

บทที่ 4

การประเมินสมรรถนะระเบียบวิธีในการสร้างกลับ ภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ

ในบทนี้จะได้นำเสนอการประเมินสมรรถนะของวงจรกรองเร็กกูลาร์ไรซ์ชาวิสกี-โกเลย์แบบวน (CRSG) ที่ได้พัฒนาขึ้นมาในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติในขอบข่ายงานของการสแกนแบบเชิงเส้นทางกล โดยจะนำผลการสร้างกลับที่ได้ไปเปรียบเทียบกับระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN, ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW, และระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สังเคราะห์สามมิติและภาพอัลตราซาวนด์จริงของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง นอกจากนั้นเราจะประเมินสมรรถนะของวงจรกรอง CRSG เปรียบเทียบกับวงจรกรอง CSG เพื่อตรวจสอบถึงระดับของประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนอันเนื่องมาจากกลไกในการเร็กกูลาร์ไรซ์ชัน โดยจะสังเกตเห็นได้ว่าวงจรกรอง CSG เป็นกรณีพิเศษของวงจรกรอง CRSG เมื่อค่าพารามิเตอร์ในการเร็กกูลาร์ไรซ์มีค่าเท่ากับศูนย์

สำหรับระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN นั้น พื้นฐานการทำงานของมันจะไม่มีกลไกในการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดภายในภาพ ดังนั้นเราจึงต้องนำผลที่ได้จากการสร้างกลับด้วยระเบียบวิธี VNN ดังกล่าวไปประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรกรอง ASR และวงจรกรอง AWM เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดในภาพที่สร้างกลับมาดังที่ได้อธิบายไว้ในบทที่ 3

นอกจากนั้นระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN, DW และ ADW จะถูกนำมาประมวลผลโดยคำนึงถึงรูปแบบของความสม่ำเสมอในชุดภาพบีสแกนที่บันทึกได้จากสแกนแบบเชิงเส้นทางกลเช่นเดียวกับระเบียบวิธีในการสร้างกลับของวงจรกรอง CRSG และ CSG นั่นคือโดยใช้การตรวจจับรูปแบบของความสม่ำเสมอของว็อกเซลที่ถูกเติมในแต่ละว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงที่กำลังพิจารณา จะช่วยให้ระเบียบวิธีเหล่านี้สามารถทราบตำแหน่งของว็อกเซลที่ถูกเติมได้ล่วงหน้าโดยไม่ต้องเสียเวลาดันหาในทุกๆ ว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง ส่งผลให้ระเบียบวิธีที่ใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติด้วยวิธีดังกล่าวมีความเร็วในการประมวลผลที่สูงขึ้น

4.1 ขั้นตอนในการประเมินสมรรถนะ

เพื่อตรวจสอบประสิทธิภาพของระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ ในงานวิจัยนี้จะนำระเบียบวิธีที่ได้กล่าวไว้ในข้างต้นมาทดสอบกับชุดภาพอัลตราซาวนด์สังเคราะห์ และชุดภาพอัลตราซาวนด์จริงในการประมาณค่าในช่วง และการลดทอนสัญญาณรบกวนภายในภาพ ดังมีรายละเอียดขั้นตอนของการประเมินสมรรถนะในแต่ละชุดภาพดังต่อไปนี้

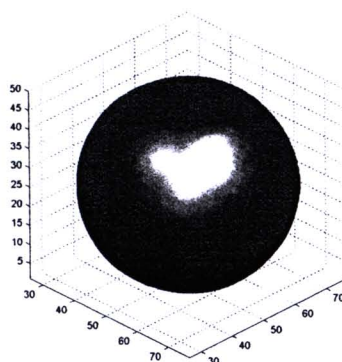
4.1.1 ชุดภาพอัลตราซาวนด์สังเคราะห์ที่ใช้ในการทดสอบ

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 จะเซตให้มีค่าเท่ากับ 64 และรัศมีของวัตถุทรงกลม r จะเซตให้มีค่าเท่ากับ 32 ดังแสดงในรูปที่

4.1



รูปที่ 4.1 ภาพแบบจำลองเชิงเรขาคณิตทรงกลม

ในการจำลองสัญญาณรบกวนแบบจุดนั้น เราจะคูณความเข้มของจุดภาพในแต่ละสไลซ์ ด้วยค่าสุ่มที่มีการกระจายตัวของความน่าจะเป็นแบบเรย์ลี (Rayleigh probability distribution) และมีค่าเฉลี่ยเชิงสถิติเท่ากับหนึ่งเพื่อให้ค่าเฉลี่ยของภาพที่จะนำมาทดสอบมีค่าคงเดิม ส่งผลให้ค่าความแปรปรวนเชิงสถิติซึ่งมีความสัมพันธ์ตามสมการที่ (ก.3) ในภาคผนวก ก มีค่าเท่ากับ $\sigma^2 = 0.2732$ [31] จากนั้นเราจะทำการเลือกภาพอย่างสุ่มมาจำนวน 32 สไลซ์จากทั้งหมด 128 สไลซ์ นั่นคือเลือก 1 สไลซ์จากทุกๆ 4 สไลซ์มาสร้างเป็นภาพทรงกลมสามมิติขนาด $128 \times 128 \times 128$ ว็อกเซลกลับคืนมา โดยความกว้าง ความสูง และความหนาของแต่ละว็อกเซลจะถูกเซตให้มีค่าเท่ากับขนาดความกว้างของจุดภาพในภาพตัดขวางที่สังเคราะห์ขึ้นมา และจะสังเกตเห็นได้ว่าค่าพารามิเตอร์ N_{SCAN} ที่ได้นิยามไว้ในบทที่ 2 จะมีค่าเท่ากับ 4

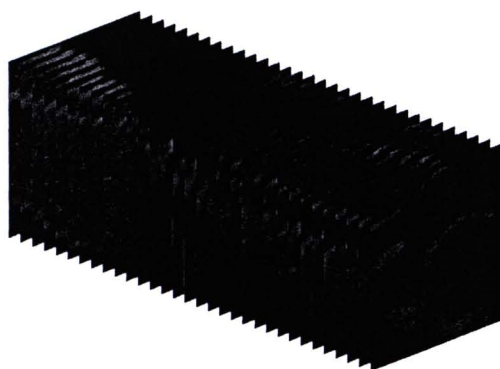
สำหรับการประเมินสมรรถนะของแต่ละระเบียบวิธีที่นำมาใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สังเคราะห์สามมิตินั้น เราจะทำการวัดความสามารถในการสร้างกลับโดยใช้ค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยแบบนอร์แมลไลซ์ในโดเมน Ω (Normalized Mean Square Error $_{\Omega}$: $NMSE_{\Omega}$) ซึ่งนิยามดังสมการ

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

เมื่อ Ω คือโดเมนของว็อกเซลทั้งหมดในภาพสามมิติ, $\bar{f}_{\{i,j,k\}}$ คือความเข้มของว็อกเซลข้อมูลต้นแบบที่ปราศจากสัญญาณรบกวนแบบจุด, และ $\tilde{f}_{\{i,j,k\}}$ คือความเข้มของว็อกเซลข้อมูลที่ถูกสร้างกลับคืนมาด้วยระเบียบวิธีในการสร้างกลับ โดย $NMSE_{\Omega}$ ที่มีค่าน้อยๆ จะแสดงถึงความสามารถในการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดในว็อกเซลที่ถูกเติม และการประมาณค่าในช่วงว็อกเซลที่ไม่ถูกเติมได้อย่างมีประสิทธิภาพ

4.1.2 ชุดภาพอัลตราซาวด์จริงที่ใช้ในการทดสอบ

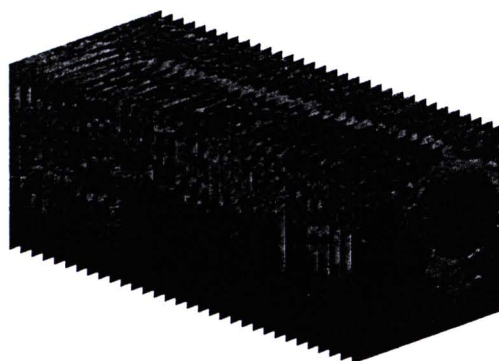
ในการทดสอบกับชุดภาพอัลตราซาวด์จริงนั้น เราจะเปรียบเทียบสมรรถนะของระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติที่ได้อธิบายไว้แล้วในหัวข้อก่อนหน้านี้ โดยภาพที่จะ



รูปที่ 4.2 ตัวอย่างลำดับชุดภาพบีสแกนของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางที่
สแกนได้จากโฟรบบแบบเชิงเส้นทางกลในอาสาสมัครคนที่ 1

นำมาใช้ในการทดสอบ จะเป็นชุดภาพที่ขนานกันของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็น
สองทางจำนวน 64 สไลซ์ซึ่งได้จากการสแกนด้วยโฟรบบแบบเชิงเส้นทางกลบนเครื่องอัลตราซาวด์
GE Logiq 9 ดังแสดงในรูปที่ 4.2 และ 4.3

ในการตรวจสอบประสิทธิภาพการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์จริงสามมิตินั้น เราจะทำ
การเลือกสไลซ์ของชุดภาพดังกล่าวที่บันทึกได้จากจำนวน 64 สไลซ์ออกอย่างสม่ำเสมอสลับกัน
ครึ่งละหนึ่งสไลซ์ นั่นคือเราจะทำการสร้างกลับภาพ 64 สไลซ์จากภาพจำนวน 32 สไลซ์ที่มีระยะ-



รูปที่ 4.3 ตัวอย่างลำดับชุดภาพบีสแกนของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางที่
สแกนได้จากโฟรบบแบบเชิงเส้นทางกลในอาสาสมัครคนที่ 2

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

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

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 ดังนั้นจึงจะได้กล่าวถึงการตั้งค่าพารามิเตอร์ของแต่ละระเบียบวิธีดังต่อไปนี้

- ระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติแบบ VNN นั้น แกวลำดับของว็อกเซลสามมิติ (3-D voxel array) จะถูกเติมด้วยค่าความเข้มของจุดภาพที่อยู่ในชุดภาพบัสแกนที่ใกล้ที่สุด จากนั้นว็อกเซลที่ยังไม่ถูกเติมจะถูกกำหนดให้มีค่าเท่ากับค่าในว็อกเซลที่ถูกเติมที่ใกล้ที่สุดอีกครั้ง ดังนั้นจึงไม่ต้องมีการกำหนดค่าพารามิเตอร์ใดๆ ในกระบวนการการสร้างกลับ

- วงจรรอง ASR ค่าสัมประสิทธิ์ในการปรับตัวของวงจรรองจะขึ้นอยู่กับ SNR ของข้อมูลในย่านที่เราสนใจซึ่งสามารถคำนวณได้โดยตรง ดังนั้นจึงไม่มีการเตรียมค่าคงที่ใด ๆ ในกระบวนการรอง
- วงจรรอง 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 จากนั้นจึงนำค่าที่ถูกถ่วงน้ำหนักมา

เฉลี่ยเป็นค่าผลลัพธ์ของว็อกเซลจุดศูนย์กลางได้โดยตรง ดังนั้นจึงไม่มีการเตรียมค่าคงที่ใดๆ ในกระบวนการกรอง

- ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW ต้องการค่าพารามิเตอร์สำหรับถ่วงดุลกันระหว่างระดับความราบเรียบ และระดับในการรักษาขอบภาพ b , โดยปกติจะเซตให้มีค่าอยู่ในช่วง 0 ถึง 1 โดยถ้า b มีค่ามากๆ จะเป็นการถ่วงน้ำหนักให้ความเข้มของข้อมูลที่อยู่บริเวณขอบภาพมีค่าเข้าใกล้ศูนย์ซึ่งจะเป็นการทำให้การเฉลี่ยมีความราบเรียบที่ดี ในทางตรงข้ามหาก b มีค่าน้อยๆ จะเป็นการถ่วงน้ำหนักให้ความเข้มของข้อมูลที่อยู่บริเวณขอบภาพมีค่าเข้าใกล้หนึ่งซึ่งจะเป็นการทำให้การเฉลี่ยติดตามผลของขอบภาพ ส่งผลทำให้การรักษาขอบภาพมีประสิทธิภาพยิ่งขึ้น โดยในการทดลองนี้ได้เลือกใช้ค่า $b = 0.25$ เนื่องจากมีความเหมาะสมในถ่วงดุลกันระหว่างการรักษาขอบภาพและการลดทอนสัญญาณรบกวนที่ดี นอกจากนั้นระเบียบ ADW ยังต้องการค่าระดับในการการแยกกลุ่มข้อมูลของว็อกเซลที่ถูกเติม H_0 ดังที่ได้อธิบายไว้ในบทที่ 2 โดยเมื่อประมาณค่า H_0 จากภาพอัลตราซาวนด์สังเคราะห์จะได้ค่า $H_0 \approx 30.83$

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

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

นอกจากจะต้องกำหนดค่าพารามิเตอร์เริ่มต้นในแต่ละระเบียบวิธีในข้างต้นแล้ว ในการทดลองนี้ยังกำหนดให้ขนาดของว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง $V_{(i,j,k)}$ ของทุกระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติมีขนาดเท่ากับ $9 \times 9 \times 9$ ว็อกเซลเนื่องจาก จากผลงานวิจัยที่ผ่านมาพบว่าหากขนาดของว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง $V_{(i,j,k)}$ มีขนาดที่ใหญ่เกินไปจะทำให้การประมาณค่าเกิดความผิดพลาดและส่งผลให้ภาพที่ได้จากการสร้างกลับมีแนวโน้มที่จะพร่าลงไป ในทางตรงข้ามหากขนาดของว็อกเซลบริเวณใกล้เคียง $V_{(i,j,k)}$ มีขนาดเล็กกว่านี้จะทำให้ไม่สามารถนำข้อมูลในทิศทางของการสแกนมาใช้เป็นข้อมูลสำหรับการนำมาช่วยใช้ในการสร้างกลับได้

รูปที่ 4.4 และ 4.5 แสดงภาพมุมมองตัดขวาง (Cross section view) และภาพมุมมองแบ่งซ้ายขวา (Sagittal view) ของภาพอัลตราซาวนด์สังเคราะห์สามมิติซึ่งได้จากการสร้างกลับจากแต่ละระเบียบวิธี โดยจะเห็นได้ว่าภาพที่ได้จากการสร้างกลับด้วยระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรกรอง ASR และวงจรกรอง AWM นั้นให้ผล

การสร้างกลับบริเวณขอบภาพวัตถุจางลงที่ผิดเพี้ยนไปจากอุดมคติมากกว่าระเบียบวิธีการสร้างกลับแบบอื่นๆ เนื่องจากระเบียบวิธี VNN นั้นจะทำการประมาณค่าในช่วงข้อมูลที่ขาดหายไปด้วยค่าที่อยู่ในว็อกเซลที่ใกล้ที่สุด ทำให้ผลของความเข้มที่ได้จากการสร้างกลับภาพสามมิติจากชุดภาพที่มีรูปแบบของความสม่ำเสมอมีลักษณะเป็นขั้นบันไดบริเวณรอยต่อของภาพ และถึงแม้ว่าจะใช้วงจรรอง ASR และวงจรรอง AWM ประมวลผลในภายหลังซ้าก็ตาม ก็ยังไม่สามารถทำให้รอยต่อรูปวงกลมมีความราบเรียบที่ดีพอได้ ยิ่งไปกว่านั้นยังจะสังเกตเห็นได้ว่าภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.5 (ก) และ (ข) ยังมีสัญญาณรบกวนแบบจุดหลงเหลืออยู่โดยเฉพาะบริเวณขอบภาพของรูปทรงกลมเนื่องจากการใช้ค่า SNR ทางสถิติมาประมาณข้อมูลว่าควรจะอยู่ในย่านใดยังมีความไม่แน่นอนในการตัดสินใจ ทำให้ผลของข้อมูลบริเวณขอบภาพซึ่งควรจะถูกลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดออกไปกลับถูกรักษาไว้เสมือนกับเป็นขอบภาพของจริง

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

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

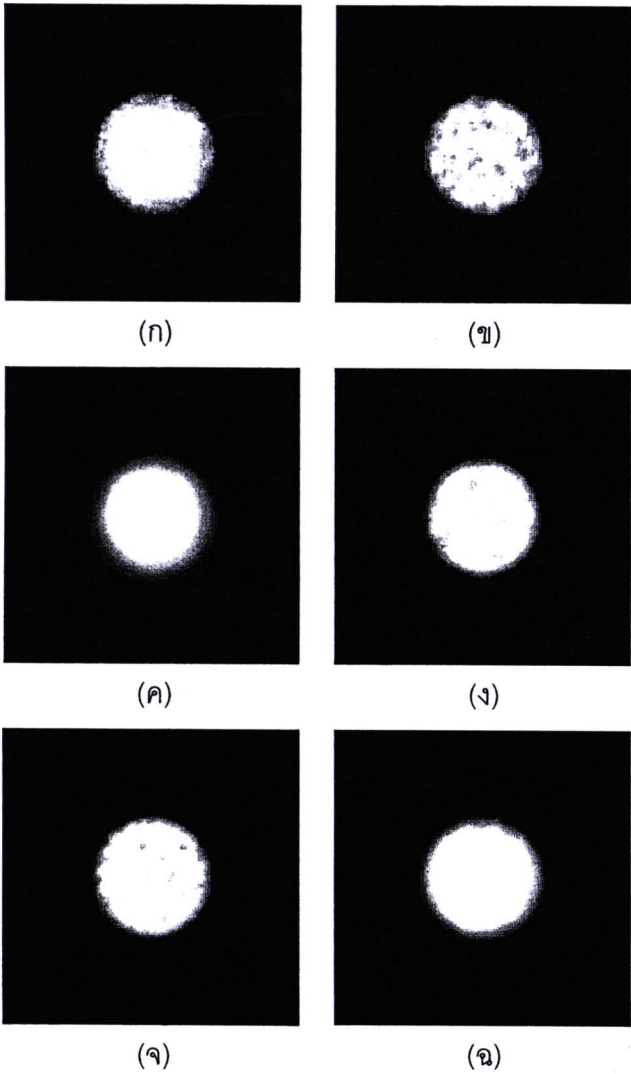
4.1 โดยประสิทธิภาพในการสร้างกลับที่ดีกว่านี้มีสาเหตุมาจากการเพิ่มองค์ความรู้ล่วงหน้าของผลเฉลยด้วยวิธีการเร็กกูลาร์ไรเซชันดังอธิบายในภาคผนวก ง

และเมื่อนำผลภาพทรงกลมสามมิติขนาด 128×128×128 บ็อกเซลที่ได้จากการสร้างกลับจากแต่ละระเบียบวิธีมาตรวจสอบประสิทธิภาพในด้านการนำไปใช้เป็นเครื่องมือช่วยเหลือสำหรับการประมวลผลล่วงหน้าก่อนการนำไปแบ่งส่วนภาพ (Segmentation) ในที่นี้เราจะทำการแสดงภาพวัตถุทรงกลมด้วยวิธีการขีดแบ่ง (Thresholding) และวิธีการขึ้นรูปด้วยลำแสง (Ray-casting) [32] โดยให้ค่าระดับการขีดแบ่งมีค่าเท่ากับ 55 ซึ่งเป็นค่าเฉลี่ยของความเข้มวัตถุทรงกลมและความเข้มของภาพพื้นหลัง ผลที่ได้ในรูปที่ 4.6 จะเห็นได้ว่าระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติด้วยวงจรกรอง CRSG ให้ผลของพื้นผิวภาพทรงกลมที่มีความราบเรียบ

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

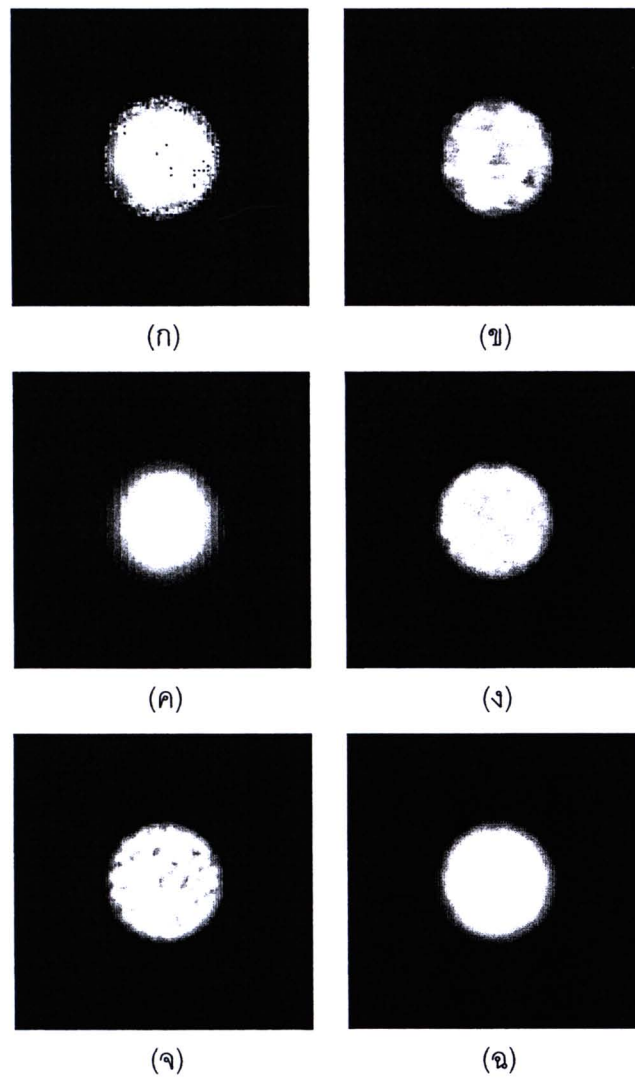
ระเบียบวิธีในการสร้างกลับ	$NMSE_{\Omega}$
VNN + ASR	0.1370
VNN + AWM	0.1165
DW	0.1542
ADW	0.0652
CSG	0.0581
CRSG	0.0427

ใกล้เคียงกับภาพทรงกลมในอุดมคติมากที่สุด ในขณะที่ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรกรอง ASR และ AWM นั้นให้ผลของพื้นผิวภาพทรงกลมที่มีลักษณะขรุขระอันมีสาเหตุมาจากการใช้แบบจำลองในการประมาณค่าในช่วงที่ไม่ถูกต้อง อีกทั้งยังมีการหลงเหลือของสัญญาณรบกวนบริเวณขอบภาพอยู่มาก ในหัวข้อย่อยถัดไปจะได้นำเสนอการประเมินสมรรถนะของระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติกับชุดภาพอัลตราซาวด์ของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางที่ใช้ในทางการแพทย์จริง



รูปที่ 4.4 ภาพตัดขวางตัวอย่างของวัตถุทรงกลมที่สร้างกลับจากแต่ละระเบียบวิธี

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



รูปที่ 4.5 ภาพแบ่งซ้ายขวาตัวอย่างของวัตถุทรงกลมที่สร้างกลับจากแต่ละระเบียบวิธี

(ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรอง ASR

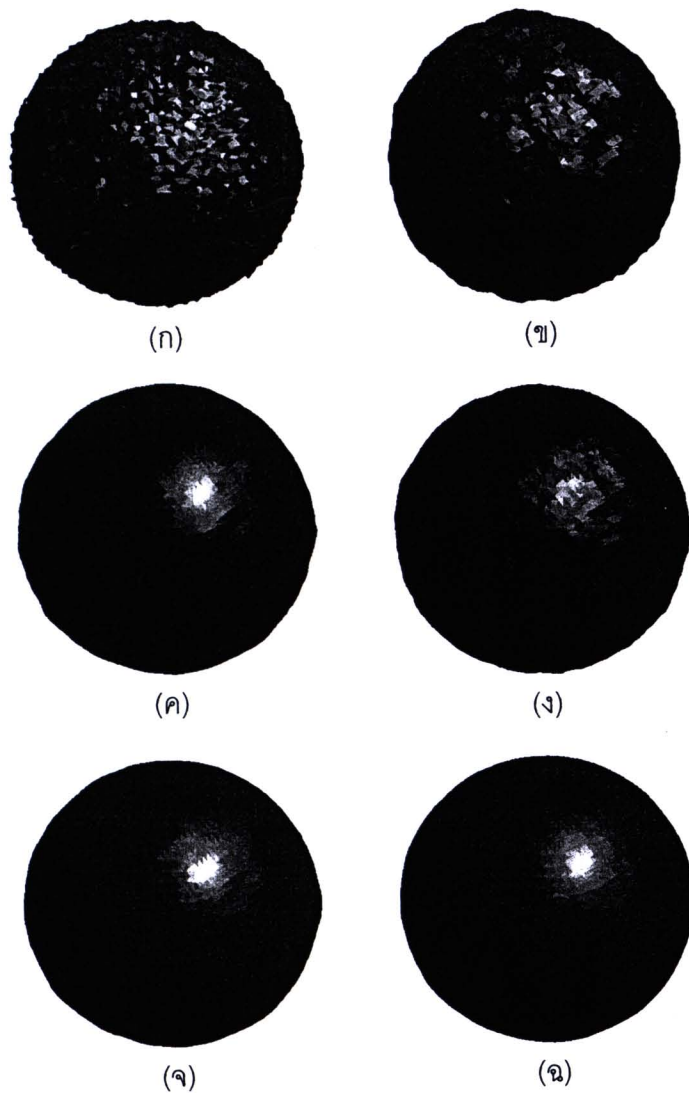
(ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรอง AWM

(ค) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW

(ง) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW

(จ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG

(ฉ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRS



รูปที่ 4.6 ภาพการสร้างกลับสามมิติของวัตถุทรงกลมที่สร้างกลับจากแต่ละระเบียบวิธี

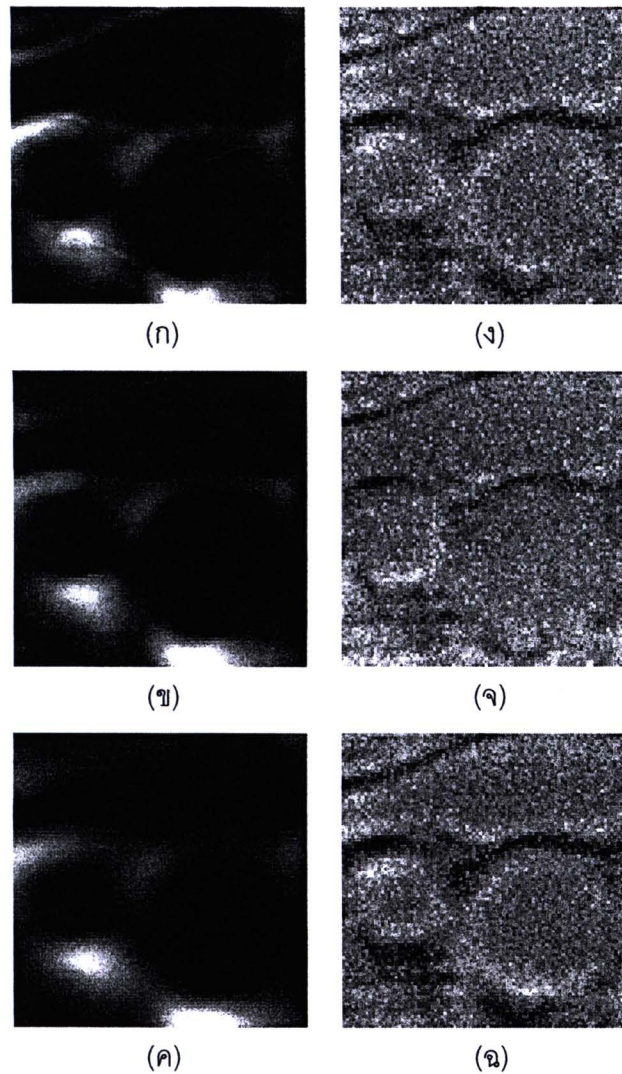
- (ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรอง ASR
- (ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรอง AWM
- (ค) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW
- (ง) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW
- (จ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG
- (ฉ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง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

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 $H_0 \square 4.447$ 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 (ง) 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) แล้วพบว่าผลที่ได้จากการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติด้วยระเบียบวิธีของวงจรกรอง CRSG นั้นให้ผลของค่า NMSE $_{\Phi}$ ที่มีค่าน้อยที่สุด ในขณะที่ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวิธี ADW, CSG, VNN+AWM, VNN+ASR และ DW ให้ผลการสร้างกลับที่ีตรงลงมาตามลำดับดังแสดงค่าในตารางที่ 4.2



รูปที่ 4.7 ภาพตัวอย่างการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง และภาพความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับและภาพที่บันทึกได้จากการสแกนจริงของอาสาสมัครคนที่ 1

(ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรกรอง ASR

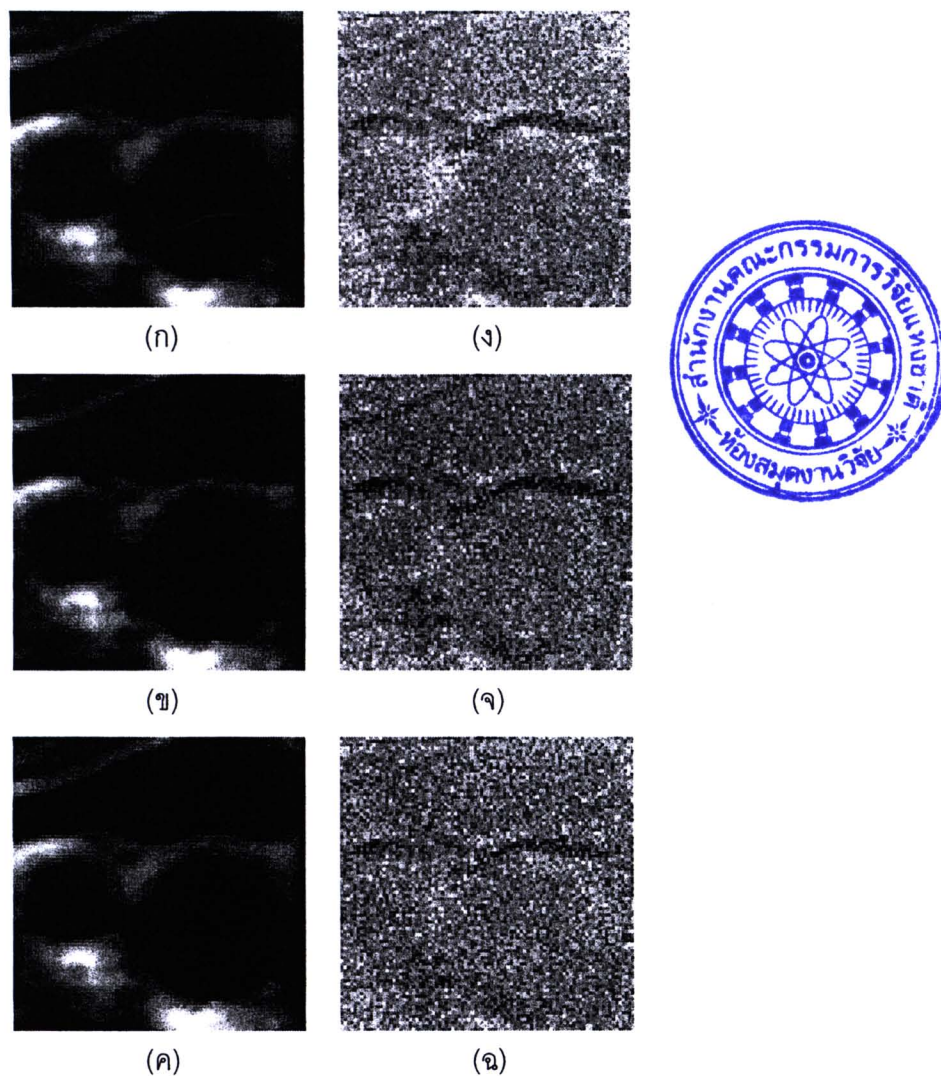
(ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรกรอง AWM

(ค) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW

(ง) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.7 (ก) กับภาพที่บันทึกได้จริง

(จ) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.7 (ข) กับภาพที่บันทึกได้จริง

(ฉ) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.7 (ค) กับภาพที่บันทึกได้จริง



รูปที่ 4.8 ภาพตัวอย่างการสร้างกลับของหลอดเล็ดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง และภาพความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับและภาพที่บันทึกได้จากการสแกนจริงของอาสาสมัครคนที่ 1

(ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW

(ข) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรกรอง CSG

(ค) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรกรอง 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

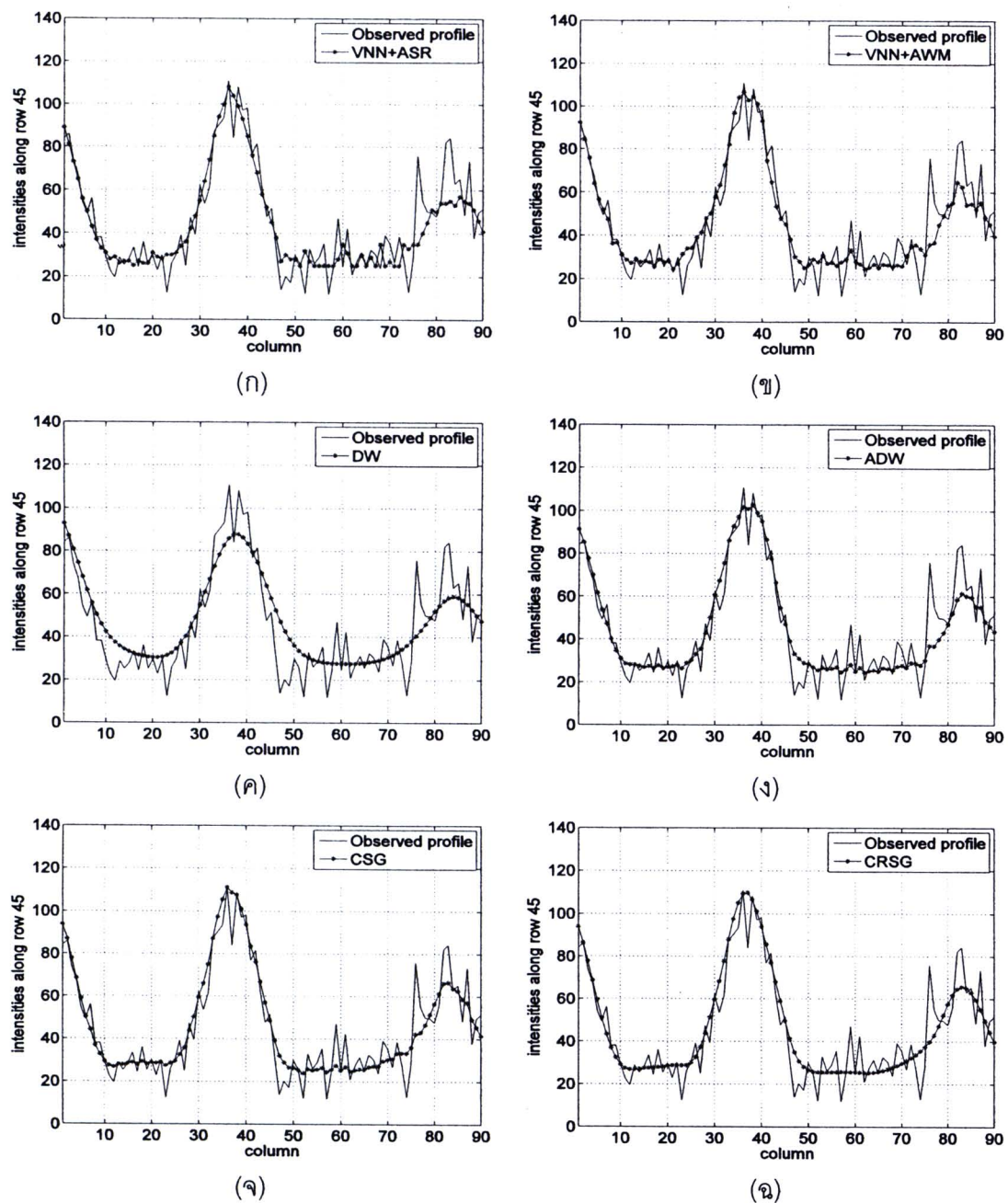
ระเบียบวิธีในการสร้างกลับ	$NMSE_{\phi}$
VNN + ASR	0.1016
VNN + AWM	0.0827
DW	0.1618
ADW	0.0472
CSG	0.0531
CRSG	0.0315

และเพื่อตรวจสอบรายละเอียดผลของการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติในเชิงลึก
ลงไปอีก ดังนั้นในที่นี้เราจะตรวจสอบถึงประสิทธิภาพในการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดใน
พื้นที่ที่มีลักษณะเป็นเนื้อเดียวกัน และการรักษาองค์ประกอบของภาพในพื้นที่บริเวณขอบภาพ
ด้วยการเปรียบเทียบภาพโพไฟล์ในแถวที่ 45 ในภาพการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำ
คอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 1 ในรูปที่ 4.7 และ 4.8 (ก)-(ค) โดยผลของภาพ
โพไฟล์ที่ได้แสดงในรูปที่ 4.9 (ก) และ (ข) นั้นชี้ให้เห็นว่าระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วง
แบบ VNN และประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรกรอง ASR และวงจรกรอง AWM นั้นได้รับความ
เสียหายจากการหลงเหลืออยู่ของสัญญาณรบกวนภายในภาพเนื่องจากมักจะมีความไม่แน่นอนใน
การตัดสินใจในการแยกกลุ่มข้อมูลในว็อกเซลบริเวณใกล้เคียงว่าควรอยู่ในย่านใดด้วยค่า SNR
ในย่าน เมื่อเปรียบเทียบกับผลของภาพโพไฟล์ที่ได้จากระเบียบวิธีในการสร้างกลับแบบ 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
รบกวนแบบจุดอยู่อีกเล็กน้อยในพื้นที่ที่มีลักษณะเป็นเนื้อเดียวกัน เปรียบเทียบกับระเบียบวิธีการ
สร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติด้วยวงจรกรอง CRSG แล้วจะเห็นได้ว่ามีความราบเรียบใน
พื้นที่บริเวณดังกล่าวที่ดีกว่าระเบียบวิธีแบบอื่นๆ

นอกเหนือจากการประเมินสมรรถนะของระเบียบวิธีต่างๆ ที่ใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติในข้างต้นแล้ว ต่อไปนี้เราจะตรวจสอบประสิทธิภาพของผลที่ได้จากการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางในเชิงปริมาตรขนาด $90 \times 90 \times 256$ ว็อกเซลจากชุดภาพปีสแกนที่บันทึกได้จำนวน 64 สไลซ์ดังแสดงในรูปที่ 4.2 นั่นคือเราจะทำการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติโดยให้ความละเอียดของภาพในทิศทางเอллиเวชันหรือในทิศทางของการสแกนเพิ่มขึ้น 4 เท่าเพื่อให้ข้อมูลที่ขาดหายไประหว่างสไลซ์ของภาพปีสแกนที่บันทึกได้มีระยะห่างตามเดิมเมื่อขนาดของจุดภาพเชิงปริมาตรในแนวเอллиเวชันมีขนาดเท่ากับความกว้างของจุดภาพในภาพปีสแกน ผลการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติในรูปแบบเชิงปริมาตรที่ได้จากแต่ละระเบียบวิธีแสดงในรูปที่ 4.10 โดยจะเห็นได้ว่าผลการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติด้วยระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรกรอง 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 และระเบียบวิธีในการสร้างกลับด้วยวงจรกรอง CSG นั้นปรากฏสิ่งแปลกปลอมบริเวณรอยต่อของภาพอันเนื่องมาจากขาดความราบเรียบในการสร้างกลับที่เพียงพอในแนวเอллиเวชัน เปรียบเทียบระเบียบวิธีในการสร้างกลับด้วยวงจรกรอง CRSG กับระเบียบวิธีอื่นๆ แล้วจะเห็นได้ว่ากลไกวงจรกรอง CRSG สามารถประนีประนอมกันระหว่างระดับความราบเรียบและระดับในการรักษาของภาพได้ดีกว่าระเบียบวิธีแบบอื่นๆ

เมื่อนำผลการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติเชิงปริมาตรมาแยกส่วนที่เป็นบริเวณหลอดเลือดออกจากภาพพื้นหลังด้วยระเบียบวิธีการแบ่งส่วนภาพแบบเติบโตทางพื้นที่ (Region growing segmentation) (ดังที่ได้อธิบายวิธีการไว้ในภาคผนวก จ) ที่มีระดับการขีดแบ่งความเข้มต่ำกว่า 50 นั้นจะเห็นได้ว่าผลภาพหลอดเลือดเชิงเรขาคณิตที่ได้จากการสร้างกลับด้วยระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN ในรูปที่ 4.11 (ก) และ (ข) นั้นปรากฏร่องรอยในลักษณะขั้นบันไดในแนวเอллиเวชันอันเนื่องมาจากข้อมูลที่ได้จากการสร้างกลับเป็นข้อมูลที่เข้าซ้อนกับข้อมูลในแนวดังกล่าว อีกทั้งวงจรกรองที่นำมาใช้ในการประมวลผลในภายหลังยังมีระดับในการปรับเรียบที่ไม่เพียงพอในการ ในขณะที่ผลของภาพหลอดเลือดเชิงเรขาคณิตที่ได้จากระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ DW นั้นจะมีพื้นผิวที่ราบเรียบแต่จุดเปลี่ยนเว้าตามแนวของความยาวของ

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



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

(ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรกรอง ASR

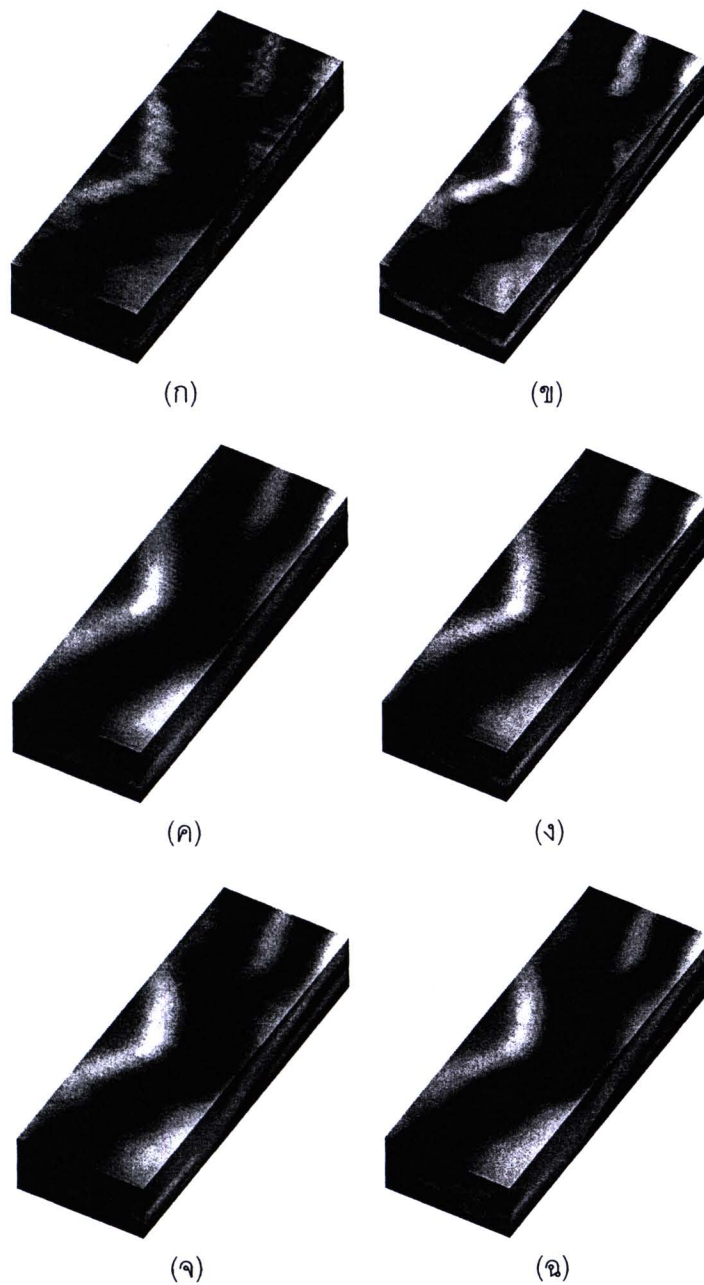
(ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรกรอง AWM

(ค) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW

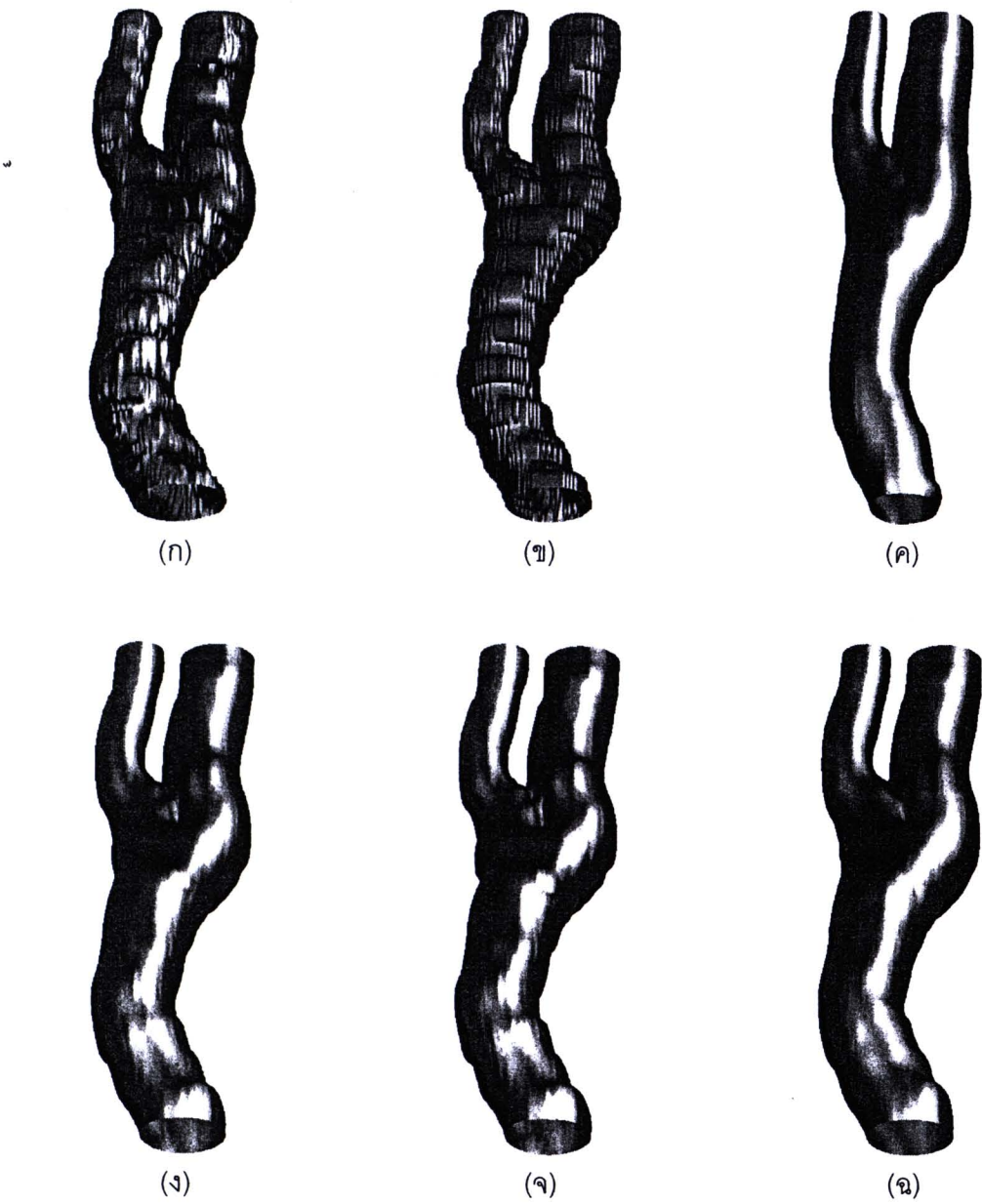
(ง) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW

(จ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรกรอง CSG

(ฉ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรกรอง CRSG



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



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 ในการทดลองนี้เราจะทดสอบกับลำดับของชุดภาพในรูปที่ 4.3 โดยที่ค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ยังกำหนดค่าไว้เช่นเดิมยกเว้นในระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW นั้นจะคำนวณค่าระดับในการการแยกกลุ่มข้อมูลของว็อกเซลที่ถูกเติม H_0 ได้เท่ากับ $H_0 \square 5.563$ อย่างไรก็ตามผลการประเมินที่ได้มีลักษณะที่สอดคล้องกันกับผลการทดสอบในชุดภาพของอาสาสมัครคนที่ 2 ดังนั้นจึงจะอธิบายในเฉพาะจุดที่สำคัญโดยเมื่อนำผลภาพที่ได้จากการสร้างกลับของแต่ละระเบียบวิธีในรูปที่ 4.12 และ 4.13 มาประเมินประสิทธิภาพในการสร้างกลับเชิงวัตถุด้วยค่าด้วยค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยแบบนอร์แมลไลซ์ในโดเมน 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

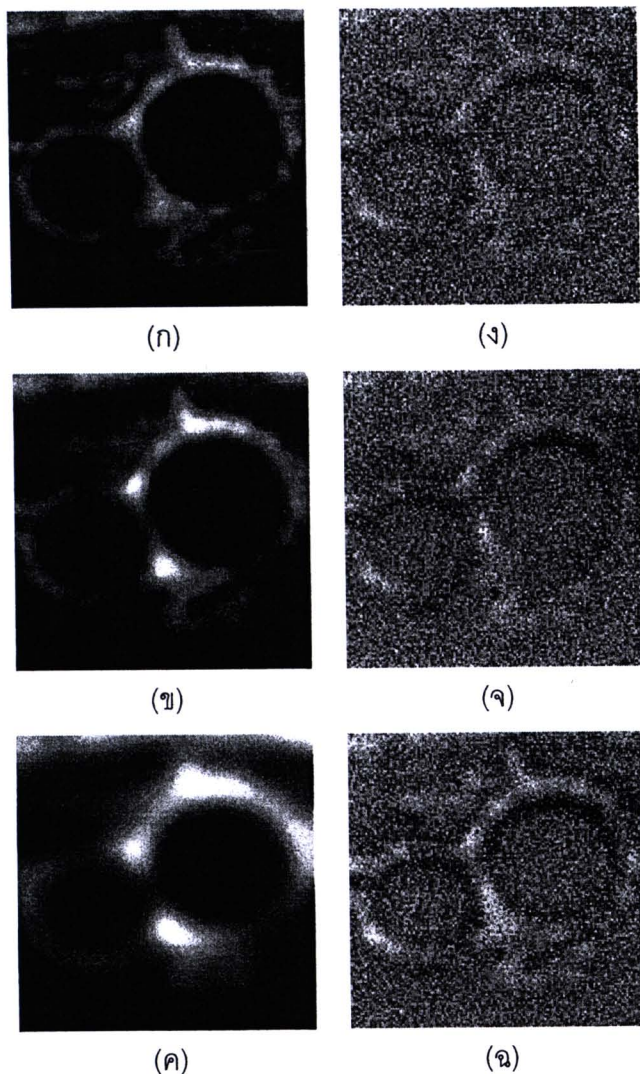
และเพื่อตรวจสอบรายละเอียดของผลที่ได้จากการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติในการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดในพื้นที่ที่มีลักษณะเป็นแบบเดียวกัน และการรักษาองค์ประกอบของภาพในพื้นที่บริเวณขอบภาพ เราจะทำการเปรียบเทียบภาพโพรไฟล์ในแถวที่ 64 ของภาพการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่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

ชี้ให้เห็นว่าระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรกรอง ASR และวงจรกรอง AWM นั้นยังมีการหลงเหลืออยู่ของสัญญาณรบกวนภายในภาพมากกว่าระเบียบวิธีแบบอื่นๆ และเมื่อเปรียบเทียบกับผลของภาพโพรไฟล์ที่ได้จากระเบียบวิธีในการสร้างกลับแบบ DW, ADW, CSG และ CRSG ในรูปที่ 4.14 (ค)-(ง) ตามลำดับจะเห็นได้ว่าระเบียบวิธีเหล่านี้สามารถลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดในภาพได้อย่างมีประสิทธิภาพ อย่างไรก็ตามผลของภาพโพรไฟล์ที่ได้จากระเบียบวิธี DW ยังคงมีการปรับเรียบบริเวณรอยต่อระหว่างหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางออกมากเกินไป ในขณะที่ระเบียบวิธีในการสร้างกลับแบบ ADW, CSG และ CRSG นั้นสามารถคงสภาพขอบภาพได้ดีกว่าอย่างเห็นได้ชัด แต่เมื่อเปรียบเทียบบนพื้นที่ที่ลักษณะเป็นแบบเดียวกันแล้วจะพบกับระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติด้วยวงจรกรอง CRSG มีความราบเรียบในพื้นที่บริเวณดังกล่าวที่ดีกว่าระเบียบวิธีแบบอื่นๆ

นอกเหนือจากการประเมินสมรรถนะของระเบียบวิธีต่างๆ ที่ใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติในข้างต้นแล้ว ต่อไปนี้จะตรวจสอบประสิทธิภาพของผลที่ได้จากการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางในเชิงปริมาตรขนาด $128 \times 128 \times 256$ บิตจากชุดภาพบีสแกนที่บันทึกได้จำนวน 64 สไลด์ดังแสดงในรูปที่ 4.3 เช่นเดียวกับในหัวข้อที่ 4.2.2.1 ผลการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติในรูปแบบเชิงปริมาตรที่ได้ในแต่ละระเบียบวิธีแสดงในรูปที่ 4.15 โดยจะเห็นได้ว่าผลการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติด้วยระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรกรอง ASR ดังแสดงในรูปที่ 4.15 (ก) นั้นปรากฏสิ่งแปลกปลอมบริเวณแนวของหลอดเลือดอันมีสาเหตุมาจากความไม่แน่นอนของกลไกในการตัดสินใจในพื้นที่บริเวณขอบภาพตามที่ได้อธิบายไว้ในข้างต้น ในขณะที่ผลได้จากการประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรกรอง AWM ในรูปที่ 4.15 (ข) นั้นให้ผลในการรักษาขอบภาพและการปรับเรียบที่ดีกว่า แต่ก็ยังคงมีร่องรอยการหลงเหลือของสัญญาณรบกวนภายในหลอดเลือดอยู่พอสมควร เมื่อเปรียบเทียบกับผลการสร้างกลับที่ได้จากระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ DW ในรูปที่ 4.15 (ค) จะเห็นได้ว่าผลภาพมีลักษณะที่พร่าอีกทั้งรายละเอียดที่สำคัญก็ถูกทำให้เรียบหายออกไป ในขณะที่ระเบียบวิธี ADW, CSG และ CRSG นั้นสามารถรักษารายละเอียดเหล่านั้นเอาไว้ได้ดังแสดงในรูปที่ 4.15 (ง), (จ) และ (ฉ) ตามลำดับ อย่างไรก็ตามเมื่อตรวจสอบดูอย่างละเอียดแล้วจะพบว่าระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW และระเบียบวิธีในการสร้างกลับด้วยวงจรกรอง CSG นั้นปรากฏสิ่งแปลกปลอมบริเวณรอยต่อของภาพอันเนื่องมาจากขาดความราบเรียบในการสร้างกลับที่เพียงพอในแนวเอลลิพซoidal เปรียบเทียบระเบียบวิธีในการสร้างกลับด้วยวงจรกรอง CRSG กับระเบียบวิธีอื่นๆ แล้วจะ

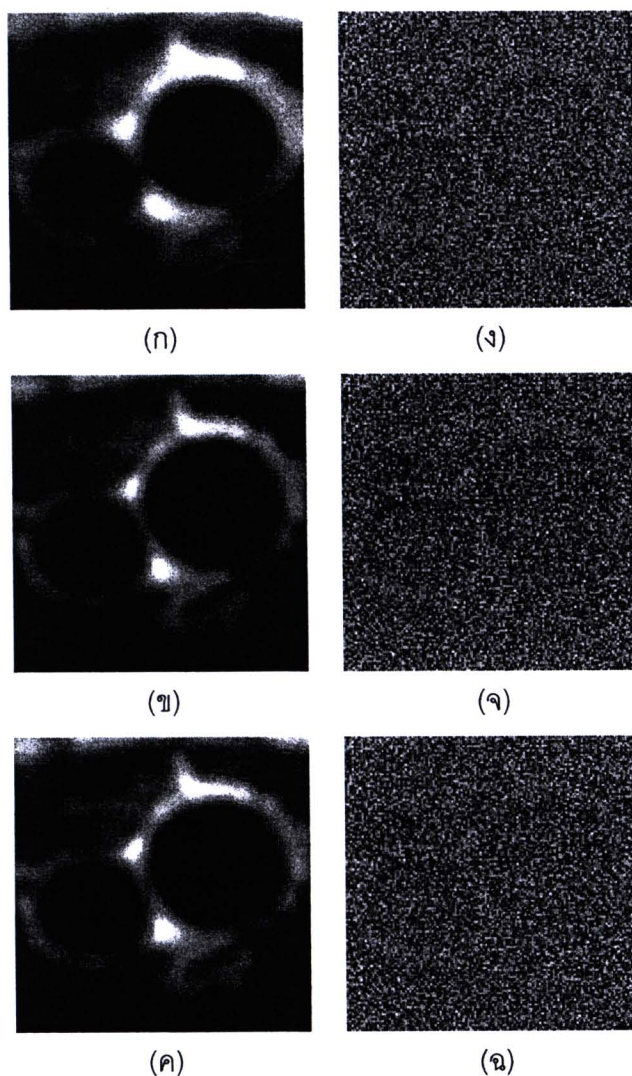
เห็นได้ว่ากลไกวงจรกรอง CRSG สามารถประนีประนอมกันระหว่างระดับความราบเรียบและระดับในการรักษาของภาพได้ดีกว่าระเบียบวิธีแบบอื่นๆ

เมื่อนำผลการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติเชิงปริมาตรมาแยกส่วนที่เป็นบริเวณหลอดเลือดออกจากภาพพื้นหลังด้วยระเบียบวิธีการแบ่งส่วนภาพด้วยวิธีการเติบโตทางพื้นที่ที่มีระดับการขีดแบ่งต่ำกว่า 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



รูปที่ 4.12 ภาพตัวอย่างการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง และภาพความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับและภาพที่บันทึกได้จากการสแกนจริงของอาสาสมัครคนที่ 2

- (ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรกรอง ASR
- (ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรกรอง 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

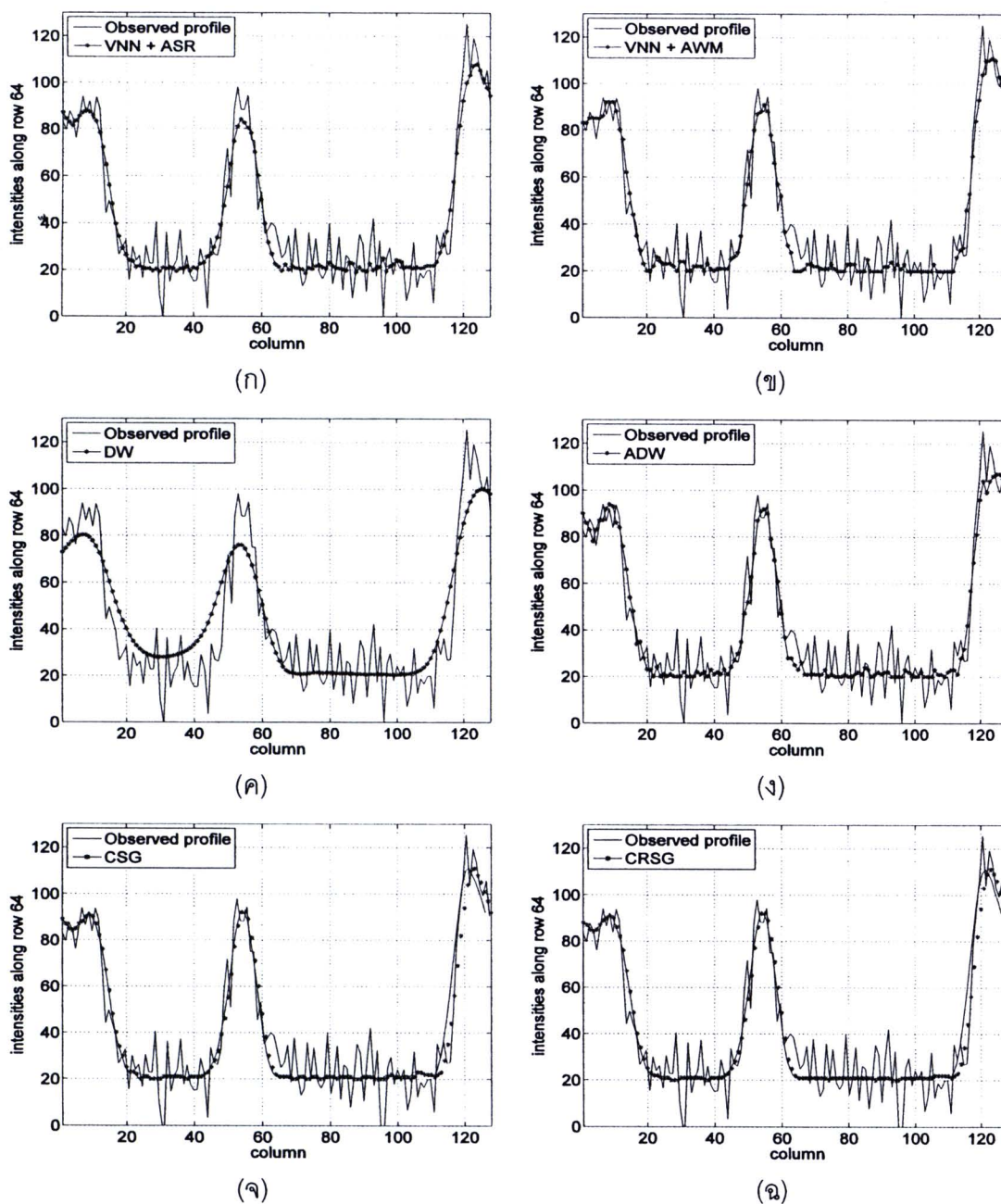
(ข) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG

(ค) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG

(ง) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.13 (ก) กับภาพที่บันทึกได้จริง

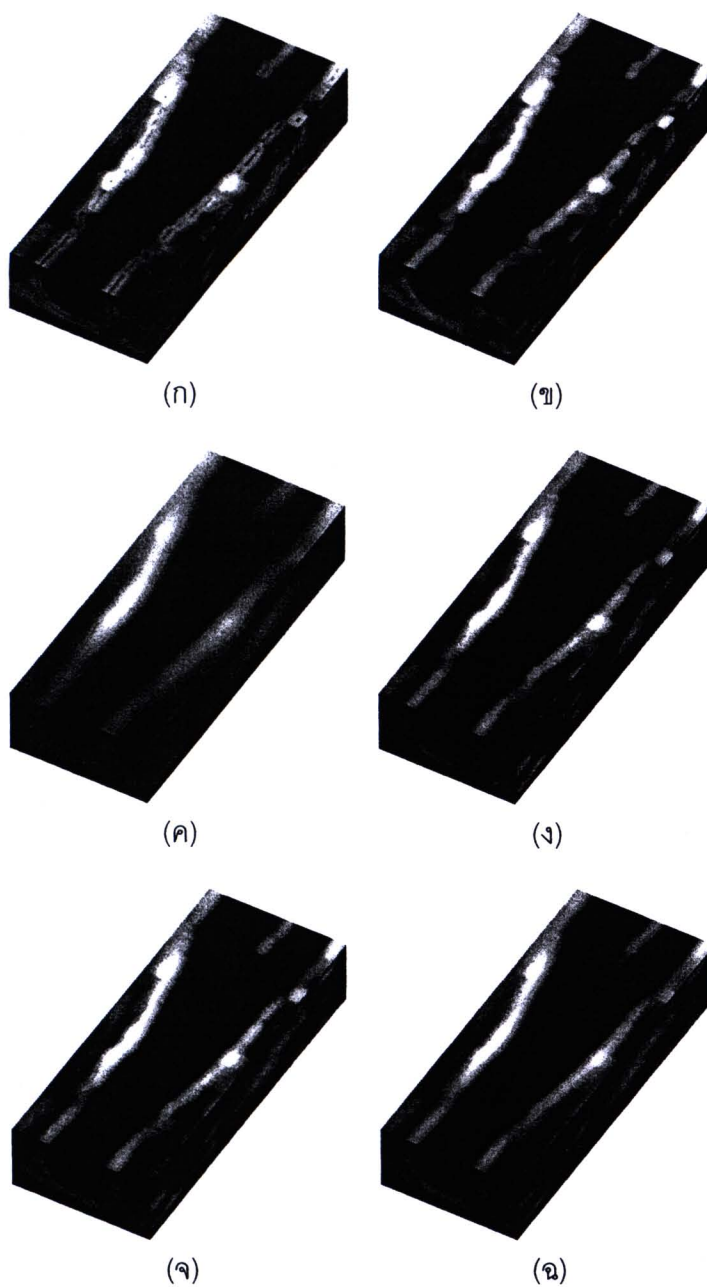
(จ) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.13 (ข) กับภาพที่บันทึกได้จริง

(ฉ) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.13 (ค) กับภาพที่บันทึกได้จริง



รูปที่ 4.14 ภาพไฟล์การสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 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 ภาพการสร้างกลับสามมิติของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 2 ในรูปแบบของการแสดงแบบหลายระนาบ (Multi-planar reformatting)

(ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรอง ASR

(ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรรอง AWM

(ค) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW

(ง) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW

(จ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG

(ฉ) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG



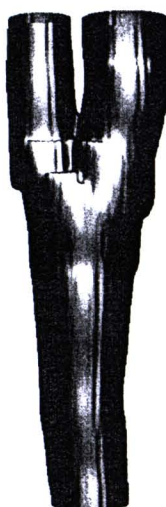
(ก)



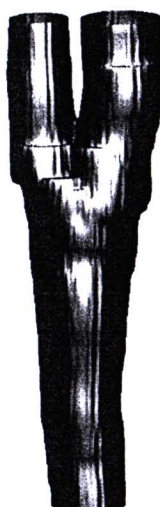
(ข)



(ค)



(ง)



(จ)



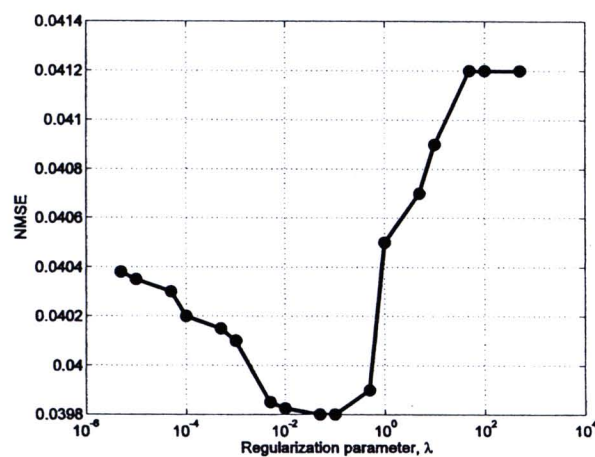
(ฉ)

รูปที่ 4.16 ภาพหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางเชิงเรขาคณิตของอาสาสมัครคนที่ 1

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

4.2.2.3 ชุดภาพอัลตราซาวนด์จริงจากอาสาสมัครคนที่ 1 ที่ถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคูณ

ในการประเมินสมรรถนะระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติเพิ่มเติม นั้น ในการทดลองต่อไปนี้จะนำชุดภาพอัลตราซาวนด์จริงจากอาสาสมัครคนที่ 1 ในรูปที่ 4.2 มาคูณด้วยสัญญาณรบกวนที่การกระจายตัวของความน่าจะเป็นแบบเรย์ลีเนื่องจากแบบจำลองของสัญญาณดังกล่าวมีความใกล้เคียงกับแบบจำลองของสัญญาณรบกวนแบบจุดทางสถิติ โดยที่ค่าเฉลี่ยของสัญญาณรบกวนเรย์ลีค่าเท่ากับหนึ่ง ส่วนค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ของแต่ละระเบียบวิธีในการสร้างกลับยังกำหนดค่าไว้เช่นเดิมและในส่วนของระเบียบวิธีในการสร้างกลับด้วยวงจรกรอง CRSG นั้นค่าพารามิเตอร์ในการเร็กกูลาร์ไรซ์จะกำหนดให้มีค่าเท่ากับ 0.01 เนื่องจากเป็นค่าที่ทำให้ค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยแบบนอร์มัลไลซ์ในโดเมน Φ (Normalized Mean Square Error _{Φ} : NMSE _{Φ}) มีค่าน้อยสุด อย่างไรก็ตามผลการประเมินที่ได้ยังคงมีลักษณะที่สอดคล้องกันกับผลการทดสอบในชุดภาพของอาสาสมัครคนที่ 1 ดังนั้นจึงจะอธิบายในเฉพาะจุดที่สำคัญโดยเมื่อนำผลภาพที่ได้จากการสร้างกลับของแต่ละระเบียบวิธีในรูปที่ 4.18 และ 4.19 มาประเมินประสิทธิภาพในการสร้างกลับเชิงวัตถุวิสัยด้วยค่า NMSE _{Φ} , ผลการสร้างกลับกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติที่ได้พบว่าระเบียบวิธีของวงจรกรอง CRSG นั้นให้ผลของค่า NMSE _{Φ} ที่มีค่าน้อยที่สุดในขณะที่ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวิธี CSG, ADW, VNN+ AWM, VNN+ASR และ DW ให้ผลการสร้างกลับที่ตีรอลงมาตามลำดับดังแสดงค่าในตารางที่ 4.4



รูปที่ 4.17 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าพารามิเตอร์ในการเร็กกูลาร์ไรซ์และค่า NMSE _{Φ} ของระเบียบวิธี CRSG ในชุดภาพอาสาสมัครคนที่ 1 ซึ่งถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคูณ

และเพื่อตรวจสอบรายละเอียดของผลที่ได้จากการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ ในการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดในพื้นที่ที่มีลักษณะเป็นแบบเดียวกัน 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

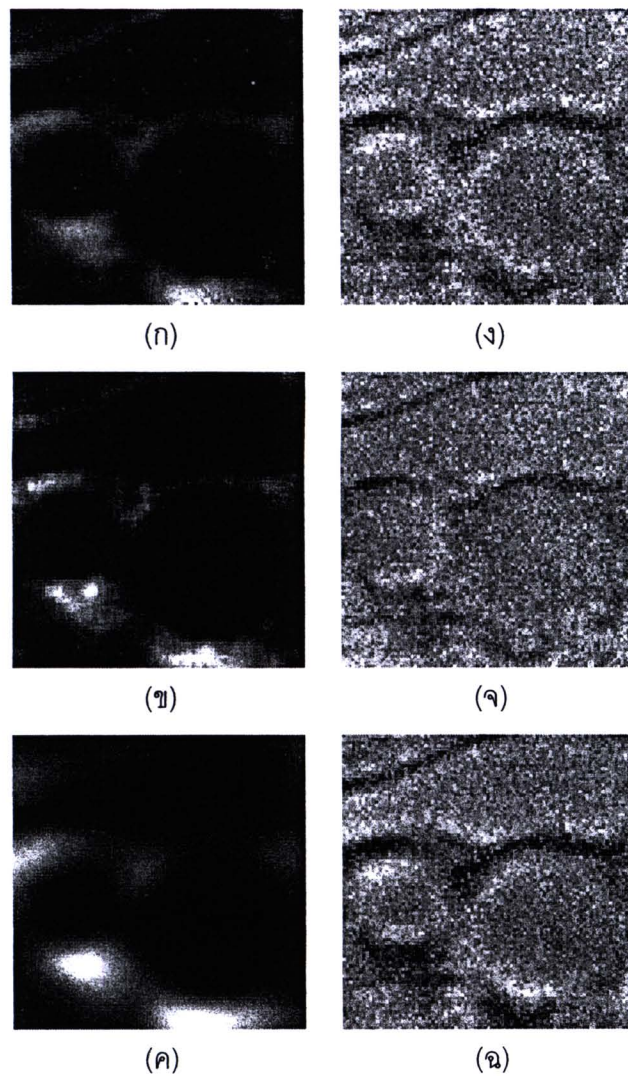


ประกอบของภาพในพื้นที่บริเวณขอบภาพ เราจะทำการเปรียบเทียบภาพโพรไฟล์ในแถวที่ 45 ของภาพการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 1 ในรูปที่ 4.18 และ 4.19 (ก)-(ค) โดยผลของภาพโพรไฟล์ที่ได้แสดงในรูปที่ 4.20 (ก) และ (ข) นั้นชี้ให้เห็นว่าระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรกรอง ASR และวงจรกรอง AWM นั้นยังมีการหลงเหลืออยู่ของสัญญาณรบกวนภายในภาพมากกว่าระเบียบวิธีแบบอื่นๆ และเมื่อเปรียบเทียบกับผลของภาพโพรไฟล์ที่ได้จากระเบียบวิธีในการสร้างกลับแบบ DW, ADW, CSG และ CRSG ในรูปที่ 4.20 (ค)-(ง) ตามลำดับจะเห็นได้ว่าระเบียบวิธีเหล่านี้สามารถลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดในภาพได้อย่างมีประสิทธิภาพ อย่างไรก็ตามผลของภาพโพรไฟล์ที่ได้จากระเบียบวิธี DW ยังคงมีการปรับเรียบบริเวณรอยต่อระหว่างหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางออกมากเกินไป ในขณะที่ระเบียบวิธีในการสร้างกลับแบบ ADW, CSG และ CRSG นั้นสามารถคงสภาพขอบภาพได้ดีกว่าอย่างเห็นได้ชัด แต่เมื่อเปรียบเทียบบนพื้นที่ที่ลักษณะเป็นแบบเดียวกันแล้วจะพบกับระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวด์สามมิติด้วยวงจรกรอง CRSG มีความราบเรียบในพื้นที่บริเวณดังกล่าวที่ดีกว่าระเบียบวิธีแบบอื่นๆ

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

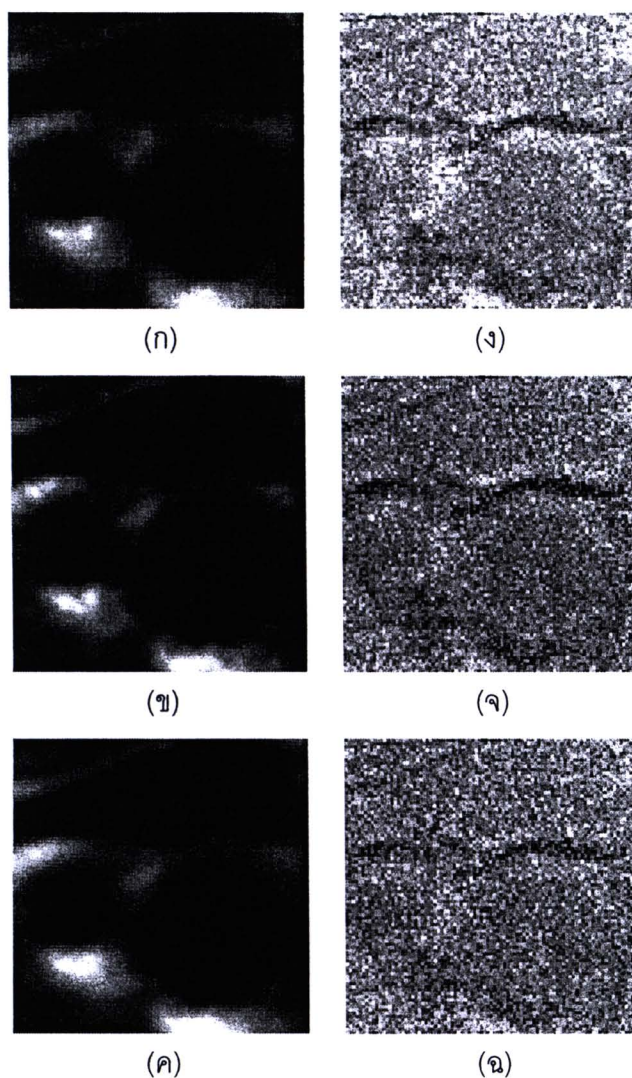
ด้วยวงจรกรอง ASR ดังแสดงในรูปที่ 4.21 (ก) นั้นปรากฏสิ่งแปลกปลอมบริเวณแนวของหลอดเลือดอันมีสาเหตุมาจากความไม่แน่นอนของกลไกในการตัดสินใจในพื้นที่บริเวณขอบภาพตามที่ได้อธิบายไว้ในข้างต้น ในขณะที่ผลได้จากการประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรกรอง AWM ในรูปที่ 4.21 (ข) นั้นให้ผลในการรักษาขอบภาพและการปรับเรียบที่ดีกว่า แต่ก็ยังคงมีร่องรอยการหลงเหลือของสัญญาณรบกวนภายในหลอดเลือดอยู่พอสมควร เมื่อเปรียบเทียบกับผลการสร้างกลับที่ได้จากระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW ในรูปที่ 4.21 (ค) จะเห็นได้ว่าผลภาพมีลักษณะที่พร่าอีกทั้งรายละเอียดที่สำคัญก็ถูกทำให้เรียบหายออกไป ในขณะที่ระเบียบวิธี ADW, CSG และ CRSG นั้นสามารถรักษารายละเอียดเหล่านั้นเอาไว้ได้ดังแสดงในรูปที่ 4.21 (ง), (จ) และ (ฉ) ตามลำดับ อย่างไรก็ตามเมื่อตรวจสอบดูอย่างละเอียดแล้วจะพบว่าระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW และระเบียบวิธีในการสร้างกลับด้วยวงจรกรอง CSG นั้นปรากฏสิ่งแปลกปลอมบริเวณรอยต่อของภาพอันเนื่องมาจากขาดความราบเรียบในการสร้างกลับที่เพียงพอในแนวเฮลิคเอนซ์ เปรียบเทียบระเบียบวิธีในการสร้างกลับด้วยวงจรกรอง CRSG กับระเบียบวิธีอื่นๆ แล้วจะเห็นได้ว่ากลไกวงจรกรอง CRSG สามารถประนีประนอมกันระหว่างระดับความราบเรียบและระดับในการรักษาของภาพได้ดีกว่าระเบียบวิธีแบบอื่นๆ

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



รูปที่ 4.18 ภาพตัวอย่างการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง ที่ถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคูณ และภาพความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับและภาพที่บันทึกได้จากการสแกนจริงของอาสาสมัครคนที่ 2

- (ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรกรอง ASR
- (ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรกรอง 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

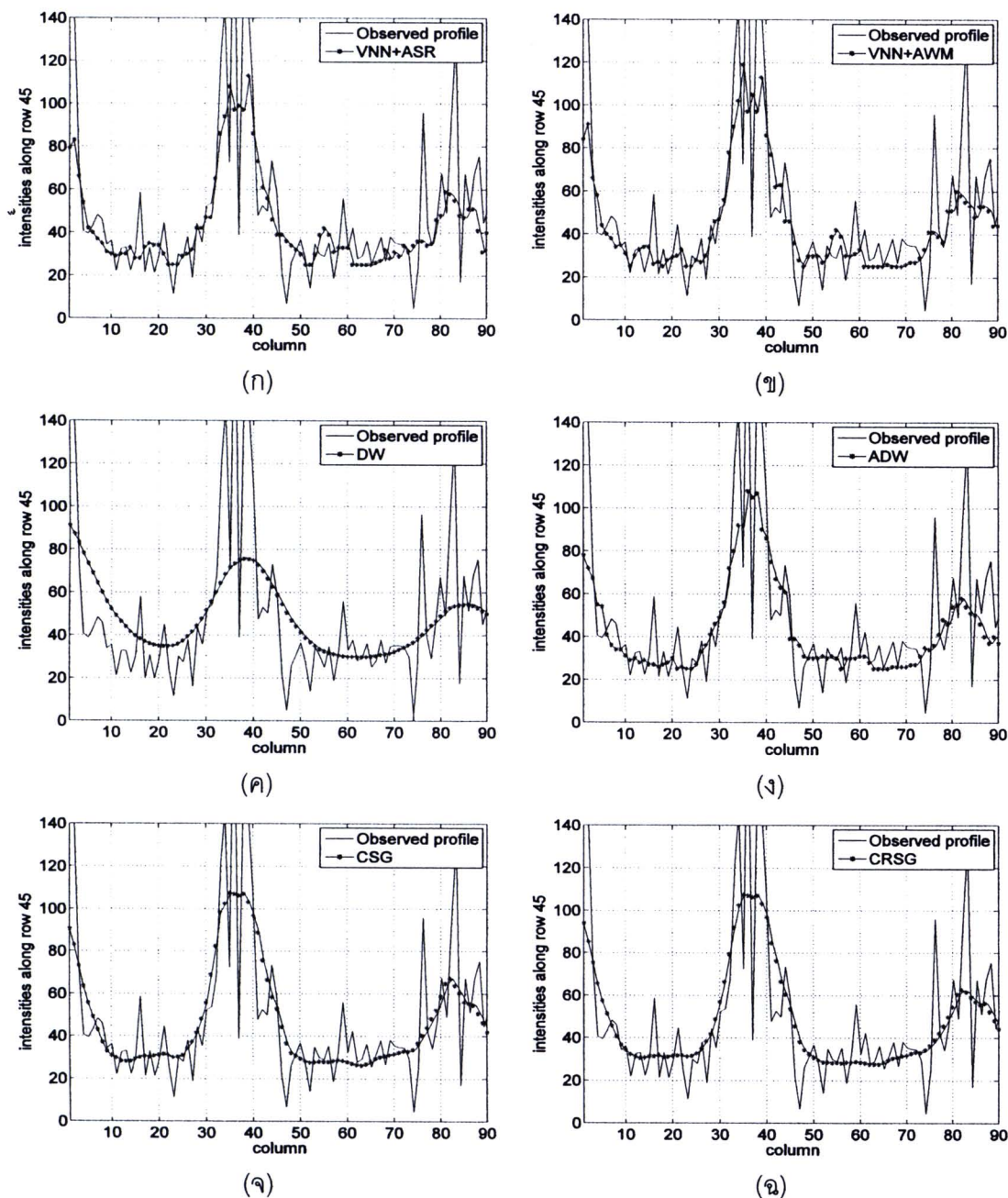
(ข) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG

(ค) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG

(ง) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.19 (ก) กับภาพที่บันทึกได้จริง

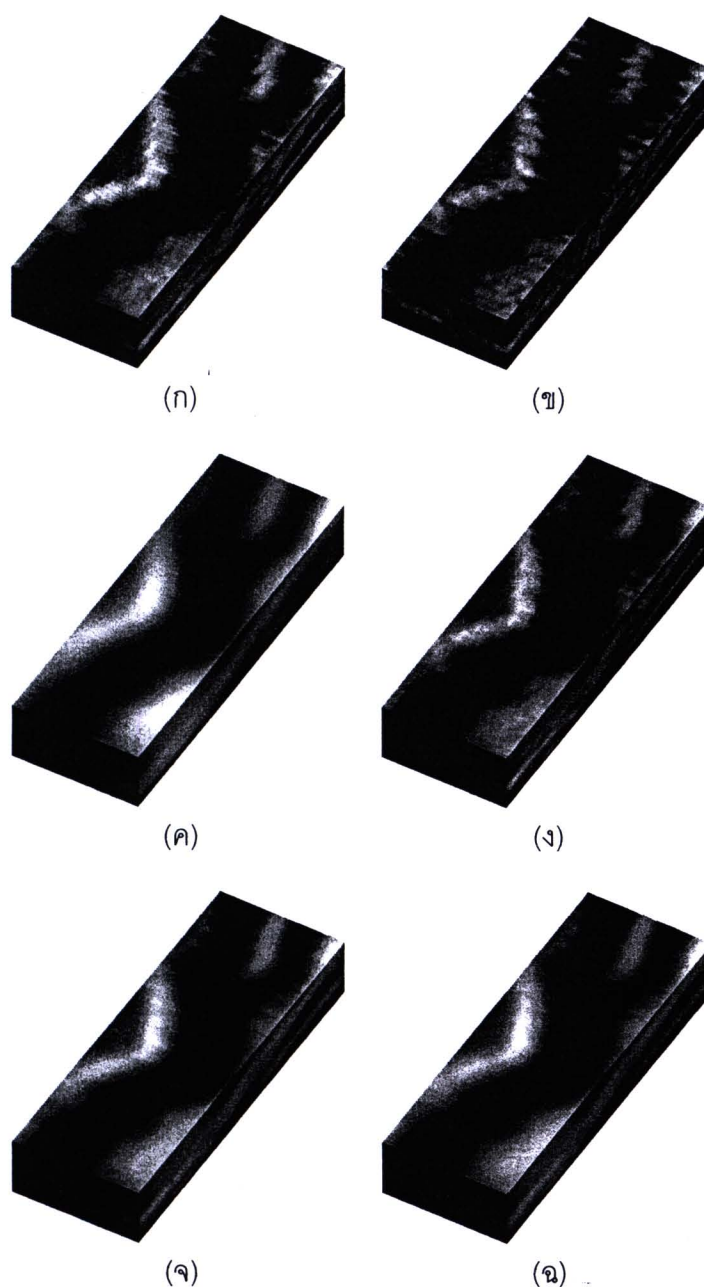
(จ) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.19 (ข) กับภาพที่บันทึกได้จริง

(ฉ) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.19 (ค) กับภาพที่บันทึกได้จริง



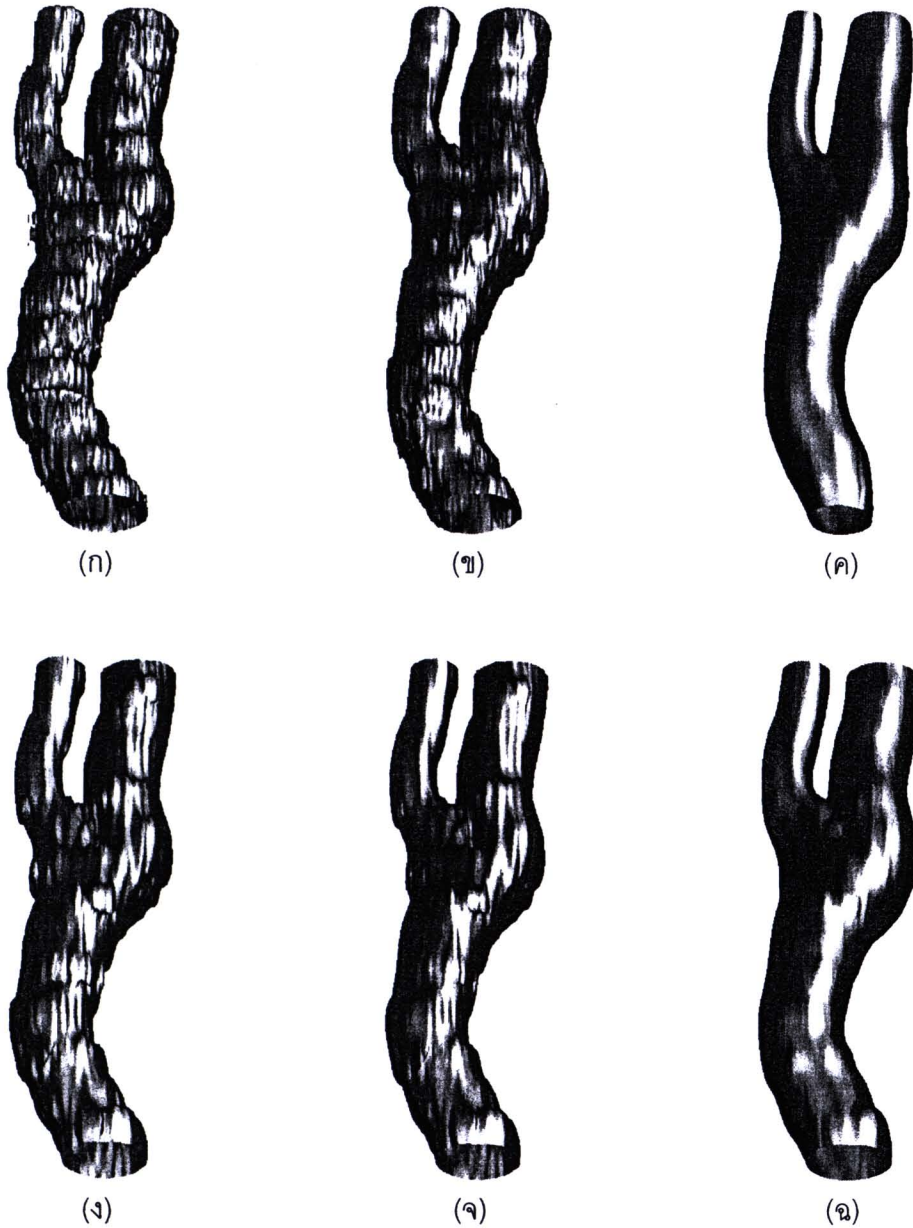
รูปที่ 4.20 ภาพไฟล์การสร้างกลับของหลอดเล็ดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 1 ในรูปที่ 4.18 และ 4.19

- (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

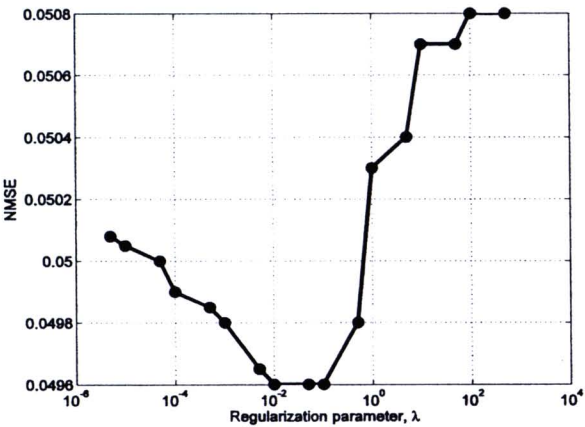


รูปที่ 4.22 ภาพหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางเชิงเรขาคณิตที่ถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคูณของอาสาสมัครคนที่ 1

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

4.2.2.4 ชุดภาพอัลตราซาวนด์จริงจากอาสาสมัครคนที่ 2 ที่ถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคูณ

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



รูปที่ 4.23 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าพารามิเตอร์ในการเร็กกูลาร์ไรซ์และ $NMSE_{\phi}$ ของระเบียบวิธี CRSG ซึ่งถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนเรย์ลีแบบคูณ

และเพื่อตรวจสอบรายละเอียดของผลที่ได้จากการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติ ในการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดในพื้นที่ที่มีลักษณะเป็นแบบเดียวกัน และการรักษารูปร่างประกอบของภาพในพื้นที่บริเวณขอบภาพ 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

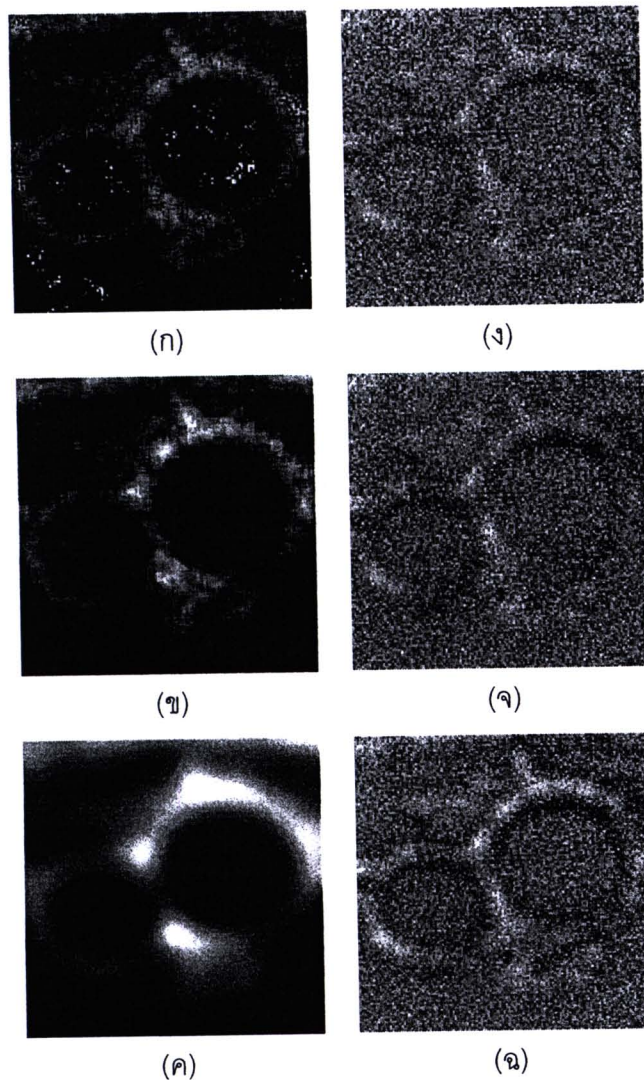


ภาพการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 2 ในรูปที่ 4.24 และ 4.25 (ก)-(ค) โดยผลของภาพโพรไฟล์ที่ได้แสดงในรูปที่ 4.26 (ก) และ (ข) นั้นแสดงให้เห็นว่าระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรกรอง ASR และวงจรกรอง AWM นั้นยังมีการหลงเหลืออยู่ของสัญญาณรบกวนภายในภาพมากกว่าระเบียบวิธีแบบอื่นๆ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

นอกเหนือจากการประเมินสมรรถนะของระเบียบวิธีต่างๆ ที่ใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติในข้างต้นแล้ว ต่อไปนี้จะตรวจสอบประสิทธิภาพของผลที่ได้จากการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางในเชิงปริมาตรขนาด $128 \times 128 \times 256$ ว็อกเซลจากชุดภาพปัสแกนที่บ้านทีกได้จำนวน 64 สไลซ์ดังแสดงในรูปที่ 4.3 เช่นเดียวกับในหัวข้อที่ 4.2.2.3 ผลการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติในรูปแบบเชิงปริมาตรที่ได้ในแต่ละระเบียบวิธีแสดงในรูปที่ 4.27 โดยจะเห็นได้ว่าผลการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติด้วยระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรกรอง ASR และ AWM ดังแสดงในรูปที่ 4.27 (ก) และ (ข) ตามลำดับนั้นปรากฏสิ่ง

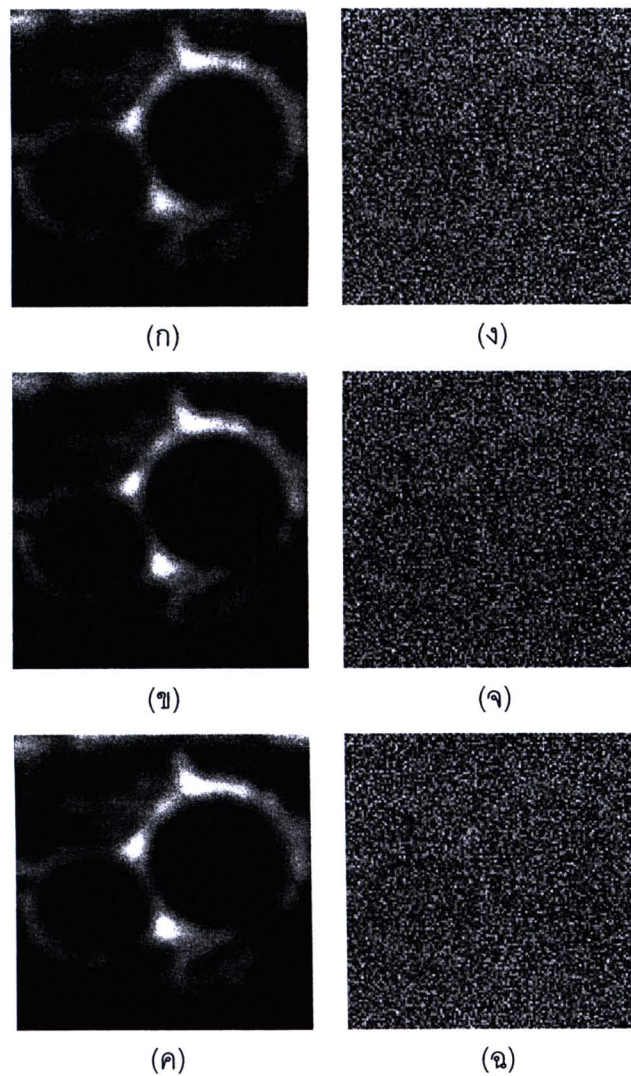
แปลงปลอมบริเวณแนวของหลอดเลือดอันมีสาเหตุมาจากความไม่แน่นอนของกลไกในการตัดสินใจในพื้นที่บริเวณขอบภาพตามที่ได้อธิบายไว้ในข้างต้น เมื่อเปรียบเทียบกับผลการสร้างกลับที่ได้จากระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ DW ในรูปที่ 4.27 (ค) จะเห็นได้ว่าผลภาพมีลักษณะที่พัวอีกทั้งรายละเอียดที่สำคัญก็ถูกทำให้เรียบหายออกไป ในขณะที่ระเบียบวิธี ADW, CSG และ CRSG นั้นสามารถรักษารายละเอียดเหล่านั้นเอาไว้ได้ดังแสดงในรูปที่ 4.27 (ง), (จ) และ (ฉ) ตามลำดับ อย่างไรก็ตามเมื่อตรวจสอบดูอย่างละเอียดแล้วจะพบว่าระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW และระเบียบวิธีในการสร้างกลับด้วยวงจรกรอง CSG นั้นปรากฏสิ่งแปลงปลอมบริเวณรอยต่อของภาพอันเนื่องมาจากขาดความราบเรียบในการสร้างกลับที่เพียงพอในแนวเอลลิ-เวชัน เปรียบเทียบระเบียบวิธีในการสร้างกลับด้วยวงจรกรอง CRSG กับระเบียบวิธีอื่นๆ แล้วจะเห็นได้ว่ากลไกวงจรกรอง CRSG สามารถถ่วงดุลกันระหว่างระดับความราบเรียบและระดับในการรักษาของภาพได้ดีกว่าระเบียบวิธีแบบอื่นๆ

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



รูปที่ 4.24 ภาพตัวอย่างการสร้างกลับของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทาง ที่ถูกเพิ่มเติมด้วยสัญญาณรบกวนแบบสุ่ม และภาพความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับและภาพที่บันทึกได้จากการสแกนจริงของอาสาสมัครคนที่ 2

- (ก) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรกรอง ASR
- (ข) ระเบียบวิธีการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลภายหลังด้วยวงจรกรอง 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

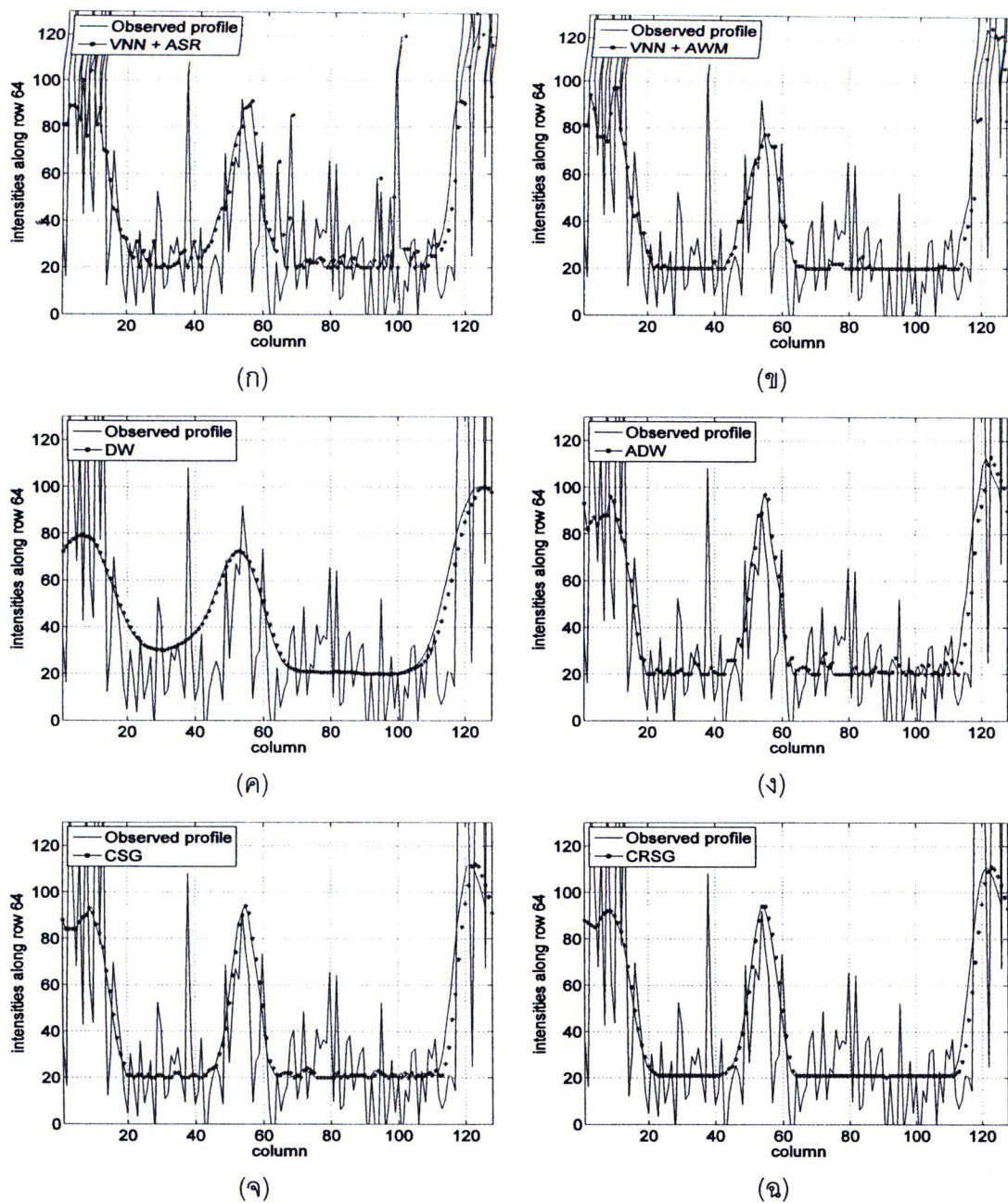
(ข) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CSG

(ค) ระเบียบวิธีการสร้างกลับด้วยวงจรรอง CRSG

(ง) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.25 (ก) กับภาพที่บันทึกได้จริง

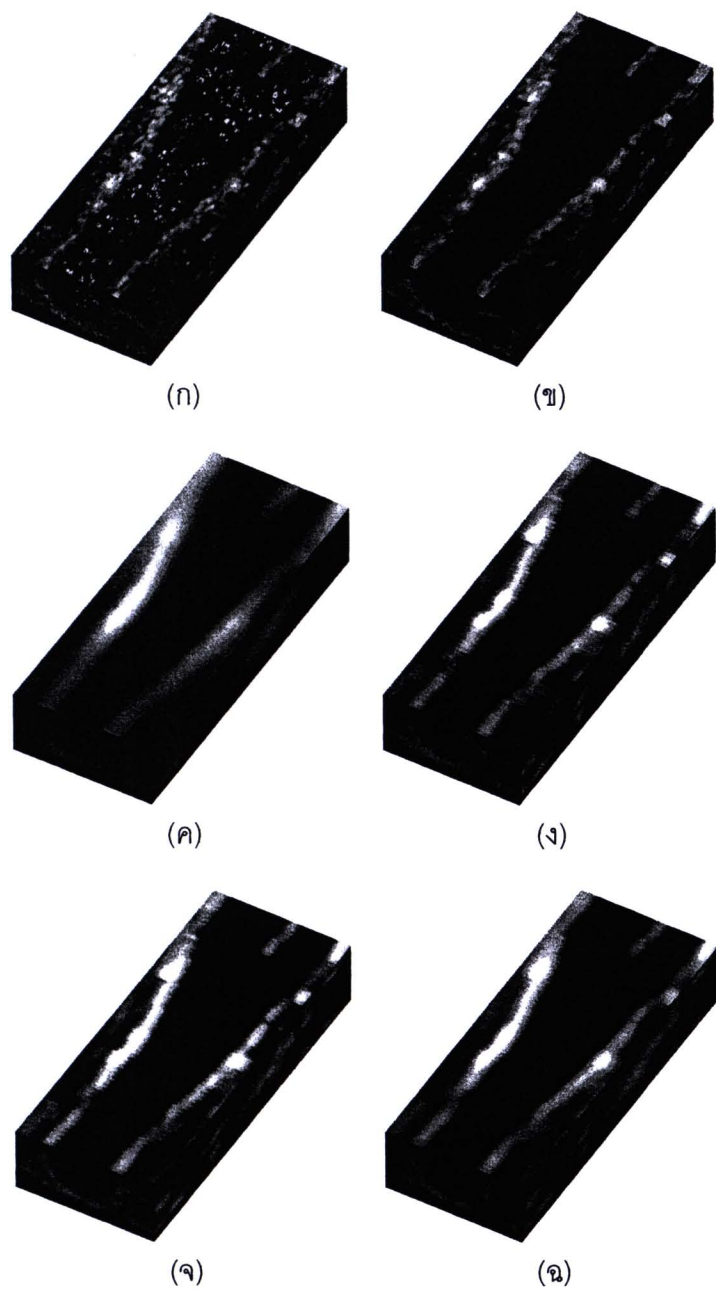
(จ) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.25 (ข) กับภาพที่บันทึกได้จริง

(ฉ) ความแตกต่างระหว่างภาพที่ได้จากการสร้างกลับในรูปที่ 4.25 (ค) กับภาพที่บันทึกได้จริง



รูปที่ 4.26 ภาพโปรไฟล์การสร้างกลับของหลอดเล็ดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 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 4.27 ภาพการสร้างกลับสามมิติของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางของอาสาสมัครคนที่ 2 ในรูปแบบของการแสดงแบบหลายระนาบ (Multi-planar reformatting)

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



(ก)



(ข)



(ค)



(ง)



(จ)



(ฉ)

รูปที่ 4.28 ภาพหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางเชิงเรขาคณิตของอาสาสมัครคนที่ 2

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

4.3 ประสิทธิภาพทางเวลาที่ใช้ในการคำนวณ

นอกเหนือจากการประเมินสมรรถนะของแต่ละระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติในด้านการประมาณค่าในช่วงและการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบจุดในหัวข้อก่อนหน้านี้แล้ว ในหัวข้อนี้นี้จะทำการประเมินและตรวจสอบประสิทธิภาพทางเวลาที่ใช้ในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์จริงสามมิติของหลอดเลือดแดงบริเวณลำคอที่แยกออกเป็นสองทางขนาด $128 \times 128 \times 256$ บิตเซลจากชุดภาพบีสแกนจำนวน 64 สไลซ์ โดยระเบียบวิธีในการสร้างกลับภาพอัลตราซาวนด์สามมิติที่นำประเมินสมรรถนะจะถูกพัฒนาด้วยภาษา MATLAB® R2008b บนเครื่อง PC Pentium IV-2 GHz CPU, RAM DDR2-667 2GB ผลของเวลาที่ใช้ในการคำนวณในแต่ละระเบียบวิธีแสดงในตารางที่ 4.6 ด้านล่าง

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

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

ตารางที่ 4.6 แสดงให้เห็นว่าระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรกรอง ASR และวงจรกรอง AWM, และระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW นั้นต้องการเวลาในการคำนวณที่สูงกว่าระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ DW, และระเบียบวิธีในการสร้างกลับด้วยวงจรกรอง CSG และ CRSG ซึ่งใช้เวลาในการคำนวณเพียง 64 วินาที ในขณะที่ระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรกรอง ASR และวงจรกรอง AWM และระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ ADW ใช้เวลาในการคำนวณเป็นเวลา 651, 3897, และ 691 วินาทีตามลำดับ

เวลาในการคำนวณที่สูงยิ่งของระเบียบวิธีในการประมาณค่าในช่วงแบบ VNN และประมวลผลในภายหลังด้วยวงจรกรอง ASR และวงจรกรอง 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