแบบซาวทึสกี-โกเลย์

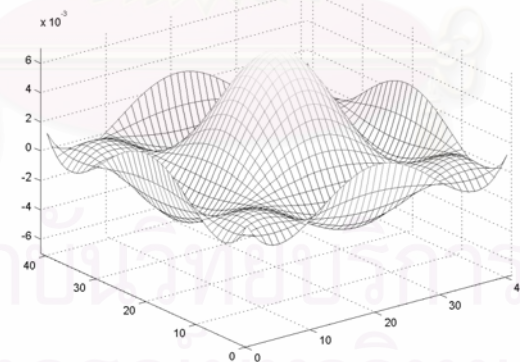
ที่สัมพันธ์กับค่าสัมประสิทธิ์ a_1



(ก) อันดับพหุนามเท่ากับ 2

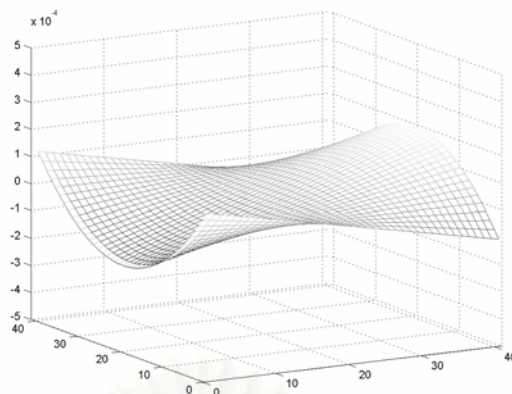


(ข) อันดับพหุนามเท่ากับ 3

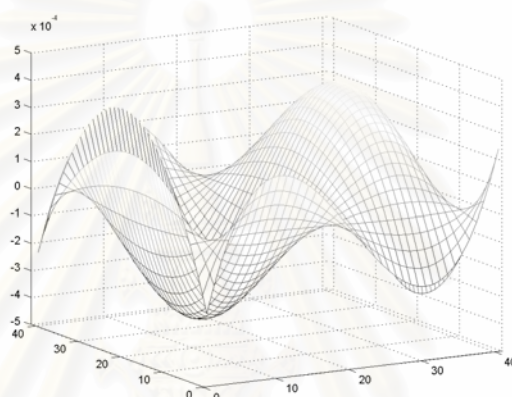


(ค) อันดับพหุนามเท่ากับ 4

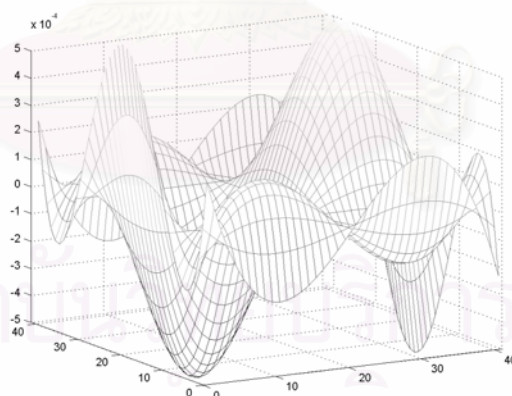
รูปที่ ก.9: หน้าต่างของวงจรมอดูเลชันแบบซาวทึท-โกลด์สโตน
ที่สัมพันธ์กับค่าสัมประสิทธิ์ $a_{0,0}$



(ก) อันดับพหุนามเท่ากับ 2



(ข) อันดับพหุนามเท่ากับ 3



(ค) อันดับพหุนามเท่ากับ 4

รูปที่ ก.10: ต่างของวงจรมแบบซาวีสกี-โกเลย์
ที่สัมพันธ์กับค่าสัมประสิทธิ์ $a_{0,1}$

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายศรัณย์ วงศ์วรพิทักษ์ จบการศึกษาชั้นมัธยมต้นโรงเรียนเบญจมราชานุสรณ์
ชั้นมัธยมปลายโรงเรียนนครสวรรค์ ศึกษาต่อที่ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ ระหว่างปีการศึกษา พ.ศ.2538 ถึง พ.ศ.2542 และเข้าทำงานใน
ตำแหน่ง Support Engineer กับบริษัท Intenia Thailand ถึงปี พ.ศ.2543 จากนั้นเข้าทำงานใน
ตำแหน่ง System Engineer กับบริษัท Volition Agency รวมระยะเวลาการทำงานทั้งหมด 3 ปี
ก่อนเข้าศึกษาในภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ระหว่างปีการศึกษา พ.ศ.2544 ถึง พ.ศ.2546



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย