



การประยุกต์ใช้วงจรรอง Savitzky-Golay สำหรับขจัดสัญญาณรบกวนในภาพอัลตราซาวนด์

โดย
เจษฎา ชินรุ่งเรือง

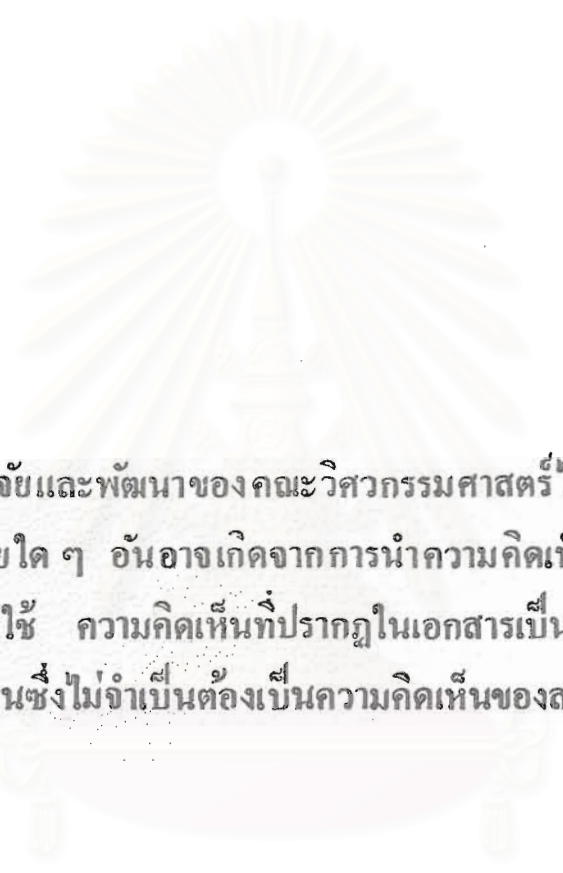
โครงการวิจัยเลขที่ 166-ไฟฟ้า-2543
ทุนส่งเสริมการวิจัยคณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันวิจัยวิทยาศาสตร์
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

จพ
วศ 15
010795

คณะวิศวกรรมศาสตร์
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
กรุงเทพฯ

ตุลาคม 2544



สถาบันวิจัยและพัฒนาของคณะวิศวกรรมศาสตร์ไม่รับผิดชอบ
ต่อผลเสียใดๆ อันอาจเกิดจากการนำความคิดเห็นในเอกสาร
ฉบับนี้ไปใช้ ความคิดเห็นที่ปรากฏในเอกสารเป็นความคิดเห็น
ของผู้เขียนซึ่งไม่จำเป็นต้องเป็นความคิดเห็นของสถาบันฯ

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

การประยุกต์ใช้วงจรรอง Savitzky-Golay สำหรับขจัดสัญญาณรบกวน
ในภาพอัลตราซาวนด์



โดย

เจษฎา ชินรุ่งเรือง

B.Eng (First class honor) Chulalongkorn University

M.S. University of California, Berkeley

Ph.D. University of California, Berkeley

โครงการวิจัยเลขที่ 166-EE-2543

ทุนส่งเสริมการวิจัยคณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันวิทยบริการ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

คณะวิศวกรรมศาสตร์

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

กรุงเทพฯ

ตุลาคม 2544

I2012269X

14 ต.ค. 2547

บทคัดย่อ
 การประยุกต์ใช้วงจรรอง Savitzky - Golay
 สำหรับขจัดสัญญาณรบกวนในภาพอัลตราซาวนด์
 โดย
 เฉษฎา ชินรุ่งเรือง

ขบวนการลดสัญญาณรบกวนโดยคงสภาพขอบมีความจำเป็นอย่างยิ่งต่อการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยในการประมวลสัญญาณและการเข้าใจภาพอัลตราซาวนด์ วงจรรองมัลติฐานซึ่งใช้กันโดยทั่วไปสามารถลดสัญญาณรบกวนและรักษาสภาพขอบของภาพอัลตราซาวนด์ได้อย่างได้ประสิทธิผลแต่ว่าต้องการเวลาในการคำนวณสูง รายงานวิจัยนี้บรรยายวงจรรองสองมิติซึ่งพัฒนาจากวงจรรองหนึ่งมิติแบบ Savitzky-Golay วงจรรอง Savitzky-Golay แบบสองมิติอาศัยหลักการบรรจุฟังก์ชันพหุนามสองมิติกับความเข้มของภาพ สมรรถนะของวงจรรอง Savitzky-Golay แบบสองมิตินี้ได้ถูกเปรียบเทียบกับวงจรรองมัลติฐานในการลดสัญญาณในภาพ สังเคราะห์และภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์ผลการเปรียบเทียบชี้ว่า วงจรรอง Savitzky-Golay แบบสองมิติสามารถลดสัญญาณรบกวนและรักษาสภาพขอบของภาพอัลตราซาวนด์ได้อย่างได้ประสิทธิภาพเช่นเดียวกับวงจรรองแบบมัลติฐานแต่ใช้เวลาในการคำนวณน้อยกว่ามากเนื่องจากวงจรรอง Savitzky-Golay แบบสองมิตินี้มีความซับซ้อนซึ่งแปรตามขนาดของปัญหาแบบเชิงเส้น

สถาบันวิทยบริการ
 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

เลขที่	จก
	๐๕ 15
เลขทะเบียน	010795
วันที่ออกรับ	25 ต.ค. 44

Abstract
Application of Savitzky-Golay to Noise Reduction
in Ultrasound Images

by
Chedsada Chinrungrueng

Edge-preserving noise reduction is an essential operation for computer-aided ultrasound image processing and understanding. The commonly used median filter can effectively reduce speckle noise and preserve the edges in ultrasound images but requires a long computation time. This report describes a filter which is a two-dimensional extension of the one-dimensional Savitzky-Golay filter. The described filter, referred to as the two-dimensional Savitzky-Golay filter, is based on the least squares fitting of a polynomial function to image intensities. The performance of the two-dimensional Savitzky-Golay filter has been compared with that of the commonly used median filter in reducing speckle noise on synthetic images and ultrasound thyroid images. Experimental results indicate that on these particular examples, the two-dimensional Savitzky-Golay filter can achieve at least the same level of noise reduction and edge preservation to that of the median filter, but with far less computation time. Since its complexity scales linearly with the problem size, the two-dimensional Savitzky-Golay filter is suitable for filtering problems with large windows.

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบคุณ รองศาสตราจารย์ นพ. ราเมศร์ วัชรสินธุ์ ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล และ ดร. สุธี ผู้เจริญชนะเลิศ ศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ สำหรับภาพอัลตราซาวนด์ต่อมไทรอยด์และสำหรับคำแนะนำในการวิจัยพร้อมกันนี้ ผู้วิจัยขอขอบคุณ คุณเอมอมร สุวิชากร ในฐานะผู้ช่วยวิจัยและผู้ร่วมงาน

เฉษฎา ชินรุ่งเรือง

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ii
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	iii
กิตติกรรมประกาศ.....	iv
สารบัญ.....	v
สารบัญตาราง.....	vii
สารบัญภาพ.....	viii
บทที่	
1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาของงานวิจัย.....	1
1.2 งานวิจัยที่ผ่านมา.....	2
1.3 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย.....	3
1.4 เป้าหมายและขอบเขตของงานวิจัย.....	3
1.5 ขั้นตอนและวิธีดำเนินงาน.....	4
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	4
2 การลดทอนสัญญาณรบกวนในภาพอัลตราซาวนด์.....	5
2.1 หลักการของวงจรรองหนึ่งมิติของ Savitzky - Golay.....	5
2.2 วงจรรอง Savitzky - Golay แบบสองมิติ.....	10
3 การทดสอบประสิทธิภาพของวงจรรอง.....	12
3.1 สัญญาณรบกวนแบบจุดในภาพอัลตราซาวนด์.....	12
3.2 ภาพที่ใช้ในการทดสอบ.....	13
3.3 ขั้นตอนการทดสอบเพื่อวิเคราะห์ประสิทธิภาพของวงจรรอง.....	16
3.4 ผลการทดสอบกับภาพทดสอบและการวิเคราะห์ผล เมื่อใช้วงจรรองกับภาพทดสอบ.....	18
3.4.1 ประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนของวงจรรอง.....	18

3.4.2	ประสิทธิภาพในคงสภาพขอบของวงจรรอง	29
3.4.3	เมื่อใช้วงจรรองร่วมกับวงจรตรวจจับเส้นขอบแค่นี้	33
3.4.4	เวลาที่ใช้ในการคำนวณ	46
3.5	ผลการทดสอบกับภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์	47
3.5.1	การลดทอนสัญญาณรบกวน	48
3.5.2	เมื่อพิจารณาการใช้งานวงจรรองร่วมกับวงจรตรวจจับเส้นขอบแค่นี้	55
4	การทดสอบการใช้งานของวงจรรองจัดสัญญาณรบกวนเพื่อหาเส้นขอบของต่อมไทรอยด์ในภาพอัลตราซาวนด์	65
4.1	ขั้นตอนการทำงานของระบบติดตามเส้นขอบ	65
4.2	การทดสอบการใช้งานของระบบติดตามเส้นขอบกับภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์	66
4.3	ผลการทดสอบการทำงานของระบบติดตามเส้นขอบ	67
4.3.1	เมื่อระบบติดตามเส้นขอบมีความกว้างหน้าต่างคงที่เท่ากับ 100 พิกเซล	67
4.3.2	เมื่อระบบติดตามเส้นขอบมีความกว้างหน้าต่างไม่จำกัด	69
5	สรุปผลการวิจัย และ ข้อเสนอแนะ	72
5.1	สรุปผลการวิจัย	72
5.2	ข้อเสนอแนะ	73
	รายการอ้างอิง	74
	ภาคผนวก	75
	ภาคผนวก A	75
	ภาคผนวก B	78
	ภาคผนวก C	81

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 4.1 ข้อมูลเปรียบเทียบระหว่างระบบติดตามเส้นขอบแต่ละชนิดเมื่อใช้ความกว้างหน้าต่างเท่ากับ 100 พิกเซล	69
ตารางที่ B.1 ครั้งแรกของเมทริกซ์ $\{(A^T A)^{-1}(A^T \vec{e}_{m+M+1})\}_1$ ที่ใช้คำนวณข้อมูลขาออก (a_0) ของวงจรรอง Savitzky - Golay หนึ่งมิติอันดับสอง	79
ตารางที่ B.2 ครั้งแรกของเมทริกซ์ $\{(A^T A)^{-1}(A^T \vec{e}_{m+M+1})\}_1$ ที่ใช้คำนวณข้อมูลขาออก (a_0) ของวงจรรอง Savitzky - Golay หนึ่งมิติอันดับสี่	79

สารบัญภาพ

	หน้า
รูปที่ 1.1 ชุดภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์	2
รูปที่ 2.1 เปรียบเทียบประสิทธิภาพในการกรองสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียนและการคงสภาพขอบระหว่างวงจรรอง Savitzky - Golay หนึ่งมิติกับวงจรรองเฉลี่ย เมื่อแกนนอนในรูปมีหน่วยเป็นพิกเซล	8
รูปที่ 2.2 เปรียบเทียบประสิทธิภาพในการกรองสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียนและการคงสภาพขอบระหว่างวงจรรอง Savitzky - Golay หนึ่งมิติกับวงจรรองเฉลี่ย เมื่อสัญญาณเข้าถูกลดทอนขนาด	9
รูปที่ 3.1 ตัวอย่างภาพที่ใช้ทดสอบประสิทธิภาพของวงจรรอง	14
รูปที่ 3.2 ตัวอย่างภาพทดสอบที่ใส่สัญญาณรบกวนแล้ว	15
รูปที่ 3.3 บริเวณที่ใช้คำนวณค่า RMSE และภาพทดสอบที่มีความชันต่ำ	16
รูปที่ 3.4 ค่า RMSE ของวงจรรองแต่ละชนิดตามขนาดหน้าต่าง	18
รูปที่ 3.5 ตัวอย่างค่าความเข้มของภาพหลังจากผ่านวงจรรองแต่ละชนิดเมื่อใช้หน้าต่างขนาด 31x31 พิกเซล	20
รูปที่ 3.6 ตัวอย่างค่าความเข้มของภาพหลังจากผ่านวงจรรองแต่ละชนิดเมื่อใช้ขนาดหน้าต่างที่ให้ค่า RMSE ต่ำสุด	21
รูปที่ 3.7 รูปที่ 3.2 (ข) หลังจากผ่านวงจรรองแต่ละชนิดเมื่อใช้หน้าต่างเท่ากับ 25x25 พิกเซล	23
รูปที่ 3.8 รูปที่ 3.2 (ค) หลังจากผ่านวงจรรองแต่ละชนิดเมื่อใช้หน้าต่างเท่ากับ 11x11 พิกเซล	24
รูปที่ 3.9 รูปที่ 3.2 (ง) หลังจากผ่านวงจรรองแต่ละชนิดเมื่อใช้หน้าต่างเท่ากับ 15x15 พิกเซล	25
รูปที่ 3.10 รูปที่ 3.2 (จ) หลังจากผ่านวงจรรองแต่ละชนิดเมื่อใช้หน้าต่างเท่ากับ 15x15 พิกเซล	26
รูปที่ 3.11 รูปที่ 3.2 (ฉ) หลังจากผ่านวงจรรองแต่ละชนิดเมื่อใช้หน้าต่างเท่ากับ 23x23 พิกเซล	27
รูปที่ 3.12 ค่าความชันเส้นขอบเมื่อใช้วงจรรองแต่ละชนิดกับภาพที่มีความชันเส้นขอบต่าง ๆ กันขณะที่ยังไม่มีสัญญาณรบกวน	30

รูปที่ 3.13	ค่าความชันเส้นขอบเมื่อใช้วงจรรองแต่ละชนิดกับภาพที่มีความชันเส้นขอบต่าง ๆ กันเมื่อมีสัญญาณรบกวนแบบเรย์ลีขนาด $\rho = 0.1$	31
รูปที่ 3.14	ตัวอย่างความเข้มของรูปที่ 3.2 (ข) หลังจากผ่านวงจรรองแต่ละชนิดเมื่อใช้หน้าต่างเท่ากับ 25×25 พิกเซล	32
รูปที่ 3.15	เส้นขอบของภาพทดสอบที่คำนวณได้จากวงจรรองจับเส้นขอบแค่นี้	34
รูปที่ 3.16	เส้นขอบที่คำนวณได้จากรูปที่ 3.2 (ก) เมื่อใช้วงจรรองจับเส้นขอบแค่นี้กับภาพที่ผ่านวงจรรองมีพื้นฐานขนาดหน้าต่าง 11×11 21×21 25×25 31×31 พิกเซลตามลำดับ (ขนาดหน้าต่างที่เลือกมานี้อยู่ในช่วงที่วงจรรองให้ผลดีที่สุด หากใช้ขนาดหน้าต่างที่มากกว่า 31×31 พิกเซล ภาพจะมัวมาก จนไม่สามารถคำนวณเส้นขอบได้)	35
รูปที่ 3.17	เส้นขอบที่คำนวณได้จากรูปที่ 3.2 (ก) ที่ผ่านวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์ ขนาดหน้าต่าง 11×11 21×21 25×25 31×31 41×41 47×47 พิกเซลตามลำดับ	36
รูปที่ 3.18	เส้นขอบที่คำนวณได้จากรูปที่ 3.2 (ก) ที่ผ่านวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง ขนาดหน้าต่าง 11×11 21×21 25×25 31×31 41×41 47×47 พิกเซลตามลำดับ	37
รูปที่ 3.19	เส้นขอบที่คำนวณได้จากรูปที่ 3.2 (ก) ที่ผ่านวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสี่ ขนาดหน้าต่าง 11×11 21×21 25×25 31×31 41×41 47×47 พิกเซลตามลำดับ	38
รูปที่ 3.20	เส้นขอบที่ได้เมื่อใช้วงจรรองจับเส้นขอบแค่นี้กับรูปที่ 3.2 (ข) หลังจากผ่านวงจรรองแต่ละชนิดขนาด 25×25 พิกเซล	40
รูปที่ 3.21	เส้นขอบที่ได้เมื่อใช้วงจรรองจับเส้นขอบแค่นี้กับรูปที่ 3.2 (ค) หลังจากผ่านวงจรรองแต่ละชนิดขนาด 11×11 พิกเซล	41
รูปที่ 3.22	เส้นขอบที่ได้เมื่อใช้วงจรรองจับเส้นขอบแค่นี้กับรูปที่ 3.2 (ง) หลังจากผ่านวงจรรองแต่ละชนิดขนาด 15×15 พิกเซล	42
รูปที่ 3.23	เส้นขอบที่ได้เมื่อใช้วงจรรองจับเส้นขอบแค่นี้กับรูปที่ 3.2 (จ) หลังจากผ่านวงจรรองแต่ละชนิดขนาด 15×15 พิกเซล	43
รูปที่ 3.24	เส้นขอบที่ได้เมื่อใช้วงจรรองจับเส้นขอบแค่นี้กับรูปที่ 3.2 (ฉ) หลังจากผ่านวงจรรองแต่ละชนิดขนาด 23×23 พิกเซล	44
รูปที่ 3.25	เวลาที่ใช้ในการคำนวณของวงจรรองแต่ละชนิดตามขนาดหน้าต่าง	46
รูปที่ 3.26	ภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์ เส้นสีขาวซึ่งลากโดยผู้เชี่ยวชาญแสดงตำแหน่งของต่อมไทรอยด์	47
รูปที่ 3.27	ตัวอย่างความเข้มที่ขอบด้านล่างของต่อมไทรอยด์	49
รูปที่ 3.28	ภาพต่อมไทรอยด์ (ก) หลังจากผ่านวงจรรองมีพื้นฐาน	49
รูปที่ 3.29	ภาพต่อมไทรอยด์ (ก) หลังจากผ่านวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์	50

รูปที่ 3.30	ภาพต่อมไทรอยด์ (ก) หลังจากผ่านวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง	51
รูปที่ 3.31	ภาพต่อมไทรอยด์ (ก) หลังจากผ่านวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสี่	52
รูปที่ 3.32	ภาพต่อมไทรอยด์ (ข) หลังจากผ่านวงจรรองขนาดหน้าต่าง 27x27 พิกเซล	53
รูปที่ 3.33	ภาพต่อมไทรอยด์ (ค) หลังจากผ่านวงจรรองขนาดหน้าต่าง 15x15 พิกเซล	54
รูปที่ 3.34	ภาพต่อมไทรอยด์ (ง) หลังจากผ่านวงจรรองขนาดหน้าต่าง 27x27 พิกเซล	54
รูปที่ 3.35	เส้นขอบของภาพต่อมไทรอยด์ (ก) หลังจากผ่านวงจรรองมัธยฐาน เมื่อใช้วงจรรองจับเส้นขอบแค่นี้	56
รูปที่ 3.36	เส้นขอบของภาพไทรอยด์ (ก) หลังจากผ่านวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับ ศูนย์เมื่อใช้วงจรรองจับเส้นขอบแค่นี้	57
รูปที่ 3.37	เส้นขอบของภาพไทรอยด์ (ก) หลังจากผ่านวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับ สองเมื่อใช้วงจรรองจับเส้นขอบแค่นี้	58
รูปที่ 3.38	เส้นขอบของภาพไทรอยด์ (ก) หลังจากผ่านวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับ สี่เมื่อใช้วงจรรองจับเส้นขอบแค่นี้	59
รูปที่ 3.39	เส้นขอบของภาพต่อมไทรอยด์ (ข) หลังจากผ่านวงจรรองขนาดหน้าต่าง 27x27 พิกเซลเมื่อใช้วงจรรองจับเส้นขอบแค่นี้	60
รูปที่ 3.40	เส้นขอบของภาพต่อมไทรอยด์ (ค) หลังจากผ่านวงจรรองขนาดหน้าต่าง 15x15 พิกเซลเมื่อใช้วงจรรองจับเส้นขอบแค่นี้	61
รูปที่ 3.41	เส้นขอบของภาพต่อมไทรอยด์ (ง) หลังจากผ่านวงจรรองขนาดหน้าต่าง 27x27 พิกเซลเมื่อใช้วงจรรองจับเส้นขอบแค่นี้	61
รูปที่ 3.42	ภาพไทรอยด์ (ก) หลังจากผ่านวงจรรองมัธยฐาน	63
รูปที่ 3.43	เส้นขอบของภาพไทรอยด์ (ก) หลังจากผ่านวงจรรองมัธยฐานเมื่อใช้วงจ รตรวจจับเส้นขอบแค่นี้	64
รูปที่ 4.1	เส้นขอบที่ได้จากระบบติดตามเส้นขอบเมื่อไม่ได้ใช้วงจรรอง	68
รูปที่ 4.2	เส้นขอบของภาพต่อมไทรอยด์ (ก) เมื่อใช้ระบบติดตามเส้นขอบความกว้าง หน้าต่าง 100 พิกเซล	68
รูปที่ 4.3	เส้นขอบที่ได้จากระบบติดตามเส้นขอบเมื่อไม่ได้ใช้วงจรรอง	70
รูปที่ 4.4	เส้นขอบของภาพต่อมไทรอยด์ (ก) เมื่อใช้ระบบติดตามเส้นขอบไม่จำกัด ขนาดหน้าต่าง	70
รูปที่ 4.5	เส้นขอบของรูปที่ 4.4 (ข) เมื่อทำให้เรียบขึ้นด้วยวงจรรองซาวีตสกี-โกเลย์ หนึ่งมิติ	71
รูปที่ B.1	ผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรอง Savitzky - Golay หนึ่งมิติ	80
รูปที่ C.1	สัมประสิทธิ์และผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรอง Savitzky - Golay สองมิติ อันดับสอง เมื่อหน้าต่างกว้าง 15 พิกเซล	82

รูปที่ C.2	สัมประสิทธิ์และผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรอง Savitzky - Golay สองมิติ อันดับสอง เมื่อหน้าต่างกว้าง 25 พิกเซล	83
รูปที่ C.3	สัมประสิทธิ์และผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรอง Savitzky - Golay สองมิติ อันดับสี่ เมื่อหน้าต่างกว้าง 15 พิกเซล	84
รูปที่ C.4	สัมประสิทธิ์และผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรอง Savitzky - Golay สองมิติ อันดับสี่ เมื่อหน้าต่างกว้าง 25 พิกเซล	85



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 1



บทนำ

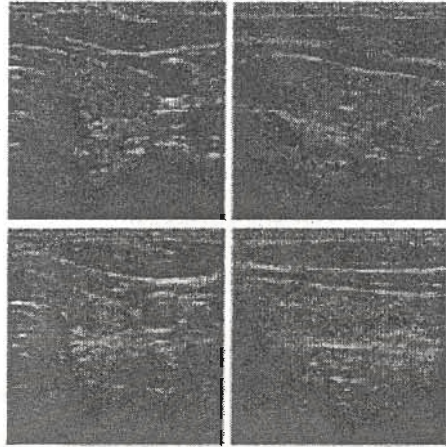
1.1 ความเป็นมาของงานวิจัย

ภาพถ่ายทางการแพทย์ที่นิยมใช้วิเคราะห์โรคภายใน ได้แก่ ภาพอัลตราซาวนด์แบบ B-scan เพราะค่าใช้จ่ายต่ำ กินเวลาน้อย ปลอดภัย ไม่เจ็บปวด และไม่มีผลกับร่างกายเหมือนกับการถ่ายภาพเอกซเรย์หรือการฉีดสารเคมีเข้าไปในร่างกาย อีกทั้งเครื่องมือที่ใช้ถ่ายภาพอัลตราซาวนด์ยังมีราคาถูกและพกพาสะดวก

อย่างไรก็ดีจุดด้อยของการถ่ายภาพอัลตราซาวนด์ก็คือ ภาพที่ได้นั้นเข้าใจยาก ต้องส่งให้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญซึ่งมีอยู่อย่างจำกัด ทำการวินิจฉัย ทำให้เสียเวลาและสิ้นเปลืองค่าใช้จ่าย ถ้าเราสามารถค้นหาวิธีประมวลผลที่เหมาะสมกับภาพอัลตราซาวนด์ เพื่อสร้างระบบวินิจฉัยโรคเบื้องต้น เช่น การคำนวณขนาดและปริมาตรของวัตถุที่สนใจ แล้วคัดเลือกเฉพาะภาพผู้ป่วยที่มีปัญหาส่งให้แพทย์ทำการวินิจฉัยขั้นต่อไป หรือการเลือกเก็บข้อมูลที่สำคัญ ไว้เป็นข้อมูลช่วยเหลือให้แพทย์ เช่น ขนาดและรูปร่างของต่อมไทรอยด์ จะเป็นการช่วยงานแพทย์และลดค่าใช้จ่ายได้ อย่างไรก็ตาม ปัญหาหลักของการประมวลผลภาพด้วยคอมพิวเตอร์นั้นก็คือ ลักษณะภาพอัลตราซาวนด์นั้นประกอบไปด้วยลวดลายเนื้อเยื่อที่ไม่สม่ำเสมอ แม้ว่าลักษณะดังกล่าวจะมีประโยชน์ในการวินิจฉัยโรคต่างๆ แต่ความไม่สม่ำเสมอของความเข้มทำให้การแปรผลด้วยคอมพิวเตอร์ผิดพลาดไป เส้นขอบที่คำนวณจากการเปลี่ยนแปลงความเข้มประสบปัญหา จึงจำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องขจัดสัญญาณเหล่านี้ ออกเสียก่อน ให้คงเหลือเพียงข้อมูลที่เรากำลังต้องการ

ในรายงานฉบับนี้ได้เลือกศึกษาการขจัดสัญญาณรบกวน ในภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์ซึ่งมีทั้งขอบที่มัวไม่ชัดเจน มีสัญญาณรบกวนมาก รูปร่างของต่อมไทรอยด์เป็นวงรีไม่ชัดซ้อน จึงเหมาะที่จะใช้ทดสอบการคงสภาพขอบหรือข้อมูลที่สำคัญในภาพของวงจ

กรอง ในรูปที่ 1.1 เป็นชุดภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์ของผู้ป่วย 1 คน ซึ่งประกอบด้วยภาพตัดขวางและภาพตัดตามยาวของต่อมไทรอยด์ทั้งด้านซ้ายและขวารวม 4 ภาพ



รูปที่ 1.1: ชุดภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์

1.2 งานวิจัยที่ผ่านมา

สัญญาณรบกวนในภาพอัลตราซาวนด์ เป็นปรากฏการณ์สุ่มซึ่งเกิดจากการรบกวนกันระหว่างคลื่นอัลตราซาวนด์ ซึ่งสะท้อนกลับจากเนื้อเยื่อ ด้วยหน้าคลื่นที่แปรเปลี่ยนไปจากทรงกลมหรือระนาบ [1] สัญญาณรบกวนนี้มีลักษณะเป็นจุดเล็กๆ (speckle) กระจายอยู่ทั่วทั้งภาพ ด้วยอัตราส่วนสัญญาณที่ต้องการกับสัญญาณรบกวน (signal-to-noise ratio) คงที่ ซึ่งสร้างความลำบากแก่การวินิจฉัยภาพ ประเภทของวงจกรองที่นิยมใช้ลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดจะเป็นวงจกรองมัธยฐาน (median filter) หรือวงจกรองที่ดัดแปลงจากวงจกรองมัธยฐาน [2, 3, 4] เมื่อศึกษาการทำงานของวงจกรองประเภทนี้กับภาพทั่วไป และภาพอัลตราซาวนด์ พบว่ามีความสามารถในการลดทอนสัญญาณรบกวน และคงสภาพขอบไว้ได้ดี แต่มีข้อเสียในแง่เวลาที่ใช้เรียงข้อมูลเพื่อหาค่ามัธยฐาน จึงต้องการ การพัฒนางจกรองขั้นใหม่ โดยวงจกรองที่พัฒนาขั้นใหม่นี้ ควรมีความสามารถในการลดทอนสัญญาณรบกวน และการคงสภาพขอบไว้ได้ใกล้เคียงกับวงจกรองมัธยฐาน

ในโครงการนี้ได้เลือกที่จะประยุกต์ใช้วงจกรอง Savitzky - Golay แบบสองมิติ [5] ในการขจัดสัญญาณรบกวนของภาพอัลตราซาวนด์ วงจกรอง Savitzky - Golay แบบสองมิตินี้เป็นวงจกรองที่ประยุกต์ดัดแปลงมาจากวงจกรองสัญญาณรบกวนหนึ่งมิติของ Savitzky - Golay [6] ที่นิยมใช้สำหรับขจัดสัญญาณรบกวนจากเครื่องสเป็คโตร

มีเตอร์ในงานวิจัยทางเคมี วงจรกรองของ Savitzky - Golay นั้นมีคุณสมบัติในการรักษาค่าโมเมนต์อันดับสูงของฟังก์ชัน จึงไม่เพิ่มไบแอสในกรณีที่โครงสร้างของฟังก์ชันมีอนุพันธ์อันดับสองขึ้นไปไม่เป็นศูนย์ และยังคงสภาพของขอบไว้ได้ดี นอกจากนี้วงจรกรองแบบนี้ยังมีโครงสร้างไม่ซับซ้อน ใช้เวลาในการคำนวณน้อยกว่าวงจรกรองมัธยฐาน เมื่อหน้าต่างที่ใช้คำนวณมีขนาดใหญ่ จึงเหมาะแก่การพัฒนาเพื่อนำไปใช้ลดทอนสัญญาณรบกวนในภาพอัลตราซาวนด์ บทความ [5] ได้ทำการวิเคราะห์ห้วงวงจรกรอง Savitzky - Golay แบบสองมิติในแง่ของวงจรกรองความถี่ผ่านต่ำ วงจรกรองความถี่ผ่านสูง และวงจรกรองความถี่ผ่านแถบ พร้อมทั้งได้ทดลองนำวงจรดังกล่าวไปประยุกต์ใช้ในการขจัดสัญญาณรบกวนของสัญญาณสเป็คตรัมแบบสองมิติ

การเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการคงความคมชัดของเส้นขอบ ระหว่างวงจรกรองที่พัฒนาขึ้น กับวงจรกรองมัธยฐาน ทำได้โดยพิจารณาจากเส้นขอบที่ได้จากวงจรตรวจจับเส้นขอบตัวเดียวกัน ในการวิจัยเลือกใช้วงจรตรวจจับเส้นขอบแค่นี้ [7] ซึ่งเป็นที่นิยมกันอย่างกว้างขวางในการทดสอบ

1.3 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

เพื่อทดสอบประสิทธิภาพของวงจรกรอง Savitzky - Golay แบบสองมิติในการขจัดสัญญาณรบกวนในภาพอัลตราซาวนด์ และทดสอบการประยุกต์ใช้งานวงจรกรองดังกล่าวในการหาเส้นขอบของต่อมไทรอยด์ในภาพอัลตราซาวนด์

1.4 เป้าหมายและขอบเขตของงานวิจัย

1. เปรียบเทียบการลดทอนสัญญาณรบกวนและเวลาที่ใช้ในการคำนวณระหว่างวงจรกรองมัธยฐานและวงจรกรอง Savitzky - Golay แบบสองมิติ
2. เปรียบเทียบคุณภาพของเส้นขอบที่คำนวณได้ จากภาพหลังผ่านการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยวงจรกรองมัธยฐานและวงจรกรอง Savitzky - Golay แบบสองมิติ โดยใช้วงจรตรวจจับเส้นขอบแค่นี้
3. ประเมินประสิทธิภาพของวงจรกรอง Savitzky - Golay แบบสองมิติในการประยุกต์หาเส้นขอบของต่อมไทรอยด์ในภาพอัลตราซาวนด์

1.5 ขั้นตอนและวิธีดำเนินงาน

1. ศึกษาและเลือกกระเปียบวิธีที่น่าสนใจสำหรับการหาเส้นขอบ โดยค้นคว้าจากหนังสือและวารสารต่างๆ ที่มีความเกี่ยวข้องกับงานวิจัย
2. เปรียบเทียบประสิทธิภาพของวงจรรอง Savitzky - Golay แบบสองมิติกับวงจรรองแบบมัลติฐานสำหรับภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์
3. ประเมินประสิทธิภาพของวงจรรอง Savitzky - Golay แบบสองมิติในการประยุกต์หาเส้นขอบของต่อมไทรอยด์ในภาพอัลตราซาวนด์
4. วิเคราะห์ และสรุปผลงานวิจัย
5. เรียบเรียงผลงานวิจัย พิมพ์ผลงาน และจัดทำรายงานฉบับสมบูรณ์

1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- เรียนรู้ถึงข้อดีและข้อเสีย ตลอดจนข้อจำกัดของวงจรรองแบบ Savitzky - Golay ในการขจัดสัญญาณรบกวนในภาพอัลตราซาวนด์
- ทราบถึง ประสิทธิภาพของวงจรรอง Savitzky - Golay แบบสองมิติในการประยุกต์หาเส้นขอบของต่อมไทรอยด์ในภาพอัลตราซาวนด์เพื่อเป็นพื้นฐานสำหรับใช้ในระบบข้อมูลเพื่อการวินิจฉัยของแพทย์ (System integration) เช่น การคำนวณขนาดหรือปริมาตรของบริเวณที่สนใจ หรือการสร้างภาพสามมิติจากอนุกรมภาพอัลตราซาวนด์

ในบทที่ 2 จะกล่าวถึงหลักการของวงจรรอง Savitzky - Golay แบบหนึ่งมิติ และแบบสองมิติ ในบทที่ 3 เป็นการทดสอบประสิทธิภาพของวงจรรอง Savitzky - Golay แบบสองมิติเปรียบเทียบกับวงจรรองมัลติฐาน และการวิเคราะห์ผลการทดสอบในการขจัดสัญญาณรบกวนในภาพอัลตราซาวนด์ บทที่ 4 เป็นการทดสอบการใช้งานของวงจรรอง Savitzky - Golay แบบสองมิติในการประยุกต์เพื่อหาเส้นขอบของต่อมไทรอยด์ในภาพอัลตราซาวนด์

บทที่ 2

การลดทอนสัญญาณรบกวนในภาพอัลตราซาวนด์

เนื่องจากความไม่สม่ำเสมอของความเข้มในภาพอัลตราซาวนด์ การขจัดสัญญาณรบกวนในภาพอัลตราซาวนด์ ที่สามารถคงความคมชัดของเส้นขอบ จึงมีความสำคัญอย่างยิ่งต่อการคำนวณเส้นขอบของต่อมไทรอยด์ในภาพอัลตราซาวนด์ วงจรกรองมัธยฐานนั้น แม้ว่าจะมีความสามารถในการลดทอนสัญญาณรบกวน และคงสภาพขอบไว้ได้ดี แต่มีข้อเสียคือใช้เวลาในการเรียงข้อมูลเพื่อหาค่ามัธยฐานนานมาก รายงานฉบับนี้จึงได้พัฒนาวงจรกรอง Savitzky - Golay แบบสองมิติขึ้น เพื่อใช้กับภาพอัลตราซาวนด์ โดยประยุกต์ดัดแปลงมาจากวงจรกรองสัญญาณรบกวนหนึ่งมิติของ Savitzky - Golay [6] ที่นิยมใช้สำหรับขจัดสัญญาณรบกวนจากเครื่องสเป็คโตรมิเตอร์ในงานวิจัยทางเคมี วงจรกรองของ Savitzky - Golay นั้นมีคุณสมบัติในการรักษาค่าโมเมนต์อันดับสูงของฟังก์ชัน จึงไม่เพิ่มไบแอสในกรณีที่โครงสร้างของฟังก์ชันมีอนุพันธ์อันดับสองขึ้นไปไม่เป็นศูนย์ และยังคงสภาพของขอบไว้ได้ดี นอกจากนี้วงจรกรองแบบนี้ยังมีโครงสร้างไม่ซับซ้อน ใช้เวลาในการคำนวณน้อยกว่าวงจรกรองมัธยฐาน เมื่อหน้าตาที่ใช้คำนวณมีขนาดใหญ่ จึงเหมาะแก่การพัฒนาเพื่อนำไปใช้ลดทอนสัญญาณรบกวนในภาพอัลตราซาวนด์ ในบทนี้ได้ทำเสนอการพัฒนาวงจรกรอง Savitzky - Golay เพื่อการลดทอนสัญญาณรบกวนในภาพ

2.1 หลักการของวงจรกรองหนึ่งมิติของ Savitzky - Golay

ปัจจุบันวงจรกรองสัญญาณรบกวนของ Savitzky - Golay มีใช้กันอย่างแพร่หลายในสาขาวิศวกรรมเคมี วงจรกรองดังกล่าวเสนอขึ้น สำหรับกรองสัญญาณคลาดเคลื่อนจากการสุ่มสัญญาณหนึ่งมิติให้เรียบขึ้น เพื่อให้สามารถคำนวณค่าอนุพันธ์ของสัญญาณได้ และยังคงความสูงของค่ายอดของข้อมูลเอาไว้ การลดทอนสัญญาณรบกวน ทำโดยใช้ฟังก์ชันพหุนามต่อเนื่องมาแทนที่สัญญาณขาเข้าในหน้าตาที่พิจารณา ทำให้ได้ข้อมูลที่เรียบขึ้น

ซึ่งฟังก์ชันที่นำมาแทนที่นั้น ต้องเหมาะกับลักษณะยอดของสัญญาณขาเข้าด้วย กล่าวคือการเลือกค่าสัมประสิทธิ์ของเส้นโค้งพหุนามดังกล่าว จะอยู่ภายใต้เงื่อนไขที่ทำให้ความผิดพลาดเนื่องจากการแทนที่มีค่าน้อยที่สุด

ถ้าเราพิจารณาอนุกรมของข้อมูลซึ่งมีค่า f_i เมื่อ $i = \dots, -1, 0, 1, \dots$ ตามลำดับ และ m เป็นดัชนีตำแหน่งของข้อมูลในหน้าต่างที่กำลังพิจารณามีค่าเป็น $-M, \dots, M$ ให้ p_i เป็นเส้นโค้งพหุนามที่มีอันดับสูงสุดของ m เป็น K ดังสมการ

$$p_i(m) = \sum_{k=0}^K a_k m^k \quad (2.1)$$

สัญญาณออกของวงจรรองของ Savitzky-Golay g_i คำนวณโดยการบรรจุเส้นโค้งพหุนาม p_i ให้กับข้อมูล f_{i-M}, \dots, f_{i+M} โดยใช้ หลักการของค่ากำลังสองเฉลี่ยของความคลาดเคลื่อนจากการบรรจุที่น้อยที่สุด ดังนี้

$$\sum_{m=-M}^M (p_i(m) - f_{i+m})^2 \rightarrow 0 \quad (2.2)$$

หรือ

$$\frac{\partial}{\partial a_k} \sum_{m=-M}^M (p_i(m) - f_{i+m})^2 = 0 \quad (2.3)$$

ซึ่งค่าสัมประสิทธิ์ของพหุนามที่ทำให้เกิดเงื่อนไข (2.3) จะได้จากสมการ

$$\vec{a} = (\mathbf{A}^T \mathbf{A})^{-1} (\mathbf{A}^T \vec{f}) \quad (2.4)$$

โดยที่ \vec{a} แทน $(a_0, a_1, \dots, a_K)^T$ และ \vec{f} แทน $(f_{i-M}, \dots, f_{i+M})^T$ ส่วน \mathbf{A} เป็นเมทริกซ์ที่สร้างขึ้นจาก

$$A_{qr} = m(q)^{k(r)} \quad (2.5)$$

เมื่อ $m(q) = q - M - 1$ สำหรับ $q = 1, \dots, 2M + 1$ และ $k(r) = r - 1$ สำหรับ $r = 1, \dots, K + 1$

ค่าสัญญาณออกของวงจรรอง g_i จะเท่ากับค่าของ p_i ที่ตำแหน่ง $m = 0$ หรือ a_0 นั้นเอง การคำนวณค่า a_0 จึงเป็นเพียงการคำนวณแถวแรกของสมการ (2.5) เท่านั้นดังนี้

$$a_0 = \sum_{m=-M}^M \alpha_m f_{i+m} \quad (2.6)$$

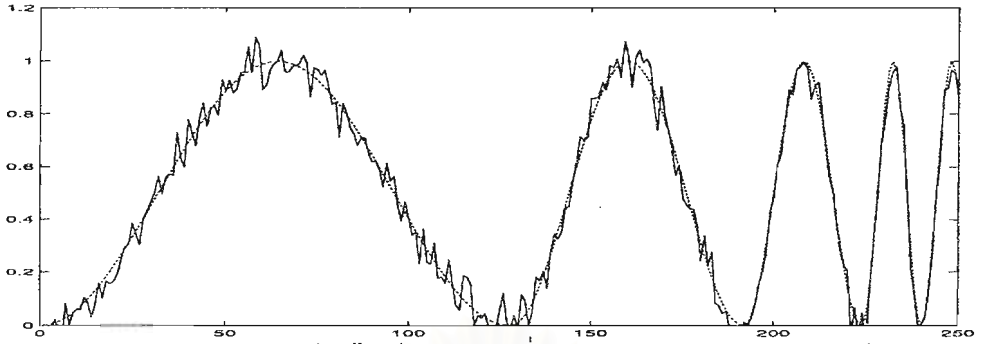
เมื่อ

$$\alpha_m = \{(A^T A)^{-1} (A^T \vec{e}_{m+M+1})\}_1 \quad (2.7)$$

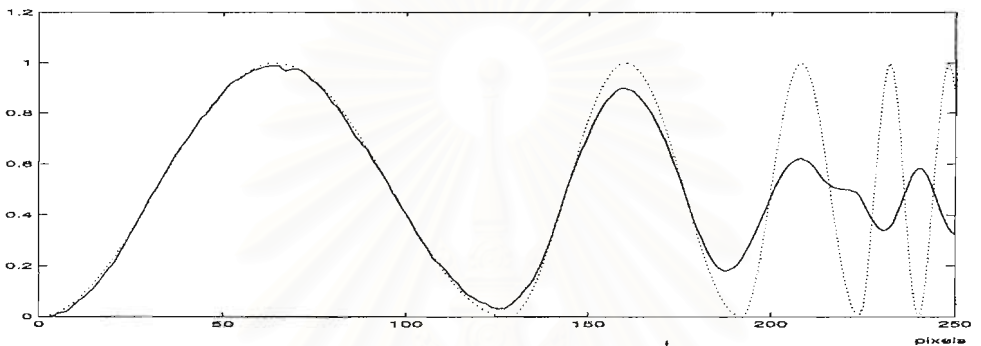
สัญลักษณ์ $\{ \}_1$ แทนสมาชิกตัวแรกของเวกเตอร์และ \vec{e}_{m+M+1} แทนเวกเตอร์ขนาดหนึ่งหน่วยที่มีสมาชิกตัวที่ $m + M + 1$ เป็นหนึ่ง การคำนวณโดยสมการ (2.6) เป็นเพียงการบวกที่มีจำนวนครั้งเท่ากับขนาดหน้าต่าง $(2M + 1)$ เท่านั้น ซึ่งเป็นข้อดีของวงจรรองชนิดนี้คือใช้เวลาในการคำนวณเร็วมาก

นอกจากนี้ด้วยโครงสร้างแบบไม่เชิงเส้น ยังทำให้สามารถคงค่ายอดของฟังก์ชันได้ดีกว่าวงจรรองที่ใช้ค่าเฉลี่ยธรรมดา ดังแสดงไว้ในรูปที่ 2.1 ในรูปเป็นการเปรียบเทียบประสิทธิภาพการลดทอนสัญญาณแบบเกาส์เซียนที่มีค่าแปรปรวนเท่ากับ 0.05 ระหว่างวงจรรองเฉลี่ย (mean filter) และวงจรรองของ Savitzky - Golay อันดับที่สองและสี่ โดยเส้นประเป็นฟังก์ชันเริ่มต้นก่อนใส่สัญญาณรบกวน แม้ว่าวงจรรองเฉลี่ยจะเป็นที่ยอมรับในการลดทอนสัญญาณรบกวน แต่การหาค่าเฉลี่ยจะทำให้องค์ประกอบความถี่สูงหรือความคมชัดของเส้นขอบหายไป ดังในรูปที่ 2.1 (ข) ขณะที่วงจรรองของ Savitzky - Golay คงความสูงของยอดไว้ได้ดีกว่า ดังรูปที่ 2.1 (ค) และ (ง) โดยที่การลดทอนสัญญาณรบกวนของวงจรรอง Savitzky - Golay จะมีประสิทธิภาพดีใกล้เคียงกับวงจรรองเฉลี่ย เมื่ออันดับของพหุนามที่ใช้มีค่าต่ำ ขณะที่การคงค่ายอดของฟังก์ชันจะทำได้ดี เมื่อใช้พหุนามอันดับสูง และถ้าทดสอบวงจรรองแต่ละชนิดกับฟังก์ชันไซน์แปรความถี่ที่ลดทอนขนาด (attenuate) ด้วยฟังก์ชันเอกซ์โพเนนเชียลลบ พบว่าวงจรรองเฉลี่ยนั้นถึงแม้มีประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนดี แต่จะสูญเสียขอบที่มีความชันขอบสูงๆ ไป

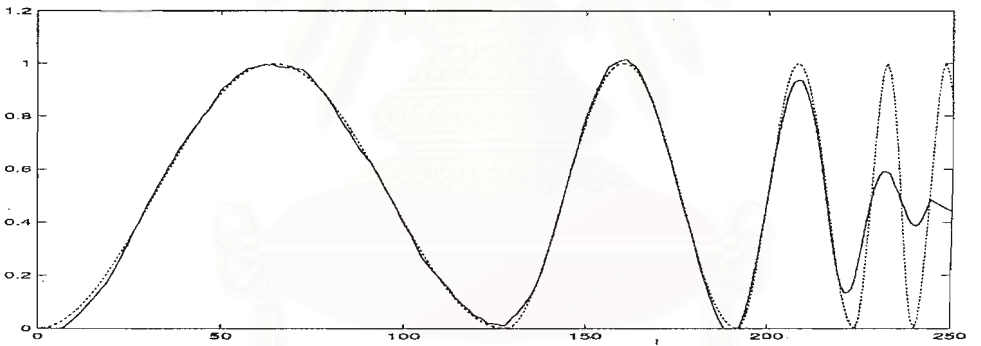
ในขณะที่วงจรรอง Savitzky - Golay คงสภาพขอบไว้ได้ดีกว่า แม้ว่าจะมีประสิทธิภาพการลดทอนสัญญาณรบกวนด้อยกว่าเล็กน้อย ด้วยความสามารถในการคงความคมชัดของขอบไว้ได้นี้ รวมกับการใช้เวลาในการคำนวณต่ำ ทำให้วงจรรองชนิดนี้เหมาะสมที่จะนำมาประยุกต์ใช้กับการกรองสัญญาณรบกวนในภาพอัลตราซาวนด์ โดยการขยายหลักการใช้งานของวงจรรองชนิดนี้มาเป็นแบบสองมิติ



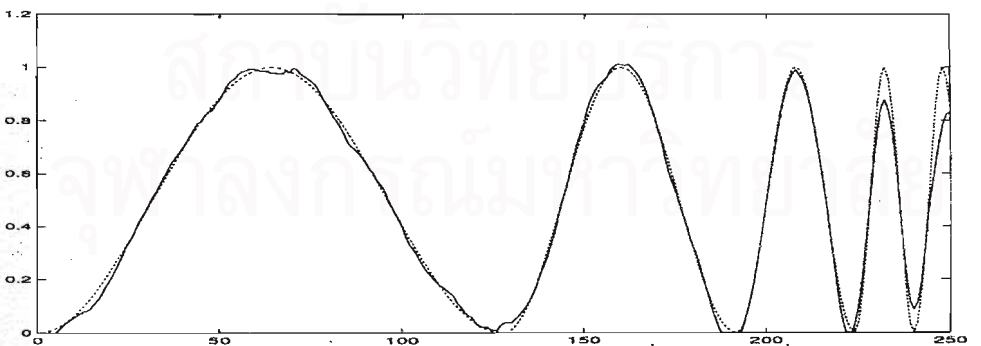
(ก) ฟังก์ชันไซน์แปรความถี่บวกสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียน



(ข) สัญญาณหลังจากผ่านวงจรรองเฉลี่ยขนาด 25 พิกเซล

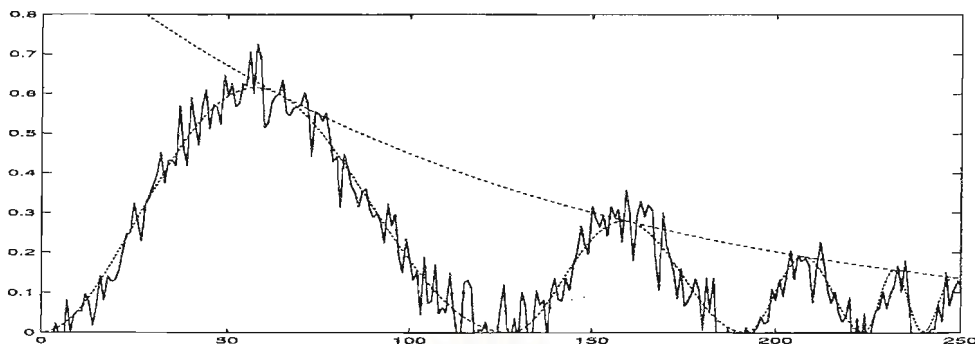


(ค) สัญญาณหลังจากผ่านวงจรรอง Savitzky - Golay แบบหนึ่งมิติอันดับสองขนาด 25 พิกเซล

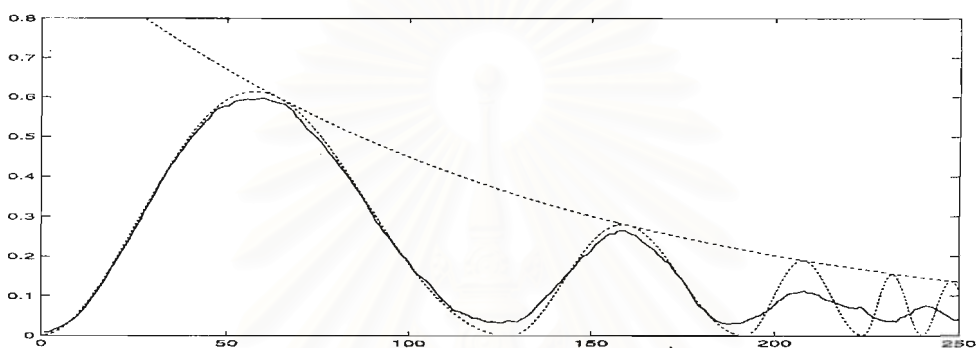


(ง) สัญญาณหลังจากผ่านวงจรรอง Savitzky - Golay แบบหนึ่งมิติอันดับสี่ขนาด 25 พิกเซล

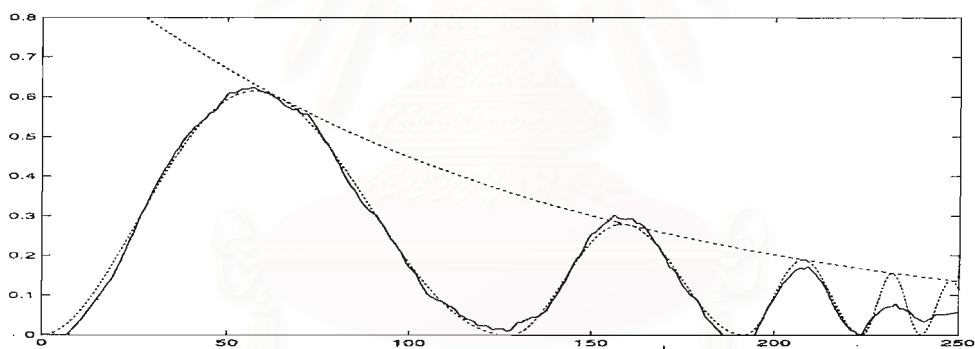
รูปที่ 2.1: เปรียบเทียบประสิทธิภาพในการกรองสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียนและการคงสภาพขอบระหว่างวงจรรอง Savitzky - Golay หนึ่งมิติกับวงจรรองเฉลี่ย เมื่อแทนนอนในรูปมีหน่วยเป็นพิกเซล



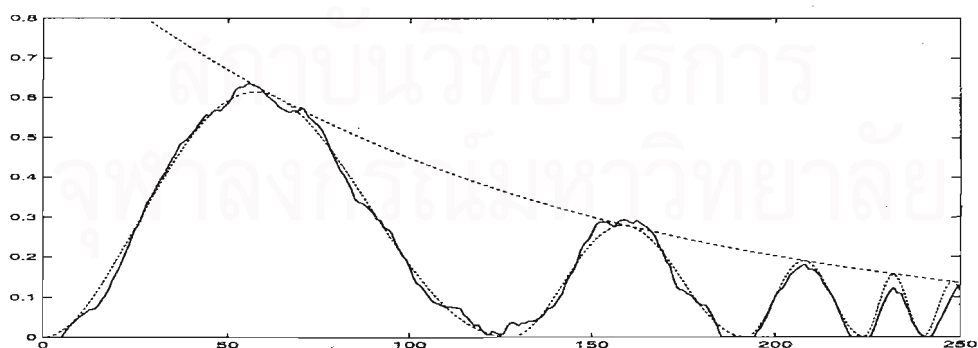
(ก) ฟังก์ชันไซน์ที่ถูกลดทอนขนาดบวกสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียน



(ข) สัญญาณหลังจากผ่านวงจรรองเฉลี่ยขนาด 25 พิกเซล



(ค) สัญญาณหลังจากผ่านวงจรรอง Savitzky - Golay แบบหนึ่งมิติอันดับสองขนาด 25 พิกเซล



(ง) สัญญาณหลังจากผ่านวงจรรอง Savitzky - Golay แบบหนึ่งมิติอันดับสี่ขนาด 25 พิกเซล

รูปที่ 2.2: เปรียบเทียบประสิทธิภาพในการกรองสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียนและการคงสภาพขอบระหว่างวงจรรอง Savitzky - Golay หนึ่งมิติกับวงจรรองเฉลี่ย เมื่อสัญญาณเข้าถูกลดทอนขนาด

2.2 วงจรกรอง Savitzky - Golay แบบสองมิติ

ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงการขยายหลักการของวงจรกรอง Savitzky - Golay มาประยุกต์ใช้กับข้อมูลสองมิติ ซึ่งถ้าเราพิจารณาข้อมูลสองมิติ f_{ij} เมื่อ $i, j = \dots, -1, 0, 1, \dots$ และให้ p_{ij} เป็นระนาบพหุนามที่จะใช้บรรจุให้กับ $f_{i+m, j+n}$ เมื่อ $m = -M, \dots, M$ และ $n = -N, \dots, N$ เป็นดัชนีตำแหน่งของหน้าต่างของวงจรกรองขนาด $(2M+1)(2N+1)$ การบรรจุระนาบพหุนามเพื่อจัดสัญญาณรบกวนนั้น ต้องการให้เกิดความคลาดเคลื่อนจากการบรรจุน้อยที่สุด เช่นเดียวกับการบรรจุเส้นโค้งพหุนามของวงจรกรอง Savitzky - Golay หนึ่งมิติ โดยสมการของพหุนาม p_{ij} ที่มีอันดับ K สำหรับค่า m และอันดับ L สำหรับค่า n จะเป็นดังสมการ

$$p_{ij}(m, n) = \sum_{k=0}^K \sum_{l=0}^L a_{k,l} m^k n^l \quad (2.8)$$

เพื่อให้การคำนวณสัมประสิทธิ์ของระนาบพหุนาม สามารถใช้วิธีเดียวกับของวงจรกรองของ Savitzky - Golay แบบหนึ่งมิติได้ จึงจัดรูปแบบใหม่โดยนิยามดัชนีของอันดับพหุนาม $r = 1, \dots, (K+1)(L+1)$ แล้วเขียนสมการ (2.8) ใหม่ได้เป็น

$$p_{ij}(m, n) = \sum_{r=1}^{(K+1)(L+1)} a_{k(r), l(r)} m^{k(r)} n^{l(r)} \quad (2.9)$$

เมื่อ $k(r) = \lceil (r-1)/(L+1) \rceil$ และ $l(r) = (r-1) \bmod (L+1)$ ตามลำดับ โดย $\lceil \cdot \rceil$ แทนการปัดเศษขึ้นเป็นจำนวนเต็มทีใกล้ที่สุด และ \bmod แทนการหารเอาเศษ

สำหรับสัมประสิทธิ์ของพหุนาม $a_{k(r), l(r)}$ เราเขียนให้อยู่ในรูปเวกเตอร์ตามสมการ

$$\vec{a} = (a_{k(r), l(r)} : r = 1, \dots, (K+1)(L+1))^T \quad (2.10)$$

และในทำนองเดียวกันถ้านิยามดัชนีตำแหน่ง $q = 1, \dots, (2M+1)(2N+1)$ เราจะสามารถจัดรูป $f_{i+m, j+n}$ ให้เป็นเวกเตอร์ได้ดังนี้

$$\vec{f} = (f_{i+m(q), j+n(q)} : q = 1, \dots, (2M+1)(2N+1))^T \quad (2.11)$$

เมื่อ $m(q) = \lceil (q-1)/(2N+1) - M \rceil$ และ $n(q) = (q-1) \bmod (2N+1) - N$ ตามลำดับ

การจัดรูปสัมประสิทธิ์ \vec{a} และ \vec{f} ตามสมการ (2.10) และ (2.11) นั้น ทำให้สามารถคำนวณ \vec{a} ได้โดยใช้สมการ (2.4) เช่นเดียวกับวงจรกรอง Savitzky - Golay แบบหนึ่งมิติโดย

$$A_{qr} = m(q)^{k(r)} n(q)^{l(r)} \quad (2.12)$$

สัญญาณออกของวงจรรอง Savitzky- Golay แบบสองมิติ g_{ij} นั่นก็คือค่าของระนาบพหุนาม $p_{ij}(m, n)$ เมื่อ $m = n = 0$ หรือ $a_{0,0}$ ซึ่งจะได้มาในทำนองเดียวกันกับสมการ (2.6) นั่นคือ

$$a_{0,0} = \sum_{m=-M}^M \sum_{n=-N}^N \alpha_{m,n} f_{i+m, j+n} \quad (2.13)$$

เมื่อ

$$\alpha_{m,n} = \{(\mathbf{A}^T \mathbf{A})^{-1} (\mathbf{A}^T \vec{e}_{(m+M+1, n+N+1)})\}_1 \quad (2.14)$$

โดยเมทริกซ์ \mathbf{A} คำนวณโดยใช้สมการ (2.12) และ $\vec{e}_{m+M+1, n+N+1}$ เป็นเวกเตอร์สองมิติขนาดหนึ่งหน่วยที่มีสมาชิก ณ ตำแหน่ง $(m + M + 1, n + N + 1)$ เป็นหนึ่ง ซึ่งถ้าเราให้ $K = L = 0$ วงจรรองที่ได้ก็จะเหมือนกับวงจรรองเฉลี่ย

แม้ว่าการใช้งานวงจรรอง Savitzky- Golay สองมิติที่ประยุกต์ขึ้น เพื่อขจัดสัญญาณรบกวนในภาพ จะมีสมมติฐานที่ว่าวงจรรองดังกล่าวจะทำงานได้ดี เมื่อความเข้มของภาพสามารถประมาณได้ด้วยฟังก์ชันพหุนาม แต่การทดสอบประสิทธิภาพในบทความนี้แสดงให้เห็นว่าวงจรรองสามารถทำงานได้ดี ทั้งกับภาพที่สร้างขึ้นจากคอมพิวเตอร์ ภาพจากธรรมชาติ และภาพอัลตราซาวด์ของต่อมไทรอยด์

บทที่ 3

การทดสอบประสิทธิภาพของวงจรรอง

เพื่อทดสอบประสิทธิภาพของวงจรรอง Savitzky - Golay ในการวิจัยได้ใช้ภาพทดสอบที่ใส่สัญญาณรบกวนแบบจุด อันเป็นสัญญาณรบกวนหลักของภาพอัลตราซาวนด์ และเปรียบเทียบผลที่ได้กับเมื่อใช้วงจรรองมัธยฐาน ซึ่งเป็นวงจรรองที่เป็นที่ยอมรับว่าสามารถขจัดสัญญาณรบกวนแบบจุดได้ดี วงจรรองชนิดนี้จะเรียงค่าความเข้มในแต่ละหน้าต่าง เพื่อหาค่ามัธยฐานที่จะนำมาแทน ณ จุดกึ่งกลางหน้าต่าง ดังนั้นภาพที่ผ่านวงจรรองนี้จึงมีความเรียบขึ้น เป็นการขจัดสัญญาณรบกวนวิธีหนึ่ง ในด้านเวลาที่ใช้ในการคำนวณ ความสามารถในการลดทอนสัญญาณ การคงความคมชัดของเส้นขอบ และเส้นขอบที่ได้เมื่อนำไปตรวจจับเส้นขอบด้วยวงจรรองจับเส้นชนิดเดียวกัน จากนั้นจึงนำไปทดสอบกับภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์ เพื่อวิเคราะห์ประสิทธิภาพของวงจรรองในการใช้งานจริง

3.1 สัญญาณรบกวนแบบจุดในภาพอัลตราซาวนด์

สัญญาณรบกวนหลักในภาพอัลตราซาวนด์เป็นสัญญาณรบกวนแบบจุด (speckle) อันเป็นปรากฏการณ์สุ่ม ซึ่งเกิดจากการรบกวนกัน ระหว่างคลื่นอัลตราซาวนด์ที่สะท้อนกลับจากตัวสะท้อนเล็กๆ (scatter) ที่มีกระจัดกระจายอยู่ทั่วไปในเนื้อเยื่อ สัญญาณรบกวนดังกล่าวมีการแจกแจงแบบเรย์ลีหากการสะท้อนเกิดขึ้นอย่างสมบูรณ์ เรียกว่า *fully-formed speckle* การแจกแจงในลักษณะดังกล่าวเกิดขึ้น เนื่องจากสมมติฐานที่ว่า ผลรวมแบบเฟสเซอร์ของคลื่นที่สะท้อนกลับจากตัวสะท้อนนั้น มีการแจกแจงร่วม (joint distribution) ของค่าจริง (X_r) และค่าจินตภาพ (X_i) เป็นแบบเกาส์เซียน ตามหลักการของทฤษฎีบทลิมิตกลาง (Central Limit Theorem) ดังสมการ

$$p_{X_r, X_i}(X_r, X_i) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{X_r^2 + X_i^2}{2\sigma^2}\right) \quad (3.1)$$

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

$$p_X(X) = \rho^2 X \exp\left(-\frac{X^2 \rho^2}{2}\right) \quad (3.2)$$

โดย ρ เป็นพารามิเตอร์ลักษณะสมบัติของการแจกแจงแบบเรย์ลี ซึ่งสัมพันธ์กับ σ^{-1} ของสมการ (3.1) แบบเชิงเส้น

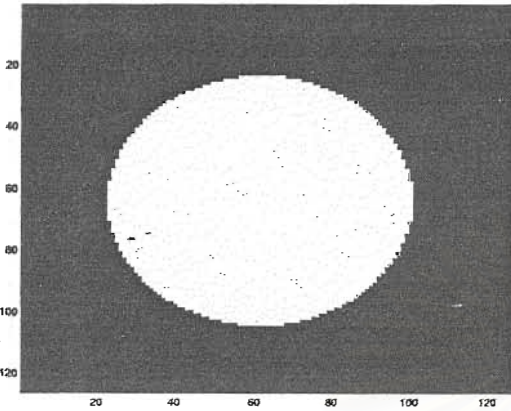
ผลกระทบของสัญญาณรบกวนแบบจุดต่อค่าความเข้มของภาพจะเป็นแบบคูณ [7] ตามสมการ

$$f = NI \quad (3.3)$$

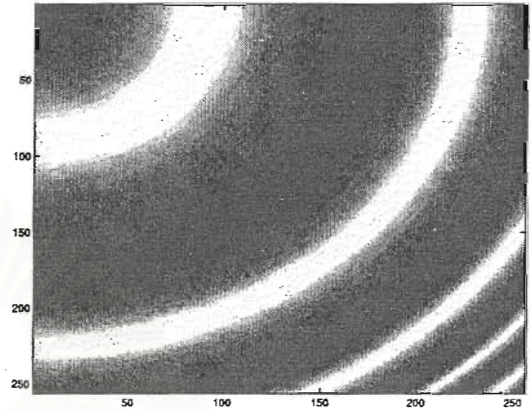
โดยที่ I เป็นความเข้มของภาพ N เป็นสัญญาณรบกวนที่มีการแจกแจงแบบเรย์ลี และ f เป็นความเข้มของภาพที่ได้หลังคูณ

3.2 ภาพที่ใช้ในการทดสอบ

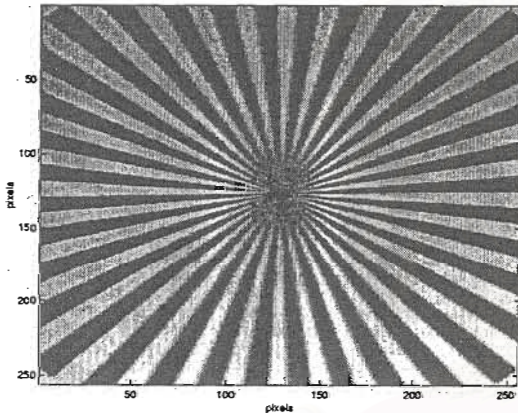
ภาพที่ใช้ในการทดสอบเป็นภาพที่สร้างขึ้น จากสมการทางคณิตศาสตร์จำนวน 4 ภาพดังรูปที่ 3.1 (ก) ถึง (ง) เพื่อทดสอบประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนเมื่อมีทิศทางของเส้นขอบและความชันของเส้นขอบต่างๆ กัน และภาพธรรมชาติอีกสองภาพดังรูปที่ 3.1 (จ) และ (ฉ) ซึ่งเป็นรูปเม็ดเลือดแดง และเกรนของอะลูมิเนียมตามลำดับ (ตัวเลขในรูปเป็นดัชนีตำแหน่งของพิกเซล) โดยเลือกภาพที่มีลักษณะใกล้เคียงกับภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์ เช่น มีรูปแบบเส้นขอบไม่ซับซ้อน มีโทนความเข้มใกล้เคียงกัน ในการทดสอบจะนำภาพทดสอบทั้งหมดมาใส่สัญญาณรบกวนแบบจุดตามสมการ (3.2) และ (3.3) เพื่อพิจารณาการทำงานของวงจรกรองในสภาพที่ใกล้เคียงกับภาพอัลตราซาวนด์ จากนั้นจึงทดลองนำวงจรกรองไปใช้งานจริงกับภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์



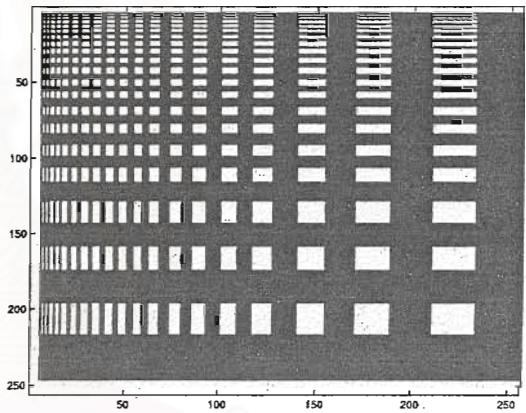
(ก)



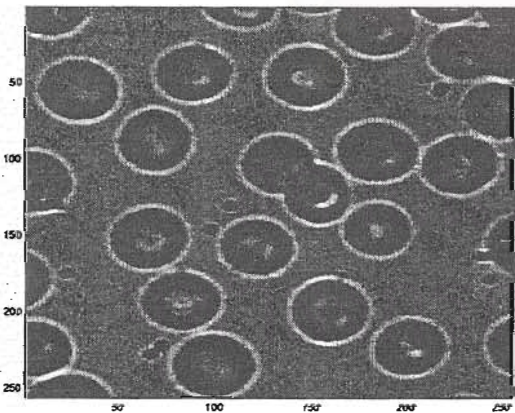
(ข)



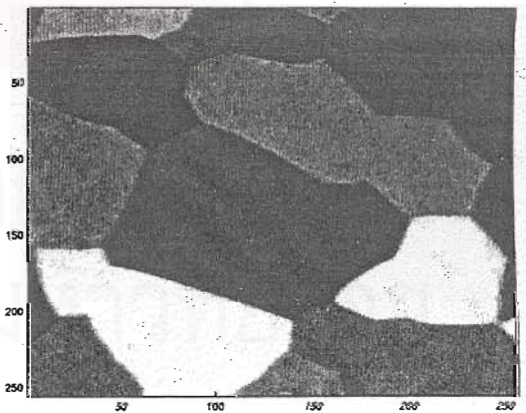
(ค)



(ง)

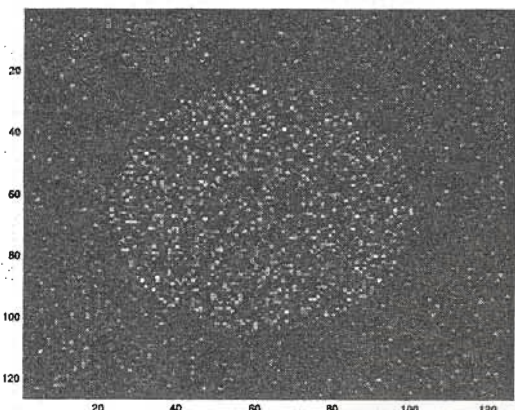


(จ)

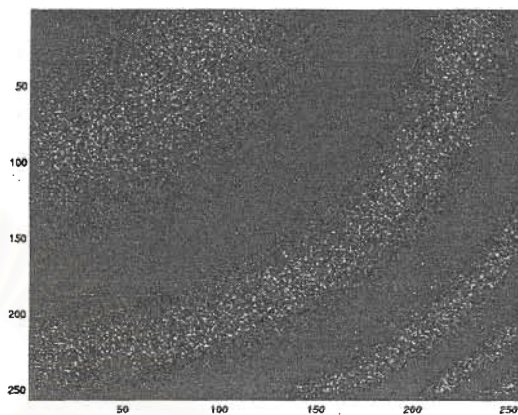


(ฉ)

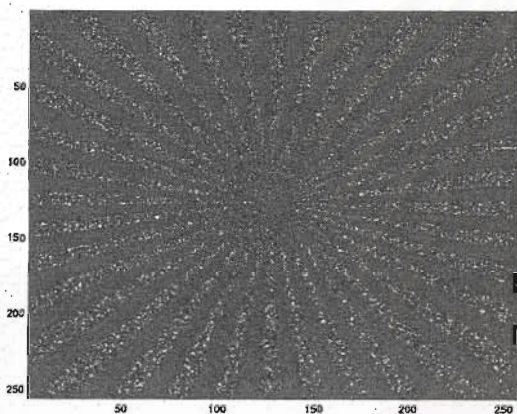
รูปที่ 3.1: ตัวอย่างภาพที่ใช้ทดสอบประสิทธิภาพของวงจรรอง



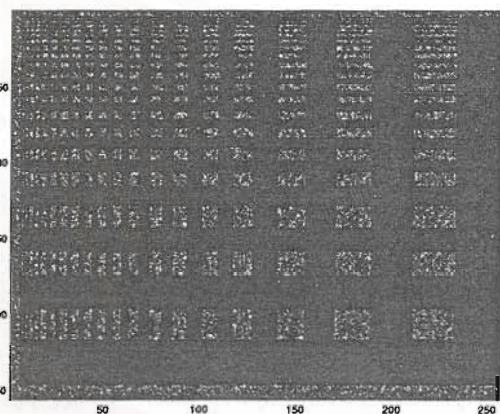
(ก)



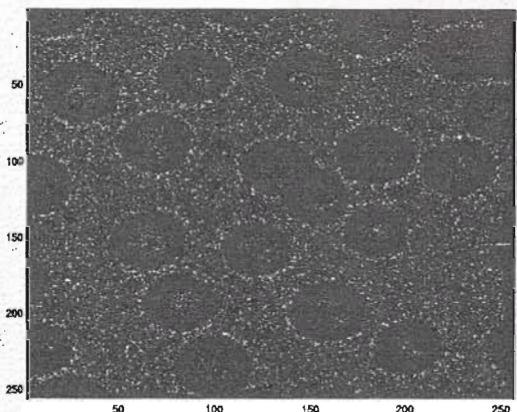
(ข)



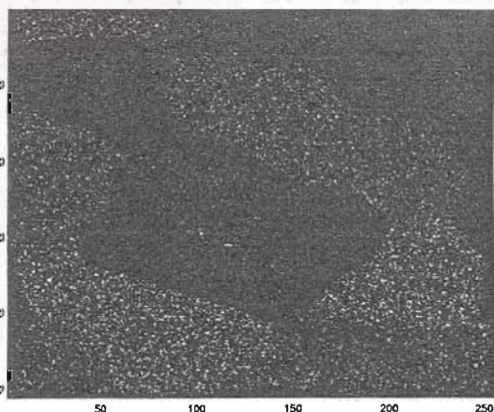
(ค)



(ง)

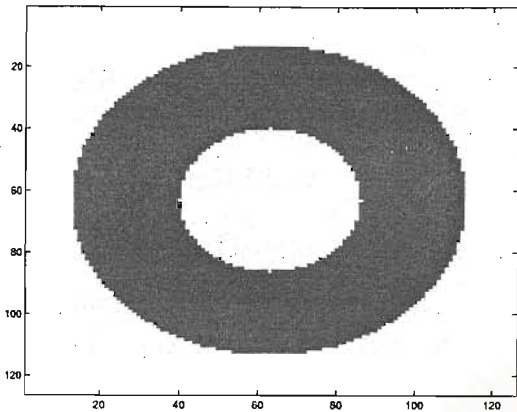


(จ)

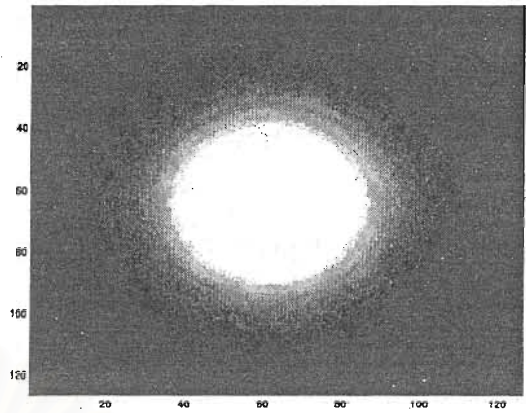


(ฉ)

รูปที่ 3.2: ตัวอย่างภาพทดสอบที่ใส่สัญญาณรบกวนแล้ว



(ก)



(ข)

รูปที่ 3.3: บริเวณที่ใช้คำนวณค่า RMSE และภาพทดสอบที่มีความชันต่ำ

3.3 ขั้นตอนการทดสอบเพื่อวิเคราะห์ประสิทธิภาพของวงจรรอง

- เพื่อวิเคราะห์ความสามารถในการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดของวงจรรอง ได้ใช้รูปที่ 3.1 (ก) ที่คุณสัญญาณรบกวนแบบจุดด้วยพารามิเตอร์ $\rho = 0.1$ แล้วในการทดสอบดังรูปที่ 3.2 (ก) โดยใช้ รากของค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ย (root mean square error, RMSE) เทียบกับขนาดหน้าต่างเป็นเกณฑ์ตัดสิน การคำนวณค่า RMSE จะทำเฉพาะในบริเวณที่มีความเข้มคงตัว (บริเวณที่เป็นสีขาวในรูปที่ 3.3 (ก)) เพื่อลดการไบแอสของค่าความเข้ม ณ บริเวณขอบ

$$RMSE = \frac{1}{C} \sqrt{\sum_{k=1}^C (I_k - G_k)^2} \quad (3.4)$$

เมื่อ I เป็นความเข้มของภาพก่อนใส่สัญญาณรบกวน C เป็นจำนวนพิกเซลทั้งหมดที่เป็นสีขาวในรูปที่ 3.3 (ก) ส่วน G นั้นเป็นค่าที่สัมพันธ์กับเป็นภาพหลังจากผ่านวงจรรอง g ดังนี้

$$G = g/[N] \quad (3.5)$$

เมื่อ $[N]$ เป็นค่าคาดหวังหรือค่าเฉลี่ยของสัญญาณรบกวน N ความจำเป็นของการใช้ค่า G ในสมการ (3.4) เนื่องจากสัญญาณรบกวนที่นำมาคูณให้ภาพนั้น มีค่าเฉลี่ยไม่เท่ากับศูนย์ ทำให้ภาพหลังใส่สัญญาณรบกวนมีค่าเฉลี่ยน้อยกว่าภาพเริ่มต้น $1/[N]$ เท่า จึงต้องคูณกลับเพื่อให้ได้ค่าเฉลี่ยของภาพเท่าเดิมสำหรับการคำนวณค่า RMSE โดย $[N]$ คำนวณได้จากพารามิเตอร์การแจกแจงแบบเรย์ลีสดังนี้

$$[N] = \sqrt{\frac{\pi}{2\rho^2}} \approx \frac{1.253}{\rho} \quad (3.6)$$

วงจรรองที่ใช้เปรียบเทียบได้แก่วงจรรองมัธยฐาน วงจรรอง Savitzky - Golay แบบสองมิติที่มีอันดับ $K = L = 0, 2, 4$ ซึ่งจะเรียกว่า วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์ สอง และสี่ ตามลำดับ โดยวงจรรองที่สามารถลดทอนสัญญาณรบกวนได้ดีจะมีค่า *RMSE* ต่ำ

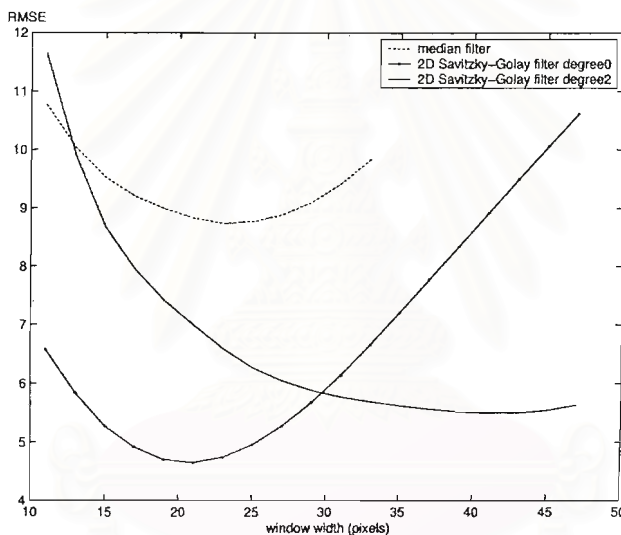
- เพื่อวิเคราะห์ความสามารถในการคงสภาพขอบ โดยเทียบกับขนาดหน้าต่าง ภาพที่ใช้ทดสอบเป็นภาพคล้ายกับรูปที่ 3.1 (ก) ซึ่งขอบมีลักษณะเป็นขั้น (มีความชันประมาณ 90 องศา) ภาพทดสอบที่ใช้จะมีความชันของขอบ เป็น 90, 80, 70, และ 65 องศาตามลำดับ เพื่อวัดการคงลักษณะของขอบที่มีความชันต่าง ๆ กัน ทั้งในกรณีที่มีสัญญาณรบกวนและไม่มีสัญญาณรบกวน ตัวอย่างของภาพที่มีความชันขอบเท่ากับ 70 องศาได้แสดงไว้ในรูปที่ 3.3 (ข) วงจรรองที่สามารถคงสภาพขอบไว้ได้ดี ควรมีค่าเฉลี่ยของความชันเส้นขอบในภาพหลังลดทอนสัญญาณรบกวนใกล้เคียงกับภาพเริ่มต้น
- เพื่อวิเคราะห์การใช้งานร่วมกับวงจรถรวจจับเส้นขอบแบบเกรเดียนต์ การหาเส้นขอบในภาพมักไม่มีประสิทธิภาพ ถ้าภาพดังกล่าวไม่เป็นไปตามสมมติฐานที่ตั้งไว้ สำหรับวงจรถรวจจับเส้นขอบที่ใช้หลักการของเกรเดียนต์ ซึ่งกำหนดจุดที่มีการเปลี่ยนแปลงความเข้มสูงสุดเป็นตำแหน่งขอบ เมื่อนำมาใช้กับภาพที่มีสัญญาณรบกวนสูง ซึ่งไม่ได้มีขนาดเกรเดียนต์สูงสุดเฉพาะที่ตำแหน่งขอบ ตามที่ตั้งสมมติฐานไว้ จึงได้เส้นขอบที่ไม่ต้องการมากมาย ดังนั้นโดยอาศัยหลักการบรรจุนาบบพหุนาม การใช้วงจรรอง Savitzky-Golay สองมิติควรจะลดทอนสัญญาณรบกวน ปรับปรุงภาพให้เข้าใกล้สมมติฐานที่วงจรถรวจจับเส้นขอบแบบเกรเดียนต์ต้องการ และทำให้กับวงจรถรวจจับเส้นขอบทำงานได้ดีขึ้น การวิเคราะห์การใช้งานร่วมกับวงจรถรวจจับเส้นขอบแบบเกรเดียนต์ จะพิจารณาลักษณะเส้นขอบที่ได้เมื่อใช้วงจรรองร่วมกับวงจรถรวจจับเส้นขอบเปรียบเทียบกับเส้นขอบที่ได้เมื่อไม่ได้ใช้วงจรรอง วงจรถรวจจับเส้นขอบที่เลือกใช้นั้นเป็นวงจรถรวจจับเส้นขอบของแคนนี่ สาเหตุที่เลือกใช้วงจรถรวจจับเส้นขอบดังกล่าว เนื่องจากเป็นวงจรถรวจจับเส้นขอบที่มีโครงสร้างง่าย ใช้เวลาในการคำนวณต่ำ ได้รับการยอมรับว่ามีประสิทธิภาพในการตรวจจับเส้นขอบได้ดีในระดับหนึ่ง ให้ผลตอบชัดเจนเพียงผลตอบเดียวต่อหนึ่งขอบ ภาพที่ใช้ในการทดสอบได้แก่รูปที่ 3.1 (ก) ถึง (ง) ซึ่งมีลักษณะและทิศทางของเส้นขอบต่าง ๆ กัน ภาพเม็ดเลือดแดงและภาพเกรนอะลูมิเนียม รวมทั้งภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์ด้วย

3.4 ผลการทดสอบกับภาพทดสอบและการวิเคราะห์ผล เมื่อใช้วงจรรองกับภาพทดสอบ

เมื่อทดสอบการใช้งานวงจรรองทั้งสี่แบบคือวงจรรองมัธยฐาน วงจรรอง Savitzky - Golay แบบสองมิติที่มีอันดับศูนย์ สอง และสี่ ที่เขียนด้วยโปรแกรมภาษา MATLAB บนเครื่องคอมพิวเตอร์ Pentium II - 350, Intel MMX ได้ผลการทดสอบดังต่อไปนี้

3.4.1 ประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนของวงจรรอง

2.5.1.1 กรณีเปรียบเทียบตามขนาดหน้าต่าง



รูปที่ 3.4: ค่า RMSE ของวงจรรองแต่ละชนิดตามขนาดหน้าต่าง

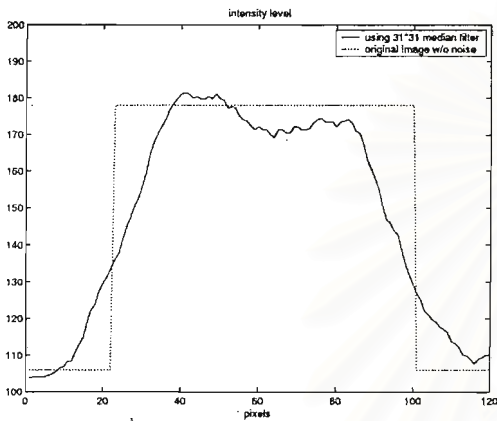
เมื่อเพิ่มขนาดหน้าต่าง ค่า *RMSE* ของทุกวงจรรองจะลดลงเรื่อยๆ จนถึงระดับหนึ่ง แล้วจะเพิ่มขึ้นมาใหม่อีกครั้ง การเพิ่มขึ้นของค่า *RMSE* นี้เกิดขึ้นเนื่องจากการให้น้ำหนักกับพิกเซลอื่นมากเกินไปทำให้เกิดไบแอส ค่าที่ได้จึงต่างจากค่าก่อนใส่สัญญาณรบกวนมาก และยิ่งแตกต่างกันมากขึ้นเรื่อยๆ ถ้าเพิ่มปริมาณของพิกเซลที่นำมาพิจารณา เมื่อเปรียบเทียบระหว่างวงจรรองสองชนิด พบว่าวงจรรอง Savitzky-Golay แบบสองมิติมีค่าความคลาดเคลื่อนต่ำกว่าวงจรรองมัธยฐานมาก โดยวงจรรอง Savitzky-Golay อันดับศูนย์ มีประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณได้ดีกว่าวงจรรองอื่นๆ ที่ขนาดหน้าต่างน้อยกว่า 30 พิกเซล ทั้งนี้เนื่องจากโครงสร้างของวงจรรองดังกล่าว ใกล้เคียงกับความเป็นเชิงเส้นของภาพเริ่มต้น มากกว่าวงจรรอง Savitzky-Golay อันดับสูง อย่างไรก็ตาม ใ้ขนาด

หน้าต่างที่วงจรรอง Savitzky-Golay อันดับศูนย์ทำงานได้ดีนั้น อยู่ในช่วงสั้นกว่าวงจรรอง Savitzky-Golay อันดับสอง ในรูปที่ 3.4 ไม่ได้แสดงค่า $RMSE$ ของวงจรรอง Savitzky-Golay อันดับสี่ เนื่องจากมีค่าความคลาดเคลื่อนสูงมากประมาณ 27-29 (ภาพก่อนใส่สัญญาณรบกวนมีค่า $RMSE$ ประมาณ 62-64) หมายเหตุ จากรูป ได้เริ่มแสดงค่า $RMSE$ ที่ขนาดหน้าต่างเท่ากับ 11×11 พิกเซลเนื่องจากขนาดหน้าต่างที่เล็กกว่านี้ วงจรรองทุกชนิดยังไม่สามารถกรอง สัญญาณรบกวนแบบจุดได้ดีนัก ค่า $RMSE$ จะสูง และให้ผลไม่แตกต่างกันมากสำหรับแต่ละวงจรรอง จึงไม่ได้แสดงเปรียบเทียบไว้ แม้ว่าวงจรรองมีพื้นฐานจะมีศักยภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดอื่นๆได้ดีเมื่อใช้ขนาดหน้าต่างไม่ใหญ่ แต่เมื่อทดลองใช้กับภาพที่ถูกสัญญาณรบกวนแบบจุดที่มีการกระจายตัวแบบเรย์ลี ซึ่งจำลองมาจากภาพอัลตราซาวด์นั้น วงจรชนิดนี้ไม่ได้ให้ผลที่เด่นชัดนักที่ขนาดหน้าต่างขนาดเล็ก กลับให้ภาพที่เรียบและค่อนข้างคมที่หน้าต่างขนาดใหญ่ตั้งแต่ 11×11 พิกเซลขึ้นไป ดังจะแสดงให้เห็นในหัวข้อ 3.5

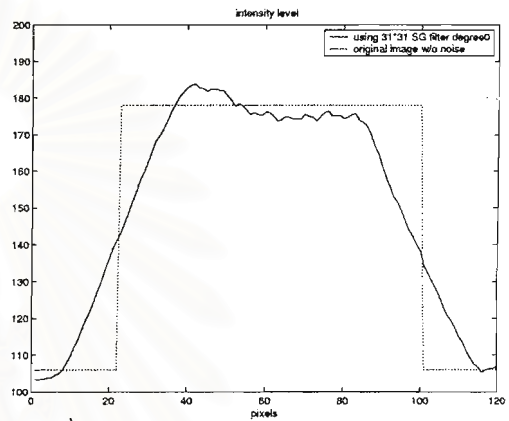
นอกจากนี้อาจต้องหมายเหตุไว้ว่าการให้ค่า $RMSE$ ต่ำหรือสูงไม่ได้บ่งบอกว่า เมื่อคำนวณเส้นขอบจากภาพที่ได้จากวงจรรองจะได้เส้นขอบที่เรียบหรือต่อเนื่อง เพราะค่าดังกล่าวไม่ได้แสดงถึงความเรียบของข้อมูล

ตัวอย่างของค่าความเข้มเมื่อใช้ขนาดหน้าต่างเท่ากันได้แสดงไว้ในรูปที่ 3.5 ส่วนค่าความเข้มเมื่อเลือกใช้ขนาดหน้าต่างที่ให้ $RMSE$ ต่ำสุดได้แสดงไว้ในรูปที่ 3.6 โดยเส้นประในรูปเป็นค่าความเข้มของภาพ ก่อนใส่สัญญาณรบกวน

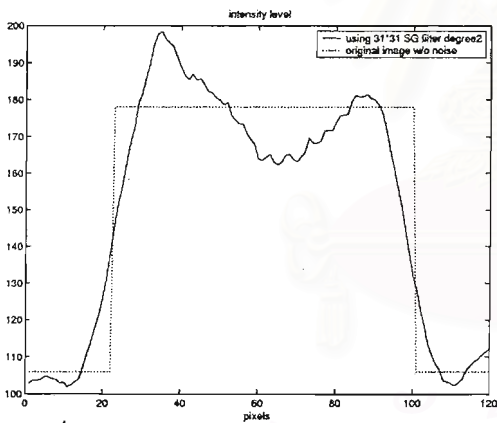
- เมื่อใช้ขนาดหน้าต่างเท่ากัน แล้วเปรียบเทียบวงจรรองทั้ง 4 แบบ รูปที่ 3.5 แสดงให้เห็นว่าวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์ ลดทอนสัญญาณรบกวนได้ดีที่สุด ส่วนวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสี่ ด้านทานต่อสัญญาณรบกวนได้ต่ำสุด ทั้งนี้เพราะว่าวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสี่ มีโครงสร้างที่ยืดหยุ่นมาก สามารถสร้างโมเดลได้ใกล้เคียงกับภาพก่อนเข้าวงจรรอง แต่ภาพดังกล่าวมีสัญญาณรบกวนที่ไม่ต้องการอยู่มากนั่นเอง
- เมื่อพิจารณาที่ค่า $RMSE$ ต่ำสุดของวงจรรองแต่ละแบบ วงจรรองมีพื้นฐานและวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์ จะให้ข้อมูลที่เรียบกว่าวงจรรองแบบอื่น ทั้งนี้ด้วยเหตุผลด้านโครงสร้างของวงจรรอง เช่นเดียวกับวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสี่ นั่นคือ วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์มีโครงสร้างเป็นเชิงเส้น จึงตัดทอนสัญญาณส่วนเกินได้มากกว่า และเรียบกว่าเมื่อใช้โครงสร้างไม่เชิงเส้นของวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสูงๆ ส่วนการเลือกใช้ค่ากลางของพิกเซล



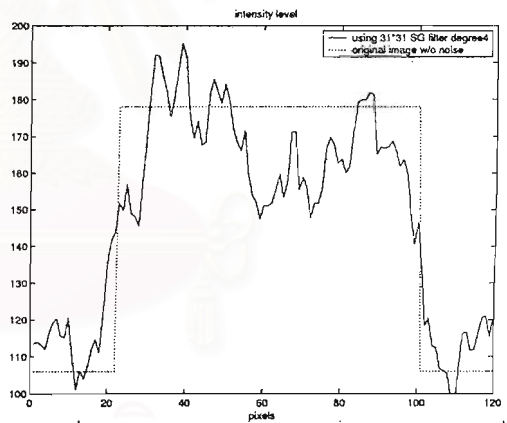
(ก) เมื่อใช้วงจกรองมัธยฐาน



(ข) เมื่อใช้วงจกรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์

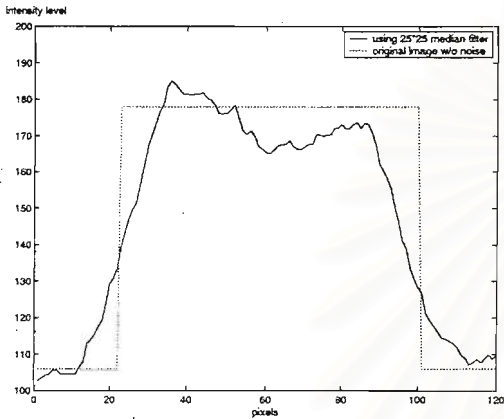


(ค) เมื่อใช้วงจกรอง Savitzky - Golay อันดับสอง

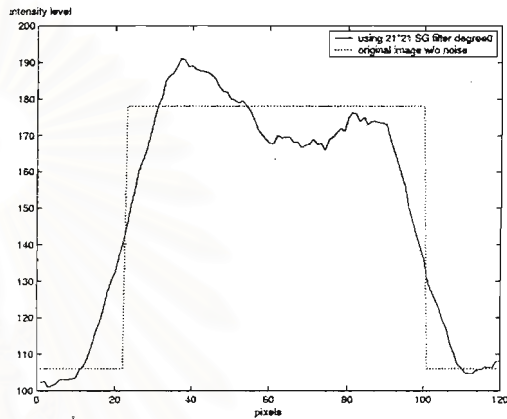


(ง) เมื่อใช้วงจกรอง Savitzky - Golay อันดับสี่

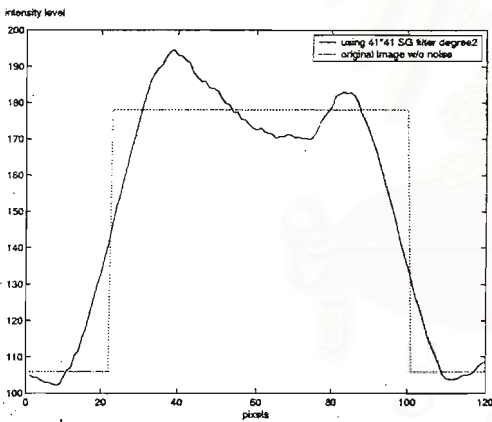
รูปที่ 3.5: ตัวอย่างค่าความเข้มของภาพหลังจากผ่านวงจกรองแต่ละชนิดเมื่อใช้หน้าต่างขนาด 31x31 พิกเซล



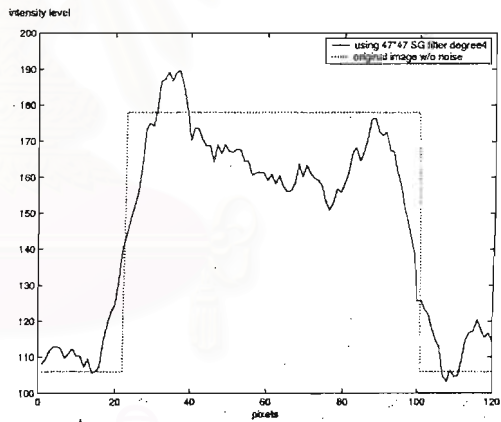
(ก) เมื่อใช้วงจรรองมัธยฐาน



(ข) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์



(ค) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง



(ง) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสี่

รูปที่ 3.6: ตัวอย่างค่าความเข้มของภาพหลังจากผ่านวงจรรองแต่ละชนิดเมื่อใช้ขนาดหน้าต่างที่ให้ค่า RMSE ต่ำสุด

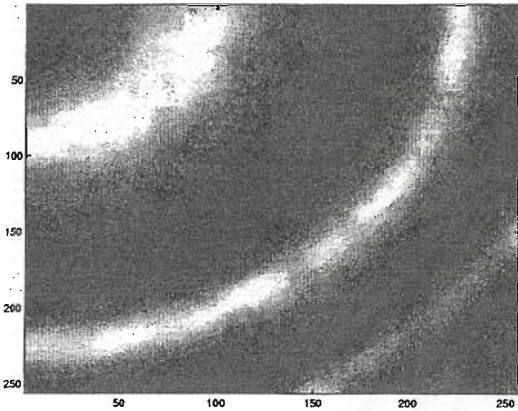
รอบจุดที่พิจารณาเป็นค่ามัธยฐานของวงจรรองมัธยฐาน ก็ทำให้ข้อมูลเรียกว่าการใช้โครงสร้างไม่เชิงเส้นของวงจรรอง Savitzky - Golay ด้วยเช่นกัน

อย่างไรก็ดี การให้ค่า $RMSE$ ต่ำและความเรียบของข้อมูลที่ได้ ของวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์ก็ต้องทดแทนด้วยความสามารถในการคงสภาพขอบที่ลดลง ดังจะแสดงให้เห็นต่อไป

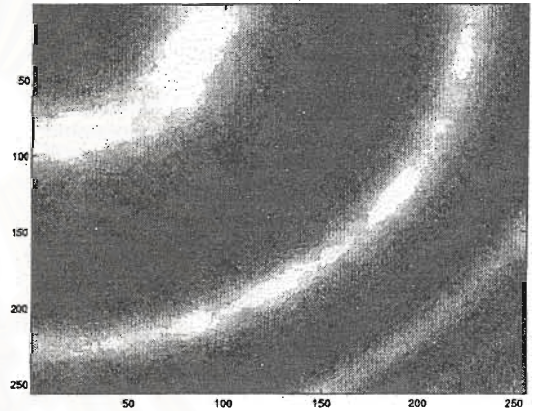
นอกจากการพิจารณาเฉพาะค่า $RMSE$ ของภาพทดสอบ (ก) แล้ว ได้เพิ่มการทดสอบการใช้งานวงจรรองแต่ละชนิดกับภาพลักษณะต่างๆ เพื่อให้เห็นถึงการทำงานของวงจรรองในกรณีต่างๆ กันได้ดีขึ้น ซึ่งผลการทดสอบเป็นดังนี้

2.5.1.2 กรณีเปรียบเทียบตามลักษณะภาพต่างๆ

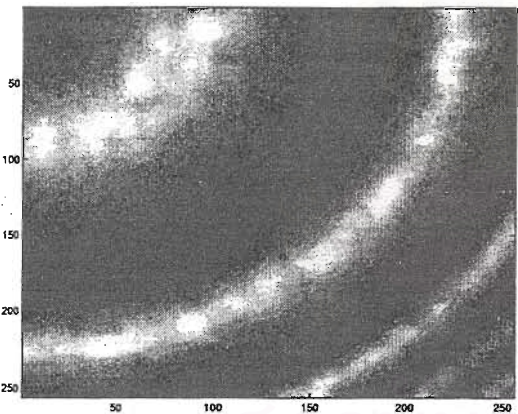
เมื่อเปรียบเทียบที่ขนาดหน้าต่างของวงจรรองเท่า ๆ กัน สำหรับรูปที่ 3.7 ที่มีความชันที่ขอบเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ จากมุมบนซ้ายถึงมุมล่างขวา ถ้าวงจรรองใดขจัดสัญญาณรบกวนได้ดี จะเห็นบริเวณที่เป็นสีขาวเรียบและชัดเจน ซึ่งที่ขนาดหน้าต่างเท่ากัน ในบริเวณที่มีความชันต่ำวงจรรองมัธยฐานให้สีขาว ใกล้เคียงกับวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์ แต่สะอาดกว่าวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสองและสี่ แสดงว่าขจัดสัญญาณรบกวนได้ดีกว่า แต่เมื่อความชันสูงขึ้นบริเวณที่ควรเป็นสีขาวกลับกลายเป็นสีเทา ทั้งนี้ไม่ได้หมายความว่า วงจรรองมัธยฐานและวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์ จะกรองสัญญาณรบกวนได้ดีด้อยกว่า แต่เนื่องจากที่บริเวณดังกล่าว สัญญาณทั้งส่วนที่เป็นภาพเองและส่วนที่เป็นสัญญาณรบกวนโดนขจัดออกไปจนหมด จนทำให้ค่ายอดลดลงกลายเป็นเนื้อเดียวกันและมองเห็นเป็นสีเทา ซึ่งความสัมพันธ์ระหว่างความชันของขอบกับขนาดหน้าต่างของวงจรรองแต่ละชนิดได้แสดงไว้ในหัวข้อถัดไป การแสดงค่าความเข้มของภาพมีการกระจายให้ใช้ระดับสีที่มีอยู่จนครบ (scaled color mapping) ดังนั้นที่เราเห็นว่า วงจรมัธยฐานกรองสัญญาณให้สีขาวกว่าวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสองและสี่ เพราะข้อมูลเรียบและถูกลดทอนค่ายอดให้อยู่ในช่วงแคบๆ ค่าหนึ่ง เมื่อกระจายระดับสีให้กับความเข้มของภาพ จึงเกิดเป็นสีสว่างกว่า แต่ถ้านำไปคำนวณค่า $RMSE$ เปรียบเทียบกับรูปก่อนใส่สัญญาณรบกวน ก็จะทำให้ค่าความคลาดเคลื่อนที่สูงมาก เหมือนในรูปที่ 3.4 โดยไม่ได้ขัดแย้งกันแต่ประการใด



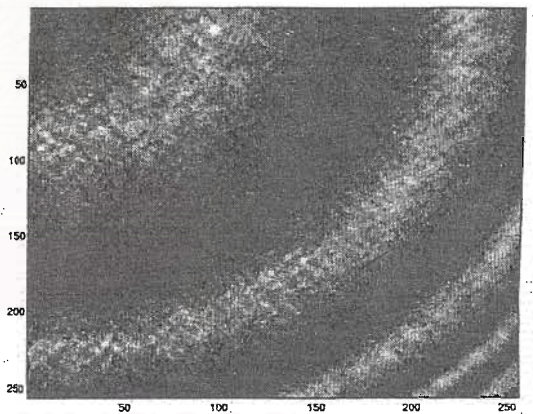
(ก) เมื่อใช้วงจกรองมัธยฐาน



(ข) เมื่อใช้วงจกรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์

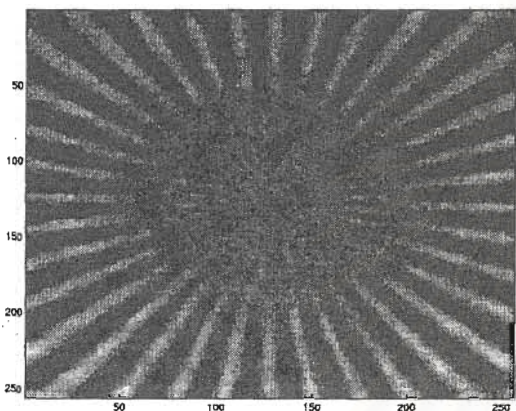


(ค) เมื่อใช้วงจกรอง Savitzky - Golay อันดับสอง

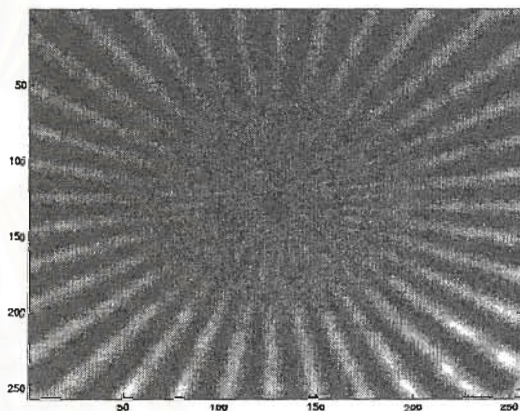


(ง) เมื่อใช้วงจกรอง Savitzky - Golay อันดับสี่

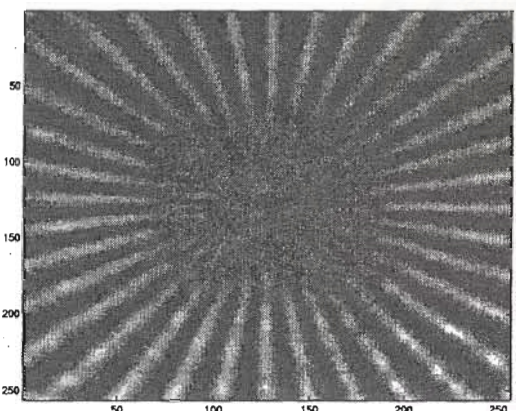
รูปที่ 3.7: รูปที่ 3.2 (ข) หลังจากผ่านวงจกรองแต่ละชนิดเมื่อใช้หน้าต่างเท่ากับ 25x25 พิกเซล



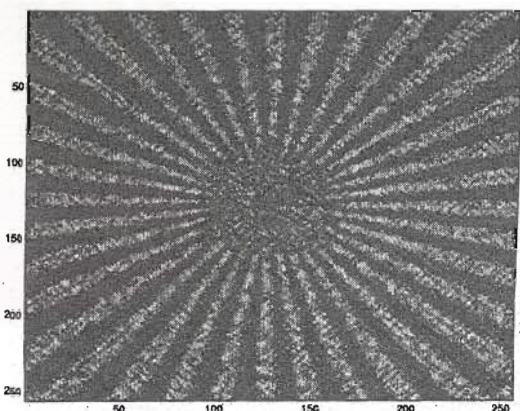
(ก) เมื่อใช้วงจรรองมัธยฐาน



(ข) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์

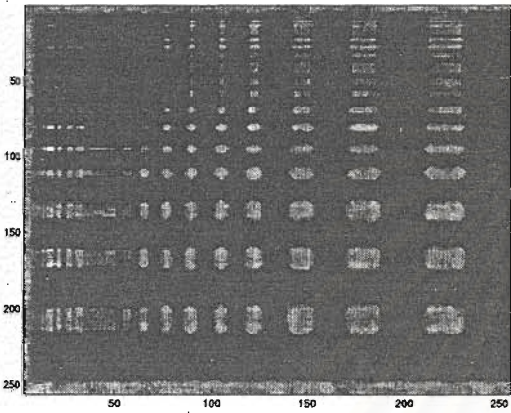


(ค) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง

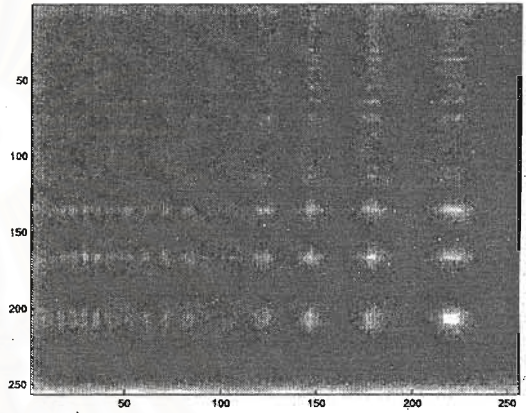


(ง) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสี่

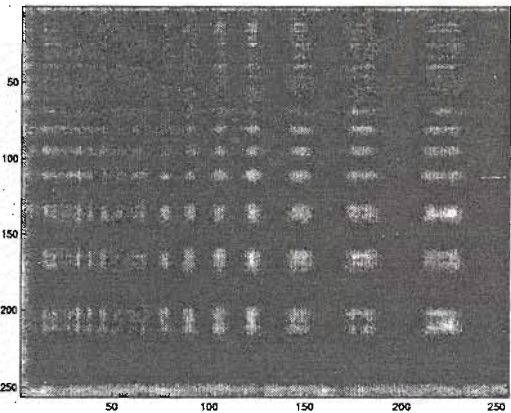
รูปที่ 3.8: รูปที่ 3.2 (ค) หลังจากผ่านวงจรรองแต่ละชนิดเมื่อใช้หน้าต่างเท่ากับ 11×11 พิกเซล



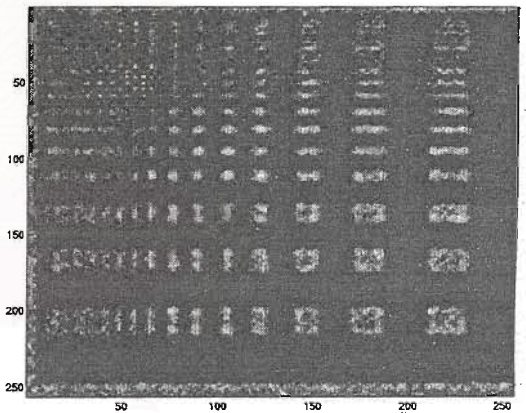
(ก) เมื่อใช้วงจรรองมัลติฐาน



(ข) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์

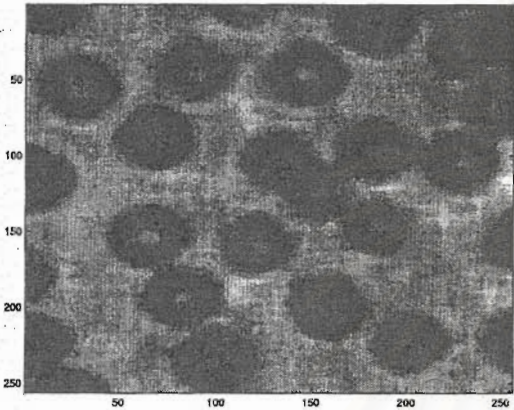


(ค) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง

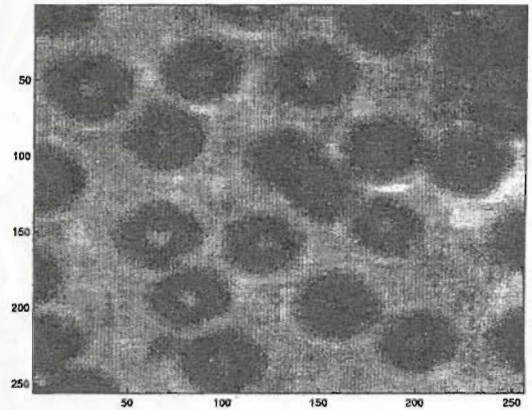


(ง) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสี่

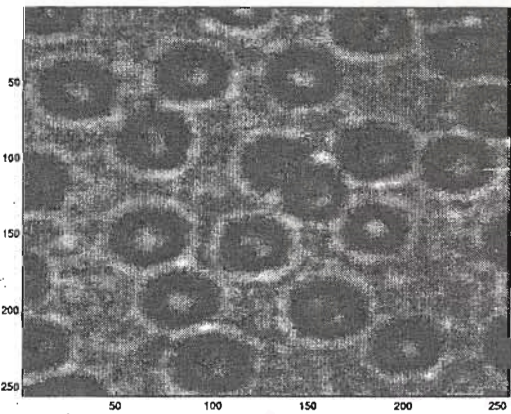
รูปที่ 3.9: รูปที่ 3.2 (ง) หลังจากผ่านวงจรรองแต่ละชนิดเมื่อใช้หน้าต่างเท่ากับ 15x15 พิกเซล



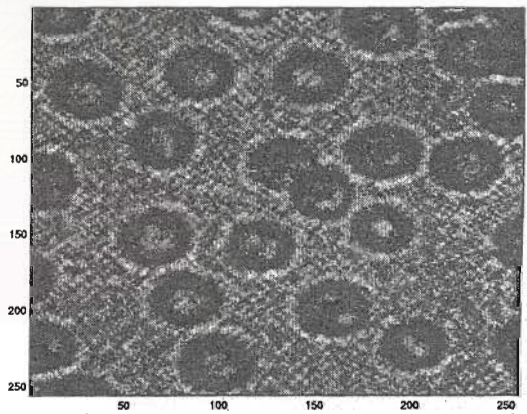
(ก) เมื่อใช้วงจรรองมัลติฐาน



(ข) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์

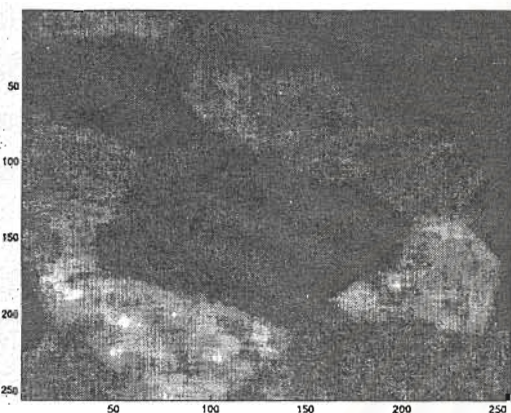


(ค) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง

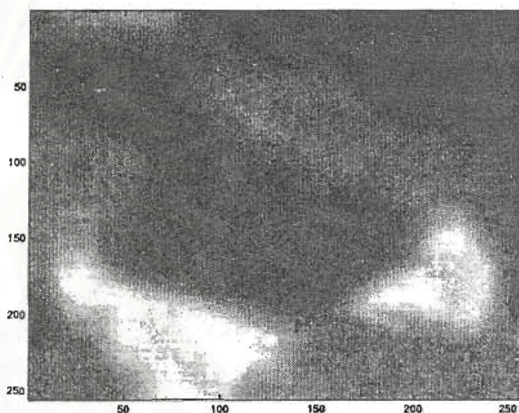


(ง) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสี่

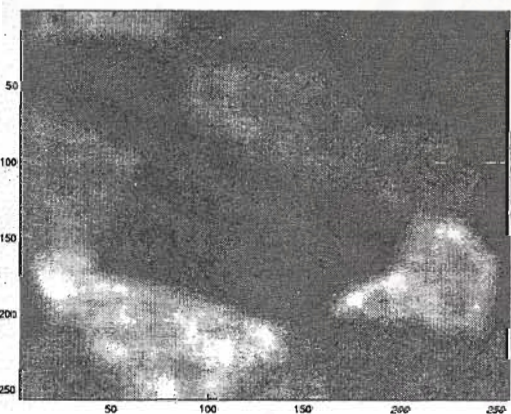
รูปที่ 3.10: รูปที่ 3.2 (จ) หลังจากผ่านวงจรรองแต่ละชนิดเมื่อใช้หน้าต่างเท่ากับ 15x15 พิกเซล



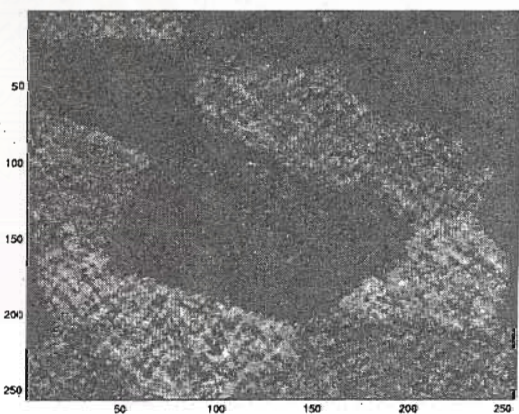
(ก) เมื่อใช้วงจรรองมัธยฐาน



(ข) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์



(ค) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง



(ง) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสี่

รูปที่ 3.11: รูปที่ 3.2 (ค) หลังจากผ่านวงจรรองแต่ละชนิดเมื่อใช้หน้าต่างเท่ากับ 23x23 พิกเซล

ส่วนรูปที่ 3.8 และ 3.9 ซึ่งมีความชันของขอบใกล้เคียงกันในแต่ละภาพ แต่มีรายละเอียดหรือระยะห่างระหว่างเส้นขอบแต่ละเส้นลดลงเรื่อยๆ จนน้อยกว่าขนาดของวงจรรองที่ใช้เพียงเล็กน้อย วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์จะเริ่มให้ภาพที่เพี้ยนไป คือตำแหน่งของแถบขาวและดำไม่ถูกต้อง หรือไม่ทั้งแถบขาวและดำก็หายไปกลายเป็นสีเทาหรือดำเพียงอย่างเดียว ทั้งนี้เพราะระยะห่างของแต่ละเส้นขอบนั้น น้อยเกินกว่าจะใช้โครงสร้างเชิงเส้นของวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์แทนค่ายอดได้ จึงไม่สามารถติดตามการเปลี่ยนแปลงของความเข้มได้ทันเช่นเดียวกับที่เกิดขึ้นในรูปที่ 3.7 วงจรรองมัลติฐานและวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสองก็เกิดกรณีดังกล่าวขึ้นเช่นกัน แต่เกิดที่ระยะห่างระหว่างขอบน้อยกว่า เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสี่ยังพอแยกความแตกต่าง เมื่อระยะห่างระหว่างขอบน้อยลงมากได้ แต่บริเวณที่เป็นสีขาวก็ยังไม่สะอาดเท่าวงจรรองอื่นๆ เพราะผลจากสัญญาณรบกวน

เมื่อพิจารณาการใช้วงจรรองแต่ละชนิดกับภาพเม็ดเลือดแดงและภาพเกรนอะลูมิเนียม ซึ่งใช้ทดสอบการใช้งานกับภาพจริงที่มีการเปลี่ยนแปลงความเข้มตามธรรมชาติ และไม่ได้สร้างขึ้นจากสมการคณิตศาสตร์นั้น พบว่าวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสองให้รายละเอียดของเม็ดเลือดแดง เช่น เมมเบรน สมบูรณ์กว่าวงจรรองชนิดอื่น ถึงแม้เส้นขอบจะไม่ชัดเจนและมัว ขณะที่วงจรรองมัลติฐานให้เส้นขอบที่คมชัดกว่าในภาพเกรนอะลูมิเนียม

การทดสอบแสดงให้เห็นอย่างชัดเจนว่า วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์ มีความสามารถในการลดทอนสัญญาณรบกวนได้ดีที่สุด วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสี่กรองสัญญาณรบกวนได้น้อยที่สุด ส่วนวงจรรองมัลติฐานลดทอนสัญญาณได้ดีระดับหนึ่ง แต่ข้อมูลมีความเรียบมากกว่าวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสองและสี่ ทั้งเมื่อใช้กับภาพที่สร้างขึ้นจากสมการคณิตศาสตร์ หรือกับภาพธรรมชาติ

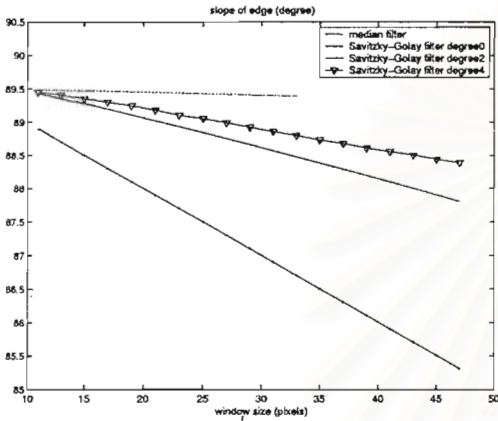
สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

3.4.2 ประสิทธิภาพในการคงสภาพขอบของวงจรรอง

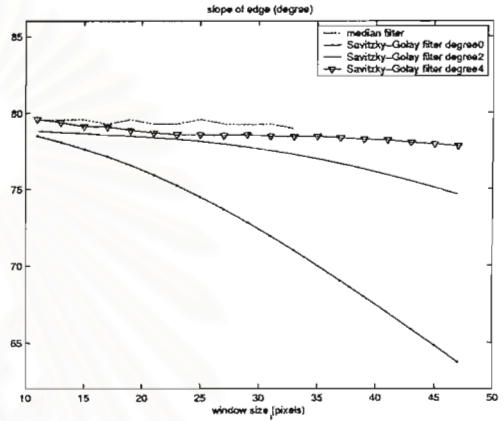
เมื่อทดสอบเพิ่มเติมเพื่อวิเคราะห์การคงสภาพเส้นขอบของวงจรรองเมื่อใช้กับรูปที่ 3.2 (ก) ที่มีความชันเส้นขอบเริ่มต้นต่าง ๆ กันแล้วเปรียบเทียบความชันของเส้นขอบก่อนและหลังใส่สัญญาณรบกวนแบบเรย์ลีขนาด $\rho = 0.1$ พบว่า:

- ถ้าพิจารณาภาพเมื่อยังไม่ได้ใส่สัญญาณรบกวน การใช้หน้าต่างในการคำนวณทำให้วงจรรองแต่ละแบบ มีแนวโน้มที่จะทำให้ขอบมัวอยู่แล้ว ดังแสดงให้เห็นในรูปที่ 3.12 ซึ่งวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสี่สามารถคงความชันของเส้นขอบไว้ได้ดีที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับต่ำกว่า แต่ก็ยังด้อยกว่าวงจรรองมัธยฐาน ทั้งนี้ความเป็นเชิงเส้นของวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์ทำให้ความชันของเส้นขอบลดลงกว่าวงจรรองชนิดอื่น
- เมื่อใส่สัญญาณรบกวนให้ภาพ ประสิทธิภาพในการคงสภาพขอบยิ่งลดลงตามขนาดหน้าต่างที่เพิ่มขึ้น แม้ในกรณีของวงจรรองมัธยฐานซึ่งเป็นที่ยอมรับด้านการคงสภาพขอบเองก็ตาม ในรูปที่ 3.13 (ก) ความชันของขอบเมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสองและสี่ ใกล้เคียงกับความชันของขอบเดิมซึ่งเท่ากับ 89.5 องศา มากกว่าอันดับศูนย์ที่แม้ว่าโครงสร้างเชิงเส้นจะสามารถลดทอนสัญญาณรบกวนได้ดี แต่ก็ทำให้ขอบมัวมากกว่าวงจรรองชนิดอื่น ในภาพยังแสดงให้เห็นว่าประสิทธิภาพในการคงสภาพขอบของวงจรรองมัธยฐานลดลงมาก เมื่อเปรียบเทียบกับกรณีที่ไม่มีสัญญาณรบกวน ขณะที่วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์และสองมีความชันใกล้เคียงกับกรณีไม่มีสัญญาณรบกวน นั้นแสดงว่าวงจรรองมัธยฐานนั้นมีประสิทธิภาพในการคงสภาพขอบขึ้นกับปริมาณสัญญาณรบกวนด้วย ในขณะที่ปริมาณสัญญาณรบกวนไม่มีผลต่อวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์และสองมากนัก เมื่อความชันของเส้นขอบในภาพเริ่มต้นลดลงผลกระทบจากสัญญาณรบกวนจะมีมากขึ้น ทำให้ที่หน้าต่างขนาดเล็กยังไม่สามารถลดทอนสัญญาณรบกวนได้ดี ค่าความชันที่คำนวณได้จึงมีการแกว่งตัวสูง เพราะจำนวนตัวอย่างค่าความชันเส้นขอบที่นำมาเฉลี่ยนั้นไม่เพียงพอที่จะชดเชยขนาดสัญญาณรบกวนที่วงจรรองไม่สามารถขจัดไปได้ โดยเฉพาะในกรณีวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสี่ซึ่งแกว่งตัวมาก จนกระทั่งไม่สามารถแสดงไว้ในรูปที่ 3.13 (ค) และ (ง) ได้

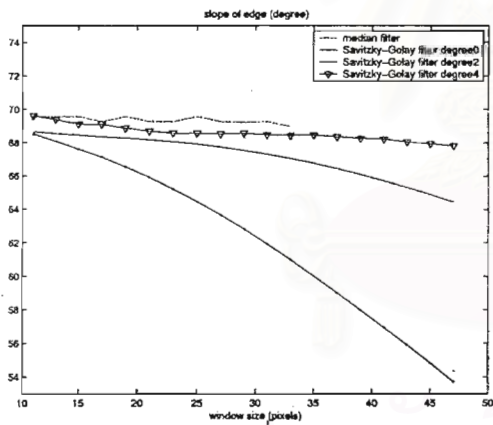
ค่าความชันที่ได้นั้น แสดงให้เห็นถึงแนวโน้มของประสิทธิภาพในการคงสภาพขอบของวงจรรองแต่ละชนิด ซึ่งสัญญาณรบกวนมีผลต่อวงจรรองมัธยฐานและวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสี่ มากกว่าวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับต่ำกว่า



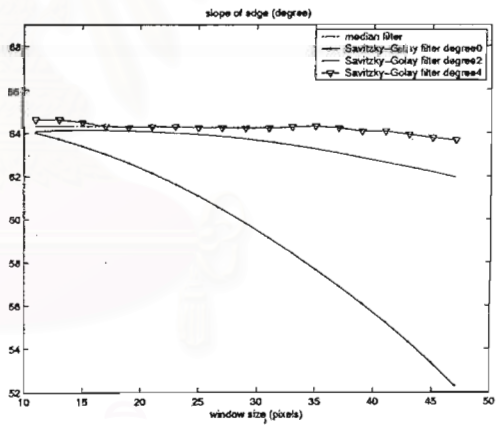
(ก) ความชันเริ่มต้นเท่ากับ 89.5



(ข) ความชันเริ่มต้นเท่ากับ 80

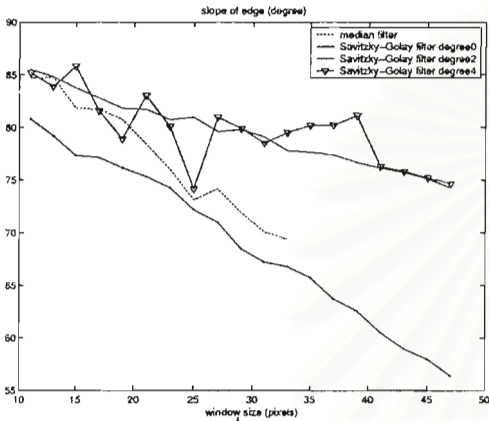


(ค) ความชันเริ่มต้นเท่ากับ 70

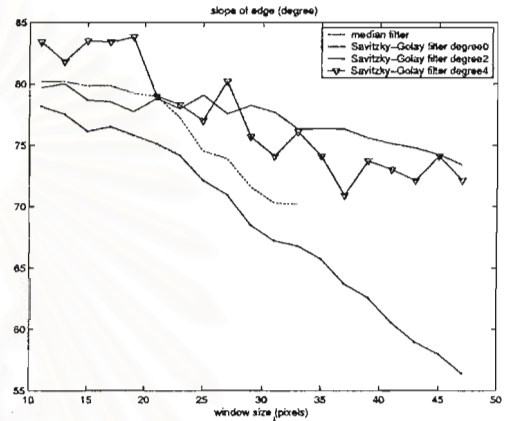


(ง) ความชันเริ่มต้นเท่ากับ 65

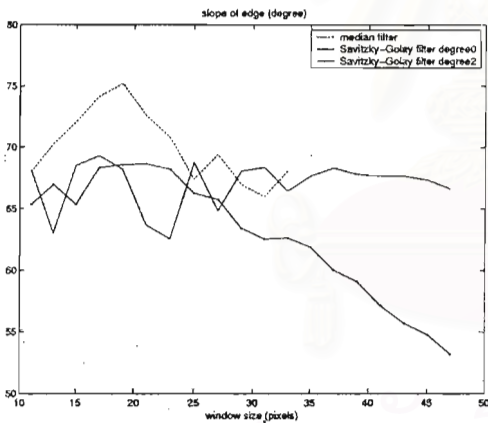
รูปที่ 3.12: ค่าความชันเส้นขอบเมื่อใช้วงจกรองแต่ละชนิดกับภาพที่มีความชันเส้นขอบต่าง ๆ กันขณะที่ยังไม่มีการบิดเบือน



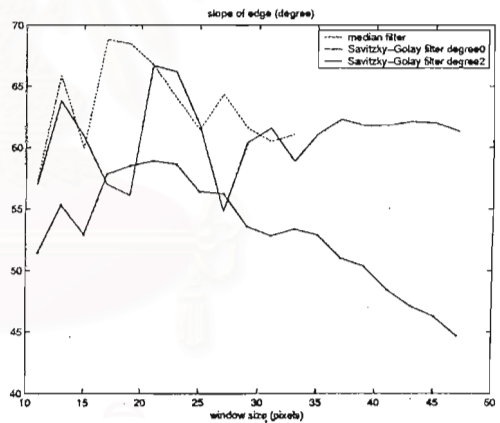
(ก) ความชันเริ่มต้นเท่ากับ 89.5



(ข) ความชันเริ่มต้นเท่ากับ 80

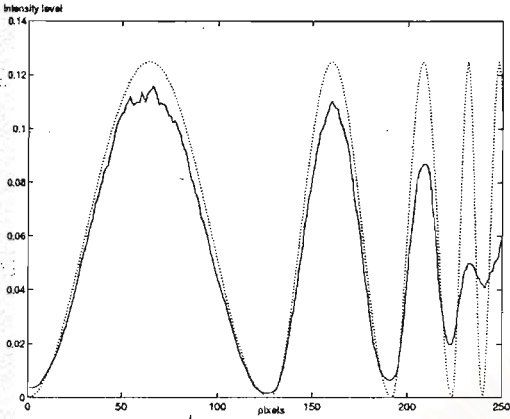


(ค) ความชันเริ่มต้นเท่ากับ 70

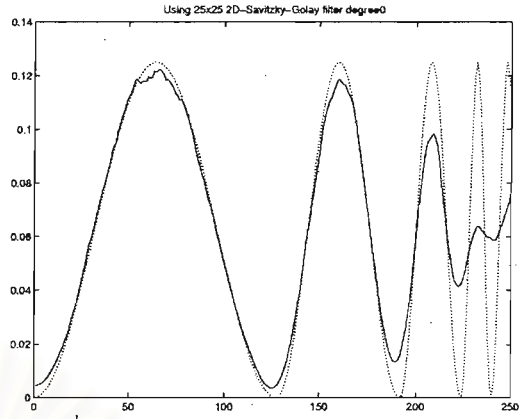


(ง) ความชันเริ่มต้นเท่ากับ 65

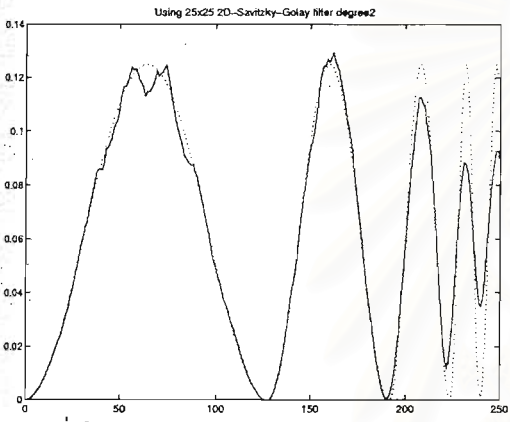
รูปที่ 3.13: ค่าความชันเส้นขอบเมื่อใช้วงจรรองแต่ละชนิดกับภาพที่มีความชันเส้นขอบต่าง ๆ กันเมื่อมีสัญญาณรบกวนแบบเรย์ลีขนาด $\rho = 0.1$



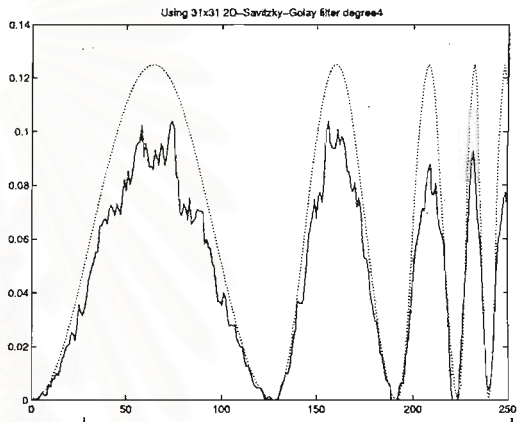
(ก) เมื่อใช้วงจรรองมัลติฐาน



(ข) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์



(ค) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง



(ง) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสี่

รูปที่ 3.14: ตัวอย่างความเข้มของรูปที่ 3.2 (ข) หลังจากผ่านวงจรรองแต่ละชนิดเมื่อใช้หน้าต่างเท่ากับ 25x25 พิกเซล

ในรูปที่ 3.14 เป็นตัวอย่างค่าความเข้มจากรูปที่ 3.2 (ข) ที่ผ่านวงจรรองชนิดต่าง ๆ เมื่อใช้ขนาดหน้าต่างเท่ากัน ในรูปจะเห็นการลดค่ายอดของความเข้ม เมื่อใช้วงจรรองมัลติฐานและวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์อย่างชัดเจน ส่วนวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสี่ คงค่ายอดของความเข้มไว้ได้มากกว่าวงจรรองชนิดอื่น แต่ความเข้มที่ได้ยังมีผลจากสัญญาณรบกวนอยู่มาก

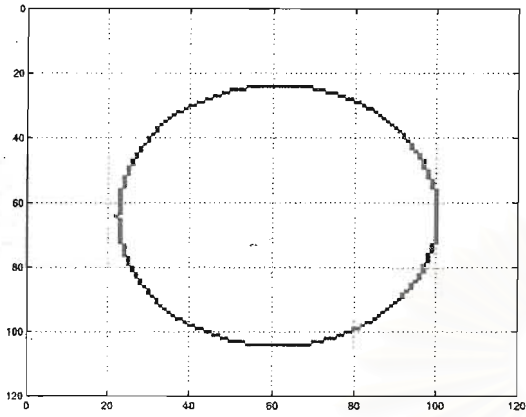
3.4.3 เมื่อใช้วงจรรองร่วมกับวงจรถรวจจับเส้นขอบแค่นี้

3.4.3.1 กรณีเปรียบเทียบตามขนาดหน้าต่าง

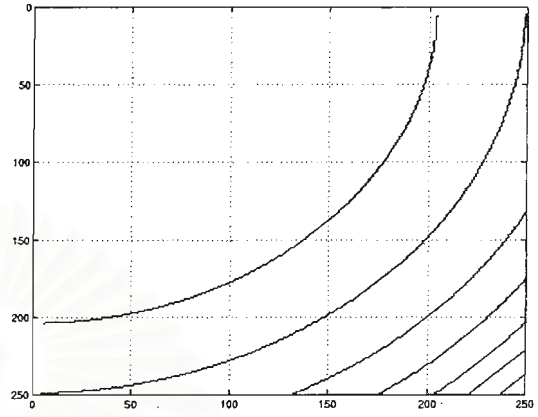
หลังจากนำรูปที่ 3.2 (ก) ที่ผ่านวงจรรองมัธยฐานขนาด $x11$, $x21$, $x25$ และ $x32$ พิกเซล มาคำนวณเส้นขอบด้วยวงจรถรวจจับเส้นขอบแค่นี้จะได้ตามรูปที่ 3.16 ซึ่งแสดงแนวโน้มการคงสภาพขอบของวงจรรองได้ชัดเจน ที่ขนาดหน้าต่างที่ใหญ่ขึ้น เส้นขอบที่ได้ชัดเจนขึ้น ต่อเนื่องขึ้นและมีสัญญาณรบกวนลดลง (แม้ว่าการปรับค่าจุดเปลี่ยนของวงจรถรวจจับเส้นขอบแค่นี้มีผลต่อจำนวนเส้นขอบที่ได้อยู่บ้าง แต่ได้เลือกใช้ค่าจุดเปลี่ยนที่เหมาะสมที่สุดคือให้เส้นขอบที่ดีที่สุดสำหรับแต่ละขนาดหน้าต่าง) อย่างไรก็ตาม เมื่อเปรียบเทียบกับเส้นขอบจริงในรูปที่ 3.16 เส้นขอบที่ได้นั้นบิดเบือนไปทั้งตำแหน่งและรูปร่าง อันมีสาเหตุจากวงจรรองนั้นทำให้เกิดการมัวของขอบพร้อมๆ กับการมีสัญญาณรบกวนที่มีการเปลี่ยนแปลงความเข้มสูงกว่าบริเวณที่เป็นขอบจริง ดังนั้นวงจรถรวจจับเส้นขอบจึงตรวจจับสัญญาณรบกวนดังกล่าวได้แทน รูปร่างของเส้นขอบที่ได้เมื่อขนาดหน้าต่างใหญ่ขึ้นมีแนวโน้มผิดพลาดมากขึ้นเรื่อยๆ เพราะขอบที่มัวมากขึ้น เป็นการสนับสนุนการวิเคราะห์ผลดังกล่าว

เมื่อพิจารณาเส้นขอบที่คำนวณได้จากรูปที่ 3.2 (ก) ซึ่งผ่านวงจรรอง Savitzky - Golay สองมิติอันดับต่างๆ ที่ขนาด $x11$, $x21$, $x25$, $x31$, $x41$ และ $x47$ พิกเซล พบว่าภาพจากวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์ มีแนวโน้มที่คล้ายกับวงจรรองมัธยฐานคือ ที่ขนาดหน้าต่างใหญ่ขึ้นเส้นขอบจากสัญญาณรบกวนมีน้อยลง แต่เกิดการบิดเบือนตำแหน่งของเส้นขอบมากขึ้น อย่างไรก็ตาม หากเปรียบเทียบที่ขนาดหน้าต่างเท่ากัน ตำแหน่งของเส้นขอบของวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์ จะใกล้เคียงกับขอบจริงมากกว่าของวงจรรองมัธยฐาน ส่วนที่ขนาดหน้าต่างใหญ่มากเส้นขอบที่ตรวจจับได้มีน้อยลง อันเป็นผลจากการมัวของขอบของวงจรรอง

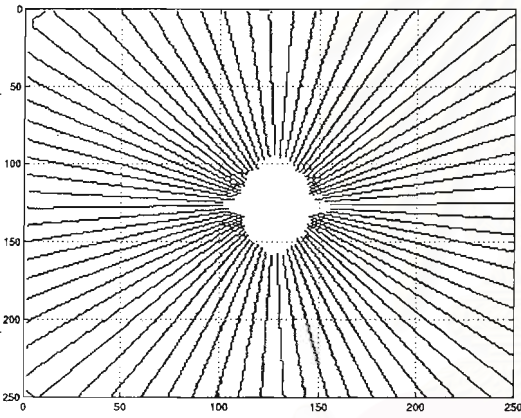
ส่วนวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสองและสี่นั้น แม้ว่าจะเลือกค่าจุดเปลี่ยนของวงจรถรวจจับเส้นขอบแค่นี้ให้ดีเพียงใดก็ยังปรากฏเส้นขอบที่ได้ไม่ต่อเนื่อง และเส้นขอบเล็กๆ กระจัดกระจายจากสัญญาณรบกวนอยู่ ดังแสดงไว้ในรูปที่ 3.18 และ 3.19 แต่วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสองนั้น ให้แนวเส้นขอบที่ใกล้เคียงกับเส้นขอบจริงมากกว่า ทั้งเมื่อเปรียบเทียบกับวงจรรอง Savitzky - Golay ด้วยกันเองหรือกับวงจรรองมัธยฐาน การคงแนวเส้นขอบไว้ได้นั้น แม้ว่าจะไม่ต่อเนื่อง แต่ก็มิใช่ประโยชน์ต่อการคำนวณเส้นขอบมากกว่าการมีเส้นขอบที่ต่อเนื่องแต่ตำแหน่งและรูปร่างผิดไป การปรับปรุงให้ได้เส้นขอบที่เรียบและต่อเนื่องขึ้นทำได้โดยการเพิ่มขนาดหน้าต่างของวงจรรอง นอกจากนี้ที่ขนาดหน้าต่างใหญ่มากวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสองก็ยังให้ตำแหน่งเส้น



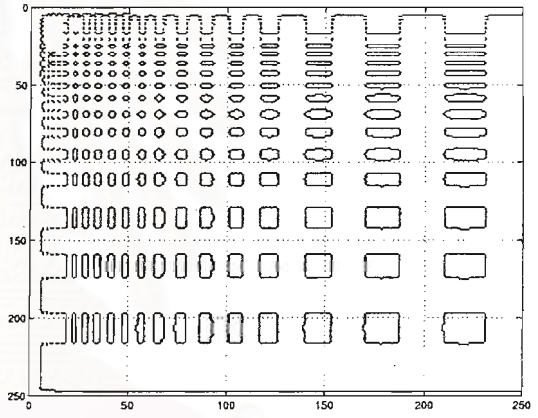
(ก)



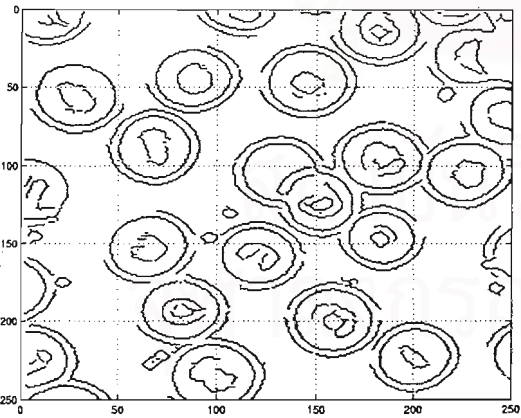
(ข)



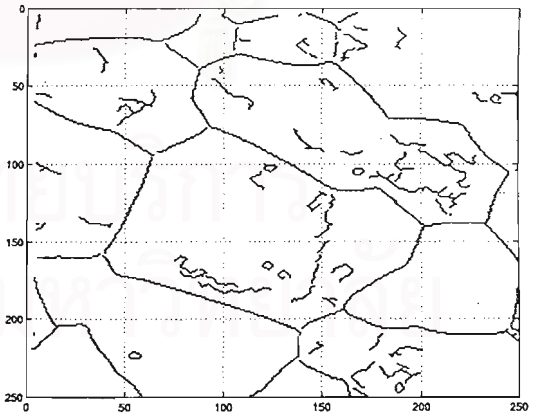
(ค)



(ง)

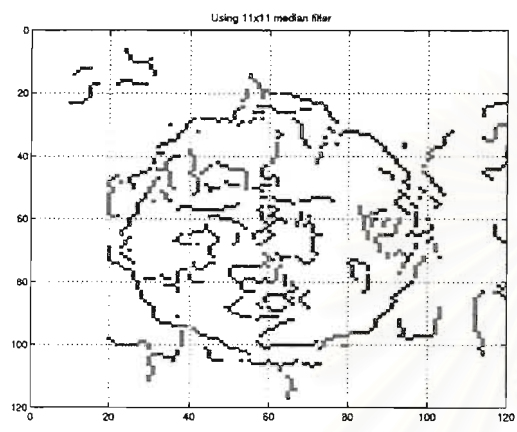


(จ)

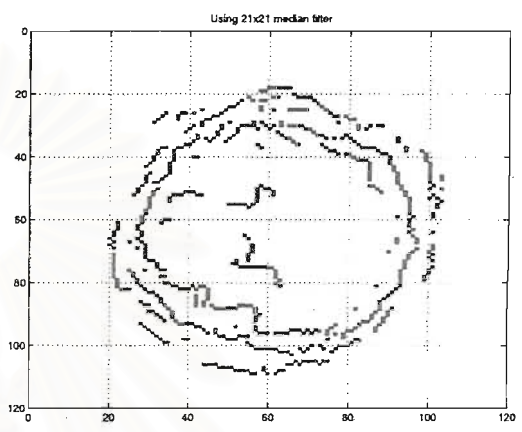


(ฉ)

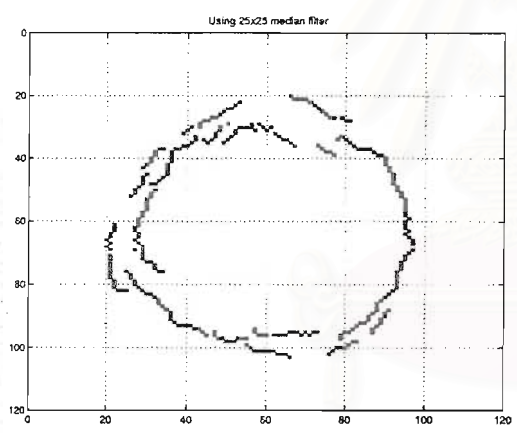
รูปที่ 3.15: เส้นขอบของภาพทดสอบที่คำนวณได้จากวงจรตรวจจับเส้นขอบแค่นี้



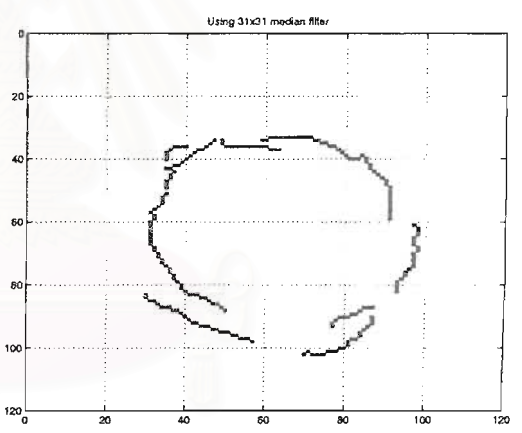
(ก)



(ข)

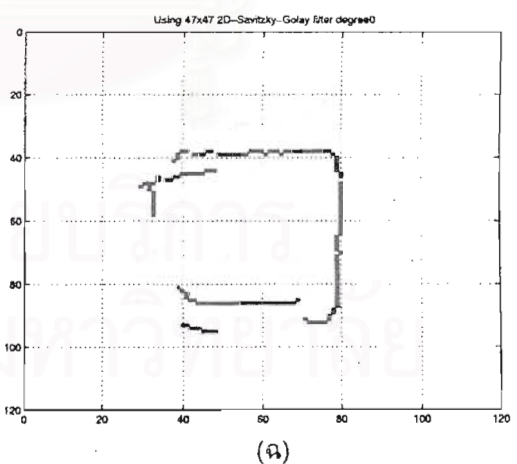
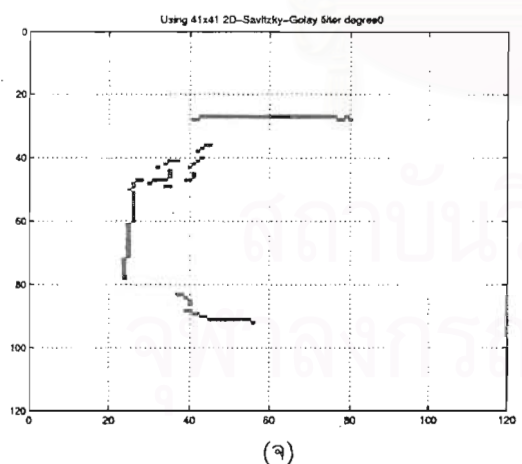
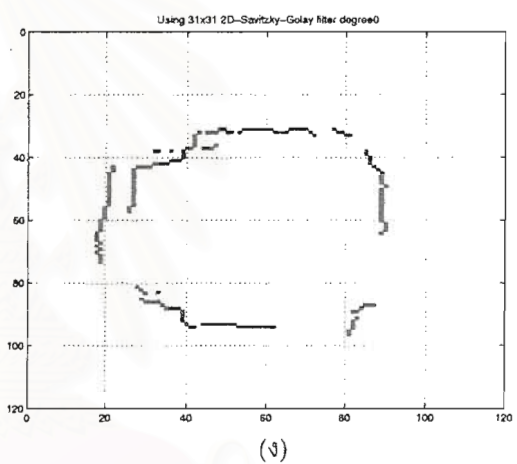
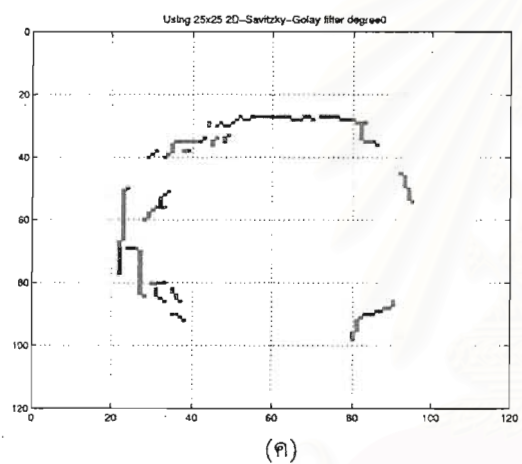
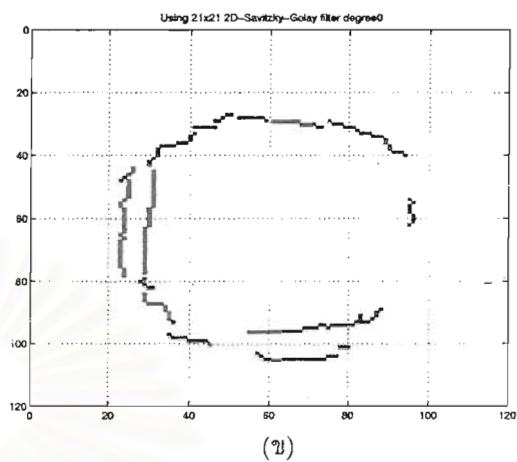
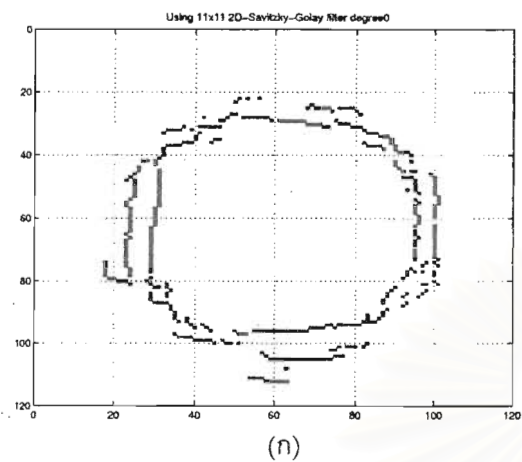


(ค)

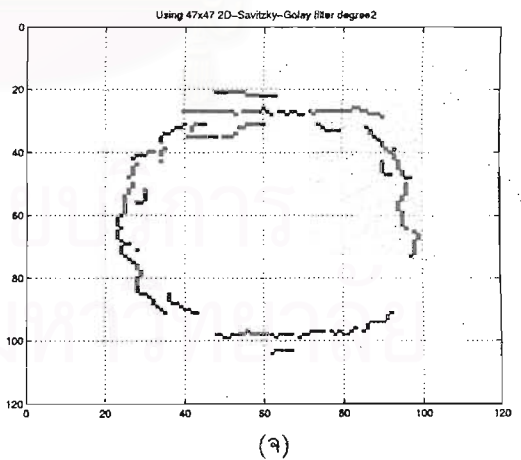
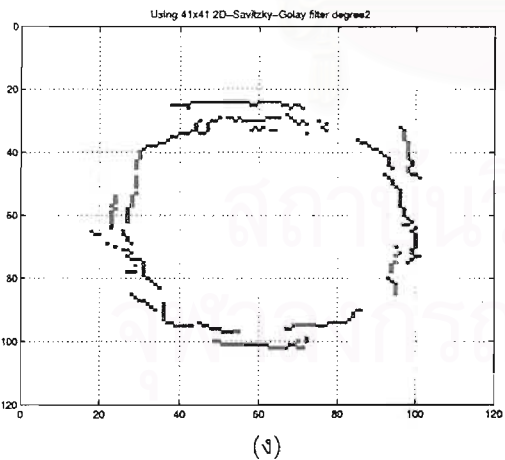
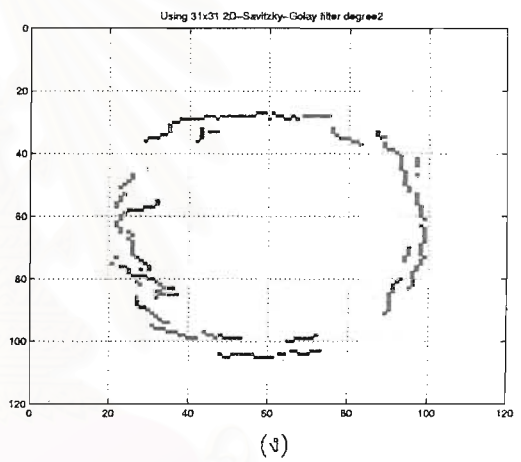
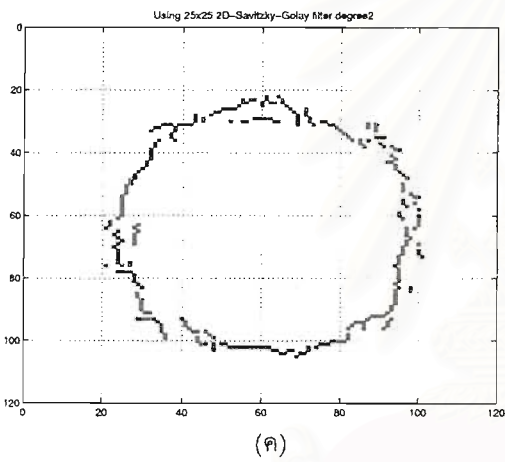
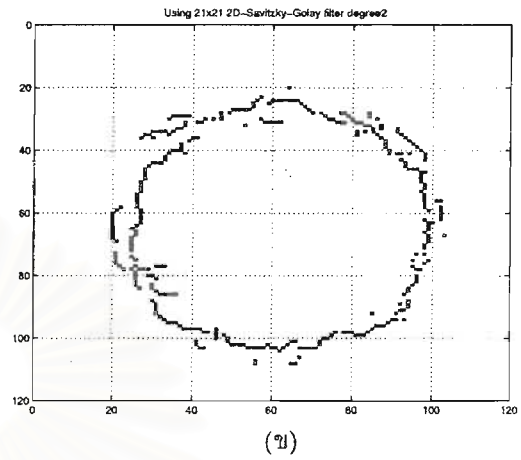
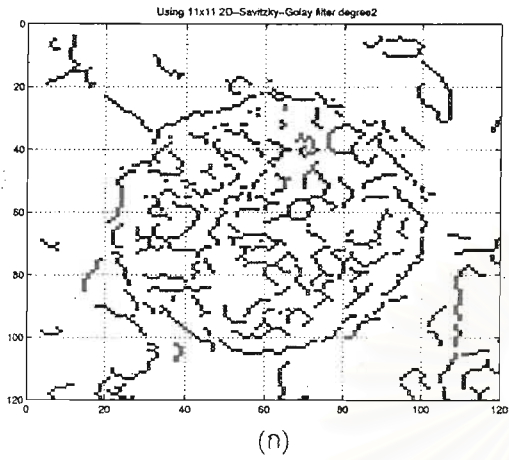


(ง)

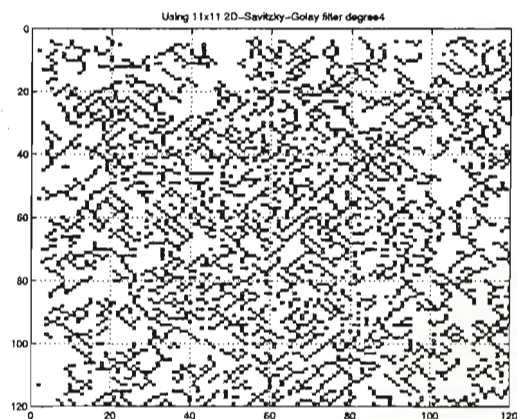
รูปที่ 3.16: เส้นขอบที่คำนวณได้จากรูปที่ 3.2 (ก) เมื่อใช้วงจรถวายจับเส้นขอบแค่นี้กับภาพที่ผ่านวงจรรองมัธยฐานขนาดหน้าต่างต่าง 11x11 21x21 25x25 31x31 พิกเซลตามลำดับ (ขนาดหน้าต่างที่เลือกมานี้อยู่ในช่วงที่วงจรรองให้ผลดีที่สุดในแง่การใช้ขนาดหน้าต่างที่มากกว่า 31x31 พิกเซล ภาพจะมัวมาก จนไม่สามารถคำนวณเส้นขอบได้)



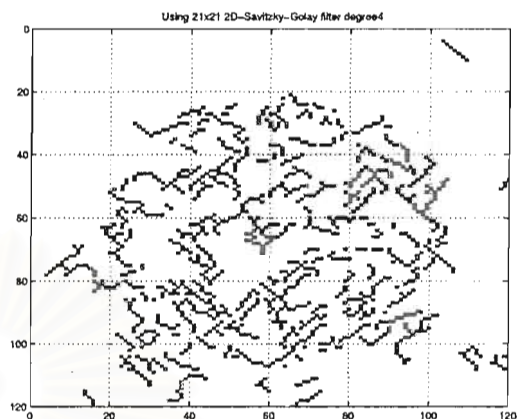
รูปที่ 3.17: เส้นขอบที่คำนวณได้จากรูปที่ 3.2 (ก) ที่ผ่านวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์ ขนาดหน้าต่างต่าง 11x11 21x21 25x25 31x31 41x41 47x47 พิกเซลตามลำดับ



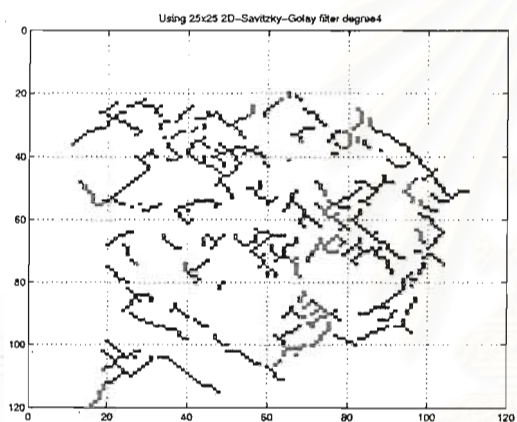
รูปที่ 3.18: เส้นขอบที่คำนวณได้จากรูปที่ 3.2 (ก) ที่ผ่านวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง ขนาดหน้าต่างต่าง 11x11 21x21 25x25 31x31 41x41 47x47 พิกเซลตามลำดับ



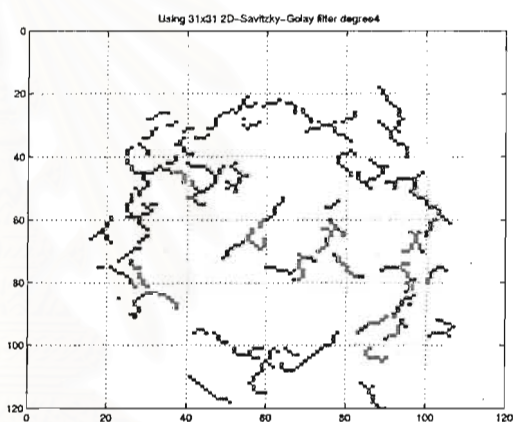
(ก)



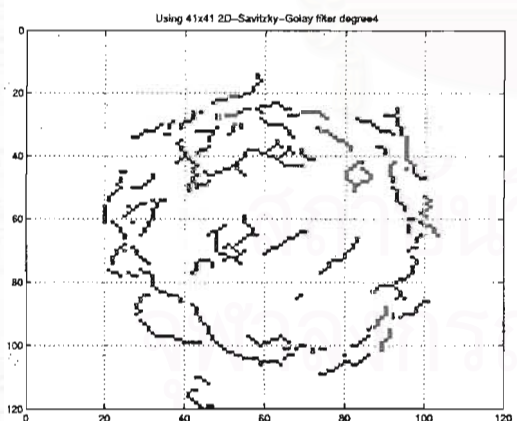
(ข)



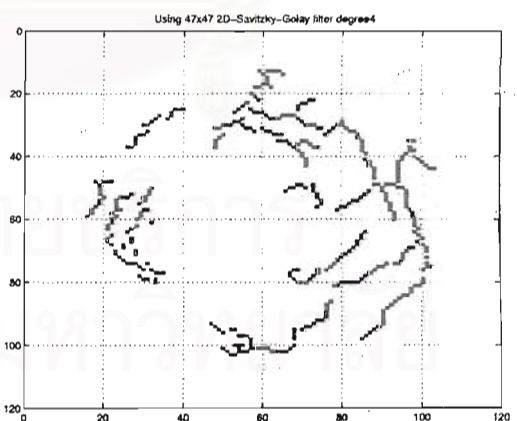
(ค)



(ง)



(จ)



(ฉ)

รูปที่ 3.19: เส้นขอบที่คำนวณได้จากรูปที่ 3.2 (ก) ที่ผ่านวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสี่ ขนาดหน้าต่างต่าง 11x11 21x21 25x25 31x31 41x41 47x47 พิกเซลตามลำดับ

ขอบใกล้เคียงกับขอบจริง ซึ่งผิดกับวงจรรองมัธยฐานและวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์ ประโยชน์จากคุณสมบัติดังกล่าวก็คือ สามารถให้ช่วงขนาดหน้าต่างที่ใช้งานได้กว้าง จึงนำไปใช้งานได้สะดวก

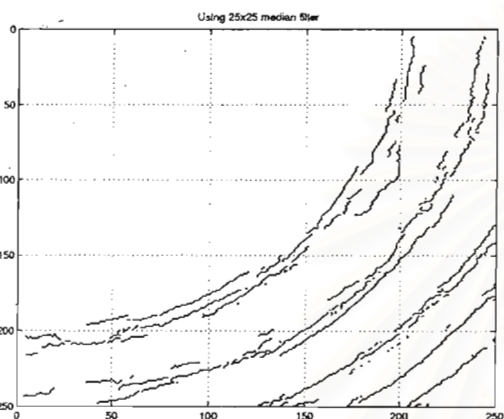
ดังนั้นสำหรับการเปรียบเทียบเส้นขอบที่ได้ตามขนาดหน้าต่าง สรุปได้ว่าวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับต่ำและวงจรรองมัธยฐาน มีแนวโน้มที่จะบิดเบือนตำแหน่งเส้นขอบเพิ่มขึ้นเมื่อเพิ่มขนาดหน้าต่าง ในขณะที่วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสูงมีผลจากสัญญาณรบกวนอยู่มาก การเลือกใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับกลางๆ เช่น อันดับสองนั้นจะให้เส้นขอบที่ดีที่สุดในแต่ละตำแหน่งเส้นขอบ

3.4.3.2 กรณีเปรียบเทียบตามลักษณะภาพต่าง ๆ

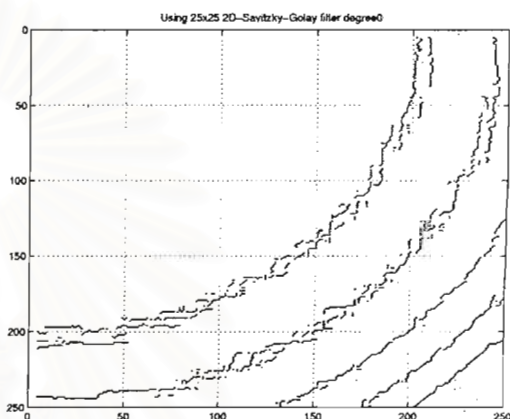
เมื่อเปรียบเทียบการใช้วงจรรองกับภาพลักษณะต่างๆ (ที่มีสัญญาณรบกวน) ด้วยเส้นขอบที่คำนวณจากวงจรรองจับเส้นขอบแค่นี้เหมือนกัน พบว่าที่ขนาดหน้าต่างเดียวกัน:

สำหรับภาพที่สร้างจากสมการคณิตศาสตร์ ถ้าเปรียบเทียบภาพที่มีความชันเส้นขอบเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ ในรูปที่ 3.20 ที่ความชันมากๆ และระยะระหว่างเส้นขอบน้อยๆ นั้นวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์ และวงจรรองมัธยฐานไม่สามารถตรวจจับเส้นขอบได้ เพราะโครงสร้างของวงจรรองนั้นได้ทำให้ความชันของขอบลดลงเกินกว่าจะตรวจจับได้ด้วยวงจรรองจับเส้นขอบแค่นี้ แต่การใช้ค่ามัธยฐานของวงจรรองมัธยฐานและโครงสร้างเชิงเส้นของวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์ ก็ทำให้ได้เส้นขอบที่เรียบกว่าวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสูงขึ้น ที่ความชันต่ำมากเส้นขอบที่ได้จากแต่ละวงจรรองจะปรากฏสัญญาณรบกวนมากกว่าความชันสูง

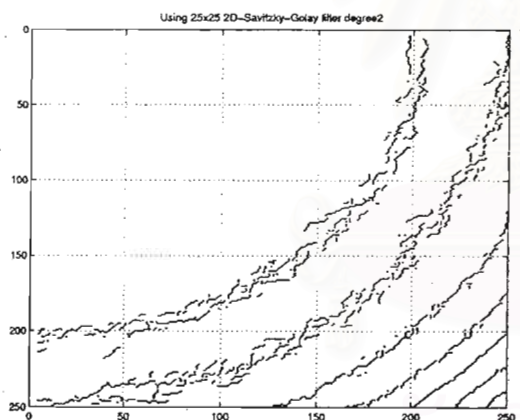
ถ้าเปรียบเทียบความชันเส้นขอบใกล้เคียงกัน แต่มีระยะห่างระหว่างเส้นขอบน้อยลงเรื่อยๆ ดังรูปที่ 3.21 การตรวจจับเส้นขอบในภาพจากวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์ จะทำได้ถึงเมื่อระยะห่างเส้นขอบมากกว่า หรือเท่ากับขนาดหน้าต่างของวงจรรองเท่านั้น ขณะที่วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสองและสี่ ยังใช้งานได้เมื่อระยะห่างเส้นขอบน้อยกว่าขนาดหน้าต่างของวงจรรอง ซึ่งอธิบายได้ด้วยโครงสร้างที่มีความยืดหยุ่นแตกต่างกันของวงจรรองทั้งสามชนิด ส่วนเส้นขอบจากภาพที่ผ่านวงจรรองมัธยฐาน ในรูปที่ 3.21 (ก) มีช่วงการทำงานใกล้เคียงกับวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์ แต่ทั้งนี้การใช้ค่ามัธยฐานนั้นจะทำให้เกิดโครงสร้างไม่เชิงเส้น ที่ขึ้นกับข้อมูลซึ่งรวมเอาสัญญาณรบกวนไว้ด้วย ดังนั้นช่วงของระยะเส้นขอบที่วงจรรองมัธยฐานยังทำงานได้ดี อาจแปรเปลี่ยนไปตามข้อมูลก่อนเข้าวงจรรอง จึงไม่สามารถสรุปได้ว่าประสิทธิภาพการทำงาน



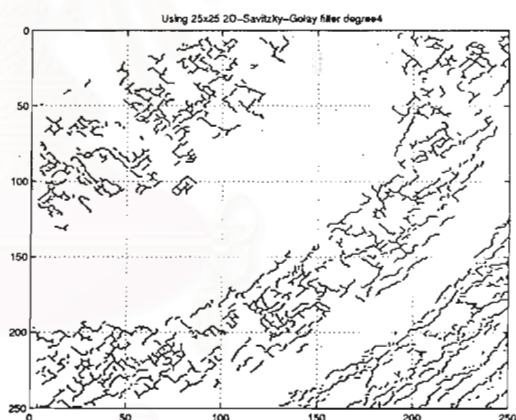
(ก) เมื่อใช้วงจรรองมัยฐาน



(ข) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์

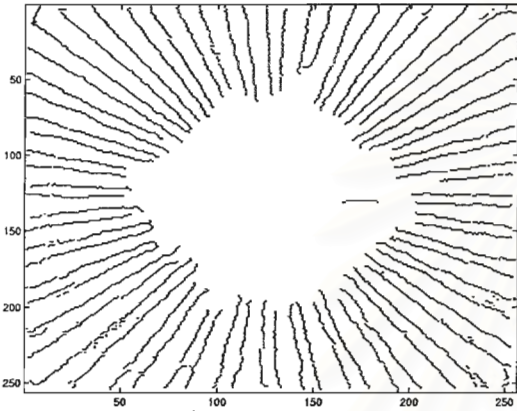


(ค) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง

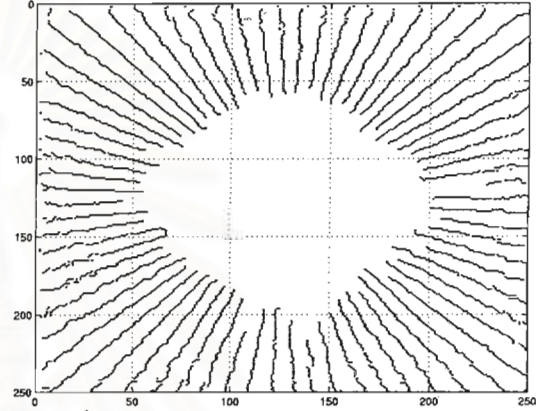


(ง) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสี่

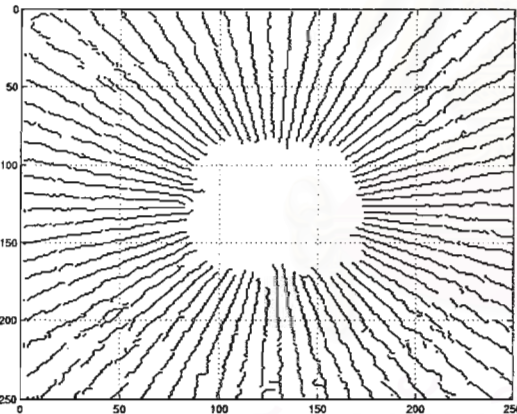
รูปที่ 3.20: เส้นขอบที่ได้เมื่อใช้วงจรรองจําบเส้นขอบแค่นี้กับรูปที่ 3.2 (ข) หลังจากผ่านวงจรรองแต่ละชนิดขนาด 25x25 พิกเซล



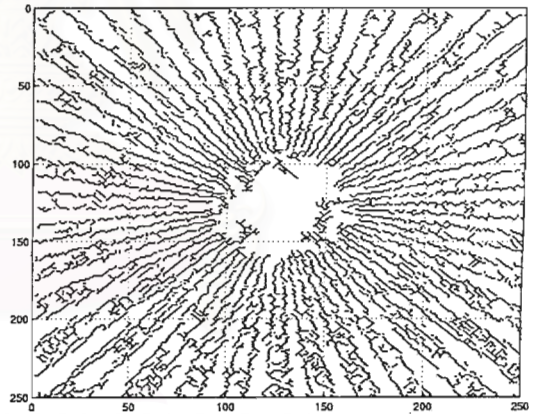
(ก) เมื่อใช้วงจรรองมัยฐาน



(ข) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์

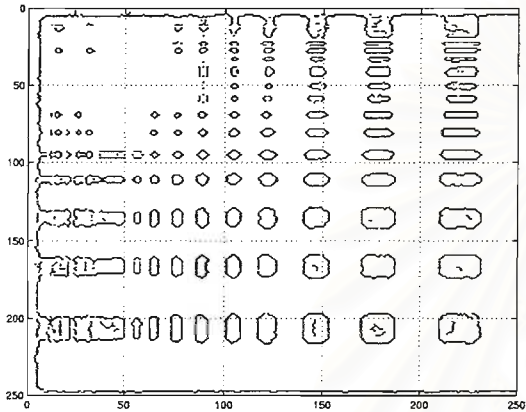


(ค) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง

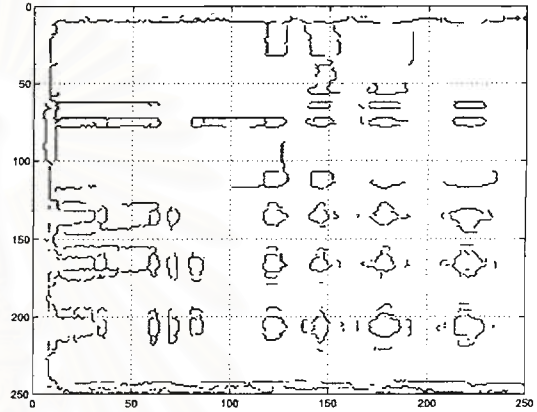


(ง) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสี่

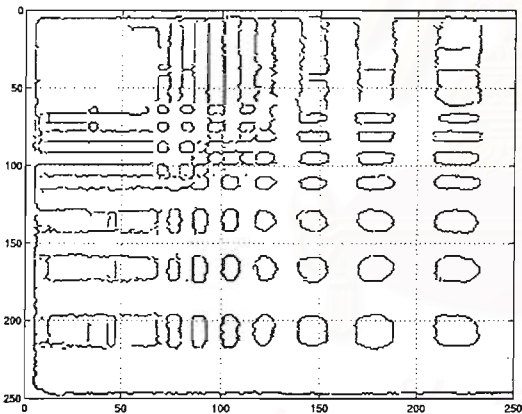
รูปที่ 3.21: เส้นขอบที่ได้เมื่อใช้วงจรรองจับเส้นขอบแค่นี้กับรูปที่ 3.2 (ค) หลังจากผ่านวงจรรองแต่ละชนิดขนาด 11×11 พิกเซล



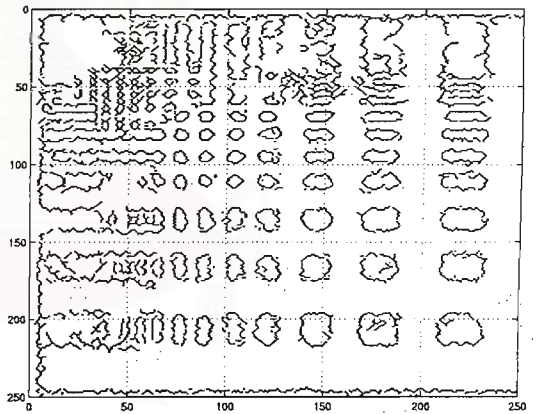
(ก) เมื่อใช้วงจรรองมัยฐาน



(ข) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์

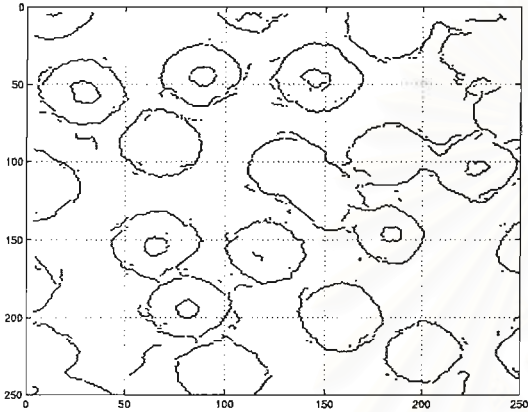


(ค) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง

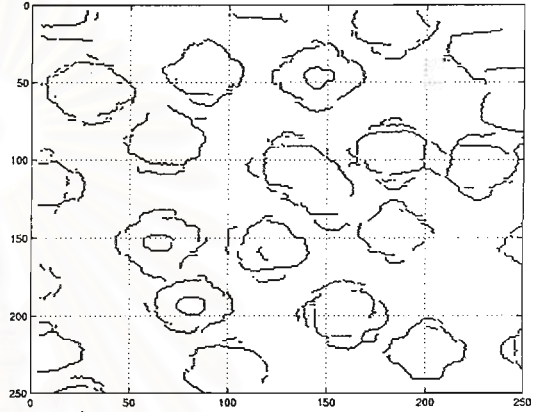


(ง) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสี่

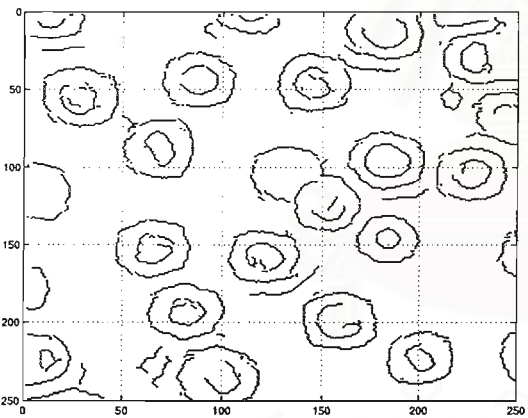
รูปที่ 3.22: เส้นขอบที่ได้เมื่อใช้วงจรรองจับเส้นขอบแค่นี้กับรูปที่ 3.2 (ง) หลังจากผ่านวงจรรองแต่ละชนิดขนาด 15x15 พิกเซล



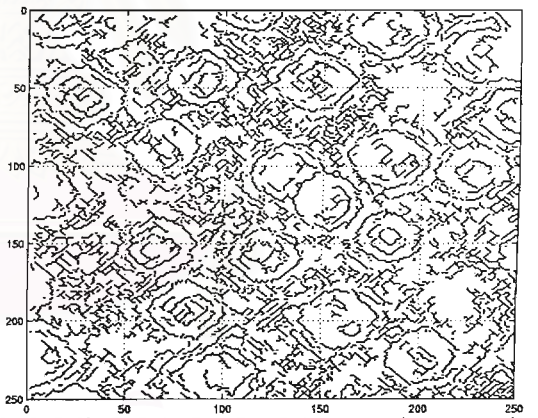
(ก) เมื่อใช้วงจรรองมัยฐาน



(ข) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์

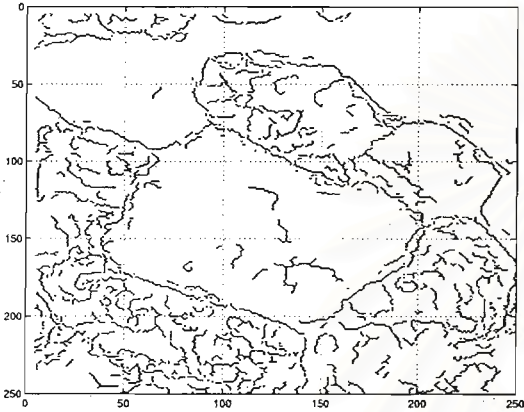


(ค) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง

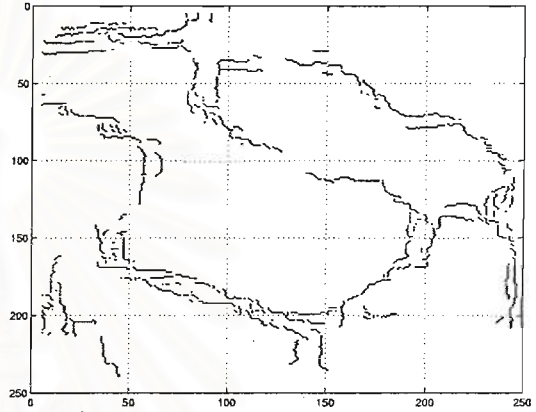


(ง) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสี่

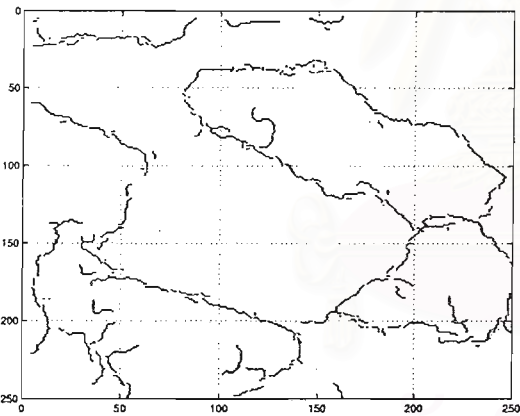
รูปที่ 3.23: เส้นขอบที่ได้เมื่อใช้วงจรถวจจับเส้นขอบแค่นี้กับรูปที่ 3.2 (จ) หลังจากผ่านวงจรรองแต่ละชนิดขนาด 15x15 พิกเซล



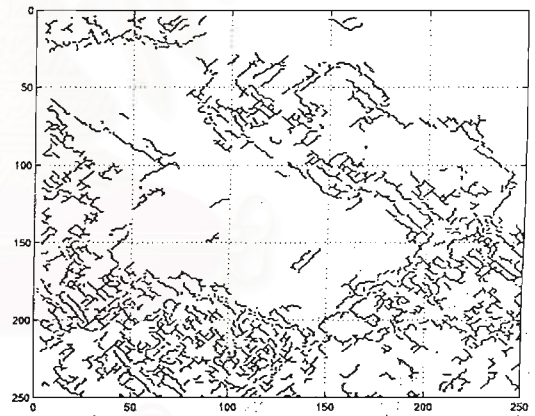
(ก) เมื่อใช้วงจรรองมัลติฐาน



(ข) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์



(ค) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง



(ง) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสี่

รูปที่ 3.24: เส้นขอบที่ได้เมื่อใช้วงจรตรวจจับเส้นขอบแคนนี่กับรูปที่ 3.2 (ฉ) หลังจากผ่านวงจรรองแต่ละชนิดขนาด 23x23 พิกเซล

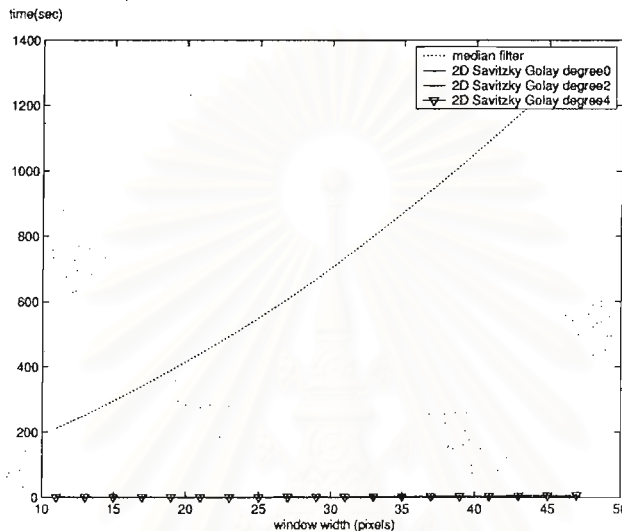
ของวงจรรองมัธยฐานนั้นดีกว่า หรือดีกว่าวงจรรองอื่นๆ เพราะขึ้นกับภาพที่จะนำไปใช้

สำหรับขอบภาพที่เป็นเหลี่ยมมุม (รูปที่ 3.22) วงจรรองมัธยฐานสามารถคงสภาพเหลี่ยมมุมไว้ได้มากที่สุด รองลงมาคือวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสองและศูนย์ ตามลำดับ ส่วนเส้นขอบที่ได้จากภาพหลังจากผ่านวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสี่นั้นไม่ต่อเนื่องและเต็มไปด้วยรอยหยักจนไม่สามารถสรุปได้ว่า มีความสามารถในการคงสภาพเหลี่ยมมุมได้ดีเพียงใด ทั้งนี้ภาพนี้ได้แสดงถึงจุดต่อຍประการหนึ่งของการใช้ระนาบพหุนามลดทอนสัญญาณรบกวน ที่ไม่สามารถจำลองความเป็นเหลี่ยมมุมซึ่งมีการเปลี่ยนแปลงความเข้มอย่างกะทันหันได้ ไม่ว่าจะใช้ระนาบพหุนามอันดับใดก็ตาม ดังนั้นเหลี่ยมมุมต่างๆ ในภาพจึงโค้งมนไป อย่างไรก็ตาม จุดต่อยดังกล่าวไม่น่ามีผลต่อการประยุกต์ใช้กับภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์ เพราะในภาพไม่มีความเป็นเหลี่ยมมุมปรากฏให้เห็น

สำหรับภาพเม็ดเลือดแดงและภาพเกรนอะลูมิเนียม (รูปที่ 3.23 และ 3.24) เส้นขอบที่ได้ใกล้เคียงกับเส้นขอบจริงมากที่สุดทั้งในด้านรูปร่างและตำแหน่งเรียงตามลำดับ ได้แก่วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง วงจรรองมัธยฐาน และวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์ โดยวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสองจะเก็บรายละเอียดต่างๆ ได้ดีที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับวงจรรองชนิดอื่น ซึ่งตรงกับผลของการทดสอบในหัวข้อที่ 3.4.2 แต่วงจรรองมัธยฐานให้เส้นขอบที่ต่อเนื่องมากที่สุด การต่อเนื่องของขอบมีสาเหตุมาจากความเรียบของข้อมูลที่ทำให้ขนาดเกรเดียนต์ของความเข้มมีค่าสม่ำเสมอ เมื่อตัดสินด้วยค่าระดับของวงจรรองจับเส้นขอบแค่นี้จึงได้เป็นเส้นที่ต่อเนื่อง ถ้าพิจารณาเปรียบเทียบกับตัวอย่างความเข้มในรูปที่ 3.5 วงจรรองมัธยฐานให้ความเข้มที่เรียบมาก จึงได้เส้นขอบที่ต่อเนื่องกว่าวงจรรองที่นำมาเปรียบเทียบกับชนิดอื่น ถ้าใช้งานร่วมกับวงจรรองจับเส้นขอบแค่นี้ แต่ในทางกลับกันความเข้มก็ถูกลดทอนไปมาก ทำให้ต้องใช้ค่าระดับของวงจรรองจับเส้นขอบแค่นี้ต่ำลงเพื่อให้ตรวจจับเส้นขอบที่ต้องการได้ ซึ่งทำให้การคำนวณเส้นขอบไวต่อสัญญาณรบกวนขึ้น เกิดเป็นเส้นขอบส่วนเกินมากมายดังรูปที่ 3.23 (ก) และ 3.24 (ก) ในขณะที่วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสองให้ข้อมูลที่ไม่เรียบเท่าวงจรรองมัธยฐาน ค่าเกรเดียนต์จึงไม่สม่ำเสมอ และเกิดเป็นเส้นขอบที่ขาดตอน ส่วนวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์นั้นแม้ว่าจะให้ความเข้มที่เรียบเช่นเดียวกับวงจรรองมัธยฐาน แต่เส้นขอบที่ได้ไม่ต่อเนื่องเหมือนกับวงจรรองมัธยฐาน เพราะการเฉลี่ยข้อมูลทำให้ขอบมัวมากกว่า การตั้งค่าระดับของวงจรรองจับเส้นขอบยิ่งต่ำลงอีก จะทำให้ไวต่อสัญญาณรบกวนมากขึ้น ซึ่งบางครั้งการเปลี่ยนแปลงความเข้มเนื่องจากสัญญาณรบกวนมีค่ามากกว่าที่ขอบจริง วงจรรองจับเส้นขอบจึงตรวจจับสัญญาณรบกวนได้แทน และปรากฏให้เห็นเป็นเส้นขอบที่ไม่ต่อเนื่อง สำหรับเส้นขอบจากภาพที่ผ่านวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับ

สีนั้น เป็นเส้นขอบที่ไม่ต้องการมากมาย และแม้ว่าจะเพิ่มค่าระดับเพื่อลดผลจากสัญญาณรบกวนดังกล่าว ก็ไม่ได้ทำให้เส้นขอบจริงปรากฏขึ้นมาแต่อย่างใด

3.4.4 เวลาที่ใช้ในการคำนวณ



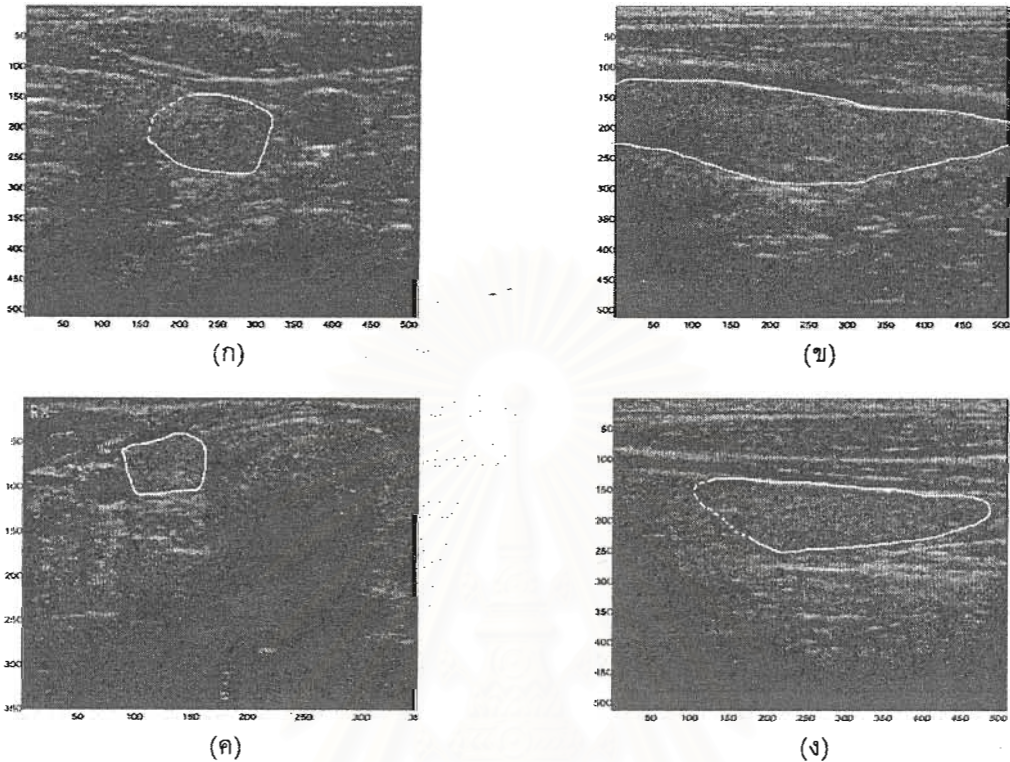
รูปที่ 3.25: เวลาที่ใช้ในการคำนวณของวงจรรองแต่ละชนิดตามขนาดหน้าต่าง

รูปข้างต้นเป็นเวลาที่ยังจรรองแต่ละชนิดใช้ในการประมวลผลภาพขนาด 256x256 พิกเซล ซึ่งแสดงชัดเจนว่า วงจรรองมัธยฐานใช้เวลาในการคำนวณนานมาก เมื่อเทียบกับวงจรรอง Savitzky - Golay เวลาดังกล่าวเป็นฟังก์ชัน $MN \log_2 MN$ กับจำนวนพิกเซลในหน้าต่าง $(2M + 1)(2N + 1)$ ในขณะที่เวลาที่วงจรรอง Savitzky - Golay ใช้ นั้น เป็นฟังก์ชันเชิงเส้นจำนวนพิกเซลในหน้าต่าง เวลาดังกล่าวจะมีนัยสำคัญต่อการใช้ในระบบติดตามเส้นขอบ เมื่อต้องใช้วงจรรองขนาดใหญ่ขึ้นเพื่อให้ได้เส้นขอบที่เรียบและต่อเนื่องขึ้น

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

จากภาพเส้นขอบที่ได้เปรียบเทียบกับเวลาที่ใช้ในการคำนวณ วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง มีผลการทดสอบที่จูงใจให้ใช้กับการคำนวณเส้นขอบของต่อมไทรอยด์ ในภาพอัลตราซาวนด์แทนวงจรรองมัธยฐานมากที่สุด ดังนั้นในหัวข้อถัดไปจะทดลองใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสองกับภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์ เปรียบเทียบกับวงจรรองมัธยฐาน

3.5 ผลการทดสอบกับภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์



รูปที่ 3.26: ภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์ เส้นสีขาวซึ่งลากโดยผู้เชี่ยวชาญแสดงตำแหน่งของต่อมไทรอยด์

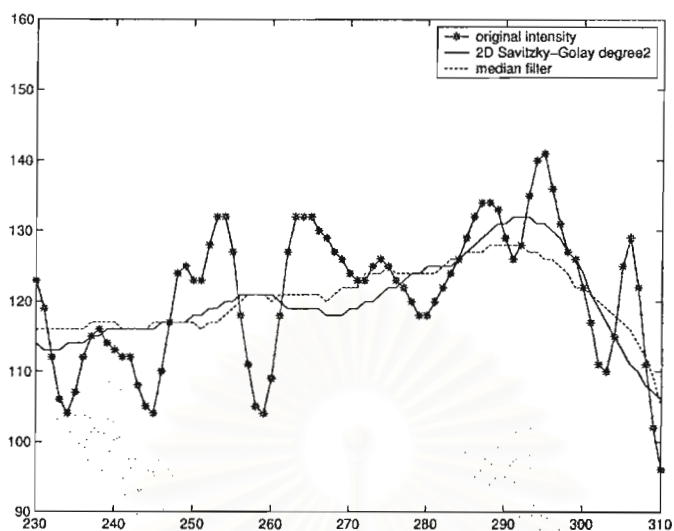
วิธีทดสอบการใช้งานของวงจรกรองกับภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์นั้น จะทดสอบกับภาพทั้งสิ้น 4 ภาพ ตามรูปที่ 3.26 ตำแหน่งเส้นขอบของต่อมไทรอยด์ในแต่ละภาพได้แสดงไว้เป็นสีขาว ส่วนที่เป็นเส้นประนั้นเป็นบริเวณที่ไม่มีข้อมูลจากภาพ แต่ใช้การตัดสินใจจากประสบการณ์ของผู้เชี่ยวชาญ การทดสอบจะเริ่มจากการพิจารณาประสิทธิภาพการลดทอนสัญญาณ เปรียบเทียบตามขนาดหน้าต่าง และเปรียบเทียบกันในหลายๆ ภาพตามลำดับ แต่ทั้งนี้ การวัดประสิทธิภาพการลดทอนสัญญาณรบกวนในภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์นั้น ไม่สามารถหาพารามิเตอร์มาวัดได้เพราะไม่สามารถค้นหาภาพที่ปราศจากสัญญาณรบกวนมาเปรียบเทียบได้ จึงต้องใช้วิธีพิจารณาด้วยสายตา ใดๆ ก็ดี เนื่องจากผู้วิจัยมิได้มีความเชี่ยวชาญด้านภาพอัลตราซาวนด์มาก่อน จึงไม่อาจให้คะแนนคุณภาพของภาพ (subjective score) ดังกล่าวได้ กระนั้นก็ดี เมื่อสำรวจการใช้งานของภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์นั้นพบว่า แพทย์ส่วนใหญ่ใช้สำหรับหาขนาดของต่อมไทรอยด์ นั่นคือเส้นขอบของต่อมไทรอยด์เป็นสิ่งสำคัญที่ต้องพิจารณาถึง เราจึงอาจใช้การเปรียบเทียบเส้นขอบของต่อมไทรอยด์ที่ได้จากวงจรตรวจจับเส้นขอบแค่นี้ เพื่อเปรียบเทียบคุณภาพของวงจรกรองแทน โดยตั้งสมมติฐานว่าวงจรตรวจจับเส้นขอบแค่นี้มีประสิทธิภาพทำงานเท่าๆ กันในแต่ละภาพ และไม่ได้เป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้เส้นขอบที่ได้มีคุณภาพเพี้ยนไป

3.5.1 การลดทอนสัญญาณรบกวน

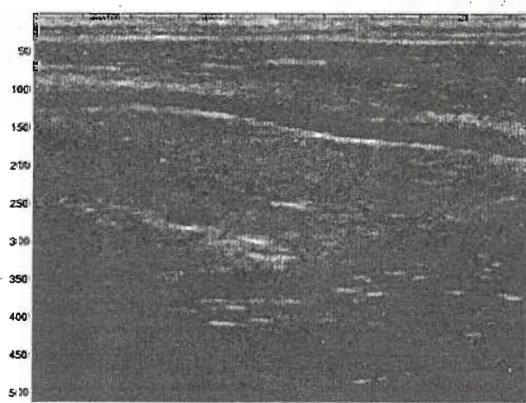
3.5.1.1 กรณีเปรียบเทียบตามขนาดหน้าต่าง

การลดทอนสัญญาณรบกวนดังกล่าว ต้องการให้ภาพเรียบที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้เพื่อให้การคำนวณเส้นขอบเป็นไปโดยง่าย ไม่ได้มีวัตถุประสงค์เพื่อให้แพทย์ใช้ภาพดังกล่าวในการวินิจฉัย ดังนั้นภาพเมื่อดำเนินการแล้วควรใกล้เคียงกับวงจรกรองมัลติฐานซึ่งมีส่วนที่เป็นเส้นขอบคมชัด (รูปที่ 3.28) ขณะที่ตรงที่ไม่ใช่เส้นขอบมีความเข้มเสมอกัน และเมื่อขนาดหน้าต่างใหญ่ขึ้น บริเวณดังกล่าวยังมีความเข้มที่สม่ำเสมอมากขึ้น และเห็นขอบคมขึ้นโดยเฉพาะที่เส้นขอบด้านบน อย่างไรก็ตามเส้นขอบล่างที่โดดเด่นขึ้นมานั้น ไม่ใช่เส้นขอบที่รอยตัดที่แท้จริง ทั้งนี้เพราะขอบจริงมีความชันน้อยมาก และถูกลดทอนลงมาตามขนาดหน้าต่างที่เพิ่มขึ้น จนเกือบกลายเป็นเนื้อเดียวกันกับบริเวณรอบด้าน ซึ่งอาจทำให้การตรวจจับเส้นขอบทำได้ลำบาก และอาจได้แนวเส้นที่ไม่ใช่ขอบจริงมาแทน ถ้าเปรียบเทียบกับวงจรกรอง Savitzky - Golay อันดับสอง ที่แม้จะไม่ได้ให้ขอบคมชัดและความเข้มที่สม่ำเสมอในบริเวณที่เหลือนได้เท่ากับวงจรกรองมัลติฐาน แต่สังเกตได้ว่าสัญญาณรบกวนแบบจุดถูกลดทอนไปมาก แสดงว่าวงจรกรองทำงานได้บรรลุตามวัตถุประสงค์ของการใช้วงจรกรองที่เราตั้งใจ ส่วนความไม่สม่ำเสมอของความเข้มนั้นเป็นผลจากเงาและความมืดที่มีอยู่ในภาพเดิมด้วย นอกจากนี้ขอบด้านล่างยังคงพอมิให้เห็นอยู่บ้าง ซึ่งอาจทำให้การตรวจจับได้ด้วยวงจรตรวจจับเส้นขอบแค่นี้ เมื่อขนาดหน้าต่างเพิ่มขึ้น ภาพที่ได้จากวงจรกรอง Savitzky - Golay อันดับสองมีตำแหน่งใกล้เคียงกับที่ขนาดหน้าต่างเล็ก ไม่แตกต่างกันมากนัก ซึ่งมีประโยชน์คือ ช่วงการทำงานของขนาดหน้าต่างกว้างมาก ทำให้สามารถเลือกใช้ขนาดหน้าต่างได้ง่ายขึ้น รูปที่ 3.27 เป็นตัวอย่างการมัวของเส้นขอบด้านล่าง โดยแสดงความเข้มที่ขอบด้านล่างของต่อมไทรอยด์ ของภาพที่ผ่านวงจรกรอง Savitzky - Golay อันดับสอง และวงจรกรองมัลติฐานขนาด $x43$ พิกเซล (ที่พิกัด $n = 325$) ณ ตำแหน่งขอบที่ $m = 284$ สังเกตว่าวงจรกรองมัลติฐานทำให้ความชันของขอบลดลง จนเกือบเป็นเส้นราบ ขณะที่วงจรกรอง Savitzky - Golay อันดับสองยังรักษาความชันของขอบไว้ได้ระดับหนึ่ง สำหรับวงจรกรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์หรือวงจรกรองเคลื่อนนั้น ให้ภาพที่เรียบขึ้นอย่างชัดเจนแต่ขอบถูกทำให้มัวไปมาก จนไม่สามารถระบุตำแหน่งขอบที่แท้จริงได้เมื่อขนาดหน้าต่างใหญ่มาก ในขณะที่การเพิ่มขนาดหน้าต่างของวงจรกรอง Savitzky - Golay อันดับสี่ ทำให้เกิดลวดลายบางอย่างขึ้นในภาพที่ทำให้ภาพเพี้ยนไป

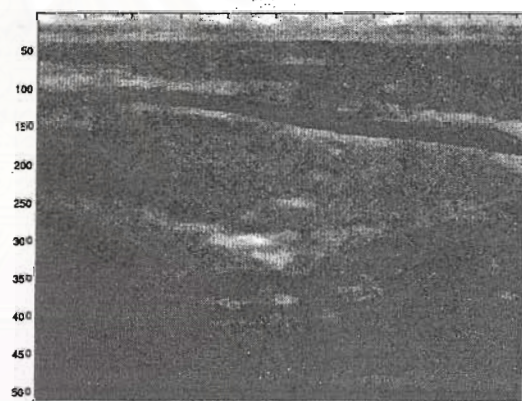
ดังนั้นด้วยผลที่พอจะเปรียบเทียบได้กับวงจรกรองมัลติฐาน วงจรกรอง Savitzky - Golay อันดับสองจึงน่าจะเหมาะสำหรับการใช้กรองสัญญาณรบกวน แทนวงจรกรองมัลติฐานมากกว่าวงจรกรอง Savitzky - Golay อันดับอื่นๆ



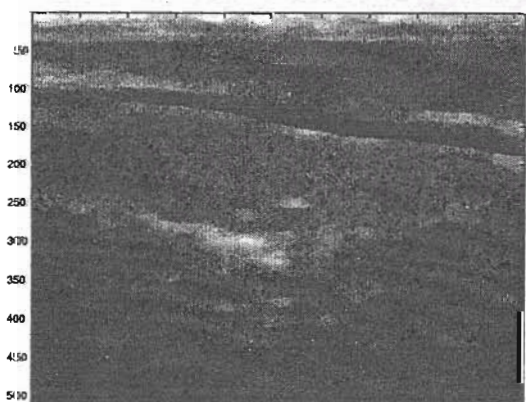
รูปที่ 3.27: ตัวอย่างความเข้มที่ขอบด้านล่างของต่อมไทรอยด์



(ก) หน้าต่างวงจรรองขนาด 11x11 พิกเซล



(ข) หน้าต่างวงจรรองขนาด 23x23 พิกเซล

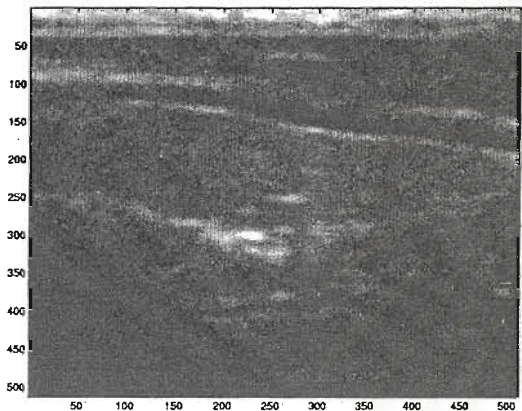


(ค) หน้าต่างวงจรรองขนาด 35x35 พิกเซล

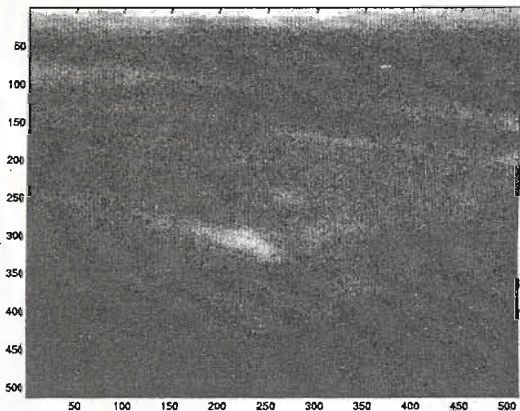


(ง) หน้าต่างวงจรรองขนาด 43x43 พิกเซล

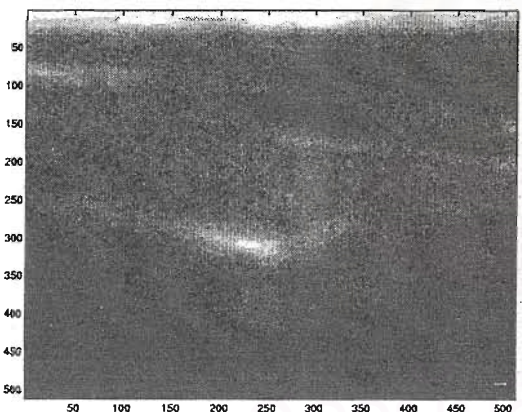
รูปที่ 3.28: ภาพต่อมไทรอยด์ (ก) หลังจากผ่านวงจรรองมัลติสแกน



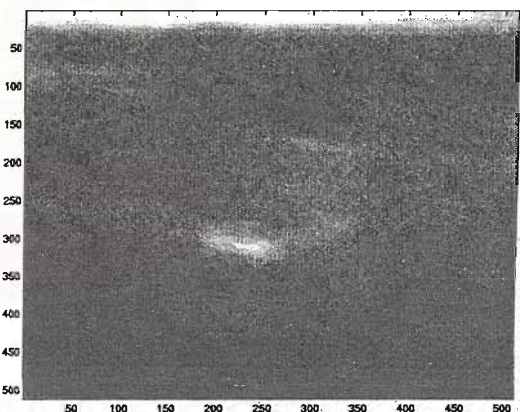
(ก) หน้าต่างวงจกรองขนาด 11x11 พิกเซล



(ข) หน้าต่างวงจกรองขนาด 23x23 พิกเซล

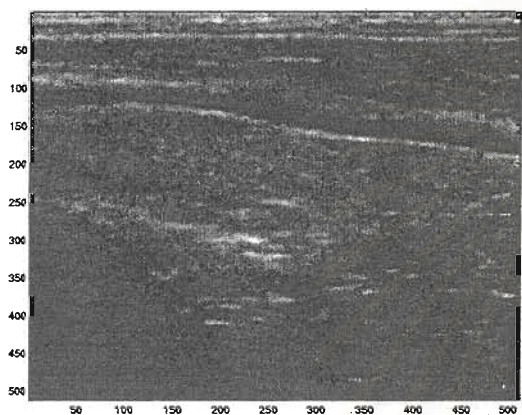


(ค) หน้าต่างวงจกรองขนาด 35x35 พิกเซล

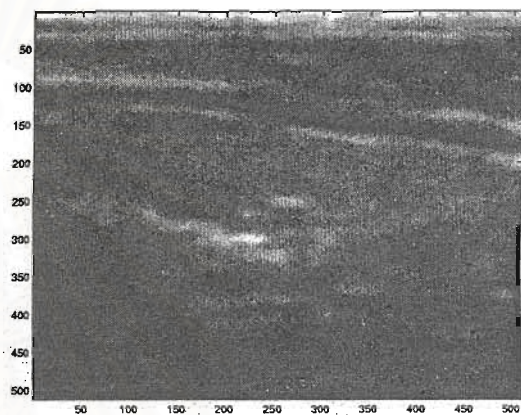


(ง) หน้าต่างวงจกรองขนาด 43x43 พิกเซล

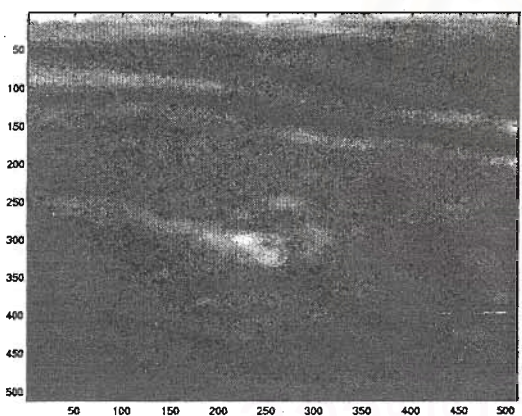
รูปที่ 3.29: ภาพต่อมไทรอยด์ (ก) หลังจากผ่านวงจกรอง Savitzky - Golay อันต์บสูนย์



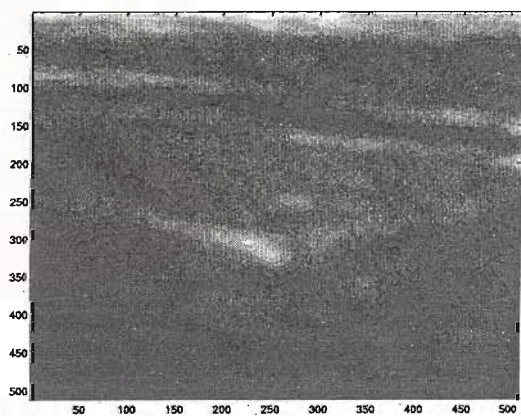
(ก) หน้าต่างวงจรรองขนาด 11x11 พิกเซล



(ข) หน้าต่างวงจรรองขนาด 23x23 พิกเซล

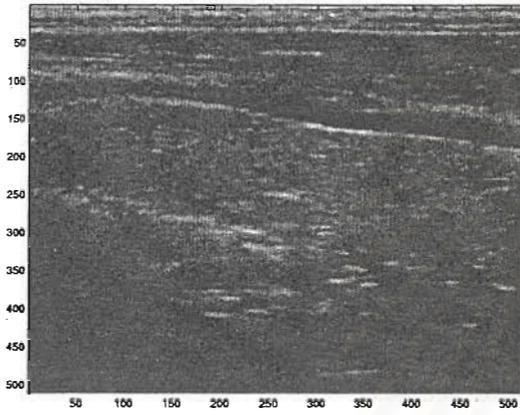


(ค) หน้าต่างวงจรรองขนาด 35x35 พิกเซล

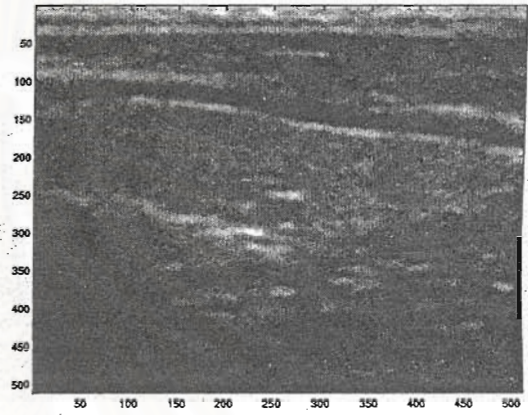


(ง) หน้าต่างวงจรรองขนาด 43x43 พิกเซล

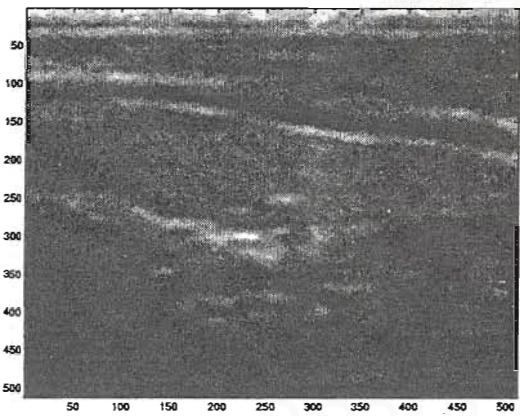
รูปที่ 3.30: ภาพต่อมไทรอยด์ (ก) หลังจากผ่านวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง



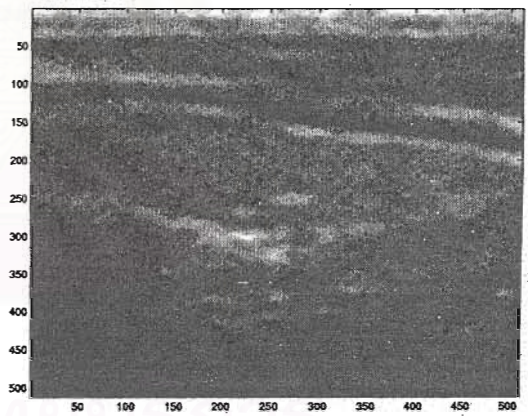
(ก) หน้าต่างวงจกรองขนาด 11x11 พิกเซล



(ข) หน้าต่างวงจกรองขนาด 23x23 พิกเซล



(ค) หน้าต่างวงจกรองขนาด 35x35 พิกเซล

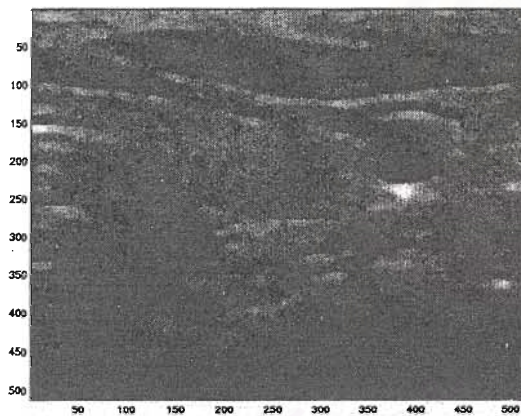


(ง) หน้าต่างวงจกรองขนาด 43x43 พิกเซล

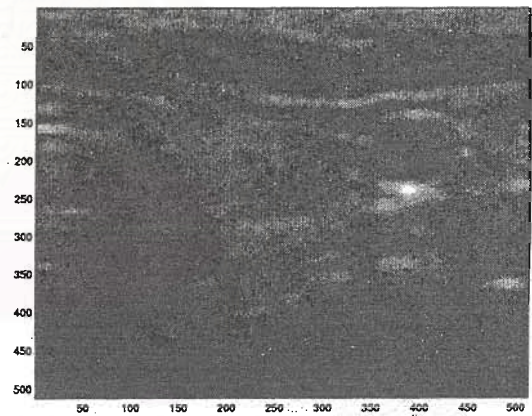
รูปที่ 3.31: ภาพต่อมไทรอยด์ (ก) หลังจากผ่านวงจกรอง Savitzky - Golay อันดับสี่

3.5.1.2 กรณีเปรียบเทียบกันในหลายๆ ภาพ

ภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์ลักษณะต่างๆ เมื่อผ่านวงจรรองมัลติฐานและวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสองแล้วให้ผลในทำนองเดียวกับรูปที่ 3.32 กล่าวคือที่หน้าตาขนาดเดียวกัน วงจรรองมัลติฐานจะให้เส้นขอบที่คมกว่า ส่วนวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสองให้ภาพที่ใกล้เคียงกันและรักษาขอบที่มัวไม่ชัดเจนไว้ได้มากกว่า ดังนั้นประสิทธิภาพในการทำงานจึงขึ้นอยู่กับว่า เส้นขอบของต่อมไทรอยด์ในภาพหนึ่งๆ มีลักษณะเป็นเช่นไร ถ้ามีเส้นขอบที่มัวไม่ชัดเจนอยู่มาก ดังเช่นในภาพอัลตราซาวนด์ทั่วๆ ไป การใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง น่าจะให้ผลเป็นที่น่าพอใจ อย่างไรก็ตามก็ควรพิจารณาว่าวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง ก็สามารถทำงานได้ดีกับความชันของเส้นขอบที่ต่ำถึงระดับหนึ่งเท่านั้น นอกจากนี้วงจรรองทั้งสองไม่สามารถสร้างเส้นขอบขึ้นมาใหม่ได้ ถ้าเส้นขอบในภาพหายไปเป็นช่วงกว้าง จนกระทั่งไม่สามารถคาดคะเนด้วยสายตาได้ จะต้องใช้ประสบการณ์ในการตัดสินใจว่า จุดใดควรเป็นเส้นขอบ ดังเช่น บริเวณเส้นประในรูปที่ 3.26 โดยอาจใช้การกำหนดจุดขอบเพิ่มเติม ถ้าใช้ระบบติดตามเส้นขอบแบบ pre-emptive

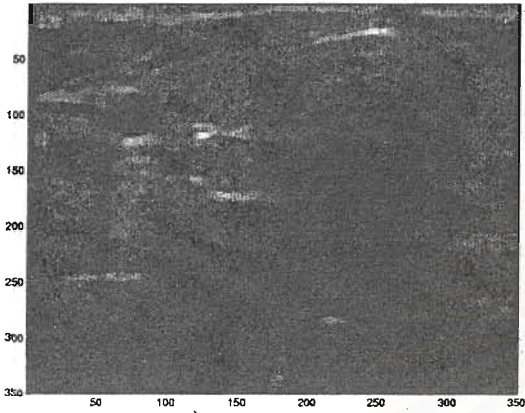


(ก) เมื่อใช้วงจรรองมัลติฐาน

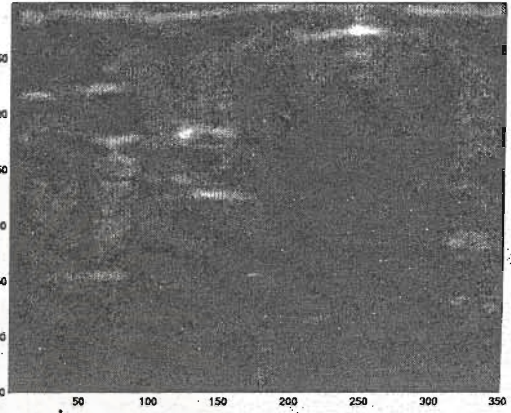


(ข) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง

รูปที่ 3.32: ภาพต่อมไทรอยด์ (ข) หลังจากผ่านวงจรรองขนาดหน้าตาต่าง 27x27 พิกเซล

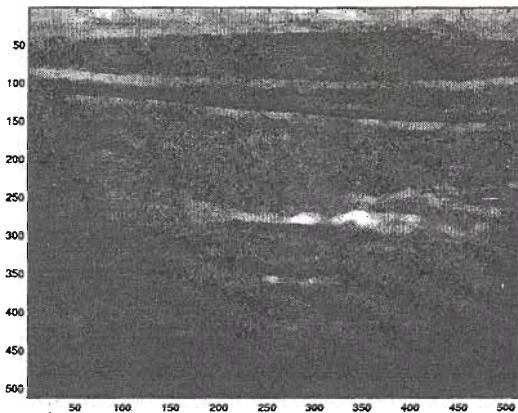


(ก) เมื่อใช้วงจรรองมัธยฐาน

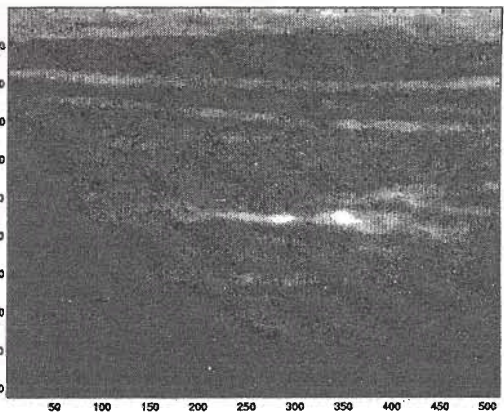


(ข) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง

รูปที่ 3.33: ภาพต่อมไทรอยด์ (ค) หลังจากผ่านวงจรรองขนาดหน้าต่าง 15x15 พิกเซล



(ก) เมื่อใช้วงจรรองมัธยฐาน



(ข) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง

รูปที่ 3.34: ภาพต่อมไทรอยด์ (ง) หลังจากผ่านวงจรรองขนาดหน้าต่าง 27x27 พิกเซล

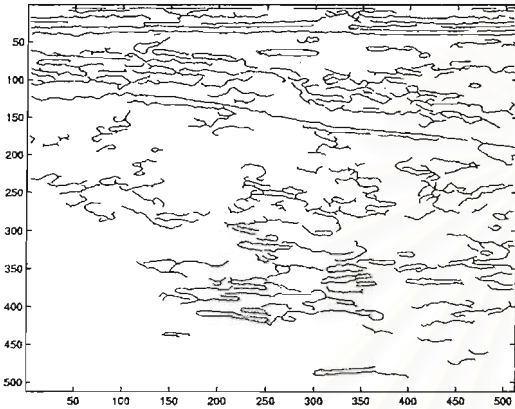
3.5.2 เมื่อพิจารณาการใช้งานวงจรรองร่วมกับวงจรตรวจจับเส้นขอบแค่นี้

3.5.2.1 กรณีเปรียบเทียบตามขนาดหน้าต่าง

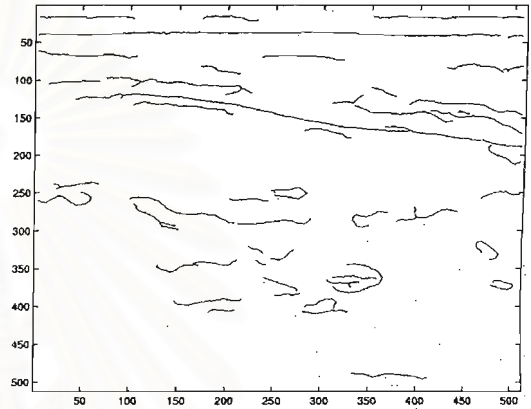
ในการทดลองนี้ได้คำนวณเส้นขอบจากภาพอัลตราซาวนด์ที่ผ่านวงจรรองชนิดต่าง ๆ ด้วยวงจรรองจับเส้นขอบแค่นี้ โดยพิจารณาวงจรรอง Savitzky - Golay ทั้งอันดับศูนย์ สอง และสี่ เพื่อให้เห็นแนวโน้มการทำงานของวงจรรองร่วมกับวงจรรองจับเส้นขอบแค่นี้ ผลจากการทดสอบเป็นดังนี้:

เส้นขอบที่ได้จากภาพที่ผ่านวงจรรองมัธยฐาน เรียบและต่อเนื่องกว่าวงจรรองชนิดอื่น ๆ ที่หน้าต่างขนาดเล็ก สัญญาณรบกวนมีผลกระทบสูง จึงได้เส้นขอบที่ไม่ต้องการมาก เมื่อขนาดหน้าต่างใหญ่ขึ้น ผลกระทบดังกล่าวลดลง จึงได้เส้นขอบของต่อมไทรอยด์ชัดเจนขึ้น โดยเฉพาะที่ขอบล่างซ้ายของต่อมไทรอยด์ที่มีไม่ชัดเจนนั้น จะโดดเด่นขึ้นเรื่อย ๆ เมื่อขนาดหน้าต่างใหญ่ขึ้น อย่างไรก็ตามที่ขนาดหน้าต่างใหญ่มาก ความชันของเส้นขอบจริงจะถูกลดทอนไปมาก ดังนั้นจึงต้องใช้ค่าระดับของวงจรรองจับเส้นขอบแค่นี้ต่ำ ๆ เพื่อให้ได้เส้นขอบที่ต้องการ การใช้ค่าระดับต่ำทำให้ไวต่อสัญญาณรบกวน เกิดเป็นเส้นขอบที่ไม่ต้องการมากมายดังแสดงในรูปที่ 3.35 (ง) ดังนั้นช่วงขนาดหน้าต่างที่ใช้งานได้ของวงจรรองมัธยฐานจึงจำกัดไว้ค่าหนึ่ง

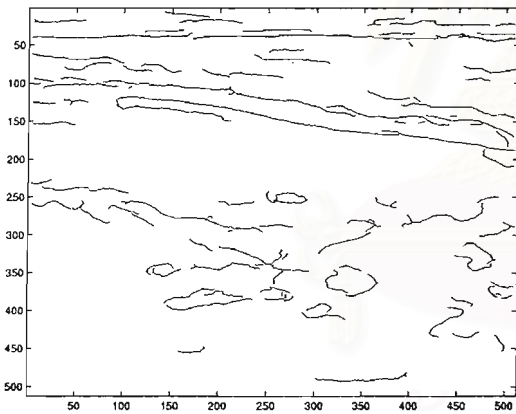
สำหรับเส้นขอบจากภาพที่ผ่านวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์นั้น แม้ว่าจะเรียบและต่อเนื่อง แต่ก็ไม่ได้ตลอดทั้งเส้น ลักษณะเส้นขอบที่ได้เป็นขั้น ๆ ซึ่งจะทำให้การเชื่อมต่อเส้นขอบของระบบติดตามเส้นขอบต้องทำงานยุ่งยากขึ้น และช่วงขนาดหน้าต่างที่ใช้งานได้นั้นน้อยกว่าวงจรรองมัธยฐานอย่างเห็นได้ชัด ซึ่งผิดกับวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง ที่ให้เส้นขอบใกล้เคียงกันแม้ว่าขนาดหน้าต่างจะใหญ่ขึ้น ขณะที่ขนาดหน้าต่างใหญ่ขึ้นมีผลกระทบจากสัญญาณรบกวนอยู่บ้าง โดยปรากฏเป็นจุดเล็ก ๆ รอบเส้นขอบของต่อมไทรอยด์ ส่วนเส้นขอบจากภาพที่ผ่านวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสี่นั้น โดยหลักการแล้วควรให้เส้นขอบที่ชัดกว่าวงจรรองชนิดอื่น เพราะมีความสามารถในการคงสภาพเส้นขอบได้ดี แต่เส้นขอบที่ได้กลับไม่สนับสนุนหลักการดังกล่าว โดยมีทั้งเส้นขอบที่ไม่ต้องการเนื่องจากสัญญาณรบกวน และเส้นขอบที่ขนาดหน้าต่างใหญ่ขึ้นก็เกิดเป็นรอยหยัก ซึ่งเป็นไปได้ว่าที่ขนาดหน้าต่างใหญ่ขึ้น วงจรรองดังกล่าวให้ความสำคัญกับพิกเซลที่เป็นสัญญาณรบกวนมากเกินไป รวมทั้งการสร้างระนาบพหุนามที่ไวต่อสัญญาณรบกวนกว่าวงจรรองอันดับอื่น ๆ เส้นขอบที่ได้จึงเพี้ยนไป เมื่อเปรียบเทียบในระหว่างวงจรรอง Savitzky - Golay ด้วยกันแล้ว วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสองให้ผลดี และเหมาะสมที่จะนำมาใช้งานทดแทนวงจรรองมัธยฐานมากที่สุด ในหัวข้อถัดไปจะเปรียบเทียบเส้นขอบที่ได้จากภาพที่ผ่านวงจรรองมัธยฐานกับวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง เมื่อใช้กับภาพอัลตราซาวนด์ที่มีความหลากหลายแตกต่างกัน



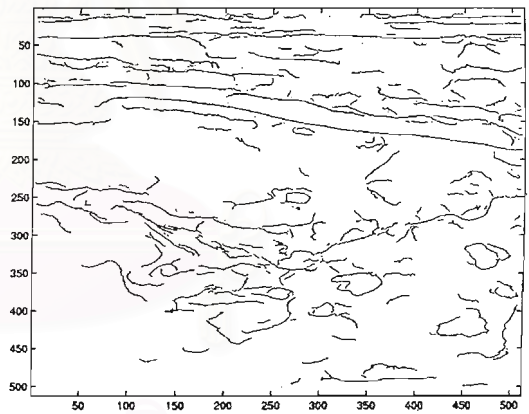
(ก) หน้าต่างวงจรรองขนาด 11x11 พิกเซล



(ข) หน้าต่างวงจรรองขนาด 23x23 พิกเซล

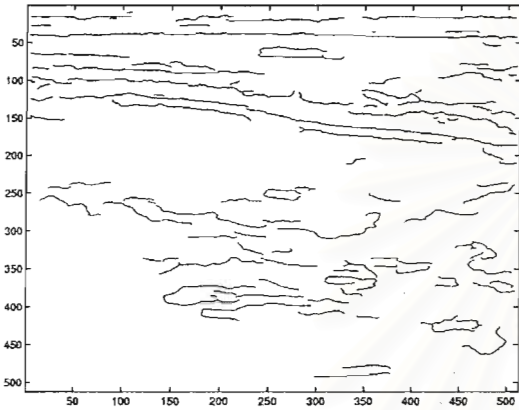


(ค) หน้าต่างวงจรรองขนาด 35x35 พิกเซล

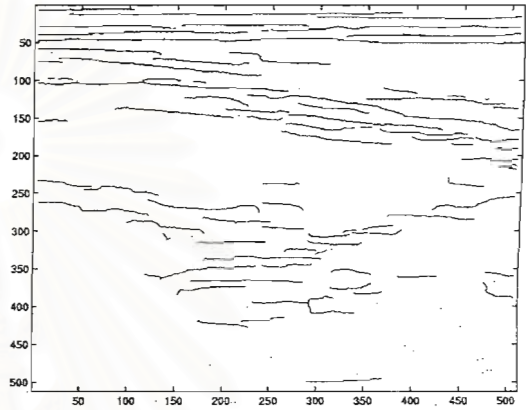


(ง) หน้าต่างวงจรรองขนาด 43x43 พิกเซล

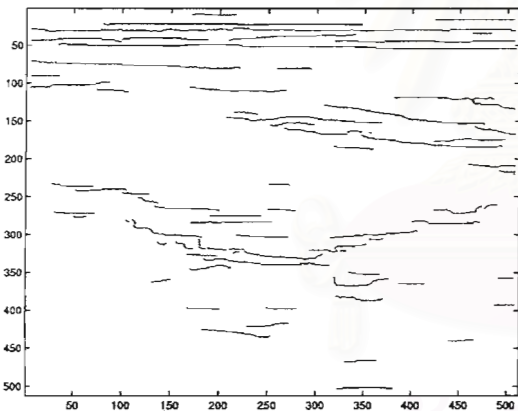
รูปที่ 3.35: เส้นขอบของภาพต่อมไทรอยด์ (ก) หลังจากผ่านวงจรรองมัลติสแตจ
เมื่อใช้ช่วงจรรถระจับเส้นขอบแค่นี้



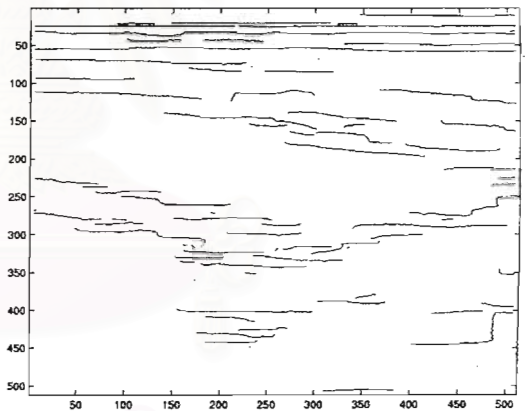
(ก) หน้าต่างวงจกรรองขนาด 11x11 พิกเซล



(ข) หน้าต่างวงจกรรองขนาด 23x23 พิกเซล

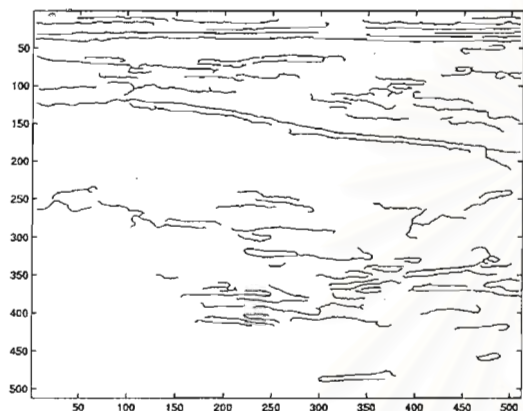


(ค) หน้าต่างวงจกรรองขนาด 35x35 พิกเซล

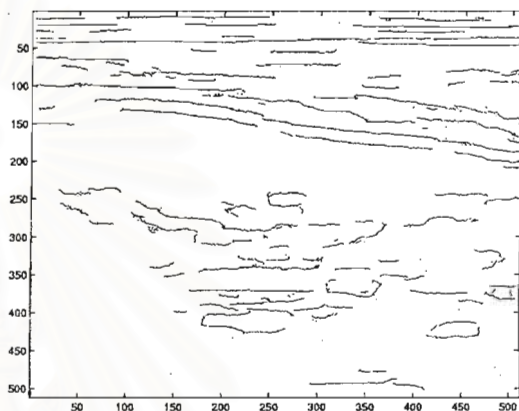


(ง) หน้าต่างวงจกรรองขนาด 43x43 พิกเซล

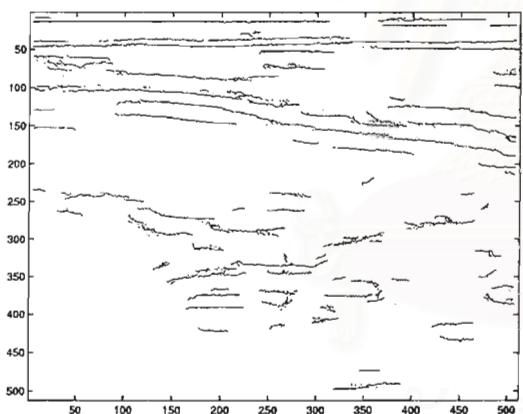
รูปที่ 3.36: เส้นขอบของภาพไทรอยด์ (ก) หลังจากผ่านวงจกรรอง Savitzky - Golay อันดับศูนย์เมื่อใช้วงจกรรองจับเส้นขอบแค่นี้



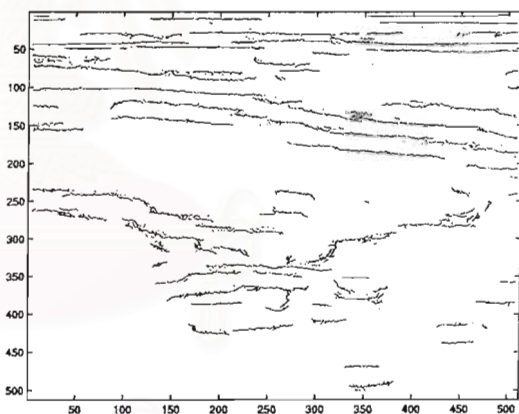
(ก) หน้าต่างวงจรรองขนาด 11x11 พิกเซล



(ข) หน้าต่างวงจรรองขนาด 23x23 พิกเซล

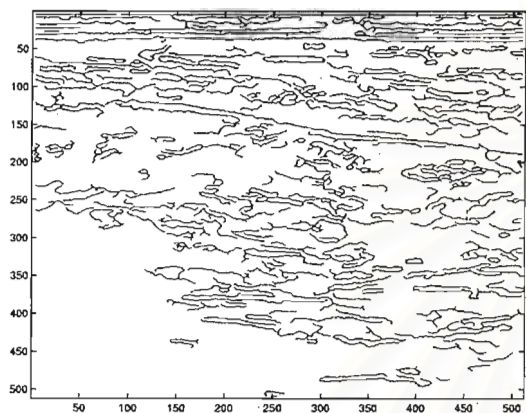


(ค) หน้าต่างวงจรรองขนาด 35x35 พิกเซล

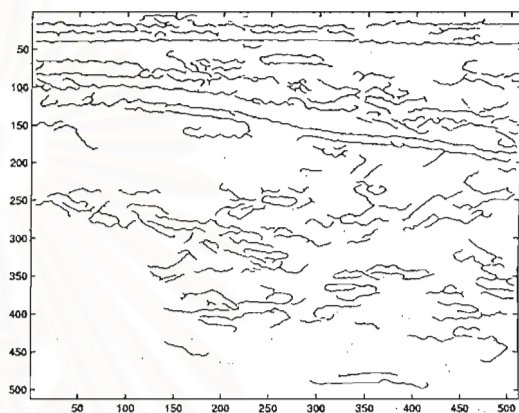


(ง) หน้าต่างวงจรรองขนาด 43x43 พิกเซล

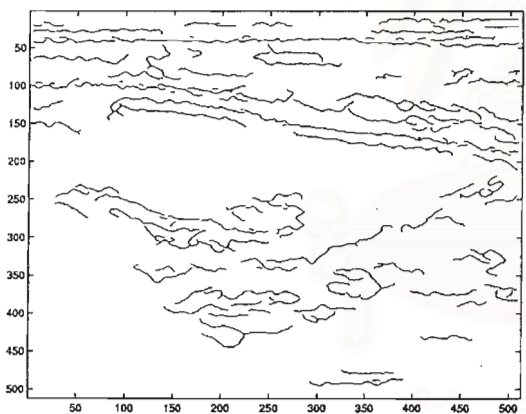
รูปที่ 3.37: เส้นขอบของภาพไทรอยด์ (ก) หลังจากผ่านวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสองเมื่อใช้วงจรตรวจจับเส้นขอบแค่นี้



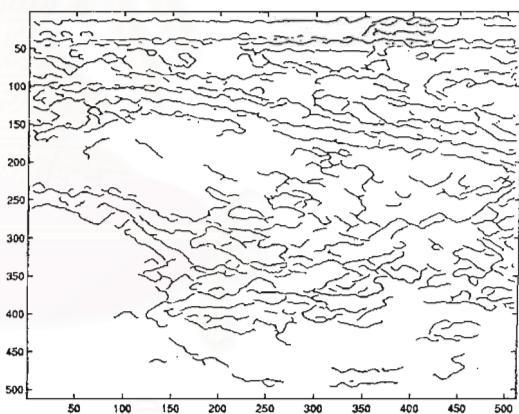
(ก) หน้าต่างวงจกรรองขนาด 11x11 พิกเซล



(ข) หน้าต่างวงจกรรองขนาด 23x23 พิกเซล



(ค) หน้าต่างวงจกรรองขนาด 35x35 พิกเซล

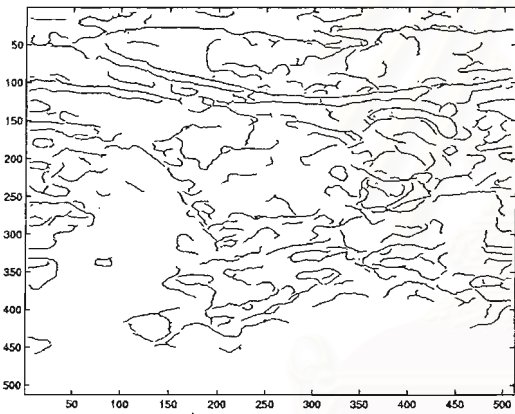


(ง) หน้าต่างวงจกรรองขนาด 43x43 พิกเซล

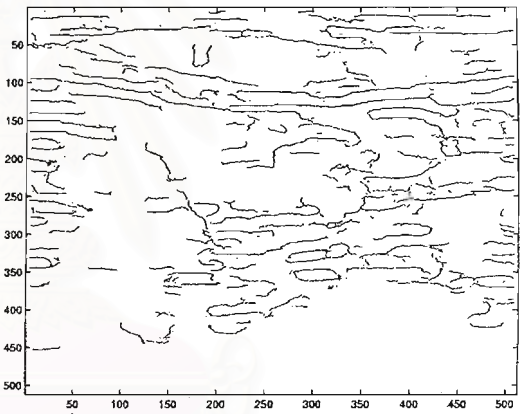
รูปที่ 3.38: เส้นขอบของภาพไทรอยด์ (ก) หลังจากผ่านวงจกรรอง Savitzky - Golay อันดับสี่เมื่อใช้วงจรถรวจจับเส้นขอบแค่นี้

3.5.2.2 กรณีเปรียบเทียบกันในหลายๆ ภาพ

เมื่อพิจารณาเส้นขอบที่ได้จากภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์ในหลายๆ รูปแบบที่ผ่านวงจรรองมัลติฐานและวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสองนั้น พบว่า เส้นขอบที่ได้มีรูปแบบใกล้เคียงกับรูปที่ 3.35 และ 3.37 คือ เส้นขอบที่ได้จากวงจรรองมัลติฐานต่อเนื่องและเรียบ มีบางช่วงที่เส้นขอบขาดหายไปเนื่องจากความชันของเส้นขอบ ณ ตำแหน่งนั้นต่ำมาก โดยเฉพาะเส้นขอบด้านซ้ายและขวาในรูปที่ 3.41 ซึ่งแม้แต่ผู้ใช้ยังต้องอาศัยประสบการณ์ในการประมาณว่า เส้นขอบควรอยู่ ณ ตำแหน่งใด ส่วนเส้นขอบจากภาพที่ผ่านวงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสองนั้น พอที่จะเปรียบเทียบได้กับวงจรรองมัลติฐานแม้ว่าจะไม่เรียบเท่าก็ตาม แต่เมื่อคำนึงถึงเวลาที่ใช้ในการคำนวณ วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสองก็น่าสนใจอยู่มากที่จะนำมาใช้ทดแทนวงจรรองมัลติฐานอยู่เช่นเดิม



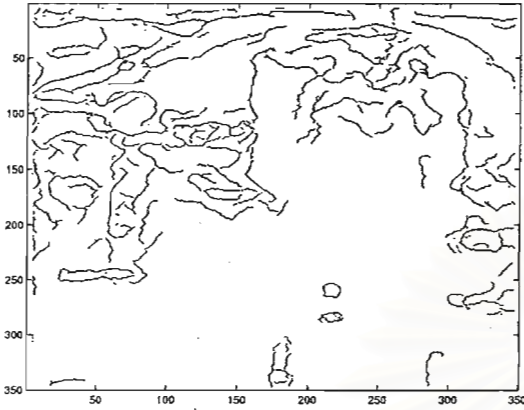
(ก) เมื่อใช้วงจรรองมัลติฐาน



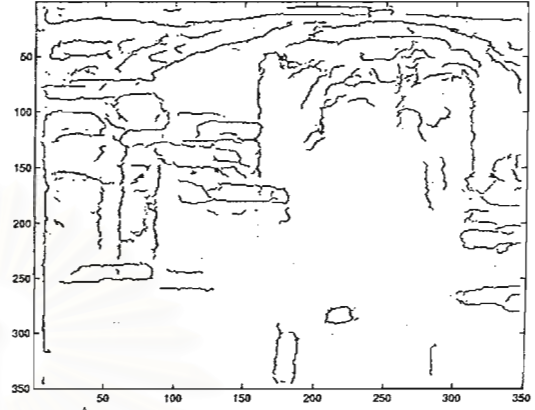
(ข) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง

รูปที่ 3.39: เส้นขอบของภาพต่อมไทรอยด์ (ข) หลังจากผ่านวงจรรองขนาดหน้าต่าง 27x27 พิกเซลเมื่อใช้วงจรตรวจจับเส้นขอบแค่นี้

สถาบันนวัตกรรมการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

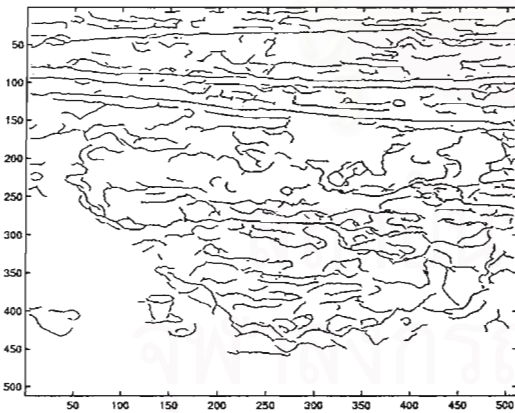


(ก) เมื่อใช้วงจรรองมัลติฐาน

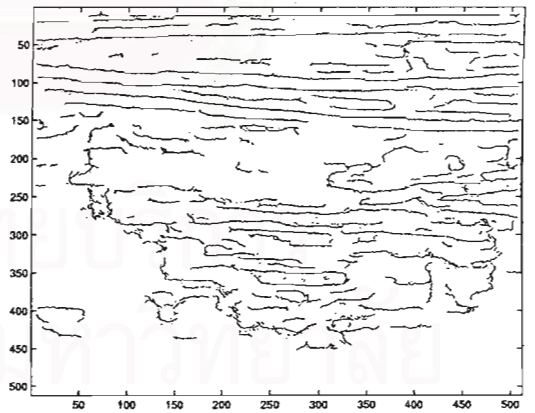


(ข) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง

รูปที่ 3.40: เส้นขอบของภาพต่อมไทรอยด์ (ค) หลังจากผ่านวงจรรองขนาดหน้าต่างต่าง 15x15 พิกเซลเมื่อใช้วงจรรองจับเส้นขอบแค่นี้



(ก) เมื่อใช้วงจรรองมัลติฐาน



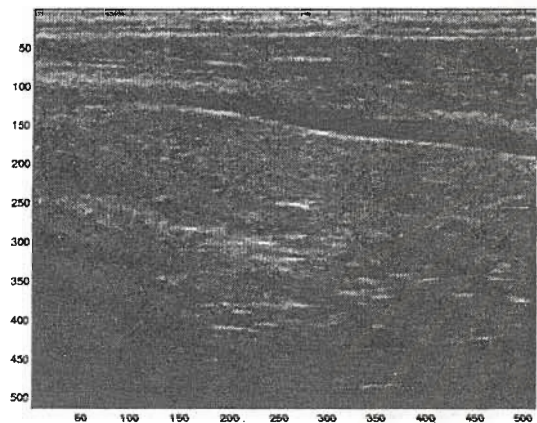
(ข) เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky - Golay อันดับสอง

รูปที่ 3.41: เส้นขอบของภาพต่อมไทรอยด์ (ง) หลังจากผ่านวงจรรองขนาดหน้าต่างต่าง 27x27 พิกเซลเมื่อใช้วงจรรองจับเส้นขอบแค่นี้

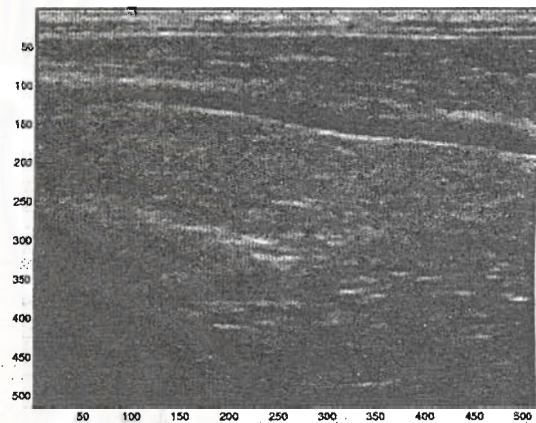
การแสดงผลในหัวข้อ 3.5 นั้นได้แสดงแต่เฉพาะภาพที่ผ่านวงจรรองขนาด 11x11 พิกเซลขึ้นไป เพราะจากการทดลอง เมื่อใช้หน้าต่างขนาดเล็ก ภาพมีลักษณะคล้ายเดิมมาก และได้เส้นขอบที่ไม่ต้องการมากมาย แม้จะขัดกับความคุ้นเคยที่ว่า วงจรรองมัธยฐาน จัดสัญญาณรบกวนแบบจุดได้ดีที่ขนาดหน้าต่างไม่ใหญ่ และทำให้ภาพมีเมื่อนำหน้าต่างใหญ่ขึ้นเพื่อขจัดความคิดที่อาจเกิดขึ้น วารงานวิจัยนี้เลือกเอาข้อต่อของวงจรรองมัธยฐาน มาเป็นประโยชน์ในการเปรียบเทียบกับวงจรรอง Savitzky-Golay แบบสองมิติ ผู้วิจัยจึงได้นำเอาภาพที่ผ่านการกรองด้วยวงจรรองมัธยฐานขนาด 3x3 5x5 7x7 และ 9x9 พิกเซล และเส้นขอบของภาพมาแสดงไว้ในท้ายบทนี้ เป็นการพิสูจน์ถึงประสิทธิภาพของวงจรรองมัธยฐานที่ขนาดวงจรรองเล็กๆ เมื่อใช้กับภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์ เมื่อใช้วงจรรอง Savitzky-Golay แบบสองมิติขนาดเท่าๆ กับวงจรรองมัธยฐาน ผลที่ได้ไม่แตกต่างกันมากนัก จึงขอไม่นำเสนอไว้ด้วยกัน

แม้งานวิจัยจะไม่ได้วัตถุประสงค์เพื่อวิเคราะห์ภาพอัลตราซาวนด์ในแนวลึก ถึงสาเหตุที่ทำให้วงจรรองขนาดเล็กไม่สามารถขจัดสัญญาณรบกวนได้ แต่ขอตั้งสันนิษฐานจากข้อมูลที่ได้จากการค้นคว้าระหว่างการทำวิจัยว่า เนื่องจากจุดของสัญญาณรบกวนนั้น เกิดเนื่องจากการเบี่ยงเบนของคลื่นได้เสียง ที่ไปกระทบกับอนุภาคที่อยู่ในแนวทางเดินของคลื่น และการดูดซับคลื่นของเนื้อเยื่อที่ไม่เรียบสม่ำเสมอ ทำให้เกิดเป็นจุดๆ และเงาอยู่ในภาพขนาดของอนุภาคนี้เอง จะมีนัยสำคัญในการทำให่วงจรรองขนาดเล็กทำงานได้ไม่ดีนัก ประกอบกับเส้นขอบของต่อมไทรอยด์เป็นเส้นยาวเมื่อเทียบกับขนาดของอนุภาคและเรียบ ยิ่งใช้วงจรรองขนาดใหญ่ก็จะยิ่งกำจัดสัญญาณรบกวนแบบจุดได้ดี ข้อสันนิษฐานดังกล่าวเป็นข้อสันนิษฐานเบื้องต้น อาจมีความผิดพลาดได้ ผู้วิจัยขออน้อมรับความผิดพลาดนี้และขออภัยเนื่องจากความไม่รู้ของผู้วิจัยมา ณ ที่นี้ด้วย

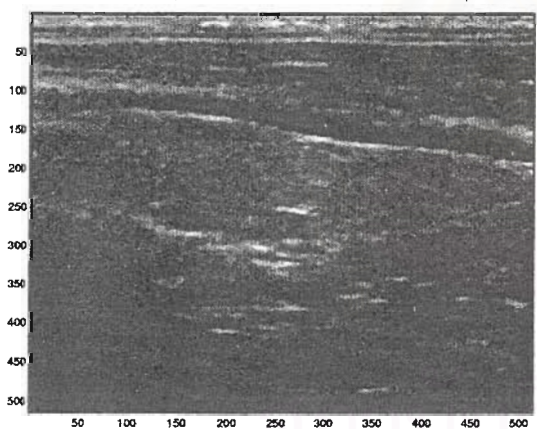
สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



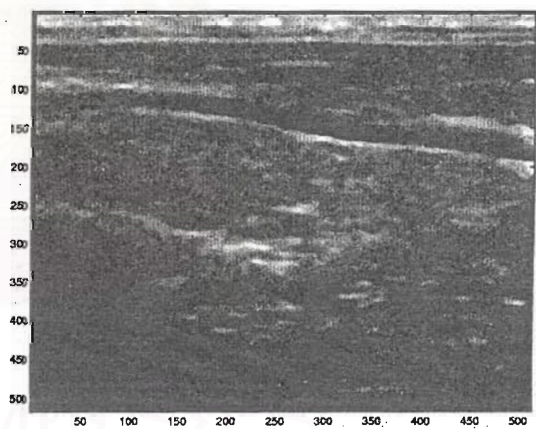
(ก) หน้าต่างวงจกรองขนาด 3x3 พิกเซล



(ข) หน้าต่างวงจกรองขนาด 5x5 พิกเซล

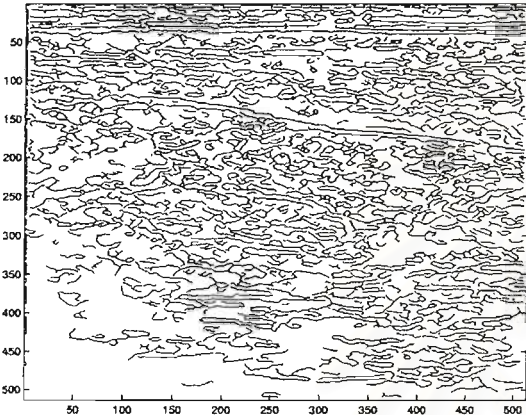


(ค) หน้าต่างวงจกรองขนาด 7x7 พิกเซล

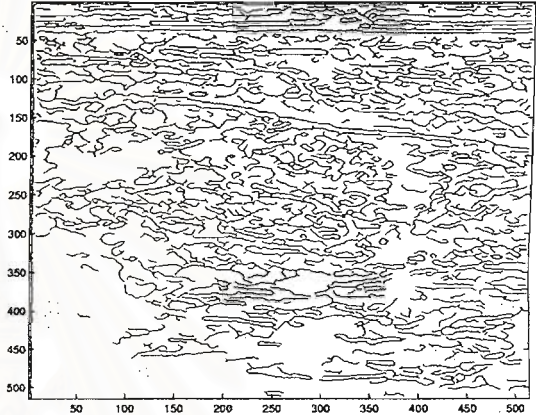


(ง) หน้าต่างวงจกรองขนาด 9x9 พิกเซล

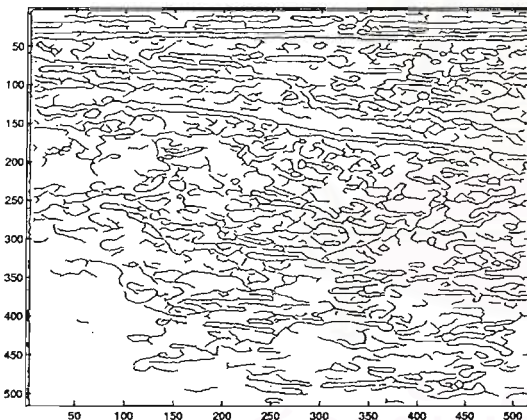
รูปที่ 3.42: ภาพไทรอยด์ (ก) หลังจากผ่านวงจกรองมัลติฐาน



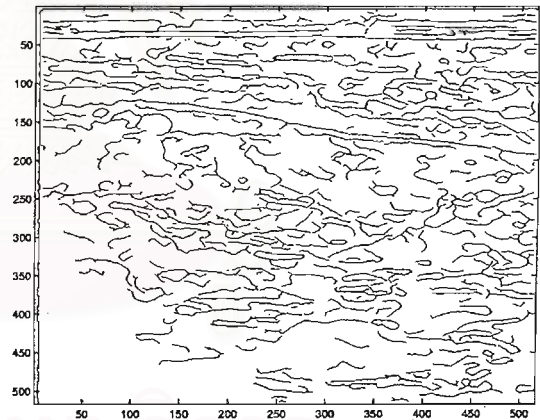
(ก) หน้าต่างวงจกรรองขนาด 3x3 พิกเซล



(ข) หน้าต่างวงจกรรองขนาด 5x5 พิกเซล



(ค) หน้าต่างวงจกรรองขนาด 7x7 พิกเซล



(ง) หน้าต่างวงจกรรองขนาด 9x9 พิกเซล

รูปที่ 3.43: เส้นขอบของภาพไทรอยด์ (ก) หลังจากผ่านวงจกรรองมัลติสเกลเมื่อใช้วงจกรรองจับเส้นขอบแค่นี้

บทที่ 4

การทดสอบการใช้งานของวงจรกรองขจัดสัญญาณรบกวน เพื่อหาเส้นขอบของต่อมไทรอยด์ในภาพอัลตราซาวนด์

จากการสำรวจที่พบว่าแพทย์ส่วนใหญ่ นั้น ใช้ภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์ ซึ่งเป็นทรัพยากรภาพที่เรามีอยู่ ในการคำนวณขนาดของต่อม ดังนั้นเพื่อให้เกิดประโยชน์ในแนวประยุกต์ ในบทนี้จึงขอตัวอย่างการนำไปใช้งานจริง ของระบบติดตามเส้นขอบที่ได้รับการพัฒนาขึ้น โดยรวมเอาวงจรกรองสัญญาณรบกวนจากบทที่ 2 และวงจรตรวจจับเส้นขอบของแคนนี่ มาทำงานร่วมกันในระบบติดตามเส้นขอบ ซึ่งผู้วิจัยคาดหวังว่าจะเป็นแนวทางหนึ่งที่ทำให้วงจรกรองที่พัฒนาขึ้นมีคุณค่ามากขึ้น และไม่ได้ทำให้งานวิจัยลดคุณค่าลง เมื่อขาดระเบียบวิธีเพื่อคำนวณขนาดหน้าตัดที่เหมาะสมไป เส้นขอบที่ได้จากระบบติดตามเส้นขอบจะนำไปใช้ในการคำนวณขนาดของต่อมไทรอยด์ต่อไป

ขั้นตอนการทำงานของระบบติดตามเส้นขอบที่ใช้อธิบายไว้ในหัวข้อ 4.1 ส่วนขั้นตอนการทดสอบระบบดังกล่าวได้อธิบายไว้ในหัวข้อ 4.2 สำหรับผลการทดสอบพร้อมทั้งการวิเคราะห์ผลอยู่ในหัวข้อที่ 4.3 ตามลำดับ

4.1 ขั้นตอนการทำงานของระบบติดตามเส้นขอบ

ระบบติดตามเส้นขอบที่ใช้ในการวิจัยนี้ ใช้เทคนิค *pre-emptive* [9] ซึ่งทำงานร่วมกับผู้ใช้ โดยให้ผู้ใช้กำหนดจุดขอบเริ่มต้นให้ แล้ววงจรตรวจจับเส้นขอบคำนวณเส้นขอบล่วงหน้าให้ระยะสั้นๆ ถ้าในระหว่างระยะนั้นมีเส้นขอบที่ไม่ต่อเนื่อง ระบบจะเชื่อมต่อเส้นขอบให้โดยใช้เส้นทาง ตามแนวความชันของเส้นขอบที่คำนวณได้ก่อนหน้า เมื่อครบกำหนดระยะที่ตั้งไว้ คอมพิวเตอร์จะหยุดเพื่อรอรับคำสั่งจากผู้ใช้ หากผู้ใช้พอใจกับเส้นขอบที่ได้ จะจุดตรงปลาย

เส้นขอบที่คอมพิวเตอร์คำนวณไว้ แต่หากไม่พอใจ ผู้ใช้ต้องกำหนดจุดใหม่ ที่ตำแหน่งเส้นขอบที่คอมพิวเตอร์เริ่มทำงานผิดพลาด ระยะล่วงหน้าที่วงจรตรวจจับเส้นขอบที่ใช้ในเทคนิค *pre-emptive* เท่ากับ 20 พิกเซล

4.2 การทดสอบการใช้งานของระบบติดตามเส้นขอบกับ ภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์

การทดสอบในรายงานวิจัยฉบับนี้ ได้ทดสอบความเป็นไปได้การใช้งานของระบบติดตามเส้นขอบ กับภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์ เมื่อใช้วงจรกรองขจัดสัญญาณรบกวนออกไป ระยะที่วงจรตรวจจับเส้นขอบ ยังคำนวณเส้นขอบได้ดีนั้นเพิ่มขึ้น ในการพิจารณาจึงเพิ่มระยะที่ใช้เป็น 100 พิกเซล เนื่องจากคุณภาพของเส้นขอบจากภาพที่กรองสัญญาณรบกวนออกแล้ว ค่อนข้างเรียบ แล้วจึงพิจารณาผลที่ได้

โดยขั้นแรก ให้ผู้ใช้กำหนดจุดเริ่มแรก แล้วพิจารณาเส้นขอบที่ได้จากระบบติดตามเส้นขอบเมื่อใช้หน้าต่างที่มีความกว้าง 100 พิกเซล โดยไม่มีการกำหนดจุดขอบเพิ่มเติมในระหว่าง 100 พิกเซลนั้น (ซึ่งแตกต่างจากขั้นตอนการทำงานของระบบติดตามเส้นขอบจริงที่ตั้งไว้ ในหัวข้อที่แล้ว) ทั้งนี้เพื่อให้เห็นผลการทำงานของระบบติดตามเส้นขอบ เมื่อใช้วงจรกรองสัญญาณรบกวน และวงจรถัดจับเส้นขอบแค่นี้ได้ดีขึ้น ลดปัจจัยต่างๆ จากผู้ใช้ที่จะมีผลต่อการทำงานของระบบ ถ้าพบเส้นขอบที่ไม่ต่อเนื่อง ระบบจะพยายามเชื่อมเส้นขอบดังกล่าวให้ โดยพิจารณารอบๆ พิกเซลนั้น ว่ามีเส้นขอบใกล้เคียงหรือไม่ ถ้าพบว่ามี จึงเชื่อมต่อให้ทันที ถ้าไม่มี ระบบจะทำนายตำแหน่งเส้นขอบให้ โดยใช้ความชันของเส้นขอบก่อนหน้า การเชื่อมต่อในลักษณะนี้มาจากต้นเหตุที่ว่า ความชันของเส้นขอบไม่ควรเปลี่ยนแปลงอย่างรวดเร็วหรือ ไม่ควรมีเปลี่ยนแปลงในภาพอัลตราซาวนด์ นั้นเอง

ขั้นที่สองกำหนดให้หน้าต่างมีความกว้างไม่จำกัด ให้คอมพิวเตอร์ติดตามเส้นขอบไปเรื่อยๆ ถ้าคอมพิวเตอร์เริ่มคำนวณผิดพลาดมาก ผู้ใช้จึงจะกำหนดจุดขอบที่ถูกต้อง ให้คอมพิวเตอร์เริ่มคำนวณใหม่ ขั้นนี้ใช้วิเคราะห์ขนาดหน้าต่างใหญ่ที่สุด หรือปริมาณข้อมูลช่วยเหลือจากผู้ใช้ ที่จำเป็นสำหรับการติดตามเส้นขอบ

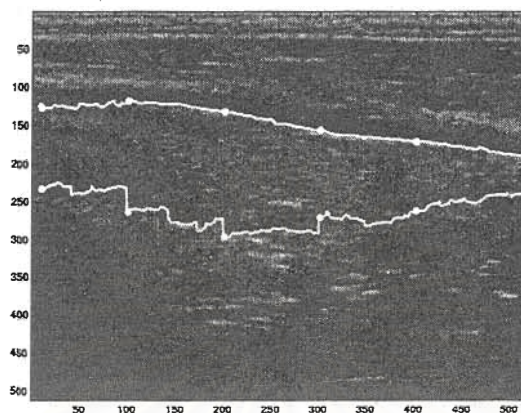
ระบบติดตามเส้นขอบที่ใช้ทดสอบนั้นเขียนด้วยโปรแกรม MATLAB และทำงานบนเครื่องคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล Pentium II - MMX เช่นเดียวกับในบทที่ 2 ภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์ที่ใช้ นั้น เป็นภาพของต่อมไทรอยด์จากรูปต่อมไทรอยด์ (ก) ซึ่ง

รวมเอาลักษณะหลากหลาย ของภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์ไว้ด้วยกัน แม้ว่าจะไม่ครบทุกลักษณะ ซึ่งการรวบรวมข้อมูลภาพให้ครอบคลุม ลักษณะของเส้นขอบต่อมไทรอยด์ทุกแบบคงเป็นไปได้ แต่การทดสอบระบบติดตามเส้นขอบจากรูปต่อมไทรอยด์ (ก) น่าจะแสดงแนวโน้มสำคัญ ของระบบติดตามเส้นขอบแต่ละชนิดได้ส่วนขนาดหน้าตัดของวงจรรองแต่ละชนิดนั้น จะเลือกพิจารณาที่ขนาดหน้าตัดเท่ากัน โดย ในการทดสอบใช้ความกว้างหน้าตัดเท่ากับ 27 พิกเซลซึ่งในบทที่ผ่านมาแสดงให้เห็นว่า ขนาดหน้าตัดดังกล่าวของวงจรรองมีพื้นฐานให้ผลที่ดีเมื่อเทียบกับขนาดหน้าตัดเล็กกว่านี้ และใช้เวลาน้อยเมื่อเทียบกับขนาดหน้าตัดที่ใหญ่กว่านี้ สำหรับวงจรรองซาวีสกี-โกเลย์สองมิติ เลือกใช้อันดับที่สอง เพราะให้ผลเป็นที่น่าพอใจมากที่สุด เมื่อเปรียบเทียบกับอันดับอื่นๆ

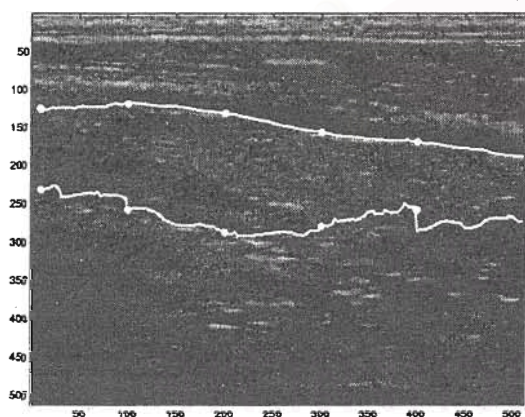
4.3 ผลการทดสอบการทำงานของระบบติดตามเส้นขอบ

4.3.1 เมื่อระบบติดตามเส้นขอบมีความกว้างหน้าตัดคงที่เท่ากับ 100 พิกเซล

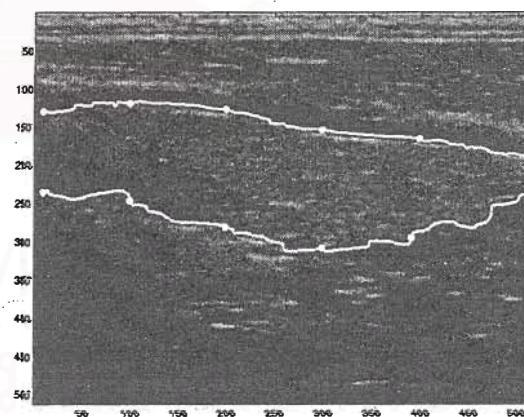
ผลการทดลองพบว่าเมื่อไม่ได้ใช้วงจรรองเลย ระบบติดตามขอบให้เส้นขอบที่ไม่เรียบ และต้องอาศัยขั้นตอนการเชื่อมต่อขอบมาก คือคอมพิวเตอร์ต้องประมาณตำแหน่งเส้นขอบใหม่จากเส้นขอบใกล้เคียง การประมาณดังกล่าวไม่ได้ใช้การพิจารณาลักษณะภาพร่วมด้วย ถ้ามีการใช้การเชื่อมต่อสูงจึงมีโอกาสเกิดความผิดพลาดสูง เมื่อใช้วงจรรองสัญญาณรบกวนและวงจรรววจับเส้นขอบแค่นี้ ลักษณะเส้นขอบพัฒนาขึ้น และใช้ขั้นตอนการเชื่อมต่อลดลง โดยรวมแล้ว วงจรรองซาวีสกี-โกเลย์แบบสองมิติที่พัฒนาขึ้น ทำงานอยู่ในขั้นดีพอเปรียบเทียบกับวงจรรองมีพื้นฐาน เมื่อใช้ร่วมกับวงจรรววจับเส้นขอบแค่นี้ แต่เวลาที่ใช้นั้นต่ำกว่ามาก ถ้าเปรียบเทียบที่ขนาดหน้าตัดของวงจรรองเท่ากัน เส้นขอบที่คำนวณได้มีความต่อเนื่อง ทำให้ใช้การประมาณเส้นขอบน้อยลงกว่า จึงได้เส้นขอบที่เรียบและใกล้เคียงขอบจริงมากกว่า



รูปที่ 4.1: เส้นขอบที่ได้จากระบบติดตามเส้นขอบเมื่อไม่ได้ใช้วงจรรอง



(ก) ใช้วงจรรองมัธยฐานกับ
วงจรถรวจจับเส้นขอบแค่นี้



(ข) เมื่อใช้วงจรรองซาวีสกี-โกเลย์และ
วงจรถรวจจับเส้นขอบแค่นี้

รูปที่ 4.2: เส้นขอบของภาพต่อมไทรอยด์ (ก) เมื่อใช้ระบบติดตามเส้นขอบความกว้างหน้าต่าง 100 พิกเซล

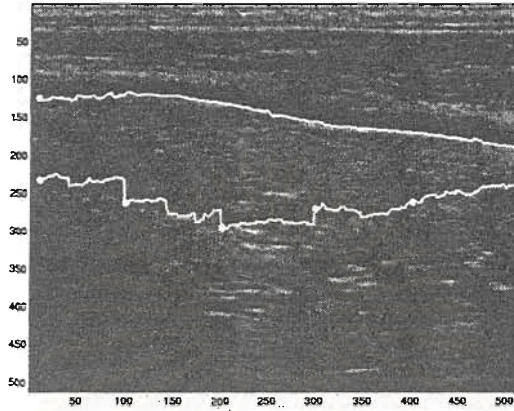
Types of tracking system	time (s)	error (pixels)	boundary smoothness
Canny's edge detector (no filter)	0.28	2847 (4.7%)	poor
median filter and Canny's edge detector	156.60	84 (0.139%)	good
Savitzky-Golay filter and Canny's edge detector	0.61	100 (0.165%)	fair

ตารางที่ 4.1: ข้อมูลเปรียบเทียบระหว่างระบบติดตามเส้นขอบแต่ละชนิดเมื่อใช้ความกว้างหน้าต่างเท่ากับ 100 พิกเซล

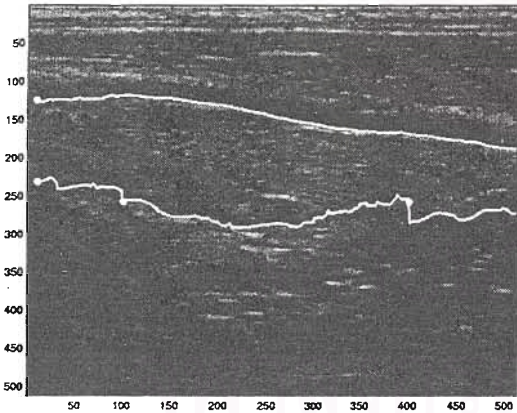
4.3.2 เมื่อระบบติดตามเส้นขอบมีความกว้างหน้าต่างไม่จำกัด

เมื่อกำหนดให้ระบบติดตามเส้นขอบมีความกว้างหน้าต่างไม่จำกัด เพื่อพิจารณาความจำเป็นของข้อมูลช่วยเหลือจากผู้ใช้ พบว่าไม่จำเป็นต้องใช้ข้อมูลช่วยเหลือทุก 100 พิกเซล (ยกเว้นกรณีที่ไม่ใช้วงจรรอง ซึ่งยังต้องใช้ข้อมูลช่วยเหลือจากผู้ใช้ อย่างน้อยทุก 100 พิกเซลเช่นเดิม ดังแสดงในรูป 4.3) นอกจากนี้การกำหนดจุดขอบเฉพาะที่จำเป็น ยังช่วยให้ได้เส้นขอบที่แม่นยำกว่าด้วย การทดลองนี้ แสดงให้เห็นถึง ข้อดีประการหนึ่งของเทคนิค preemptive ที่ให้ผู้ใช้ทำงานร่วมกับคอมพิวเตอร์ ทำให้ได้ตำแหน่งเส้นขอบที่แม่นยำขึ้น ความผิดพลาดที่เกิดขึ้นจากระบบติดตามเส้นขอบเมื่อให้ขนาดหน้าต่างไม่จำกัด มีค่าต่ำมากอย่างไรก็ดี ตัวเลขดังกล่าวมีหน่วยเป็นพิกเซล และจะมีนัยสำคัญเพียงใดขึ้นกับพารามิเตอร์ที่นำมาคูณกับจำนวนพิกเซล เพื่อแปลงเป็นขนาดของต่อมไทรอยด์ที่แท้จริง ในการทดสอบระบบนี้ แสดงให้เห็นถึงความจำเป็นของการใช้วงจรรองขจัดสัญญาณรบกวน เพื่อขจัดเส้นขอบที่ไม่ต้องการอันจะทำให้การเชื่อมต่อเส้นขอบผิดพลาด ขณะเดียวกันก็ต้องคงสภาพเดิมของเส้นขอบของวัตถุที่เราสนใจไว้ให้ได้มากที่สุด เส้นขอบจึงจะยาวและเรียงตามที่ต้องการ ส่วนในบริเวณใดที่ข้อมูลขาดหายไปเป็นช่วงกว้าง ระบบติดตามเส้นขอบจะไม่สามารถทำงานได้ไม่ว่าจะใช้วงจรรองแบบใด

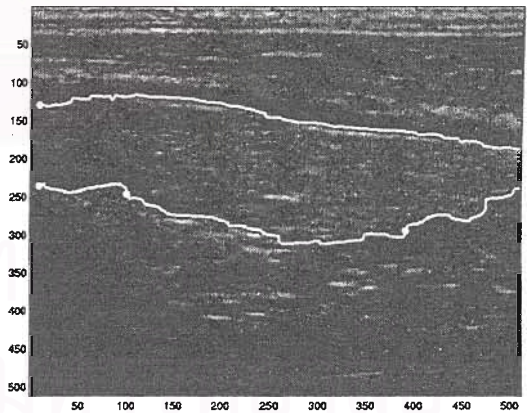
จากการทดสอบจึงสรุปได้ว่า ระบบติดตามเส้นขอบที่ใช้วงจรรองที่พัฒนาขึ้นใหม่นี้ มีประสิทธิภาพเปรียบเทียบกับระบบติดตามเส้นขอบเดิมที่ใช้ วงจรรองมัธยฐาน และวงจร



รูปที่ 4.3: เส้นขอบที่ได้จากระบบติดตามเส้นขอบเมื่อไม่ได้ใช้วงจรรอง



(ก) ใช้วงจรรองมัธยฐานกับ
วงจรถวจจับเส้นขอบแดนนี้

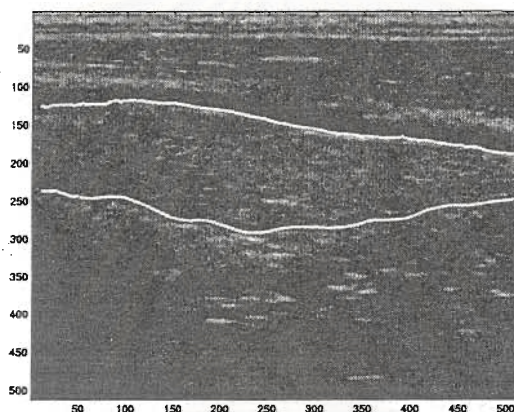


(ข) เมื่อใช้วงจรรองซาวีตกี-โกเลย์และ
วงจรถวจจับเส้นขอบแดนนี้

รูปที่ 4.4: เส้นขอบของภาพต่อมไทรอยด์ (ก) เมื่อใช้ระบบติดตามเส้นขอบไม่จำกัดขนาด
หน้าต่าง

ตรวจจับเส้นขอบแค่นี้ แต่เวลาที่ใช้ในการคำนวณนั้นต่ำกว่ามาก เหมาะแก่การใช้งานแบบที่ผู้ใช้ร่วมทำงานไปด้วยได้

ในงานวิจัยเห็นว่าเส้นขอบที่ดีควรตรงกับที่มองเห็นได้ในภาพและมีความต่อเนื่อง เพื่อให้การเปรียบเทียบระหว่างระบบติดตามเส้นขอบแต่ละชนิดเป็นไปด้วยดี และสามารถนำไปพัฒนาใช้กับการติดตามเส้นขอบของอวัยวะอื่นๆ ได้ โดยผู้ใช้สามารถทำนายได้ว่าเส้นขอบที่ได้จะเป็นอย่างไร อย่างไรก็ตามก็ถ้าต้องการปรับปรุงเส้นขอบที่ได้ให้เรียบขึ้นตรงตามสัญญาณของต่อมไทรอยด์จริง วิธีหนึ่งที่สามารถทำได้คือ ใช้วงจรรองซาวีสกี-โกเลย์หนึ่งมิติกรองส่วนของขอบที่ไม่เรียบออกไป รูปที่ 4.5 เป็นตัวอย่างของเส้นขอบหลังจากกรองด้วยวงจรรองดังกล่าว เส้นขอบที่เรียบขึ้นนี้อาจนำไปใช้ประโยชน์ในการสร้างภาพสามมิติได้



รูปที่ 4.5: เส้นขอบของรูปที่ 4.4 (ข) เมื่อทำให้เรียบขึ้นด้วยวงจรรองซาวีสกี-โกเลย์หนึ่งมิติ

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย และ ข้อเสนอแนะ

เนื้อหาของบทนี้ประกอบด้วยส่วนที่สำคัญที่สุดสองส่วนคือ ผลสรุปของการทำวิจัย และ ข้อเสนอแนะสำหรับผู้สนใจทำวิจัยในเรื่องนี้และเรื่องที่เกี่ยวข้อง

5.1 สรุปผลการวิจัย

จุดประสงค์หลักของงานวิจัยนี้คือ เพื่อประเมินประสิทธิภาพของวงจรรอง Savitzky - Golay แบบสองมิติสำหรับขจัดสัญญาณรบกวนในภาพอัลตราซาวนด์โดยเลือกใช้ภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์เป็นพื้นฐานในการศึกษา วงจรรองที่นิยมใช้ลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดของทั้งภาพทั่วไปและภาพอัลตราซาวนด์คือวงจรรองมัธยฐาน (median filter) อย่างไรก็ตามแม้ว่าวงจรรองชนิดนี้จะลดทอนสัญญาณรบกวนและคงสภาพความคมชัดของเส้นขอบไว้ได้ดีแต่ใช้เวลาในการคำนวณนานมาก นอกจากนี้ ถ้าต้องการให้เส้นขอบเรียบขึ้น ตามลักษณะของต่อมไทรอยด์จริง เราก็ต้องใช้ขนาดหน้าต่างใหญ่ขึ้นเพื่อลดทอนสัญญาณรบกวนเวลาในการคำนวณก็จะยิ่งมากขึ้นเป็นอันดับ $MN \log_2 MN$ สำหรับวงจรรองขนาด $(2M + 1)(2N + 1)$ พิกเซล

ในงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยพบว่าประสิทธิภาพของวงจรรอง Savitzky - Golay สองมิติสามารถเปรียบเทียบได้กับประสิทธิภาพของวงจรรองมัธยฐานในการลดทอนสัญญาณรบกวนของภาพอัลตราซาวนด์และการคงสภาพขอบแต่ว่า วงจรรอง Savitzky - Golay สองมิติใช้เวลาในการคำนวณน้อยมากเมื่อเปรียบเทียบกับวงจรรองมัธยฐาน นอกจากนี้ ผลกระทบของขนาดหน้าต่างต่อประสิทธิภาพของวงจรรอง Savitzky - Golay สองมิติจะน้อยกว่าเมื่อเทียบกับวงจรรองแบบมัธยฐาน ดังจะเห็นได้จากการทดลองว่า ช่วงของความ

กว้างของหน้าต่างที่ให้ผลดีในกรณีของวงจรรอง Savitzky - Golay สองมิติจะกว้างกว่า สำหรับแบบวงจรมัธยฐาน

เมื่อทดลองนำวงจรรองที่พัฒนาขึ้นมาใช้กับภาพที่สร้างขึ้นจากคอมพิวเตอร์ ภาพทั่วไปที่ถูกรบกวนด้วยสัญญาณรบกวนแบบเรย์ลี และภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์ พบว่าประสิทธิภาพทั้งปริมาณสัญญาณรบกวนที่เหลืออยู่ (RMSE) มีค่าต่ำและสภาพเส้นขอบหลังใช้วงจรตรวจจับเส้นขอบแค่นี้ มีความเรียบและต่อเนื่องใกล้เคียงกับแบบเดิมที่ใช้วงจรรองมัธยฐาน แต่เวลาที่ใช้สั้นกว่ามาก จึงเหมาะแก่การนำไปใช้งานแบบจริงมากกว่า

เมื่อทดสอบวงจรรองในระบบติดตามเส้นขอบกับภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์ ระบบที่ใช้วงจรรองแบบ Savitzky-Golay สองมิติมีประสิทธิภาพเปรียบเทียบกับระบบติดตามเส้นขอบวงจรรองมัธยฐาน และวงจรตรวจจับเส้นขอบแค่นี้ แต่เวลาที่ใช้ในการคำนวณนั้นต่ำกว่ามาก

5.2 ข้อเสนอแนะ

ในการทำวิจัยมีบางปัญหาที่น่าสนใจ และสามารถใช้เป็นหัวข้อในการทำวิจัยต่อไปได้ เช่น วงจรรอง Savitzky-Golay แบบสองมิติมีจุดเด่นที่ความเร็วในการคำนวณ จึงมีศักยภาพที่จะนำไปสร้างระบบติดตามเส้นขอบสำหรับ ระบบวินิจฉัยภาพอัลตราซาวนด์ เช่น การคำนวณพื้นที่ของอวัยวะที่สนใจ หรือ การนำไปช่วยในการลากเส้นขอบ เพื่อสร้างภาพสามมิติจากภาพอัลตราซาวนด์ได้ โดยการประยุกต์ใช้งานเหล่านี้ยังต้องการการวิจัยในแนวลึก เพื่อการใช้งานจริงต่อไป

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

รายการอ้างอิง

1. J . G . Abbott and F . L . Thurstone. Acoustic speckle: theory and experimental analysis. *Ultrasound Imaging*, 1(1979):303-324.
2. I . Pitas and A . N . Venetsanopolous. *Nonlinear digital filter—principles and applications*. 2nd edition.(n.p.):Kluwer Academic Publisher, 1990.
3. T. Loupas, W. N. McDicken and P. L. Allen. An adaptive weighted median filter for speckle suppression in medical ultrasonic images. *IEEE Transaction on Circuit and Systems*, 36(1979):129-135.
4. P. K. Sinha and Q. H. Hong. An improved median filter. *IEEE Transaction on Medical Imagings*, 9(September 1990):345-346.
5. T. R. Edwards. Two-dimensional convolute integers for analytical instrumentation. In *Analytical Chemistry*, 54(1982):1519-1524.
6. A. Savitzky and M. J. E. Golay. Smoothing and differentiation of data by simplified least square. *Analytical Chemistry*, 36(1964):1627-1639.
7. J. Canny. A computational approach to edge detection. *IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, PAMI-8(November 1986):679-697.
8. A. N. Evan and M. S. Nixon. Biased motion-adaptive temporal filtering for speckle reduction in echocardiography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 15(February 1996):39-50.
9. R. Prager, A. Gee, M. Pearson and L. Berman. Practical segmentation of 3D ultrasound. In *Proceedings Medical Image Understanding and Analysis 98*, (1998):20-24.



ภาคผนวก A

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

หลักการคำนวณของวงจรตรวจจับเส้นขอบแบบแค่นี้

วงจรตรวจจับเส้นขอบแค่นี้ได้จากการคำนวณเพื่อหาวิธีการตรวจจับเส้นขอบขั้น (step edge) ในภาวะสัญญาณรบกวนขาวที่ต่ำที่สุดใน 3 เงื่อนไขคือ

- การตรวจจับเส้นขอบดีที่สุด ต้องไม่มีเส้นขอบใดที่หายไป และต้องไม่เกิดเส้นขอบเกินต้องการ
- มีความผิดพลาดของตำแหน่งเส้นขอบที่คำนวณได้กับเส้นขอบจริงน้อยที่สุด
- เกิดเป็นผลตอบเดียวต่อหนึ่งเส้นขอบ

วิธีการคำนวณเพื่อให้ได้ทั้งสามเงื่อนไขทำได้โดยใช้หลัก optimization อย่างไรก็ตาม เราสามารถลดทอนความซับซ้อนของวิธีการดังกล่าวลงโดยการประมาณด้วยค่าเกรเดียนต์ของฟังก์ชันเกาส์เซียน (ความผิดพลาดจากการประมาณมีค่าน้อยกว่า 20 เปอร์เซ็นต์) มีขั้นตอนการทำงานโดยสังเขปดังนี้

1. ทำคอนโวลูชันฟังก์ชันเกาส์เซียนสองมิติ แล้วหาค่าเกรเดียนต์ของผลลัพธ์ที่ได้ การทำคอนโวลูชันภาพด้วยฟังก์ชันเกาส์เซียนจะเป็นการลดทอนสัญญาณรบกวน เพื่อลดความไวของการตรวจจับเส้นขอบต่อสัญญาณรบกวน จากนั้นทำคอนโวลูชันอีกครั้งด้วยอนุพันธ์อันดับที่หนึ่งของฟังก์ชันเกาส์เซียนในทิศทางตั้งฉากกับเส้นขอบ ผลลัพธ์ที่ได้จะมีค่าสูงสุดที่ตำแหน่งขอบ การปรับความกว้างของฟังก์ชันเกาส์เซียนให้มากขึ้นจะส่งผลให้วงจรตรวจจับเส้นขอบที่แม่นยำไม่ชัดเจน มีสมรรถนะดีขึ้นเพราะผลตอบของเส้นขอบที่แม่นยำจะเพิ่มขึ้น แต่บริเวณดังกล่าวต้องมีการลดทอนสัญญาณรบกวนมาอย่างดีแล้วด้วย ในขณะที่การปรับให้มีความกว้างน้อยๆ จะทำให้ตรวจจับเส้นขอบที่คมชัดได้ดีและเร็ว
2. เนื่องจากตำแหน่งขอบควรอยู่ที่ตำแหน่งค่าเกรเดียนต์สูงสุด ค่าเกรเดียนต์ที่ไม่ใช่ค่ามากที่สุดจะถูกลดทอนไปเพื่อให้ได้ผลตอบที่ชัดเจนขึ้น (non-maximum suppression)
3. ตัดสินว่าค่าใดควรเป็นขอบ ใช้การตัดสินใจด้วยค่าระดับแบบฮิสเทอรีซิส (hysteresis thresholding) โดยมีค่าระดับสองค่า $s, t; t > s$ ถ้าผลลัพธ์ที่ได้จากข้อสองมากกว่าค่า t จะยอมรับทันทีว่าเป็นขอบ ถ้าน้อยกว่าค่า s จะปฏิเสธทันทีว่าไม่ใช่ขอบ แต่ถ้าค่าที่ได้อยู่ในช่วง (s, t) จะยอมรับว่าจุดดังกล่าวอยู่บนเส้นขอบก็ต่อเมื่อจุดนั้นเชื่อมต่อกับจุดที่มีค่าเกรเดียนต์มากกว่าค่า s การเลือกค่าระดับทั้งสองค่าทำได้โดยพิจารณาฮิสโตแกรมของขนาดเกรเดียนต์ของความเข้มในหน้าต่างที่พิจารณา จากเหตุผลที่

ว่าเมื่อทำคอนโวลูชันด้วยฟังก์ชันเกาส์เซียน สัญญาณรบกวนที่กระจุกกระจายอยู่ทั่วไป ควรให้ผลตอบต่อวงจรตรวจจับเส้นขอบเป็นค่าน้อยๆ และมีการแจกแจงแบบเกาส์เซียน ในขณะที่เส้นขอบจริงให้ผลตอบที่มีค่าใหญ่และเกิดขึ้นไม่บ่อยนัก ในบทความของแคนนี่เสนอว่าสัญญาณรบกวนจะให้ผลตอบอยู่ที่เปอร์เซ็นไทล์ต่ำๆ ประมาณร้อยละ 80 เราสามารถใช้ข้อมูลนี้เป็นหลักการในการเลือกค่าระดับ t เพื่อแยกแยะหว่างสัญญาณรบกวนและขอบที่ต้องการได้ ส่วนค่าระดับ s จะเป็นสัดส่วนกับ t โดย $s : t \approx 1 : 2 - 3$

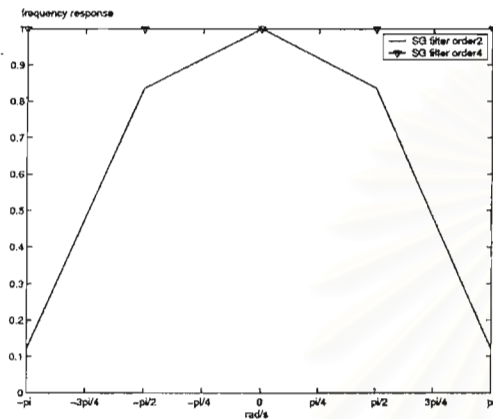
ขั้นตอนการทำงานดังกล่าว ทำให้วงจรตรวจจับเส้นขอบแบบแคนนี่มีคุณสมบัติตรวจจับขอบได้ดี มีระยะทางคลาดเคลื่อนระหว่างตำแหน่งขอบที่คำนวณได้กับตำแหน่งจริงต่ำ (good localization) และให้ผลตอบชัดเจนเพียงผลตอบเดียวต่อหนึ่งขอบ

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

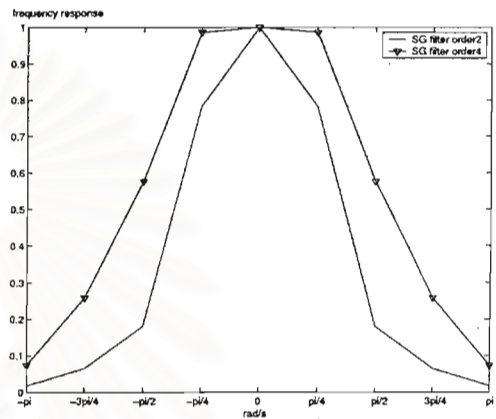


ภาคผนวก B

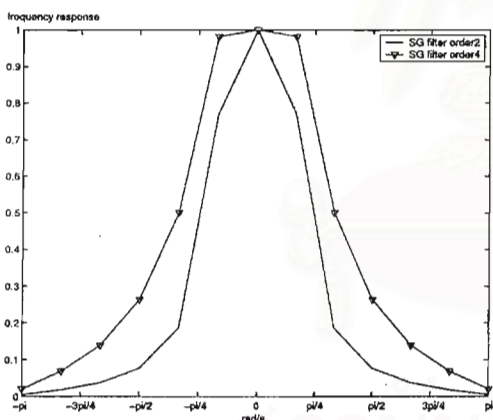
สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



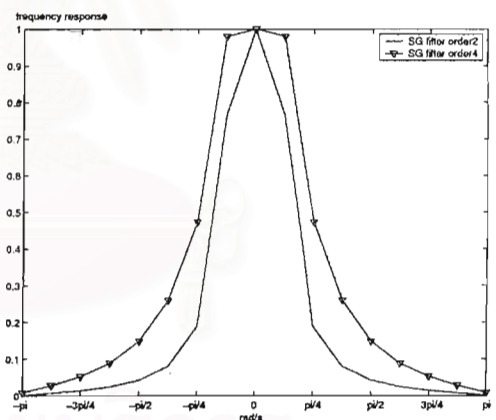
(ก) ผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรอง
เมื่อหน้าต่างกว้าง 5 พิกเซล



(ข) ผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรอง
เมื่อหน้าต่างกว้าง 9 พิกเซล



(ค) ผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรอง
เมื่อหน้าต่างกว้าง 13 พิกเซล



(ง) ผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรอง
เมื่อหน้าต่างกว้าง 17 พิกเซล

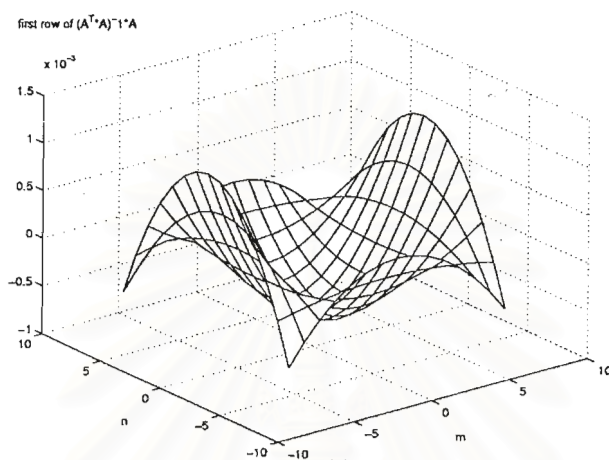
รูปที่ B.1: ผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรอง Savitzky - Golay หนึ่งมิติ



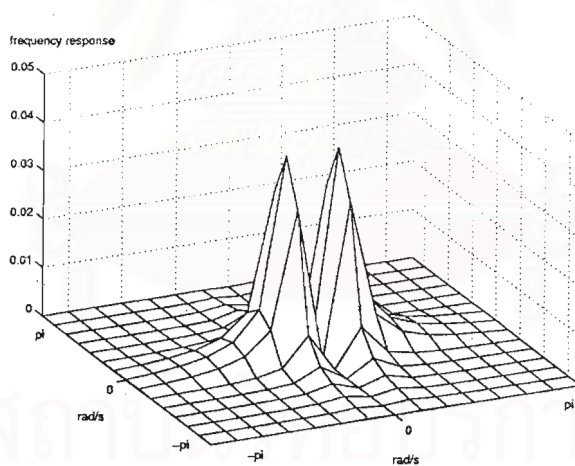
ภาคผนวก C

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ค่าสัมประสิทธิ์และผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรอง Savitzky - Golay สองมิติ

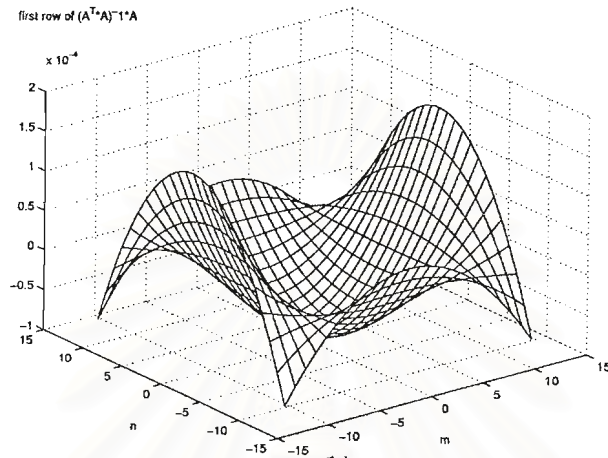


(ก) สัมประสิทธิ์ที่ใช้คำนวณ $\alpha_{0,0}$

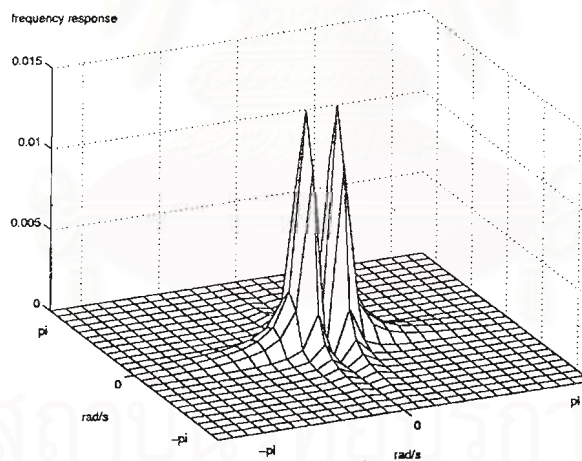


(ข) ผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรอง

รูปที่ C.1: สัมประสิทธิ์และผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรอง Savitzky - Golay สองมิติอันดับสอง เมื่อหน้าต่างกว้าง 15 พิกเซล

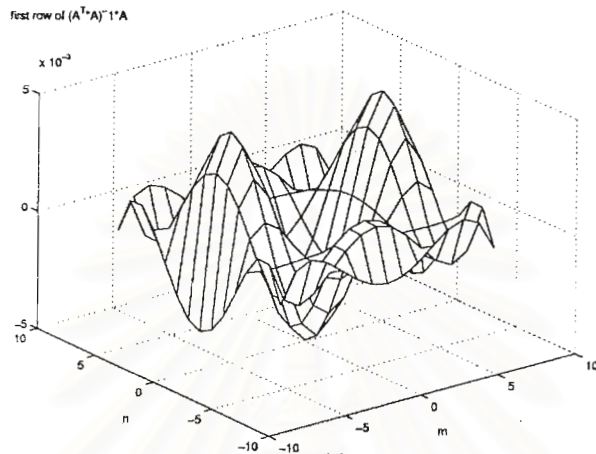


(ก) สัมประสิทธิ์ที่ใช้คำนวณ $\alpha_{0,0}$

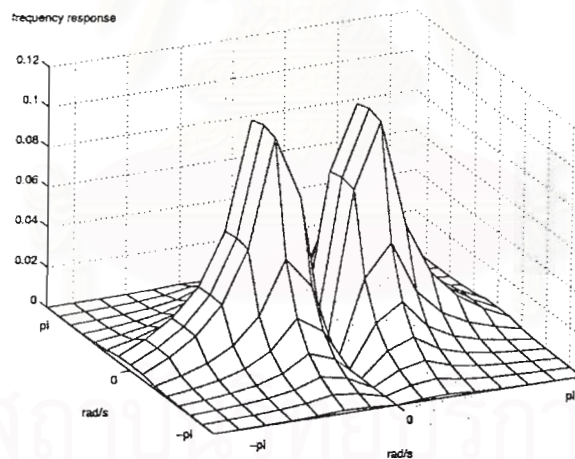


(ข) ผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรอง

รูปที่ C.2: สัมประสิทธิ์และผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรอง Savitzky - Golay สองมิติอันดับสอง เมื่อหน้าต่างกว้าง 25 พิกเซล

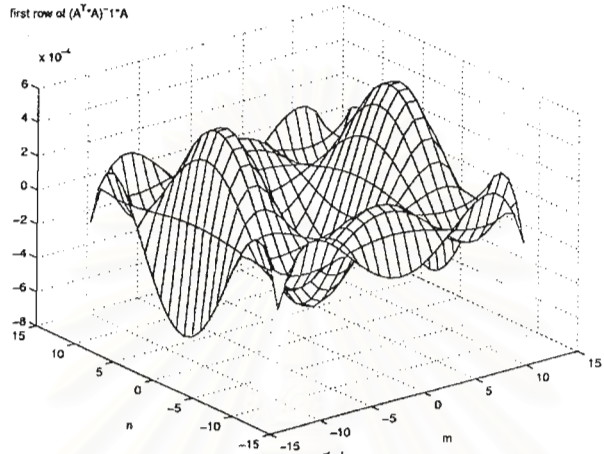


(ก) สัมประสิทธิ์ที่ใช้คำนวณ $a_{0,0}$

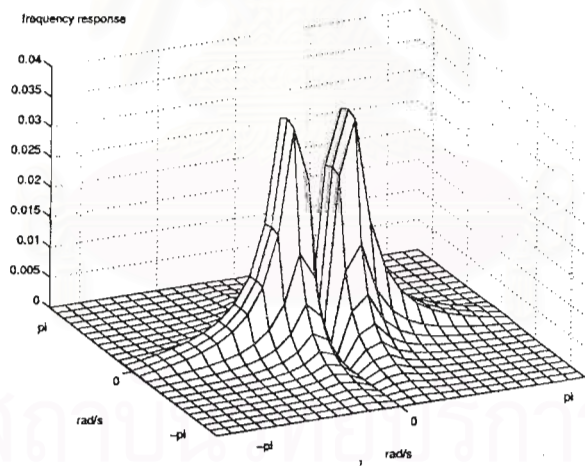


(ข) ผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรอง

รูปที่ C.3: สัมประสิทธิ์และผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรอง Savitzky - Golay สองมิติอันดับสี่ เมื่อหน้าต่างกว้าง 15 พิกเซล



(ก) สัมประสิทธิ์ที่ใช้คำนวณ $\alpha_{0,0}$



(ข) ผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรอง

รูปที่ C.4: สัมประสิทธิ์และผลตอบเชิงความถี่ของวงจรรอง Savitzky - Golay สองมิติอันดับสี่ เมื่อหน้าต่างกว้าง 25 พิกเซล