

การสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง
โดยวงจรรองเร็กกูลาร์ไรซ์ซาวีสกี-โกเลย์แบบวน



นายพลกฤษณ์ ทุนคำ

ศูนย์วิทยพัทยาการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2553

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

3D ULTRASOUND IMAGE RECONSTRUCTION OF CAROTID ARTERY BIFURCATIONS
BY CYCLIC REGULARIZED SAVITZKY-GOLAY FILTERS

Mr. Pollakrit Toonkum

ศูนย์วิทยทรัพยากร

A Dissertation Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Doctor of Philosophy Program in Electrical Engineering

Department of Electrical Engineering

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2010

Copyright of Chulalongkorn University

พลกฤษณ์ ทุนคำ : การสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติของหลอดเลือดแดงบริเวณ
 ลำคอที่แยกออกเป็นสองทางโดยวงจรรองเร็กกูลาร์ไรซ์ซาวีสกี-โกเลย์แบบวน (3D UL-
 TRASOUND IMAGE RECONSTRUCTION OF CAROTID ARTERY BIFURCATIONS
 BY CYCLIC REGULARIZED SAVITZKY-GOLAY FILTERS) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
 หลัก : รศ.ดร.เจษฎา ชินรุ่งเรือง, อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม : ศ.พญ.นิจศรี ชาญณรงค์,
 108 หน้า.

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้นำเสนอการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติของหลอดเลือดแดง
 บริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางจากชุดภาพอัลตราซาวนด์สองมิติที่ได้จากการสแกนภาพแบบเชิง
 เส้นทางการสแกนที่พัฒนาขึ้นมาในวิทยานิพนธ์นี้แตกต่างจากระเบียบวิธีการ
 สร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติแบบอื่นๆ ที่ได้ถูกพัฒนาขึ้นมาในแง่ที่ว่าระเบียบวิธีแบบเก่า
 ได้ถูกพัฒนาและประเมินสมรรถนะในขอบข่ายงานของการสแกนแบบถ้อยอิสระ ในขณะที่ระเบียบวิธี
 แบบใหม่ถูกพัฒนาขึ้นเพื่อใช้ประโยชน์จากคุณสมบัติความสม่ำเสมอของชุดภาพที่ได้จากการสแกน
 แบบเชิงเส้นทางการสแกน ซึ่งช่วยให้เวลาที่ใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติมีความรวดเร็วขึ้น
 เราเรียกระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติแบบใหม่ที่จะได้นำ เสนอว่าวงจรรอง
 เร็กกูลาร์ไรซ์ซาวีสกี-โกเลย์แบบวน โดยวงจรรองดังกล่าวเป็นวงจรรองที่พัฒนาขึ้นจากระเบียบวิธี
 ของวงจรรองซาวีสกี-โกเลย์ต้นแบบในสองประเด็น ประเด็นแรกคือฟังก์ชันช็อบกการวนได้ถูกพัฒนา
 และนำมารวมเข้ากับฟังก์ชันแบบกำลังสองน้อยสุดเพื่อให้วงจรรองแบบใหม่สามารถลดทอน
 สัญญาณรบกวนแบบจุด ณ ตำแหน่งที่มีข้อมูลของจุดภาพ พร้อมทั้งสามารถประมาณค่าในช่วงข้อ-
 มูลที่ไม่สม่ำเสมอ ณ ตำแหน่งที่ไม่มีข้อมูลของจุดภาพ ประเด็นที่สองคือฟังก์ชันในการเร็กกูลาร์ไรซ์จะ
 ถูกพัฒนาและนำมารวมเข้ากับฟังก์ชันกำลังสองน้อยสุดเพื่อให้วงจรรองแบบใหม่สามารถถ่วงดุล
 กันระหว่างระดับการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดและระดับในการรักษารายละเอียดของภาพ ใน
 การประเมินสมรรถนะของวงจรรองเร็กกูลาร์ไรซ์ซาวีสกี-โกเลย์แบบวนนี้วงจรรองดังกล่าวได้ถูกนำ
 มาประยุกต์ใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออก
 เป็นสองทางเปรียบเทียบกับระเบียบวิธีการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติที่นิยมใช้กัน ผลการ
 ทดลองแสดงให้เห็นว่าวงจรรองเร็กกูลาร์ไรซ์ซาวีสกี-โกเลย์แบบวนที่ได้พัฒนาขึ้นมาี้มีประสิทธิภาพ
 ทั้งในด้านการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุด และการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติที่ดีกว่า
 ระเบียบวิธีอื่นๆ

ภาควิชา วิศวกรรมไฟฟ้า ลายมือชื่อนิสิต พลกฤษณ์ ทุนคำ
 สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก 10/11/2553
 ปีการศึกษา 2553 ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม จ.นิจศรี พญ.ชาญณรงค์

4871869621 : MAJOR ELECTRICAL ENGINEERING

KEYWORDS : SAVITZKY-GOLAY FILTERS / REGULARIZATION / RECONSTRUCTION /
SPECKLE REDUCTION / 3D ULTRASOUND IMAGES /

POLLAKRIT TOONKUM : 3D ULTRASOUND IMAGE RECONSTRUCTION OF
CAROTID ARTERY BIFURCATIONS BY CYCLIC REGULARIZED SAVITZKY-
GOLAY FILTERS. THESIS ADVISOR : ASSOC. PROF. CHEDSADA CHINRUNG-
RUENG, Ph.D., THESIS CO-ADVISOR : PROF. NIJASRI CHANNARONG, M.D.,
108 pp.

This dissertation presents a new three-dimensional (3D) ultrasound reconstruction algorithm for generation of 3D images of carotid artery bifurcations from a series of two-dimensional (2D) B-scans acquired in the mechanical linear scanning framework. Unlike most existing 3D ultrasound reconstruction algorithms, which have been developed and evaluated in the freehand scanning framework, the new algorithm has been designed to capitalize the regularity pattern of the mechanical linear scanning, thus resulting in less reconstruction times. The new reconstruction algorithm, referred to as the Cyclic Regularized Savitzky-Golay (CRSG) filter, is a new variant of the Savitzky-Golay (SG) smoothing filter. The CRSG filter has been improved upon the original SG filter in two respects: First, the cyclic indicator function has been incorporated into the least square cost function to enable the CRSG filter to interpolate nonuniformly spaced data of the unobserved image intensities contained in unfilled voxels and reduce speckle noise of the observed image intensities contained in filled voxels. Second, the regularization function has been augmented to the least squares cost function as a mechanism to balance between the degree of speckle reduction and the degree of detail preservation. The CRSG filter has been evaluated and compared with most existing reconstruction algorithms, on reconstructing clinical 3D carotid artery bifurcations. This preliminary evaluation indicates that the CRSG filter is more effective in both speckle reduction and reconstruction of 3D ultrasound images than the other methods.

Department Electrical Engineering Student's Signature Pollakit Toonkum
Field of study Electrical Engineering Advisor's Signature Chedsada Chinrung
Academic year 2010 Co-Advisor's Signature Nijasri Channarong

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร.เจษฎา ชินรุ่งเรือง อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก และศาสตราจารย์ พญ.นิจศิริ ชาญณรงค์ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วมที่ให้คำปรึกษาและให้ความช่วยเหลืออย่างดียิ่งแก่ผู้วิจัยมาโดยตลอด ขอขอบพระคุณอาจารย์ทุกท่านที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้อันมีค่าให้แก่ผู้วิจัย

ขอขอบพระคุณทุนจากสำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย (สกว.) ภายใต้ทุนวิจัยหมายเลข RSA4580027, ทุนจากโครงการเสริมสร้างความเชื่อมโยงระหว่างภาควิชาชีพวิศวกรรมไฟฟ้าและภาคเอกชนทางด้านการวิจัยและพัฒนา, ทุนสนับสนุนและส่งเสริมหน่วยงานเพื่อความเป็นเลิศทางวิชาการ กองทุนรัชดาภิเษกสมโภช จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และทุน 90 ปี จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กองทุนรัชดาภิเษกสมโภช จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยที่ช่วยสนับสนุนทุนในการทำวิจัยเป็นอย่างดี

ขอขอบคุณ คุณสุโรจน์ พรหมวรานนท์ หัวหน้าผู้จัดการฝ่ายผลิตภัณฑ์ และคุณวรินทร์ธร ศุภกรพิณคบุตร์ บริษัทยีอี (GE) เมดิคอล ซิสเต็มส์ (ประเทศไทย) จำกัด ที่ช่วยให้คำแนะนำการจัดหา และการบันทึกชุดภาพอัลตราซาวนด์สำหรับการประมวลผลการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ขอขอบคุณพี่ๆ ห้องปฏิบัติการประสาทวิทยา คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ ที่คอยช่วยเหลือ และอำนวยความสะดวกในการใช้ห้องปฏิบัติการดังกล่าว

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณ คุณพ่อวีระพงษ์ คุณแม่สังวาลย์ คุณธนภุชณ์ คุณวรางคณา ทุนคำ คุณจันทรินาย ทารักษ์ และ ภญ.มนัชยา วนวัฒนากุล ที่เป็นกำลังใจ ดูแลเอาใจใส่ และให้การสนับสนุนอย่างดียิ่ง ขอกราบขอบพระคุณครอบครัวญาติมิตร คุณปู่ คุณย่า และคุณอา ผู้ให้ความรู้ คำแนะนำ และคอยเป็นกำลังใจให้เสมอมา ทำยที่สุดนี้ขอขอบคุณเพื่อนๆ พี่ๆ น้องๆ ในสังกัดห้องปฏิบัติการวิจัยกรรมวิธีสัญญาณดิจิทัล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยทุกคนที่ให้กำลังใจ และให้ความช่วยเหลือจนผู้วิจัยสามารถจัดทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จได้ด้วยดี

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ	ฉ
สารบัญ	ช
สารบัญตาราง	ญ
สารบัญภาพ	ฎ
บัญชีคำศัพท์	ฏ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาของงานวิจัย	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	6
1.3 งานวิจัยที่ผ่านมา.....	7
1.4 เป้าหมายและขอบเขตของงานวิจัย	9
1.5 ขั้นตอนและวิธีดำเนินงาน.....	9
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	10
บทที่ 2 การสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ.....	11
2.1 ระบบพิกัดเชิงปริมาตรสำหรับขอบข่ายงานของการสแกนแบบเชิงเส้นทางกล	11
2.2 ระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ.....	13
2.2.1 ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ Voxel Nearest-Neighbor (VNN Interpolation Algorithm)	13
2.2.1.1 วงจรกรองลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดปรับตัวได้ (Adaptive Speckle Reduction Filters)	13
2.2.1.2 วงจรกรองมัธยฐานถ่วงน้ำหนักแบบปรับตัวได้ (Adaptive Weighted Median Filters)	14
2.2.2 ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ Pixel Nearest-Neighbor (PNN Interpolation Algorithm)	15

2.2.3 ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ Distance-Weighted (DW Interpolation Algorithm)	15
2.2.4 ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ Adaptive Distance-Weighted (ADW Interpolation Algorithm)	16
บทที่ 3 การสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติบนพื้นฐานของวงจรรองซาวด์	
-โกเลีย์.....	18
3.1 ระเบียบวิธีของวงจรรองซาวด์-โกเลีย์ต้นแบบ	18
3.2 การกำหนดแนวทางของวงจรรองซาวด์-โกเลีย์แบบวน	22
3.3 การกำหนดแนวทางของวงจรรองเร็กกูลาร์ไรซ์ซาวด์-โกเลีย์แบบวน	28
บทที่ 4 การประเมินสมรรถนะระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ...	31
4.1 ขั้นตอนในการประเมินสมรรถนะ.....	32
4.1.1 ชุดภาพอัลตราซาวนด์สังเคราะห์ที่ใช้ในการทดสอบ.....	32
4.1.2 ชุดภาพอัลตราซาวนด์จริงที่ใช้ในการทดสอบ.....	33
4.2 ผลการประเมินสมรรถนะระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ.....	35
4.2.1 ผลการประเมินเมื่อทดสอบกับชุดภาพอัลตราซาวนด์สังเคราะห์	35
4.2.2 ผลการประเมินเมื่อทดสอบกับชุดภาพอัลตราซาวนด์จริง.....	42
4.2.2.1 ชุดภาพอัลตราซาวนด์จริงจากอาสาสมัครคนที่ 1.....	42
4.2.2.2 ชุดภาพอัลตราซาวนด์จริงจากอาสาสมัครคนที่ 2.....	51
4.2.2.3 ชุดภาพอัลตราซาวนด์จริงจากอาสาสมัครคนที่ 1 ที่ถูกเพิ่มเติมด้วย สัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคูณ.....	59
4.2.2.4 ชุดภาพอัลตราซาวนด์จริงจากอาสาสมัครคนที่ 2 ที่ถูกเพิ่มเติมด้วย สัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคูณ.....	67
4.3 ประสิทธิภาพทางเวลาที่ใช้ในการคำนวณ	75
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย และ ข้อเสนอแนะ.....	77
5.1 สรุปผลการวิจัย	77
5.2 ข้อเสนอแนะ	79
รายการอ้างอิง.....	78
ภาคผนวก	87
ภาคผนวก ก สัญญาณรบกวนแบบจุดในภาพอัลตราซาวนด์	87
ภาคผนวก ข การทำงานแบบวนของวงจรรองซาวด์-โกเลีย์.....	90

ภาคผนวก ค การแบ่งกลุ่มของฟังก์ชันซึบออก $I_{\{i,j,k\}}$ ออกเป็น N_{SCAN} กลุ่มที่
แตกต่างกัน 95

ภาคผนวก ง การแบ่งกลุ่มของเมตริกซ์ถ่วงน้ำหนัก $W_{\sigma(k)}$ ออกเป็น N_{SCAN}
กลุ่มที่แตกต่างกัน 98

ภาคผนวก จ ความเอนเอียงและความแปรปรวนในเรื่องของการฟิตเส้นโค้ง..... 99

ภาคผนวก ฉ การแบ่งส่วนภาพด้วยวิธีการเติบโตทางพื้นที่ 104

ภาคผนวก ช บทความที่ได้รับการเผยแพร่ 107

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์ 108



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 4.1	ค่า $NMSE_{\Omega}$ เฉลี่ยทั้งชุดเชิงสถิติที่ทดสอบกับภาพวัตถุทรงกลม จำนวน 10 ชุด.....	38
ตารางที่ 4.2	ค่า $NMSE_{\Phi}$ ของภาพความแตกต่างหลุดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยก ออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 1.....	45
ตารางที่ 4.3	ค่า $NMSE_{\Phi}$ ของภาพความแตกต่างหลุดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยก ออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 2.....	51
ตารางที่ 4.4	ค่า $NMSE_{\Phi}$ ของภาพความแตกต่างหลุดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยก ออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 1 ซึ่งถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวน เรย์ลีแบบคูณ.....	60
ตารางที่ 4.5	ค่า $NMSE_{\Phi}$ ของภาพความแตกต่างหลุดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยก ออกเป็นสองทางซึ่งถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคูณของ อาสาสมัครคนที่ 2.....	68
ตารางที่ 4.6	เวลาในการคำนวณของแต่ละระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์ สามมิติของหลุดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางขนาด 128×128×256 วีอกเซล.....	75
ตารางที่ ข.1.	ลักษณะการวนของตำแหน่งข้อมูลภาพปัสแกนที่อยู่ในวีอกเซลบริเวณใกล้เคียง $V_{\{i,j,k\}}$ ในทิศทางเอลลิเวชัน.....	91
ตารางที่ ข.2	ลักษณะการวนของวีอกเซลบริเวณใกล้เคียง $V_{\{i,j,k\}}$ ในทิศทางเอลลิเวชัน	92

สารบัญญภาพ

หน้า

รูปที่ 1.1	การอุดต้นของไขมันและการไหลของกระแสเลือดในหลอดเลือดบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง	1
รูปที่ 1.2	ตัวอย่างภาพอัลตราซาวนด์ของหลอดเลือดบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง	3
รูปที่ 1.3	ระบบสำหรับใช้ในการเก็บข้อมูลภาพตำแหน่งและทิศทางของชุดภาพอัลตราซาวนด์ .	4
รูปที่ 1.4	ระบบพิกัดเชิงปริมาตรแบบคาร์ทีเซียนที่นิยมใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ	4
รูปที่ 1.5	ตัวอย่างภาพปีสแกนของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางและผลกระทบของสัญญาณรบกวนแบบจุดในภาพ	6
รูปที่ 2.1	ระบบพิกัดเชิงปริมาตรที่ใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติจากชุดภาพปีสแกนที่บันทึกได้ด้วยโพรบสามมิติที่มีการสแกนแบบเชิงเส้นทางกล	12
รูปที่ 3.1	ตัวอย่างฟังก์ชัน f ที่ประกอบไปด้วยสัญญาณรบกวนชุดหนึ่ง	20
รูปที่ 3.2	การประมาณกลุ่มข้อมูล f ที่ตำแหน่ง $m = 0$ ด้วยฟังก์ชันพหุนาม g ; อันดับ 2 ขนาด $M = 5$	21
รูปที่ 3.3	ผลลัพธ์หลังผ่านวงจรรองขาวิสกี้-โกเลย์ต้นแบบ	21
รูปที่ 3.4	ตัวอย่างการประมาณค่าในช่วงของข้อมูล f_0 ที่ขาดหายไปด้วยวิธีการฟิตเส้นโค้งอันดับสองแบบกำลังสองน้อยสุดสำหรับการนำมาประยุกต์ใช้ในวงจรรอง CSG	23
รูปที่ 4.1	ภาพแบบจำลองเชิงเรขาคณิตทรงกลม	32
รูปที่ 4.2	ตัวอย่างลำดับชุดภาพปีสแกนของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางที่สแกนได้จากโพรบแบบเชิงเส้นทางกลในอาสาสมัครคนที่ 1	33
รูปที่ 4.3	ตัวอย่างลำดับชุดภาพปีสแกนของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางที่สแกนได้จากโพรบแบบเชิงเส้นทางกลในอาสาสมัครคนที่ 2	34
รูปที่ 4.4	ภาพตัดขวางตัวอย่างของวัตถุทรงกลมที่สร้างกลับจากแต่ละระเบียนวิถี	39
รูปที่ 4.5	ภาพแบ่งซ้ายขวาตัวอย่างของวัตถุทรงกลมที่สร้างกลับจากแต่ละระเบียนวิถี	40
รูปที่ 4.6	ภาพการสร้างกลับสามมิติของวัตถุทรงกลมที่สร้างกลับจากแต่ละระเบียนวิถี	41
รูปที่ 4.7	ภาพตัวอย่างการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางและภาพความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับและภาพที่บันทึกได้จากการสแกนจริงของอาสาสมัครคนที่ 1	43

รูปที่ 4.8	ภาพตัวอย่างการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง และภาพความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับและภาพที่บันทึกได้จากการสแกนจริงของอาสาสมัครคนที่ 1	44
รูปที่ 4.9	ภาพไฟล์การสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 1 ในรูปที่ (4.7) และ (4.8)	48
รูปที่ 4.10	ภาพการสร้างกลับสามมิติของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 1 ในรูปแบบของการแสดงแบบหลายระนาบ (Multi-planar reformatting)	49
รูปที่ 4.11	ภาพหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางเชิงเรขาคณิตของอาสาสมัครคนที่ 1	50
รูปที่ 4.12	ภาพตัวอย่างการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง และภาพความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับและภาพที่บันทึกได้จากการสแกนจริงของอาสาสมัครคนที่ 2	54
รูปที่ 4.13	ภาพตัวอย่างการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง และภาพความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับและภาพที่บันทึกได้จากการสแกนจริงของอาสาสมัครคนที่ 2	55
รูปที่ 4.14	ภาพไฟล์การสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 2	56
รูปที่ 4.15	ภาพการสร้างกลับสามมิติของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 2 ในรูปแบบของการแสดงแบบหลายระนาบ (Multi-planar reformatting)	57
รูปที่ 4.16	ภาพหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางเชิงเรขาคณิตของอาสาสมัครคนที่ 1	58
รูปที่ 4.17	กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าพารามิเตอร์ในการเร็กกูลารีไรซ์และค่า $NMSE_{\phi}$ ของระเบียบวิธี CSRG ในชุดภาพอาสาสมัครคนที่ 1 ซึ่งถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคุณ	59
รูปที่ 4.18	ภาพตัวอย่างการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางที่ถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคุณ และภาพความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับและภาพที่บันทึกได้จากการสแกนจริงของอาสาสมัครคนที่ 2	62

รูปที่ 4.19	ภาพตัวอย่างการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางที่ถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคุณ และภาพความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับและภาพที่บันทึกได้จากการสแกนจริงของอาสาสมัครคนที่ 2.....	63
รูปที่ 4.20	ภาพโพรไฟล์การสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 1	64
รูปที่ 4.21	ภาพการสร้างกลับสามมิติของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางที่ถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคุณของอาสาสมัครคนที่ 2	65
รูปที่ 4.22	ภาพหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางเชิงเรขาคณิตที่ถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคุณของอาสาสมัครคนที่ 1.....	66
รูปที่ 4.23	กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าพารามิเตอร์ในการเร็กกูลาร์ไรซ์และ $NMSE_{\phi}$ ของระเบียบวิธี CSRG ซึ่งถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคุณ.....	67
รูปที่ 4.24	ภาพตัวอย่างการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางที่ถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคุณ และภาพความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับและภาพที่บันทึกได้จากการสแกนจริงของอาสาสมัครคนที่ 2.....	70
รูปที่ 4.25	ภาพตัวอย่างการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางที่ถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคุณและภาพความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับและภาพที่บันทึกได้จากการสแกนจริงของอาสาสมัครคนที่ 2.....	71
รูปที่ 4.26	ภาพโพรไฟล์การสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 2.....	72
รูปที่ 4.27	ภาพการสร้างกลับสามมิติของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 2 ในรูปแบบของการแสดงแบบหลายระนาบ (Multi-planar reformatting)	73
รูปที่ 4.28	ภาพหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางเชิงเรขาคณิตของอาสาสมัครคนที่ 2.....	74
รูปที่ ข1.	ระบบพิกัดเชิงปริมาตรที่ใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติจากชุดภาพปีสแกนที่บันทึกได้ด้วยโฟรบบสามมิติที่มีการสแกนแบบเชิงเส้นทางกล.....	90
รูปที่ จ 1.	การอธิบายบทบัญญัติของความเอนเอียงและความแปรปรวนในเรื่องของการพิตเส้นโค้ง.....	101

บัญชีคำศัพท์

A priori knowledge	องค์ความรู้ล่วงหน้า
Acoustic	ทางเสียง
Algorithm	ระเบียบวิธี
Anatomy	กายวิภาค
Aperture	ช่องเปิด, อะเพอร์เจอร์
Approximation	การประมาณค่า
Array	แถวลำดับ
Artifact	สิ่งแปลกปลอม
B-scan	บีสแกน
Bandwidth	ความกว้างแถบ(ความถี่), แบนด์วิดท์
Carotid artery bifurcation	หลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยก ออกเป็นสองทาง
Cartesian	คาร์ทีเซียน
Complexity	ความซับซ้อน
Convolution	การสังวัตนาการ, ผลการประสาน
Cross section view	มุมมองตัดขวาง
Cyclic	วนซ้ำ
Echo, Echoes	สัญญาณสะท้อน
Electromagnetic field	สนามแม่เหล็กไฟฟ้า
Elevation	เอลลิเวชัน
Ensemble average	ค่าเฉลี่ยทั้งชุดเชิงสถิติ
Filled voxel	ว็อกเซลที่ถูกเติม
Freehand	(แบบ)ถีออิสระ
Gray-level image	ภาพระดับสีเทา
Hand-held probe	โพรบมือถือ
Homogeneous region	พื้นที่แบบเดียวกัน
Indexing function	ฟังก์ชันดัชนี
Indicator function	ฟังก์ชันชี้บอก
Inhomogeneous region	พื้นที่ไม่เป็นแบบเดียวกัน
Interference	การแทรกสอด

Interpolation	การประมาณค่าในช่วง
Ionizing radiation	การแผ่พลังงานสร้างไอออน
Least-squares function	ฟังก์ชันกำลังสองน้อยสุด
Line of sight	เส้นทางในแนวสายตา
Linear	เชิงเส้น
Local statistic	ค่าทางสถิติในย่าน
Mechanical	ทางกล
Mechanism	กลไก
Neighborhood	บริเวณใกล้เคียง, ย่านใกล้เคียง
Non-invasive	ไม่รุกราน
Normalize	นอร์มัลไลซ์, ทำให้เป็นบรรทัดฐาน
Objective function	ฟังก์ชันจุดประสงค์
Objective evaluation	การประเมินเชิงวัตถุวิสัย
Optimization	การหาค่าเหมาะที่สุด
Oscillating mechanism	กลไกแบบแกว่งกวัด
Pixel	พิกเซล, จุดภาพ
Polynomial	พหุนาม
Positioning-sensor device	อุปกรณ์ตรวจรู้ตำแหน่ง
Post-process	ประมวลผล(ใน)ภายหลัง, กรรมวิธี(ใน)ภายหลัง
Pre-processing	การประมวลผลล่วงหน้า, กรรมวิธีล่วงหน้า
Probe	โพรบ
Pulse	พัลส์
Ray-casting	การขึ้นรูปด้วยลำแสง
Rayleigh	(แบบ)เรย์ลี
Residual	สิ่งตกค้าง, -ตกค้าง,
Resolution	ความละเอียด
Reconstruction	การสร้างกลับ, การสร้างคืน
Sagittal view	มุมมองแบ่งซ้ายขวา
Sampling	การชักตัวอย่าง
Scaling	การสเกล, การย่อ-ขยาย

Scan	สแกน, กวาด
Segmentation	การแบ่งส่วน, การตัดแยก
Signal to Noise Ratio (SNR)	อัตราส่วนสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน
Slice	สไลซ์
Spatial	เชิงพื้นที่
Speckle noise	สัญญาณรบกวนแบบจุด
Threshold	ขีดแบ่ง
Tissue	เนื้อเยื่อ
Transducer	ทรานสดิวเซอร์, ตัวแปลง
Transition region	พื้นที่ที่มีการเปลี่ยนแปลง
Transmitter-Receiver	เครื่องส่ง-รับ
Ultrasound	อัลตราซาวนด์
Unfilled voxel	ว็อกเซลที่ไม่ถูกเติม
Volume coordinate system	ระบบพิกัดเชิงปริมาตร
Voxel	ว็อกเซล, จุดภาพเชิงปริมาตร
Voxel neighborhood	ว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

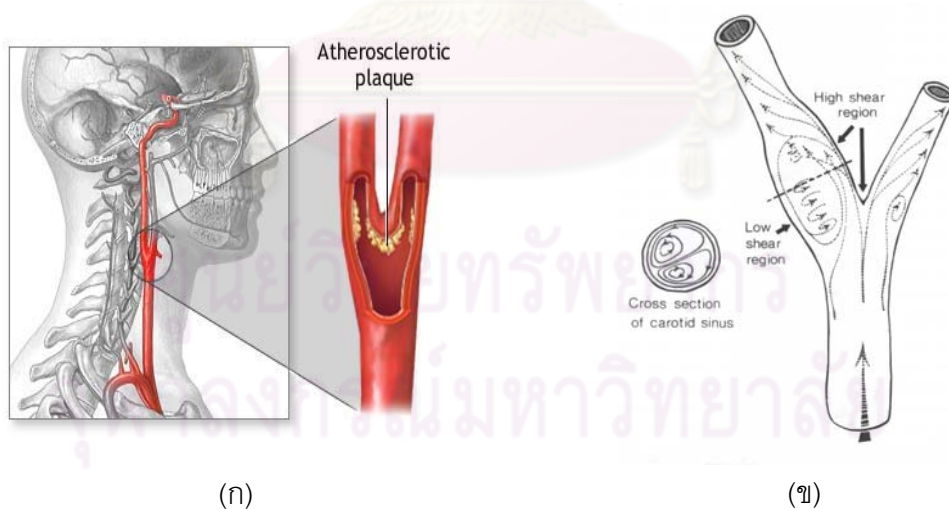
บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาของงานวิจัย

โรคหลอดเลือดสมอง (Stroke หรือ Cerebrovascular disease) เป็นสาเหตุการตายและความพิการอันดับสามของประชากรไทยและประเทศในโลกระหว่างปี 2010-2030 [1, 2] โรคนี้ถ้าเป็นแล้วแม้รอดชีวิต ก็มักจะมีอาการหลงเหลืออยู่ไม่มากนักน้อย โรคหลอดเลือดสมอง สามารถแบ่งได้เป็น 2 ชนิดคือ ชนิดเส้นเลือดตีบ หรืออุดตัน และชนิดเส้นเลือดแตก ซึ่งโดยทั่วไปแล้วจะพบผู้ป่วยที่เป็นชนิดเส้นเลือดตีบ หรืออุดตันได้บ่อยกว่าชนิดเส้นเลือดแตก อย่างไรก็ตามโรคนี้สามารถป้องกันได้ถ้ารีบรักษาตั้งแต่เริ่มมีอาการก็อาจช่วยให้รอดชีวิตและมีความพิการน้อยลง หรือกลับไปทำงานตามปกติได้

สาเหตุสำคัญในการเกิดโรคหลอดเลือดสมองเกิดจากการที่หัวใจสูบฉีดเลือดเพื่อไปเลี้ยงสมองได้ไม่เพียงพอ อันเนื่องมาจากมีการอุดตันของไขมันในหลอดเลือดบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง (Carotid artery bifurcation) ดังแสดงในรูปที่ 1.1 (ก) โดยบริเวณเส้นเลือดที่แยกออกเป็นสองทางนี้เป็นบริเวณที่มีแรงต้านเฉือน (Shearing force) ที่สูง อีกทั้งการไหลของกระแสเลือดยังมีลักษณะที่ไหลแบบปั่นป่วน (Turbulent flow) ดังแสดงในรูปที่ 1.1 (ข) [3]

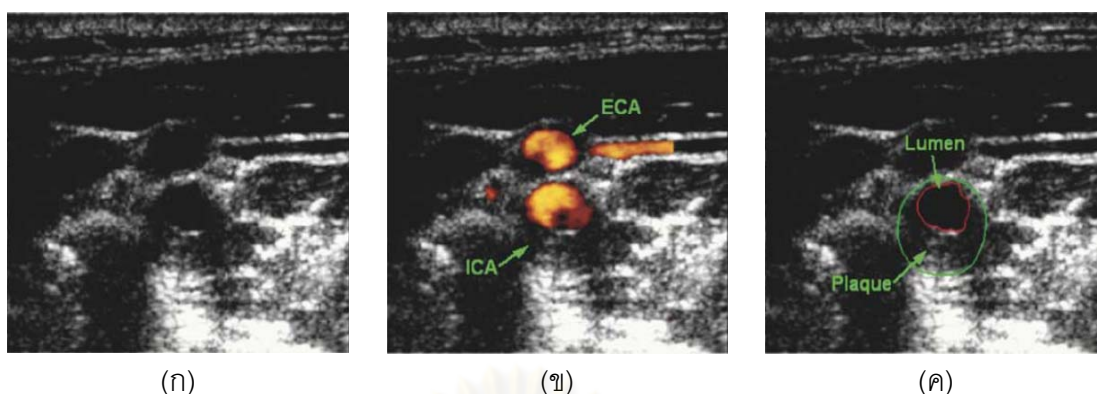


รูปที่ 1.1 การอุดตันของไขมันและการไหลของกระแสเลือดในหลอดเลือดบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง

(ก) บริเวณที่มีการอุดตันของไขมันของหลอดเลือดบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง

(ข) บริเวณที่เกิดแรงต้านเฉือน และมีการไหลแบบปั่นป่วนของหลอดเลือดบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง

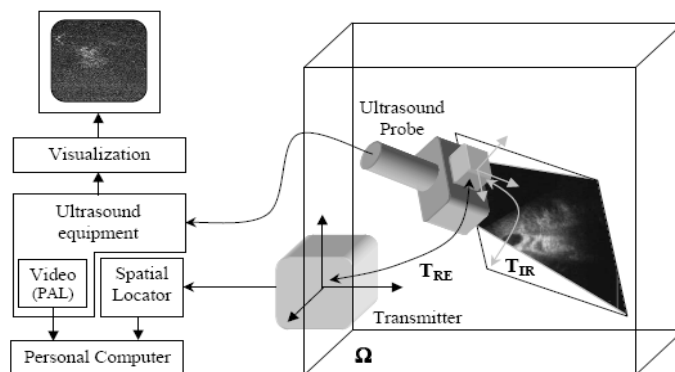
ในปัจจุบันหนึ่งในวิธีการวินิจฉัยโรคหลอดเลือดสมองจากเส้นเลือดแดงบริเวณลำคอที่นิยมทำกันจะใช้วิธีการในการวินิจฉัยด้วยภาพอัลตราซาวนด์ (Ultrasound image) เนื่องจากเป็นวิธีที่ไม่เสี่ยงอันตรายต่อผู้ถูกวินิจฉัย ไม่รุกราน (Non-invasive) หรือมีการทิ่มแทงผ่านผิวหนังเข้าไปในร่างกาย และไม่มีแผ่พลังงานสร้างไอออน (Ionizing radiation) อีกทั้งใช้เวลาน้อย และประหยัดค่าใช้จ่าย แตกต่างจากวิธีการฉายรังสีเส้นโลหิต (angiographic) โดยทั่วไป เช่น X-ray, CT (Computerized Tomography) และ MRA (Magnetic Resonance Angiography) โดยวิธีการ X-ray และ CT นั้นผู้ป่วยจะต้องเสี่ยงกับการรับรังสีเอ็กซ์และสารทึบรังสีที่ฉีดเข้าไปในหลอดเลือด อีกทั้งยังมีข้อจำกัดในการนำไปใช้กับผู้ป่วยที่เป็นโรคไต ส่วนการตรวจโดยใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (MRA) นอกจากจะใช้เวลาในการตรวจค่อนข้างนานและมีค่าใช้จ่ายที่สูงแล้ว ยังไม่สามารถตรวจในผู้ป่วยที่ใช้เครื่องกระตุ้นหัวใจ (pacemaker) และผู้ป่วยที่เป็นโรคกลัวที่แคบอย่างรุนแรง (claustrophobia) อีกด้วย โดยภาพอัลตราซาวนด์สำหรับใช้ในการวินิจฉัยส่วนนั้นใหญ่จะใช้เทคนิคการสแกนภาพแบบบีโหมด (B-mode ultrasound imaging) ดังแสดงในรูปที่ 1.2 (ก) เพื่อตรวจสอบรูปร่างทางกายวิภาคของเนื้อเยื่ออ่อน หลอดเลือด และการอุดตันของชั้นไขมัน ซึ่งโดยทั่วไปแล้วมักจะให้ผลการแสดงภาพที่ดี แต่ในบางครั้งการสร้างกลับภาพเพื่อนำมาแสดงผลนั้นมักจะมีเงาของคลื่นเสียงสะท้อน (Acoustic shadow) มาเคลือบคลุมบริเวณส่วนที่สำคัญของภาพทำให้ไม่สามารถทำการวินิจฉัยโรคได้อย่างแม่นยำ ดังนั้นจึงได้มีการนำเทคนิคดอปเพลอร์อัลตราซาวนด์ (doppler ultrasound) ซึ่งใช้หลักการของคลื่นเสียงที่สะท้อนกลับจากการกระทบกับเม็ดเลือดที่กำลังเคลื่อน ที่อยู่ในหลอดเลือดจะมีความถี่เปลี่ยนไป (Doppler effect) โดยถ้าเม็ดเลือดไหลเข้าหาหัวตรวจหรือโพรบ (Probe) ความถี่ที่ตรวจจับได้จะมีค่าที่สูงขึ้น ในทางตรงข้ามถ้าเม็ดเลือดไหลออกจากหัวตรวจ ความถี่ที่ตรวจจับได้จะมีค่าลดลง นอกจากนี้จะสามารถบอกทิศทางการไหลของเลือดแล้ว ดอปเพลอร์อัลตราซาวนด์ยังสามารถคำนวณความเร็วของกระแสเลือดได้ ซึ่งจะนำไปใช้บอกความรุนแรงของการตีบแคบของหลอดเลือด โดยใช้หลักที่ว่าเลือดจะไหลเร็วขึ้นเมื่อผ่านท่อที่แคบลง [4] อย่างไรก็ตามวิธีการนี้ไม่สามารถที่จะมองเห็นกายวิภาค (Anatomy) ของเนื้อเยื่อและรูปร่างที่แท้จริงหลอดเลือดได้ จะเห็นก็เพียงแต่บริเวณที่มีการเติมสีในบริเวณที่เกิดดอปเพลอร์อัลตราซาวนด์ (Color doppler ultrasound) เพื่อให้เห็นภาพการไหลของกระแสเลือดในส่วนช่องว่างภายในหลอดเลือด (Lumen) ได้เพียงเท่านั้น เพื่อแก้ไขข้อจำกัดดังกล่าวจึงได้มีการพัฒนาเทคนิคในการสร้างภาพอัลตราซาวนด์เพื่อให้ได้ภาพที่มีความละเอียดสูงและมีคุณภาพที่ดีขึ้น โดยการรวมคุณสมบัติของการสแกนภาพอัลตราซาวนด์แบบบีโหมด และวิธีดอปเพลอร์อัลตราซาวนด์เข้าไว้ด้วยกัน หรือที่เรียกกันว่า การสแกนแบบดูเพล็กซ์ (duplex scanning) [5] ซึ่งสามารถที่จะแสดงรูปภาพการไหลของโลหิตพร้อมทั้งเห็นเนื้อเยื่ออ่อน (soft tissue) ของผนังหลอดเลือดพร้อมกัน ดังแสดงในรูปที่ 1.2 (ข) [6]



- รูปที่ 1.2 ตัวอย่างภาพอัลตราซาวด์ของหลอดเลือดบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง
- (ก) ภาพอัลตราซาวด์ในโหมดดอปเพล็กซ์ บริเวณที่เป็นสีแดงแสดงบริเวณที่มีการไหลของกระแสเลือดที่ ตรวจจับได้โดยเทคนิคดอปเพลอร์ พื้นวงกลมสีแดงด้านบนและด้านล่าง แสดงการไหลของหลอดเลือด ECA และ ICA ตามลำดับ
- (ข) ภาพอัลตราซาวด์ในโหมดบีสแกน
- (ค) ภาพการแยกส่วนผนังหลอดเลือดและไขมันอุดตันในหลอดเลือด ICA โดยผู้เชี่ยวชาญ

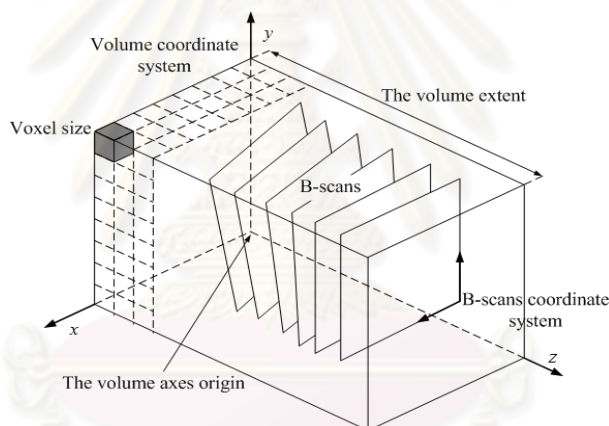
หลักการในการสร้างภาพอัลตราซาวด์สองมิติ (Two-dimensional (2-D) ultrasound image) โดยทั่วไปนั้นจะใช้โพรบมือถือ (Hand-held probe) ในการส่งพัลส์ของคลื่นเหนือเสียง (Ultrasonic pulse) เข้าไปในร่างกายและตรวจจับสัญญาณสะท้อน (Echoes) มาสร้างเป็นภาพระดับสีเทา (Gray-level image) แบบตัดขวางสองมิติหรือที่นิยมเรียกกันว่าภาพบีสแกน (B-scan) อย่างไรก็ตาม ภาพบีสแกนนี้มีข้อจำกัดในเรื่องของการนำมาใช้วินิจฉัย ตรวจสอบ และติดตามความคืบหน้าในการเกิดโรค ดังนั้นจึงได้มีการพัฒนาเทคนิคการสร้างภาพอัลตราซาวด์สามมิติ (Three-dimensional (3-D) ultrasound image) ขึ้นมาเพื่อแก้ไขข้อจำกัดดังกล่าว วิธีการหนึ่งในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติจะใช้เทคนิคในการกวาดหรือสแกน (Scan) ภาพแบบเลื่อนหัวตรวจ โดยหัวตรวจที่ฝังตัวอยู่ในโพรบแบบถืออิสระ (Freehand probe) จะถูกติดตั้งด้วยอุปกรณ์ตรวจจับตำแหน่ง (Positioning-sensor device) เพื่อระบุว่าภาพบีสแกนแต่ละสไลซ์ (Slice) ที่บันทึกได้นั้นอยู่ในตำแหน่งและทิศทางใดในปริภูมิสามมิติ [7] ดังแสดงในรูปที่ 1.3 [8]

ชุดภาพบีสแกนที่บันทึกได้ดังกล่าวจะถูกนำมาใช้ในการสร้างกลับเป็นภาพอัลตราซาวด์สามมิติในแถวลำดับ (Array) ของจุดภาพเชิงปริมาตรหรือที่เรียกว่าว็อกเซล (Voxel) แบบปกติ โดยการเติมจุดภาพหรือพิกเซล (Pixel) จากชุดภาพบีสแกนไปยังตำแหน่งที่สอดคล้องกันในแถวลำดับของว็อกเซลสามมิติ (3-D voxel array) ส่วนตำแหน่งว็อกเซลที่ไม่ถูกเติม (Unfilled voxel) ด้วยข้อมูลจากชุดภาพบีสแกนจะถูกนำมาประมาณค่าในช่วง (Interpolation) ด้วยข้อมูลในว็อก-



รูปที่ 1.3 ระบบสำหรับใช้ในการเก็บข้อมูลภาพตำแหน่งและทิศทางของชุดภาพอัลตราซาวนด์

เซลล์ที่ถูกเติม (Filled voxel) [9], ระบบพิกัดเชิงปริมาตร (Volume coordinate system) ที่นิยมใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติจะเป็นระบบพิกัดคาร์ทีเซียน (Cartesian coordinate system) ดังแสดงในรูปที่ 1.4 [10]



รูปที่ 1.4 ระบบพิกัดเชิงปริมาตรแบบคาร์ทีเซียนที่นิยมใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ

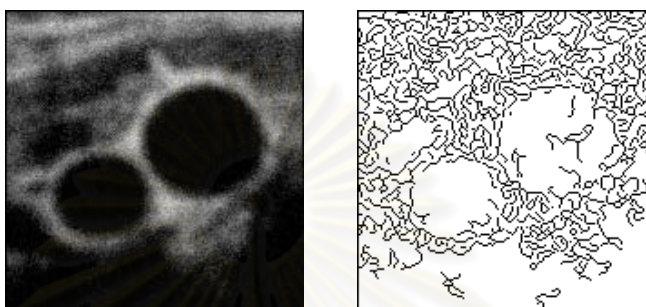
ถึงแม้ว่าโพรบแบบถีออิสระที่ถูกติดตั้งด้วยอุปกรณ์ตรวจรู้ตำแหน่งจะสามารถเคลื่อนย้ายเพื่อตรวจดูกายวิภาค (Anatomy) ณ ตำแหน่งต่างๆ ได้อย่างสะดวก แต่ระบบดังกล่าวต้องการผู้ติดตั้ง และผู้ดูแลระบบติดตามตำแหน่งเพื่อให้สามารถทำงานได้อย่างถูกต้อง นอกจากนี้คุณภาพของชุดภาพที่จะนำมาใช้ในการสร้างกลับอาจจะอยู่ในสภาวะที่ไม่ดี หากการสแกนภาพมีระยะห่างระหว่างภาพที่มากเกินไป โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อต้องการสร้างกลับภาพความละเอียดสูงในภาพที่มีวัตถุขนาดเล็กอยู่ภายใน ยิ่งไปกว่านั้นการสแกนภาพด้วยระบบดังกล่าวข้างต้นนี้ยังมีข้อจำกัดและความยุ่งยากในตัวอุปกรณ์ตรวจรู้ตำแหน่ง นั่นคือในอุปกรณ์ตรวจรู้ตำแหน่งโดยใช้เสียง (Acoustic positioning-sensor device) นั้น ผู้ใช้งานจะต้องมั่นใจว่าเส้นทางในแนวสายตา (Line

of sight) ระหว่างตัวตรวจรู้ที่โพรบ และตัวตรวจรู้อ้างอิงที่สถานีฐานจะต้องปราศจากสิ่งกีดขวางใดๆ อีกทั้งความถูกต้องในการตรวจรู้ตำแหน่งของอุปกรณ์ดังกล่าวยังขึ้นอยู่กับความเร็วของคลื่นเสียงในอากาศซึ่งอาจมีการผันแปรอันเนื่องมาจากการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ และความชื้นภายในห้อง ในขณะที่อุปกรณ์ตรวจรู้ตำแหน่งโดยใช้สนามแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic field positioning-sensor device) นั้น ต้องการระยะห่างระหว่างตัวรับ-ส่งสัญญาณที่สั้น และต้องไม่มีโลหะอยู่ใกล้ ส่งผลให้ผู้ใช้งานต้องระมัดระวังไม่ให้ตัวตรวจรู้ที่โพรบอยู่นอกเขตพื้นที่ของการส่งสัญญาณ [11]

อีกทางเลือกหนึ่งนอกเหนือจากการใช้โพรบแบบถีออิสระที่ติดตั้งด้วยอุปกรณ์ตรวจรู้ตำแหน่งมาใช้ในการเก็บข้อมูลชุดภาพปัสแกน นั่นก็คือการใช้โพรบสามมิติ (3-D probe) โดยโพรบดังกล่าวนี้จะมีกลไกแบบแกว่งกวัด (Oscillating mechanism) ผังตัวอยู่ภายในสำหรับใช้ในการสแกนพื้นที่ที่เราสนใจ รูปแบบการสแกนเชิงเรขาคณิตของโพรบสามมิติที่ถูกพัฒนาขึ้นมาได้แก่ การสแกนแบบเชิงเส้น (Linear scanning), การสแกนรูปพัด (Fan scanning) และการสแกนแบบหมุน (Rotational scanning) ตรงกันข้ามกับการใช้โพรบแบบถีออิสระ รูปแบบการสแกนแบบเชิงเส้นของโพรบสามมิติจะสามารถกำหนดและรู้ได้ในล่วงหน้า เนื่องจากทรานสดิวเซอร์ (Transducer) ในตัวโพรบจะเคลื่อนที่เพื่อสแกนพื้นที่ที่สนใจอย่างอัตโนมัติ ชุดภาพปัสแกนที่บันทึกได้จะมีลักษณะที่ขนานกัน และมีระยะห่างของแต่ละภาพที่เท่ากัน ส่งผลทำให้ระเบียบวิธีที่จะนำมาใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติสามารถใช้ประโยชน์จากรูปแบบความสม่ำเสมอของชุดภาพ ดังกล่าว มาเพิ่มประสิทธิภาพในการสร้างกลับทางเวลาให้สั้นลงได้ [12]

นอกเหนือจากปัญหาในการพัฒนาระบบสำหรับใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติจากชุดภาพปัสแกนแล้ว ยังมีอีกหนึ่งปัญหาหลักในการพัฒนาระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติ ซึ่งก็คือมีการปนเปื้อนของสัญญาณรบกวนแบบจุด (Speckle noise) ในแต่ละภาพปัสแกนที่บันทึกได้ โดยสัญญาณรบกวนดังกล่าวเกิดจากการที่คลื่นอัลตราซาวด์ตกกระทบกับเนื้อเยื่อ (Tissue) ที่มีความไม่ราบเรียบของพื้นผิวสะท้อนของอวัยวะภายในร่างกาย สัญญาณที่บันทึกได้บริเวณหัวตรวจจึงเสมือนกับเป็นการตรวจจับสัญญาณที่สะท้อนกลับมาจากหลายทิศทาง และเกิดการแทรกสอด (Interference) ระหว่างหน้าคลื่นที่สะท้อนกลับกลายเป็นสัญญาณรบกวนแบบจุดขึ้น [13] อันเป็นสาเหตุหลักที่ทำให้ความถูกต้องในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติมีความผิดพลาดเกิดขึ้น รูปที่ 1.5 (ก) และ (ข) แสดงให้เห็นถึงผลกระทบของสัญญาณรบกวนในภาพอัลตราซาวด์โดยเส้นขอบของภาพอัลตราซาวด์ที่ผ่านการตรวจจับด้วยวงจรตรวจจับเส้นขอบของแคนนี่ (Canny's edge detector) [14] โดยไม่ผ่านการกรองด้วยวงจรกรองใดๆ ในกรณีวิธีล่วงหน้า จะเห็นได้ว่ามีเส้นขอบของสัญญาณรบกวนเกิดขึ้นอยู่มากมายซึ่งถึงแม้ว่าในตัววงจรตรวจจับเส้นขอบของแคนนี่จะมีส่วนประกอบของการใช้วงจรกรองแบบเกาส์

(Gaussian filters) ฝั่งตัวอยู่แต่ดูจะไม่เพียงพอที่จะช่วยลดทอนสัญญาณรบกวนในภาพเพื่อให้การตรวจจับเส้นขอบเป็นไปได้อย่างมีประสิทธิภาพ ดังนั้นในการพัฒนาและปรับปรุงประสิทธิภาพของระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิตินั้น ระเบียบวิธีที่จะพัฒนาขึ้นมานอกจากจะสามารถประมาณค่าในช่วงของตำแหน่งข้อมูลที่ขาดหายไปแล้วยังต้องสามารถลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดในตำแหน่งที่มีข้อมูลได้ในเวลาเดียวกัน



(ก)

(ข)

รูปที่ 1.5 ตัวอย่างภาพปีสแกนของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางและผลกระทบของสัญญาณรบกวนแบบจุดในภาพ

(ก) ตัวอย่างภาพปีสแกนของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง

(ข) เส้นขอบภาพในรูปที่ 1.5 (ก) ที่ผ่านการตรวจจับด้วยวงจรถอดตรวจจับเส้นขอบของแคนนี่

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1. ศึกษาที่มาและแนวเหตุผลในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติสำหรับนำมาช่วยใช้ในการวินิจฉัยทางการแพทย์
2. พัฒนาระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติแบบใหม่ในขอบข่ายงานของการสแกนแบบเชิงเส้นทางการ โดยให้สามารถประมาณค่าในช่วงของตำแหน่งข้อมูลที่ขาดหายไปและสามารถลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดในตำแหน่งที่มีข้อมูลได้ในเวลาเดียวกัน
3. ประเมินสมรรถนะของระเบียบวิธีที่ได้พัฒนาขึ้นมาพร้อมทั้งเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการสร้างกลับ และประสิทธิภาพในการคำนวณกับระเบียบวิธีที่ใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติที่นิยมใช้กัน
4. สามารถนำผลที่ได้จากระเบียบวิธีที่ใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติมาประมวลผลในภายหลังสำหรับการสร้างกลับเชิงเรขาคณิตของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางได้อย่างมีประสิทธิภาพ

1.3 งานวิจัยที่ผ่านมา

จากงานวิจัยในด้านการพัฒนาระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติที่ผ่านมา Rohling และทีมวิจัย [15] ได้รวบรวมและสรุประเบียบวิธีที่นิยมใช้กันไว้สามวิธีหลักๆ คือ ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงด้วยว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงที่ใกล้ที่สุด (Voxel Nearest-Neighbor : VNN interpolation), ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงด้วยพิกเซลบริเวณใกล้เคียงที่ใกล้ที่สุด (Pixel Nearest-Neighbor : PNN interpolation), และระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบถ่วงน้ำหนักตามระยะทาง (Distance-Weighted : DW interpolation) โดยระเบียบวิธี VNN นั้น แถวลำดับของว็อกเซลสามมิติ (3-D voxel array) จะถูกเติมด้วยค่าความเข้มของจุดภาพที่อยู่ในชุดภาพปัสแกนที่ใกล้ที่สุด จากนั้นว็อกเซลที่ยังไม่ถูกเติม (Unfilled voxel) จะถูกกำหนดให้มีค่าเท่ากับค่าในว็อกเซลที่ถูกเติม (Filled voxel) ที่ใกล้ที่สุดอีกครั้ง [16] ถึงแม้ว่าการสร้างกลับด้วยวิธีการนี้จะค่อนข้างง่ายและรวดเร็ว แต่ระเบียบวิธีนี้จะปรากฏสิ่งแปลกปลอม (Artifact) ในภาพสามมิติที่สร้างกลับคืนมาโดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อช่วงในการสุมภาพในทิศทางของการสแกนมีขนาดใหญ่ สำหรับระเบียบวิธี PNN นั้นเป็นวิธีที่ใช้หลักการรวมเชิงพื้นที่ (Spatial compounding) เมื่อมีข้อมูลที่จะเข้าไปอยู่ในว็อกเซลเดียวกันหลายค่า โดยเริ่มแรกนั้นแถวลำดับของว็อกเซลสามมิติจะถูกเติมด้วยค่าความเข้มของจุดภาพที่อยู่ในชุดภาพปัสแกนที่ใกล้ที่สุดเช่นเดียวกับระเบียบวิธี VNN หากในว็อกเซลที่จะถูกเติมมีข้อมูลที่จะนำไปใส่อยู่หลายค่า ข้อมูลเหล่านั้นจะถูกนำมาเฉลี่ยแล้วจึงค่อยเติมค่าเฉลี่ยนั้นลงไป ส่วนว็อกเซลที่ยังไม่ถูกเติมจะถูกกำหนดค่าลงไปด้วยการเฉลี่ยข้อมูลในว็อกเซลที่ถูกเติมในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง (Voxel neighborhood) ขนาด $3 \times 3 \times 3$ ว็อกเซล หากในบริเวณดังกล่าวยังไม่มีการเฉลี่ยของข้อมูลที่ถูกเติม จะทำการขยายขนาดของว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงจนกว่าจะมีการเฉลี่ยของข้อมูลในว็อกเซลที่ถูกเติมในบริเวณดังกล่าว [17]

สำหรับระเบียบวิธี DW นั้นข้อมูลของจุดภาพปัสแกนในพื้นที่บริเวณใกล้เคียง และมีศูนย์กลางอยู่ที่ว็อกเซลที่กำลังสนใจจะถูกถ่วงน้ำหนักตามระยะทางแบบผกผัน (Inverse distance-weights) ระหว่างว็อกเซลจุดศูนย์กลางไปยังจุดภาพเหล่านั้น จากนั้นจึงนำค่าที่ถูกถ่วงน้ำหนักมาเฉลี่ยเป็นค่าผลลัพธ์ของว็อกเซลจุดศูนย์กลางนั้น [18] เมื่อเปรียบเทียบระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN กับระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ PNN และ DW พบว่าระเบียบวิธี PNN และ DW ซึ่งใช้การดำเนินการแบบเฉลี่ย (Averaging operation) จะมีประสิทธิภาพในด้านการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดได้ดีกว่าระเบียบวิธี VNN อย่างไรก็ตามกระบวนการเฉลี่ยดังกล่าวมีแนวโน้มที่จะลดทอนองค์ประกอบความถี่สูงภายในภาพ และทำให้ขอบภาพมีความราบเรียบจนเกินไป [19]

เพื่อรักษาสภาพของขอบภาพและทำให้ความคมชัดในภาพดีขึ้น ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงด้วยการถ่วงน้ำหนักตามระยะทางแบบปรับตัวได้ (Adaptive Distance-Weighted : ADW interpolation) ได้ถูกพัฒนาขึ้นมาโดย Huang [20] เมื่อไม่นานมานี้ โดยเริ่มแรกระเบียบวิธี ADW จะทำการประมาณค่าเฉลี่ย (Mean) และค่าความแปรปรวน (Variance) ของแต่ละว็อกเซลจากจุดภาพที่อยู่ในชุดภาพปิสแกนในย่านที่กำหนด โดยถ่วงน้ำหนักค่าเฉลี่ยและค่าความแปรปรวนของว็อกเซลใดในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงอยู่ในเงื่อนไขพื้นที่เดียวกัน (Homogeneous region) กับข้อมูลในว็อกเซลศูนย์กลาง ว็อกเซลดังกล่าวนั้นจะถูกเซตให้มามีค่าถ่วงน้ำหนักเท่ากับหนึ่ง หรือก็คือเป็นการนำข้อมูลเหล่านั้นมาคำนวณหาค่าเฉลี่ยเลขคณิต (Arithmetic mean) แต่ถ้าค่าเฉลี่ย และค่าความแปรปรวนของว็อกเซลใดในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงอยู่ในเงื่อนไขพื้นที่เดียวกัน (Inhomogeneous region) กับข้อมูลในว็อกเซลศูนย์กลาง ว็อกเซลดังกล่าวนั้นจะถูกเซตให้มามีค่าถ่วงน้ำหนักเท่ากับศูนย์ หรือก็คือเป็นการกำจัดข้อมูลเหล่านั้นออกไป นอกเหนือจากเงื่อนไขข้างต้นแล้วถ่วงน้ำหนักค่าเฉลี่ยและค่าความแปรปรวนของว็อกเซลใดในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงอยู่ในเงื่อนไขของพื้นที่ที่มีการเปลี่ยนแปลง (Transition region) เมื่อเทียบกับข้อมูลในว็อกเซลศูนย์กลาง ว็อกเซลดังกล่าวนั้นจะถูกเซตให้มามีค่าถ่วงน้ำหนักแบบปรับตัวได้ตามระยะทางแบบผกผันคล้ายๆ กันกับระเบียบวิธี DW อย่างไรก็ตามถึงแม้ว่าระเบียบวิธี ADW จะมีประสิทธิภาพในการประมาณค่าในช่วง และการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดเมื่อเปรียบเทียบกับระเบียบวิธีอื่นๆ แต่ระเบียบวิธี ADW ดังกล่าวต้องการการคำนวณค่าสถิติในย่าน (Local statistic) แต่ละย่านซึ่งมีความซับซ้อน (Complexity) ที่สูง ส่งผลให้ระเบียบวิธีดังกล่าวไม่เหมาะที่จะนำมาใช้ในเชิงเวลาจริง

ดังนั้นในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะได้นำเสนอระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติแบบใหม่จากชุดภาพอัลตราซาวนด์สองมิติที่ได้จากการสแกนภาพแบบเชิงเส้นทางกลแตกต่างจากระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติแบบอื่นๆ ที่ถูกพัฒนาและนิยมนำมาใช้กันในขอบข่ายงานของการสแกนแบบถืออิสระ ระเบียบวิธีแบบใหม่ที่จะได้พัฒนาขึ้นมาจะใช้ประโยชน์จากรูปแบบความสัมพันธ์ของชุดภาพที่ได้จากการสแกนแบบเชิงเส้นทางกลเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการสร้างกลับทางเวลา ระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติแบบใหม่ที่จะได้นำเสนอนี้คือวงจรรองเร็กกูลาร์ไรซ์ซาวิตสกี-โกเลย์แบบวน (Cyclic Regularized Savitzky-Golay : CRSG filters) ซึ่งเป็นการพัฒนาระเบียบวิธีของวงจรรองซาวิตสกี-โกเลย์ (Savitzky-Golay : SG filters) [21] ต้นแบบออกไปในสองประเด็น ประเด็นแรกคือฟังก์ชันบ่งบอกการวนซ้ำ (Cyclic indicator function) จะถูกพัฒนาและนำมารวมเข้ากับฟังก์ชันกำลังสองน้อยสุด (Least-squares function) เพื่อทำให้วงจรรอง CRSG สามารถลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุด ณ ตำแหน่งที่มีข้อมูลของจุดภาพ และสามารถประมาณค่าระหว่างช่วงข้อมูลที่ไม่สม่ำเสมอ ณ ตำแหน่งที่ไม่มีข้อมูลของจุดภาพ ประเด็นที่สองคือฟังก์ชันในการเร็กกูลาร์ไรซ์ (Regularization

function) จะถูกพัฒนาและนำมารวมเข้ากับฟังก์ชันกำลังสองน้อยสุดเพื่อให้ระเบียบวิธีแบบใหม่นี้สามารถถ่วงดุลกันระหว่างระดับการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดและระดับในการรักษารายละเอียดของภาพ การประเมินสมรรถนะของวงจรรองที่ได้พัฒนาขึ้นมาจะเปรียบเทียบกับระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลัง (Post-process) ด้วยวงจรรองลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดปรับตัวได้ (Adaptive Speckle Reduction : ASR filters) [22], ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรองมัธยฐานถ่วงน้ำหนักปรับตัวได้ (Adaptive Weighted Median : AWM filters) [23], ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW และระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สังเคราะห์สามมิติและภาพอัลตราซาวนด์ของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง (Carotid artery bifurcation)

1.4 เป้าหมายและขอบเขตของงานวิจัย

พัฒนาระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติแบบใหม่ในขอบข่ายงานของการสแกนแบบเชิงเส้นทางกล โดยให้สามารถประมาณค่าในช่วงของของตำแหน่งข้อมูลที่ขาดหายไป และสามารถลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดในตำแหน่งที่มีข้อมูลได้ในเวลาเดียวกัน ประเมินสมรรถนะของระเบียบวิธีที่ได้พัฒนาขึ้นมาพร้อมทั้งเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการสร้างกลับและประสิทธิภาพในการคำนวณกับระเบียบวิธีที่ใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติที่นิยมใช้กัน

1.5 ขั้นตอนและวิธีดำเนินงาน

1. ศึกษาค้นคว้าถึงปัญหา สาเหตุ ความจำเป็น และวิธีการในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ
2. ศึกษาระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติจากงานวิจัยที่ผ่านมา
3. พัฒนาระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ โดยให้สามารถประมาณค่าในช่วง และลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดได้ในเวลาเดียวกัน
4. ประเมินสมรรถนะและผลการจำลองเปรียบเทียบกับระเบียบวิธีที่นิยมใช้กัน
5. วิเคราะห์ และสรุปผลงานวิจัย
6. เรียบเรียงและตีพิมพ์ผลงานวิจัย และจัดทำรายงานฉบับสมบูรณ์

1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ทำให้ทราบถึงขั้นตอน และวิธีการในการบันทึกข้อมูลชุดภาพปัสแกนสำหรับนำมาสร้างกลับเป็นภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ
2. ได้ระเบียบวิธีที่มีประสิทธิภาพในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ และสามารถทำงานได้ในเวลาจริง
3. เป็นแนวทางในการนำไปประยุกต์ใช้ในการสร้างกลับภาพสามมิติในภาพทางการแพทย์แบบอื่นๆ
4. ลดภาระของบุคลากรผู้เชี่ยวชาญและลดเวลาในการวินิจฉัยโรคในทางการแพทย์



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 2

การสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ

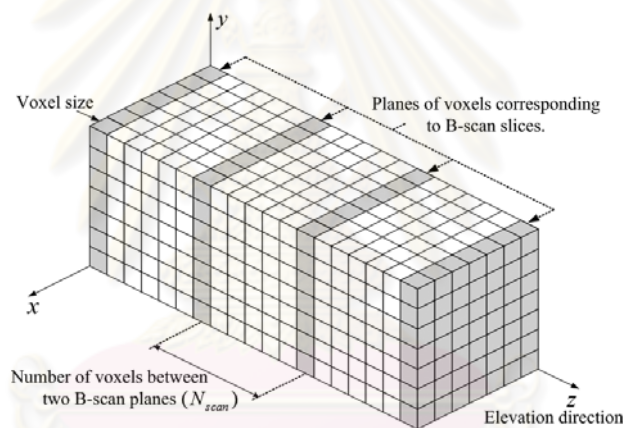
ระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติจากชุดภาพปีสแกน (B-scan) โดยทั่วไปนั้น ชุดภาพปีสแกนดังกล่าวจะได้มาจากระบบการสแกนแบบถืออิสระ (Freehand scanning) ดังที่ได้กล่าวไว้แล้วในบทที่ 1 อย่างไรก็ตามในงานวิจัยนี้จะได้พัฒนาระเบียบวิธีการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติในขอบข่ายงานของการสแกนแบบเชิงเส้นทางกล (Mechanical linear scanning framework) เพื่อใช้ประโยชน์จากรูปแบบความสม่ำเสมอของชุดภาพเหล่านั้นมาเพิ่มประสิทธิภาพในการสร้างกลับทางเวลาให้ดีขึ้น โดยในหัวข้อต่อไปจะได้กล่าวถึงการกำหนดแนวทางและขอบเขตของปัญหาในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติในขอบข่ายงานของการสแกนแบบดังกล่าว จากนั้นจึงจะนำเสนอระเบียบวิธีทางคณิตศาสตร์ที่มีผู้นำมาประยุกต์ใช้ในการแก้ปัญหาต่อไป

2.1 ระบบพิกัดเชิงปริมาตรสำหรับขอบข่ายงานของการสแกนแบบเชิงเส้นทางกล

ในขอบข่ายงานของการสแกนแบบเชิงเส้นทางกลนั้น ลำดับของชุดภาพปีสแกนที่บันทึกได้จากทรานสดิวเซอร์ที่ถูกเคลื่อนที่ด้วยกลไกที่ทำงานอย่างเที่ยงตรงและมีรูปแบบที่กำหนดไว้แล้วล่วงหน้า จะมีลักษณะที่ขนานกันและตั้งฉากกับทิศทางของการสแกน โดยความละเอียดในภาพปีสแกนที่บันทึกได้นั้น จะหมายถึงความถี่ "In-plane resolution" ซึ่งถูกกำหนดโดยความกว้างแถบของพัลส์ (Pulse bandwidth) และช่องเปิดของทรานสดิวเซอร์ (Transducer aperture) ในขณะที่ความละเอียดในทิศทางของการสแกน จะหมายถึงความถี่ "Elevation resolution" ซึ่งถูกกำหนดโดยความหนาของทรานสดิวเซอร์ (Transducer thickness) และช่วงของการซัดตัวอย่างในแนวเอลลิเวชัน (Elevation sampling interval) โดยทั่วไปแล้วความหนาของทรานสดิวเซอร์และช่วงของการซัดตัวอย่างในแนวเอลลิเวชันจะมีขนาดที่ใหญ่กว่าความกว้างแถบของพัลส์และช่องเปิดของทรานสดิวเซอร์ ดังนั้นจึงส่งผลให้ความละเอียดภายในภาพมีค่ามากกว่าความละเอียดในทิศทางของการสแกน [24]

รูปที่ 2.1 แสดงระบบพิกัดเชิงปริมาตรที่ใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติจากชุดภาพปีสแกนที่บันทึกได้ด้วยโพรบสามมิติที่มีการสแกนแบบเชิงเส้นทางกล ในการอธิบาย

การสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติในรูปแบบที่ 3 นั้น เราจะกำหนดตำแหน่งของว็อกเซล v ในแถวลำดับของว็อกเซลสามมิติ (3-D voxel array) ด้วย (i, j, k) เมื่อ i มีค่าในช่วง $\dots, -1, 0, 1, \dots$ j มีค่าในช่วง $\dots, -1, 0, 1, \dots$ และ k มีค่าในช่วง $\dots, -1, 0, 1, \dots$ กำหนดให้ $\dots, f_{-1}, f_0, f_1, \dots$ เป็นลำดับของชุดภาพอัลตราซาวด์แบบปีสแกนสองมิติ โดยที่ f_l คือฟังก์ชันสำหรับใช้เป็นตัวแทนของภาพปีสแกนสไลซ์ที่ l เมื่อ l มีค่าในช่วง $\dots, -1, 0, 1, \dots$ กำหนดให้ f เป็นฟังก์ชันบนแถวลำดับของว็อกเซล v สำหรับใช้เป็นตัวแทนของความเข้มในว็อกเซลที่ถูกเติมมาจากจุดภาพในฟังก์ชัน f_l และเนื่องจากมีปริมาณข้อมูลในแนวการสแกนที่ต่ำ ดังนั้นในรูปแบบที่ 3 จะเห็นว่าทุกๆ ระนาบที่มีระยะห่าง N_{SCAN} เท่านั้นจึงจะถูกเติมด้วยค่าความเข้มของจุดภาพที่บันทึกได้ โดย ว็อกเซลที่ถูกเติมดังกล่าวจะแสดงด้วยว็อกเซลที่ถูกแรเงา นั่นคือค่าความเข้ม f ในว็อกเซล $v(i, j, IN_{SCAN})$ จะถูกเซตให้มามีค่าเท่ากับ $v_l(i, j)$ ส่วนว็อกเซลที่เหลืออยู่และยังไม่ถูกเติมจะถูกเซตให้เป็นค่าใดๆ เช่นเซตให้มามีค่าเท่ากับ -1



รูปที่ 2.1 ระบบพิกัดเชิงปริมาตรที่ใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติจากชุดภาพปีสแกนที่บันทึกได้ด้วยโพรบสามมิติที่มีการสแกนแบบเชิงเส้นทางกล

นอกเหนือจากฟังก์ชัน f ที่นำมาใช้เป็นตัวแทนของความเข้มในว็อกเซลที่ถูกเติมมาจากจุดภาพในฟังก์ชัน f_l แล้ว ยังกำหนดให้ \tilde{f} เป็นฟังก์ชันบนแถวลำดับของว็อกเซล v สำหรับใช้เป็นตัวแทนของความเข้มในว็อกเซลที่ต้องการสร้างกลับ นั่นคือเราสามารถกำหนดแนวทางในการสร้างกลับ \tilde{f} ในว็อกเซลที่ไม่ถูกเติมมาจากจุดภาพในฟังก์ชัน f_l ได้โดยการประมาณค่าในช่วง (Interpolation) และสามารถลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดในว็อกเซลที่ถูกเติมมาจากจุดภาพในฟังก์ชัน f_l ได้โดยการประมาณค่า (Approximation) จากฟังก์ชัน f .

2.2 ระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ

ในหัวข้อนี้จะได้อธิบายถึงหลักการและการคำนวณของระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติที่จะนำมาใช้ในการประเมินประสิทธิภาพโดยเปรียบเทียบกับระเบียบวิธีที่ได้พัฒนาขึ้นมา

2.2.1 ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ Voxel Nearest-Neighbor (VNN Interpolation Algorithm)

ระเบียบวิธี VNN นั้น แถวลำดับของว็อกเซลสามมิติ (3-D voxel array) จะถูกเติมด้วยค่าความเข้มของจุดภาพที่อยู่ในชุดภาพปิดแแกนที่ใกล้ที่สุด จากนั้นว็อกเซลที่ยังไม่ถูกเติมจะถูกกำหนดให้มีค่าเท่ากับค่าในว็อกเซลที่ถูกเติมที่ใกล้ที่สุดอีกครั้ง [16] ถึงแม้ว่าการสร้างกลับด้วยวิธีการนี้จะค่อนข้างง่ายและรวดเร็ว แต่ระเบียบวิธีนี้จะปรากฏสิ่งแปลกปลอมในภาพสามมิติที่สร้างกลับคืนมาโดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อช่วงในการสุ่มภาพในทิศทางของการสแกนมีขนาดที่ใหญ่ ดังนั้นผลการสร้างกลับที่ได้จากระเบียบวิธีดังกล่าวนี้จึงต้องนำมาประมวลผลในภายหลัง (Post-processing) ด้วยวงจรกรองสำหรับลดทอนสัญญาณรบกวนในภาพอัลตราซาวนด์เพื่อทำให้ภาพที่ได้จากการสร้างกลับมีความราบเรียบและสามารถนำไปใช้ในกระบวนการแยกส่วนภาพต่อได้อย่างมีประสิทธิภาพโดยระเบียบวิธีของวงจรกรองที่นิยมใช้กันมีดังต่อไปนี้

2.2.1.1 วงจรกรองลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดปรับตัวได้ (Adaptive Speckle Reduction Filters)

วงจรกรองลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดปรับตัวได้ อาศัยหลักการประมาณค่าอัตราส่วนสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน (Signal to Noise Ratio : SNR) จากค่าเชิงสถิติในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง (Voxel neighborhood) ด้วยอัตราส่วนของค่าความแปรปรวนและค่าเฉลี่ยเพื่อแยกความแตกต่างระหว่างหมวดของโครงสร้างภาพ Fully Formed Speckle (FFS) และ Non-Randomly distributed with Long-Range order (NRLR) ซึ่งเป็นหมวดของสัญญาณที่สะท้อนกลับมา (อธิบายในภาคผนวก ก) [22] โดยมีรูปแบบสมการของวงจรกรองดังนี้

$$g_{\{i,j,k\}} = \mu_{\{i,j,k\}} + \eta(f_{\{i,j,k\}} - \mu_{\{i,j,k\}}), \quad (2.1)$$

เมื่อ $g_{\{i,j,k\}}$ คือค่าความเข้มเอาต์พุตของวงจรกรอง

$f_{\{i,j,k\}}$ คือค่าความเข้ม ณ ตำแหน่งศูนย์กลางของว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง
 $\mu_{\{i,j,k\}}$ คือค่าเฉลี่ยของความเข้มข้อมูลในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง

โดยค่าสัมประสิทธิ์ในการปรับตัว η สามารถคำนวณได้จาก

$$\eta = \frac{v - \mu_n}{v}, \quad (2.2)$$

และ

$$v = \frac{\sigma_{\{i,j,k\}}^2}{\mu_{\{i,j,k\}}} = \frac{1}{\text{SNR}}, \quad (2.3)$$

เมื่อ $\sigma_{\{i,j,k\}}^2$ เป็นค่าความแปรปรวนของข้อมูลในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงและ

μ_n เป็นค่าเฉลี่ยของสัญญาณรบกวนในย่าน FFS

โดยค่าสัมประสิทธิ์ในการปรับตัว η จะสนใจในช่วงค่าเท่ากับศูนย์จนถึงหนึ่ง $0 \leq \eta \leq 1$ เพื่อให้ค่าเอาต์พุตที่ได้มีค่าอยู่ในช่วงเท่ากับค่าเดิมกับค่าเฉลี่ย ดังนั้นในบางครั้งจึงมีผู้เรียกชื่อวงจรกรองนี้ว่า วงจรกรองที่มีพื้นฐานการเฉลี่ยแบบปรับตัวได้ (Adaptive mean-based filter) [25]

2.2.1.2 วงจรกรองมัธยฐานถ่วงน้ำหนักแบบปรับตัวได้ (Adaptive Weighted Median Filters)

วงจรกรองมัธยฐานถ่วงน้ำหนักแบบปรับตัวได้พัฒนามาจากวงจรกรองมัธยฐานโดยการประมาณค่า SNR ในย่านของข้อมูลที่กำลังสนใจเช่นเดียวกับในวงจรกรองลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดปรับตัวได้มาใช้ในการคำนวณฟังก์ชันถ่วงน้ำหนักดังสมการ

$$w_{\{i,j,k\}} = \left\lfloor w_c - c \cdot d_{\{i,j,k\}} \cdot \frac{\sigma_{\{i,j,k\}}^2}{\mu_{\{i,j,k\}}} \right\rfloor, \quad (2.4)$$

เมื่อ c คือค่าคงที่ในการสเกล

$d_{\{i,j,k\}}$ คือระยะทางจากศูนย์กลางหน้าต่างวงจรถ่วงน้ำหนักไปยังตำแหน่งข้อมูลที่ถูกเติมในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง

w_c คือค่าถ่วงน้ำหนัก ณ ตำแหน่งศูนย์กลางของว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง

$\mu_{\{i,j,k\}}$ คือค่าเฉลี่ยของความเข้มข้อมูลในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง

$\sigma_{\{i,j,k\}}^2$ เป็นค่าความแปรปรวนของข้อมูลในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงและ

$\lfloor \cdot \rfloor$ คือฟังก์ชัน floor สำหรับใช้ในการปัดจุดทศนิยมเพื่อให้ค่าภายในฟังก์ชันเป็นจำนวนเต็มทีใกล้เคียงที่สุดทางฝั่งศูนย์

โดยหากค่าอัตราส่วนความแปรปรวนต่อค่าเฉลี่ย $\sigma_{\{i,j,k\}}^2 / \mu_{\{i,j,k\}}$ มีค่าต่ำ เอادتพุตของวงจรรองมัธยฐานถ่วงน้ำหนักแบบปรับตัวได้จะคำนวณจากค่ามัธยฐานของข้อมูลซึ่งสอดคล้องกับฟังก์ชันถ่วงน้ำหนักในสมการข้างต้นในย่านของข้อมูลที่กำลังสนใจ หาก $\sigma_{\{i,j,k\}}^2 / \mu_{\{i,j,k\}}$ มีค่าสูง เอادتพุตที่ได้จะถูกไบแอสให้มีความเท่ากับความเข้มเดิม [23]

ตัวอย่าง สมมุติคำนวณฟังก์ชันถ่วงน้ำหนักของลำดับข้อมูล $\{f_{\{i,j,k\},1}, f_{\{i,j,k\},2}, f_{\{i,j,k\},3}\}$ ได้ค่า $w_{\{i,j,k\},1} = 1$, $w_{\{i,j,k\},2} = 3$, และ $w_{\{i,j,k\},3} = 2$, ดังนั้นเอادتพุต $g_{\{i,j,k\}}$ หาได้จาก

$$g_{\{i,j,k\}} = \text{median}\{f_{\{i,j,k\},1}, f_{\{i,j,k\},2}, f_{\{i,j,k\},2}, f_{\{i,j,k\},2}, f_{\{i,j,k\},3}, f_{\{i,j,k\},3}\}. \quad (2.5)$$

หากค่าของฟังก์ชันถ่วงน้ำหนัก $w_{\{i,j,k\}}$ ในหน้าต่างวงจรรองบริเวณใดๆ มีค่าติดลบ จะทำการปิดค่าดังกล่าวให้เท่ากับศูนย์หรือไม่มีการถ่วงน้ำหนักค่าข้อมูล ณ ตำแหน่งนั้น ด้วยความง่ายในตัวระเบียบวิธีของวงจรรองนี้ จึงทำให้เป็นวงจรรองที่นิยมนำมาประยุกต์ใช้ในงานด้านต่างๆ

2.2.2 ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ Pixel Nearest-Neighbor (PNN Interpolation Algorithm)

สำหรับระเบียบวิธี PNN นั้น เป็นวิธีที่ใช้หลักการรวมเชิงพื้นที่ (Spatial compounding) เมื่อมีข้อมูลที่จะเข้าไปอยู่ในว็อกเซลเดียวกันหลายๆ ค่า โดยเริ่มแรกนั้นแถวลำดับของว็อกเซลตามมิติจะถูกเติมด้วยค่าความเข้มของจุดภาพที่อยู่ในชุดภาพปีสแกนที่ใกล้ที่สุดเช่นเดียวกับระเบียบวิธี VNN หากในว็อกเซลที่จะถูกเติมมีข้อมูลที่จะนำไปใส่อยู่หลายค่า ข้อมูลเหล่านั้นจะถูกนำมาเฉลี่ยแล้วจึงค่อยเติมค่าเฉลี่ยนั้นลงไป ส่วนว็อกเซลที่ยังไม่ถูกเติมจะถูกกำหนดค่าลงไปด้วยการเฉลี่ยข้อมูลในว็อกเซลที่ถูกเติมในบริเวณใกล้เคียงขนาด $3 \times 3 \times 3$ ว็อกเซล หากในบริเวณดังกล่าวยังไม่มีการเติมข้อมูล จะทำการขยายขนาดของว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงไปเป็น $5 \times 5 \times 5$, $7 \times 7 \times 7$, ... ว็อกเซล จนกว่าจะมีการเฉลี่ยของข้อมูลในว็อกเซลที่ถูกเติมในบริเวณดังกล่าว [17]

2.2.3 ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ Distance-Weighted (DW Interpolation Algorithm)

สำหรับระเบียบวิธี DW นั้นข้อมูลของจุดภาพที่อยู่ในชุดภาพปีสแกนในย่าน (Local neighborhood) ที่มีศูนย์กลางอยู่ที่ว็อกเซลที่กำลังสนใจ จะถูกถ่วงน้ำหนักตามระยะทางแบบผกผัน (Inverse distance-weights) ระหว่างว็อกเซลจุดศูนย์กลางไปยังจุดภาพเหล่านั้น จากนั้นจึง

นำค่าที่ถูกถ่วงน้ำหนักมาเฉลี่ยเป็นค่าผลลัพธ์ของว็อกเซลจุดศูนย์กลางนั้น [18] โดยค่าเอาต์พุตของระเบียบวิธี DW สามารถเขียนได้ดังสมการ

$$g_{\{i,j,k\}} = \frac{\sum_{\Psi} W_{\{i,j,k\}} f_{\{i,j,k\}}}{\sum_{\Psi} W_{\{i,j,k\}}} \quad (2.16)$$

โดยที่ Ψ คือโดเมนของว็อกเซลที่ถูกเติมในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง $V_{\{i,j,k\}}$, $f_{\{i,j,k\}}$ คือความเข้มของว็อกเซลที่ถูกเติมในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง $W_{\{i,j,k\}}$ คือฟังก์ชันถ่วงน้ำหนักแบบผกผันตามระยะทางได้โดยสามารถเขียนได้ดังสมการ

$$W_{\{i,j,k\}} = \frac{1}{d_{\{i,j,k\}}} \quad (2.17)$$

เมื่อ $d_{\{i,j,k\}}$ คือระยะทางจากศูนย์กลางหน้าต่างวงจรรอบไปยังตำแหน่งข้อมูลที่ถูกเติมในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง

2.2.4 ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ Adaptive Distance-Weighted (ADW Interpolation Algorithm)

ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ Adaptive Distance-Weighted (ADW interpolation) ได้ถูกพัฒนาขึ้นมาเพื่อคงสภาพของขอบภาพและทำให้ความคมชัดภายในภาพดีขึ้น โดยเริ่มแรกระเบียบวิธี ADW จะทำการประมาณค่าเฉลี่ย (Mean) และค่าความแปรปรวน (Variance) ของแต่ละว็อกเซลจากจุดภาพที่อยู่ในชุดภาพปัสแกนในย่าน (Local neighborhood) ที่กำลังสนใจ โดยถ้าค่าเฉลี่ย และค่าความแปรปรวนของว็อกเซลใดในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง (Voxel neighborhood) อยู่ในเงื่อนไขพื้นที่เดียวกัน (Homogeneous region) กับข้อมูลในว็อกเซลศูนย์กลาง ว็อกเซลดังกล่าวนั้นจะถูกเซตให้มีค่าถ่วงน้ำหนักเท่ากับหนึ่ง หรือก็คือเป็นการนำข้อมูล เหล่านั้นมาคำนวณหาค่าเฉลี่ยเลขคณิต (Arithmetic mean) แต่ถ้าค่าเฉลี่ย และค่าความแปรปรวนของว็อกเซลใดในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงอยู่ในเงื่อนไขไม่อยู่ในพื้นที่เดียวกัน (Inhomogeneous region) กับข้อมูลในว็อกเซลศูนย์กลาง ว็อกเซลดังกล่าวนั้นจะถูกเซตให้มีค่าถ่วงน้ำหนักเท่ากับศูนย์ หรือก็คือเป็นการกำจัดข้อมูลเหล่านั้นออก นอกเหนือจากเงื่อนไขข้างต้นแล้วถ้าค่าเฉลี่ย และค่าความแปรปรวนของว็อกเซลใดในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงอยู่ในเงื่อนไขพื้นที่ที่มีการเปลี่ยนแปลง (Transition region) และมีความสัมพันธ์กับข้อมูลในว็อกเซลศูนย์กลาง ว็อกเซลดังกล่าวนั้นจะถูกเซตให้มีค่าถ่วงน้ำหนักแบบปรับตัวได้ตามระยะทางแบบผกผันเช่นเดียวกับระเบียบวิธี DW [20] โดยค่าเอาต์พุตของระเบียบวิธี ADW, $g_{\{i,j,k\}}$ สามารถเขียนได้ดังสมการ

$$g_{\{i,j,k\}} = \frac{\sum_{\Psi} W_{\{i,j,k\}} f_{\{i,j,k\}}}{\sum_{\Psi} W_{\{i,j,k\}}} \quad (2.18)$$

โดยที่ Ψ คือโดเมนของว็อกเซลที่ถูกเติมและอยู่ในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงของว็อกเซลที่ต้องการจะประมาณค่า, $f_{\{i,j,k\}}$ คือค่าความเข้มของว็อกเซลที่ถูกเติมและอยู่ในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงของว็อกเซลที่ต้องการจะประมาณค่า และ $W_{\{i,j,k\}}$ คือฟังก์ชันถ่วงน้ำหนักแบบปรับตัวได้โดยสามารถเขียนได้ดังสมการ

$$W_{\{i,j,k\}} = \begin{cases} 0, & \text{if } \frac{\sigma_{\{i,j,k\}}^2}{\mu_{\{i,j,k\}}} \leq H_0 \text{ and } f_{\{i,j,k\}} \notin [\mu_{\{i,j,k\}} - \sigma_{\{i,j,k\}}, \mu_{\{i,j,k\}} + \sigma_{\{i,j,k\}}], \\ 1, & \text{if } \frac{\sigma_{\{i,j,k\}}^2}{\mu_{\{i,j,k\}}} \leq H_0 \text{ and } f_{\{i,j,k\}} \in [\mu_{\{i,j,k\}} - \sigma_{\{i,j,k\}}, \mu_{\{i,j,k\}} + \sigma_{\{i,j,k\}}], \\ \frac{1}{d_{\{i,j,k\}}^\alpha}, & \text{if } \frac{\sigma_{\{i,j,k\}}^2}{\mu_{\{i,j,k\}}} > H_0, \quad \alpha = b \left(\frac{\sigma_{\{i,j,k\}}^2}{\mu_{\{i,j,k\}}} - H_0 \right) + 1, \end{cases} \quad (2.19)$$

- เมื่อ $\sigma_{\{i,j,k\}}$ คือค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของความเข้มในว็อกเซลที่ถูกเติมโดยสามารถคำนวณหาค่าได้จากข้อมูลที่อยู่ในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงกับว็อกเซลที่ถูกเติมนี้ๆ
- $\mu_{\{i,j,k\}}$ คือค่าเฉลี่ยของความเข้มในว็อกเซลที่ถูกเติมโดยสามารถคำนวณหาค่าได้จากข้อมูลที่อยู่ในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงกับว็อกเซลที่ถูกเติมนี้ๆ
- $d_{\{i,j,k\}}$ คือระยะทางจากตำแหน่งของว็อกเซลที่ถูกเติม $f_{\{i,j,k\}}$ ไปยังตำแหน่งว็อกเซลที่ต้องการจะประมาณค่า $g_{\{i,j,k\}}$
- b คือค่าพารามิเตอร์สำหรับถ่วงดุลกันระหว่างระดับความราบเรียบและระดับในการรักษาขอบภาพโดยปกติจะเซตให้มีค่าอยู่ในช่วง 0 ถึง 1
- H_0 คือค่าระดับในการการแยกกลุ่มข้อมูลของว็อกเซลที่ถูกเติมว่าควรจะอยู่ในพื้นที่ใดเมื่อเปรียบเทียบกับข้อมูล ณ ตำแหน่งศูนย์กลางของว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงที่ต้องการจะประมาณค่า

โดยค่า H_0 นี้จะหาได้จากการสุ่มหาค่าสถิติ (Local statistic) ของพื้นที่ที่มีลักษณะเป็นแบบเดียวกันเดียวกัน (Homogeneous region) ในแต่ละย่าน นั่นคือผู้ใช้จะต้องเลือกสุ่มคำนวณหาค่าเฉลี่ยและค่าความแปรปรวนในพื้นที่ที่มีลักษณะเป็นแบบเดียวกันเดียวกันหลายๆ ที่ภายในภาพ จากนั้นจึงนำค่าความแปรปรวนมาพล็อตเทียบกับค่าเฉลี่ยที่สอดคล้องกันในแต่ละพื้นที่ในแนวแกนตั้งและแนวแกนนอนตามลำดับ ข้อมูลที่ถูกนำมาพล็อตจะถูกนำมาประมาณด้วยฟังก์ชันเส้นตรงอันดับหนึ่งแบบกำลังสองน้อยสุดอีกครั้ง โดยค่า H_0 ที่คำนวณได้ก็คือค่าสัมประสิทธิ์ความชันของฟังก์ชันเส้นตรงที่นำไปฟิตข้อมูลที่ได้อีกกล่าวมาในข้างต้น

บทที่ 3

การสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติบนพื้นฐานของ วงจรรองซาวิตซกี-โกเลย์

ในบทที่ 3 นี้จะได้นำเสนอปัญหาและวิธีการปรับปรุงวงจรรองซาวิตซกี-โกเลย์ (Savitzky-Golay : SG filter) ดั้งเดิมไปเป็นวงจรรองซาวิตซกี-โกเลย์แบบวน (Cyclic Savitzky-Golay : CSG filter) สำหรับนำมาประยุกต์ใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติในขอบข่ายงานของการสแกนแบบเชิงเส้นทางการ หลังจากนั้นก็จึงจะนำเสนอวงจรรองเร็กกูลาร์ไรซ์ซาวิตซกี-โกเลย์แบบวน (Cyclic Regularized Savitzky-Golay : CRSG filter) โดยการนำเทคนิคในการเร็กกูลาร์ไรซ์ไปรวมกับฟังก์ชันจุดประสงค์ของระเบียบวิธี CSG เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการประมาณค่าในช่วงข้อมูลที่ขาดหายไป พร้อมทั้งลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดภายในภาพให้ดีขึ้นในเวลาเดียวกัน

3.1 ระเบียบวิธีของวงจรรองซาวิตซกี-โกเลย์ต้นแบบ

วงจรรองซาวิตซกี-โกเลย์ (SG) ต้นแบบนั้นจะเป็นวงจรรองหนึ่งมิติสำหรับใช้ในการลดทอนสัญญาณรบกวนในข้อมูลที่บันทึกได้จากเครื่องสเปกโตรมิเตอร์ (Spectrometer) [21] โดยใช้หลักการในการฟิตฟังก์ชันพหุนามแบบกำลังสองน้อยสุด (Least squares polynomial fitting) บนลำดับของกลุ่มข้อมูลตัวอย่าง $f(t_i)$ เพื่อประมาณค่าที่ปราศจากสัญญาณรบกวน $\tilde{f}(t_i)$ ภายใต้เงื่อนไขบังคับที่ว่า t_i จะต้องมีค่าเท่ากับ $t_0 + \Delta i$ เมื่อ Δ คือค่าคงที่ของระยะห่างระหว่างข้อมูล และ $i = \dots, -1, 0, 1, \dots$

ระเบียบวิธีของวงจรรอง SG ต้นแบบจะเริ่มจากการพิจารณาลำดับข้อมูล f_i เมื่อ $i = \dots, -1, 0, 1, \dots$ และนิยามฟังก์ชันพหุนาม g_i ที่มีอันดับเท่ากับ K บนตำแหน่งข้อมูลในหน้าต่างวงจรรองที่มีตัวแปรต้นคือ m เมื่อ $m = \{-M : M\}$, นั่นคือ m มีค่าอยู่ในช่วง $-M, \dots, -1, 0, 1, \dots, M$ ดังสมการ

$$g_i(m) = \sum_{k=0}^K a_i(k)m^k, \quad (3.1)$$

โดยในแต่ละตำแหน่ง i นั้น วงจรกรอง SG จะคำนวณค่าเอาต์พุต \tilde{f}_i ด้วยการพิตฟังก์ชันพหุนาม g_i แบบกำลังสองน้อยไปยังข้อมูล $f_{i-M}, \dots, -1, 0, 1, \dots, f_{i+M}$ จากนั้นจะเลือกค่าเอาต์พุตของวงจรกรอง ณ ตำแหน่งศูนย์กลางของฟังก์ชันพหุนามในหน้าต่างวงจรกรองที่ตำแหน่ง $m=0$, ส่งผลให้เอาต์พุตของวงจรกรอง ณ ตำแหน่งที่ i ในสมการที่ (3.1) มีค่าดังสมการ

$$\tilde{f}_i = g_i(0) = a_i(0). \quad (3.2)$$

ในการหาค่าเอาต์พุตของวงจรกรอง SG ซึ่งมีค่าเท่ากับค่าสัมประสิทธิ์ $a_i(0)$ ในสมการที่ (3.2) นั้นจะสามารถทำได้โดยการกำหนดรูปแบบของปัญหาแบบกำลังสองน้อยสุดด้วยฟังก์ชันจุดประสงค์ (Objective function) ซึ่งมีความสัมพันธ์ดังสมการ

$$\varepsilon_i = \sum_{m=-M}^M (g_i(m) - f_{i+m})^2, \quad (3.3)$$

และฟังก์ชันพหุนามที่ได้นิยามไว้ในสมการที่ (3.1) จะถูกนำมาเขียนจัดเรียงใหม่ให้อยู่ในรูปแบบของผลคูณระหว่างเวกเตอร์ของค่าความผิดพลาด (Error vector) ได้ดังสมการ

$$\varepsilon_i = \vec{e}_i^T \vec{e}_i, \quad (3.4)$$

เมื่อ

$$\vec{e}_i = \mathbf{A}\vec{a}_i - \vec{f}_i = \begin{bmatrix} (-M)^0 & (-M)^1 & \dots & (-M)^K \\ (-M+1)^0 & (-M+1)^1 & \dots & (-M+1)^K \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0^0 & 0^1 & \dots & 0^K \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ (M-1)^0 & (M-1)^1 & \dots & (M-1)^K \\ M^0 & M^1 & \dots & M^K \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_i(0) \\ a_i(1) \\ \vdots \\ a_i(K) \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} f_{i-M} \\ f_{i-M+1} \\ \vdots \\ f_i \\ \vdots \\ f_{i+M-1} \\ f_{i+M} \end{bmatrix}, \quad (3.5)$$

เมื่อ $\vec{a}_i = [a_i(k); k=1, 2, \dots, K]^T$, $\vec{f}_i = [f_{i+m}; m=-M, \dots, 0, \dots, M]^T$, และสมาชิกของเมตริกซ์ \mathbf{A} มีค่าเท่ากับ

$$\mathbf{A}_{qr} = m(q)^{k(r)}, \quad (3.6)$$

เมื่อ $m(q) = q - M - 1$ สำหรับ $q = 1, 2, \dots, (2M + 1)$, และ $k(r) = r - 1$ สำหรับ $r = 1, 2, \dots, (K + 1)$. จากการนิยามเวกเตอร์ในสมการที่ (3.4) และ (3.5) ทำให้เราสามารถเขียนฟังก์ชันจุดประสงค์ในสมการที่ (3.3) ข้างต้นให้อยู่ในรูปแบบของเมตริกซ์และเวกเตอร์ได้ดังสมการ

$$\varepsilon_i = (\mathbf{A}\vec{a}_i - \vec{f}_i)^T (\mathbf{A}\vec{a}_i - \vec{f}_i), \quad (3.7)$$

ผลเฉลยทั่วไปของเวกเตอร์ \vec{a}_i ที่ถูกกำหนดภายใต้เงื่อนไขที่ทำให้เกิดค่าความผิดพลาดกำลังสองน้อยสุดในสมการที่ (3.7) สามารถทำการหาค่าที่เหมาะสมที่สุด (Optimization) ได้ดังสมการ

$$\vec{a}_i = (\mathbf{A}^T \mathbf{A})^{-1} (\mathbf{A}^T \vec{f}_i), \quad (3.8)$$

ค่าสัมประสิทธิ์ $a_i(0)$ ซึ่งใช้เป็นค่าเอาต์พุต $g_i(0)$ ของวงจรรอง SG คือค่าสมาชิกตัวแรกของเวกเตอร์ \vec{a}_i ดังที่ได้นิยามไว้ในสมการที่ (3.5) และสามารถเขียนกำหนดเพื่อหาค่าได้ดังสมการ

$$g_i(0) = a_i(0) = \{(\mathbf{A}^T \mathbf{A})^{-1} \mathbf{A}^T\}_1 \vec{f}_i, \quad (3.9)$$

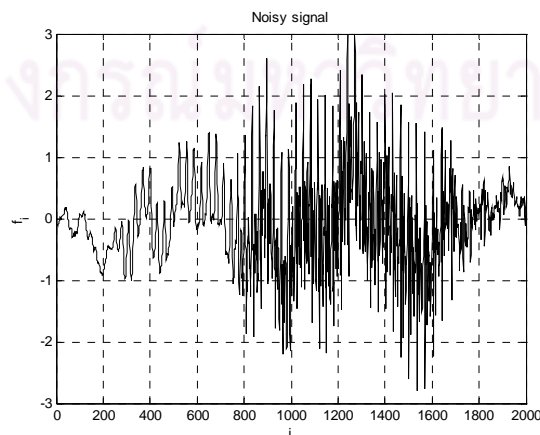
เมื่อ $\{ \}_1$ คือสัญกรณ์ที่ระบุว่าเวกเตอร์แนวอนแนวแรกของเมตริกซ์ที่อยู่ในสัญกรณ์ดังกล่าว โดยจะสังเกตเห็นได้ว่าค่าสัมประสิทธิ์ $a_i(0)$ ในสมการที่ (3.9) คือค่าที่ได้จากการทำผลคูณภายใน (Inner product) ระหว่างเวกเตอร์แนวอนแนวแรกของเมตริกซ์ที่อยู่ในสัญกรณ์ $\{ \}_1$ และเวกเตอร์ข้อมูล \vec{f}_i ดังนั้นเราสามารถเขียนลดรูปสมการผลเฉลยของวงจรรอง SG ให้อยู่ในรูปของผลรวมเชิงเส้นได้ดังสมการ

$$\vec{f}_i = g_i(0) = \sum_{q=1}^{2M+1} \alpha_q f_{i-m-1+q}, \quad (3.10)$$

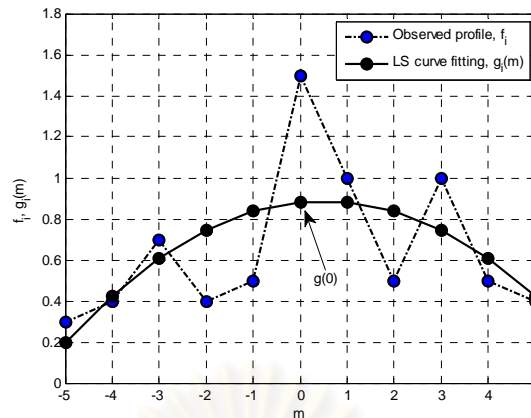
เมื่อ

$$\alpha_q = \{(\mathbf{A}^T \mathbf{A})^{-1} \mathbf{A}^T \vec{u}_q\}_1, \quad (3.11)$$

เครื่องหมาย \vec{u}_q ในสมการที่ (3.11) คือเวกเตอร์หนึ่งหน่วยซึ่งมีค่าเท่ากับหนึ่งที่ตำแหน่ง q th

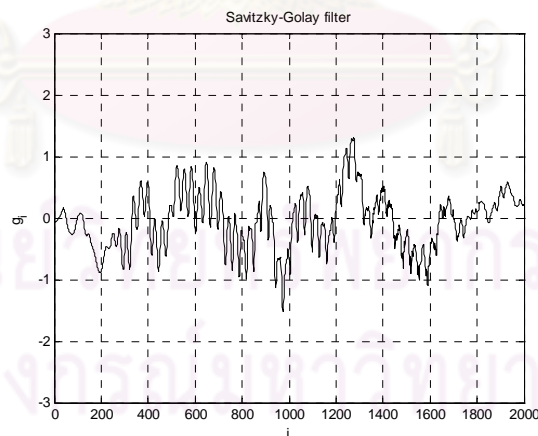


รูปที่ 3.1 ตัวอย่างฟังก์ชัน f ที่ประกอบไปด้วยสัญญาณรบกวนชุดหนึ่ง



รูปที่ 3.2 การประมาณกลุ่มข้อมูล f ที่ตำแหน่ง $m = 0$ ด้วยฟังก์ชันพหุนาม g_i อันดับ 2 ขนาด $M = 5$

รูปที่ 3.1 แสดงตัวอย่างฟังก์ชันหนึ่งมิติ f ที่ถูกรบกวนด้วยสัญญาณรบกวนชุดหนึ่ง โดยเราจะนำข้อมูลในช่วงที่เราสนใจมาเก็บไว้ในหน้าต่างวงจรรองดังแสดงในรูปที่ 3.2 ในช่วง $m = [-5, \dots, 0, \dots, 5]$ จากนั้นจึงใช้ฟังก์ชันพหุนามอันดับสองฟิตกลุ่มข้อมูลที่เราสนใจ โดยเอาดีฟิวดนต์ตำแหน่งศูนย์กลางของหน้าต่างวงจรรอง $m = 0$ ก็คือค่า ณ ตำแหน่งตรงกลางของฟังก์ชันพหุนาม $g_i(m=0)$ ที่ประมาณค่าได้ และเมื่อทำเช่นเดียวกันกับทุก ๆ ข้อมูลในช่วงหน้าต่างวงจรรองจะได้ผลลัพธ์หลังการกรองดังแสดงในรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 ผลลัพธ์หลังผ่านวงจรรองซาวิตซกี-โกลเลย์ต้นแบบ

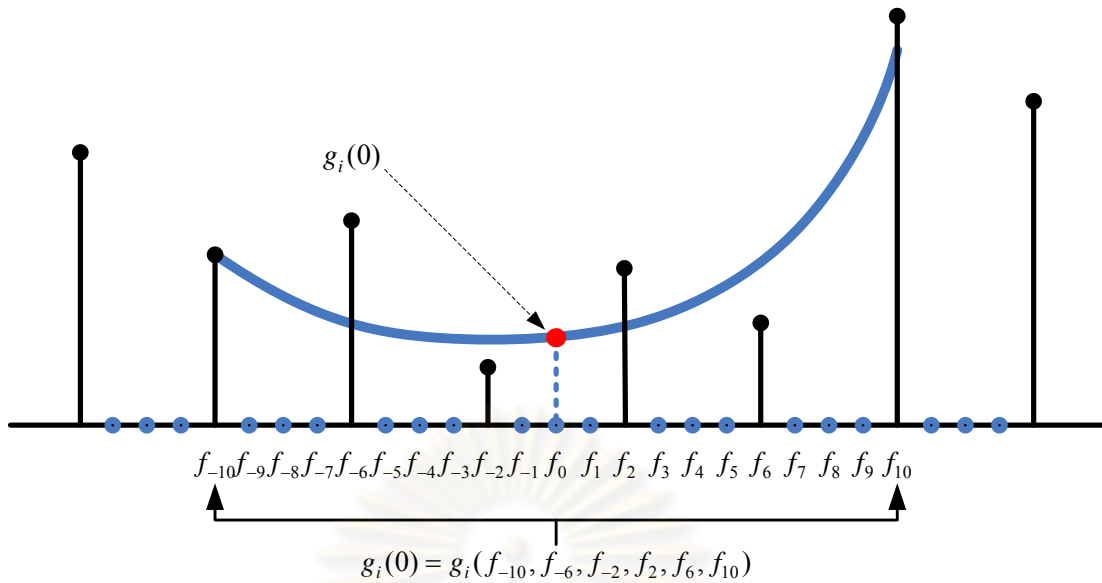
จากสมการที่ (3.10) แสดงถึงค่าสัมประสิทธิ์ที่มีอยู่ของ α_q ซึ่งสามารถจะช่วยให้เราสามารถคำนวณหาค่าของการประมาณฟังก์ชันพหุนามกำลังสองน้อยสุดบนกลุ่มของข้อมูลโดยอาศัยการคำนวณหาผลรวมเชิงเส้น (Linear combination) ของกลุ่มข้อมูล f_{i+m} กับค่าสัมประสิทธิ์ α_1

$\dots, \alpha_{(2M+1)}$ เท่านั้น โดยค่าสัมประสิทธิ์ α_q จะขึ้นอยู่กับค่าเมตริกซ์ \mathbf{A} และค่าเมตริกซ์ \mathbf{A} ที่สร้างขึ้นนั้นจะเป็นค่าคงที่สำหรับทุก ๆ ตำแหน่งข้อมูล i จึงทำให้เราคำนวณหาค่า α_q เพียงครั้งเดียวสำหรับการสร้างวงจรรอง SG นี้ ส่งผลให้กระบวนการดังกล่าวมีความรวดเร็วและมีความซับซ้อนน้อยลง

3.2 การกำหนดแนวทางของวงจรรองซาวีสกี-โกเลย์แบบวน

เหตุที่มาของการนำวงจรรอง SG ต้นแบบมาพัฒนาต่อสำหรับการนำมาประยุกต์ใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติในขอบข่ายงานของการสแกนแบบเชิงเส้นทางกลนั้นเนื่องมาจาก ที่ผ่านมวงจรรองดังกล่าวได้ถูกพัฒนาสำหรับใช้ในการลดทอนสัญญาณรบกวนในภาพอัลตราซาวนด์สองมิติได้อย่างมีประสิทธิภาพ [26, 27] อย่างไรก็ตามดังที่ได้อธิบายไว้ในหัวข้อที่ 3.1 ในข้างต้นไว้แล้วว่าการทำงานของวงจรรอง SG จะขึ้นอยู่กับเงื่อนไขบังคับของตำแหน่งข้อมูล t_i นั่นคือวงจรรอง SG จะสามารถประมาณค่าข้อมูล $\tilde{f}(t_i)$ ได้เฉพาะตำแหน่งที่มีข้อมูล $f(t_i)$ ได้เท่านั้น ยิ่งไปกว่านั้นตำแหน่งของข้อมูลที่จะถูกนำมาใช้ในการพิตเส้นโค้งจะต้องมีระยะห่างระหว่างแต่ละตำแหน่งข้อมูล Δ ที่เท่ากันและเหมือนกัน (Equally and likely spaced data) สำหรับทุก ๆ ตำแหน่ง t_i , แต่ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติบนพื้นฐานของขอบข่ายงานการสแกนแบบเชิงเส้นทางกลนั้น นอกเหนือจากข้อมูลที่บันทึกได้จะถูกกรองด้วยสัญญาณรบกวนแบบจุดแล้ว ชุดภาพปีสแกนแบบตัดขวางที่บันทึกได้จะมีลักษณะที่ Sparse หรือก็คือมีความละเอียดของจำนวนภาพในแนวเอลลิเวชันที่ต่ำ ไม่เพียงพอที่จะนำมาแสดงผลเป็นภาพสามมิติ ดังนั้นเราจะต้องทำการประมาณค่าในช่วงข้อมูลที่ขาดหายไปเพื่อเพิ่มความละเอียดของข้อมูลภาพ พร้อมทั้งชดเชยความผิดเพี้ยนของสัญญาณอันเนื่องมาจากสัญญาณรบกวนแบบจุดที่เกิดขึ้นในขั้นตอนของการบันทึกข้อมูล

จากเงื่อนไขบังคับที่ได้อธิบายไว้ในข้างต้น ส่งผลทำให้การนำวงจรรอง SG ต้นแบบมาประยุกต์ใช้งานดังกล่าวไม่อาจทำได้โดยตรง เนื่องจากรูปแบบของระยะห่าง Δ ในแต่ละตำแหน่งข้อมูลเมื่อมาอยู่ในแถวลำดับเชิงปริมาตรสามมิติแล้ว จะมีลักษณะที่ไม่เท่ากันและเปลี่ยนแปลงไปในทุก ๆ ตำแหน่ง t_i ดังนั้นระเบียบวิธีที่จะได้พัฒนาต่อไปนี้จะเป็นการพัฒนาและการขยายผลของวงจรรองซาวีสกี-โกเลย์ต้นแบบให้สามารถลดทอนสัญญาณรบกวนและประมาณค่าข้อมูลที่ขาดหายไปได้ในคราวเดียวกัน รูปที่ 3.4 แสดงตัวอย่างในการพิตฟังก์ชันพหุนามแบบกำลังสองน้อยสุดบนจุดข้อมูลหนึ่งมิติ $\{f_{-5}, f_{-3}, f_{-1}, f_1, f_3, f_5\}$ โดยจะเห็นได้ว่าเส้นโค้งดังกล่าวจะถูกนำมาใช้ในการประมาณค่า g_i ณ ตำแหน่ง f_0 ซึ่งเป็นตำแหน่งของข้อมูลที่ขาดหายไป



รูปที่ 3.4 ตัวอย่างการประมาณค่าในช่วงของข้อมูล f_0 ที่ขาดหายไปด้วยวิธีการฟิตเส้นโค้งอันดับสองแบบกำลังสองน้อยสุดสำหรับการนำมาประยุกต์ใช้ในวงจรกรอง CSG

ในหัวข้อนี้จะได้นำเสนอระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติบนพื้นฐานของขอบข่ายงานของการสแกนแบบเชิงเส้นทางการด้วยวงจรกรอง CSG โดยนอกเหนือจากการที่ระเบียบวิธีของวงจรกรองดังกล่าวนี้จะต้องถูกขยายผลจากวงจรกรอง SG ต้นแบบออกไปเพื่อรองรับข้อมูลในแถวลำดับสามมิติแล้ว ฟังก์ชันชี้บอกการวนซ้ำ (Cyclic indicator function) จะถูกพัฒนาสำหรับใช้เป็นกลไกในการสร้างกลับโดยจะถูกนำไปรวมกับฟังก์ชันจุดประสงค์แบบกำลังสองน้อยสุดเพื่อทำให้วงจรกรอง CSG สามารถทำงานได้ทั้งในรูปแบบของวงจรกรองแบบปรับเรียบ (Smoothing filter) และวงจรกรองประมาณค่าในช่วง (Interpolation filter) ได้ในตัว

ในการกำหนดรูปแบบปัญหาของวงจรกรอง CSG สำหรับนำมาใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติบนพื้นฐานของขอบข่ายงานการสแกนแบบเชิงเส้นทางการนั้นจะเริ่มจาก กำหนดให้ว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง (Voxel neighborhood) ที่มีจุดศูนย์กลางอยู่ที่ $\{i, j, k\}$ มีค่าเท่ากับ

$$V_{\{i,j,k\}} = \{ v(i+m, j+n, k+o) \}, \quad (3.12)$$

เมื่อ $m = \{-M : M\}$, $n = \{-N : N\}$, และ $o = \{-O : O\}$

สำหรับในแต่ละว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง $V_{\{i,j,k\}}$, จะกำหนดให้ $g_{\{i,j,k\}}$ เป็นฟังก์ชันหุนามสามมิติโดยมี P เป็นอันดับของ m , Q เป็นอันดับของ n , และ R เป็นอันดับของ o ซึ่งสามารถเขียนนิยามได้ดังสมการ

$$g_{\{i,j,k\}}(m,n,o) = \sum_{p=0}^P \sum_{q=0}^Q \sum_{r=0}^R a_{\{i,j,k\},\{p,q,r\}} m^p n^q o^r. \quad (3.13)$$

ในการจัดรูปสมการที่ (3.13) ให้อยู่ในรูปแบบของเวกเตอร์นั้น เราจะกำหนดให้ p , q , และ r เป็นฟังก์ชันดัชนี (Indexing function) ซึ่งมีค่านิยามดังสมการ

$$p(s) = \lfloor (s-1)/((Q+1)(R+1)) \rfloor, \quad (3.14)$$

$$q(s) = \lfloor (s-1)/(R+1) \rfloor \bmod (Q+1), \quad (3.15)$$

$$r(s) = (s-1) \bmod (R+1), \quad (3.16)$$

เมื่อ $s=1, \dots, (P+1)(Q+1)(R+1)$, และ $\lfloor \rfloor$ คือฟังก์ชัน floor และ \bmod คือฟังก์ชัน modulo, จากฟังก์ชันดัชนีในสมการข้างต้น เราสามารถจัดเรียงค่าสัมประสิทธิ์ $a_{\{i,j,k\},\{p,q,r\}}$ และค่าดัชนีของตำแหน่งข้อมูล $m^p n^q o^r$ ในสมการที่ (3.13) ในรูปแบบของเวกเตอร์ได้ดังต่อไปนี้

$$\vec{a}_{\{i,j,k\}} = [a_{\{i,j,k\},\{p(s),q(s),r(s)\}} ; s=1, \dots, (P+1)(Q+1)(R+1)]^T, \quad (3.17)$$

และ

$$\vec{b}_{\{i,j,k\}}(m,n,o) = [m^{p(s)} n^{q(s)} o^{r(s)} ; s=1, \dots, (P+1)(Q+1)(R+1)]^T. \quad (3.18)$$

เวกเตอร์ $\vec{a}_{\{i,j,k\}}$ และเวกเตอร์ $\vec{b}_{\{i,j,k\}}$ ในสมการที่ (3.17) และ (3.18) ทำให้เราสามารถเขียนสมการที่ (3.13) ขึ้นใหม่ในรูปแบบที่กระชับขึ้นได้ดังสมการ

$$g_{\{i,j,k\}}(m,n,o) = [\vec{b}_{\{i,j,k\}}(m,n,o)]^T \vec{a}_{\{i,j,k\}}. \quad (3.19)$$

จากนั้นเราจะกำหนดให้ $\tilde{f}(i,j,k)$ เป็นเอาต์พุตของวงจรรอง CSG ที่ตำแหน่งว็อกเซล $v(i,j,k)$, การสร้างกลับข้อมูลของวงจรรอง CSG จะคำนวณค่าเอาต์พุต $\tilde{f}(i,j,k)$ ด้วยการพีตฟังก์ชันพหุนาม $g_{\{i,j,k\}}$ แบบกำลังสองน้อยสุดไปยังความเข้มของข้อมูล $f(i,j,k)$ ที่ถูกเติมด้วยข้อมูลจากชุดภาพปีสแกนในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง $V_{\{i,j,k\}}$, จากนั้นจึงเซตค่าเอาต์พุตของวงจรรองเป็นค่า ณ ตำแหน่งศูนย์กลางของว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง $V_{\{i,j,k\}}$, ซึ่งมีค่า $m=0$, $n=0$, และ $o=0$, โดยเอาต์พุตของวงจรรอง CSG สามารถกำหนดและเขียนได้ดังสมการ

$$\tilde{f}(i,j,k) = g_{\{i,j,k\}}(0,0,0) = a_{\{i,j,k\},\{0,0,0\}}. \quad (3.20)$$

สำหรับการแก้สมการหาค่าเอาต์พุต $a_{\{i,j,k\},\{0,0,0\}}$ ในสมการที่ (3.20) ข้างต้นนั้น เราจะทำการหาค่าเหมาะที่สุดในฟังก์ชันจุดประสงค์ดังสมการ

$$\varepsilon(\vec{a}_{\{i,j,k\}}) = \sum_{(m,n,o) \in V_{\{i,j,k\}}} I_{\{i,j,k\}}(m,n,o) \{ e_{\{i,j,k\}}(m,n,o) \}^2, \quad (3.21)$$

เมื่อ $e_{\{i,j,k\}}(m,n,o)$ คือผลต่างระหว่างฟังก์ชันพหุนาม $g_{\{i,j,k\}}(m,n,o)$ และข้อมูลที่อยู่ในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง $f(i+m, j+n, k+o)$, สมการที่ (3.21) ในข้างต้นนั้น เราได้รวมฟังก์ชันชี้บอ (Indicator function) $I_{\{i,j,k\}}(m,n,o)$ เข้าไปเพื่อระบุให้ค่าความผิดพลาดกำลังสอง $\{ e_{\{i,j,k\}}(m,n,o) \}^2$ ที่สอดคล้องข้อมูลในว็อกเซลที่ถูกเติมมีค่าถ่วงน้ำหนักเท่ากับหนึ่ง และระบุให้ค่าความผิดพลาดกำลังสอง $\{ e_{\{i,j,k\}}(m,n,o) \}^2$ ที่สอดคล้องข้อมูลในว็อกเซลที่ไม่ถูกเติมมีค่าถ่วงน้ำหนักเท่ากับศูนย์ โดยสามารถเขียนฟังก์ชันชี้บอ $I_{\{i,j,k\}}(m,n,o)$ ได้ดังสมการ

$$I_{\{i,j,k\}}(m,n,o) = \begin{cases} 1, & \text{if } \phi_{\{i,j,k\}}(o) = 0, \\ 0, & \text{otherwise,} \end{cases} \quad (3.22)$$

โดย $\phi_{\{i,j,k\}}$ เป็นฟังก์ชันของเลขจำนวนเต็มมีค่าเท่ากับ

$$\phi_{\{i,j,k\}}(o) = |k+o| \bmod N_{SCAN}, \quad (3.23)$$

เมื่อ $o \in [-O:O]$. จากคุณสมบัติเฉพาะทางของฟังก์ชัน modulo ที่มีลักษณะการให้ค่าผลลัพธ์แบบวนดังแสดงในภาคผนวก ข และทำให้เราสามารถพิสูจน์ และสรุปได้ในภาคผนวก ค ได้ว่า

$$I_{\{i,j,k\}}(m,n,o) = I_{\sigma(k)}(o), \quad (3.24)$$

เมื่อ $\sigma(k) = k \bmod N_{SCAN}$, จากสมการที่ (3.24) นี้ทำให้เราสามารถนำฟังก์ชันจุดประสงค์ในสมการที่ (3.10) มาเขียนใหม่ได้ดังสมการ

$$\varepsilon(\vec{a}_{\{i,j,k\}}) = \sum_{(m,n,o) \in V_{\{i,j,k\}}} I_{\sigma(k)}(o) \{ e_{\{i,j,k\}}(m,n,o) \}^2, \quad (3.25)$$

ในการหาค่า $a_{\{i,j,k\},\{0,0,0\}}$ ที่ทำให้ฟังก์ชันจุดประสงค์ในสมการที่ (3.25) มีค่าน้อยที่สุดแบบตรงไปตรงมานั้น โดยส่วนมากจะใช้เวลาในการคำนวณที่ค่อนข้างสูงอันมีสาเหตุมาจากจำนวนว็อกเซลที่จะถูกนำมาใช้ในฟังก์ชันจุดประสงค์นั้นมีปริมาณที่มาก ดังนั้นในการคำนวณหาค่า $a_{\{i,j,k\},\{0,0,0\}}$ อย่างมีประสิทธิภาพนั้น เราจะเลือกใช้หลักการตามที่ได้พัฒนามาในระเบียบวิธีของวงจรรองชาวิสกี-โกเลย์หนึ่งมิติ [21] ซึ่งจะทำให้เราสามารถคำนวณหาค่า $a_{\{i,j,k\},\{0,0,0\}}$ ด้วยวิธีผลรวมเชิงเส้นกับข้อมูลที่ถูกเติมในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง $V_{\{i,j,k\}}$ ได้โดยง่าย สำหรับการได้มาซึ่งการคำนวณของผลรวมเชิงเส้นเพื่อให้ได้ค่าเอardtพุต $a_{\{i,j,k\},\{0,0,0\}}$ นั้น เราจะเปลี่ยนรูปแบบของฟังก์ชันจุดประสงค์ $\varepsilon(\vec{a}_{\{i,j,k\}})$ ในสมการที่ (3.25) ให้อยู่ในรูปเมตริกซ์กำลังสอง (Quadratic matrix) ของตัวแปร $a_{\{i,j,k\},\{p,q,r\}}$ จากนั้นจึงจะแก้สมการหาค่าสัมประสิทธิ์ $a_{\{i,j,k\},\{0,0,0\}}$ ต่อไป

เช่นเดียวกันกับการใช้ฟังก์ชันดัชนีในสมการที่ (3.14), (3.15) และ (3.16) เราจะกำหนดให้ m , n , และ o เป็นฟังก์ชันดัชนีซึ่งนิยามโดย

$$m(t) = \lfloor (t-1)/((2N+1)(2O+1)) \rfloor - M, \quad (3.26)$$

$$n(t) = \lfloor (t-1)/(2O+1) \rfloor \bmod (2N+1) - N, \quad (3.27)$$

$$o(t) = (t-1) \bmod (2O+1) - O, \quad (3.28)$$

เมื่อ $t = 1, \dots, (2M+1)(2N+1)(2O+1)$, จากนั้นเราจะเขียนฟังก์ชันพหุนาม $g_{\{i,j,k\}}(m,n,o)$ ในสมการที่ (3.19) และข้อมูลภาพ $f(i+m, j+n, k+o)$ ที่เกี่ยวข้องกับสมการที่ (3.25) ให้อยู่ในรูปแบบของเวกเตอร์ดังสมการ

$$\vec{g}_{\{i,j,k\}} = [(\vec{b}_{\{i,j,k\}}(m(t), n(t), o(t)))^T \vec{a}_{\{i,j,k\}} ; \quad (3.29)$$

$$t = 1, \dots, (2M+1)(2N+1)(2O+1)]^T,$$

และ

$$\vec{f}_{\{i,j,k\}} = [f(i+m(t), j+n(t), k+o(t)) ; \quad (3.30)$$

$$t = 1, \dots, (2M+1)(2N+1)(2O+1)]^T.$$

ให้ \mathbf{A} เป็นเมตริกซ์จุดประสงค์ (Design matrix) ขนาด $(2M+1)(2N+1)(2O+1) \times (P+1)(Q+1)(R+1)$ โดยมีค่าในแต่ละตำแหน่ง (ts) เท่ากับ

$$\mathbf{A}_{ts} = \{m(t)\}^{p(s)} \{n(t)\}^{q(s)} \{o(t)\}^{r(s)}. \quad (3.31)$$

โดยเมตริกซ์จุดประสงค์ในสมการที่ (3.31) ทำให้เราสามารถเขียนเวกเตอร์ของฟังก์ชันพหุนามในสมการที่ (3.29) ได้เป็น

$$\vec{g}_{\{i,j,k\}} = \mathbf{A} \vec{a}_{\{i,j,k\}}. \quad (3.32)$$

จากสมการที่ (3.29), (3.30) และ (3.32) เราสามารถเขียนฟังก์ชันจุดประสงค์ $\varepsilon(\vec{a}_{\{i,j,k\}})$ ในสมการที่ (3.25) ใหม่ได้ดังนี้

$$\varepsilon(\vec{a}_{\{i,j,k\}}) = \{ \vec{e}_{\{i,j,k\}} \}^T \mathbf{W}_{\sigma(k)} \{ \vec{e}_{\{i,j,k\}} \}. \quad (3.33)$$

โดยที่ $\vec{e}_{\{i,j,k\}}$ มีค่าเท่ากับ $(\vec{f}_{\{i,j,k\}} - \mathbf{A} \vec{a}_{\{i,j,k\}})$ และ $\mathbf{W}_{\sigma(k)}$ คือเมตริกซ์ทแยง (Diagonal matrix) ที่มีค่าดังสมการ

$$\mathbf{W}_{\sigma(k)} = \text{diag} \{ I_{\sigma(k)}(o(t)) ; t = 1, \dots, (2M+1)(2N+1)(2O+1) \}. \quad (3.34)$$

จะสังเกตเห็นได้ว่าลำดับของอาร์กิวเมนต์ $o(t)$ ที่ใช้ในเมตริกซ์ถ่วงน้ำหนัก $\mathbf{W}_{\sigma(k)}$ ในสมการข้างต้นจะเป็นอิสระกับค่าอาร์กิวเมนต์ k ในฟังก์ชัน σ . โดยเวกเตอร์ผลเฉลย $\vec{a}_{\{i,j,k\}}$ ที่ทำให้ฟังก์ชันจุดประสงค์ $\varepsilon(\vec{a}_{\{i,j,k\}})$ ในสมการที่ (3.33) มีค่าน้อยที่สุดสามารถเขียนได้ดังสมการ

$$\vec{a}_{\{i,j,k\}} = (\mathbf{A}^T \mathbf{W}_{\sigma(k)} \mathbf{A})^{-1} (\mathbf{A}^T \mathbf{W}_{\sigma(k)} \vec{f}_{\{i,j,k\}}). \quad (3.35)$$

ดังที่ได้กล่าวมาแล้วในสมการที่ (3.20) เอาต์พุตของวงจรรอง CSG จะมีค่าเท่ากับ $g_{\{i,j,k\}}(0,0,0) = a_{\{i,j,k\},\{0,0,0\}}$ ดังนั้นเราสามารถเขียนแสดงค่าเอาต์พุต $g_{\{i,j,k\}}(0,0,0)$ ได้จากนิยามของเวกเตอร์ผลเฉลยในสมการที่ (3.35) ข้างต้นให้อยู่ในรูป

$$\begin{aligned} g_{\{i,j,k\}}(0,0,0) &= a_{\{i,j,k\},\{0,0,0\}} \\ &= \sum_{t=1}^{(2M+1)(2N+1)(2O+1)} \alpha_{\{i,j,k\},t} f(i+m(t), j+n(t), k+o(t)), \end{aligned} \quad (3.36)$$

โดย

$$\alpha_{\{i,j,k\},t} = \left\{ (\mathbf{A}^T \mathbf{W}_{\sigma(k)} \mathbf{A})^{-1} (\mathbf{A}^T \mathbf{W}_{\sigma(k)} \vec{u}_t) \right\}_1. \quad (3.37)$$

สัญลักษณ์ \vec{u}_t คือเวกเตอร์หนึ่งหน่วยซึ่งมีค่าเท่ากับหนึ่งที่ตำแหน่ง t th, ส่วน $\{ \}_1$ คือสัญลักษณ์ที่ระบุว่าเป็นการเลือกค่าตัวแรกของเวกเตอร์ในสมการที่ (3.37).

จากสมการที่ (3.36) จะสังเกตเห็นได้ว่า เอาต์พุตของวงจรรอง CSG สามารถคำนวณได้โดยง่ายด้วยวิธีผลรวมเชิงเส้นระหว่างค่าสัมประสิทธิ์ $\alpha_{\{i,j,k\},t}$ กับข้อมูล $f(i+m, j+n, k+o)$ ในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง $V_{\{i,j,k\}}$. ยิ่งไปกว่านั้นค่าสัมประสิทธิ์ $\alpha_{\{i,j,k\},t}$ ที่คำนวณได้ยังขึ้นอยู่กับเมตริกซ์จุดประสงค์ \mathbf{A} และเมตริกซ์ถ่วงน้ำหนัก $\mathbf{W}_{\sigma(k)}$ โดยเมตริกซ์ทั้งสองนี้สามารถสร้างขึ้นมารอไว้ได้ในกรรมวิธีล่วงหน้า ทำให้เราสามารถคำนวณค่าสัมประสิทธิ์ $\alpha_{\{i,j,k\},t}$ ดังกล่าวก่อนนำไปใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ

ยิ่งไปกว่านั้นจะเห็นได้ว่าเมตริกซ์จุดประสงค์ \mathbf{A} จะเป็นเมตริกซ์คงที่สำหรับทุกๆ ว็อกเซลบริเวณในใกล้เคียง $V_{\{i,j,k\}}$ ดังนั้นค่าสัมประสิทธิ์ $\alpha_{\{i,j,k\},t}$ จึงขึ้นอยู่กับเมตริกซ์ถ่วงน้ำหนัก $\mathbf{W}_{\sigma(k)}$ ซึ่งเป็นเมตริกซ์ที่เกี่ยวข้องกับตำแหน่งของว็อกเซลที่ถูกเติมในแต่ละว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง $V_{\{i,j,k\}}$ ที่แตกต่างกัน, ส่งผลทำให้เราสามารถแบ่งกลุ่มค่าสัมประสิทธิ์ $\alpha_{\{i,j,k\},t}$ ตามจำนวนกลุ่มของเมตริกซ์ถ่วงน้ำหนัก $\mathbf{W}_{\sigma(k)}$ ออกไปได้ N_{SCAN} กลุ่มด้วยคุณสมบัติแบบวนของฟังก์ชัน modulo ดังที่ได้พิสูจน์ไว้ในภาคผนวก ค, คุณสมบัติต่างๆ เหล่านี้ชี้ให้เราเห็นว่าเราต้องการเพียงการคำนวณเซตของค่าสัมประสิทธิ์ $\alpha_{\{i,j,k\},t}$ จำนวน N_{SCAN} ชุดไว้ล่วงหน้าสำหรับนำไปใช้ในการดำเนินการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติทั้งรูปภาพ ส่งผลให้กระบวนการดังกล่าวมีความรวดเร็วและมีความซับซ้อนในการคำนวณที่น้อยลง โดยในหัวข้อถัดไปจะได้กล่าวถึงการนำเร็กกู-

ลาร์ไอเซชันเทคนิคเข้ามาผสมผสานกับวงจรรอง CSG เพื่อให้วงจรรองดังกล่าวนี้มีประสิทธิภาพในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติให้มีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น

3.3 การกำหนดแนวทางของวงจรรองเร็กกูลาร์ไรซ์ซาว์สกี-โกเลย์

แบบวน

ในหัวข้อที่ผ่านมาได้นำเสนอวงจรรอง CSG ซึ่งเป็นการพัฒนาระเบียบวิธีของวงจรรอง SG ต้นแบบในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติในขอบข่ายงานของการสแกนแบบเชิงเส้น ทางกล โดยให้วงจรรอง CSG ดังกล่าวสามารถประมาณค่าในช่วง (Interpolate) ในว็อกเซลที่ไม่ถูกเติม (Unfilled voxel) และลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดในว็อกเซลที่ถูกเติม (Filled voxel) ในหัวข้อนี้จะได้พัฒนาวจรรอง CRSG ด้วยการนำระเบียบวิธีของวงจรรอง CSG มาขยายผลโดยการเพิ่มฟังก์ชันในการเร็กกูลาร์ไรซ์เข้าไปในฟังก์ชันจุดประสงค์แบบกำลังสองน้อยสุด เพื่อถ่วงดุลกันระหว่างระดับความราบเรียบในการลดทอนสัญญาณรบกวนและระดับความสามารถในการรักษาขอบภาพให้ใกล้เคียงกับข้อมูลที่บันทึกได้

โดยเริ่มแรกเราจะทำการปรับปรุงฟังก์ชันจุดประสงค์ของวงจรรอง CSG ในสมการที่ (3.25) ขึ้นใหม่ โดยในระเบียบวิธีการสร้างกลับของวงจรรอง CRSG นี้เราจะกำหนดให้ฟังก์ชันจุดประสงค์ $\zeta_{\{i,j,k\}}(\vec{a})$ สำหรับการนำมาหาค่าที่น้อยที่สุดได้ดังสมการ

$$\zeta_{\{i,j,k\}}(\vec{a}) = \varepsilon_{\{i,j,k\}}(\vec{a}) + \lambda \zeta_{\{i,j,k\}}(\vec{a}), \quad (3.38)$$

โดย λ คือพารามิเตอร์ในการเร็กกูลาร์ไรซ์โดยความมากน้อยของค่าดังกล่าวจะขึ้นอยู่กับระดับของสัญญาณรบกวนภายในภาพ ฟังก์ชันในพจน์แรกของสมการที่ (3.38) ด้านขวามือคือฟังก์ชันจุดประสงค์ของวงจรรอง CSG ในหัวข้อก่อนหน้านี้ ในขณะที่ฟังก์ชันในพจน์ที่สองคือฟังก์ชันในการเร็กกูลาร์ไรซ์ ซึ่งจะถูกออกแบบตามองค์ความรู้ล่วงหน้า (A priori knowledge) ของผลเฉลย $\vec{a}_{\{i,j,k\}}$ ว่าเราต้องการให้ผลเฉลยที่เราต้องการมีแนวโน้มออกมาในลักษณะใด [28, 29] โดยในการพัฒนาวจรรอง CRSG นี้เราจะกำหนดให้ฟังก์ชันในการเร็กกูลาร์ไรซ์มีค่าเท่ากับ

$$\zeta_{\{i,j,k\}}(\vec{a}) = I_{\{i,j,k\}}(m,n,o) \left\{ (D_1 g_{\{i,j,k\}}(m,n,o))^2 + (D_2 g_{\{i,j,k\}}(m,n,o))^2 + (D_3 g_{\{i,j,k\}}(m,n,o))^2 \right\}. \quad (3.39)$$

เมื่อ D_1 , D_2 , และ D_3 คือตัวดำเนินการเชิงอนุพันธ์อันดับที่หนึ่งของฟังก์ชันพหุนาม $g_{\{i,j,k\}}$ เทียบกับ m , n , และ o ตามลำดับ โดยฟังก์ชันในการเร็กกูลาร์ไรซ์ในสมการข้างต้นนี้ได้ถูก

ออกแบบไว้เพื่อลดทอนแรงกระเพื่อม (Ripple) ของอนุพันธ์อันดับที่หนึ่งในฟังก์ชันพหุนาม $g_{\{i,j,k\}}$ ที่จะไปติดตามความแรงของสัญญาณรบกวนแบบจุดภายในภาพ [30]

จากการใช้ฟังก์ชันดัชนีของตัวแปรตำแหน่งข้อมูล m , n , และ o ตามที่ได้นิยามไว้ในสมการที่ (3.26), (3.27), และ (3.28) ตามลำดับ เราสามารถจัดเรียง $D_1g_{\{i,j,k\}}$, $D_2g_{\{i,j,k\}}$, และ $D_3g_{\{i,j,k\}}$ ใหม่ให้อยู่ในรูปแบบของเวกเตอร์ได้ดังสมการ

$$\bar{\delta}_{\{i,j,k\}}^1 = [D_1g_{\{i,j,k\}}(m(t),n(t),o(t)) ; \quad (3.40)$$

$$t = 1, \dots, (2M+1)(2N+1)(2O+1)]^T,$$

$$\bar{\delta}_{\{i,j,k\}}^2 = [D_2g_{\{i,j,k\}}(m(t),n(t),o(t)) ; \quad (3.41)$$

$$t = 1, \dots, (2M+1)(2N+1)(2O+1)]^T,$$

$$\bar{\delta}_{\{i,j,k\}}^3 = [D_3g_{\{i,j,k\}}(m(t),n(t),o(t)) ; \quad (3.42)$$

$$t = 1, \dots, (2M+1)(2N+1)(2O+1)]^T.$$

จากการนิยามเวกเตอร์ $\bar{\delta}_{\{i,j,k\}}^1$, $\bar{\delta}_{\{i,j,k\}}^2$, และ $\bar{\delta}_{\{i,j,k\}}^3$ ในสมการที่ (3.40), (3.41), และ (3.42) เราสามารถเขียนแสดงฟังก์ชันในการเร็กกูลาร์ไรซ์ $\zeta_{\{i,j,k\}}(\bar{a})$ ในสมการที่ (3.38) ได้ดังสมการ

$$\zeta_{\{i,j,k\}}(\bar{a}) = \mathbf{W}_{\sigma(k)} \{ (\bar{\delta}_{\{i,j,k\}}^1)^T \bar{\delta}_{\{i,j,k\}}^1 + (\bar{\delta}_{\{i,j,k\}}^2)^T \bar{\delta}_{\{i,j,k\}}^2 + (\bar{\delta}_{\{i,j,k\}}^3)^T \bar{\delta}_{\{i,j,k\}}^3 \}. \quad (3.43)$$

และเช่นเดียวกันกับการจัดรูปแบบของเวกเตอร์ฟังก์ชันพหุนาม $\bar{g}_{\{i,j,k\}}$ ให้อยู่ในรูปแบบของเมตริกซ์จุดประสงค์ \mathbf{A} และเวกเตอร์ผลลัพธ์ $\bar{a}_{\{i,j,k\}}$ ในสมการที่ (3.32) ดังนั้นเราสามารถเขียนเวกเตอร์ $\bar{\delta}_{\{i,j,k\}}^1$, $\bar{\delta}_{\{i,j,k\}}^2$, และ $\bar{\delta}_{\{i,j,k\}}^3$ ให้อยู่ในรูปแบบดังกล่าวได้ดังสมการ

$$\bar{\delta}_{\{i,j,k\}}^1 = \mathbf{B}\bar{a}_{\{i,j,k\}}, \quad \bar{\delta}_{\{i,j,k\}}^2 = \mathbf{C}\bar{a}_{\{i,j,k\}}, \quad \text{and} \quad \bar{\delta}_{\{i,j,k\}}^3 = \mathbf{D}\bar{a}_{\{i,j,k\}}, \quad (3.44)$$

เมื่อ \mathbf{B} คือเมตริกซ์จุดประสงค์ขนาด $(2M+1)(2N+1)(2O+1) \times (P+1)(Q+1)(R+1)$ และมีค่าในแต่ละตำแหน่ง (ts) เท่ากับ

$$\mathbf{B}_{ts} = p(s)m(t)^{|p(s)-1|} n(t)^{q(s)} o(t)^{r(s)}, \quad (3.45)$$

เมื่อ \mathbf{C} คือเมตริกซ์จุดประสงค์ขนาด $(2M+1)(2N+1)(2O+1) \times (P+1)(Q+1)(R+1)$ และมีค่าในแต่ละตำแหน่ง (ts) เท่ากับ

$$\mathbf{C}_{ts} = q(s)m(t)^{p(s)} n(t)^{|q(s)-1|} o(t)^{r(s)}, \quad (3.46)$$

และ \mathbf{D} คือเมตริกซ์จุดประสงค์ขนาด $(2M+1)(2N+1)(2O+1) \times (P+1)(Q+1)(R+1)$ โดยมีค่าในแต่ละตำแหน่ง (ts) เท่ากับ

$$\mathbf{D}_{ts} = r(s)m(t)^{p(s)}n(t)^{q(s)}o(t)^{|r(s)-1|}. \quad (3.47)$$

จากนิยามของเวกเตอร์ $\delta_{\{i,j,k\}}^1$, $\delta_{\{i,j,k\}}^2$, และ $\delta_{\{i,j,k\}}^3$ ในสมการที่ (3.44) เราสามารถเขียนฟังก์ชันจุดประสงค์ในสมการที่ (3.38) ได้ใหม่ดังสมการ

$$\xi_{\{i,j,k\}}(\bar{a}) = \varepsilon_{\{i,j,k\}}(\bar{a}) + \lambda \mathbf{W}_{\sigma(k)} \left(\bar{a}_{\{i,j,k\}}^T \mathbf{B}^T \mathbf{B} \bar{a}_{\{i,j,k\}} + \bar{a}_{\{i,j,k\}}^T \mathbf{C}^T \mathbf{C} \bar{a}_{\{i,j,k\}} + \bar{a}_{\{i,j,k\}}^T \mathbf{D}^T \mathbf{D} \bar{a}_{\{i,j,k\}} \right). \quad (3.48)$$

ดังนั้นเวกเตอร์ผลเฉลย $\bar{a}_{\{i,j,k\}}$ ของวงจรรอง CRSG ที่ทำให้สมการที่ (3.48) มีค่าน้อยที่สุดจะมีค่าเท่ากับ

$$\bar{a}_{\{i,j,k\}} = \left(\mathbf{A}^T \mathbf{W}_{\sigma(k)} \mathbf{A} + \lambda (\mathbf{B}^T \mathbf{W}_{\sigma(k)} \mathbf{B} + \mathbf{C}^T \mathbf{W}_{\sigma(k)} \mathbf{C} + \mathbf{D}^T \mathbf{W}_{\sigma(k)} \mathbf{D}) \right)^{-1} \mathbf{A}^T \mathbf{W}_{\sigma(k)} \bar{f}_{\{i,j,k\}}. \quad (3.49)$$

และเช่นเดียวกับการหาค่าเอาต์พุตของวงจรรอง CSG ในหัวข้อก่อนหน้า เอาต์พุตของวงจรรอง CRSG, $g_{\{i,j,k\}}(0,0,0)$ จะมีค่าเท่ากับ

$$g_{\{i,j,k\}}(0,0,0) = \sum_{t=1}^{(2M+1)(2N+1)(2O+1)} \beta_{\{i,j,k\},t} f(i+m(t), j+n(t), k+o(t)), \quad (3.50)$$

โดย

$$\beta_{\{i,j,k\},t} = \left\{ \left(\mathbf{A}^T \mathbf{W}_{\sigma(k)} \mathbf{A} + \lambda (\mathbf{B}^T \mathbf{W}_{\sigma(k)} \mathbf{B} + \mathbf{C}^T \mathbf{W}_{\sigma(k)} \mathbf{C} + \mathbf{D}^T \mathbf{W}_{\sigma(k)} \mathbf{D}) \right)^{-1} \mathbf{A}^T \mathbf{W}_{\sigma(k)} \bar{u}_t \right\}_1. \quad (3.51)$$

เมื่อ \bar{u}_t คือเวกเตอร์หนึ่งหน่วยซึ่งมีค่าเท่ากับหนึ่งที่ตำแหน่ง t th, ส่วน $\{ \}_1$ คือสัญลักษณ์ที่ระบุว่าเป็นการเลือกค่าตัวแรกของเวกเตอร์ในสมการที่ (3.51)

ค่าสัมประสิทธิ์ $\beta_{\{i,j,k\}}$ ของวงจรรอง CRSG สามารถคำนวณได้ในกรรมวิธีล่วงหน้า (Pre-processing) เช่นเดียวกับค่า $\alpha_{\{i,j,k\}}$ ของวงจรรอง CSG ก่อนการดำเนินการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติ และค่าเอาต์พุตของวงจรรองสามารถคำนวณได้ในรูปของการสังวัตนาการหรือผลการประสาน (Convolution) ระหว่างค่าสัมประสิทธิ์ของวงจรรอง $\beta_{\{i,j,k\}}$ กับข้อมูลภาพ $f_{\{i,j,k\}}$ ในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง $V_{\{i,j,k\}}$, ทำให้วงจรรอง CRSG มีความซับซ้อนในการคำนวณค่าเอาต์พุตเช่นเดียวกับวงจรรอง CSG

บทที่ 4

การประเมินสมรรถนะระเบียบวิธีในการสร้างกลับ ภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ

ในบทนี้จะได้นำเสนอการประเมินสมรรถนะของวงจรรองเร็กกูลาร์ไรซ์ซาวด์-โกเลียแบบวน (CRSG) ที่ได้พัฒนาขึ้นมาในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติในขอบข่ายงานของการสแกนแบบเชิงเส้นทางกล โดยจะนำผลการสร้างกลับที่ได้ไปเปรียบเทียบกับระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN, ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW, และระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สังเคราะห์สามมิติและภาพอัลตราซาวนด์จริงของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง นอกจากนั้นเราจะประเมินสมรรถนะของวงจรรอง CRSG เปรียบเทียบกับวงจรรอง CSG เพื่อตรวจสอบถึงระดับของประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเนื่องมาจากกลไกในการเร็กกูลาร์ไรซ์ซาวด์ โดยจะสังเกตเห็นได้ว่าวงจรรอง CSG เป็นกรณีพิเศษของวงจรรอง CRSG เมื่อค่าพารามิเตอร์ในการเร็กกูลาร์ไรซ์มีค่าเท่ากับศูนย์

สำหรับระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN นั้น พื้นฐานการทำงานของมันจะไม่มีกลไกในการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดภายในภาพ ดังนั้นเราจึงต้องนำผลที่ได้จากการสร้างกลับด้วยระเบียบวิธี VNN ดังกล่าวไปประมวลผลในภายหลังต่อด้วยวงจรรอง ASR และวงจรรอง AWM เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดในภาพที่สร้างกลับมาดังที่ได้อธิบายไว้ในบทที่ 3

นอกจากนั้นระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN, DW และ ADW จะถูกนำมาประมวลผลโดยคำนึงถึงรูปแบบของความสม่ำเสมอในชุดภาพบีสแกนที่บันทึกได้จากสแกนแบบเชิงเส้นทางกลเช่นเดียวกับระเบียบวิธีในการสร้างกลับของวงจรรอง CRSG และ CSG นั่นคือโดยใช้การตรวจจับรูปแบบของความสม่ำเสมอของว็อกเซลที่ถูกเติมในแต่ละว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงที่กำลังพิจารณา จะช่วยให้ระเบียบวิธีเหล่านี้สามารถทราบตำแหน่งของว็อกเซลที่ถูกเติมได้ล่วงหน้าโดยไม่ต้องเสียเวลาค้นหาในทุกๆ ว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง ส่งผลให้ระเบียบวิธีที่ใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติด้วยวิธีดังกล่าวมีความเร็วในการประมวลผลที่สูงขึ้น

4.1 ขั้นตอนในการประเมินสมรรถนะ

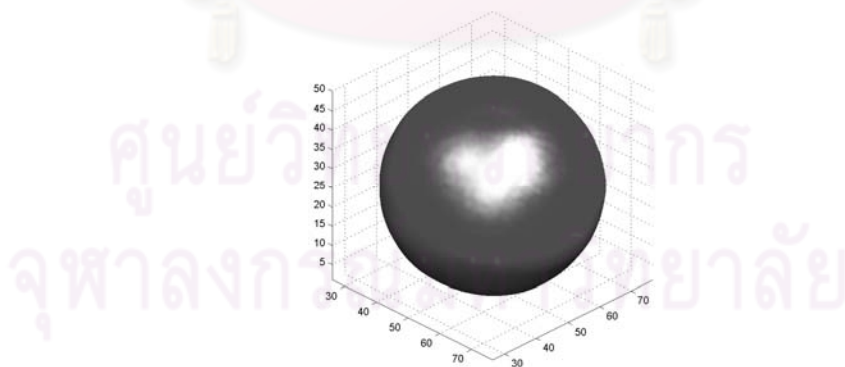
เพื่อตรวจสอบประสิทธิภาพของระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ ในงานวิจัยนี้จะนำระเบียบวิธีที่ได้กล่าวไว้ในข้างต้นมาทดสอบกับชุดภาพอัลตราซาวนด์สังเคราะห์ และชุดภาพอัลตราซาวนด์จริงในการประมาณค่าในช่วง และการลดทอนสัญญาณรบกวนภายในภาพ ดังมีรายละเอียดขั้นตอนของการประเมินสมรรถนะในแต่ละชุดภาพดังต่อไปนี้

4.1.1 ชุดภาพอัลตราซาวนด์สังเคราะห์ที่ใช้ในการทดสอบ

ในการทดสอบกับชุดภาพอัลตราซาวนด์สังเคราะห์นั้น ในงานวิจัยนี้เราจะทำการสร้างกลับวัตถุทรงกลมสามมิติ (3-D spherical object) จากชุดภาพตัดขวางที่ขนานกันจำนวน 32 สไลซ์ โดยเริ่มแรกเราจะสังเคราะห์ภาพตัดขวางที่ขนานกันจำนวน 128 สไลซ์โดยที่แต่ละสไลซ์จะมีขนาด 128×128 พิกเซล จากนั้นจึงนิยามฟังก์ชันการสะท้อนของวัตถุจานกลม (Circular disk) ในสไลซ์ที่ k ดังสมการ

$$T_k(i, j) = \begin{cases} 100, & \text{if } [(i-i_c)^2 + (j-j_c)^2 + (k-k_c)^2]^{1/2} \leq r, \\ 10, & \text{otherwise,} \end{cases} \quad (4.1)$$

โดยที่ i , j , และ k มีค่าอยู่ในช่วง $1, \dots, 128$ ตำแหน่งศูนย์กลางของวัตถุทรงกลม i_c , j_c , และ k_c จะเซตให้มามีค่าเท่ากับ 64 และรัศมีของวัตถุทรงกลม r จะเซตให้มามีค่าเท่ากับ 32 ดังแสดงในรูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 ภาพแบบจำลองเชิงเรขาคณิตทรงกลม

ในการจำลองสัญญาณรบกวนแบบจุดนั้น เราจะคูณความเข้มของจุดภาพในแต่ละสไลซ์ ด้วยค่าสุ่มที่มีการกระจายตัวของความน่าจะเป็นแบบเรย์ลี (Rayleigh probability distribution) และมีค่าเฉลี่ยเชิงสถิติเท่ากับหนึ่งเพื่อให้ค่าเฉลี่ยของภาพที่จะนำมาทดสอบมีค่าคงเดิม ส่งผลให้

ค่าความแปรปรวนเชิงสถิติซึ่งมีความสัมพันธ์ตามสมการที่ (ก.3) ในภาคผนวก ก มีค่าเท่ากับ $\sigma^2 = 0.2732$ [31] จากนั้นเราจะทำการเลือกภาพอย่างสุ่มจำนวน 32 สไลด์จากทั้งหมด 128 สไลด์ นั่นคือเลือก 1 สไลด์จากทุกๆ 4 สไลด์มาสร้างเป็นภาพทรงกลมสามมิติขนาด $128 \times 128 \times 128$ วิวอกเซลกลับคืนมา โดยความกว้าง ความสูง และความหนาของแต่ละวิวอกเซลจะถูกเซตให้มีความเท่ากับขนาดความกว้างของจุดภาพในภาพตัดขวางที่สังเคราะห์ขึ้นมา และจะสังเกตเห็นได้ว่าค่าพารามิเตอร์ N_{SCAN} ที่ได้นิยามไว้ในบทที่ 2 จะมีค่าเท่ากับ 4

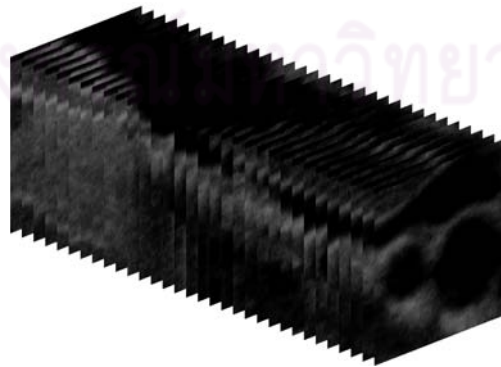
สำหรับการประเมินสมรรถนะของแต่ละระเบียบวิธีที่นำมาใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สังเคราะห์สามมิตินั้น เราจะทำการวัดความสามารถในการสร้างกลับโดยใช้ค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยแบบนอร์มัลไลซ์ในโดเมน Ω (Normalized Mean Square Error $_{\Omega}$: $NMSE_{\Omega}$) ซึ่งนิยามดังสมการ

$$NMSE_{\Omega} = \frac{\sum_{\Omega} (\bar{f}_{i,j,k} - \tilde{f}_{i,j,k})^2}{\sum_{\Omega} (\bar{f}_{i,j,k})^2}, \quad (4.2)$$

เมื่อ Ω คือโดเมนของวิวอกเซลทั้งหมดในภาพสามมิติ, $\bar{f}_{i,j,k}$ คือความเข้มของวิวอกเซลข้อมูลต้นแบบที่ปราศจากสัญญาณรบกวนแบบจุด, และ $\tilde{f}_{i,j,k}$ คือความเข้มของวิวอกเซลข้อมูลที่ถูกสร้างกลับคืนมาด้วยระเบียบวิธีในการสร้างกลับ โดย $NMSE_{\Omega}$ ที่มีค่าน้อยๆ จะแสดงถึงความสามารถในการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดในวิวอกเซลที่ถูกเติม และการประมาณค่าในช่วงวิวอกเซลที่ไม่ถูกเติมได้อย่างมีประสิทธิภาพ

4.1.2 ชุดภาพอัลตราซาวด์จริงที่ใช้ในการทดสอบ

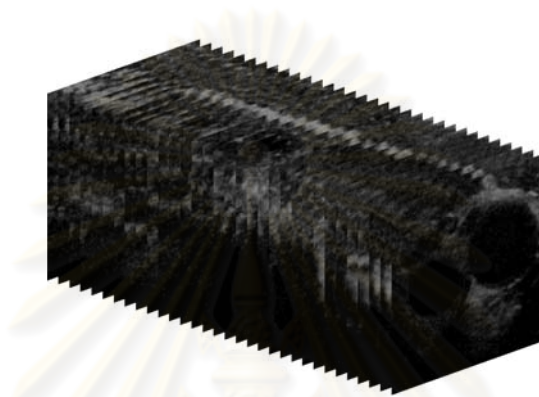
ในการทดสอบกับชุดภาพอัลตราซาวด์จริงนั้น เราจะเปรียบเทียบสมรรถนะของระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติที่ได้อธิบายไว้แล้วในหัวข้อก่อนหน้า โดยภาพที่จะ



รูปที่ 4.2 ตัวอย่างลำดับชุดภาพปีสแกนของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางที่สแกนได้จากโพรมแบบเชิงเส้นทางกลในอาสาสมัครคนที่ 1

นำมาใช้ในการทดสอบ จะเป็นชุดภาพที่ขนานกันของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางจำนวน 64 สไลซ์ซึ่งได้จากการสแกนด้วยโพรบแบบเชิงเส้นทางกลบนเครื่องอัลตราซาวนด์ GE Logiq 9 ดังแสดงในรูปที่ 4.2 และ 4.3

ในการตรวจสอบประสิทธิภาพการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์จริงสามมิตินั้น เราจะทำการเลือกสไลซ์ของชุดภาพดังกล่าวที่บันทึกได้จากจำนวน 64 สไลซ์ออกอย่างสม่ำเสมอสลับกันครึ่งละหนึ่งสไลซ์ นั่นคือเราจะทำการสร้างกลับภาพ 64 สไลซ์จากภาพจำนวน 32 สไลซ์ที่มีระยะ-



รูปที่ 4.3 ตัวอย่างลำดับชุดภาพปีสแกนของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางที่สแกนได้จากโพรบแบบเชิงเส้นทางกลในอาสาสมัครคนที่ 2

ห่างของแต่ละภาพเท่ากัน โดยภาพที่ถูกสร้างกลับคืนมาจำนวน 32 สไลซ์จะถูกนำไปเปรียบเทียบอย่างสอดคล้องกันกับกับชุดภาพที่บันทึกได้ต้นแบบด้วยภาพความแตกต่าง (Different image) เพื่อตรวจสอบประสิทธิภาพในการประมาณค่าในช่วงข้อมูลที่ขาดหายไปเชิงวัตถุวิสัย (Objective evaluation) ด้วยค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยแบบนอร์มัลไลซ์ในโดเมน Φ (Normalized Mean Square Error $_{\Phi}$: $NMSE_{\Phi}$) ซึ่งนิยามดังสมการ

$$NMSE_{\Phi} = \frac{\sum_{\Phi} (f_{i,j,k} - \tilde{f}_{i,j,k})^2}{\sum_{\Phi} (f_{i,j,k})^2}, \quad (4.3)$$

เมื่อ Φ คือโดเมนของว็อกเซลทั้งหมดในสไลซ์ที่ถูกเลือกออกไป, $f_{i,j,k}$ คือความเข้มของว็อกเซลข้อมูลต้นแบบที่บันทึกได้จากเครื่องอัลตราซาวนด์, และ $\tilde{f}_{i,j,k}$ คือความเข้มของว็อกเซลข้อมูลที่ถูกสร้างกลับคืนมาด้วยระเบียบวิธีในการสร้างกลับแต่ละวิธี

4.2 ผลการประเมินสมรรถนะระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ

4.2.1 ผลการประเมินเมื่อทดสอบกับชุดภาพอัลตราซาวนด์สังเคราะห์

ในการประเมินสมรรถนะของแต่ละระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิตินั้น การกำหนดค่าพารามิเตอร์ต่างๆ เช่น ค่าคงที่ในการปรับตัว หรือขนาดของว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง $V_{\{i,j,k\}}$, มีความสำคัญเป็นอย่างยิ่ง เพื่อให้แต่ละระเบียบวิธีสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ ดังนั้นจึงจะได้กล่าวถึงการใช้ค่าพารามิเตอร์ของแต่ละระเบียบวิธีดังต่อไปนี้

- ระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติแบบ VNN นั้น แถวลำดับของว็อกเซลสามมิติ (3-D voxel array) จะถูกเติมด้วยค่าความเข้มของจุดภาพที่อยู่ในชุดภาพบัสแบนด์ที่ใกล้ที่สุด จากนั้นว็อกเซลที่ยังไม่ถูกเติมจะถูกกำหนดให้มีค่าเท่ากับค่าในว็อกเซลที่ถูกเติมที่ใกล้ที่สุดอีกครั้ง ดังนั้นจึงไม่ต้องมีการกำหนดค่าพารามิเตอร์ใดๆ ในกระบวนการการสร้างกลับ

- วงจรกรอง ASR ค่าสัมประสิทธิ์ในการปรับตัวของวงจรกรองจะขึ้นอยู่กับ SNR ของข้อมูลในย่านที่เราสนใจซึ่งสามารถคำนวณได้โดยตรง ดังนั้นจึงไม่มีการเตรียมค่าคงที่ใดๆ ในกระบวนการกรอง
- วงจรกรอง AWM มีค่าถ่วงน้ำหนักศูนย์กลาง (Central weight) w_c , และค่าคงที่การสเกล (Scaling constant) c , เป็นตัวประมาณค่าถ่วงน้ำหนักแบบปรับตัวได้ตามขนาดของค่า SNR โดยในการทดลองนี้กำหนดให้ $c = 1$ และ $w_c = 20$

- ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW นั้นข้อมูลของจุดภาพที่อยู่ในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง $V_{\{i,j,k\}}$, และมีศูนย์กลางอยู่ที่ว็อกเซลที่กำลังสนใจ จะถูกถ่วงน้ำหนักตามระยะทางแบบผกผันระหว่างว็อกเซลจุดศูนย์กลางไปยังจุดภาพเหล่านั้น จากนั้นจึงนำค่าที่ถูกถ่วงน้ำหนักมาเฉลี่ยเป็นค่าผลลัพธ์ของว็อกเซลจุดศูนย์กลางได้โดยตรง ดังนั้นจึงไม่มีการเตรียมค่าคงที่ใดๆ ในกระบวนการกรอง

- ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW ต้องการค่าพารามิเตอร์สำหรับถ่วงดุลกันระหว่างระดับความราบเรียบ และระดับในการรักษาขอบภาพ b , โดยปกติจะเซตให้มีค่าอยู่ในช่วง 0 ถึง 1 โดยถ้า b มีค่ามากๆ จะเป็นการถ่วงน้ำหนักให้ความเข้มของข้อมูลที่อยู่บริเวณขอบภาพมีค่าเข้าใกล้ศูนย์ซึ่งจะเป็นการทำให้การเฉลี่ยมีความราบเรียบที่ดี ในทางตรงข้ามหาก b มีค่าน้อยๆ จะเป็นการถ่วงน้ำหนักให้ความเข้มของข้อมูลที่อยู่บริเวณขอบภาพมีค่าเข้าใกล้หนึ่งซึ่งจะเป็นการทำให้การเฉลี่ยติดตามผลของขอบภาพ ส่งผลทำให้การรักษาขอบภาพมีประสิทธิภาพยิ่งขึ้น โดย

ในการทดลองนี้ได้เลือกใช้ค่า $b = 0.25$ เนื่องจากมีความเหมาะสมในถ่วงดุลกันระหว่างการรักษาขอบภาพและการลดทอนสัญญาณรบกวนที่ดี นอกจากนั้นระเบียบ ADW ยังต้องการค่าระดับในการการแยกกลุ่มข้อมูลของว็อกเซลที่ถูกเติม H_0 ดังที่ได้อธิบายไว้ในบทที่ 2 โดยเมื่อประมาณค่า H_0 จากภาพอัลตราซาวนด์สังเคราะห์จะได้ค่า $H_0 \approx 30.83$

- วงจรกรอง CSG มีค่าอันดับของฟังก์ชันพหุนาม P , Q , และ R เพื่อใช้ในสร้างพื้นผิวในการพิตกลุ่มข้อมูลที่ต้องการประมาณ ในที่นี้ได้กำหนดให้มีค่าอันดับเท่ากับ 2 ทั้งสามค่าเนื่องจากจะทำให้ได้ลักษณะการพิตพื้นผิวเป็นการพิตแบบมีความโค้งและความชัน ซึ่งสามารถติดตามผลของสัญญาณที่ต้องการได้ดี จากการทดลองพบว่าหากใช้อันดับของฟังก์ชันพหุนามที่สูงเกินไปจะไม่ช่วยทำให้การสร้างกลับมีประสิทธิภาพที่ดีขึ้นเนื่องจาก จะมีความยืดหยุ่นในการพิตกลุ่มข้อมูลสูงเกินไปจนเป็นเหตุให้ฟังก์ชันพหุนามวิ่งติดตามผลของสัญญาณรบกวนได้เร็วขึ้น

- วงจรกรอง CRSG จะกำหนดค่าอันดับของฟังก์ชันพหุนามเช่นเดียวกับวงจรกรอง CSG และกำหนดค่าพารามิเตอร์ในการเร็กกูลารีไรซ์ $\lambda = 0.1$

นอกจากจะต้องกำหนดค่าพารามิเตอร์เริ่มต้นในแต่ละระเบียบวิธีในข้างต้นแล้ว ในการทดลองนี้ยังกำหนดให้ขนาดของว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง $V_{\{i,j,k\}}$ ของทุกระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติมีขนาดเท่ากับ $9 \times 9 \times 9$ ว็อกเซลเนื่องจาก จากผลงานวิจัยที่ผ่านมาพบว่าหากขนาดของว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง $V_{\{i,j,k\}}$ มีขนาดใหญ่เกินไปจะทำให้การประมาณค่าเกิดความผิดพลาดและส่งผลกระทบต่อภาพที่ได้จากการสร้างกลับมีแนวโน้มที่จะพวลงไปในทางตรงข้ามหากขนาดของว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง $V_{\{i,j,k\}}$ มีขนาดเล็กกว่านี้จะทำให้ไม่สามารถนำข้อมูลในทิศทางของการสแกนมาใช้เป็นข้อมูลสำหรับการนำมาช่วยใช้ในการสร้างกลับได้

รูปที่ 4.4 และ 4.5 แสดงภาพมุมมองตัดขวาง (Cross section view) และภาพมุมมองแบ่งซ้ายขวา (Sagittal view) ของภาพอัลตราซาวนด์สังเคราะห์สามมิติซึ่งได้จากการสร้างกลับจากแต่ละระเบียบวิธี โดยจะเห็นได้ว่าภาพที่ได้จากการสร้างกลับด้วยระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรกรอง ASR และวงจรกรอง AWM นั้นให้ผลการสร้างกลับบริเวณขอบภาพวัตถุจางลงที่ผิดเพี้ยนไปจากอุดมคติมากกว่าระเบียบวิธีการสร้างกลับแบบอื่นๆ เนื่องจากระเบียบวิธี VNN นั้นจะทำการประมาณค่าในช่วงข้อมูลที่ขาดหายไปด้วยค่าที่อยู่ในว็อกเซลที่ใกล้ที่สุด ทำให้ผลของความเข้มที่ได้จากการสร้างกลับภาพสามมิติจากชุดภาพที่มีรูปแบบของความสม่ำเสมอมีลักษณะเป็นขั้นบันไดบริเวณรอยต่อของภาพ และถึงแม้ว่าจะใช้วงจรกรอง ASR และวงจรกรอง AWM ประมวลผลในภายหลังซ้าก็ตาม ก็ยังไม่สามารถทำให้รอยต่อรูปวงกลมมีความราบเรียบที่ดีพอได้ ยิ่งไปกว่านั้นยังจะสังเกตเห็นได้ว่าภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.5 (ก) และ (ข) ยังมีสัญญาณรบกวนแบบจุดหลงเหลืออยู่โดยเฉพาะบริเวณขอบภาพของรูปทรงกลมเนื่องจากการใช้ค่า SNR ทางสถิติมาประมาณข้อมูลว่าควรจะมีอยู่ในย่าน

ไต่ยังมีความไม่แน่นอนในการตัดสินใจ ทำให้ผลของข้อมูลบริเวณขอบภาพซึ่งควรจะถูกลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดออกไปกลับถูกรักษาไว้เสมือนกับเป็นขอบภาพของจริง

เมื่อเปรียบเทียบผลที่ได้จากการสร้างกลับด้วยระเบียบวิธีประมาณค่าในช่วงแบบ DW ในรูปที่ 4.4 และ 4.5 (ค) จะเห็นได้ว่าระเบียบวิธี DW นี้สามารถลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดภายในภาพได้อย่างมีประสิทธิภาพโดยจะเห็นได้ว่าในพื้นที่ที่มีลักษณะเป็นแบบเดียวกันนั้นความเข้มของภาพจะมีลักษณะที่ราบเรียบ อย่างไรก็ตามเมื่อตรวจสอบผลที่ได้จากการสร้างกลับบริเวณขอบภาพจะพบว่าขอบภาพที่ได้จะมีลักษณะที่พรมัวเนื่องจากการเฉลี่ยของความเข้มบริเวณพื้นผิวทรงกลมและความเข้มของภาพพื้นหลังที่มากเกินไป

เมื่อเปรียบเทียบกับระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW, ระเบียบวิธีการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติด้วยวงจรรอง CSG และ CRSG ในรูปที่ 4.4 และ 4.5 (ง)-(ค) แล้วจะเห็นได้ว่าระเบียบวิธีในการสร้างกลับทั้งสามแบบนี้ให้ผลการสร้างกลับภาพตัดขวาง และภาพแบ่งซ้ายขวาที่ดีกว่าสามวิธีแรกเนื่องจากสามารถลดทอนสัญญาณรบกวนพร้อมทั้งรักษาขอบภาพได้อย่างมีประสิทธิภาพ และเมื่อตรวจสอบอย่างละเอียดจะพบว่าระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG นั้นมีประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนที่ดีกว่าระเบียบวิธีอื่นๆ โดยจะสังเกตได้จากพื้นที่บริเวณสีขาวของรูปทรงกลมจะมีรอยของความเข้มสีดำซึ่งเกิดจากการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดออกไปน้อยที่สุด ยิ่งไปกว่านั้นเมื่อทำการประเมินสมรรถนะของระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติเชิงวัตถุวิสัยโดยใช้ค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยแบบนอร์มัลไลซ์ในโดเมน Ω (Normalized Mean Square Error $_{\Omega}$: NMSE $_{\Omega}$) ซึ่งนิยามในสมการที่ (4.2) ด้วยชุดภาพที่ถูกสร้างและถูกรบกวนด้วยสัญญาณรบกวนแบบจุดที่แตกต่างกันจำนวน 10 การสร้าง (Realization) แล้วจึงนำมาหาค่าเฉลี่ยทั้งชุดเชิงสถิติ (Ensemble average) จากการทดลองพบว่าระเบียบวิธีในการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG ให้ค่าความผิดพลาดในการสร้างกลับที่น้อยที่สุดสอดคล้องกับผลการประเมินด้วยสายตาแสดงผลในตาราง 4.1 โดยประสิทธิภาพในการสร้างกลับที่ดีกว่านี้มีสาเหตุมาจากการเพิ่มองค์ความรู้ล่วงหน้าของผลเฉลี่ยด้วยวิธีการเร็กกูลาร์ไรเซชันดังอธิบายในภาคผนวก ง

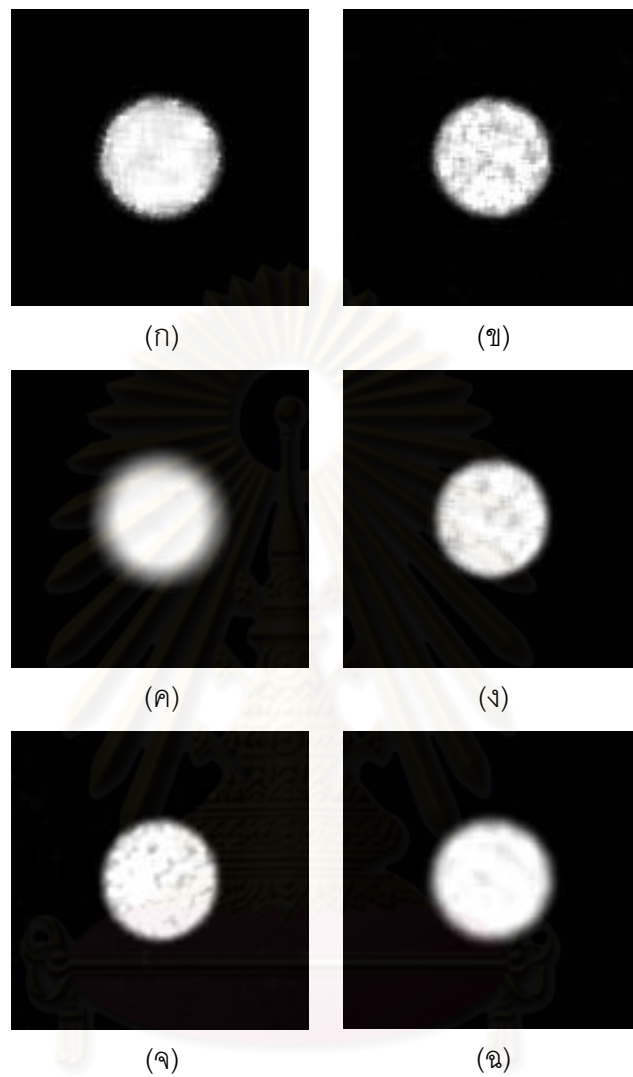
และเมื่อนำผลภาพทรงกลมสามมิติขนาด $128 \times 128 \times 128$ บ็อกเซลที่ได้จากการสร้างกลับจากแต่ละระเบียบวิธีมาตรวจสอบประสิทธิภาพในด้านการนำไปใช้เป็นเครื่องมือช่วยเหลือสำหรับการประมวลผลล่วงหน้าก่อนการนำไปแบ่งส่วนภาพ (Segmentation) ในที่นี้เราจะทำการแสดงภาพวัตถุทรงกลมด้วยวิธีการขีดแบ่ง (Thresholding) และวิธีการขึ้นรูปด้วยลำแสง (Ray-casting) [32] โดยให้ค่าระดับการขีดแบ่งมีค่าเท่ากับ 55 ซึ่งเป็นค่าเฉลี่ยของความเข้มวัตถุทรงกลมและความเข้มของภาพพื้นหลัง ผลที่ได้ในรูปที่ 4.6 จะเห็นได้ว่าระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติด้วยวงจรรอง CRSG ให้ผลของพื้นผิวภาพทรงกลมที่มีความราบเรียบ

ตารางที่ 4.1 ค่า $NMSE_{\Omega}$ เฉลี่ยทั้งชุดเชิงสถิติที่ทดสอบกับภาพวัตถุทรงกลมจำนวน 10 ชุด

ระเบียบวิธีในการสร้างกลับ	$NMSE_{\Omega}$
VNN + ASR	0.1370
VNN + AWM	0.1165
DW	0.1542
ADW	0.0652
CSG	0.0581
CRSG	0.0427

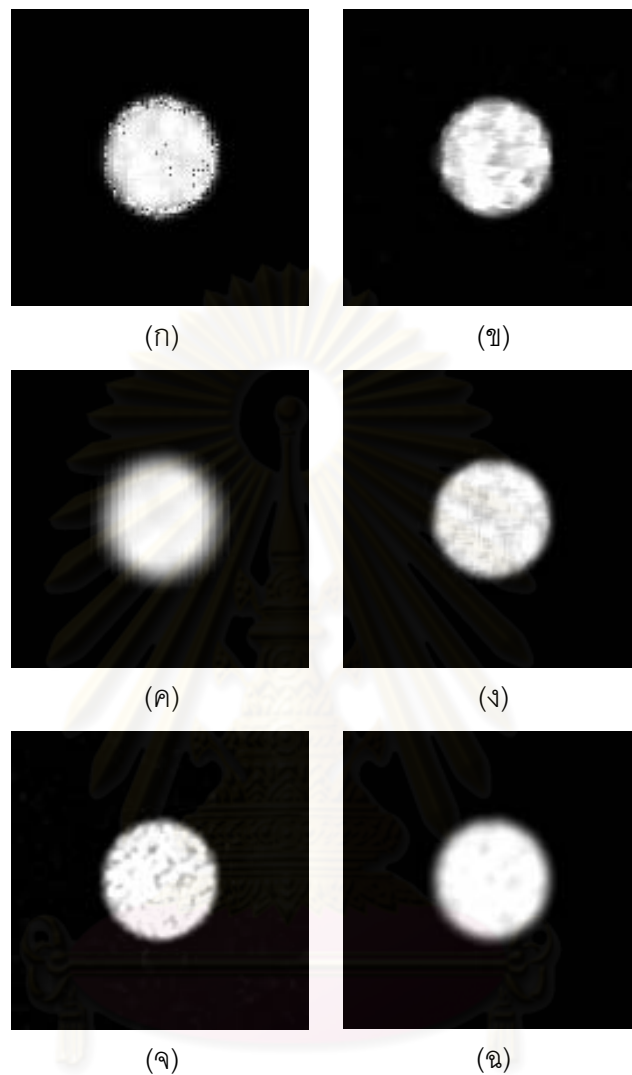
ใกล้เคียงกับภาพทรงกลมในอุดมคติมากที่สุด ในขณะที่ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรรอง ASR และ AWM นั้นให้ผลของพื้นผิวภาพทรงกลมที่มีลักษณะขรุขระอันมีสาเหตุมาจากการใช้แบบจำลองในการประมาณค่าในช่วงที่ไม่ถูกต้อง อีกทั้งยังมีการหลงเหลือของสัญญาณรบกวนบริเวณขอบภาพอยู่มาก ในหัวข้อย่อยถัดไปจะได้นำเสนอการประเมินสมรรถนะของระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติกับชุดภาพอัลตราซาวด์ของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางที่ใช้ในทางการแพทย์จริง

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 4.4 ภาพตัดขวางตัวอย่างของวัตถุทรงกลมที่สร้างกลับจากแต่ละระเบียบวิธี

- (ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายใต้วงจรรอง ASR
- (ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายใต้วงจรรอง AWM
- (ค) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW
- (ง) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW
- (จ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG
- (ฉ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG



รูปที่ 4.5 ภาพแบ่งซ้ายขวาตัวอย่างของวัตถุทรงกลมที่สร้างกลับจากแต่ละระเบียบวิธี

(ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรอง ASR

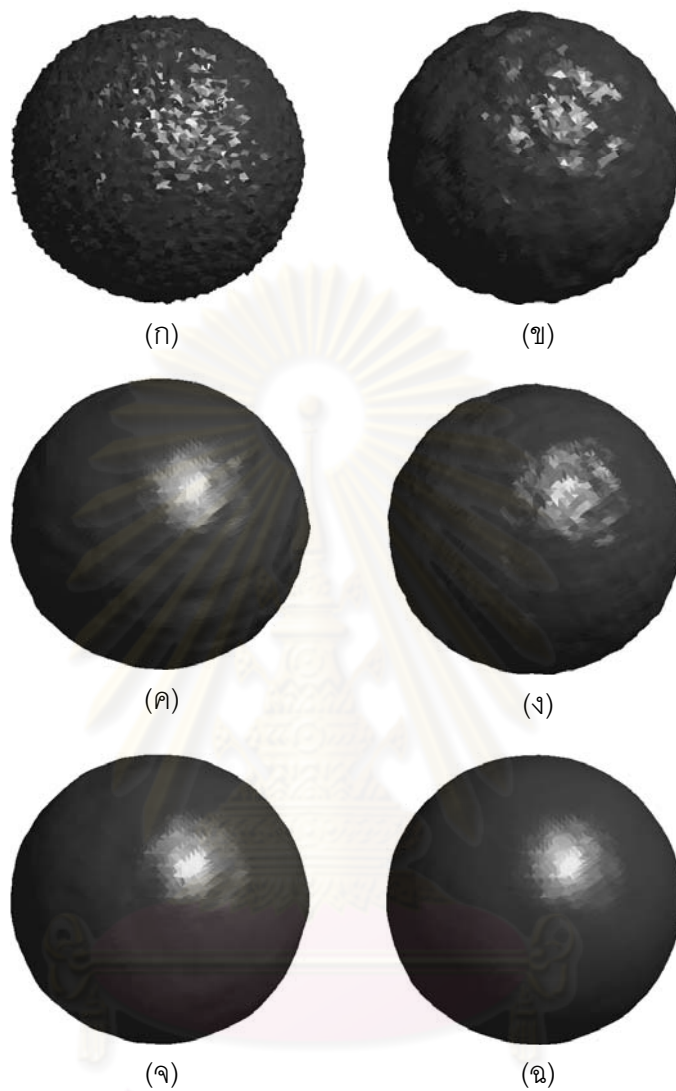
(ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรอง AWM

(ค) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW

(ง) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW

(จ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG

(ฉ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG



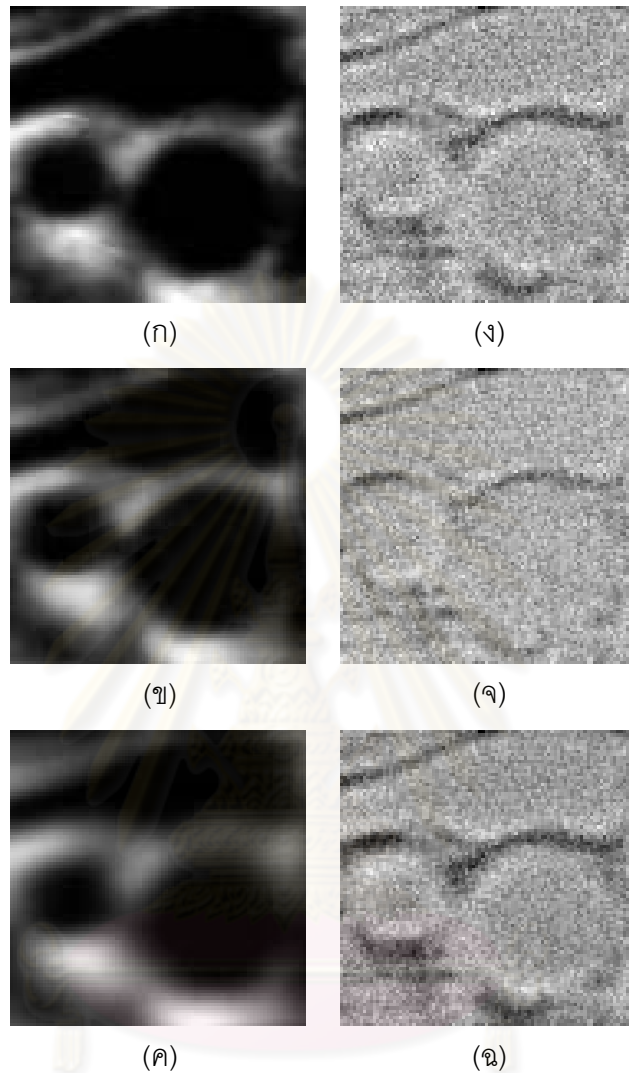
รูปที่ 4.6 ภาพการสร้างกลับสามมิติของวัตถุทรงกลมที่สร้างกลับจากแต่ละระเบียบวิธี
 (ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรอง ASR
 (ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรอง AWM
 (ค) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW
 (ง) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW
 (จ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG
 (ฉ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG

4.2.2 ผลการประเมินเมื่อทดสอบกับชุดภาพอัลตราซาวนด์จริง

4.2.2.1 ชุดภาพอัลตราซาวนด์จริงจากอาสาสมัครคนที่ 1

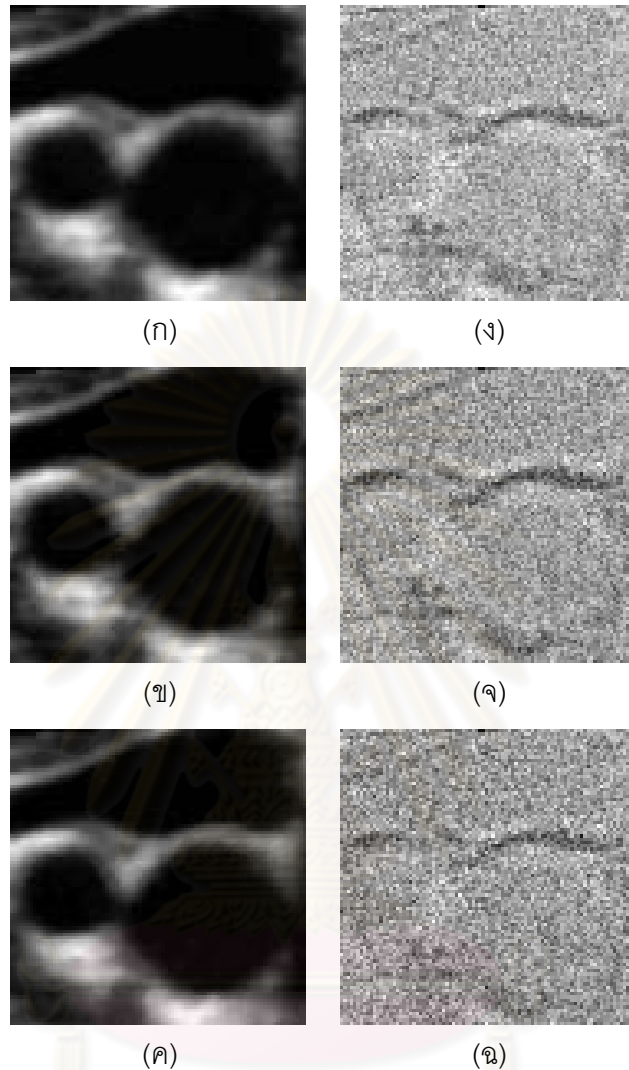
ในการประเมินสมรรถนะของแต่ละระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางจากชุดบีสแกนที่ได้จากอาสาสมัครคนที่หนึ่งดังแสดงลำดับของชุดภาพในรูปที่ 4.2 ด้วยวิธีการที่ได้อธิบายไว้แล้วในหัวข้อที่ 4.1.2 นั้น ในการทดลองนี้เราจะกำหนดค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ของแต่ละระเบียบวิธีให้มีค่าเช่นเดียวกับที่ใช้ทดสอบกับชุดภาพอัลตราซาวนด์สังเคราะห์ ยกเว้นในระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW นั้นจะคำนวณค่าระดับในการการแยกกลุ่มข้อมูลของว็อกเซลที่ถูกเติม H_0 ได้เท่ากับ $H_0 = 4.447$ และกำหนดให้ขนาดของว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง $V_{\{i,j,k\}}$ ของทุกระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติมีขนาดเท่ากับ $9 \times 9 \times 9$ ว็อกเซลด้วยเช่นกัน

รูปที่ 4.7 แสดงตัวอย่างของภาพมุมมองตัดขวางที่สร้างกลับได้จากแต่ละระเบียบวิธี และในรูปที่ 4.7 แสดงภาพความแตกต่าง (Different image) ระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับและภาพที่บันทึกได้จากการสแกนจริงอย่างสอดคล้องกัน โดยภาพความแตกต่างเหล่านี้จะสะท้อนถึงประสิทธิภาพในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ นั่นคือหากผลภาพที่ได้จากการสร้างกลับมีลักษณะที่เข้าใกล้กับชุดภาพที่บันทึกได้ ภาพความแตกต่างที่ได้ควรจะแสดงให้เห็นเพียงเฉพาะสัญญาณรบกวนในภาพอัลตราซาวนด์ซึ่งไม่สัมพันธ์กับโครงสร้างภายในภาพออกมา [34] โดยเมื่อตรวจสอบผลภาพที่ได้จากการสร้างกลับในแต่แล้วพบว่าระเบียบวิธีประมาณค่าในช่วงแบบ DW ในรูปที่ 4.7 (ค) จะมีลักษณะที่มีความราบเรียบมากเกินไปโดยเฉพาะตรงบริเวณขอบภาพแล้วจะเห็นได้ชัดว่าขอบภาพที่ได้จะมีลักษณะที่พร่ามัวเนื่องจากการเฉลี่ยของความเข้มบริเวณเนื้อเยื่อและความเข้มบริเวณเส้นเลือดที่มากเกินไปซึ่งสอดคล้องกับผลของภาพความแตกต่างในรูปที่ 4.7 (ด) ซึ่งเผยให้เห็นถึงสิ่งตกค้าง (Residual) ของโครงสร้างบริเวณขอบภาพที่ถูกสูญเสียไปในขั้นตอนของการสร้างกลับ ในขณะที่ผลที่ได้จากการสร้างกลับด้วยระเบียบวิธีแบบอื่นๆ ยังพอจะสังเกตเห็นความคมชัดบริเวณต่างๆ ภายในภาพได้ดี แต่เมื่อลองตรวจสอบของภาพความแตกต่างในรูปที่ 4.8 และ 4.8 (ง)-(จ) และนำภาพดังกล่าวมาประเมินประสิทธิภาพในการสร้างกลับในเชิงสถิติด้วยค่าด้วยค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยแบบนอร์มัลไลซ์ในโดเมน Φ (Normalized Mean Square Error $_{\Phi}$: $NMSE_{\Phi}$) ซึ่งนิยามดังสมการที่ (4.3) แล้วพบว่าผลที่ได้จากการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติด้วยระเบียบวิธีของวงจรรอง CRSG นั้นให้ผลของค่า $NMSE_{\Phi}$ ที่มีค่าน้อยที่สุด ในขณะที่ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวิธี ADW, CSG, VNN+AWM, VNN+ASR และ DW ให้ผลการสร้างกลับที่ตีรองลงมาตามลำดับดังแสดงค่าในตารางที่ 4.2



รูปที่ 4.7 ภาพตัวอย่างการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง และภาพความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับและภาพที่บันทึกได้จากการสแกนจริงของอาสาสมัครคนที่ 1

- (ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายใต้วงจรรอง ASR
 (ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายใต้วงจรรอง AWM
 (ค) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW
 (ง) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.7 (ก) กับภาพที่บันทึกได้จริง
 (จ) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.7 (ข) กับภาพที่บันทึกได้จริง
 (ฉ) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.7 (ค) กับภาพที่บันทึกได้จริง



รูปที่ 4.8 ภาพตัวอย่างการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง และภาพความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับและภาพที่บันทึกได้จากการสแกนจริงของอาสาสมัครคนที่ 1

- (ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW
- (ข) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG
- (ค) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG
- (ง) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.8 (ก) กับภาพที่บันทึกได้จริง
- (จ) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.8 (ข) กับภาพที่บันทึกได้จริง
- (ฉ) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.8 (ค) กับภาพที่บันทึกได้จริง

ตารางที่ 4.2 ค่า $NMSE_{\phi}$ ของภาพความแตกต่างหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอ
ที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 1

ระเบียบวิธีในการสร้างกลับ	$NMSE_{\phi}$
VNN + ASR	0.1016
VNN + AWM	0.0827
DW	0.1618
ADW	0.0472
CSG	0.0531
CRSG	0.0315

และเพื่อตรวจสอบรายละเอียดผลของการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติในเชิงลึก
ลงไปอีก ดังนั้นในที่นี้เราจะตรวจสอบถึงประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดใน
พื้นที่ที่มีลักษณะเป็นเนื้อเดียวกัน และการรักษาองค์ประกอบของภาพในพื้นที่บริเวณขอบภาพ
ด้วยการเปรียบเทียบภาพโพรไฟล์ในแถวที่ 45 ในภาพการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำ
คอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 1 ในรูปที่ 4.7 และ 4.8 (ก)-(ค) โดยผลของภาพ
โพรไฟล์ที่ได้แสดงในรูปที่ 4.9 (ก) และ (ข) นั้นชี้ให้เห็นว่าระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วง
แบบ VNN และประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรรอง ASR และวงจรรอง AWM นั้นได้รับความ
เสียหายจากการหลงเหลืออยู่ของสัญญาณรบกวนภายในภาพเนื่องจากมักจะไม่แน่นอนใน
การตัดสินใจในการแยกกลุ่มข้อมูลในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงว่าควรจะอยู่ในย่านใดด้วยค่า SNR
ในย่าน เมื่อเปรียบเทียบกับผลของภาพโพรไฟล์ที่ได้จากระเบียบวิธีในการสร้างกลับแบบ DW,
ADW, CSG และ CRSG ในรูปที่ 4.9 (ค)-(จ) ตามลำดับจะเห็นได้ว่าระเบียบวิธีเหล่านี้สามารถ
ลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดในภาพได้อย่างมีประสิทธิภาพ อย่างไรก็ตามผลการสร้างกลับ
ด้วยระเบียบวิธี DW ในรูปที่ 4.9 (ค) นั้นจะให้ผลในการคงสภาพขอบภาพที่ด้อยกว่าระเบียบวิธี
แบบอื่นๆ โดยจะเห็นได้จากขอบภาพที่อยู่ระหว่างหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสอง
ทางมีลักษณะที่ถูกลดทอนออกไปมากเกินไป ในขณะที่ระเบียบวิธีในการสร้างกลับแบบ ADW,
CSG และ CRSG นั้นสามารถคงสภาพขอบภาพได้ดีกว่าอย่างเห็นได้ชัด แต่ถึงแม้ว่าระเบียบวิธีใน
การสร้างกลับทั้งสามวิธีหลังนี้จะมีประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดและรักษา
รายละเอียดภายในภาพได้เกือบทั้งหมด แต่เมื่อตรวจสอบอย่างละเอียดแล้วจะเห็นได้ว่าระเบียบ
วิธี ADW และ CSG ยังคงปรากฏการหลงเหลือสิ่งแปลกปลอมเนื่องจากผลกระทบของสัญญาณ
รบกวนแบบจุดอยู่เล็กน้อยในพื้นที่ที่มีลักษณะเป็นเนื้อเดียวกัน เปรียบเทียบกับระเบียบวิธีการ
สร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติด้วยวงจรรอง CRSG แล้วจะเห็นได้ว่ามีความราบเรียบใน
พื้นที่บริเวณดังกล่าวที่ดีกว่าระเบียบวิธีแบบอื่นๆ

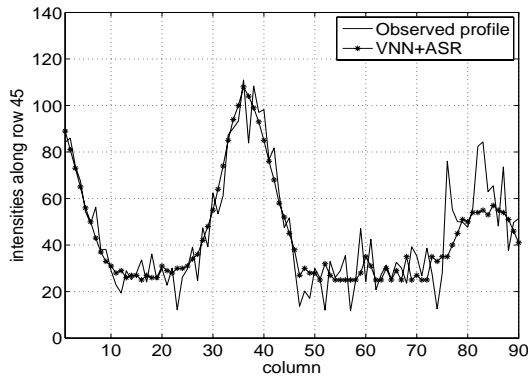
นอกเหนือจากการประเมินสมรรถนะของระเบียบวิธีต่างๆ ที่ใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติในช่วงต้นแล้ว ต่อไปนี้เราจะตรวจสอบประสิทธิภาพของผลที่ได้จากการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางในเชิงปริมาตรขนาด $90 \times 90 \times 256$ วีอกเซลจากชุดภาพปีสแกนที่บันทึกได้จำนวน 64 สไลซ์ดังแสดงในรูปที่ 4.2 นั่นคือเราจะทำการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติโดยให้ความละเอียดของภาพในทิศทางเอลลิพซันหรือในทิศทางของการสแกนเพิ่มขึ้น 4 เท่าเพื่อทำให้ข้อมูลที่ขาดหายไประหว่างสไลซ์ของภาพปีสแกนที่บันทึกได้มีระยะห่างตามเดิมเมื่อขนาดของจุดภาพเชิงปริมาตรในแนวเอลลิพซันมีขนาดเท่ากับความกว้างของจุดภาพในภาพปีสแกน ผลการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติในรูปแบบเชิงปริมาตรที่ได้จากแต่ละระเบียบวิธีแสดงในรูปที่ 4.10 โดยจะเห็นได้ว่าผลการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติด้วยระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรรอง ASR และ AWM ดังแสดงในรูปที่ 4.10 (ก) และ (ข) นั้นจะมีลักษณะที่ผิดเพี้ยนและขาดความราบเรียบของแนวหลอดเลือดในทิศทางของการสแกนอันมีสาเหตุมาจากกลไกในการสร้างกลับตามที่ได้อธิบายไว้ในข้างต้น เมื่อเปรียบเทียบกับผลการสร้างกลับที่ได้จากระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW ในรูปที่ 4.10 (ค) จะเห็นได้ว่าผลภาพมีลักษณะที่พร่าอีกทั้งรายละเอียดที่สำคัญก็ถูกทำให้เรียบหายออกไป ในขณะที่ระเบียบวิธี ADW, CSG และ CRSG นั้นสามารถรักษารายละเอียดเหล่านั้นเอาไว้ได้ดังแสดงในรูปที่ 4.10 (ง), (จ) และ (ฉ) ตามลำดับ อย่างไรก็ตามเมื่อตรวจสอบดูอย่างละเอียดแล้วจะพบว่าระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW และระเบียบวิธีในการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG นั้นปรากฏสิ่งแปลกปลอมบริเวณรอยต่อของภาพอันเนื่องมาจากขาดความราบเรียบในการสร้างกลับที่เพียงพอในแนวเอลลิพซัน เปรียบเทียบระเบียบวิธีในการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG กับระเบียบวิธีอื่นๆ แล้วจะเห็นได้ว่ากลไกวงจรรอง CRSG สามารถประนีประนอมกันระหว่างระดับความราบเรียบและระดับในการรักษาของภาพได้ดีกว่าระเบียบวิธีแบบอื่นๆ

เมื่อนำผลการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติเชิงปริมาตรมาแยกส่วนที่เป็นบริเวณหลอดเลือดออกจากภาพพื้นหลังด้วยระเบียบวิธีการแบ่งส่วนภาพแบบเติบโตทางพื้นที่ (Region growing segmentation) (ดังที่ได้อธิบายวิธีการไว้ในภาคผนวก ๑) ที่มีระดับการขีดแบ่งความเข้มต่ำกว่า 50 นั้นจะเห็นได้ว่าผลภาพหลอดเลือดเชิงเรขาคณิตที่ได้จากการสร้างกลับด้วยระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN ในรูปที่ 4.11 (ก) และ (ข) นั้นปรากฏร่องรอยในลักษณะขั้นบันไดในแนวเอลลิพซันอันเนื่องมาจากข้อมูลที่ได้จากการสร้างกลับเป็นข้อมูลที่ซ้ำซ้อนกับข้อมูลในแนวดังกล่าว อีกทั้งวงจรรองที่นำมาใช้ในการประมวลผลในภายหลังยังมีระดับในการเปรียบเทียบที่ไม่เพียงพอในการ ในขณะที่ผลของภาพหลอดเลือดเชิงเรขาคณิตที่ได้จากระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ DW นั้นจะมีพื้นผิวที่ราบเรียบแต่จุดเปลี่ยนเว้าตามแนวของความยาวของ

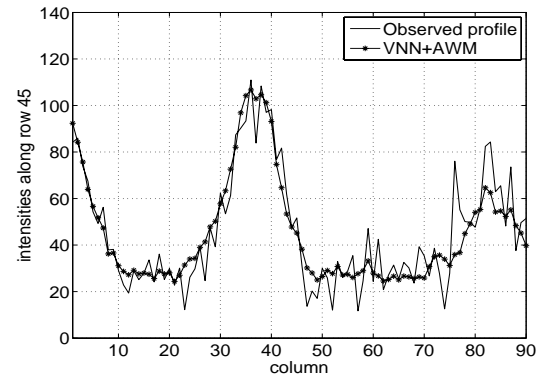
หลอดได้ถูกปรับเรียบออกมากเกินไป ยิ่งไปกว่านั้นขนาดของหลอดเลือดในแนวตัดขวางยังมีลักษณะที่เล็กลงอันมีสาเหตุมาจากการที่รอยต่อระหว่างหลอดเลือดถูกปรับเรียบออกไปด้วยเช่นกันดังจะสังเกตเห็นได้ชัดในภาพโพรไฟล์ในรูปที่ 4.9 (ค) ว่าบริเวณที่มีลักษณะเป็นแอ่งน้ำ (Watershed) จะมีพื้นที่ในการรองรับที่น้อยกว่าระเบียบวิธีแบบอื่นๆ ณ ระดับตำแหน่งที่ต่ำกว่าเกรเดียนต์สูงสุดของขอบภาพตรงรอยต่อระหว่างหลอดเลือด ส่งผลทำให้การแบ่งส่วนที่มีพื้นฐานในการใช้พื้นที่แบบแอ่งน้ำและมีระดับการขีดแบ่งที่ต่ำกว่าค่าดังกล่าวมีขนาดของพื้นที่ที่เล็กลงไปด้วยเช่นกัน (สาเหตุที่ไม่เลือกใช้ค่าระดับการขีดแบ่งให้เท่ากับค่าความเข้ม ณ ตำแหน่งสูงสุดของเกรเดียนต์บริเวณรอยต่อระหว่างหลอดเลือด เนื่องจากค่าดังกล่าวมีโอกาสที่จะอยู่ในระดับที่สูงกว่าค่ายอดของขอบภาพบริเวณข้างเคียง ซึ่งจะส่งผลทำให้การแบ่งส่วนเกิดการรั่วและมีความผิดพลาดในการแบ่งส่วนเกิดขึ้น) โดยเมื่อเปรียบเทียบกับระเบียบวิธีในการสร้างกลับแบบ ADW, CSG และ CRSG ดังแสดงในรูปที่ 4.11 (ง), (จ) และ (ฉ) ตามลำดับนั้นจะเห็นได้ว่าผลของภาพหลอดเลือดเชิงเรขาคณิตที่ได้จากการสร้างกลับด้วยระเบียบวิธีของวงจรรอง CRSG มีความราบเรียบและสามารถรักษาโครงสร้างของหลอดเลือดที่ดีกว่าระเบียบวิธี ADW และ CSG ซึ่งยังมีความขรุขระพื้นผิวหลอดเลือดหลงเหลืออยู่



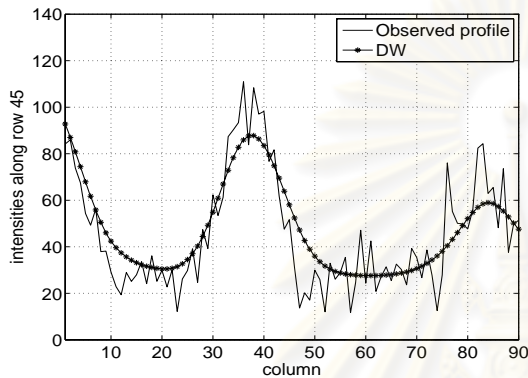
 ศูนย์วิทยทรัพยากร
 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



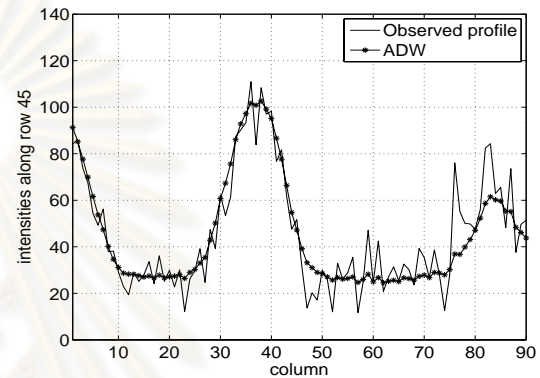
(ก)



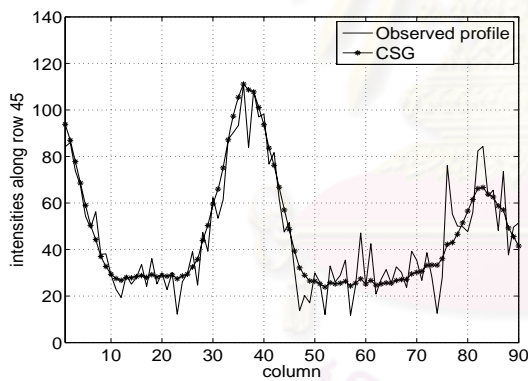
(ข)



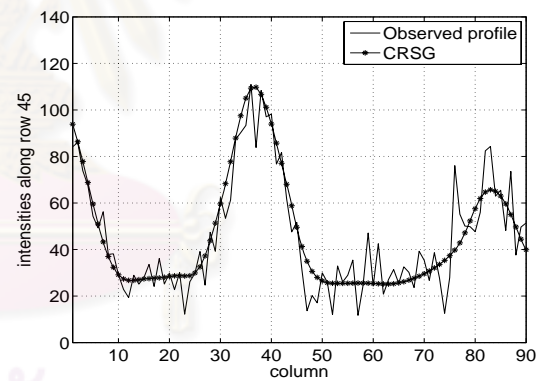
(ค)



(ง)



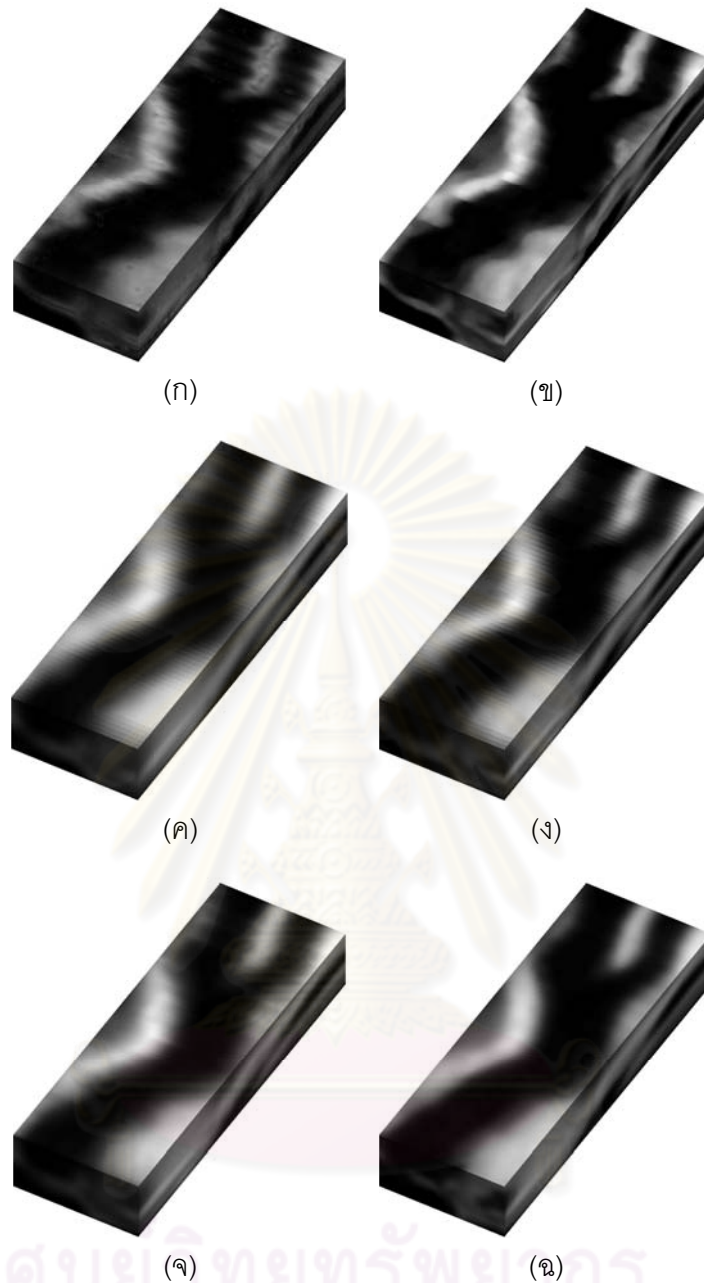
(จ)



(ฉ)

รูปที่ 4.9 ภาพโพรไฟล์การสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 1 ในรูปที่ (4.7) และ (4.8)

- (ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังจากวงจรรอง ASR
- (ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังจากวงจรรอง AWM
- (ค) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW
- (ง) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW
- (จ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG
- (ฉ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG



รูปที่ 4.10 ภาพการสร้างกลับสามมิติของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง
ของอาสาสมัครคนที่ 1 ในรูปแบบของการแสดงแบบหลายระนาบ (Multi-planar reformatting)
 (ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังจากวงจรรอง ASR
 (ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังจากวงจรรอง AWM
 (ค) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW
 (ง) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW
 (จ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG
 (ฉ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG



รูปที่ 4.11 ภาพหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางเชิงเรขาคณิตของอาสาสมัครคนที่ 1

- (ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรอง ASR
- (ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรอง AWM
- (ค) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW
- (ง) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW
- (จ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG
- (ฉ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG

4.2.2.2 ชุดภาพอัลตราซาวนด์จริงจากอาสาสมัครคนที่ 2

ในการประเมินสมรรถนะของระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติกับชุดภาพอัลตราซาวนด์จริงจากอาสาสมัครคนที่ 2 ในการทดลองนี้เราจะทดสอบกับลำดับของชุดภาพในรูปแบบที่ 4.3 โดยที่ค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ยังกำหนดค่าไว้เช่นเดิมยกเว้นในระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW นั้นจะคำนวณค่าระดับในการการแยกกลุ่มข้อมูลของว็อกเซลที่ถูกเติม H_0 ได้เท่ากับ $H_0 = 5.563$ อย่างไรก็ตามผลการประเมินที่ได้มีลักษณะที่สอดคล้องกันกับผลการทดสอบในชุดภาพของอาสาสมัครคนที่ 2 ดังนั้นจึงจะอธิบายในเฉพาะจุดที่สำคัญโดยเมื่อนำผลภาพที่ได้จากการสร้างกลับของแต่ละระเบียบวิธีในรูปแบบที่ 4.12 และ 4.13 มาประเมินประสิทธิภาพในการสร้างกลับเชิงวัตถุวิสัยด้วยค่าด้วยค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยแบบนอร์แมลไลซ์ในโดเมน Φ (Normalized Mean Square Error $_{\Phi}$: $NMSE_{\Phi}$) ซึ่งนิยามดังสมการที่ (4.3) พบว่าผลที่ได้จากการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติด้วยระเบียบวิธีของวงจรรอง CRSG นั้นให้ผลของค่า $NMSE_{\Phi}$ ที่มีค่าน้อยที่สุดในขณะที่ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวิธี CSG, ADW, VNN+AWM, VNN+ASR และ DW ให้ผลการสร้างกลับที่ตีรองลงมาตามลำดับดังแสดงค่าในตารางที่ 4.3 ด้านล่าง

ตารางที่ 4.3 ค่า $NMSE_{\Phi}$ ของภาพความแตกต่างหลอดเลือดแดงบริเวณ
ลำคอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 2

ระเบียบวิธีในการสร้างกลับ	$NMSE_{\Phi}$
VNN + ASR	0.1001
VNN + AWM	0.0765
DW	0.1043
ADW	0.0856
CSG	0.0513
CRSG	0.0441

และเพื่อตรวจสอบรายละเอียดของผลที่ได้จากการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติในการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดในพื้นที่ที่มีลักษณะเป็นแบบเดียวกัน และการรักษาองค์ประกอบของภาพในพื้นที่บริเวณขอบภาพ เราจะทำการเปรียบเทียบภาพโพรไฟล์ในแถวที่ 64 ของภาพการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 2 ในรูปที่ 4.12 และ 4.13 (ก)-(ค) โดยผลของภาพโพรไฟล์ที่ได้แสดงในรูปที่ 4.14 (ก) และ (ข) นั้น

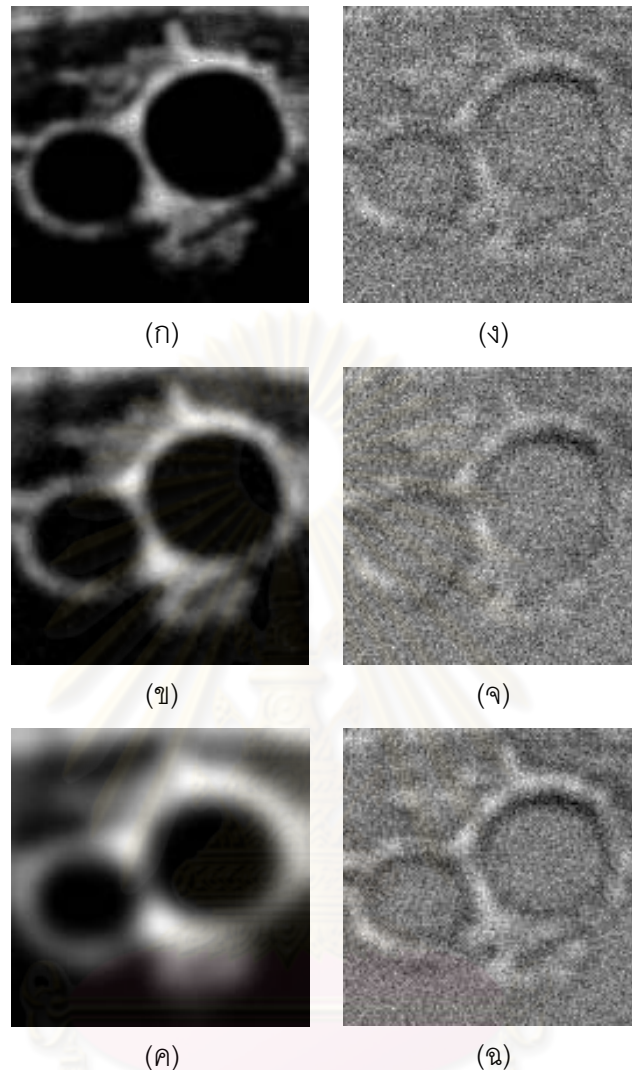
ชี้ให้เห็นว่าระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวผลในภายหลังด้วยวงจรรอง ASR และวงจรรอง AWM นั้นยังมีการหลงเหลืออยู่ของสัญญาณรบกวนภายในภาพมากกว่าระเบียบวิธีแบบอื่นๆ และเมื่อเปรียบเทียบกับผลของภาพโพรไฟล์ที่ได้จากระเบียบวิธีในการสร้างกลับแบบ DW, ADW, CSG และ CRSG ในรูปที่ 4.14 (ค)-(ด) ตามลำดับจะเห็นได้ว่าระเบียบวิธีเหล่านี้สามารถลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดในภาพได้อย่างมีประสิทธิภาพ อย่างไรก็ตามผลของภาพโพรไฟล์ที่ได้จากระเบียบวิธี DW ยังคงมีการปรับเรียบบริเวณรอยต่อต่อระหว่างหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางออกมากเกินไป ในขณะที่ระเบียบวิธีในการสร้างกลับแบบ ADW, CSG และ CRSG นั้นสามารถคงสภาพขอบภาพได้ดีกว่าอย่างเห็นได้ชัด แต่เมื่อเปรียบเทียบบนพื้นที่ที่ลักษณะเป็นแบบเดียวกันแล้วจะพบกับระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติด้วยวงจรรอง CRSG มีความราบเรียบในพื้นที่บริเวณดังกล่าวที่ดีกว่าระเบียบวิธีแบบอื่นๆ

นอกเหนือจากการประเมินสมรรถนะของระเบียบวิธีต่างๆ ที่ใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติในข้างต้นแล้ว ต่อไปเราจะตรวจสอบประสิทธิภาพของผลที่ได้จากการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางในเชิงปริมาตรขนาด $128 \times 128 \times 256$ บิตเซลจากชุดภาพบีสแกนที่บันทึกได้จำนวน 64 สไลซ์ดังแสดงในรูปที่ 4.3 เช่นเดียวกับในหัวข้อที่ 4.2.2.1 ผลการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติในรูปแบบเชิงปริมาตรที่ได้ในแต่ละระเบียบวิธีแสดงในรูปที่ 4.15 โดยจะเห็นได้ว่าผลการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติด้วยระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวผลในภายหลังด้วยวงจรรอง ASR ดังแสดงในรูปที่ 4.15 (ก) นั้นปรากฏสิ่งแปลกปลอมบริเวณแนวของหลอดเลือดอันมีสาเหตุมาจากความไม่แน่นอนของกลไกในการตัดสินใจในพื้นที่บริเวณขอบภาพตามที่ได้อธิบายไว้ในข้างต้น ในขณะที่ผลที่ได้จากการประมวผลในภายหลังด้วยวงจรรอง AWM ในรูปที่ 4.15 (ข) นั้นให้ผลในการรักษาขอบภาพและการปรับเรียบที่ดีกว่า แต่ก็ยังคงมีร่องรอยการหลงเหลือของสัญญาณรบกวนภายในหลอดเลือดอยู่พอสมควร เมื่อเปรียบเทียบกับผลการสร้างกลับที่ได้จากระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ DW ในรูปที่ 4.15 (ค) จะเห็นได้ว่าผลภาพมีลักษณะที่พร่าอีกทั้งรายละเอียดที่สำคัญก็ถูกทำให้เรียบหายไป ในขณะที่ระเบียบวิธี ADW, CSG และ CRSG นั้นสามารถรักษารายละเอียดเหล่านั้นเอาไว้ได้ดังแสดงในรูปที่ 4.15 (ง), (จ) และ (ด) ตามลำดับ อย่างไรก็ตามเมื่อตรวจสอบดูอย่างละเอียดแล้วจะพบว่าระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW และระเบียบวิธีในการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG นั้นปรากฏสิ่งแปลกปลอมบริเวณรอยต่อของภาพอันเนื่องมาจากขาดความราบเรียบในการสร้างกลับที่เพียงพอในแนวเอลลิพซัน เปรียบเทียบระเบียบวิธีในการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG กับระเบียบวิธีอื่นๆ แล้วจะ

เห็นได้ว่ากลไกวงจรกรอง CRSG สามารถประนีประนอมกันระหว่างระดับความราบเรียบและระดับในการรักษาของภาพได้ดีกว่าระเบียบวิธีแบบอื่นๆ

เมื่อนำผลการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติเชิงปริมาตรมาแยกส่วนที่เป็นบริเวณหลอดเลือดออกจากภาพพื้นหลังด้วยระเบียบวิธีการแบ่งส่วนภาพด้วยวิธีการเติบโตทางพื้นที่ที่มีระดับการขีดแบ่งต่ำกว่า 75 นั้นจะเห็นได้ว่าผลภาพหลอดเลือดเชิงเรขาคณิตที่ได้จากการสร้างกลับด้วยระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN ในรูปที่ 4.16 (ก) และ (ข) นั้นยังคงปรากฏร่องรอยของขั้นบันไดในแนวเอллиเวชันตามที่ได้ด้วยเหตุผลเดียวกับ ในขณะที่ผลของภาพหลอดเลือดเชิงเรขาคณิตที่ได้จากระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ DW ในรูปที่ 4.16 (ค) นั้นจะมีพื้นผิวที่ราบเรียบมากกว่าระเบียบวิธีในการสร้างกลับแบบอื่นๆ แต่ผลของภาพหลอดเลือดตรงบริเวณที่แยกออกเป็นสองทางจะมีลักษณะที่ถูกรวมพื้นที่ของหลอดเลือดเข้าไปด้วยกัน ยิ่งไปกว่านั้นขนาดของหลอดเลือดในแนวตัดขวางยังมีลักษณะที่เล็กลงเช่นเดียวกันกับเมื่อทดสอบกับชุดภาพหลอดเลือดในอาสาสมัครคนที่ 1 เมื่อเปรียบเทียบกับผลที่ได้จากระเบียบวิธีในการสร้างกลับแบบ ADW, CSG และ CRSG ดังแสดงในรูปที่ 4.16 (ง), (จ) และ (ฉ) ตามลำดับนั้น จะเห็นได้ว่าภาพหลอดเลือดเชิงเรขาคณิตที่ได้จากการสร้างกลับด้วยระเบียบวิธีของวงจรกรอง CRSG มีความราบเรียบที่ดีกว่าระเบียบวิธี ADW และ CSG ซึ่งถึงแม้ว่าจะมีความราบเรียบที่น้อยกว่าผลที่ได้จากระเบียบวิธี DW แต่ความถูกต้องในการสร้างกลับและการรักษาโครงสร้างของหลอดเลือดในระเบียบวิธีที่ได้พัฒนาขึ้นมา โดยภาพรวมแล้วจะเห็นได้ว่ามีประสิทธิภาพที่ดีกว่าระเบียบวิธีการสร้างกลับแบบอื่นๆ

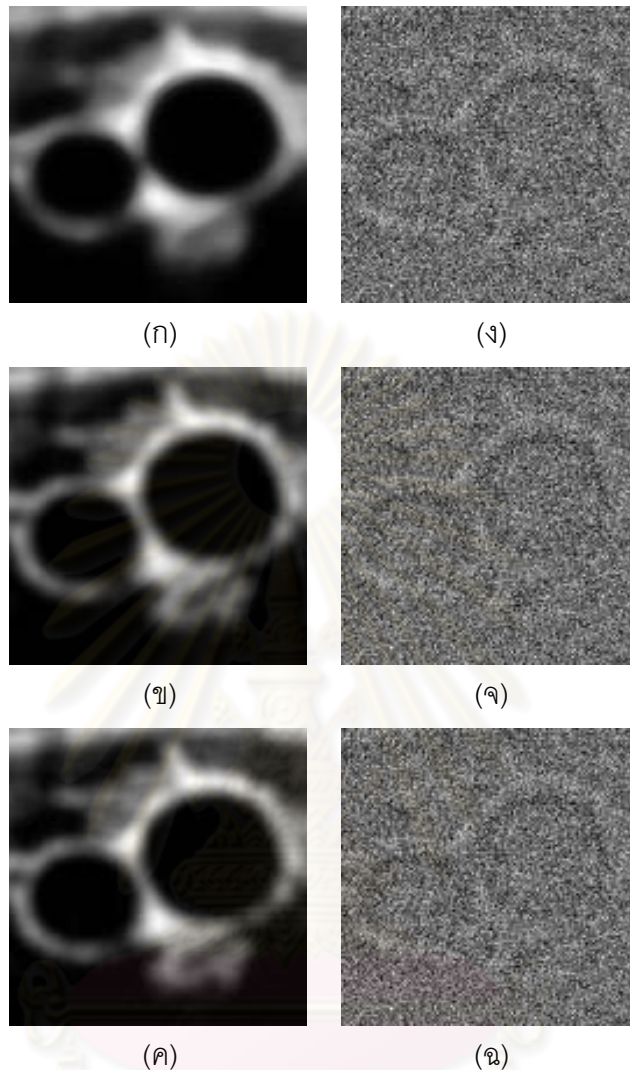
ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 4.12 ภาพตัวอย่างการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง และภาพความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับและภาพที่บันทึกได้จากการสแกนจริงของอาสาสมัครคนที่ 2

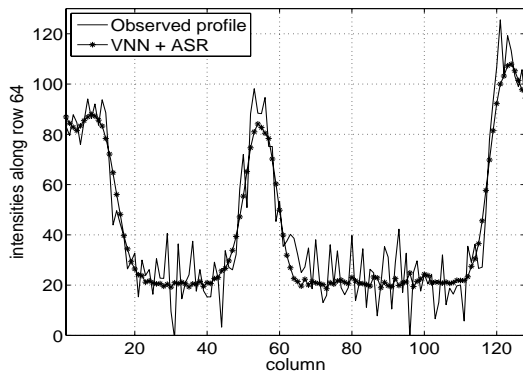
- (ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรอง ASR
 (ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรอง AWM
 (ค) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW

- (ง) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.12 (ก) กับภาพที่บันทึกได้จริง
 (จ) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.12 (ข) กับภาพที่บันทึกได้จริง
 (ฉ) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.12 (ค) กับภาพที่บันทึกได้จริง

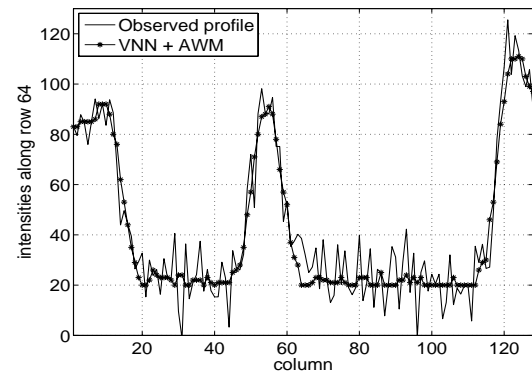


รูปที่ 4.13 ภาพตัวอย่างการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง และภาพความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับและภาพที่บันทึกได้จากการสแกนจริงของอาสาสมัครคนที่ 2

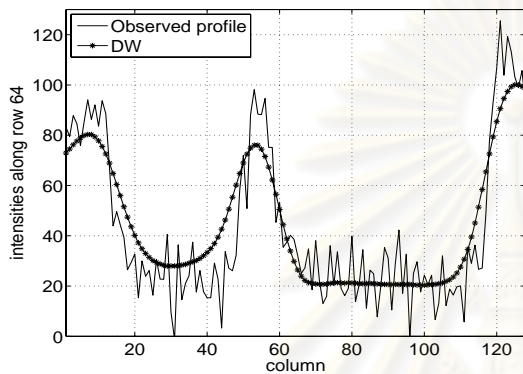
- (ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW
- (ข) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG
- (ค) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG
- (ง) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.13 (ก) กับภาพที่บันทึกได้จริง
- (จ) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.13 (ข) กับภาพที่บันทึกได้จริง
- (ฉ) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.13 (ค) กับภาพที่บันทึกได้จริง



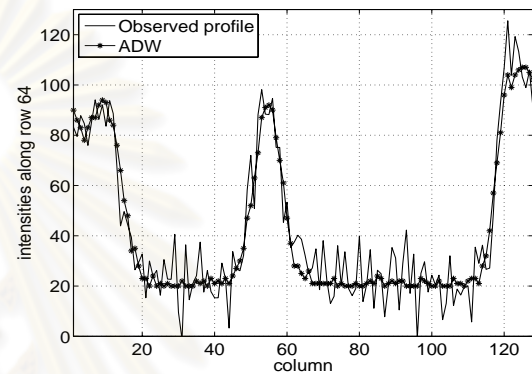
(ก)



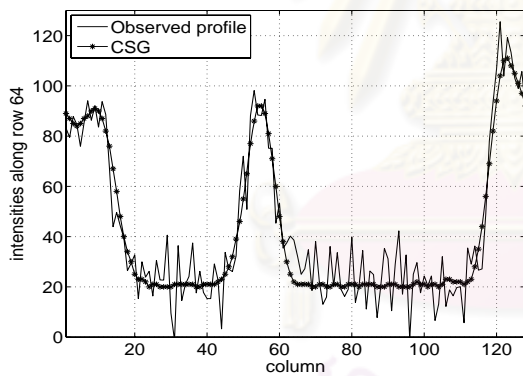
(ข)



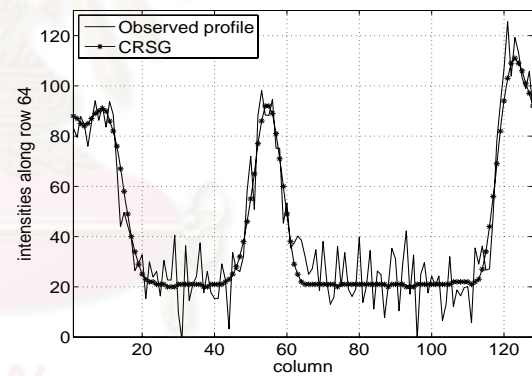
(ค)



(ง)



(จ)



(ฉ)

รูปที่ 4.14 ภาพโฟรไฟล์การสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 2 ในรูปที่ 4.12 และ 4.13

(ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรกรอง ASR

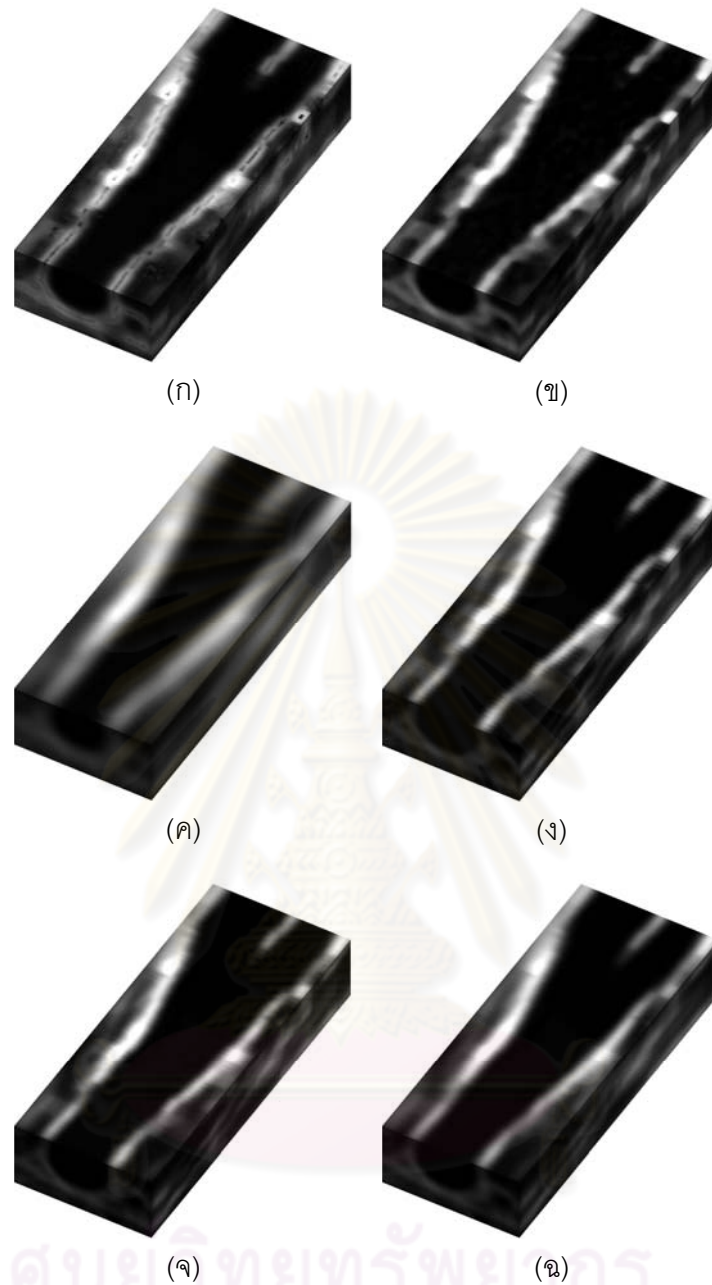
(ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรกรอง AWM

(ค) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW

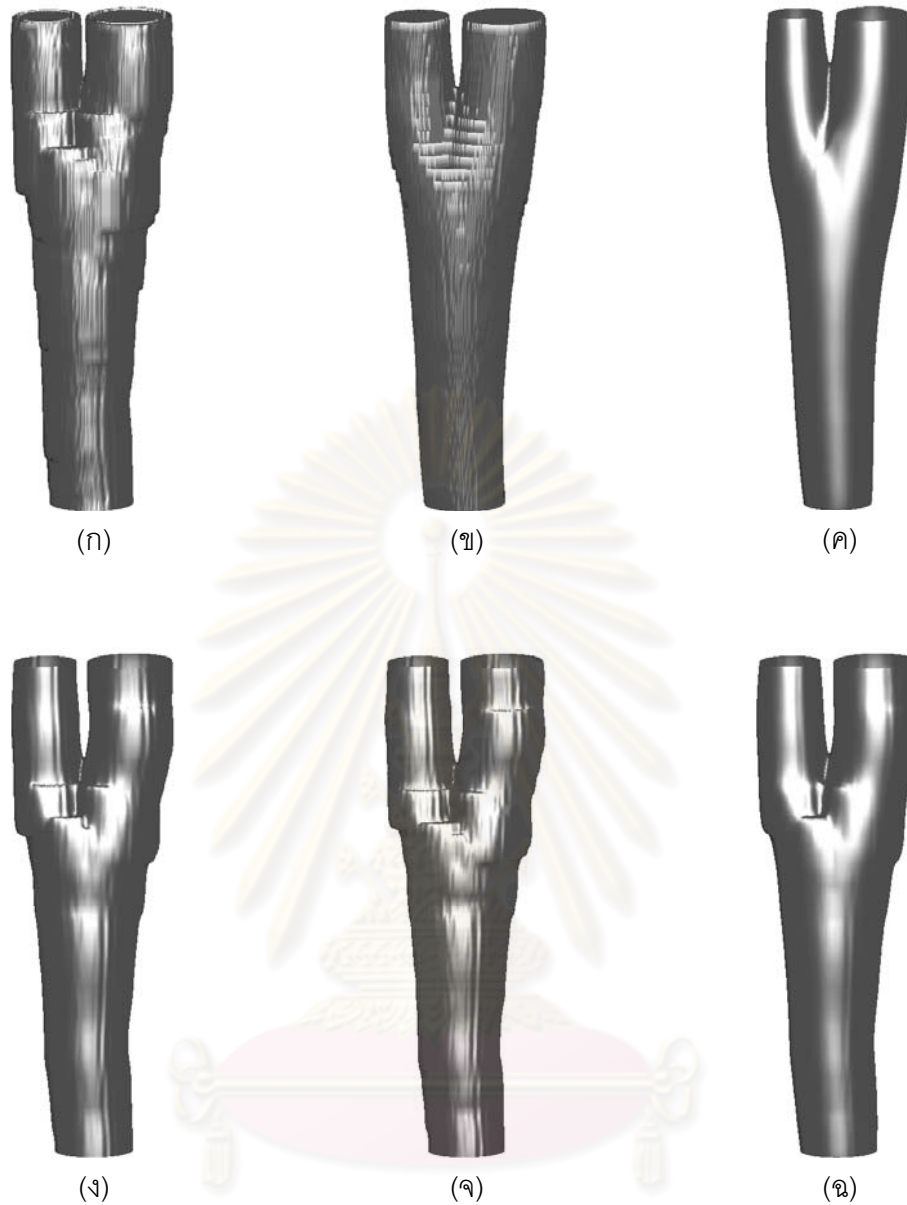
(ง) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW

(จ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรกรอง CSG

(ฉ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรกรอง CRSG



รูปที่ 4.15 ภาพการสร้างกลับสามมิติของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง
ของอาสาสมัครคนที่ 2 ในรูปแบบของการแสดงแบบหลายระนาบ (Multi-planar reformatting)
(ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังจากวงจรรอง ASR
(ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังจากวงจรรอง AWM
(ค) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW
(ง) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW
(จ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG
(ฉ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG

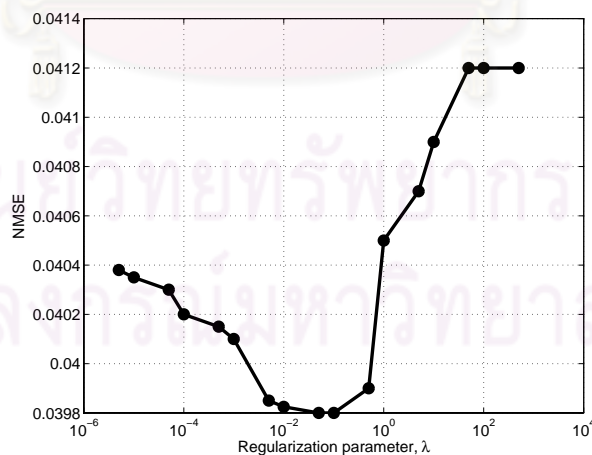


รูปที่ 4.16 ภาพหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางเชิงเรขาคณิตของอาสาสมัครคนที่ 1

- (ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรอง ASR
- (ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรอง AWM
- (ค) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW
- (ง) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW
- (จ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG
- (ฉ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG

4.2.2.3 ชุดภาพอัลตราซาวนด์จริงจากอาสาสมัครคนที่ 1 ที่ถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคูณ

ในการประเมินสมรรถนะระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติเพิ่มเติม นั้น ในการทดลองต่อไปนี้จะเรานำชุดภาพอัลตราซาวนด์จริงจากอาสาสมัครคนที่ 1 ในรูปที่ 4.2 มาคูณด้วยสัญญาณรบกวนที่การกระจายตัวของความน่าจะเป็นแบบเรย์ลีเนื่องจากแบบจำลองของสัญญาณดังกล่าวมีความใกล้เคียงกับแบบจำลองของสัญญาณรบกวนแบบจุดทางสถิติ โดยที่ค่าเฉลี่ยของสัญญาณรบกวนเรย์ลีค่าเท่ากับหนึ่ง ส่วนค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ของแต่ละระเบียบวิธีในการสร้างกลับยังกำหนดค่าไว้เช่นเดิมและในส่วนของระเบียบวิธีในการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG นั้นค่าพารามิเตอร์ในการเร็กกูลาร์ไรซ์จะกำหนดให้มีค่าเท่ากับ 0.01 เนื่องจากเป็นค่าที่ทำให้ค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยแบบนอร์แมลไลซ์ในโดเมน Φ (Normalized Mean Square Error $_{\Phi}$: $NMSE_{\Phi}$) มีค่าน้อยสุด อย่างไรก็ตามผลการประเมินที่ได้ยังคงมีลักษณะที่สอดคล้องกันกับผลการทดสอบในชุดภาพของอาสาสมัครคนที่ 1 ดังนั้นจึงจะอธิบายในเฉพาะจุดที่สำคัญโดยเมื่อนำผลภาพที่ได้จากการสร้างกลับของแต่ละระเบียบวิธีในรูปที่ 4.18 และ 4.19 มาประเมินประสิทธิภาพในการสร้างกลับเชิงวัตถุวิสัยด้วยค่า $NMSE_{\Phi}$, ผลการสร้างกลับกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติที่ได้พบว่าระเบียบวิธีของวงจรรอง CRSG นั้นให้ผลของค่า $NMSE_{\Phi}$ ที่มีค่าน้อยที่สุดในขณะที่ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวิธี CSG, ADW, VNN+ AWM, VNN+ASR และ DW ให้ผลการสร้างกลับที่ตีรองลงมาตามลำดับดังแสดงค่าในตารางที่ 4.4



รูปที่ 4.17 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าพารามิเตอร์ในการเร็กกูลาร์ไรซ์และค่า $NMSE_{\Phi}$ ของระเบียบวิธี CRSG ในชุดภาพอาสาสมัครคนที่ 1 ซึ่งถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคูณ

และเพื่อตรวจสอบรายละเอียดของผลที่ได้จากการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติในการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดในพื้นที่ที่มีลักษณะเป็นแบบเดียวกัน และการรักษาองค์

ตารางที่ 4.4 ค่า $NMSE_{\phi}$ ของภาพความแตกต่างหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 1 ซึ่งถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคูณ

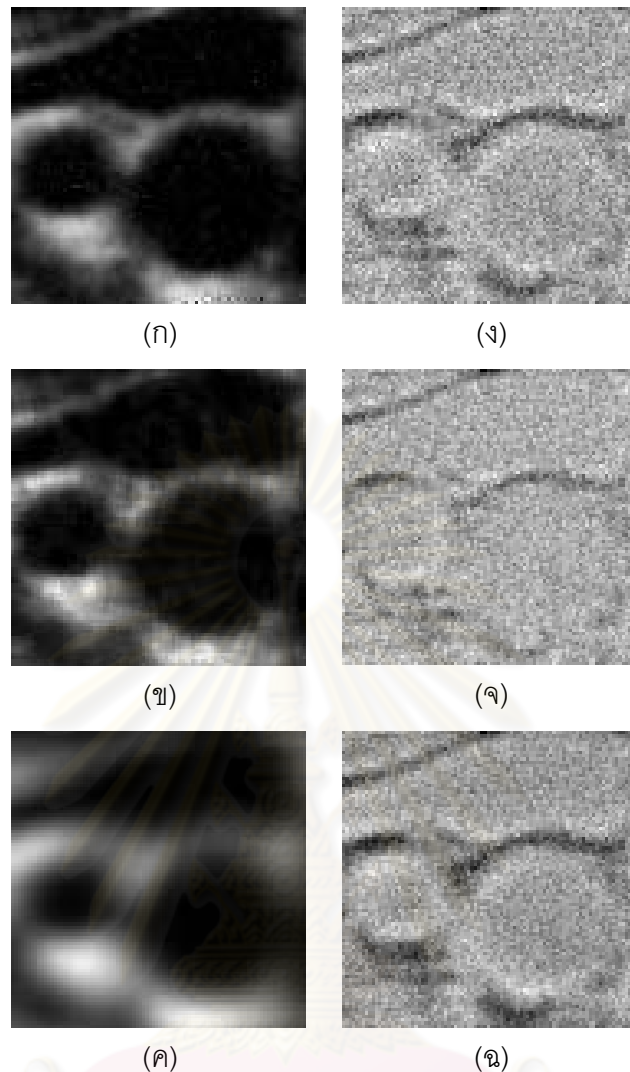
ระเบียบวิธีในการสร้างกลับ	$NMSE_{\phi}$
VNN + ASR	0.0952
VNN + AWM	0.0786
DW	0.0941
ADW	0.0477
CSG	0.0432
CRSG	0.0398

ประกอบของภาพในพื้นที่บริเวณขอบภาพ เราจะทำการเปรียบเทียบภาพโฟรไฟล์ในแถวที่ 45 ของภาพการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 1 ในรูปที่ 4.18 และ 4.19 (ก)-(ค) โดยผลของภาพโฟรไฟล์ที่ได้แสดงในรูปที่ 4.20 (ก) และ (ข) นั้นชี้ให้เห็นว่าระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรรอง ASR และวงจรรอง AWM นั้นยังมีการหลงเหลืออยู่ของสัญญาณรบกวนภายในภาพมากกว่าระเบียบวิธีแบบอื่นๆ และเมื่อเปรียบเทียบกับผลของภาพโฟรไฟล์ที่ได้จากระเบียบวิธีในการสร้างกลับแบบ DW, ADW, CSG และ CRSG ในรูปที่ 4.20 (ค)-(จ) ตามลำดับจะเห็นได้ว่าระเบียบวิธีเหล่านี้สามารถลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดในภาพได้อย่างมีประสิทธิภาพ อย่างไรก็ตามผลของภาพโฟรไฟล์ที่ได้จากระเบียบวิธี DW ยังคงมีการปรับเรียบบริเวณรอยต่อระหว่างหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางออกมากเกินไป ในขณะที่ระเบียบวิธีในการสร้างกลับแบบ ADW, CSG และ CRSG นั้นสามารถคงสภาพขอบภาพได้ดีกว่าอย่างเห็นได้ชัด แต่เมื่อเปรียบเทียบบนพื้นที่ที่ลักษณะเป็นแบบเดียวกันแล้วจะพบกับระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติด้วยวงจรรอง CRSG มีความราบเรียบในพื้นที่บริเวณดังกล่าวที่ดีกว่าระเบียบวิธีแบบอื่นๆ

นอกเหนือจากการประเมินสมรรถนะของระเบียบวิธีต่างๆ ที่ใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติในข้างต้นแล้ว ต่อไปนี้เราจะตรวจสอบประสิทธิภาพของผลที่ได้จากการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางในเชิงปริมาตรขนาด $128 \times 128 \times 256$ วิวอกเซลจากชุดภาพปัสแกนที่บันทึกได้จำนวน 64 สไลซ์ดังแสดงในรูปที่ 4.3 เช่นเดียวกับในหัวข้อที่ผ่านมา ผลการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติในรูปแบบเชิงปริมาตรที่ได้ในแต่ละระเบียบวิธีแสดงในรูปที่ 4.21 โดยจะเห็นได้ว่าผลการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติด้วยระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลในภายหลัง

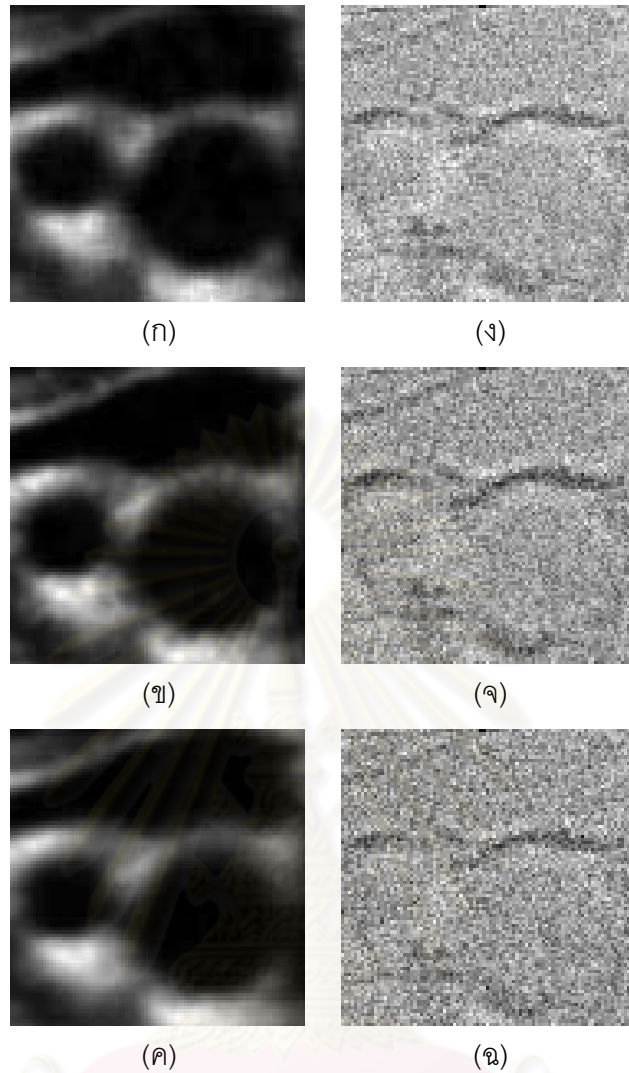
ด้วยวงจรรอง ASR ดังแสดงในรูปที่ 4.21 (ก) นั้นปรากฏสิ่งแปลกปลอมบริเวณแนวของหลอดเลือดอันมีสาเหตุมาจากความไม่แน่นอนของกลไกในการตัดสินใจในพื้นที่บริเวณขอบภาพตามที่ได้อธิบายไว้ในข้างต้น ในขณะที่ผลได้จากการประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรรอง AWM ในรูปที่ 4.21 (ข) นั้นให้ผลในการรักษาขอบภาพและการปรับเรียบที่ดีกว่า แต่ก็ยังคงมีร่องรอยการหลงเหลือของสัญญาณรบกวนภายในหลอดเลือดอยู่พอสมควร เมื่อเปรียบเทียบกับผลการสร้างกลับที่ได้จากระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW ในรูปที่ 4.21 (ค) จะเห็นได้ว่าผลภาพมีลักษณะที่พว่อกทั้งรายละเอียดที่สำคัญก็ถูกทำให้เรียบหายออกไป ในขณะที่ระเบียบวิธี ADW, CSG และ CRSG นั้นสามารถรักษารายละเอียดเหล่านั้นเอาไว้ได้ดังแสดงในรูปที่ 4.21 (ง), (จ) และ (ฉ) ตามลำดับ อย่างไรก็ตามเมื่อตรวจสอบดูอย่างละเอียดแล้วจะพบว่าระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW และระเบียบวิธีในการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG นั้นปรากฏสิ่งแปลกปลอมบริเวณรอยต่อของภาพอันเนื่องมาจากขาดความราบเรียบในการสร้างกลับที่เพียงพอในแนวเอลลิเวชัน เปรียบเทียบระเบียบวิธีในการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG กับระเบียบวิธีอื่นๆ แล้วจะเห็นได้ว่ากลไกวงจรรอง CRSG สามารถประนีประนอมกันระหว่างระดับความราบเรียบและระดับในการรักษาของภาพได้ดีกว่าระเบียบวิธีแบบอื่นๆ

เมื่อนำผลการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติเชิงปริมาตรมาแยกส่วนที่เป็นบริเวณหลอดเลือดออกจากภาพพื้นหลังด้วยระเบียบวิธีการแบ่งส่วนภาพด้วยวิธีการเติบโตทางพื้นที่ที่มีระดับการขีดแบ่งต่ำกว่า 75 นั้นจะเห็นได้ว่าผลภาพหลอดเลือดเชิงเรขาคณิตที่ได้จากการสร้างกลับด้วยระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN ในรูปที่ 4.22 (ก) และ (ข) นั้นยังคงปรากฏร่องรอยของขั้นบันไดในแนวเอลลิเวชัน ในขณะที่ผลของภาพหลอดเลือดเชิงเรขาคณิตที่ได้จากระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ DW ในรูปที่ 4.22 (ค) นั้นจะมีพื้นผิวที่ราบเรียบมากกว่าระเบียบวิธีในการสร้างกลับแบบอื่นๆ แต่ผลของภาพหลอดเลือดตรงบริเวณที่แยกออกเป็นสองทางจะมีลักษณะที่ถูกรวมพื้นที่ของหลอดเลือดเข้าไปด้วยกัน ยิ่งไปกว่านั้นขนาดของหลอดเลือดในแนวตัดขวางยังมีลักษณะที่เล็กลงเช่นเดียวกันกับเมื่อทดสอบกับชุดภาพหลอดเลือดในอาสาสมัครคนที่ 1 เมื่อเปรียบเทียบกับผลที่ได้จากระเบียบวิธีในการสร้างกลับแบบ ADW, CSG และ CRSG ดังแสดงในรูปที่ 4.22 (ง), (จ) และ (ฉ) ตามลำดับนั้น จะเห็นได้ว่าภาพหลอดเลือดเชิงเรขาคณิตที่ได้จากการสร้างกลับด้วยระเบียบวิธีของวงจรรอง CRSG มีความราบเรียบที่ดีกว่าระเบียบวิธี ADW และ CSG ซึ่งถึงแม้ว่าจะมีความราบเรียบที่น้อยกว่าผลที่ได้จากระเบียบวิธี DW แต่ความถูกต้องในการสร้างกลับและการรักษาโครงสร้างของหลอดเลือดในระเบียบวิธีที่ได้พัฒนาขึ้นมา โดยภาพรวมแล้วจะเห็นได้ว่ามีประสิทธิภาพที่ดีกว่าระเบียบวิธีการสร้างกลับแบบอื่นๆ



รูปที่ 4.18 ภาพตัวอย่างการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง ที่ถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคูณ และภาพความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับและภาพที่บันทึกได้จากการสแกนจริงของอาสาสมัครคนที่ 2

- (ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรอง ASR
- (ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรอง AWM
- (ค) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW
- (ง) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.18 (ก) กับภาพที่บันทึกได้จริง
- (จ) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.18 (ข) กับภาพที่บันทึกได้จริง
- (ฉ) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.18 (ค) กับภาพที่บันทึกได้จริง



รูปที่ 4.19 ภาพตัวอย่างการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง ที่ถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคูณ และภาพความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับและภาพที่บันทึกได้จากการสแกนจริงของอาสาสมัครคนที่ 2

(ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW

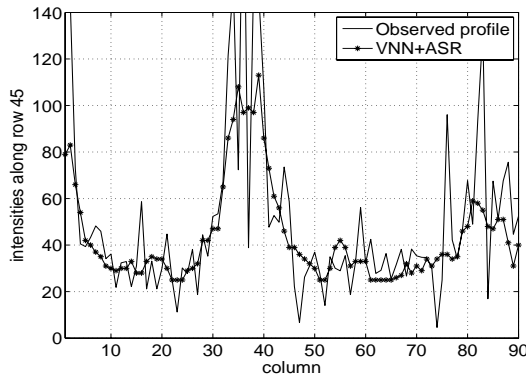
(ข) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG

(ค) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG

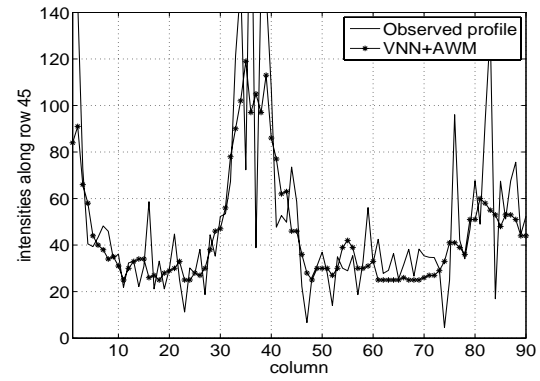
(ง) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.19 (ก) กับภาพที่บันทึกได้จริง

(จ) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.19 (ข) กับภาพที่บันทึกได้จริง

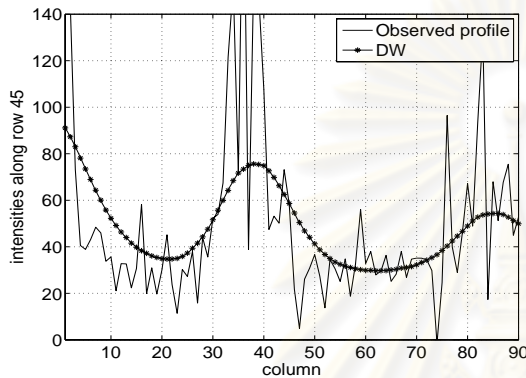
(ฉ) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.19 (ค) กับภาพที่บันทึกได้จริง



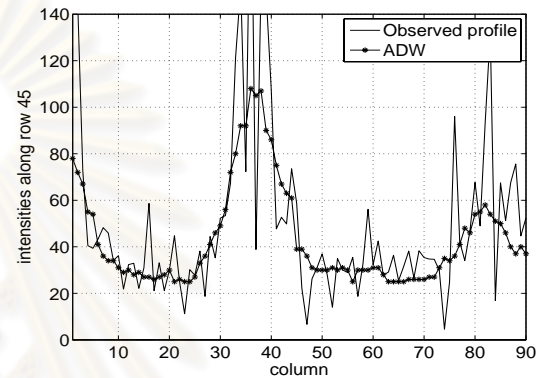
(ก)



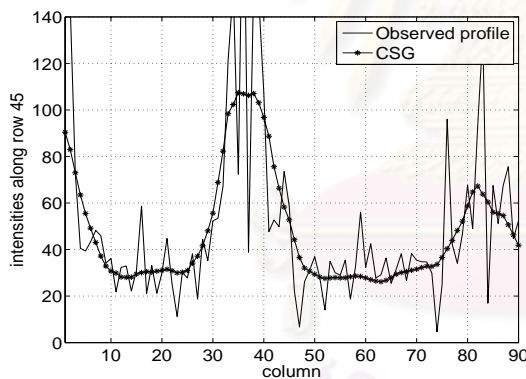
(ข)



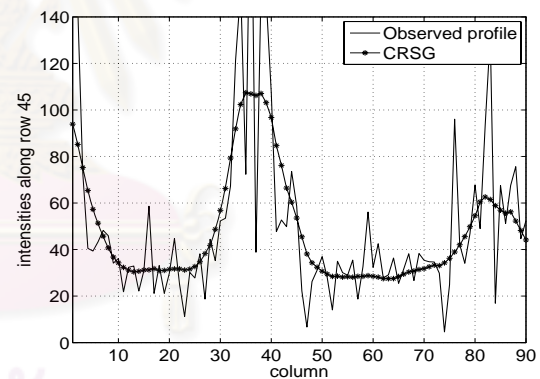
(ค)



(ง)



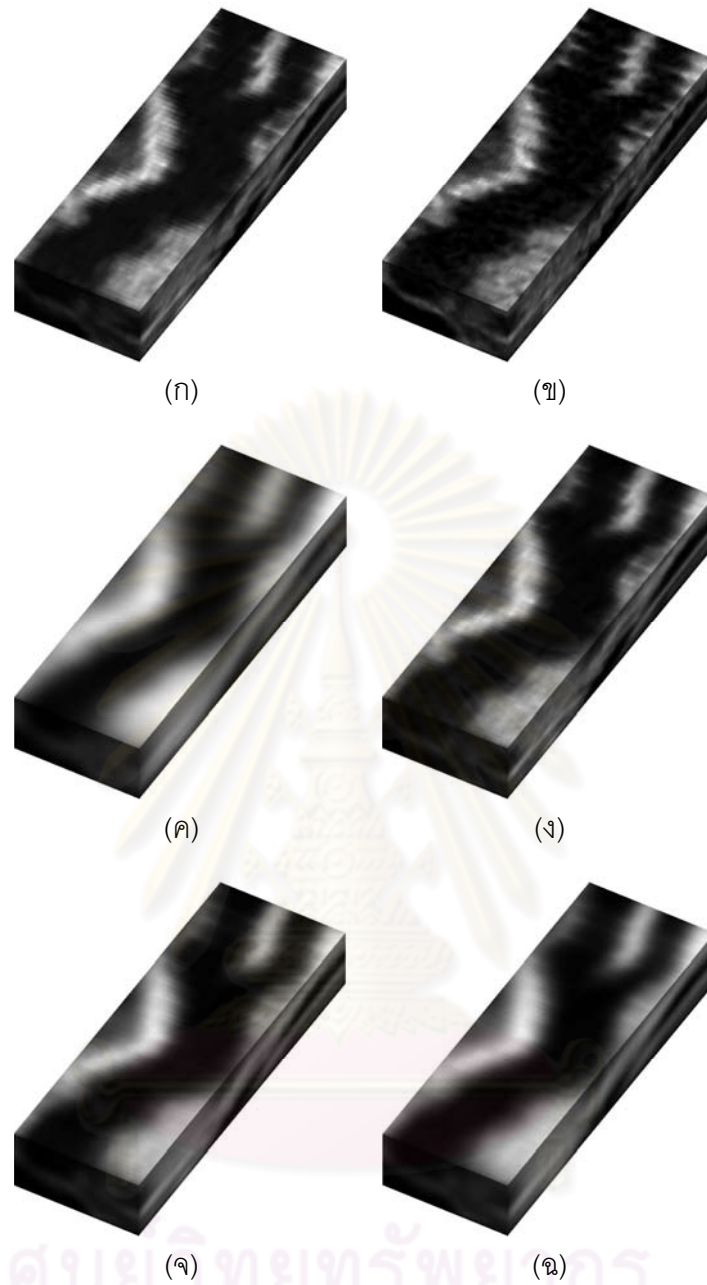
(จ)



(ฉ)

รูปที่ 4.20 ภาพโพรไฟล์การสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 1 ในรูปที่ 4.18 และ 4.19

- (ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรกรอง ASR
- (ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรกรอง AWM
- (ค) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW
- (ง) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW
- (จ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรกรอง CSG
- (ฉ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรกรอง CRSG



รูปที่ 4.21 ภาพการสร้างกลับสามมิติของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางที่ถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคูณของอาสาสมัครคนที่ 2

- (ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรอง ASR
- (ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรอง AWM
- (ค) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW
- (ง) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW
- (จ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG
- (ฉ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG



รูปที่ 4.22 ภาพหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางเชิงเรขาคณิตที่ถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนแบบเรย์ลีแบบคูณของอาสาสมัครคนที่ 1

- (ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายใต้วงจรรอง ASR
- (ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายใต้วงจรรอง AWM
- (ค) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW
- (ง) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW
- (จ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG
- (ฉ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG

4.2.2.4 ชุดภาพอัลตราซาวนด์จริงจากอาสาสมัครคนที่ 2 ที่ถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคูณ

ในการประเมินสมรรถนะระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติเพิ่มเติม นั้น ในการทดลองต่อไปนี้จะนำชุดภาพอัลตราซาวนด์จริงจากอาสาสมัครคนที่ 1 ในรูปที่ 4.2 มาคูณด้วยสัญญาณรบกวนที่การกระจายตัวของความน่าจะเป็นแบบเรย์ลีเช่นเดียวกับการทดลองที่ 4.2.2.3 โดยที่ค่าเฉลี่ยของสัญญาณรบกวนเรย์ลีค่าเท่ากับหนึ่ง ส่วนค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ของแต่ละระเบียบวิธีในการสร้างกลับยังกำหนดค่าไว้เช่นเดิมและในส่วนของระเบียบวิธีในการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG นั้นค่าพารามิเตอร์ในการเร็กกูลาร์ไรซ์จะกำหนดให้มีค่าเท่ากับ 0.05 เนื่องจากเป็นค่าที่ทำให้ค่า $NMSE_{\phi}$ มีค่าน้อยสุด อย่างไรก็ตามผลการประเมินที่ได้ยังคงมีลักษณะที่สอดคล้องกันกับผลการทดสอบในชุดภาพของอาสาสมัครคนที่ 2 ดังนั้นจึงจะอธิบายในเฉพาะจุดที่สำคัญโดยเมื่อนำผลภาพที่ได้จากการสร้างกลับของแต่ละระเบียบวิธีในรูปที่ 4.24 และ 4.25 มาประเมินประสิทธิภาพในการสร้างกลับเชิงวัตถุวิสัยด้วยค่า $NMSE_{\phi}$, ผลการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติที่ได้พบว่าระเบียบวิธีของวงจรรอง CSG นั้นให้ผลของค่า $NMSE_{\phi}$ ที่มีค่าน้อยที่สุดในขณะที่ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวิธี CSG, ADW, VNN+ AWM, VNN+ASR และ DW ให้ผลการสร้างกลับที่ีรองลงมาตามลำดับดังแสดงค่าในตารางที่ 4.5



รูปที่ 4.23 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าพารามิเตอร์ในการเร็กกูลาร์ไรซ์และ $NMSE_{\phi}$ ของระเบียบวิธี CSG ที่ถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคูณ

และเพื่อตรวจสอบรายละเอียดของผลที่ได้จากการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ ในการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดในพื้นที่ที่มีลักษณะเป็นแบบเดียวกัน และการรักษาองค์ประกอบของภาพในพื้นที่บริเวณขอบภาพ เราจะทำการเปรียบเทียบภาพโพรไฟล์ในแถวที่ 64 ของ

ตารางที่ 4.5 ค่า $NMSE_{\phi}$ ของภาพความแตกต่างหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางซึ่งถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคูณของอาสาสมัครคนที่ 2

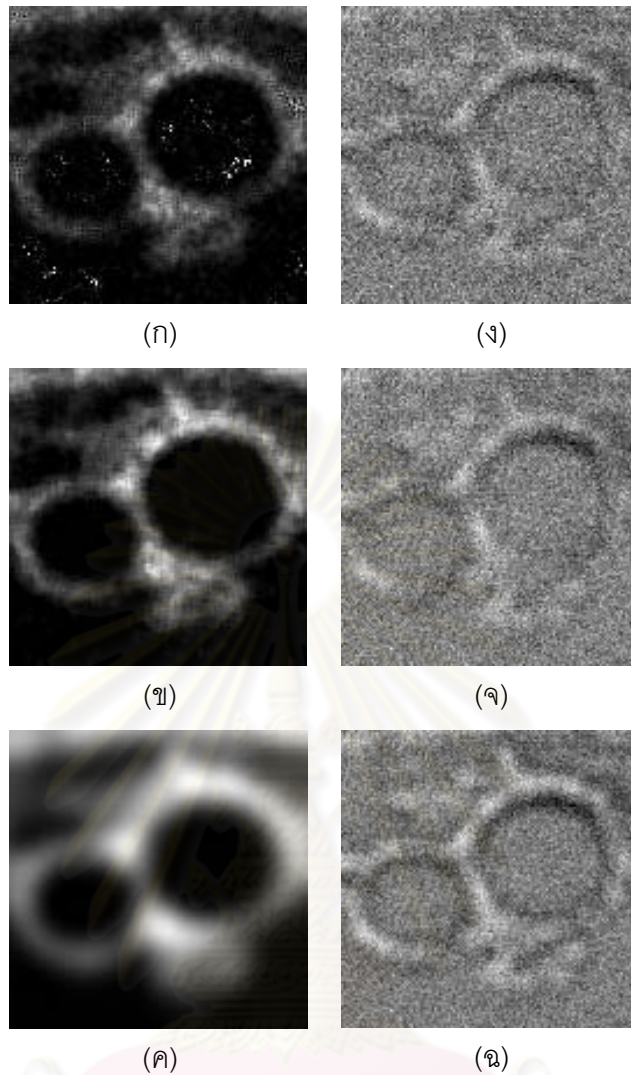
ระเบียบวิธีในการสร้างกลับ	$NMSE_{\phi}$
VNN + ASR	0.1225
VNN + AWM	0.0958
DW	0.1473
ADW	0.0894
CSG	0.0512
CRSG	0.0496

ภาพการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 2 ในรูปที่ 4.24 และ 4.25 (ก)-(ค) โดยผลของภาพโพรไฟล์ที่ได้แสดงในรูปที่ 4.26 (ก) และ (ข) นั้นแสดงให้เห็นว่าระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรกรอง ASR และวงจรกรอง AWM นั้นยังมีการหลงเหลืออยู่ของสัญญาณรบกวนภายในภาพมากกว่าระเบียบวิธีแบบอื่นๆ และเมื่อเปรียบเทียบกับผลของภาพโพรไฟล์ที่ได้จากระเบียบวิธีในการสร้างกลับแบบ DW, ADW, CSG และ CRSG ในรูปที่ 4.26 (ค)-(ง) ตามลำดับจะเห็นได้ว่าระเบียบวิธีเหล่านี้สามารถลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดในภาพได้อย่างมีประสิทธิภาพ อย่างไรก็ตามผลของภาพโพรไฟล์ที่ได้จากระเบียบวิธี DW ยังคงมีการปรับเรียบบริเวณรอยต่อต่อระหว่างหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางออกมากเกินไป ในขณะที่ระเบียบวิธีในการสร้างกลับแบบ ADW, CSG และ CRSG นั้นสามารถคงสภาพขอบภาพได้ดีกว่าอย่างเห็นได้ชัด แต่เมื่อเปรียบเทียบบนพื้นที่ที่ลักษณะเป็นแบบเดียวกันแล้วจะพบกับระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติด้วยวงจรกรอง CRSG มีความราบเรียบในพื้นที่บริเวณดังกล่าวที่ดีกว่าระเบียบวิธีแบบอื่นๆ

นอกเหนือจากการประเมินสมรรถนะของระเบียบวิธีต่างๆ ที่ใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติในข้างต้นแล้ว ต่อไปนี้จะตรวจสอบประสิทธิภาพของผลที่ได้จากการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางในเชิงปริมาณขนาด $128 \times 128 \times 256$ บิตเซลจากชุดภาพปัสแกนที่บันทึกได้จำนวน 64 สไลซ์ดังแสดงในรูปที่ 4.3 เช่นเดียวกับในหัวข้อที่ 4.2.2.3 ผลการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติในรูปแบบเชิงปริมาตรที่ได้ในแต่ละระเบียบวิธีแสดงในรูปที่ 4.27 โดยจะเห็นได้ว่าผลการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติด้วยระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรกรอง ASR และ AWM ดังแสดงในรูปที่ 4.27 (ก) และ (ข) ตามลำดับนั้นปรากฏสิ่ง

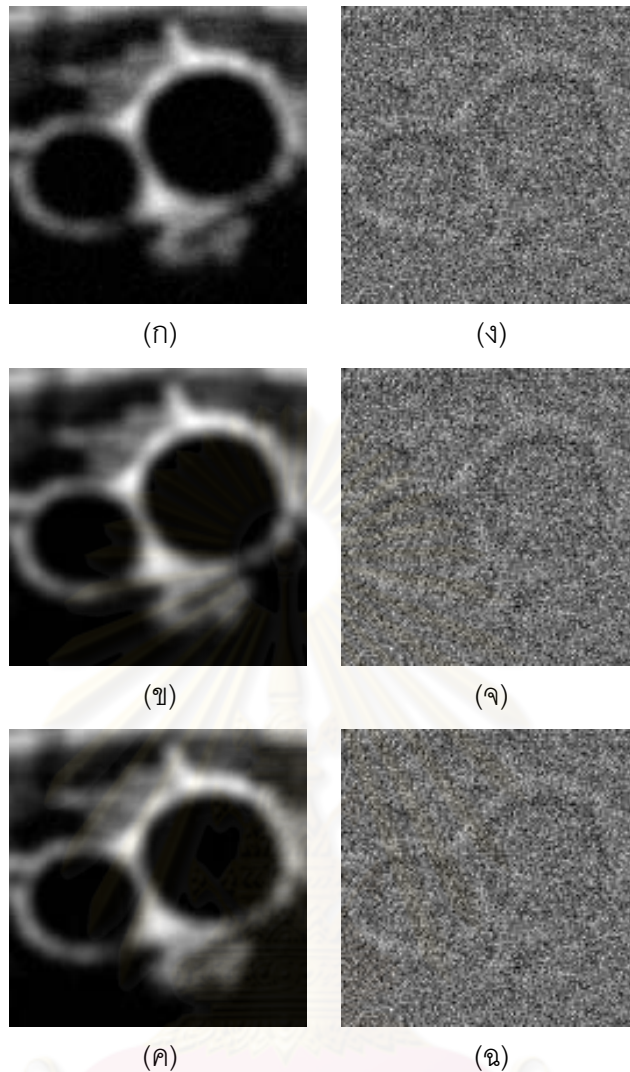
แปลกล้อมบริเวณแนวของหลอดเลือดอันมีสาเหตุมาจากความไม่แน่นอนของกลไกในการตัดสินใจในพื้นที่บริเวณขอบภาพตามที่ได้อธิบายไว้ในข้างต้น เมื่อเปรียบเทียบกับผลการสร้างกลับที่ได้จากระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW ในรูปที่ 4.27 (ค) จะเห็นได้ว่าผลภาพมีลักษณะที่พร่าอีกทั้งรายละเอียดที่สำคัญก็ถูกทำให้เรียบหายออกไป ในขณะที่ระเบียบวิธี ADW, CSG และ CRSG นั้นสามารถรักษารายละเอียดเหล่านั้นเอาไว้ได้ดังแสดงในรูปที่ 4.27 (ง), (จ) และ (ฉ) ตามลำดับ อย่างไรก็ตามเมื่อตรวจสอบดูอย่างละเอียดแล้วจะพบว่าระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW และระเบียบวิธีในการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG นั้นปรากฏสิ่งแปลกล้อมบริเวณรอยต่อของภาพอันเนื่องมาจากขาดความราบเรียบในการสร้างกลับที่เพียงพอในแนวเอлли-เวชัน เปรียบเทียบระเบียบวิธีในการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG กับระเบียบวิธีอื่นๆ แล้วจะเห็นได้ว่ากลไกวงจรรอง CRSG สามารถถ่วงดุลกันระหว่างระดับความราบเรียบและระดับในการรักษาของภาพได้ดีกว่าระเบียบวิธีแบบอื่นๆ

เมื่อนำผลการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติเชิงปริมาตรมาแยกส่วนที่เป็นบริเวณหลอดเลือดออกจากภาพพื้นหลังด้วยระเบียบวิธีการแบ่งส่วนภาพด้วยวิธีการเติบโตทางพื้นที่ที่มีระดับการขีดแบ่งต่ำกว่า 75 นั้นจะเห็นได้ว่าผลภาพหลอดเลือดเชิงเรขาคณิตที่ได้จากการสร้างกลับด้วยระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN ในรูปที่ 4.28 (ก) และ (ข) นั้นยังคงปรากฏร่องรอยของขั้นบันไดในแนวเอллиเวชันและผลกระทบเนื่องจากสัญญาณรบกวนเช่นเดียวกับที่ปรากฏในการทดลองที่ผ่านมา ในขณะที่ผลของภาพหลอดเลือดเชิงเรขาคณิตที่ได้จากระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ DW ในรูปที่ 4.28 (ค) นั้นยังคงมีการปรับเรียบที่มากเกินไป ยิ่งไปกว่านั้นขนาดของหลอดเลือดในแนวตัดขวางยังมีลักษณะที่เล็กลงเช่นเดียวกันกับเมื่อทดสอบกับชุดภาพหลอดเลือดในอาสาสมัครคนที่ 1, เมื่อเปรียบเทียบกับผลที่ได้จากระเบียบวิธีในการสร้างกลับแบบ ADW, CSG และ CRSG ดังแสดงในรูปที่ 4.28 (ง), (จ) และ (ฉ) ตามลำดับนั้น จะเห็นได้ว่าภาพหลอดเลือดเชิงเรขาคณิตที่ได้จากการสร้างกลับด้วยระเบียบวิธีของวงจรรอง CRSG มีความราบเรียบและการรักษาโครงสร้างของหลอดเลือดที่ดีกว่าระเบียบวิธีในการสร้างกลับแบบอื่นๆ



รูปที่ 4.24 ภาพตัวอย่างการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง ที่ถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคูณ และภาพความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับและภาพที่บันทึกได้จากการสแกนจริงของอาสาสมัครคนที่ 2

- (ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรอง ASR
 (ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรอง AWM
 (ค) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW
 (ง) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.24 (ก) กับภาพที่บันทึกได้จริง
 (จ) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.24 (ข) กับภาพที่บันทึกได้จริง
 (ฉ) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.24 (ค) กับภาพที่บันทึกได้จริง



รูปที่ 4.25 ภาพตัวอย่างการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง ที่ถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคูณและภาพความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับและภาพที่บันทึกได้จากการสแกนจริงของอาสาสมัครคนที่ 2

(ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW

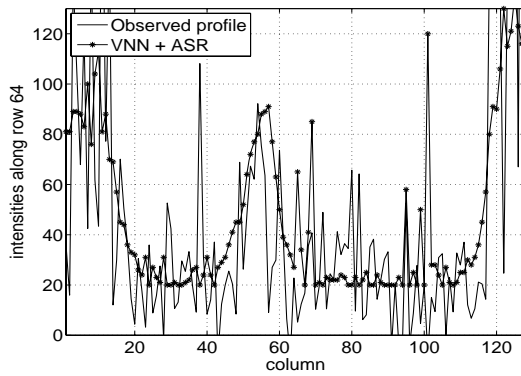
(ข) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG

(ค) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG

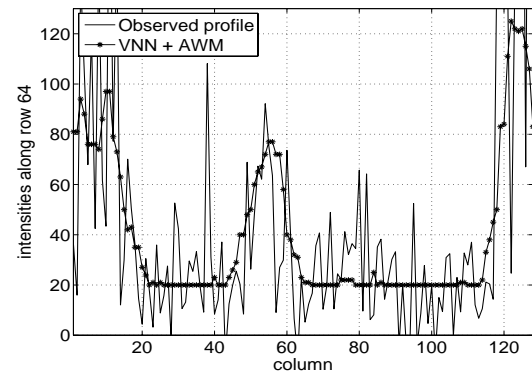
(ง) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.25 (ก) กับภาพที่บันทึกได้จริง

(จ) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.25 (ข) กับภาพที่บันทึกได้จริง

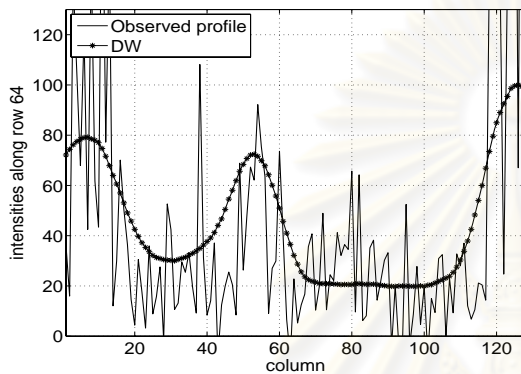
(ฉ) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.25 (ค) กับภาพที่บันทึกได้จริง



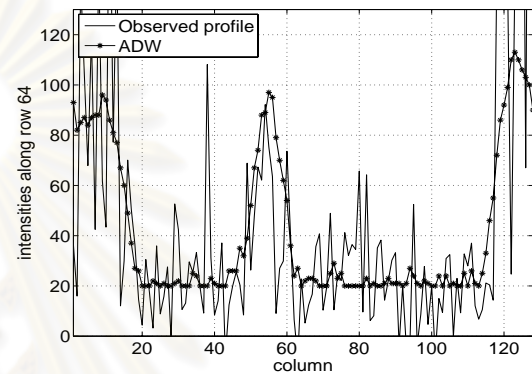
(ก)



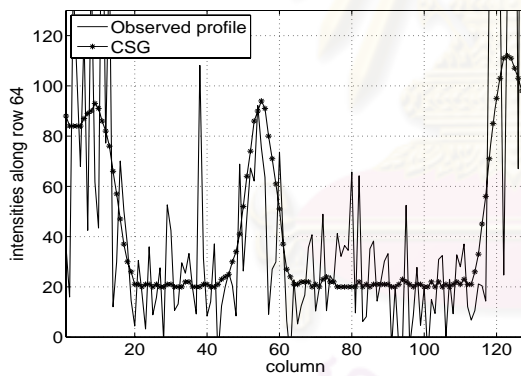
(ข)



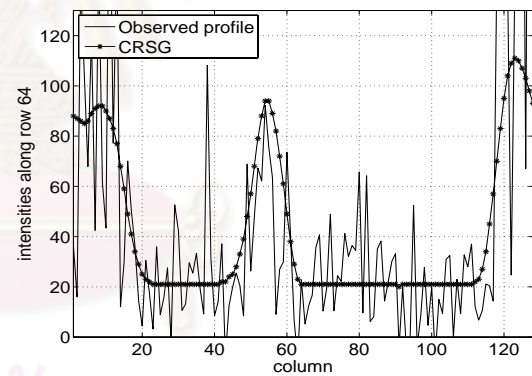
(ค)



(ง)



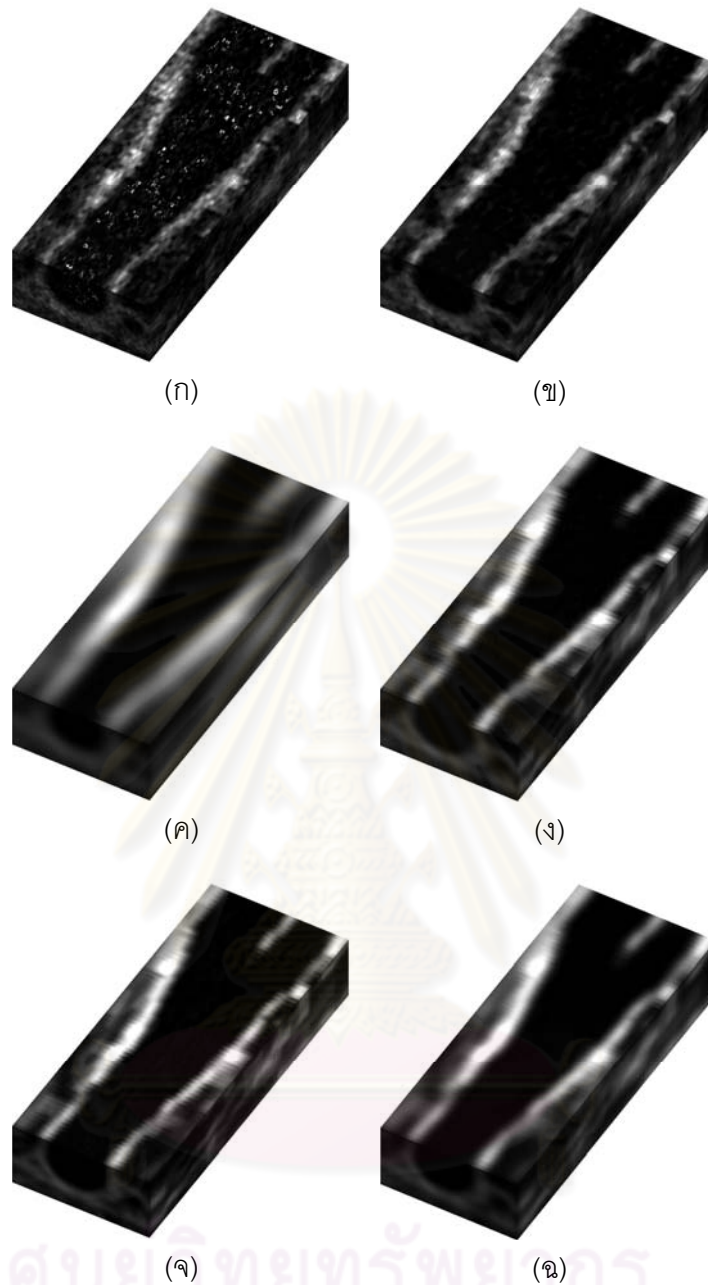
(จ)



(ฉ)

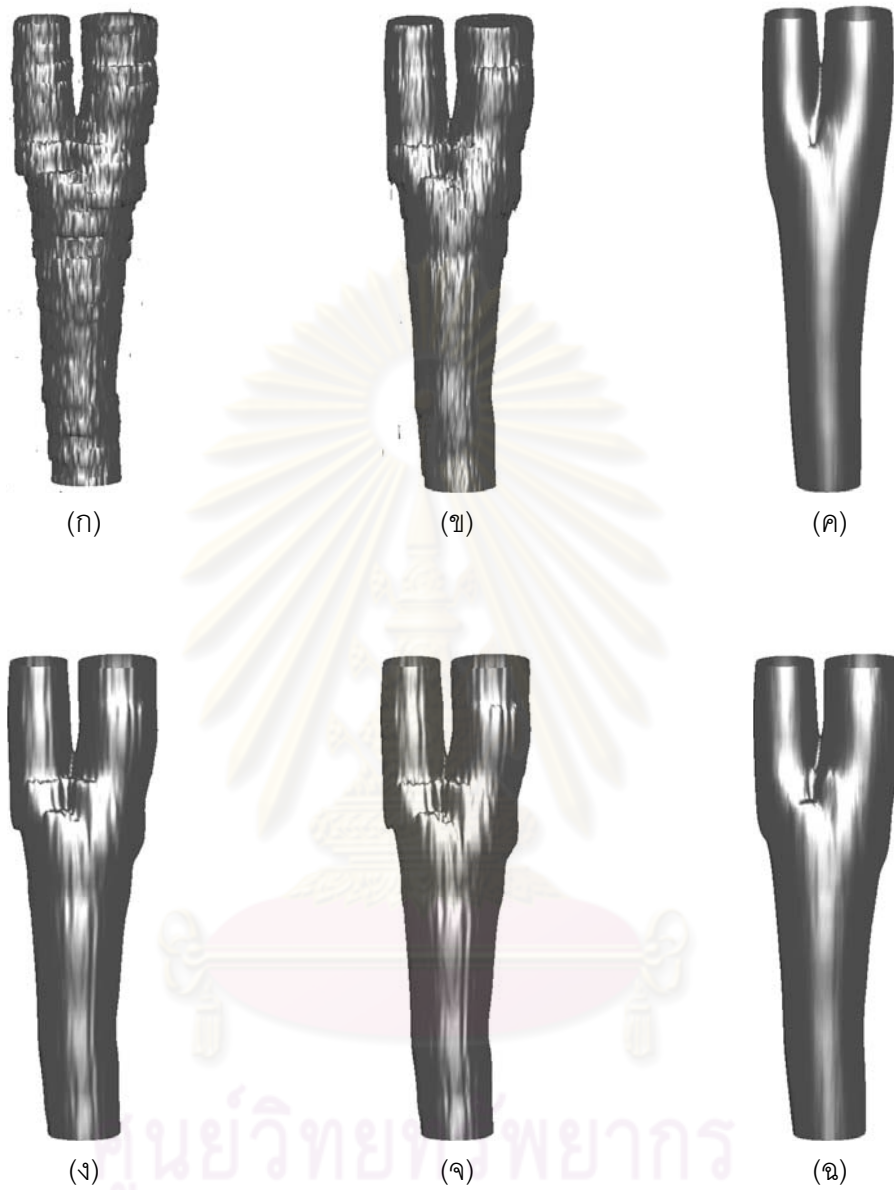
รูปที่ 4.26 ภาพโฟรไฟล์การสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 2 ในรูปที่ 4.12 และ 4.13

- (ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรอง ASR
- (ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรอง AWM
- (ค) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW
- (ง) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW
- (จ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG
- (ฉ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG



รูปที่ 4.27 ภาพการสร้างกลับสามมิติของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 2 ในรูปแบบของการแสดงแบบหลายระนาบ (Multi-planar reformatting)

- (ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังจากด้วยวงจรรอง ASR
- (ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังจากด้วยวงจรรอง AWM
- (ค) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW
- (ง) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW
- (จ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG
- (ฉ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG



รูปที่ 4.28 ภาพหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางเชิงเรขาคณิตของอาสาสมัครคนที่ 2

- (ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรอง ASR
- (ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรอง AWM
- (ค) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW
- (ง) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW
- (จ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG
- (ฉ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG

4.3 ประสิทธิภาพทางเวลาที่ใช้ในการคำนวณ

นอกเหนือจากการประเมินสมรรถนะของแต่ละระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติในด้านการประมาณค่าในช่วงและการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดในหัวข้อก่อนหน้านี้อันแล้ว ในหัวข้อนี้จะทำการประเมินและตรวจสอบประสิทธิภาพทางเวลาที่ใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์จริงสามมิติของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางขนาด $128 \times 128 \times 256$ วิวอกเซลจากชุดภาพปีสแกนจำนวน 64 สไลซ์ โดยระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติที่นำประเมินสมรรถนะจะถูกพัฒนาด้วยภาษา MATLAB[®] R2008b บนเครื่อง PC Pentium IV-2 GHz CPU, RAM DDR2-667 2GB ผลของเวลาที่ใช้ในการคำนวณในแต่ละระเบียบวิธีแสดงในตารางที่ 4.6 ด้านล่าง

ตารางที่ 4.6 เวลาในการคำนวณของแต่ละระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางขนาด $128 \times 128 \times 256$ วิวอกเซล

ระเบียบวิธีในการสร้างกลับ	เวลา (วินาที)
VNN + ASR	651
VNN + AWM	3897
DW	64
ADW	691
CSG	64
CRSG	64

ตารางที่ 4.6 แสดงให้เห็นว่าระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรรอง ASR และวงจรรอง AWM, และระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW นั้นต้องการเวลาในการคำนวณที่สูงกว่าระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ DW, และระเบียบวิธีในการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG และ CRSG ซึ่งใช้เวลาในการคำนวณเพียง 64 วินาที ในขณะที่ระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรรอง ASR และวงจรรอง AWM และระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW ใช้เวลาในการคำนวณเป็นเวลา 651, 3897, และ 691 วินาทีตามลำดับ

เวลาในการคำนวณที่สูงยิ่งของระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรรอง ASR และวงจรรอง AWM และระเบียบวิธีในการประมาณค่า

ในช่วงแบบ ADW นั้นมีสาเหตุมาจากความต้องการในการประมาณค่าเฉลี่ยและค่าความแปรปรวนในแต่ละว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงในระหว่างทำการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ ในขณะที่การดำเนินการการคำนวณ (Arithmetic operation) ของระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ DW, และระเบียบวิธีในการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG และ CRSG นั้นถูกกำหนดให้เกี่ยวข้องกับผลรวมของการสังวัตนาการ (Convolution sum) ระหว่างค่าสัมประสิทธิ์ของระเบียบวิธีในการสร้างกลับกับข้อมูลภาพที่อยู่ในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงเท่านั้น และถึงแม้ว่าค่าสัมประสิทธิ์สำหรับใช้ในการสังวัตนาการของระเบียบวิธี DW, CSG และ CRSG จะมีลักษณะที่เปลี่ยนแปลงไปตามแต่ละตำแหน่งของว็อกเซลที่กำลังพิจารณา แต่จากรูปแบบของความสม่ำเสมอในชุดภาพบีสแกนที่บันทึกได้จากการสแกนแบบเชิงเส้นทางกลทำให้เราสามารถแบ่งกลุ่มชุดค่าสัมประสิทธิ์สำหรับใช้ในการสร้างกลับออกไปได้เป็นชุดที่มีจำนวนจำกัด อีกทั้งค่าสัมประสิทธิ์ของระเบียบวิธีดังกล่าวยังสามารถคำนวณไว้ได้ในลักษณะของกรรมวิธีล่วงหน้าก่อนการดำเนินการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ ส่งผลทำให้ระเบียบวิธีในการสร้างกลับแบบ DW, CSG, และ CRSG นี้มีประสิทธิภาพทางเวลาที่ดีกว่าระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรรอง ASR และวงจรรอง AWM และระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย และ ข้อเสนอแนะ

เนื้อหาของบทนี้ประกอบด้วยส่วนสำคัญที่สุดสองส่วนคือ ผลสรุปของการทำวิจัย และข้อเสนอแนะสำหรับผู้สนใจทำวิจัยในเรื่องนี้ และในเรื่องที่เกี่ยวข้อง

5.1 สรุปผลการวิจัย

จุดประสงค์หลักของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้คือเพื่อศึกษาและพัฒนาระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติจากชุดภาพอัลตราซาวนด์สองมิติที่ได้จากการสแกนภาพแบบเชิงเส้นทางกลด้วยวงจรรองเร็กกูลาร์ไรซ์ซาวด์สกี-โกเลย์แบบวน (CRSG) แตกต่างจากระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติแบบอื่นๆ ที่ถูกพัฒนาและนำมาประเมินในขอบข่ายงานของการสแกนแบบถ้อยสระ ระเบียบวิธีแบบใหม่ที่ได้พัฒนาขึ้นมาจะใช้ประโยชน์จากรูปแบบความสม่ำเสมอของชุดภาพที่ได้จากการสแกนแบบเชิงเส้นทางกลเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการสร้างกลับทางเวลา โดยระเบียบวิธีที่ได้พัฒนาขึ้นมาเป็นการพัฒนาระเบียบวิธีของวงจรรองซาวด์สกี-โกเลย์ (SG) ต้นแบบออกไปในสองประเด็น ประเด็นแรกคือวงจรรอง SG จะถูกนำมาขยายผลเพื่อรองรับข้อมูลของแถวลำดับสามมิติในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงแทนการรับข้อมูลจากลำดับหนึ่งมิติ ประเด็นที่สองคือฟังก์ชันชั่งการวนซ้ำจะถูกพัฒนาและนำมารวมเข้ากับฟังก์ชันจุดประสงค์แบบกำลังสองน้อยสุดเพื่อให้วงจรรอง CRSG สามารถลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุด ณ ตำแหน่งที่มีข้อมูลของจุดภาพ และสามารถประมาณค่าในช่วงข้อมูลที่ไม่สม่ำเสมอ ณ ตำแหน่งที่ไม่มีข้อมูลของจุดภาพ

การประเมินสมรรถนะของวงจรรองที่ได้พัฒนาขึ้นมาได้เปรียบเทียบกับระเบียบวิธีการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติที่นิยมใช้กันทั้งในภาพอัลตราซาวนด์สังเคราะห์ และภาพอัลตราซาวนด์ของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าวงจรรอง CRSG ที่ได้พัฒนาขึ้นมามีประสิทธิภาพทั้งในด้านการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุด และการสร้างกลับเชิงเรขาคณิตของภาพอัลตราซาวนด์สามมิติที่ดีกว่าระเบียบวิธีอื่นๆ อันเนื่องมาจากสองปัจจัยหลักดังต่อไปนี้

ปัจจัยแรกคือวงจรรอง CRSG จะทำการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติโดยอาศัยหลักการในการพิตพื้นผิวฟังก์ชันพหุนามที่มีความยืดหยุ่นในการติดตามโครงสร้างของชุดภาพปีสแกนแบบกำลังสองน้อยสุด การพิตพื้นผิวของฟังก์ชันพหุนามดังกล่าวนี้ทำให้ระเบียบวิธีในการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG มีประสิทธิภาพที่เหนือกว่าระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวผลในภายหลังด้วยวงจรรอง ASR และวงจรรอง AWM เนื่องจากระเบียบวิธีที่อาศัยหลักการในการประมาณค่าในช่วงด้วยค่าคงที่ของความเข้มจากรีจิสเตอร์ที่ใกล้ที่สุดนี้จะทำให้เกิดรอยต่อและความซ้ำซ้อนของข้อมูลในทิศทางของการสแกนอีกทั้งยังขาดความต่อเนื่องของภาพที่ดีแม้ว่าจะนำไปลดทอนสัญญาณรบกวนและทำให้ภาพราบเรียบด้วยวงจรรองแบบปรับตัวได้อีกครั้งก็ตาม ยิ่งไปกว่านั้นกลไกในการพิตพื้นผิวของวงจรรอง CRSG ยังหลีกเลี่ยงการทำให้ขอบภาพที่ได้จากการสร้างกลับมีลักษณะที่พร่าลงไปเมื่อเปรียบเทียบกับระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ DW ซึ่งใช้วิธีการประมาณค่าในช่วงบนพื้นฐานของการเฉลี่ยข้อมูลในรีจิสเตอร์บริเวณใกล้เคียง เมื่อเปรียบเทียบกับระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW ซึ่งเป็นการพัฒนาระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ DW ให้ทำงานแบบปรับตัวได้นั้น ถึงแม้ว่าระเบียบวิธี ADW จะมีประสิทธิภาพในการสร้างกลับที่ดีกว่าระเบียบวิธีแบบอื่น แต่เมื่อประเมินสมรรถนะของระเบียบวิธีดังกล่าวเปรียบเทียบกับระเบียบวิธีการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติด้วยวงจรรอง CRSG ที่ได้พัฒนาขึ้นมา นั้นพบว่าวงจรรอง CRSG ให้ความผิดพลาดเชิงวัตถุวิสัยที่น้อยกว่าระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW ซึ่งมักจะไม่แน่นอนในการแยกกลุ่มของข้อมูลในย่านด้วยค่าทางสถิติ ยิ่งไปกว่านั้นการคำนวณค่าสถิติดังกล่าวในแต่ละในรีจิสเตอร์บริเวณใกล้เคียงนั้นมีความซับซ้อนในการคำนวณที่สูง ทำให้ระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW มีประสิทธิภาพในการประมวผลที่ต่ำกว่าระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG ด้วยเช่นกัน

ปัจจัยที่สองคือฟังก์ชันในการเร็กกูลาร์ไรซีที่ได้ถูกพัฒนาขึ้นมาในวงจรรอง CRSG จะทำหน้าที่เป็นกลไกในการถ่วงดุลกันระหว่างระดับในการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุด และระดับในการรักษารายละเอียดของภาพ ส่งผลทำให้วงจรรอง CRSG ที่ได้พัฒนาขึ้นมาสามารถลดทอนอนุพันธ์อันดับที่หนึ่งของฟังก์ชันพหุนามที่จะไปติดตามความแรงของสัญญาณรบกวนแบบจุดภายในภาพได้อย่างมีประสิทธิภาพ ยิ่งไปกว่านั้นฟังก์ชันในการเร็กกูลาร์ไรซีในวงจรรอง CRSG ยังทำให้ฟังก์ชันพหุนามแบบกำลังสองน้อยสุดที่สร้างขึ้นมามีความทนทานต่อการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณรบกวนแบบจุดในเชิงสถิติอีกด้วย [33]

นอกเหนือจากสองปัจจัยในเรื่องของการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติพร้อมทั้งลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดภายในภาพแล้ว การคำนวณค่าเอาต์พุตของวงจรรอง CRSG ยังอยู่ในรูปของผลรวมเชิงเส้นอย่างง่าย นั่นคือตัวดำเนินการในการคำนวณเกือบทั้งหมดจะเกี่ยว

ข้องกับการสังวัตนาการ (Convolution) ระหว่างชุดสัมประสิทธิ์ของวงจรรองกับข้อมูลภาพที่อยู่ในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงเท่านั้น ทำให้ระเบียบวิธีการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติด้วยวง-จรรอง CRSG ที่ได้พัฒนามาบนพื้นฐานของขอบข่ายงานการสแกนแบบเชิงเส้นทางกลมีศักยภาพในการสร้างกลับทางเวลาที่สูง เหมาะสำหรับการนำไปใช้เป็นเครื่องมือช่วยเหลือในการประมวลผลล่วงหน้าก่อนการนำไปใช้ในการแยกส่วนภาพในเชิงเวลาจริง

5.2 ข้อเสนอแนะ

ในการทำวิจัยมีบางปัญหาที่น่าสนใจ และสามารถใช้เป็นหัวข้อในการทำวิจัยต่อไปได้ดังนี้

1. ในการปรับเลือกใช้ค่าพารามิเตอร์ในการเร็กกูลาร์ไรซ์ของระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติด้วยวงจรรอง CRSG ที่ได้พัฒนาขึ้นมาใหม่มีข้อสังเกตว่าเมื่อเลือกใช้ค่าพารามิเตอร์ในการเร็กกูลาร์ไรซ์ที่มีค่าสูง ผลของเอาต์พุตที่ได้จะมีลักษณะที่ราบเรียบอันมาเนื่องจากผลของฟังก์ชันในการเร็กกูลาร์ไรซ์ที่เพิ่มเข้าไปในฟังก์ชันจุดประสงค์แบบกำลังสองน้อยสุดจะทำหน้าที่ลดทอนองค์ประกอบความถี่สูงของฟังก์ชันพหุนามที่จะนำไปฟิตเส้นโค้ง ทำให้การทำงานของวงจรรอง CRSG มีลักษณะการทำงานที่ใกล้เคียงกับวงจรรองเฉลี่ยซึ่งเหมาะที่จะนำไปใช้งานในพื้นที่ที่มีลักษณะเป็นแบบเดียวกัน ในขณะที่การเลือกใช้ค่าพารามิเตอร์ในการเร็กกูลาร์ไรซ์ที่มีค่าเข้าใกล้ศูนย์ ผลของเอาต์พุตที่ได้จะมีลักษณะที่ยืดหยุ่นตามข้อมูลที่นำมาฟิตเส้นโค้ง ทำให้เหมาะสำหรับการนำไปใช้งานในพื้นที่ที่มีลักษณะเปลี่ยนแปลง ดังนั้นจึงอาจนำระเบียบวิธีของวงจรรอง CRSG มาพัฒนาต่อเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดและการประมาณค่าในช่วงข้อมูลที่ขาดหายไปด้วยการเพิ่มกลไกในการปรับค่าพารามิเตอร์ในการเร็กกูลาร์ไรซ์ให้สามารถทำงานในลักษณะที่ปรับตัวได้ในแต่ละพื้นที่แบบอัตโนมัติ
2. ระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติด้วยวงจรรอง CRSG ได้ถูกพัฒนาเพื่อใช้ประโยชน์จากชุดภาพที่สแกนได้บนพื้นฐานของขอบข่ายงานการสแกนแบบเชิงเส้นทางกล ทำให้ระเบียบวิธีดังกล่าวมีประสิทธิภาพทางเวลาที่สูง ดังนั้นหากต้องการนำไปใช้งานในขอบข่ายงานของการสแกนแบบถ้อยอิสระจะต้องทำการกำหนดรูปแบบปัญหาของระเบียบวิธีในการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG ขึ้นมาใหม่ ซึ่งจะต้องยอมแลกกับความซับซ้อนที่เพิ่มขึ้นมาโดยใช้วิธีการแผ่ฟังก์ชันพหุนามฐานหลัก

เชิงตั้งฉาก (Orthogonal basis-polynomial function) [35] แทนการแก้ปัญหาด้วยสมการปกติ (Normal equation) แบบเมทริกซ์และเวกเตอร์เพื่อให้สามารถทำงานได้กับข้อมูลที่มีตำแหน่งอย่างไร้รูปแบบได้

3. การคำนวณแบบผลรวมเชิงเส้นของระเบียบวิธีที่ได้พัฒนาขึ้นมาสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในการคำนวณค่าขนาดและมุมของเกรเดียนต์ภายในภาพได้อย่างรวดเร็ว จึงอาจนำค่าดังกล่าวไปช่วยใช้ในการสร้างเป็นวงจรรองตรวจจับเส้นขอบผสมผสานกับระเบียบวิธีในการแบ่งส่วนภาพแบบเติบโตทางพื้นที่เช่นเดียวกันกับที่มีผู้ได้นำเสนอไว้ใน [36] ได้ในตัว
4. ภาพหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางเชิงเรขาคณิตที่แบ่งส่วนได้หลังการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติสามารถใช้เป็นพื้นฐานที่ดีสำหรับการนำไปช่วยใช้วินิจฉัยในทางการแพทย์ เช่น การคำนวณพื้นที่ ขนาด ความกว้าง ปริมาตร และมุมของหลอดเลือด ณ จุดหรือบริเวณที่เราสนใจ
5. สัญญาณรบกวนแบบจุดยังเป็นปรากฏการณ์ที่เกิดขึ้นในภาพอื่นๆ เช่นภาพเอสเออาร์ (Synthetic Aperture Radar : SAR) จึงอาจนำหลักการของระเบียบวิธีที่ได้พัฒนาขึ้นมาไปประยุกต์ใช้ในการลดทอนสัญญาณรบกวนหรือการนำไปใช้ในการสร้างกลับให้ทำงานเข้ากันได้กับภาพดังกล่าว

รายการอ้างอิง

- [1] Ministry of Public Health. Burden of disease and injuries in Thailand: priority setting for policy. Nonthaburi: Thai Working Group on Burden of Disease and Injuries. Ministry of Public Health 1 (2002): 14–16.
- [2] The Stroke Center at Barnes-Jewish Hospital and Washington University School of Medicine. The internet stroke center [Online]. 2008. Available from : <http://www-strokecenter.org/patients/stats.html>
- [3] Surachai Khaoroptham, M.D. Collective review carotid artery stenosis [Online]. 2008. Available from : <http://www.md.chula.ac.th/surgery/collective/pps/20031218.pps>
- [4] Arbeille P., Bouin-Pineau M. H., and Herault S., Accuracy of the main Doppler methods for evaluating the degree of carotid (continuous wave, pulsed wave, and color Doppler). Ultrasound in Medicine and Biology 25, 1 (January 1999): 65–73
- [5] Allott C. P., Barry C. D., Pickford R., and Waterton J. C., Volumetric assessment of carotid artery bifurcation using freehand-acquired, compound 3-D ultrasound. The British Journal of Radiology 72 (March 1999): 289–292.
- [6] Barratt D. C., Ariff B. B., Humphries K. N., Thom S. A. M., and Hughes A. D., Reconstruction and quantification of the carotid artery bifurcation from 3-D ultrasound images. IEEE Transactions on Medical Imaging 23, 5 (May 2004): 567–583.
- [7] Nelson T. R., and Pretorius D. H., Three-dimensional ultrasound imaging. Ultrasound in Medicine and Biology 24, 9 (1998): 1243–1270.
- [8] Sanches J. M., Marques J. S., Pinto F., and Ferreira P. J., A 3D Ultrasound System for Medical Diagnosis. Pattern Recognition and Image Analysis 2652 (2003): 893–901.
- [9] Sanches J. M., and Marques J. S., A rayleigh reconstruction/interpolation algorithm for 3-d ultrasound. Pattern Recognition Letters 21, 10 (September 2000): 917–926.
- [10] José-Estépar R. S., Martín-Fernández M., Caballero-Martínez P. P., Alberola-López C., and Ruiz-Alzola J., A theoretical framework to three-dimensional ultrasound

- reconstruction from irregularly sampled data. Ultrasound in Medicine and Biology 29, 2 (February 2003): 255–269.
- [11] Housden R. J., Gee A. H., Treece G. M., and Prager R. W., Sensorless reconstruction of unconstrained freehand 3-d ultrasound data. Ultrasound in Medicine and Biology 33, 9 (March 2007): 408–419.
- [12] Fenster A., and Downey D. B., 3-d ultrasound imaging: A review. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine 15, 6 (November 1996): 41–51.
- [13] Abbott J. G., and Thurstone F. L., Acoustic speckle: theory and experimental analysis. Ultrasonic Imaging 1, 4 (October 1979): 303–324.
- [14] Canny J., A computational approach to edge detector. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 8(6) (November 1986): 679–698.
- [15] Rohling R. N., Gee A. H., and Berman L., A comparison of freehand three-dimensional ultrasound reconstruction techniques. Medical Image Analysis 3, 4 (December 1999): 339–359.
- [16] Prager R. W., and Rohling R., Gee A., Berman L., Rapid calibration for freehand ultrasound. Ultrasound in Medicine and Biology 24, 6 (July 1998): 855–869.
- [17] McCann H. A., Sharp J. C., Kinter T. M., McEwan C. N., Barillot C., and Greenleaf J. F., Multidimensional ultrasonic imaging for cardiology. Proceedings of the IEEE 76, 9 (September 1988): 1063–1073.
- [18] Barry C. D., Allott C. P., John N. W., Mellor P. M., Arundel P. A., Thomson D. S., and Waterton J. C., Three-dimensional freehand ultrasound: image reconstruction and volume analysis. Ultrasound in Medicine and Biology 23, 8 (1997): 1209–1224.
- [19] Huang Q. H., and Zheng Y. P., Volume reconstruction of freehand three-dimensional ultrasound using median filters. Ultrasonics 48, 3 (July 2008): 182–192.
- [20] Huang Q. H., Lu M. H., Zheng Y. P., and Chi Z. R., Speckle suppression and contrast enhancement in reconstruction of freehand 3D ultrasound images using an adaptive distance-weighted method. Applied Acoustics 70, 1 (January 2009): 21–30.
- [21] Savitzky A., and Golay M. J. E., Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedure. Analytical Chemistry 36, 8 (July 1964): 1627–1639.

- [22] Bamber J. and Daft C., Adaptive filtering for reduction of speckle in ultrasound pulse-echo images. Ultrasonics 24, 1 (January 1986): 41–44.
- [23] Loupas T., McDicken W., and Allen P., An adaptive weighted median filter for speckle suppression in medical ultrasound images. IEEE Transactions on Circuits and Systems 36, 1 (January 1989): 129–135.
- [24] Huang W., and Zheng Y., MMSE reconstruction for 3D freehand ultrasound imaging. International Journal of Biomedical Imaging 1, 3 (March 2008): 1–8.
- [25] Evans A. N. and Nixon M. S., Mode filtering to reduce ultrasound speckle for feature extraction. IEE Proceedings-Vision, Image and Signal Processing 142, 2 (April 1995): 87–94.
- [26] Chinrungrueng C., and Suvichakorn A., Fast edge preserving noise reduction for ultrasound images. IEEE Transactions on Nuclear Science 48, 3 (June 2001): 849–854.
- [27] Chinrungrueng C., and Toonkum P., Directional Savitzky-Golay Filters for Real-Time Speckle Reduction and Coherence Enhancement of Medical Ultrasound Images. TENCON 2004. 2004 IEEE Region 10 Conference 1 (November 2004): 163–166.
- [28] Tikhonov A. N., and Arsenin V. Y., *Solution of Ill-posed Problems*, Winston & Sons, Washington, 1977.
- [29] Engl H. K., Hanke M., and Neubauer A., Regularization of Inverse Problems. Dordrecht, The Netherlands: Kluwer Academic Publishers, 2000.
- [30] Toonkum P., Boonvisut P., and Chinrungrueng C., Real-time speckle reduction of ultrasound images based on regularized Savitzky-Golay filters. The 2nd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, 2008. ICBBE 2008. 1 (May 2008): 2311–2314.
- [31] Wagner R. F., Smith S. W., Sandrik J. M., and Lopez H., Statistics of speckle in ultrasound b-scans. IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics 30, 3 (May 1983): 156–163.
- [32] Foley J. D., Dam A. V., Feiner S. K., and Hughes J. F., Computer Graphics: Principle and Practice, 2nd edition. USA: Addison-Wesley Publishing company, Inc., 1995.

- [33] Duda R. O., Hart P. E., and Stork D. G., Pattern Classification. 2nd edition. USA: John Wiley & Sons, Inc., 2001.
- [34] Krissian K., Westin C. F., Kikinis R., and Vosburgh K. G., Oriented speckle reducing anisotropic diffusion. IEEE Transactions on Image Processing 16, 5 (May 2007): 1412–1424.
- [35] Gorry P. A., General least-squares smoothing and differentiation of nonuniformly spaced data by the convolution method. Analytical Chemistry 63, 5 (March 1991): 534–536.
- [36] Pavlidis T. and Liow Y.-T., Integrating region growing and edge detection. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 12, 3 (March 1990): 225–233.
- [37] Abd-Elmoniem K. Z., Youssef A., and Kadah Y., Real-time speckle reduction and coherence enhancement in ultrasound imaging via nonlinear anisotropic diffusion. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 49, 9 (September 2002): 997-1014.
- [38] Gonzalez R. C., and Woods R. E., Digital Image Processing. 2nd edition. USA: Prentice-Hall, Inc., 2002.



ภาคผนวก
(Appendices)

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



ภาคผนวก ก
(Appendix A)

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาคผนวก ก

สัญญาณรบกวนแบบจุดในภาพอัลตราซาวนด์ (Speckle Noise in Ultrasound Images)

สัญญาณรบกวนหลักในภาพอัลตราซาวนด์เป็นสัญญาณรบกวนแบบจุด (Speckle noise) อันเป็นปรากฏการณ์สุ่มซึ่งเกิดจากการรบกวนกันระหว่างคลื่นอัลตราซาวนด์ที่สะท้อนกลับจากตัวสะท้อน (Scatterers) เล็ก ๆ ที่กระจัดกระจายอยู่ทั่วไปในเนื้อเยื่อ สัญญาณรบกวนดังกล่าวมีการแจกแจงแบบเรย์ลี (Rayleigh distribution) เนื่องจากสมมติฐานที่ว่าผลรวมแบบเฟสเซอร์ของคลื่นที่สะท้อนกลับจากตัวสะท้อนนั้นมีการแจกแจงร่วม (Joint distribution) ของค่าจริง X_r และค่าจินตภาพ X_i เป็นแบบเกาส์ (Gaussian) ตามหลักการของทฤษฎีบทขีดจำกัดสู่ศูนย์กลาง (Central limit theorem) ดังสมการ

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

เมื่อ σ^2 เป็นค่าแปรปรวนของ X_r และ X_i การแปลงผลรวมแบบเฟสเซอร์ของคลื่นสะท้อนดังกล่าวมาเป็นความเข้มในภาพอัลตราซาวนด์จะใช้เพียงขนาดของผลรวมและละเลยเฟสของผลรวมนั้นไป ดังนั้นการแจกแจงของความเข้มเนื่องจากตัวสะท้อน $X = \sqrt{X_r^2 + X_i^2}$ จึงกลายเป็นแบบเรย์ลี [0]

$$p_X(X) = \begin{cases} \frac{X}{\sigma^2} \exp\left(-\frac{X^2}{2\sigma^2}\right), & X > 0, \\ 0, & \text{otherwise.} \end{cases} \quad (\text{ก.2})$$

โดยความแปรปรวนของสัญญาณรบกวนแบบเรย์ลี σ^2 นั้นขึ้นอยู่กับค่าเฉลี่ยตามความสัมพันธ์

$$\sigma^2 = \mu^2 \frac{(4-\pi)}{\pi}, \quad (\text{ก.3})$$

และผลกระทบของสัญญาณรบกวนแบบเรย์ลีต่อค่าความเข้มของภาพจะเป็นแบบคูณ [0] ตามสมการ

$$f_X = \bar{f}_X \times N_{\text{Rayleigh}, X}, \quad (\text{ก.4})$$

เมื่อ \bar{f}_X คือค่าความเข้มของภาพต้นแบบ, $N_{\text{Rayleigh}, X}$ คือสัญญาณรบกวนที่มีการแจกแจงแบบเรย์ลีตามสมการที่ (ก.2) และ f_X คือความเข้มของภาพที่ได้หลังการคูณ โดยความมากน้อยของ

สัญญาณรบกวนแบบจุดจะวัดจากจำนวนของตัวสะท้อนต่อความละเอียดเซลล์ (Number of Scatterers per Resolution) หรือที่เรียกกันว่าความหนาแน่นของตัวสะท้อน (Scatterers Number Density : SND) ซึ่งถ้า SND ที่วัดได้มีค่าอยู่ในช่วง $SND > 10$ จะทำให้ง่ายดังกล่าวเป็นย่านที่ทำให้เกิดรูปแบบของสัญญาณรบกวนแบบจุดอย่างเต็มที่ (Fully Formed Speckle : FFS) แต่ถ้า SND มีค่าอยู่ในช่วง $SND < 10$ จะทำให้ง่ายดังกล่าวเป็นย่านที่ทำให้เกิดรูปแบบการกระจายของสัญญาณรบกวนแบบจุดอย่างไม่เป็นแบบสุ่มในระดับวิถีไกล (Nonrandomly distributed with long-range order : NRLR) [0]



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



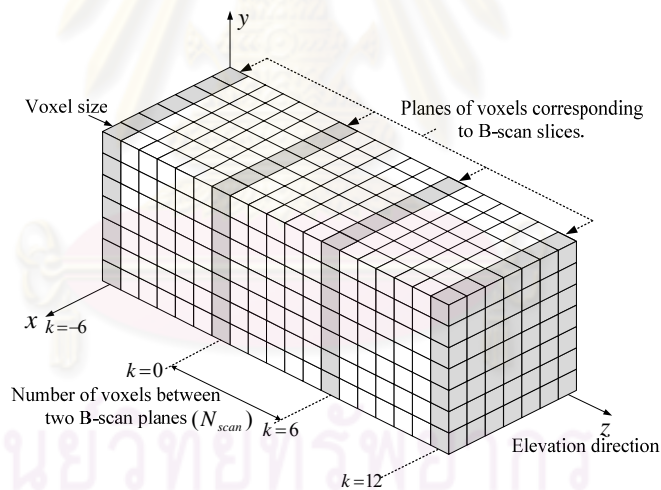
ภาคผนวก ข
(Appendix B)

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาคผนวก ข

การทำงานแบบวนของวงจรรองซาวิสกี-โกเลย์

จากคุณลักษณะของของชุดภาพที่บันทึกได้บนพื้นฐานของการสแกนแบบเชิงเส้นทางกวดังแสดงในรูปที่ ข.1 จะเห็นได้ว่าแต่ละสไลซ์ของภาพปัสแกนเมื่อนำไปบรรจุในระบบพิกัดเชิงปริมาตรซึ่งระบุด้วยว็อกเซลสี่เทาจะมีลักษณะที่ขนานกันและมีระยะห่างของแต่ละสไลซ์ที่เท่ากัน โดยในรูปจะเห็นว่า ทุกๆ ระยะห่างขนาด N_{scan} เพียงเท่านั้นที่จะมีข้อมูลของชุดภาพปัสแกนที่บันทึกได้ โดยมีพิกัดของแต่ละว็อกเซล v คือ (i, j, k) เมื่อ i มีค่าในช่วง $\dots, -1, 0, 1, \dots$ j มีค่าในช่วง $\dots, -1, 0, 1, \dots$ และ k มีค่าในช่วง $\dots, -1, 0, 1, \dots$ ยิ่งไปกว่านั้นจะเห็นได้ว่าความละเอียดของชุดภาพปัสแกนที่บรรจุในระบบพิกัดเชิงปริมาตรจะมีความละเอียดในทิศทางเอเลลิเวชันหรือทิศทางในแนวแกน z ที่น้อยกว่าความละเอียดภายในภาพปัสแกนอยู่ N_{scan} เท่าทำให้เราต้องทำการประมาณค่าในช่วงข้อมูลที่ขาดหายไปจำนวน $N_{scan} - 1$ สไลซ์ระหว่างสองภาพปัสแกนใดๆ ที่บันทึกได้



รูปที่ ข.1 ระบบพิกัดเชิงปริมาตรที่ใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติจากชุดภาพปัสแกนที่บันทึกได้ด้วยโพรบสามมิติที่มีการสแกนแบบเชิงเส้นทางกวด

สมมุติในขนาดของว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง (Voxel Neighborhood : $V_{\{i,j,k\}}$) มีค่าเท่ากับ $13 \times 13 \times 13$ ว็อกเซลเมื่อ (m, n, o) คือพิกัดของตำแหน่งข้อมูลในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงในทิศทางของ (x, y, z) ตามลำดับ ตารางที่ ข.1 สรุปตำแหน่งของข้อมูลภาพปัสแกนที่อยู่ในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง $V_{\{i,j,k\}}$ ในทิศทางเอเลลิเวชันโดยจะเห็นได้ว่าทุกๆ ระยะห่าง N_{scan} ของตำแหน่งศูนย์กลางของว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงในแนวเอเลลิเวชัน k จะมีค่ากลับมาเท่าเดิมเช่นที่ตำแหน่ง

ตารางที่ ข.1 ลักษณะการวนของตำแหน่งข้อมูลภาพบีสแกนที่อยู่ในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง

$V_{\{i,j,k\}}$ ในทิศทางเอลลิเวชัน

ตำแหน่งศูนย์กลางของว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง ในแนวเอลลิเวชัน k เท่ากับ	ตำแหน่งของชุดภาพบีสแกนในแนวเอลลิเวชัน o , ที่จะถูกนำมาช่วยใช้ในการสร้างกลับใน พิกัดของตำแหน่งข้อมูลในว็อกเซลบริเวณ ใกล้เคียง $V_{\{i,j,k\}}$
-6	-6, 0, 6
-5	-1, 5
-4	-2, 4
-3	-3, 3
-2	-4, 2
-1	-5, 1
0	-6, 0, 6
1	-1, 5
2	-2, 4
3	-3, 3
4	-4, 2
5	-5, 1
6	-6, 0, 6
7	-1, 5
8	-2, 4

ศูนย์กลางของว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงในแนวเอลลิเวชัน k เท่ากับ -6, 0, 6 จะมีตำแหน่งของชุดภาพบีสแกนในแนวเอลลิเวชัน o , ที่จะถูกนำมาช่วยใช้ในการสร้างกลับในพิกัดของตำแหน่งข้อมูลในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงที่ตำแหน่ง $-o$ และ o ส่วนที่ตำแหน่ง k เท่ากับ -5, 1 และ 7 จะมีค่า o , เท่ากับ -1 และ 5 และจะมีลักษณะการวนค่าตำแหน่งในแนวเอลลิเวชันเช่นนี้ไปเรื่อยๆ ดังนั้น เราสามารถเขียนระบุตำแหน่งของชุดภาพบีสแกนในแนวเอลลิเวชัน o , ที่จะถูกนำมาช่วยใช้ในการสร้างกลับในพิกัดของตำแหน่งข้อมูลในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง $V_{\{i,j,k\}}$ ด้วยฟังก์ชันช็อบก $I_{\{i,j,k\}}(m,n,o)$ ในรูปของสมการทางคณิตศาสตร์ได้ดังนี้

$$I_{\{i,j,k\}}(m,n,o) = \begin{cases} 1, & \text{if } \phi_{\{i,j,k\}}(o) = 0, \\ 0, & \text{otherwise,} \end{cases} \quad (ข.1)$$

โดย $\phi_{\{i,j,k\}}$ เป็นฟังก์ชันของเลขจำนวนเต็มมีค่าเท่ากับ

$$\phi_{\{i,j,k\}}(o) = |k + o| \bmod N_{SCAN}, \quad (ข.2)$$

เมื่อ $o \in [-O : O]$. จากสมการที่ (ข.1) และ (ข.2) แสดงให้เห็นว่าเมื่อ k มีค่าในช่วง $\dots, -1, 0, 1, \dots$ และสมมุติให้ค่า o , มีค่าในช่วง $-6, \dots, 0, \dots, 6$ และ N_{scan} มีค่าเท่ากับ 6 และจากคุณสมบัติเฉพาะทางของฟังก์ชัน modulo ที่มีลักษณะการให้ค่าผลลัพธ์แบบวนแล้วจะทำให้เราสามารถเขียนสรุปฟังก์ชันที่บอกในสมการที่ (ข.1) ขึ้นมาใหม่ได้ดังสมการ

$$I_{\{i,j,k\}}(m, n, o) = I_{\sigma(k)}(o), \quad (ข.3)$$

เมื่อ $\sigma(k) = k \bmod N_{SCAN}$, ผลการทำงานของฟังก์ชันดังกล่าวข้างต้นสามารถเขียนแสดงผลได้ดังตารางที่ ข.2 ด้านล่าง

ตารางที่ ข.2 ลักษณะการวนของว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง $V_{\{i,j,k\}}$ ในทิศทางเอวลีเวชัน

k	o	$\phi_{\{i,j,k\}}(o) = k + o \bmod N_{SCAN},$	ตำแหน่งของ o ที่ทำให้ $\phi_{\{i,j,k\}}(o) = 0$	$\sigma(k) = k \bmod N_{SCAN},$
-6		0, 5, 4, 3, 2, 1, <u>0</u> , 5, 4, 3, 2, 1, 0	-6, 0, 6	0
-5	-6,	5, 4, 3, 2, 1, 0, <u>5</u> , 4, 3, 2, 1, 0, 1	-1, 5	1
-4	-5,	4, 3, 2, 1, 0, 5, <u>4</u> , 3, 2, 1, 0, 1, 2	-2, 4	2
-3	-4,	3, 2, 1, 0, 5, 4, <u>3</u> , 2, 1, 0, 1, 2, 3	-3, 3	3
-2	-3,	2, 1, 0, 5, 4, 3, <u>2</u> , 1, 0, 1, 2, 3, 4	-4, 2	4
-1	-2,	1, 0, 5, 4, 3, 2, 1, 0, 1, 2, 3, 4, 5	-5, 1	5
0	-1,	0, 5, 4, 3, 2, 1, <u>0</u> , 5, 4, 3, 2, 1, 0	-6, 0, 6	0
1	0,	5, 4, 3, 2, 1, 0, <u>5</u> , 4, 3, 2, 1, 0, 1	-1, 5	1
2	1,	4, 3, 2, 1, 0, 5, <u>4</u> , 3, 2, 1, 0, 1, 2	-2, 4	2
3	2,	3, 2, 1, 0, 5, 4, <u>3</u> , 2, 1, 0, 1, 2, 3	-3, 3	3
4	3,	2, 1, 0, 5, 4, 3, <u>2</u> , 1, 0, 1, 2, 3, 4	-4, 2	4
5	4,	1, 0, 5, 4, 3, 2, 1, 0, 1, 2, 3, 4, 5	-5, 1	5
6	5,	0, 5, 4, 3, 2, 1, <u>0</u> , 5, 4, 3, 2, 1, 0	-6, 0, 6	0
7	6,	5, 4, 3, 2, 1, 0, <u>5</u> , 4, 3, 2, 1, 0, 1	-1, 5	1
8		4, 3, 2, 1, 0, 5, <u>4</u> , 3, 2, 1, 0, 1, 2	-2, 4	2

จากสมการที่ (ข.3) และผลที่ได้ในตารางที่ 2 จะเห็นได้ว่าฟังก์ชันซึบออกในสมการที่ (ข.3) เป็นฟังก์ชันที่ค่าดัชนีขึ้นอยู่กับค่า $\sigma(k)$ ซึ่งให้ค่าที่มีลักษณะแบบวนดังแสดงในคอลัมน์สุดท้ายของตารางที่ ข.2 ทำให้เราสามารถสร้างรูปแบบของฟังก์ชันซึบออกออกเป็น N_{scan} ชุดที่แตกต่างกัน ส่งผลทำให้เราสามารถนำฟังก์ชันซึบออกจำนวน N_{scan} ชุดที่แตกต่างกันนี้ไปคำนวณค่าสัมประสิทธิ์ของวงจรรองซาวีสกี-โกเลย์แบบวนในกรรมวิธีล่วงหน้าจำนวน N_{scan} ชุดสำหรับนำไปใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติจากชุดภาพปัสแกนที่บันทึกได้บนพื้นฐานของการสแกนแบบเชิงเส้นทางกล



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



ภาคผนวก ค
(Appendix C)

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาคผนวก ค

การแบ่งกลุ่มของฟังก์ชันชี้บอก $I_{\{i,j,k\}}$ ออกเป็น N_{SCAN} กลุ่มที่แตกต่างกัน (Partition of Indicator Function $I_{\{i,j,k\}}$ into N_{SCAN} Distinct Groups)

พิจารณาแถวลำดับของว็อกเซลสามมิติ (3-D voxel array) v ที่มีดัชนีบอกตำแหน่งคือ (i, j, k) และกำหนดให้ว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง (Voxel neighborhood) $V_{\{i,j,k\}}$, มีค่าเท่ากับ

$$V_{\{i,j,k\}} = \{ v(i+m, j+n, k+o) \}, \quad (ข.1)$$

เมื่อ $m = \{-M : M\}$, $n = \{-N : N\}$, และ $o = \{-O : O\}$.

กำหนดให้ $I_{\{i,j,k\}}$ คือฟังก์ชันชี้บอกซึ่งนิยามบนว็อกเซลบริเวณ $V_{\{i,j,k\}}$, เขียนได้ดังสมการ

$$I_{\{i,j,k\}}(m, n, o) = \begin{cases} 1, & \text{if } \phi_{\{i,j,k\}}(o) = 0, \\ 0, & \text{otherwise,} \end{cases} \quad (ข.2)$$

โดยที่ $\phi_{\{i,j,k\}}$ คือฟังก์ชันระบุค่าจำนวนเต็ม (Integer-valued function) นิยามโดย

$$\phi_{\{i,j,k\}}(o) = |k+o| \bmod N_{SCAN}, \quad (ข.3)$$

เมื่อ $o \in [-O : O]$.

ให้ k และ \tilde{k} คือเลขจำนวนเต็มค่าใดๆ และ o คือเลขจำนวนเต็มซึ่งมีค่าอยู่ในช่วง $[-O : O]$. จากนิยามที่ได้กำหนดไว้ในข้างต้นนี้ทำให้เราสามารถพิสูจน์โดยใช้พื้นฐานทางคุณลักษณะแบบวน (Cyclic characteristic) ของฟังก์ชันมอดุโล (Modulo) ได้ดังต่อไปนี้

$$|k+o| \bmod N_{SCAN} = |(k+\tilde{k}N_{SCAN})+o| \bmod N_{SCAN}. \quad (ข.4)$$

จะเห็นได้ว่าด้านซ้ายมือของสมการ (ข.4) คือนิยามของฟังก์ชัน $\phi_{\{i,j,k\}}$ ในสมการที่ (ข.3), ส่วนทางด้านขวามือของสมการ (ข.4) คือการนิยามฟังก์ชัน $\phi_{\{i,j,k+\tilde{k}N_{SCAN}\}}$, สมการที่ (ข.4) ข้างต้นนี้แสดงให้เห็นว่าค่าของฟังก์ชัน $\phi_{\{i,j,k\}}$ และฟังก์ชัน $\phi_{\{i,j,k+\tilde{k}N_{SCAN}\}}$ จะมีค่าเท่ากันสำหรับทุกๆ ค่า o ใดๆ นอกจากนั้นเรายังสามารถสรุปได้ว่า $\phi_{\{i,j,k\}}$ เป็นฟังก์ชันรายคาบที่ขึ้นอยู่กับค่าพารามิเตอร์ k และมีคาบหลักมูล (Fundamental period) เท่ากับ N_{SCAN} .

จากความจริงที่ว่าฟังก์ชันซึบออก $I_{\{i,j,k\}}$ จะถูกนิยามอย่างสมบูรณ์ด้วยฟังก์ชัน $\phi_{\{i,j,k\}}$ ซึ่งเป็นฟังก์ชันรายคาบที่ขึ้นอยู่กับค่าพารามิเตอร์ k และเป็นอิสระกับ i , และ j , ดังนั้นเราจึงสรุปได้ว่า

$$I_{\{i,j,k\}} = I_{\{i',j',(k+\tilde{k}N_{SCAN})\}}, \quad (๑.5)$$

สำหรับทุกค่าดัชนี i, i', j, j', k , และ \tilde{k} . สมการที่ (๑.5) ในข้างต้นทำให้เราสามารถแบ่งกลุ่มฟังก์ชันซึบออก $I_{\{i,j,k\}}$ ที่เกี่ยวข้องกับตำแหน่ง $\{i,j,k\}$ ออกเป็น N_{SCAN} กลุ่มที่แตกต่างกันออกไปได้เป็น $I_0, \dots, I_\kappa, \dots, I_{(N_{SCAN}-1)}$ โดยที่ I_κ สามารถเขียนได้ดังสมการ

$$I_\kappa(o) = \begin{cases} 1, & \text{if } |\kappa + o| \bmod N_{SCAN} = 0, \\ 0, & \text{otherwise,} \end{cases} \quad (๑.6)$$

เมื่อ $\kappa \in \{0, 1, \dots, (N_{SCAN} - 1)\}$. จะสังเกตได้ว่าเราเขียนแสดงเฉพาะค่าอาร์กิวเมนต์ของฟังก์ชันซึบออก I_κ ด้วย (o) แทนที่จะแสดงด้วย (m, n, o) เนื่องจากค่าของฟังก์ชันซึบออก I_κ นั้นเป็นอิสระต่อไปค่าอาร์กิวเมนต์ m , และ n .

ยิ่งไปกว่านั้นกลุ่มของ I_κ ซึ่งใช้เป็นตัวแทนระบุแต่ละฟังก์ชันซึบออก $I_{\{i,j,k\}}$ สามารถนำมาเขียนระบุด้วยฟังก์ชันระบุค่าจำนวนเต็ม σ ซึ่งนิยามได้ดังสมการ

$$\sigma(k) = k \bmod N_{SCAN}, \quad (๑.7)$$

เมื่อ k มีค่าในช่วง $\dots, -1, 0, 1, \dots$ และฟังก์ชัน σ ดังกล่าวนี้อย่างยิ่งทำให้เราสามารถเขียนสรุปได้ว่า

$$I_{\{i,j,k\}}(m, n, o) = I_{\sigma(k)}(o), \quad (๑.8)$$

สำหรับทุกๆ ค่า $m = \{-M : M\}$, $n = \{-N : N\}$, และ $o = \{-O : O\}$.

ศูนย์วิจัยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



ภาคผนวก ง
(Appendix D)

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาคผนวก ง

การแบ่งกลุ่มของเมตริกซ์ถ่วงน้ำหนัก $\mathbf{W}_{\sigma(k)}$ ออกเป็น N_{SCAN} กลุ่มที่
แตกต่างกัน (Partition of Weight Matrix $I_{\{i,j,k\}}$ into N_{SCAN} Distinct Groups)

กำหนดให้เมตริกซ์ถ่วงน้ำหนักแบบทแยง $\mathbf{W}_{\sigma(k)}$ สามารถเขียนได้ให้อยู่ในรูปของสมการ

$$\mathbf{W}_{\sigma(k)} = \text{diag}\{ I_{\sigma(k)}(o(t)) ; t=1, \dots, (2M+1)(2N+1)(2O+1) \}. \quad (\text{ค.1})$$

สำหรับค่าจำนวนเต็ม k , และ \tilde{k} ใดๆ เราจะกำหนดเมตริกซ์ $\mathbf{W}_{\sigma(k+\tilde{k}N_{SCAN})}$ โดยอ้างอิง
จากสมการ (ค.1) ข้างต้นใหม่ได้ดังนี้

$$\mathbf{W}_{\sigma(k+\tilde{k}N_{SCAN})} = \text{diag}\{ I_{\sigma(k+\tilde{k}N_{SCAN})}(o(t)) ; t=1, \dots, (2M+1)(2N+1)(2O+1) \}. \quad (\text{ค.2})$$

จากความจริงที่ว่าฟังก์ชันซึบออก $I_{\sigma(k+\tilde{k}N_{SCAN})}$ และ $I_{\sigma(k)}$ จะมีค่าเท่ากันเนื่องจากมี
คุณลักษณะแบบวนของฟังก์ชัน σ ดังที่ได้อธิบายในภาคผนวก ก ดังนั้นเราจะแทนที่
 $I_{\sigma(k+\tilde{k}N_{SCAN})}$ ในสมการที่ (ค.2) ด้วย $I_{\sigma(k)}$ และสามารถเขียนใหม่ได้ดังสมการ

$$\mathbf{W}_{\sigma(k+\tilde{k}N_{SCAN})} = \text{diag}\{ I_{\sigma(k)}(o(t)) ; t=1, \dots, (2M+1)(2N+1)(2O+1) \}. \quad (\text{ค.3})$$

และเนื่องจากด้านขวามือของสมการที่ (ค.1) และ (ค.3) มีค่าเท่ากันดังนั้นเราสามารถ
สรุปได้ว่า

$$\mathbf{W}_{\sigma(k+\tilde{k}N_{SCAN})} = \mathbf{W}_{\sigma(k)}. \quad (\text{ค.4})$$

นอกจากนั้นรูปแบบของเมตริกซ์ถ่วงน้ำหนักในสมการที่ (ค.4) ยังเป็นฟังก์ชันรายคาบที่ขึ้นอยู่กับ
ค่าพารามิเตอร์ k และมีคาบหลักมูลเท่ากับ N_{SCAN} . ดังนั้นเราจึงสามารถแบ่งกลุ่มเมตริกซ์ถ่วง
น้ำหนัก $\mathbf{W}_{\sigma(k)}$ ออกเป็น N_{SCAN} กลุ่มที่แตกต่างกันออกไปได้เป็น $\mathbf{W}_0, \dots, \mathbf{W}_\kappa, \dots, \mathbf{W}_{(N_{SCAN}-1)}$
โดยที่ \mathbf{W}_κ สามารถเขียนได้ดังสมการ

$$\mathbf{W}_\kappa = \text{diag}\{ I_\kappa(o(t)) ; t=1, \dots, (2M+1)(2N+1)(2O+1) \}, \quad (\text{ค.5})$$

โดย $\kappa \in \{0, \dots, (N_{SCAN}-1)\}$.



ภาคผนวก จ
(Appendix E)

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาคผนวก จ

ความเอนเอียงและความแปรปรวนในเรื่องของการฟิตเส้นโค้ง (Bias and Variance for Curve Fitting)

สมมติว่ามีฟังก์ชันจริงซึ่งเราไม่ทราบค่า $F(\vec{x})$ เป็นฟังก์ชันต่อเนื่องและถูกรบกวนด้วยสัญญาณรบกวนชุดหนึ่ง และเราต้องการที่จะประมาณฟังก์ชัน $F(\bullet)$ จากจุดตัวอย่างของฟังก์ชัน $F(\vec{x})$ ที่มีอยู่ n จุดใน training set D ด้วยการฟิตเส้นโค้งเข้าไปยังจุดข้อมูลตัวอย่างดังกล่าว ฟังก์ชันที่จะนำมาใช้ในการฟิตเส้นโค้งไปยังข้อมูลใน training set D ที่เราสนใจและเป็นอิสระต่อเซตอื่นๆ จะสามารถนิยามได้ด้วย $g(\vec{x}; D)$ อย่างไรก็ตามเนื่องจากมีความไม่แน่นอนในการเลือกตัวอย่างข้อมูลอย่างจำกัดแบบสุ่มจากฟังก์ชัน $F(\vec{x})$ ซึ่งถูกรบกวนด้วยสัญญาณรบกวนนั้น ชุดตัวอย่างข้อมูลใน training set D บางชุดอาจทำให้เราสามารถประมาณค่าได้อย่างถูกต้องและใกล้เคียงกับข้อมูลจริง ในขณะที่ข้อมูลในเซตอื่นๆ ซึ่งมีขนาดจำนวนข้อมูลสำหรับการประมาณค่าที่เท่ากันอาจทำให้การประมาณค่ามีลักษณะที่ไม่ดี ตัววัดประสิทธิภาพของตัวประมาณค่าในทางธรรมชาติสามารถอธิบายได้ด้วยค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ย (Mean Square Error : MSE) จากค่าเหมาะสมที่สุดที่เราประมาณได้ (The desired optimal) โดยการเฉลี่ยเชิงสถิติของข้อมูลในทุกๆ training set D_i ที่มีจำนวนข้อมูลเท่ากับ n เท่ากันดังสมการ

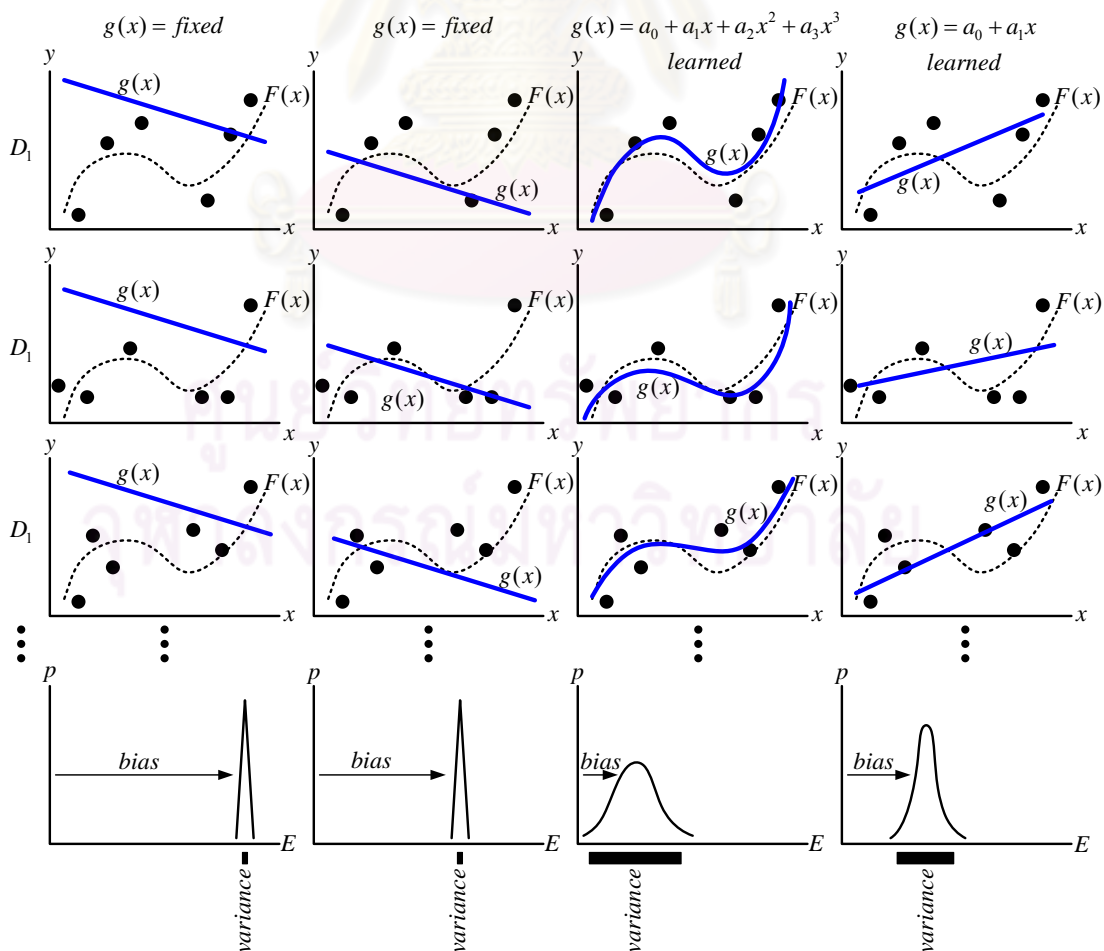
$$\begin{aligned} \text{MSE} &= E_D \left[\{ g(\vec{x}; D) - F(\vec{x}) \}^2 \right] \\ &= \underbrace{\{ E_D [g(\vec{x}; D)] - F(\vec{x}) \}^2}_{\text{bias}^2} + \underbrace{E_D \left[\{ g(\vec{x}; D) - E_D [g(\vec{x}; D)] \}^2 \right]}_{\text{variance}}. \end{aligned} \quad (จ.1)$$

พจน์แรกทางขวามือในสมการที่ (จ.1) ข้างต้นคือค่าความเอนเอียง (Bias) กำลังสองซึ่งก็คือผลต่างระหว่างค่าที่คาดหวังไว้และค่าจริงที่ไม่ทราบล่วงหน้า ในขณะที่พจน์ที่สองด้านขวามือคือค่าความแปรปรวน (Variance) ของตัวประมาณค่าในแต่ละ training set D_i โดยหากพจน์ความเอนเอียงมีค่าน้อยๆ จะหมายความว่าตัวประมาณค่าของ F โดยเฉลี่ยมีค่าใกล้เคียงกับทุกๆ training set D_i ในขณะที่ถ้าหากพจน์ความแปรปรวนมีค่าน้อยๆ จะหมายความว่าตัวประมาณค่าของ F จะไม่มีการเปลี่ยนแปลงมากนักในแต่ละ training set D_i ที่เปลี่ยนแปลงไป อย่างไรก็ตามถึงแม้ว่าตัวประมาณค่าที่เรากำหนดจะมีลักษณะที่ไม่เอนเอียง นั่นคือมีค่า $\text{bias} = 0$ และ

ค่าเฉลี่ยเชิงสถิติมีค่าเท่ากับค่าจริง แต่ตัวประมาณค่าดังกล่าวอาจทำให้เกิดค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยที่มีค่ามากอันเนื่องมาจากตัวประมาณค่าดังกล่าวมีค่าความแปรปรวนที่สูง

สมการที่ (๑.1) ในข้างต้นแสดงให้เห็นว่าค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยสามารถเขียนแสดงได้ด้วยผลรวมของพจน์ความเอนเอียงและพจน์ความแปรปรวน จากบทบัญญัติของการถ่วงดุลกันระหว่างค่าความเอนเอียงและค่าความแปรปรวนซึ่งให้เราเห็นว่าตัวประมาณค่าที่มีความยืดหยุ่นสูง มีแนวโน้มที่จะทำให้เกิดค่าความเอนเอียงที่ต่ำและมีค่าความแปรปรวนที่สูง

รูปที่ ๑.1 แสดงฟังก์ชันจริง $F(x)$ ตัวอย่างซึ่งเป็นฟังก์ชันพหุนามอันดับสามและถูกรบกวนด้วยสัญญาณรบกวน และเราต้องการหาตัวประมาณค่าของฟังก์ชัน $F(x)$ จากชุดของ training set D_i ที่แตกต่างกัน โดยจะเห็นได้ว่าคอลัมน์แรกในรูปที่ ๑.1 ซึ่งใช้ตัวประมาณค่า $g(x)$ ด้วยฟังก์ชันเส้นตรงแบบตายตัวในลักษณะที่ไม่สอดคล้องตามข้อมูลในแต่ละ training set D_i นั้น ผลฮิสโทแกรม (Histogram) ของค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยในแถวล่างสุดของรูปที่ ๑.1 จะมีลักษณะเป็นสัญญาณยอดแหลม (Spike) ซึ่งมีความแปรปรวนเท่ากับศูนย์ อย่างไรก็ตามแบบจำลองของตัวประมาณค่าดังกล่าวมีลักษณะที่ไม่ดีเนื่องจากทำให้เกิด MSE ที่มีค่าสูงโดยจะสังเกตได้จากการมีค่าความเอนเอียงในภาพฮิสโทแกรมที่สูงมากเช่นกัน



รูปที่ ๑.1 การอธิบายบทบัญญัติของความเอนเอียงและความแปรปรวนในเรื่องของการฟิตเส้นโค้ง

คอลัมน์ที่สองในรูปที่ ๑.1 ซึ่งใช้ตัวประมาณค่า $g(x)$ ด้วยฟังก์ชันเส้นตรงแบบตายตัว เช่นเดียวกับที่ใช้ในคอลัมน์แรกต่างกันว่าแบบจำลองของตัวประมาณค่าดังกล่าวมีความสัมพันธ์ที่ใกล้เคียงกับข้อมูลในแต่ละ training set D_i มากกว่า ผลฮิสโทแกรมของค่า MSE ในแถวล่างสุด จะมีลักษณะเป็นสัญญาณยอดแหลมเหมือนกันแต่มีค่าความเอนเอียงในภาพฮิสโทแกรมที่น้อยกว่า เปรียบเทียบกับคอลัมน์ที่สามซึ่งใช้ตัวประมาณค่า $g(x)$ ด้วยฟังก์ชันพหุนามอันดับสามซึ่งเรียนรู้ตามข้อมูลในแต่ละ training set D_i ผลฮิสโทแกรมของค่า MSE จะมีค่าความเอนเอียงที่ต่ำ อันเนื่องมาจากแบบจำลองมีการเรียนรู้ที่เข้าใกล้ฟังก์ชันจริงแต่แบบจำลองดังกล่าวจะมีค่าความแปรปรวนที่สูงขึ้นเนื่องจากมีความยืดหยุ่นตามข้อมูลในแต่ละ training set D_i ที่มากเกินไป ในขณะที่การใช้ฟังก์ชันพหุนามอันดับหนึ่งเป็นตัวประมาณค่าแต่ละ training set D_i ในคอลัมน์ที่สี่ จะให้ผลฮิสโทแกรมของค่า MSE ที่มีความแปรปรวนที่น้อยกว่าการใช้ตัวประมาณค่าในคอลัมน์ที่สามเนื่องจากมีความยืดหยุ่นที่น้อยกว่า อย่างไรก็ตามเนื่องจากตัวประมาณค่าในคอลัมน์ที่สี่เป็นตัวประมาณค่าที่ยังไม่ตรงกับแบบจำลองของฟังก์ชันจริง ดังนั้นจึงมีค่าความเอนเอียงที่สูงกว่าตัวประมาณค่าในคอลัมน์ที่สามด้วยเช่นกัน

จากบทบัญญัติของความเอนเอียงและความแปรปรวนในเรื่องของการฟิตเส้นโค้งที่ได้กล่าวมาในข้างต้น จึงมีคำถามตามมาว่าควรจะใช้ตัวประมาณค่าแบบไหนจึงจะทำให้ MSE โดยภาพรวมมีค่าที่ต่ำ หนึ่งในวิธีการนั้นก็คือการใช้เทคนิคในการเรกกูลารีไรเซชันซึ่งเป็นวิธีการเพิ่มองค์ความรู้ล่วงหน้าของผลเฉลยเพื่อถ่วงดุลกันระหว่างค่าความเอนเอียงและความแปรปรวนที่จะส่งผลกระทบต่อค่า MSE ซึ่งมีสาเหตุมาจากคุณลักษณะทางสถิติของสัญญาณรบกวนที่อยู่ในฟังก์ชันจริง (ประเด็นนี้จะเห็นผลของการเรกกูลารีไรซ์ได้ชัดเจนมากเมื่อได้ทำการทดลองกับภาพทรงกลมสามมิติในเชิงสถิติจำนวน 10 ครั้ง เนื่องจากค่า MSE ของการฟิตเส้นโค้งจะมีค่าเท่ากับ $\text{bias}^2 + \text{variance}$ ซึ่งการที่เราเพิ่มพจน์เรกกูลารีไรซ์เช่นที่ค่า $\lambda = 0.1$ จะทำให้ฟังก์ชันซึ่งใช้หลักการในการฟิตเส้นโค้งไม่เปลี่ยนแปลงไปตามอิทธิพลของความแปรปรวนทางสถิติของสัญญาณรบกวนได้ในระดับหนึ่ง ส่งผลให้ค่าความผิดพลาดที่เกิดจากพจน์ความแปรปรวนมีค่าลดต่ำลง ส่วนพจน์ของความเอนเอียงนั้น จะขึ้นอยู่กับการใช้อันดับของฟังก์ชันพหุนามว่าฟังก์ชันที่สร้างขึ้นมานั้นจะเข้าใกล้กับฟังก์ชันของจริงมากน้อยเพียงใด ในกรณีนี้เราใช้อันดับของฟังก์ชันพหุนามคงที่คือมีอันดับเท่ากับสอง ผลของค่าความเอนเอียงในแต่ละ Realization จะมีค่าไม่แตกต่างกันนัก ดังนั้นส่วนที่มีผลกระทบมากกว่าจะเป็นส่วนของพจน์ความแปรปรวน สรุปก็คือการเพิ่มพจน์เรกกูลารีไรเซชันเข้าไปในฟังก์ชันจุดประสงค์ในประเด็นนี้จะทำให้ค่าความแปรปรวนใน MSE มีค่าลดลงแน่นอน ส่วนค่าความเอนเอียงใน MSE จะเพิ่มขึ้นหรือลดลงต้องไปดูว่าผลของพจน์เรกกูลารีไรเซชันที่ใส่

เข้าไปทำให้ผลโดยรวมของการพิตเส้นโค้งเข้าใกล้หรือออกห่างจากฟังก์ชันของจริงมากน้อยเพียงใด ถ้าเข้าใกล้มากก็จะมีค่าความเอนเอียงที่น้อย ถ้าเข้าใกล้น้อยก็มีค่าความเอนเอียงที่มาก)



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



ภาคผนวก ฉ
(Appendix F)

ศูนย์วิทยพัทพยาบาล
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาคผนวก จ

การแบ่งส่วนภาพด้วยวิธีการเติบโตทางพื้นที่ (Region Growing Segmentation)

การเติบโตทางพื้นที่ (Region growing) เป็นหนึ่งในวิธีการแบ่งส่วนภาพทางพื้นที่ (Region-based segmentation) อาศัยหลักการในการจัดกลุ่มของจุดภาพ (Pixel) หรือกลุ่มของจุดภาพเชิงปริมาตร (Voxel) ที่สอดคล้องกับจุดภาพต้นกำเนิด (Seed point) ซึ่งถูกกำหนดโดยผู้ใช้งาน (Supervised mode)

การแบ่งส่วนภาพด้วยวิธีการเติบโตทางพื้นที่นี้จะเริ่มจากการตรวจสอบความเป็นอันหนึ่งอันเดียวกัน (Homogeneity) ระหว่างจุดภาพต้นกำเนิดกับจุดภาพบริเวณใกล้เคียงว่ามีจุดภาพใดที่ควรจะถูกจัดกลุ่มให้อยู่ในกลุ่มภาพเดียวกันกับจุดภาพต้นกำเนิด หากจุดภาพใดอยู่ในเงื่อนไขการจัดกลุ่มที่สอดคล้องกับค่าความเข้มของจุดภาพต้นกำเนิด จุดภาพดังกล่าวนั้นจะถูกระบุด้วยค่าความเข้มในภาพผลลัพธ์ของการแบ่งส่วน เช่นระบุให้มีค่าเท่ากับหนึ่งเช่นเดียวกับความเข้มของจุดภาพต้นกำเนิดในภาพการแยกส่วน ในขณะที่จุดภาพอื่นๆ ที่ไม่ได้อยู่ในกลุ่มมีค่าความเข้มเท่ากับศูนย์ จากนั้นจุดภาพที่ถูกจัดกลุ่มให้อยู่กลุ่มเดียวกันกับจุดภาพต้นกำเนิดจะถูกกระทำซ้ำเสมือนกับเป็นจุดกำเนิดใหม่ และจะทำการตรวจสอบจุดภาพบริเวณใกล้เคียงต่อไปเรื่อยๆ จนกว่าทุกๆ ตำแหน่งของจุดภาพที่ถูกขยายตัวออกไปจะถูกตรวจสอบจนครบและไม่สามารถขยายพื้นที่ออกไปได้อีก หลักการของการแบ่งส่วนภาพทางพื้นที่สามารถเขียนอธิบายด้วยสมการทางคณิตศาสตร์ได้ดังนี้ [38]

$$\bigcup_{i=1}^n R_i = R. \quad (ง.1)$$

$$R_i \text{ is a connected region, } i = 1, 2, \dots, n. \quad (ง.2)$$

$$R_i \cap R_j = \emptyset \text{ for all } i \text{ and } j, i \neq j. \quad (ง.3)$$

$$P(R_i) = \text{TRUE for } i = 1, 2, \dots, n. \quad (ง.4)$$

$$P(R_i \cup R_j) = \text{FALSE for } i \neq j. \quad (ง.5)$$

เมื่อ R เป็นพื้นที่ทั้งหมดในภาพที่จะทำการแบ่งส่วนออกเป็น n ส่วน R_1, R_2, \dots, R_n . \cup คือตัวดำเนินการ Union, สมการ (ง.1) ในข้างต้นหมายความว่า การแบ่งส่วนภาพจะเสร็จสมบูรณ์เมื่อ

ทุกๆ จุดภาพถูกระบุให้เข้าไปอยู่ในแต่ละพื้นที่ R_i ในขณะที่สมการ (ง.2) หมายความว่าพื้นที่ที่จะทำการแบ่งส่วนออกเป็น n ส่วนจะต้องเชื่อมต่อกัน, สมการ (ง.3) เป็นเงื่อนไขที่ระบุว่าพื้นที่ที่ได้จากการแบ่งส่วนจะต้องไม่มีพื้นที่ซ้ำซ้อนกัน, ส่วน $P(R_i)$ ในสมการที่ (ง.4) คือการกำหนดเงื่อนไขของจุดภาพที่จะอยู่ใน R_i เช่น ทุกๆ จุดภาพใน R_i มีค่าความเข้มอยู่ในระดับของการขีดแบ่ง (Threshold) เดียวกัน และสมการที่ (ง.5) หมายความว่าเงื่อนไขของจุดภาพในพื้นที่ R_i และ R_j จะต้องแตกต่างกัน

ประสิทธิภาพของการแบ่งส่วนภาพวิธีนี้จะขึ้นอยู่กับทางเลือกตำแหน่งของจุดภาพต้นกำเนิดและระดับในการขีดแบ่งกลุ่มของแต่ละกลุ่มซึ่งกำหนดโดยผู้ใช้งาน อย่างไรก็ตามค่าระดับในการขีดแบ่งนี้อาจสามารถหาได้โดยอัตโนมัติจากฮิสโทแกรมของภาพโดยการพิจารณาค่า ณ ตำแหน่งสูงสุดหรือต่ำสุดของกราฟฮิสโทแกรมที่มีลักษณะเป็นเส้นโค้งนูนเว้าเฉพาะที่ (Local convex-concave curve) มาใช้ในการแบ่งกลุ่มพื้นที่ที่สอดคล้องกับจุดภาพต้นกำเนิดได้ ยิ่งไปกว่านั้นการแบ่งกลุ่มเพื่อแยกส่วนภาพโดยปกติแล้วอาจจะมีค่าความเข้มเริ่มต้นมากกว่าหนึ่งค่าต่อหนึ่งกลุ่ม ดังนั้นจึงต้องมีวิธีการรวมกลุ่มพื้นที่ (Merging) ที่มีลักษณะทางสถิติใกล้เคียงกันโดยใช้ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานมาช่วยใช้ในการพิจารณาดังสมการ

$$m_i = \frac{1}{n_{R_i}} \sum_{R_i} f(R_i), \quad (ง.6)$$

และ

$$\sigma_i = \sqrt{\frac{1}{n_{R_i}} \sum_{R_i} (f(R_i) - m_i)^2}, \quad (ง.7)$$

เมื่อ $f(R_i)$, m_i , และ σ_i , คือค่าความเข้ม ค่าเฉลี่ย และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของจุดภาพในพื้นที่ R_i ตามลำดับโดยมีจำนวนจุดภาพในพื้นที่เท่ากับ n_{R_i} ค่าเหล่านี้จะนำไปใช้ในการตัดสินใจจะสามารถรวมกลุ่ม R_1, R_2, \dots, R_n เข้าด้วยกันได้หรือไม่ซึ่งถ้าหากค่าเฉลี่ยของกลุ่มพื้นที่เหล่านี้มีค่าที่ใกล้เคียงกันก็สามารถรวมกันได้ดังเขียนแสดงเงื่อนไขได้ดังสมการ

$$|m_i - m_j| < k\sigma_{(i \text{ or } j)}; \quad (ง.8)$$

เมื่อ k คือค่าคงที่ของการสเกลซึ่งโดยปกติจะกำหนดให้มีค่าในช่วง $0 < k < 1$, i และ j เป็นตัวแปรดัชนีซึ่งมีค่าในช่วง $\{1, 2, \dots, n\}$ โดยที่ $i \neq j$.



ภาคผนวก ช
(Appendix G)

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาคผนวก ช

บทความที่ได้รับการเผยแพร่ (International Publication)

International Journal

1. P. Toonkum, N. C. Suwanwela and C. Chinrungrueng “Reconstruction of 3-D ultrasound images based on Cyclic Regularized Savitzky-Golay filters,” *Ultrasonics, Elsevier Publishing Corporation, Available online 20 July 2010 at website of ScienceDirect* : <http://dx.doi.org/10.1016/j.ultras.2010.07.003> (ISI Impact Factor = 1.223 according to Journal Citation Reports[®] released by Thomson Reuters 2010).

International Conference

1. P. Toonkum, P. Boonvisut and C. Chinrungrueng “Real-Time Speckle Reduction of Ultrasound Images Based on Regularized Savitzky-Golay Filters,” *International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, IEEE ICBBE 2008, Shanghai, China, vol. 2, no. 1, pp. 2311–2314, May 16-18, 2008.*

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายพลกฤษณ์ ทุนคำ เกิดเมื่อวันที่ 18 กรกฎาคม พ.ศ. 2522 ที่จังหวัดเชียงใหม่ สำเร็จการศึกษาชั้นมัธยมศึกษาตอนต้น และชั้นมัธยมศึกษาตอนปลายจากโรงเรียนมงฟอร์ตวิทยาลัย จังหวัดเชียงใหม่ จากนั้นได้เข้าศึกษาต่อที่คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี จังหวัดนครราชสีมา ในระหว่างปีการศึกษา พ.ศ. 2541 ถึง พ.ศ. 2545 จนสำเร็จการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม หลังจากนั้นได้เข้าศึกษาต่อที่คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร ในระหว่างปีการศึกษา พ.ศ. 2545 ถึง พ.ศ. 2547 จนสำเร็จการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้าสื่อสาร และได้เข้าศึกษาต่อในหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าสื่อสาร คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในสังกัดห้องปฏิบัติการวิจัยกรรมวิธีสัญญาณดิจิทัล ระหว่างปีการศึกษา พ.ศ. 2548 ถึง พ.ศ. 2553 มีความสนใจในงานวิจัยทางด้านการประมวลผลสัญญาณดิจิทัล การประมวลผลสัญญาณแบบปรับตัวได้ และการประมวลผลภาพทางการแพทย์

ศูนย์วิทยพัชร์พยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย