

THE SEGMENTATION OF A URINARY BLADDER AREA FOR AIDING THE PLANNING OF
THE CERVICAL CANCER TREATMENT BY BRACHYTHERAPY

Miss Patnaree Wongjaroenkit



บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR)
are the thesis authors' files submitted through the University Graduate School.

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Science Program in Biomedical Engineering
Faculty of Engineering
Chulalongkorn University
Academic Year 2014

Copyright of Chulalongkorn University

การทำพื้นที่กระเพาะปัสสาวะเพื่อช่วยวางแผนรักษามะเร็งปากมดลูกด้วยวิธีใส่แร่



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2557

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การทำพื้นที่กระเพาะปัสสาวะเพื่อช่วยวางแผนรักษา มะเร็งปากมดลูกด้วยวิธีใส่แร่
โดย	นางสาวพัฒน์นรี วงศ์เจริญกิจ
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวเวช
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุพัฒนา เอื้อทวิเกียรติ
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นายแพทย์ชลเกียรติ ขอประเสริฐ

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยเป็นส่วน
หนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

..... คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
(ศาสตราจารย์ ดร.บัณฑิต เอื้ออาภรณ์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร.มานะ ศรียุทธศักดิ์)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุพัฒนา เอื้อทวิเกียรติ)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นายแพทย์ชลเกียรติ ขอประเสริฐ)

..... กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชาญชัย ปลื้มปิติวิริยะเวช)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(ดร.ปาริฉัตร เสริมวุฒิสาร)

พัฒน์วี วงศ์เจริญกิจ : การหาพื้นที่กระเพาะปัสสาวะเพื่อช่วยวางแผนรักษามะเร็งปากมดลูกด้วยวิธีใส่แร่ (THE SEGMENTATION OF A URINARY BLADDER AREA FOR AIDING THE PLANNING OF THE CERVICAL CANCER TREATMENT BY BRACHYTHERAPY) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: ผศ. ดร.สุพัฒนา เอื้อทวีเกียรติ, อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม: ผศ. นพ.ชลเกียรติ ขอประเสริฐ, 149 หน้า.

มะเร็งปากมดลูกเป็นมะเร็งที่มีอุบัติการณ์เกิดเป็นอันดับที่ 2 ของสตรีไทย วิธีการมาตรฐานวิธีหนึ่งสำหรับมะเร็งปากมดลูกคือการใส่แร่ ซึ่งจะใส่เม็ดสารกัมมันตภาพรังสีผ่านแท่งนำแร่ทางช่องคลอดของผู้ป่วย ในประเทศไทย รังสีแพทย์ผู้ทำการรักษาเป็นผู้กำหนดตำแหน่งมะเร็ง กระเพาะปัสสาวะ และลำไส้ใหญ่ ขั้นตอนนี้เป็นขั้นตอนที่ใช้เวลามาก และก่อให้เกิดความเหนื่อยล้า ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จึงขอนำเสนอกรรมวิธีการแบ่งพื้นที่กระเพาะปัสสาวะเพื่อช่วยวางแผนรักษามะเร็งปากมดลูกด้วยวิธีใส่แร่ กรรมวิธีที่นำเสนอเริ่มจากกรรมวิธีการแบ่งพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะ ซึ่งลักษณะของภาพพื้นที่ภายในของกระเพาะปัสสาวะของวิธีใส่แร่และงานทางรังสีวินิจฉัยจะแตกต่างกันในแง่ความสว่างที่ไม่คงที่ และขอบเขตอาจไม่เด่นชัดทั้งหมด ลักษณะของภาพที่แตกต่างกันนี้ส่งผลให้กรรมวิธีการตัดแบ่งภาพทั่วไปให้ผลการตัดแบ่งที่ไม่ถูกต้อง ค่าเฉลี่ยความสว่างเฉพาะพื้นที่เล็กๆถูกนำมาใช้เพื่อลดผลของการกระจายค่าความสว่างไม่สม่ำเสมอ และขอบเขตที่ไม่เด่นชัด เนื่องจากพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะสว่างกว่าผนังกระเพาะปัสสาวะมาก วิธีเลเวลเซตที่แสดงผลต่างของค่าเฉลี่ยความสว่างแบบมีทิศทางที่นำเสนอ กำหนดให้เส้นเลเวลที่ศูนย์หยุดที่บริเวณที่มีค่าเฉลี่ยความสว่างของพื้นที่เล็กๆสูงกว่าภายนอกเท่านั้น เมื่อทราบขอบเขตของพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะแล้วจะหาขอบของกระเพาะปัสสาวะต่อไป เนื่องจากขอบส่วนมากของกระเพาะปัสสาวะไม่เด่นชัด และความหนาของกระเพาะปัสสาวะไม่ได้เท่ากันทุกบริเวณ ดังนั้นกรรมวิธีทั่วไปที่หาขอบกระเพาะปัสสาวะโดยสร้างผลลัพธ์จากการค้นหาจุดภาพที่เป็นขอบและตั้งสมมติฐานว่าความหนาผนังกระเพาะปัสสาวะเท่ากันตลอดจะให้ผลไม่ดีนัก ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้เลียนแบบการทำงานของรังสีแพทย์ เริ่มจากการหาจุดภาพที่มีลักษณะเป็นขอบเด่นชัด ในกรณีที่ไม่พบขอบที่ชัดเจนจะใช้รูปร่างพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะ และความหนาของผนังเข้ามาช่วยพิจารณา อย่างไรก็ตามความหนาของผนังกระเพาะปัสสาวะระหว่างกระเพาะปัสสาวะและช่องคลอดจะบางกว่าบริเวณอื่นๆ จึงกำหนดค่าความหนาในการพิจารณา 2 ค่า และเพิ่มความราบเรียบด้วยวงจรรองขารวิสกี้-โกเลย์ อันดับที่ 1 กรรมวิธีที่นำเสนอถูกนำไปทดสอบเปรียบเทียบกับกรรมวิธีเลเวลเซตที่ใช้ทิศของเกรเดียนต์แบบคู่ และกรรมวิธีของ Ma และ คณะ ผลการทดลองกับภาพจำนวน 100 ภาพแสดงให้เห็นว่ากรรมวิธีที่นำเสนอให้ผลการหาขอบที่ใกล้เคียงกับผลการกำหนดขอบเขตจากผู้เชี่ยวชาญมากที่สุด และเส้นขอบที่ได้ยังให้ผลลู่เข้าในทุกกรณี ขณะที่กรรมวิธีอื่นๆเส้นขอบที่ได้จะไม่ลู่เข้าในบางกรณี นอกจากนี้กรรมวิธีที่นำเสนอยังใช้งานได้ง่ายกว่ากรรมวิธีอื่น ในเรื่องการกำหนดพารามิเตอร์ที่ไม่ต้องละเอียดมากในแต่ละสไลด์ด้วย

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวเวช

ปีการศึกษา 2557

ลายมือชื่อนิสิต

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม

5670479421 : MAJOR BIOMEDICAL ENGINEERING

KEYWORDS: BRACHYTHERAPY / LEVEL SET METHOD / BLADDER SEGMENTATION / MEAN INTENSITY DIFFERENCE

PATNAREE WONGJAROENKIT: THE SEGMENTATION OF A URINARY BLADDER AREA FOR AIDING THE PLANNING OF THE CERVICAL CANCER TREATMENT BY BRACHYTHERAPY.
 ADVISOR: ASST. PROF.SUPATANA AUETHAVEKIAT, Ph.D., CO-ADVISOR: ASST. PROF.CHONLAKIET KHORPRASERT, M.D., 149 pp.

Cervical cancer is the second most common cancer in Thai female. One of the standard treatments is brachytherapy. In brachytherapy, radioactive seeds are inserted into the patient's vagina. In Thailand, the performing radiology oncologist manually defines the location of cancer, urinary bladder and large intestine. The manual process takes time and tolls. In this thesis, we propose the segmentation method to locate the patient's urinary bladder for the brachytherapy. The bladder lumen is first located. In contrast to the one in diagnostic imaging, the lumen in brachytherapy is inhomogeneous and may partially contain an ambiguous boundary. With conventional segmentation methods, different image characteristic leads to inaccurate segmentation. The local intensity mean is used to suppress the effect of the intensity inhomogeneity and the ambiguous boundary. Since the lumen is far brighter than the wall, the proposed method, namely directional local mean difference level set method, has the zero-level contour converged to the region whose local intensity mean inside is higher than the mean outside. After the lumen has been located, the boundary of the bladder is detected. Since the boundary is mostly ambiguous, and the wall thickness is not even, conventional methods, whose result is based on the edge detection and the assumption of the even wall thickness, perform poorly. In this thesis, the procedure of the oncologist is imitated. First, the distinct edge is detected, and if it is not available, the shape of the lumen and the wall thickness are used. Since the wall between bladder and vagina is thinner, two thickness thresholds are utilized. The bladder's boundary is then smoothed by first-order Savitzky-Golay filter. The proposed method was compared with coupled directional level set and the method proposed by Ma et.al. The experiment on 100 images demonstrated that this proposed method provided the most similar result to the one by the expert oncologist. It was also converged in every case, while the others failed in some cases. Furthermore, contrary to the other two, it did not require a fine parameter tuning.

Field of Study: Biomedical Engineering

Academic Year: 2014

Student's Signature

Advisor's Signature

Co-Advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จได้ด้วยความช่วยเหลือจากบุคคลที่เกี่ยวข้องหลายท่าน ซึ่งผู้มีพระคุณท่านแรกที่ข้าพเจ้าใคร่ขอกราบขอบพระคุณคือ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุพัฒนา เอื้อทวิเกียรติ อาจารย์ที่ปรึกษาของข้าพเจ้า ผู้ให้ความรู้ คำแนะนำ ความช่วยเหลือในการทำวิทยานิพนธ์ ตลอดจนตรวจทานความถูกต้องเรียบร้อยด้วยความเอาใจใส่อย่างเต็มที่เสมอมา เพื่อให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีความสมบูรณ์ ท่านที่สองคือ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นพ.ชลเกียรติ ขอบประเสริฐ อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม ผู้ให้คำปรึกษาและข้อมูลทางด้านการแพทย์ที่มีประโยชน์ต่อวิทยานิพนธ์ รวมถึงนายสรจรัส อุณหศิริ และพี่ๆ บุคลากรในสาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ที่เอื้อเพื่อเวลาและสถานที่ในการศึกษาข้อมูล ขอขอบคุณ รองศาสตราจารย์ ดร.มานะ ศรียุทธศักดิ์ ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์และประธานคณะกรรมการบริหารหลักสูตรสหสาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช ที่ได้ส่งเสริมและพัฒนาสภาพแวดล้อมในห้องหลักสูตรสหสาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวชให้เอื้อต่อการศึกษา ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชาญชัย ปลื้มปิติวิริยะเวช และดร.ปาริฉัตร เสริมวุฒิสาร กรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ผู้ซึ่งสละเวลาอันมีค่ามาร่วมฟังการนำเสนอและให้คำแนะนำเพิ่มเติมแก่ข้าพเจ้า นอกจากนี้ ข้าพเจ้าขอขอบคุณ นางสาวสุวิชญา สุวรรณวิมลกุล และนายวีระ สอิ่ง ที่ให้คำแนะนำและความช่วยเหลือในการทำวิทยานิพนธ์แก่ข้าพเจ้าด้วยดีเสมอมา และขอขอบคุณ นาย ธนภฤต สิ้นเปรม และ นางสาว พัทรี กังอุบล เจ้าหน้าที่ผู้ให้ข้อมูลและอำนวยความสะดวกในด้านการดำเนินเอกสารต่างๆ

ขอขอบคุณ คุณครูโรงเรียนอนุบาลลำพูน โรงเรียนสาธิตมหาวิทยาลัยเชียงใหม่ และอาจารย์สาขาวิชารังสีเทคนิค คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ทุกท่านที่ไม่ได้กล่าวนาม ที่ช่วยประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้อันมีค่าให้ข้าพเจ้าได้มีความรู้ความสามารถดังเช่นทุกวันนี้

สุดท้ายนี้ข้าพเจ้าขอขอบพระคุณ คุณพ่อพิชณ วังค์เจริญกิจ และคุณแม่จุไรรัตน์ วังค์เจริญกิจ และคนในครอบครัวของข้าพเจ้าทุกท่าน ผู้ที่อยู่เบื้องหลังความสำเร็จของข้าพเจ้า เป็นกำลังใจ ดูแลเอาใจใส่ ตลอดจนการสนับสนุนในทุกๆ ด้านที่เอื้อต่อความก้าวหน้าของวิทยานิพนธ์ ขอขอบคุณเพื่อนๆ พี่ๆ ทุกท่านที่ให้ความช่วยเหลือและกำลังใจแก่ข้าพเจ้าเสมอมา

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญรูปภาพ.....	ญ
สารบัญตาราง.....	ฎ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญและเหตุผล	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	3
1.3 ขอบเขตของงานวิจัย.....	3
1.4 ขั้นตอนและวิธีการดำเนินงาน	4
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	4
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	5
2.1 โรคมะเร็งปากมดลูกและวิธีการรักษาด้วยการใส่แร่.....	5
2.2 ข้อมูลภาพเอ็มอาร์ไอ.....	6
2.3 กรรมวิธีการแบ่งภาพด้วยวิธีเลเวลเซต.....	7
2.4 กรรมวิธีการแบ่งภาพกระเพาะปัสสาวะด้วยเลเวลเซตในภาพเอ็มอาร์ไอ.....	12
2.4.1 การหาขอบด้านในของผนังกระเพาะปัสสาวะ	12
2.4.2 การหาขอบด้านนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะ	14
2.5 วงจรกรองซาวิตสกี-โกลีย์ (Savitzky-Golay Filter)	17
บทที่ 3 กรรมวิธีที่นำเสนอ	20
3.1 กรรมวิธีหาขอบด้านในของผนังกระเพาะปัสสาวะ	20

3.1.1	หลักการของวิธีเลเวลเซตที่ใช้ผลต่างของค่าเฉลี่ยความสว่างแบบมีทิศทาง	22
3.1.2	วิธีเลเวลเซตที่ใช้ผลต่างของค่าเฉลี่ยความสว่างแบบมีทิศทาง	23
3.1.3	การปรับเส้นขอบเริ่มต้นในชุดภาพ	25
3.2	กรรมวิธีหาขอบด้านนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะ	26
3.2.1	หลักการของวิธีการหาขอบด้านนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะ	27
3.2.2	กรรมวิธีการหาขอบด้านนอก	27
บทที่ 4	ผลการทดลอง	30
4.1	ข้อมูลภาพที่ใช้ในการทดลอง.....	30
4.2	เกณฑ์การประเมินประสิทธิภาพ.....	31
4.3	การประเมินประสิทธิภาพการแบ่งส่วนผนังด้านในของกระเพาะปัสสาวะ	33
4.3.1	การเลือกพารามิเตอร์ที่เหมาะสมสำหรับกรรมวิธี DLMD-LS	33
4.3.1.1	ผลของขนาดวินโดว์.....	35
4.3.1.2	การขยายจุดภาพ.....	36
4.3.2	การหาค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมในการเปรียบเทียบประสิทธิภาพ	38
4.3.3	การเปรียบเทียบประสิทธิภาพการตัดแบ่งพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะ	42
4.4	การประเมินประสิทธิภาพการแบ่งส่วนผนังด้านนอกของกระเพาะปัสสาวะ.....	45
4.4.1	การเลือกพารามิเตอร์ที่เหมาะสมสำหรับกรรมวิธีที่นำเสนอ	45
4.4.1.1	ขีดจำกัดเกรเดียนต์ความสว่างสำหรับขอบนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะ ...	45
4.4.1.2	จำนวนข้อมูลและอันดับฟังก์ชันพหุนามของวงจรรองขาวิสิที-โกเลย์	47
4.4.2	การหาค่าพารามิเตอร์สำหรับชุดภาพที่ใช้ในการเปรียบเทียบประสิทธิภาพ	50
4.4.3	การเปรียบเทียบประสิทธิภาพการตัดแบ่งผนังด้านนอกของกระเพาะปัสสาวะ	54
บทที่ 5	บทสรุป	61
5.1	สรุปผลการทดลอง	61

5.2 ข้อดีของกรรมวิธีที่นำเสนอ.....	63
5.3 ข้อจำกัดของกรรมวิธีที่นำเสนอ	64
5.4 ข้อเสนอแนะ	64
รายการอ้างอิง	65
ภาคผนวก ก ผลการตัดแบ่งกระเพาะปัสสาวะ.....	69
ภาคผนวก ข ผลลัพธ์การประเมินทางสถิติ แยกแต่ละสไลด์.....	89
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์	149



สารบัญรูปภาพ

รูปที่ 2.1 ตัวอย่างภาพเอ็มอาร์ไออุ้งเชิงกราน	7
รูปที่ 2.2 ตัวอย่างเส้นขอบ Γ บนภาพกระเพาะปัสสาวะ.....	8
รูปที่ 2.3 สายสวนปัสสาวะและอุปกรณ์นำแร่ที่ปรากฏในพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะ	10
รูปที่ 2.4 รูปร่างของกระเพาะปัสสาวะที่แตกต่างกัน.....	10
รูปที่ 3.1 ความสว่างภายในกระเพาะปัสสาวะ.....	21
รูปที่ 3.2 ผลลัพธ์ของการหาขอบในของผนังกระเพาะปัสสาวะในรูปที่ 3.1(ข).....	21
รูปที่ 3.3 รูปร่างกระเพาะปัสสาวะที่แตกต่างกันในแต่ละสไลด์จากชุดภาพเดียวกัน.....	22
รูปที่ 3.4 การหยุดของ Γ จาก $g(\cdot)$ ของกรรมวิธี DLMD-LS	24
รูปที่ 3.5 ผลการแบ่งส่วนภาพ ด้วยกรรมวิธี DLMD-LS	24
รูปที่ 3.6 เส้นขอบเริ่มต้น	25
รูปที่ 3.7 ผลการหาขอบด้านในของผนังกระเพาะปัสสาวะผิดพลาด เนื่องจากเส้นขอบเริ่มต้น ครอบคลุมทั้งบริเวณภายในและผนังกระเพาะปัสสาวะ	26
รูปที่ 3.8 ผลการหาขอบด้านนอกผนังกระเพาะปัสสาวะด้วยกรรมวิธี DLMD-LS.....	26
รูปที่ 3.9 ขอบด้านในของผนังกระเพาะปัสสาวะที่มีลักษณะเว้าแหว่ง	27
รูปที่ 3.10 การกำหนดระยะ T_{distance} เป็น 2 ค่า.....	29
รูปที่ 4.1 สไลด์ที่ใช้เพื่อหาพารามิเตอร์ที่ดีที่สุดของกรรมวิธีต่างๆ ในแต่ละชุดภาพ	31
รูปที่ 4.2 แผนภาพแสดงพื้นที่ TP, FP, TN และ FN.....	32
รูปที่ 4.3 ข้อมูลที่ใช้ในการหาขนาดวินโดว์และจำนวนจุดภาพที่ควรขยายในกรรมวิธี DLMD-LS	34
รูปที่ 4.4 ขอบที่ได้จากการแบ่งส่วนภาพด้วยวินโดว์ขนาดต่างๆ	36
รูปที่ 4.5 ผลจากการขยายเส้นขอบ Γ ขนาดต่างๆ.....	38
รูปที่ 4.6 ผลกระทบจากการเปลี่ยนค่า α , λ และ μ ในกรรมวิธี DLMD-LS.....	39
รูปที่ 4.7 ผลการแบ่งส่วนภาพที่กำหนดจำนวนรอบวนซ้ำที่แตกต่างกัน.....	41

รูปที่ 4.8 ผลการแบ่งส่วนภาพ กรณีพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะมีการกระจายความสว่าง สม่ำเสมอและขอบชัดเจน.....	43
รูปที่ 4.9 ผลการแบ่งส่วนภาพ กรณีพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะมีการกระจายความสว่างไม่ สม่ำเสมอ แต่ขอบชัดเจน.....	44
รูปที่ 4.10 ผลการแบ่งส่วนภาพ กรณีพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะมีการกระจายความสว่าง สม่ำเสมอ แต่ขอบไม่ชัดเจน.....	44
รูปที่ 4.11 ขอบนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะที่ได้จากการกำหนดค่าเกรเดียนต์ความสว่าง.....	46
รูปที่ 4.12 ผลลัพธ์จากฟังก์ชันอันดับที่ 1 ของวงจรรองซาวีสกี-โกเลย์.....	49
รูปที่ 4.13 ผลลัพธ์จากการทำให้ขอบราบเรียบด้วยวงจรรองซาวีสกี-โกเลย์ที่ประมาณฟังก์ชัน พหุนามจาก ข้อมูลจำนวน 17 ข้อมูล.....	50
รูปที่ 4.14 ผลการแบ่งส่วนภาพ ที่กำหนดจำนวนรอบวนซ้ำที่แตกต่างกันของกรรมวิธี CDLS	54
รูปที่ 4.15 ตัวอย่างผลการแบ่งส่วนภาพ กรณีขอบด้านนอกของกระเพาะปัสสาวะชัดเจน	57
รูปที่ 4.16 ตัวอย่างผลการแบ่งส่วนภาพกรณีขอบด้านนอกของกระเพาะปัสสาวะไม่ชัดเจน.....	57
รูปที่ 4.17 ตัวอย่างผลการแบ่งส่วนภาพ (รูปที่ 4.16) ด้วยกรรมวิธี Ma และคณะ	58
รูปที่ 4.18 ตัวอย่างผลการแบ่งส่วนภาพ (รูปที่ 4.16) ด้วยกรรมวิธี CDLS ที่จำนวนรอบการวนซ้ำ. 58	
รูปที่ 4.19 ผลของการปรับจำนวนรอบในการหาขอบด้านนอกของกระเพาะปัสสาวะด้วย กรรมวิธี CDLS	59
รูปที่ 4.20 ตัวอย่างผลการแบ่งส่วน กรณีมีฟองอากาศภายในช่องท้อง	60

สารบัญตาราง

ตารางที่ 4.1 ค่าเฉลี่ยประสิทธิภาพของกรรมวิธี DLMD-LS เมื่อวินโดว์ขนาด 3×3 5×5 และ 7×7 จุดภาพ ตามลำดับ 35

ตารางที่ 4.2 ค่าเฉลี่ยประสิทธิภาพของกรรมวิธี DLMD-LS เมื่อใช้วินโดว์ขนาด 5×5 จุดภาพและขยายพื้นที่จากเส้นขอบออกไป 1 2 3 และ 4 จุดภาพ ตามลำดับ..... 37

ตารางที่ 4.3 ค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมสำหรับการตัดแบ่งภาพในรูปที่ 4.1 ด้วยกรรมวิธี DLMD-LS 39

ตารางที่ 4.4 ค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมสำหรับการตัดแบ่งภาพในรูปที่ 4.1 ด้วยกรรมวิธี CDLS และ GlobalWt..... 40

ตารางที่ 4.5 ค่าเฉลี่ยแสดงประสิทธิภาพของกรรมวิธี CDLS, GlobalWt และ DLMD-LS เมื่อตัดแบ่งภาพในรูปที่ 4.1 40

ตารางที่ 4.6 ค่าเฉลี่ยแสดงประสิทธิภาพของกรรมวิธี CDLS, GlobalWt และ DLMD-LS เพื่อตัดแบ่งภาพในรูปที่นอกเหนือจากรูปที่ 4.1 43

ตารางที่ 4.7 ค่าเฉลี่ยแสดงประสิทธิภาพของกรรมวิธีหาขอบด้านนอก เมื่อ $T_{intensity}$ มีค่า 10 20 และ 30 ตามลำดับ 45

ตารางที่ 4.8 ค่าเฉลี่ยประสิทธิภาพของวงจรรองขาวิสกี-โกเลย์ เมื่อเปลี่ยนจำนวนข้อมูลที่ใช้ในการประมาณฟังก์ชันพหุนามและอันดับฟังก์ชันพหุนาม 47

ตารางที่ 4.9 ค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมสำหรับการหาขอบด้านนอกในรูปที่ 4.1 ของกรรมวิธีที่นำเสนอ..... 51

ตารางที่ 4.10 ค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมสำหรับการหาขอบด้านนอกกระเพาะปัสสาวะในรูปที่ 4.1 52

ตารางที่ 4.11 ค่าพารามิเตอร์สำหรับการหาขอบด้านนอกกระเพาะปัสสาวะในรูปที่ 4.1 ของกรรมวิธี Ma และคณะ 53

ตารางที่ 4.12 ค่าเฉลี่ยแสดงประสิทธิภาพสำหรับการหาขอบด้านนอกของกรรมวิธี CDLS กรรมวิธีของ Ma และคณะ และกรรมวิธีที่นำเสนอ..... 53

ตารางที่ 4.13 ค่าเฉลี่ยแสดงประสิทธิภาพสำหรับการหาขอบด้านนอกของกรรมวิธี CDLS กรรมวิธี Ma และคณะ และกรรมวิธีที่นำเสนอ.....	55
---	----



บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญและเหตุผล

จากข้อมูลสถิติในปี พ.ศ. 2556 ของสำนักงานวิจัยมะเร็งนานาชาติ (International Agency for Research on Cancer; IARC) องค์การอนามัย พบว่า มะเร็งปากมดลูก (Cervical Cancer) เป็นมะเร็งที่มีอุบัติการณ์ (Age-Standardized Incidence Rate, ASR) ในสตรีทั่วโลกเป็นอันดับที่ 3 รองจากมะเร็งเต้านม (Breast Cancer) และมะเร็งลำไส้ใหญ่และทวารหนัก (Colorectal Cancer) โดยพบผู้ป่วยใหม่ปีละประมาณ 528,000 คน[1]

จากสถิติของสถาบันมะเร็งแห่งชาติ ในปี พ.ศ. 2555 มีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกัน กล่าวคือ มะเร็งปากมดลูกมีอุบัติการณ์เกิดประมาณ 18.1 รายต่อประชากรหญิง 100,000 คนต่อปี ซึ่งเป็นอันดับที่ 2 (14.39%) รองจากมะเร็งเต้านม (39.74%) เป็นที่น่าสังเกตว่าอายุของผู้ป่วยมีแนวโน้มลดลง ขณะที่จำนวนผู้ป่วยเพิ่มสูงขึ้น ซึ่งในจำนวนครึ่งหนึ่งของผู้ป่วยที่พบเสียชีวิต เนื่องจากการรักษาในระยะที่มะเร็งลุกลามแล้ว ซึ่งโอกาสในการรักษาหายขาดลดลง[2]

วิธีการรักษามะเร็งปากมดลูก มีหลายวิธีขึ้นอยู่กับระยะและความรุนแรงของรอยโรคเป็นสำคัญ วิธีการรักษา ได้แก่ การผ่าตัด (Surgical Treatment) รังสีรักษา (Radiation Therapy) เคมีบำบัด (Chemotherapy) และการรักษาร่วม (Combined Treatment) ซึ่งเป็นการให้เคมีบำบัดพร้อมกับรังสีรักษา (Concurrent Chemoradiation) การรักษาร่วมเป็นวิธีที่นิยมใช้ในการรักษามะเร็งระยะลุกลามมากที่สุด และคิดเป็น 20.88% ของการรักษาทั้งหมด[2] เนื่องจากการให้ยาเคมีบำบัดร่วมกับการรักษาแบบอื่นจะเพิ่มประสิทธิภาพของการรักษามากขึ้น

การรักษาด้วยรังสีรักษา แบ่งได้เป็น 2 วิธี ได้แก่ การฉายแสงจากภายนอก (External Radiation) ซึ่งจะฉายรังสีครอบคลุมอวัยวะในอุ้งเชิงกรานและต่อมน้ำเหลืองในอุ้งเชิงกราน และการใส่แร่ (Brachytherapy) ซึ่งจะใส่เม็ดสารกัมมันตภาพรังสีผ่านแท่งนำแร่ทางช่องคลอด รังสีจากเม็ดสารกัมมันตรังสีมีอำนาจทะลุทะลวงสูงและเข้าไปทำลายรวมถึงควบคุมเซลล์หรือองค์ประกอบของเซลล์ที่มีการแบ่งตัวเร็วทำให้สิ่งแวดล้อมทั้งภายในและภายนอกเซลล์มีสถานะไม่เหมาะสมในการเจริญเติบโตของเซลล์ เซลล์จึงหยุดการเจริญเติบโตและถูกทำลายต่อไป

ตามแนวทางปฏิบัติของประเทศไทย รังสีแพทย์จะเป็นผู้กำหนดขอบเขตของมะเร็งและอวัยวะอื่นๆที่อยู่ในบริเวณที่ได้รับผลกระทบจากการฉายรังสี ซึ่งในที่นี้คือ กระเพาะปัสสาวะและลำไส้ใหญ่ เพื่อทำการกำหนดและควบคุมปริมาณรังสีที่กระเพาะปัสสาวะและลำไส้ใหญ่ได้รับไม่เกินระดับขีดแบ่ง (Threshold Value) ของค่าตามมาตรฐานของสมาคมรังสีรักษาสากล (American

Brachytherapy Society; ABS) ซึ่งรังสีแพทย์จะต้องทำการกำหนดขอบเขตในทุกๆภาพที่มีการปรากฏของช่องคลอด กระเพาะปัสสาวะและลำไส้ใหญ่ โดยข้อมูลของคนไข้ 1 คนจะมีภาพที่ต้องกำหนดขอบเขตอย่างน้อย 10 ภาพขึ้นไป ถึงแม้ว่าการกำหนดขอบเขตด้วยรังสีแพทย์ จะได้ข้อมูลที่มีความถูกต้อง แต่จะเห็นได้ว่าจำนวนภาพที่รังสีแพทย์ต้องทำการกำหนดขอบเขตมีจำนวนมาก จึงเป็นขั้นตอนที่เสียเวลาและใช้แรงงานมาก อาจทำให้เกิดการเหนื่อยล้า หากต้องกำหนดขอบเขตภาพจำนวนมากและติดต่อกันเป็นเวลานาน

การแบ่งส่วนภาพ (Image Segmentation) เป็นกระบวนการพื้นฐานของการประมวลผลภาพ (Image Processing) โดยมีวัตถุประสงค์ในการแยกองค์ประกอบที่สนใจออกจากองค์ประกอบอื่นๆของภาพ เพื่อการวิเคราะห์และนำไปประมวลผลต่อไป การแบ่งส่วนภาพที่นิยมมีหลายวิธี เช่น การใช้ขีดค่าแบ่ง (Thresholding)[3-5] วิธีการเติบโตของบริเวณ (Region Growing)[6-8] วิธีแอกทีฟคอนทัวร์ (Active Contour)[9, 10] วิธีเลเวลเซต (Level Set)[11, 12] เป็นต้น โดยการแบ่งส่วนภาพมีความเกี่ยวข้องกับงานหลายด้าน รวมไปถึงทางด้านการแพทย์ เนื่องจากข้อมูล 1 ชุดภาพทางการแพทย์ประกอบด้วยข้อมูลภาพหลายสไลด์ เมื่อนำกระบวนการแบ่งส่วนมาช่วยในการวิเคราะห์ภาพหรือบริเวณที่ต้องการ จะช่วยให้กระบวนการทำงานเป็นไปอย่างสะดวกและรวดเร็วมากยิ่งขึ้น ทั้งยังช่วยลดภาระและความเหนื่อยล้าของแพทย์และบุคลากรที่เกี่ยวข้อง

วิธีเลเวลเซตเป็นวิธีหนึ่งที่มีความนิยมในการแบ่งภาพทางการแพทย์ เนื่องจากสามารถแบ่งพื้นที่ที่มีโครงสร้างซับซ้อน (Complex Topology) ง่ายในการนำข้อมูลของสิ่งที่ต้องการตัดแบ่งมาช่วยเพิ่มความถูกต้องในการแบ่งภาพ และทนทานต่อสัญญาณรบกวนได้ในระดับหนึ่ง กรรมวิธีเลเวลเซตที่นิยมแบ่งได้เป็น 2 กลุ่มใหญ่ๆตามลักษณะฟังก์ชันที่ใช้ในการตัดแบ่งภาพดังนี้ ฟังก์ชันที่อ้างอิงจากค่าเกรเดียนต์[13-16] และฟังก์ชันที่อ้างอิงจากค่าเฉลี่ยความสว่างของพื้นที่ หรือฟังก์ชันของ Chan และ Vese[17-19]

การนำลักษณะของอวัยวะที่ต้องการตัดแบ่งมารวมในการตัดแบ่งภาพสามารถเพิ่มความถูกต้องของการตัดแบ่งภาพได้ เช่น ลักษณะการกระจายตัวของความสว่างในกระเพาะปัสสาวะถูกนำมาใช้ใน[13] ความหนาของผนังกระเพาะปัสสาวะถูกนำมาใช้เพื่อประกอบการหาขอบด้านนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะใน[17, 19] รูปร่างของอวัยวะ (Prior Shape) ถูกนำมาใช้ใน[14, 20, 21] การนำโมเดลทางสถิติเข้ามาช่วยค้นหาขอบของผนังกระเพาะปัสสาวะใน[18]

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้นำเสนอกรรมวิธีการหาขอบเขตผนังกระเพาะปัสสาวะในภาพเอ็มอาร์ไอที่ใช้ในการใส่แร่ จากการวิเคราะห์พบว่าขอบด้านนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะ ส่วนมากมีความสว่างแตกต่างกับอวัยวะอื่นไม่ชัดเจน ส่งผลให้วิธีการหาขอบของผนังกระเพาะปัสสาวะที่อ้างอิงจากค่าเกรเดียนต์ความสว่างอย่างเดียวมีโอกาสผิดพลาดได้สูง จึงดัดแปลงฟังก์ชันของ Chan และ Vese ให้พิจารณาเฉพาะความสว่างของพื้นที่แคบๆรอบเส้นเลเวลศูนย์ (Zero-level Contour)[17, 19]

นอกจากนี้ ยังมีการนำฟังก์ชันที่อ้างอิงจากค่าเกรเดียนต์มาดัดแปลงเป็นฟังก์ชันที่อ้างอิงจากผลต่างกับความสว่างเฉลี่ย[17] ซึ่งกรรมวิธีนี้อาจพิจารณาเป็นการผสมผสานฟังก์ชันที่อ้างอิงจากค่าเกรเดียนต์เข้ากับฟังก์ชันของ Chan และ Vese ได้

วิธีการที่ถูกลำเสนอก่อนหน้านี้ เป็นวิธีที่ถูกออกแบบมาเพื่อแบ่งกระเพาะปัสสาวะ ในงานวิจัยมะเร็งกระเพาะปัสสาวะจึงไม่ได้นำลักษณะของภาพเอ็มอาร์ไอในงานใส่แร่เพื่อรักษามะเร็งปากมดลูกต่อไปนี้เข้ามาประกอบในการออกแบบ

1. ความไม่ชัดเจนของขอบผนังกระเพาะปัสสาวะในภาพที่ไม่ได้ถ่ายตามแนวแกนมาตรฐาน (Para-axial)
2. ความหนาของผนังกระเพาะปัสสาวะที่ผิดเพี้ยน เนื่องจากเป็นภาพที่ไม่ได้ถ่ายในแนวตั้งฉากกับอวัยวะ
3. ความหนาของผนังกระเพาะปัสสาวะที่แตกต่างกันบริเวณด้านหน้า(Anterior) และด้านหลัง (Posterior) อันเนื่องจากการบีบอัดของแท่งนำแร่และสำลีสื่อในช่องคลอด

จากผลการละเอียดลักษณะดังกล่าวนี้ ส่งผลให้ประสิทธิภาพของกรรมวิธีที่เสนอมาก่อนหน้านี้ ได้ผลไม่ดีนัก หัวข้อของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จึงขอเสนอวิธีการแบ่งพื้นที่แบบอัตโนมัติสำหรับการหาพื้นที่กระเพาะปัสสาวะสำหรับชุดภาพเอ็มอาร์ไอที่ใช้ในการวางแผนการรักษาด้วยการใส่แร่ สาเหตุที่ไม่นำการแบ่งพื้นที่อัตโนมัติมาใช้ในการหาพื้นที่ของลำไส้ใหญ่ เนื่องจากลำไส้ใหญ่มีรูปร่างไม่แน่ชัด และขอบขาดความชัดเจน ส่งผลให้การหาพื้นที่ด้วยวิธีการตัดแบ่งอัตโนมัติให้ผลผิดพลาดสูง

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1. เพื่อออกแบบกรรมวิธีเลเวลเซตแบบใหม่ที่สามารถหาพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะที่ทนต่อการเปลี่ยนแปลงความสว่างภายในกระเพาะปัสสาวะและมีขอบไม่ชัดเจนได้
2. เพื่อพัฒนากรรมวิธีเลเวลเซตที่สามารถหาพื้นที่ผนังกระเพาะปัสสาวะที่มีขอบไม่ชัดเจน
3. เพื่อออกแบบกรรมวิธีเลเวลเซตแบบใหม่ที่สามารถหากระเพาะปัสสาวะแบบกึ่งอัตโนมัติสำหรับการวางแผนรักษามะเร็งปากมดลูกด้วยวิธีใส่แร่

1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

1. กรรมวิธีที่นำเสนอใช้หาพื้นที่ของกระเพาะปัสสาวะภายในภาพเอ็มอาร์ไอแบบ T2 weighted สำหรับการวางแผนรักษามะเร็งปากมดลูกด้วยวิธีใส่แร่ จากเครื่องสร้างภาพเอ็มอาร์ไอที่มีความเข้มสนามแม่เหล็กอย่างต่ำ 1.5 เทสลา
2. กรรมวิธีที่นำเสนอเป็นการประมวลผลแบบไม่ได้ผลทันที (Off-Line)

3. เปรียบเทียบผลของกรรมวิธีที่นำเสนอ โดยสร้างผลลัพธ์มาตรฐานจากการแบ่งพื้นที่ของ ผู้เชี่ยวชาญ 1 ท่านต่อ 1 ภาพ
4. กรรมวิธีที่นำเสนอใช้กับภาพที่เห็นรูปร่างกระเพาะปัสสาวะเป็นพื้นที่เดียว

1.4 ขั้นตอนและวิธีการดำเนินงาน

1. ศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการแบ่งส่วนกระเพาะปัสสาวะด้วยเลเวลเซต โดยศึกษาข้อดี และข้อจำกัดของแต่ละกรรมวิธี
2. ออกแบบกรรมวิธีที่เหมาะสมกับภาพเอ็มอาร์ไอที่ใช้สำหรับการวางแผนรักษามะเร็ง ปากมดลูกด้วยวิธีใส่แร่ โดยคำนึงถึงข้อมูลภาพที่แตกต่างจากงานวิจัยอื่นๆ
3. ทดลองกรรมวิธีที่นำเสนอโดยเปรียบเทียบจากผลของกรรมวิธีอื่นและผลลัพธ์มาตรฐาน
4. รวบรวมและสรุปผลการทดลอง เพื่อเขียนบทความประชุมวิชาการและวิทยานิพนธ์

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ได้กรรมวิธีหาพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะที่ทนต่อการเปลี่ยนแปลงตามความสว่าง ภายในกระเพาะปัสสาวะและอาจมีขอบไม่ชัดเจน
2. ได้กรรมวิธีหาพื้นที่ผนังกระเพาะปัสสาวะที่มีขอบไม่ชัดเจน
3. ได้กรรมวิธีหากระเพาะปัสสาวะแบบกึ่งอัตโนมัติ สำหรับการวางแผนรักษามะเร็งปากมดลูกด้วยวิธีใส่แร่

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

เพื่อให้การศึกษาและพัฒนาอัลกอริทึมของวิทยานิพนธ์เป็นไปอย่างมีประสิทธิภาพ จึงขอแบ่งการอธิบายหลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องเป็น 5 หัวข้อ ได้แก่ โรคมะเร็งปากมดลูกและวิธีการรักษาด้วยการใส่แร่ (ตอนที่ 2.1) ข้อมูลภาพเอ็มอาร์ไอ (ตอนที่ 2.2) การตัดแบ่งภาพด้วยวิธีเลเวลเซตทั่วไป (ตอนที่ 2.3) การนำเลเวลเซตมาใช้แบ่งกระเพาะปัสสาวะในภาพเอ็มอาร์ไอ (ตอนที่ 2.4) และวงจรกรองซาวิตซ์กี-โกเลย์ (Savitzky-Golay Filter) (ตอนที่ 2.5) ซึ่งจะช่วยให้เกิดความเข้าใจ สามารถประยุกต์ใช้ข้อมูลอย่างถูกต้องและเหมาะสม อันจะนำไปสู่การบรรลุวัตถุประสงค์ที่ได้กำหนดไว้ในวิทยานิพนธ์

2.1 โรคมะเร็งปากมดลูกและวิธีการรักษาด้วยการใส่แร่

โรคมะเร็งปากมดลูก เป็นโรคมะเร็งทางนรีเวชที่มีอุบัติการณ์การเกิดสูง ซึ่งสาเหตุหลักเกิดจากเชื้อไวรัส Human Papilloma Virus (HPV) ที่เกี่ยวข้องกับพฤติกรรมกรรมกรรมเพศสัมพันธ์ รวมไปถึงการติดเชื้อโรคทางเพศสัมพันธ์ด้วย ในระยะที่ร่างกายได้รับเชื้อไวรัสจะส่งผลให้เซลล์ที่ปากมดลูกเกิดการเปลี่ยนแปลง โดยระยะนี้อาจใช้เวลาจนถึง 10 ปี เรียกว่า “ระยะก่อนมะเร็ง” ในระยะนี้จะไม่แสดงอาการใดๆ และทราบได้จากการตรวจด้วยแปปสเมียร์ (Pap Smear) เท่านั้น ซึ่งผู้ป่วยส่วนมากมักละเลยในการตรวจคัดกรองเบื้องต้นและมารับการรักษาเมื่อเริ่มมีอาการผิดปกติ ซึ่งหมายความว่ามะเร็งได้เข้าสู่ระยะลุกลามแล้ว

ในการรักษามะเร็งปากมดลูกระยะลุกลาม แพทย์จะเป็นผู้ประเมินอาการ ความรุนแรงของพยาธิสภาพของรอยโรค อายุ ความต้องการมีบุตร สุขภาพหรือโรคประจำตัว และโรคทางนรีเวชที่เป็น เพื่อกำหนดขั้นตอนการรักษาให้แก่ผู้ป่วย วิธีการรักษามะเร็งมีดังนี้ การผ่าตัด การใช้รังสีรักษา การให้เคมีบำบัด หรือนำหลายวิธีมารักษาพร้อมกัน เช่น รังสีรักษาร่วมกับเคมีบำบัด การให้เคมีบำบัดก่อนผ่าตัด การผ่าตัดร่วมกับรังสีรักษา เป็นต้น

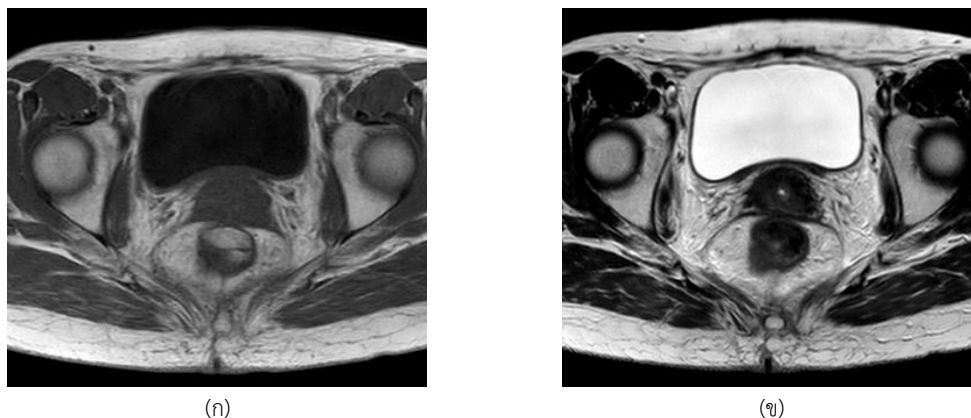
- การผ่าตัด เป็นการรักษากรณีที่รอยโรคยังจำกัดบริเวณปากมดลูก ซึ่งส่วนใหญ่เป็นมะเร็งระยะ I และในบางรายเป็นระยะ II อย่างไรก็ตาม การผ่าตัดมักกระทำในผู้ป่วยอายุน้อยที่มีความเสี่ยงต่อการดมยาสลบและการผ่าตัดต่ำ
- เคมีบำบัด เป็นการรักษากรณีที่รอยโรคเข้าสู่ระยะลุกลามมาก หรือกรณีที่มะเร็งกลับมาเป็นซ้ำ (Recurrence) และไม่สามารถรักษาได้ด้วยวิธีการอื่นๆ

- รังสีรักษา สามารถให้การรักษาในผู้ป่วยทุกรายและทุกระยะของโรค เนื่องจากครอบคลุมบริเวณกว้างไม่เฉพาะบริเวณมดลูกเท่านั้น แต่ครอบคลุมถึงต่อมน้ำเหลืองต่างๆในบริเวณอุ้งเชิงกรานที่อาจมีการกระจายของมะเร็งด้วย ซึ่งประกอบด้วย
 - การฉายแสงจากภายนอก (External Radiation) โดยจะฉายรังสีบริเวณอุ้งเชิงกราน (Pelvic Radiation) และครอบคลุมไปถึงต่อมน้ำเหลืองในอุ้งเชิงกราน เพื่อทำลายเซลล์มะเร็งที่อาจกระจายเข้าสู่เนื้อเยื่ออื่นๆและต่อมน้ำเหลือง
 - การใส่แร่ (Brachytherapy) โดยจะใส่เม็ดกัมมันตภาพรังสีเข้าทางช่องคลอด เพื่อให้เม็ดกัมมันตรังสีที่ให้รังสีความเข้มสูงอยู่ใกล้กับมะเร็ง อย่างไรก็ตามต้องควบคุมปริมาณรังสีที่อวัยวะข้างเคียงจะได้รับให้อยู่ในขอบเขตที่เหมาะสม

2.2 ข้อมูลภาพเอ็มอาร์ไอ

การสร้างภาพด้วยเรโซแนนซ์แม่เหล็ก (Magnetic Resonance Imaging; MRI) เป็นเทคนิคการสร้างภาพที่อาศัยคุณสมบัติความเป็นแม่เหล็กของไฮโดรเจนอะตอมในโมเลกุลของน้ำซึ่งเป็นองค์ประกอบหลักของร่างกาย ภาพที่ได้จากการตรวจด้วยเทคนิคนี้จะแสดงความแตกต่างของเนื้อเยื่อได้ดีกว่าการตรวจด้วยวิธีอื่นๆ ทั้งนี้การกำหนดลำดับพัลส์ (Pulse Sequence) และชนิดของเนื้อเยื่อในพื้นที่ที่สนใจ (Region of Interest) เป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้ความเข้มของสัญญาณแตกต่างกัน ปรากฏเป็นค่าความสว่างบนภาพที่แตกต่างกันด้วย โดยเทคนิคการสร้างภาพเอ็มอาร์ไอที่นิยมมี 2 วิธี ได้แก่ การสร้างภาพที่เน้นน้ำหนักของ T1 (T1 weighted image) และ T2 (T2 weighted image)

T1 weighted เป็นเทคนิคที่แสดงรายละเอียดกายวิภาคของอวัยวะต่างๆได้ชัดเจน ดังแสดงในรูปที่ 2.1(ก) บริเวณที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบจะมีความเข้มของสัญญาณต่ำ (ความสว่างน้อย) แต่ในเทคนิค T2 weighted บริเวณที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบจะมีความเข้มของสัญญาณสูง (ความสว่างมาก) ซึ่งจะแสดงพยาธิสภาพของโรคได้ชัดเจนกว่า เนื่องจากเนื้อเยื่อที่มีการกลายเป็นโรค มักมีลักษณะของน้ำ น้ำหนอง เลือด เข้าไปเป็นส่วนประกอบด้วย ดังแสดงในรูปที่ 2.1(ข)



รูปที่ 2.1 ตัวอย่างภาพเอ็มอาร์ไออุ้งเชิงกราน (ก) T1 weighted (ข) T2 weighted

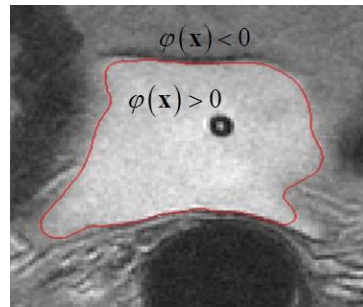
ในขั้นตอนการวางแผนรังสีรักษา จะใช้ภาพจากเทคนิค T2 weighted โดยภาพเอ็มอาร์ไอจะ ถูกถ่ายในขณะที่ผู้ป่วยมีแท่งนำแร่สอดภายในช่องคลอด เพื่อให้รังสีแพทย์และนักฟิสิกส์การแพทย์ทำ การกำหนดตำแหน่งของเม็ดแร่ โดยอาศัยขอบเขตก้อนมะเร็ง และอวัยวะข้างเคียงของผู้ป่วย เพื่อ คำนวณปริมาณรังสีที่เพียงพอในการทำลายเซลล์มะเร็ง และไม่มากจนส่งผลกระทบต่ออวัยวะ ข้างเคียง

จากจุดประสงค์ที่ต่างกันของการวินิจฉัยและการรักษา ประกอบกับวิธีการและเครื่องมือที่ใช้ ทำให้ภาพเอ็มอาร์ไอที่ได้แตกต่างกัน ซึ่งภาพเอ็มอาร์ไอที่ใช้ในการใส่แร่ มีรายละเอียดดังนี้

- เป็นการถ่ายภาพตามแกนของแท่งนำแร่ (Tandem) หรือเรียกว่าแกน Para-axial ส่งผลให้ ภาพขอบผนังกระเพาะปัสสาวะทั้งด้านในและด้านนอกไม่คมชัด
- มีการใส่สำลีเข้าไปในช่องคลอดเพื่อป้องกันการเคลื่อนที่ของแท่งนำแร่ ส่งผลให้มีการบีบอัด ภายในพื้นที่ระหว่างช่องคลอดและกระเพาะปัสสาวะ ทำให้ขอบด้านนอกของผนังกระเพาะ ปัสสาวะในบริเวณด้านหลัง (Posterior) ขาดหายไปในภาพ หรือปรากฏไม่ชัดเจน
- มีการใส่สายสวนปัสสาวะ (Urinary Catheter) ทำให้ความสว่างภายในพื้นที่กระเพาะปัสสาวะ มีการเปลี่ยนแปลง

2.3 กรรมวิธีการแบ่งภาพด้วยวิธีเลเวลเซต

วิธีเลเวลเซต เป็นกรรมวิธีที่นิยมใช้สำหรับการแบ่งส่วนภาพทางการแพทย์ เนื่องจากสามารถ ตัดแบ่งพื้นที่ที่มีโครงสร้างซับซ้อนได้ดี ซึ่งสอดคล้องกับลักษณะพยาธิสภาพที่เกิดกับอวัยวะในร่างกาย ที่มีรูปร่างซับซ้อนและหลากหลาย จากการสืบค้นวรรณกรรมยังพบว่าวิธีเลเวลเซตเป็นวิธีการแบ่ง พื้นที่กระเพาะปัสสาวะที่นิยมวิธีหนึ่ง [13-15, 17-19]



รูปที่ 2.2 ตัวอย่างเส้นขอบ Γ (สีแดง) บนภาพกระเพาะปัสสาวะ $\varphi(\mathbf{x})$ บนเส้นขอบ Γ มีค่าเป็นศูนย์ ขณะที่ $\varphi(\mathbf{x})$ ภายในและภายนอกเส้นขอบ มีค่าบวกและลบ ตามลำดับ

วิธีเลเวลเซต จะแสดงพื้นที่ในภาพด้วยค่าเลเวล และกำหนดให้ขอบของวัตถุเป็นค่าเลเวลที่ศูนย์ พื้นที่ภายในและภายนอก จะมีค่าเลเวลที่เครื่องหมายตรงข้ามกัน กล่าวคือ ถ้าข้างในเป็นค่าบวกแล้ว ข้างนอกจะเป็นค่าลบ การตัดแบ่งส่วนภาพด้วยวิธีเลเวลเซตจะเริ่มจากการกำหนดฟังก์ชันค่า (Cost Function) ที่ให้ค่าต่ำสุด เมื่อขอบของพื้นที่ที่ต้องการมีค่าเลเวลเป็นศูนย์ทั้งหมด และเมื่อได้ฟังก์ชันแล้ว การหาขอบคือการหาจุดที่ฟังก์ชันค่า และขอบของพื้นที่ก็คือ เส้นคอนทัวร์เลเวลที่ศูนย์ (Zero Level Contour) ซึ่งในรายงานฉบับนี้แทนด้วย Γ

ฟังก์ชันที่ถูกนำมาใช้แสดงค่าเลเวลในการตัดแบ่งส่วนภาพคือฟังก์ชันระยะแบบมีเครื่องหมาย (Signed Distance Function) และแทนด้วย $\varphi(\mathbf{x})$ หรือ φ ฟังก์ชัน $\varphi(\mathbf{x})$ มีขนาดเท่ากับระยะจากจุด \mathbf{x} ไปหาขอบที่ใกล้ที่สุด สำหรับในงานนี้เรากำหนดให้ $\varphi(\mathbf{x})$ มีค่าบวกเมื่ออยู่ภายในวัตถุ และมีค่าลบเมื่ออยู่ภายนอก แสดงดังรูปที่ 2.2

ฟังก์ชันค่าของวิธีเลเวลเซต แบ่งออกได้เป็น 2 ประเภทใหญ่ๆ ดังนี้

1. ฟังก์ชันค่าที่อ้างอิงจากเกรเดียนต์ของค่าความสว่าง (Intensity Gradient) [13-16]

ฟังก์ชันนี้เขียนได้หลายรูปแบบ โดยมีลักษณะที่สำคัญคือ จะมีค่าต่ำเมื่อเส้นขอบ Γ อยู่บริเวณที่มีเกรเดียนต์ความสว่างสูง ในวิทยานิพนธ์นี้ใช้ฟังก์ชันที่มีรูปแบบดังนี้

$$J(\varphi, \mathbf{x}) = \int_{\text{entire image}} F(\mathbf{x}, \varphi, \nabla \varphi) d\mathbf{x} \quad (2.1)$$

$$\text{เมื่อ } F(\mathbf{x}, \varphi, \nabla \varphi) = \lambda g(\nabla I) \delta(\varphi) |\nabla \varphi| + \alpha g(\nabla I) (1 - H(\varphi)) \quad (2.2)$$

เมื่อ λ และ α คือ ค่าคงที่

$I(\cdot)$ คือ ค่าความสว่างของจุดภาพ

$g(\cdot)$ คือ ฟังก์ชันที่เข้าสู่ 0 เมื่ออินพุตมีค่ามาก

$\delta(\cdot)$ คือ ฟังก์ชันเดลต้า (Delta Function)

$H(\cdot)$ คือ ค่าฟังก์ชันขั้นบันไดของเฮฟวิไซด์ (Heaviside's Unit Step Function)

ซึ่งนิยามเป็น

$$H(\varphi) = \begin{cases} 1 & ; \quad \varphi > 0 \\ 0 & ; \quad \varphi < 0 \end{cases} \quad (2.3)$$

ตัวอย่าง ของฟังก์ชัน $g(\cdot)$ ได้แก่ $\frac{1}{1 + \|\nabla G_\sigma * I\|^p}$ โดย p คือค่าที่ผู้ใช้กำหนด [16]

ในการเขียนโปรแกรม ฟังก์ชัน $\delta(\cdot)$ จะถูกเปลี่ยนนิยามให้มีค่าเท่ากับหนึ่ง เมื่ออินพุตมีขนาดน้อยกว่าค่าหนึ่ง แทนที่จะมีค่าเท่ากับหนึ่งเฉพาะเมื่ออินพุตเท่ากับศูนย์และเป็นศูนย์ในกรณีอื่นๆ ตามนิยามที่แท้จริงของฟังก์ชันเดลต้า

2. ฟังก์ชันค่าที่อ้างอิงค่าเฉลี่ยของพื้นที่หรือฟังก์ชันค่าแบบ Chan และ Vese [17]

ฟังก์ชันค่าแบบ Chan และ Vese เขียนได้โดยเปลี่ยนนิยามของ $F(\mathbf{x}, \varphi, \nabla \varphi)$ ในสมการที่ (2.2) เป็นสมการต่อไปนี้

$$F(\mathbf{x}, \varphi, \nabla \varphi) = \lambda_1 (I(\mathbf{x}) - C_1)^2 H(\varphi) + \lambda_2 (I(\mathbf{x}) - C_2)^2 (1 - H(\varphi)) + \mu \delta_E(\varphi) |\nabla \varphi| + \nu H(\varphi) \quad (2.4)$$

เมื่อ $\lambda_1, \lambda_2, \mu, \nu$ คือ ค่าคงที่

C_1 และ C_2 คือ ค่าความสว่างเฉลี่ยของพื้นที่ภายในและภายนอก Γ

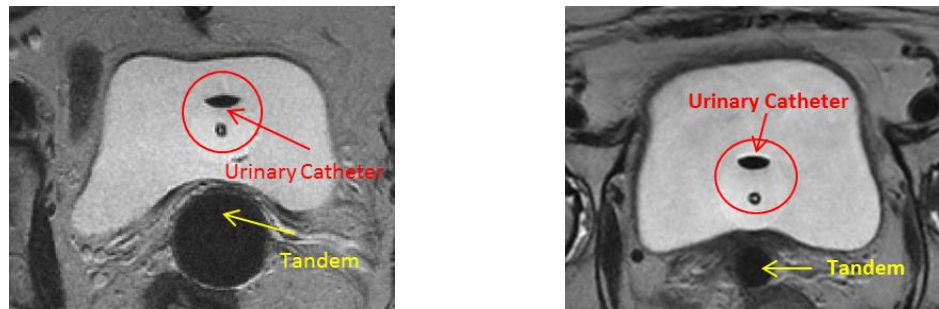
$\delta_E(\cdot)$ คือ ฟังก์ชันเดลต้า (Delta Function) ซึ่ง Chan และ Vese เสนอให้ใช้

ฟังก์ชันต่อไปนี้ [22]

$$\delta_E(\varphi) = \frac{\partial}{\partial \varphi} \frac{1}{2} \left(1 + \frac{2}{\pi} \tan^{-1} \left(\frac{\varphi}{\varepsilon} \right) \right) \quad (2.5)$$

เมื่อ $\varepsilon > 0$ และเป็นค่าเล็กๆ

การปรับค่าเลเวลด้วยฟังก์ชัน $F(\mathbf{x}, \varphi, \nabla \varphi)$ ตามสมการที่ (2.2) จะคงคุณสมบัติของวิธีเลเวลเซตที่สามารถแตกคอนทัวร์เป็นขอบของวัตถุจำนวนมากกว่าหนึ่งชิ้น และยังสามารถรวมพื้นที่กลับมาได้ แต่โดยทั่วไปการปรับค่าจะกระทำในทิศเดียว กล่าวคือ Γ จะขยายออกหรือหดเข้าเท่านั้น ข้อจำกัดของการใช้สมการที่ (2.2) คือมีการอ้างอิงกับเกรเดียนต์ของค่าความสว่าง จึงทำให้ฟังก์ชันนี้ไม่ทนทานต่อสัญญาณรบกวน



รูปที่ 2.3 สายสวนปัสสาวะ(สีแดง) และอุปกรณ์นำแร่(สีเหลือง) ที่ปรากฏในพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะ



รูปที่ 2.4 รูปร่างของกระเพาะปัสสาวะที่แตกต่างกัน

การปรับค่าเลเวลด้วยฟังก์ชัน $F(\mathbf{x}, \varphi, \nabla \varphi)$ ตามสมการที่ (2.4) นั้น ทิศการเปลี่ยนแปลงคอนทราสต์จะเป็นไปอย่างอัตโนมัติและทนทานต่อสัญญาณรบกวน เนื่องจากสมการอาศัยค่าเฉลี่ย แต่ทว่าสมการนี้ตั้งอยู่ในสมมติฐานที่ว่าในภาพต้องมีค่าความสว่างเพียงสองกลุ่มใหญ่ๆ และแต่ละความสว่าง แสดงถึงบริเวณต่างกัน ทว่าในภาพเอ็มอาร์ไอของงานรังสีรักษามะเร็งปากมดลูกมีความสว่างซึ่งแบ่งออกได้เป็นสามกลุ่มใหญ่ และในส่วนของกระเพาะปัสสาวะจะมีความสว่างได้หลายแบบ ดังแสดงในรูปที่ 2.3 ซึ่งแสดงให้เห็นว่ากระเพาะปัสสาวะมีบริเวณสีเทาปนกับสีขาวและมีสีดำจากสายสวนปัสสาวะปรากฏอยู่ ซึ่งกรรมวิธีหนึ่งที่ช่วยแก้ปัญหาในกรณีนี้ที่วัดภูมิหลายพื้นที่ความสว่างคือ การสร้างโมเดลวัตถุ (Prior Shape) [20, 21] แต่ทว่ากระเพาะปัสสาวะมีรูปร่างเปลี่ยนแปลงได้ทั้งจากปริมาณปัสสาวะขณะนั้นและลักษณะกายภาพที่แตกต่างกันของผู้ป่วย (ดังรูปที่ 2.4) ดังนั้นจึงไม่สามารถหาโมเดลวัตถุมาช่วยได้ อีกกรรมวิธีหนึ่งที่ทำได้ คือการเขียนฟังก์ชัน φ ขึ้นมาหลายๆตัวเพื่อใช้เป็นตัวแทนของขอบหลายๆวัตถุ[11] แต่ในงานของเราต้องการเฉพาะกระเพาะปัสสาวะเพียงวัตถุเดียว จึงเป็นการเพิ่มความยุ่งยากมากเกินไป

จากสาเหตุดังกล่าวเบื้องต้น ทำให้การตัดแบ่งกระเพาะปัสสาวะ นิยมใช้การปรับค่าเลเวลที่อ้างอิงจากค่าเกรเดียนต์ความสว่าง (สมการที่ (2.2)) และอาจเพิ่มพจน์ที่ 1 และ 2 ในปริพันธ์ (Integration) ของสมการที่ (2.4) เข้าไปเพื่อเพิ่มความทนทานต่อสัญญาณรบกวน

การออปติไมซ์ เพื่อหา φ ที่ทำให้ฟังก์ชันในสมการที่ (2.2) มีค่าต่ำสุดนั้น ต้องอาศัยแคลคูลัสของการแปรผัน (Calculus of Variation) ซึ่งสรุปได้ว่า $\varphi(\mathbf{x})$ ที่ทำให้ $J(\varphi, \mathbf{x})$ มีค่าต่ำสุด จะเป็นไปตามสมการต่อไปนี้ [23]

$$\frac{\partial}{\partial x_1} \left(\frac{\partial F}{\partial \varphi_1} \right) + \frac{\partial}{\partial x_2} \left(\frac{\partial F}{\partial \varphi_2} \right) - \frac{\partial F}{\partial \varphi} = 0 \quad (2.6)$$

$$\text{เมื่อ } \mathbf{x} = [x_1 \ x_2]^T \text{ และ } \varphi_k = \frac{\partial \varphi}{\partial x_k}$$

และ $\frac{\partial \varphi}{\partial t}(\mathbf{x})$ ถูกนิยามเป็นด้านซ้ายของสมการที่ (2.6) หากใช้ $J(\varphi, \mathbf{x})$ ตามสมการที่ (2.2) แล้ว จะคำนวณได้เป็น

$$\frac{\partial \varphi(\mathbf{x})}{\partial t} = \lambda \delta(\varphi) \operatorname{div} \left(g(\nabla I) \frac{\nabla \varphi}{|\nabla \varphi|} \right) + \alpha g(\nabla I) \delta(\varphi) \quad (2.7)$$

เมื่อ $\operatorname{div}(\cdot)$ คือการหาไดเวอร์เจนซ์ (Divergence)

จากนิยามของ $\varphi(\mathbf{x})$ พบว่า $|\nabla \varphi(\mathbf{x})|$ ควรมีค่าประมาณ 1 แต่ทว่าการปรับค่า $\varphi(\mathbf{x})$ ตามสมการที่ (2.7) ไม่มีการควบคุมให้ $|\nabla \varphi(\mathbf{x})|$ เป็น 1 ส่งผลให้เมื่อทำการปรับค่า $\varphi(\mathbf{x})$ ไปในระยะหนึ่งแล้ว $|\nabla \varphi(\mathbf{x})|$ จะมีค่าต่างจาก 1 มากและทำให้การปรับค่า $\varphi(\mathbf{x})$ ผิดเพี้ยน ดังนั้นต้องมีการคำนวณค่า $\varphi(\mathbf{x})$ จาก Γ ใหม่เป็นระยะๆ (Re-Initialization) ซึ่งความถี่ของการคำนวณค่า $\varphi(\mathbf{x})$ ใหม่ นั้นจะต้องมีมากพอเพื่อให้การตัดแบ่งภาพมีประสิทธิภาพ แต่ถ้ามากเกินไปก็จะทำให้ใช้เวลาการตัดภาพนาน เพื่อตัดปัญหาเรื่องการหาความถี่ในการคำนวณค่า $\varphi(\mathbf{x})$ ใหม่ที่เหมาะสม Li และคณะ [16] ได้เสนอกรรมวิธีที่ไม่จำเป็นต้องคำนวณ $\varphi(\mathbf{x})$ ใหม่ โดยการเพิ่มพจน์เรกูลาไรเซชัน (Regularization Term) เข้าไป พจน์ที่เพิ่มนี้จะมีความเป็นศูนย์หาก $|\nabla \varphi(\mathbf{x})| = 1$ และมีค่าเพิ่มตามความต่างระหว่าง $|\nabla \varphi(\mathbf{x})|$ กับ 1 ฟังก์ชันค่าที่เพิ่มพจน์เรกูลาไรเซชันเข้าไป สามารถเขียนได้เป็น

$$F(\varphi, \mathbf{x}) = \lambda g(\nabla I) \delta(\varphi) |\nabla \varphi| + \alpha g(\nabla I) (1 - H(\varphi)) + \mu p(\nabla \varphi) \quad (2.8)$$

เมื่อ $p(\cdot)$ มีนิยามดังนี้ [16]

$$p(s) = \frac{1}{2}(s-1)^2 \quad (2.9)$$

อาศัยแคลคูลัสของการแปรผัน สามารถหาการเปลี่ยนแปลงของ $\varphi(\mathbf{x})$ ได้ดังนี้

$$\frac{\partial \varphi(\mathbf{x})}{\partial t} = \lambda \delta(\varphi) \operatorname{div} \left(g(\nabla I) \frac{\nabla \varphi}{|\nabla \varphi|} \right) + \alpha g(\nabla I) \delta(\varphi) + \mu \operatorname{div} (d_p(\nabla \varphi) \nabla \varphi) \quad (2.10)$$

เมื่อ $d_p(\cdot)$ มีนิยามดังนี้

$$d_p(s) = \frac{1}{s} \frac{dp(s)}{ds} \quad (2.11)$$

2.4 กรรวิธีกรแบ่งภาพกระเพาะปัสสาวะด้วยเลเวลเซตในภาพเอ็มอาร์ไอ

เนื่องจากขอบด้านนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะมีขอบเขตไม่ชัดเจน ดังนั้นกรรวิธีกรหาพื้นที่กระเพาะปัสสาวะจึงเริ่มจากการหาขอบด้านในของผนังกระเพาะปัสสาวะ และนำรูปร่างของขอบด้านในมาใช้อ้างอิงเป็นรูปร่างของขอบด้านนอกต่อไป [13, 14, 17, 19] ในการทบทวนวรรณกรรม จึงแบ่งกรรวิธีกรออกเป็น 2 ตอนคือ การหาขอบด้านในของผนังกระเพาะปัสสาวะ (ตอนที่ 2.4.1) และการหาขอบด้านนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะ (ตอนที่ 2.4.2)

2.4.1 การหาขอบด้านในของผนังกระเพาะปัสสาวะ

โดยทั่วไปกรรวิธีกรแบ่งภาพกระเพาะปัสสาวะ พื้นที่ภายใน (Lumen) จะเป็นพื้นที่ที่ใช้อ้างอิงเพื่อหาพื้นที่กระเพาะปัสสาวะทั้งหมด ดังนั้นการหาพื้นที่ภายในหรือขอบด้านในของผนังกระเพาะปัสสาวะจึงต้องมีความแม่นยำสูง การหาพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะมีหลากหลายกรรวิธี เช่น Duan และคณะ [19] เสนอวิธีหาเส้นขอบภายในของภาพ T1 weighted ที่พื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะและพื้นที่ภายนอกมีความสว่างแยกกันเป็นสองกลุ่มชัดเจนและได้เลือกใช้ฟังก์ชันค่าของ Chan และ Vese โดยกำหนดพื้นที่การคำนวณเป็นแถบแคบๆ แทนที่จะใช้ข้อมูลทั้งภาพ ทว่าพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะของภาพรังสีรักษา อาจมีสายสวนปัสสาวะปรากฏอยู่หรือมีบริเวณสีเทาปนกับสีขาว ดังรูปที่ 2.3 กล่าวคือ พื้นที่ภายในมีความสว่างหลายกลุ่มและแต่ละกลุ่มไม่ได้บอกลักษณะที่เฉพาะ จึงไม่เหมาะในการใช้ฟังก์ชันค่าของ Chan และ Vese Chi และคณะ [18] เสนอให้หาขอบของผนังด้านในโดยปรับฟังก์ชัน $g(\cdot)$ ให้เป็นฟังก์ชันของตัววัดความไม่สมมาตรของลักษณะเฉพาะ (Feature Asymmetry Measurement; FA) [15] โดยเอาตัววัด FA มาแทนที่ค่าเกรเดียนต์ของความสว่าง

นอกจากงานของ Chi และคณะแล้ว เราพบว่าการเปลี่ยนฟังก์ชัน $g(\cdot)$ เพื่อให้การหาขอบของผนังด้านในมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้นยังพบในงานของ Qin และคณะ [13] ที่เสนอกรรวิธี Coupled Directional Level Set (CDLS) ซึ่งปรับค่า $g(\cdot)$ ในฟังก์ชันค่าที่อ้างอิงจากเกรเดียนต์ให้ขึ้นกับทิศของเกรเดียนต์ความสว่างด้วย กล่าวคือ พื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะมีความสว่างมากกว่าบริเวณ

ผนังกระเพาะปัสสาวะ ดังนั้นเส้นขอบของพื้นที่ภายในจะมีเกรเดียนต์ความสว่างในทิศพุ่งเข้าหากระเพาะปัสสาวะ เส้นขอบ Γ จึงควรวางตัวอยู่ในบริเวณที่มีเกรเดียนต์สูงและมีทิศพุ่งเข้า ทั้งนี้เราสามารถวิเคราะห์ทิศว่าพุ่งเข้าหรือออกจากในกระเพาะปัสสาวะ โดยพิจารณาจากทิศเกรเดียนต์ของ $\varphi(\mathbf{x})$ ได้ จากนิยาม $\varphi(\mathbf{x})$ ที่มีค่าบวกภายในและลบภายนอก Γ ส่งผลให้เกรเดียนต์ของ $\varphi(\mathbf{x})$ มีทิศพุ่งเข้าพื้นที่ที่ล้อมโดย Γ เสมอ Qin และคณะจึงกำหนด $g(\cdot)$ สำหรับขอบด้านในเป็น

$$g(I_g, \varphi) = \frac{1}{1 + H(\nabla(G_\sigma * I) \cdot \nabla \varphi) \|\nabla(G_\sigma * I)\|^2} \quad (2.12)$$

เมื่อ G_σ คือ ตัวกรองเกาส์เซียน (Gaussian Filter) ที่มีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานคือ σ

Qin และคณะ[14] ได้ปรับปรุงกรรมวิธี CDLS ให้ทนทานต่อความสว่างที่ไม่สม่ำเสมอ โดยเพิ่มข้อมูลรูปร่างกระเพาะปัสสาวะเข้ามาในสมการที่ (2.8) กรรมวิธีนี้กำหนดรูปร่างกระเพาะปัสสาวะขึ้นมาภายใต้สมมุติฐานที่ว่ากระเพาะปัสสาวะในสไลด์ติดกันมีลักษณะคล้ายคลึงกันและจะต้องมีอย่างน้อย 1 สไลด์ใน 1 ชุดภาพที่สามารถหาพื้นที่ภายในได้ถูกต้องโดยไม่ต้องอาศัยข้อมูลรูปร่าง พจน์ของรูปร่าง (Shape Term) ที่เพิ่มเข้าไปในฟังก์ชันค่า (สมการที่ (2.8)) นิยามดังนี้

$$E_{shape}(\varphi) = \int_{\text{entire image}} (H(\varphi) - H(\varphi_s))^2 d\mathbf{x} \quad (2.13)$$

เมื่อ φ และ φ_s คือ $\varphi(\mathbf{x})$ ของภาพในสไลด์ปัจจุบันและสไลด์ที่อยู่ติดกัน ตามลำดับ

เมื่อเพิ่มพจน์ของรูปร่างตามสมการที่ (2.13) เข้าไปในสมการที่ (2.8) แล้ว $\frac{\partial \varphi}{\partial t}$ สามารถคำนวณได้เป็น

$$\frac{\partial \varphi}{\partial t} = \mu \text{div} \left(d_p (|\nabla \varphi|) \nabla \varphi \right) + \lambda \delta(\varphi) \text{div} \left(g(\nabla I) \frac{\nabla \varphi}{|\nabla \varphi|} \right) \quad (2.14)$$

$$- \alpha g(\nabla I) \delta(\varphi) - 2\gamma \delta(\varphi) (H(\varphi) - H(\varphi_s))$$

เมื่อ γ คือ ค่าคงตัวที่ผู้ใช้กำหนด

จากตัวอย่างชุดภาพที่ได้มา พบว่าในบางชุดภาพเราไม่สามารถหาภาพที่มีขอบเขตชัดเจนได้ แม้แต่ภาพเดี่ยวทำให้ไม่สามารถสร้าง $\varphi_s(\cdot)$ ได้

นอกจากงานของ Chi และคณะ และ Qin และคณะแล้ว การปรับฟังก์ชัน $g(\cdot)$ เพื่อใช้ในการหาขอบในของผนังกระเพาะปัสสาวะ ยังพบในงานของ Ma และคณะ[17] ซึ่งออกแบบฟังก์ชัน $g(\cdot)$ ภายใต้สมมุติฐานที่ว่ากระเพาะปัสสาวะเป็นแบบเกาส์เซียน (Gaussian) ที่มีค่าความสว่างเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากันทุกบริเวณ และนิยาม $g(\cdot)$ ด้วยสมการต่อไปนี้

$$g(I) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{(I-\mu)^2}{2\sigma^2}\right) \quad (2.15)$$

เมื่อ μ และ σ คือ ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานที่คำนวณจากความสว่างภายใน Γ ตามลำดับ

ในทางปฏิบัติ ภาวะเพาปัสสวาระในภาพเอ็มอาร์ไอ ประเภท T2 weighted อาจมีการกระจายตัวความสว่างที่แตกต่างกันมากในแต่ละบริเวณดังแสดงในรูปที่ 2.4(ข) พื้นที่ที่ความสว่างมีการเปลี่ยนแปลงมากกว่าพื้นที่บริเวณอื่นส่งผลให้การแบ่งพื้นที่ด้วยฟังก์ชันนี้ผิดพลาด จากการทดลองเบื้องต้นยังพบว่า ฟังก์ชันจะลู่ออก (Diverge) ได้ง่าย ทำให้ปรับค่าพารามิเตอร์ μ และ σ ที่เหมาะสมได้ยาก

2.4.2 การหาขอบด้านนอกของผนังภาวะเพาปัสสวาระ

เมื่อได้ขอบด้านในของผนังภาวะเพาปัสสวาระแล้ว การหาขอบด้านนอกของภาวะเพาปัสสวาระจะอ้างอิงผลของการหาขอบด้านในของภาวะเพาปัสสวาระ โดย Duan และคณะ[19] เสนอกรรมวิธีการประมาณขอบด้านนอกของผนังภาวะเพาปัสสวาระจากการใช้ฟังก์ชันค่าที่จะหยุดการเคลื่อนที่ของ Γ จากเกรเดียนต์ของภาพและเพิ่มพจน์ควบคุมให้เส้นขอบสามารถขยายตัวได้เฉพาะบริเวณแคบๆ รอบผนังด้านในเท่านั้น หลังจากนั้นจะนำผลที่ได้ทั้งหมดมาปรับแก้ให้ถูกต้องมากยิ่งขึ้น ด้วยกรรมวิธีทางสถิติผ่านกฎของเบย์ (Bayes' law) ทั้งนี้กรรมวิธีของ Duan และคณะ ใช้ข้อมูลภาพที่หาขอบด้านนอกผนังภาวะเพาปัสสวาระได้ง่ายกว่าภาพในงานใส่แร่ เนื่องจากการแบ่งพื้นที่ภาวะเพาปัสสวาระจากภาพ T1 weighted ที่แสดงลักษณะขอบด้านนอกของผนังภาวะเพาปัสสวาระได้ชัดเจนกว่าภาพ T2 weighted

Chi และคณะ[15] พิจารณาว่าผนังภาวะเพาปัสสวาระในภาพ T1 weighted มีค่าความสว่างอยู่ในช่วงเดียวกัน และแตกต่างจากบริเวณรอบผนัง จึงเสนอกรรมวิธีตัดแบ่งภาพที่พิจารณาหาขอบด้านในของภาวะเพาปัสสวาระจากภาพ T2 weighted และขอบด้านนอกจากภาพ T1 weighted ทั้งนี้การเคลื่อนที่ของขอบด้านนอกจะขึ้นกับค่าตัววัด FA ใน $g(\cdot)$ เช่นเดียวกับขอบด้านใน และมีการนำระยะจากขอบด้านในถึงขอบด้านนอกเข้ามาร่วมพิจารณา กล่าวคือขอบด้านนอกกับขอบด้านในไม่ควรอยู่ห่างเกินความหนาของภาวะเพาปัสสวาระ ดังนั้น $g(\cdot)$ จะลู่ออกเข้าสู่ศูนย์เมื่อขอบด้านนอกเคลื่อนออกห่างจากขอบด้านในเกินความหนา

Qin และคณะ[13] หาขอบด้านนอกของภาวะเพาปัสสวาระจากภาพ T2 weighted ด้วยกรรมวิธีรูปแบบเดียวกับการหาขอบด้านใน โดยปรับให้ $g(\cdot)$ ลู่ออกเข้าสู่ศูนย์ เมื่อความสว่างภายในน้อยกว่าภายนอก เนื่องจากความสว่างของผนังภาวะเพาปัสสวาระน้อยกว่าเนื้อเยื่อที่อยู่เลยขอบด้านนอก

ของกระเพาะปัสสาวะ ซึ่งขอบด้านนอกจะมีเกรเดียนต์ความสว่างในทิศพุ่งออกจากกระเพาะปัสสาวะ เส้นขอบ Γ จึงควรวางตัวอยู่ในบริเวณที่มีเกรเดียนต์สูงและมีทิศพุ่งออก ในทำนองเดียวกับการหาขอบด้านใน $g(\cdot)$ สำหรับขอบด้านนอกสามารถนิยามได้ดังนี้

$$g(I, \varphi) = \frac{1}{1 + (1 - H(\nabla(G_\sigma * I) \cdot \nabla \varphi)) \|\nabla(G_\sigma * I)\|^2} \quad (2.16)$$

ภาพ T2 weighted จะแสดงลักษณะขอบด้านนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะไม่ชัดเจน ดังนั้นนอกจากการปรับแก้ $g(\cdot)$ แล้ว Qin และคณะ จึงเพิ่มขั้นตอนการปรับแก้เส้นขอบทั้งสองพร้อมกัน โดยปรับ $\varphi(\mathbf{x})$ ของเส้นขอบด้านในและด้านนอก โดยเพิ่มพจน์ในลักษณะของฟังก์ชันค่าของ Chan และ Vese เข้าไปเฉพาะบริเวณผนังกระเพาะปัสสาวะและควบคุมความหนาผ่านเครื่องหมายของพารามิเตอร์ $\alpha'_1, \beta'_1, \alpha'_2, \beta'_2$ ดังนี้

$$\begin{aligned} \frac{\partial \varphi_{in}(\mathbf{x})}{\partial t} = & \mu \operatorname{div}(d_p(\nabla \varphi_{in}) \nabla \varphi_{in}) + \lambda \delta(\varphi_{in}) \operatorname{div}\left(g(|\nabla I|) \frac{\nabla \varphi_{in}}{|\nabla \varphi_{in}|}\right) \\ & + \alpha'_1 g(|\nabla I|) \delta(\varphi_{in}) H(\varphi_{out}) + \beta'_1 g(|\nabla I|) (I - \bar{C})^2 \delta(\varphi_{in}) H(\varphi_{out}) \end{aligned} \quad (2.17)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial \varphi_{out}(\mathbf{x})}{\partial t} = & \mu \operatorname{div}(d_p(\nabla \varphi_{out}) \nabla \varphi_{out}) + \lambda \delta(\varphi_{out}) \operatorname{div}\left(g(|\nabla I|) \frac{\nabla \varphi_{out}}{|\nabla \varphi_{out}|}\right) \\ & - \alpha'_2 g(|\nabla I|) \delta(\varphi_{out}) (1 - H(\varphi_{in})) - \beta'_2 g(|\nabla I|) (I - \bar{C})^2 \delta(\varphi_{out}) (1 - H(\varphi_{in})) \end{aligned} \quad (2.18)$$

เมื่อ $\varphi_{in}(\cdot)$ และ $\varphi_{out}(\cdot)$ คือ $\varphi(\mathbf{x})$ ของเส้นขอบด้านในและด้านนอก ตามลำดับ
 \bar{C} คือ ค่าเฉลี่ยความสว่างของบริเวณระหว่างขอบด้านในและด้านนอก
 $\alpha'_1, \beta'_1, \alpha'_2, \beta'_2$ คือ ค่าที่มีนิยาม ดังนี้

$$\alpha' = V(\mathbf{x}) \cdot \alpha \quad (2.19)$$

และ

$$\beta' = V(\mathbf{x}) \cdot \beta \quad (2.20)$$

โดย $V(\mathbf{x}) = 1$ เมื่อระยะห่างระหว่าง $\varphi_{in}(\mathbf{x})$ และ $\varphi_{out}(\mathbf{x})$ ไม่เกินจากระยะที่กำหนดและ
 $V(\mathbf{x}) = -1$ เมื่อระยะห่างระหว่าง $\varphi_{in}(\mathbf{x})$ และ $\varphi_{out}(\mathbf{x})$ เกินจากระยะที่กำหนด

ระยะที่กำหนดให้ใช้เป็นเกณฑ์เปลี่ยนเครื่องหมายของ $\alpha'_1, \beta'_1, \alpha'_2$ และ β'_2 อ้างอิงจากความหนาของผนังกระเพาะปัสสาวะ สำหรับระยะระหว่างขอบด้านในและขอบด้านนอกถูกประมาณ

จากผลต่างระหว่าง $\varphi_{in}(\mathbf{x})$ และ $\varphi_{out}(\mathbf{x})$ โดยคิดเฉพาะ \mathbf{x} ที่อยู่ระหว่างขอบด้านในกับขอบด้านนอกเท่านั้น

อย่างไรก็ตามภาพเอ็มอาร์ไอ ประเภท T2 weighted อาจมีขอบด้านนอกที่ไม่ชัดเจนจนไม่สามารถตัดแบ่งด้วยวิธี Qin และคณะ[14] ได้ เนื่องจากขอบด้านนอกจะเคลื่อนที่ไปยังบริเวณอวัยวะข้างเคียง จึงได้เพิ่มพจน์ของรูปร่างกระเพาะปัสสาวะในสไลด์ที่ติดกันเข้าไปในทำนองเดียวกันกับการหาขอบด้านใน

Ma และคณะ[17] เสนอกรรมวิธีหาขอบด้านนอกกระเพาะปัสสาวะ โดยอ้างอิงจากฟังก์ชันค่าของ Chan และ Vese แต่คำนวณเฉพาะบริเวณแคบๆรอบขอบด้านใน และเพิ่มพจน์ที่ควบคุมระยะห่างระหว่างขอบด้านนอกและขอบด้านในขึ้นมา กล่าวคือ $\varphi(\mathbf{x})$ ของขอบด้านนอกจะถูกปรับด้วยฟังก์ชันดังนี้

$$\frac{\partial \varphi(\mathbf{x})}{\partial t} = \mu \operatorname{div} \left(\frac{\nabla \varphi}{|\nabla \varphi|} \right) - \lambda_1 (I(\mathbf{x}) - c_1^*)^2 + \lambda_2 (I(\mathbf{x}) - c_2)^2 + S(\mathbf{x})(\nabla \varphi) \quad (2.21)$$

เมื่อ c_1^* คือ ค่าเฉลี่ยความสว่างภายในกระเพาะปัสสาวะที่กำหนดโดยผู้ใช้

c_2 คือ ค่าเฉลี่ยความสว่างของบริเวณภายนอกขอบด้านนอกเฉพาะบริเวณที่อยู่นอก Γ ไปไม่เกินพื้นที่ที่กำหนดไว้

$S(\mathbf{x})$ คือ ฟังก์ชันที่ควบคุมระยะระหว่างขอบด้านในและขอบด้านนอก และนิยามดังนี้

$$S(\mathbf{x}) = \frac{1 + \zeta \kappa_0}{(D(\mathbf{x}, \Gamma_{\text{inside}}) - r)^2 + \varepsilon} \cdot \vec{\mathbf{n}}_0 \quad (2.22)$$

เมื่อ κ_0 คือ ค่าความโค้ง (Curvature) ของ φ

ζ คือ ค่าคงตัว

$\vec{\mathbf{n}}_0$ คือ ทิศตั้งฉากที่พุ่งออกจากขอบด้านใน (Γ_{inside})

$D(\mathbf{x}, \Gamma_{\text{inside}})$ คือ ระยะระหว่าง \mathbf{x} กับ Γ_{inside}

r คือ ความหนาของกระเพาะปัสสาวะในหน่วย จุดภาพ (pixel)

ε คือ ค่าคงตัวบวกที่เพิ่มเข้ามา เพื่อป้องกันการหารแล้วได้ค่าศูนย์

สังเกตได้ว่า $S(\mathbf{x})$ จะมีค่าลดลงเมื่อระยะระหว่าง \mathbf{x} กับขอบด้านในมีค่าต่างจากความหนาของกระเพาะปัสสาวะมากขึ้นและมีค่าสูงสุดเพื่อไม่ให้เส้นขอบ Γ ขยายเพิ่มขึ้นเมื่อ $D(\mathbf{x}, \Gamma_{\text{inside}})$ เท่ากับ r จึงส่งผลให้ระยะที่เส้นขอบ Γ เคลื่อนที่ได้สูงสุดคือ r

สำหรับการเขียนโปรแกรมจริง ค่า ε ในสมการที่ (2.22) ไม่ควรเป็นค่าเล็กมาก เนื่องจากจะทำให้พจน์ $S(\mathbf{x})$ มีค่าสูงที่ $D(\mathbf{x}, \Gamma_{\text{inside}}) = r$ และค่า ρ ที่ได้เกิดการลู่ออก (Diverge)

จากกรรมวิธีที่ได้ค้นคว้ามา พบว่าในการหากระเพาะปัสสาวะส่วนมากอาศัยข้อมูลความหนาของผนังกระเพาะปัสสาวะร่วมกับการเปลี่ยนแปลงความสว่าง ทั้งนี้ทุกกรรมวิธีจะพิจารณาให้ความหนาของผนังกระเพาะปัสสาวะเป็นค่าคงที่ ความถูกต้องของกรรมวิธีเหล่านี้ จึงขึ้นกับความถูกต้องในการกำหนดค่าความหนาของผนังกระเพาะปัสสาวะเทียบกับความหนาจริงของผนัง ทั้งนี้ความหนาของผนังคำนวณได้จากขนาดของผลบวกระหว่าง ρ สำหรับขอบด้านในและขอบด้านนอก

2.5 วงจรกรองซาวิตซ์กี-โกเลย์ (Savitzky-Golay Filter)

วงจรกรองซาวิตซ์กี-โกเลย์ เป็นวงจรกรองที่เพิ่มความราบเรียบให้กับสัญญาณ โดยประมาณค่าของสัญญาณด้วยฟังก์ชันพหุนาม (Polynomial) วงจรกรองนี้ต่างจากการประมาณฟังก์ชันทั่วไปที่ประมาณจากทุกค่าของข้อมูลมาเป็นการประมาณในช่วงแคบๆ หลักการทำงานของวงจรกรองซาวิตซ์กี-โกเลย์คือ การหาฟังก์ชันพหุนามที่มีความผิดพลาดกำลังสองกับสัญญาณจำนวน $2m + 1$ ข้อมูลน้อยที่สุด และนำฟังก์ชันพหุนามที่ได้ไปประมาณค่าของสัญญาณที่ตำแหน่งกึ่งกลางของสัญญาณ $2m + 1$ ข้อมูลนั้น ทั้งนี้อันดับของพหุนามต้องไม่มากกว่า $2m + 1$ และถ้าเท่ากับ $2m + 1$ จะได้เส้นกราฟที่ผ่านทุกข้อมูลและไม่เพิ่มความราบเรียบให้กับข้อมูล

ขั้นตอนการทำงานของวงจรกรองซาวิตซ์กี-โกเลย์อันดับที่ n ในการประมาณค่าสัญญาณตัวที่ $p(x_p)$ มีดังนี้

- 1) หาสัมประสิทธิ์ a_i ของฟังก์ชันพหุนาม $\sum_{i=0}^n a_i j^i$ ที่ทำให้สมการที่ (2.23) มีค่าต่ำสุด

$$Err = \sum_{j=-m}^m \left\{ x_{p+j} - \sum_{i=0}^n a_i j^i \right\}^2 \quad (2.23)$$

สังเกตได้ว่า j คืออันดับจากตำแหน่ง p ไปหาตำแหน่งที่ต้องการประมาณค่า

- 2) ผลของการนำสัญญาณผ่านวงจรกรองซาวิตซ์กี-โกเลย์ ได้สัญญาณที่ตำแหน่ง $p(x_p)$ มีค่าดังนี้

$$x_p = \sum_{i=0}^n a_i (0)^i = a_0 \quad (2.24)$$

การหาค่าสัมประสิทธิ์ a_i จากสมการที่ (2.23) ทำได้โดยเริ่มจากการกำหนดอนุพันธ์ย่อยเทียบแต่ละสัมประสิทธิ์ a_i ให้เป็นศูนย์ และจัดรูปเป็นการแก้ระบบสมการเชิงเส้นดังนี้

$$\begin{aligned}\frac{\partial Err}{\partial a_k} &= \sum_{j=-m}^m \left[2 \left(x_{p+j} - \sum_{i=0}^n a_i j^i \right) \cdot (-j^k) \right] \\ 0 &= (-2) \sum_{j=-m}^m \left(j^k \cdot \left(x_{p+j} - \sum_{i=0}^n a_i j^i \right) \right) \\ \sum_{i=0}^n \sum_{j=-m}^m j^{i+k} a_i &= \sum_{j=-m}^m j^k x_{p+j}\end{aligned}\quad (2.25)$$

กำหนดให้

$$\Gamma = \begin{bmatrix} (-m)^0 & (-m+1)^0 & \dots 0^0 \dots & (m-1)^0 & m^0 \\ (-m)^1 & (-m+1)^1 & \dots 0^1 \dots & (m-1)^1 & m^1 \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ (-m)^n & (-m+1)^n & \dots 0^n \dots & (m-1)^n & m^n \end{bmatrix}\quad (2.26)$$

$$\mathbf{a}^T = [a_0 \ a_1 \ \dots \ a_n] \quad (2.27)$$

$$\mathbf{x}_p^T = [x_{p-m} \ x_{p-m+1} \ \dots \ x_p \ \dots \ x_{p+m-1} \ x_{p+m}] \quad (2.28)$$

อาศัยนิยามตามสมการที่ (2.26) (2.27) และ (2.28) เราสามารถเขียนสมการที่ (2.25) ในรูปการคูณเมทริกซ์ ได้ดังนี้

$$\{\Gamma \Gamma^T\}_{row=k} \mathbf{a} = \{\Gamma\}_{row=k} \mathbf{x}_p \quad (2.29)$$

เมื่อ $\{\cdot\}_{row=k}$ คือ แถวที่ k ของเมทริกซ์

เมื่อเรียงสมการที่ (2.25) จาก $k=0$ ไปถึง n เป็นระบบสมการเชิงเส้นแล้ว ระบบสมการนี้สามารถเขียนในรูปแบบสมการเมทริกซ์ได้ดังนี้

$$(\Gamma \Gamma^T) \mathbf{a} = \Gamma \mathbf{x}_p \quad (2.30)$$

จากสมการที่ (2.30) หาค่า \mathbf{a} ได้ดังนี้

$$\mathbf{a} = (\Gamma\Gamma^T)^{-1} \Gamma \mathbf{x}_p \quad (2.31)$$

สังเกตว่าค่าสมาชิกในเมทริกซ์ Γ ตามสมการที่ (2.25) เป็นค่าคงที่ไม่ขึ้นกับสัญญาณ \mathbf{x}_p ดังนั้นจึงสามารถคำนวณ $(\Gamma\Gamma^T)^{-1} \Gamma$ ไว้ล่วงหน้า ส่งผลให้การกรองด้วยวงจรรองขาริสกี-โกเลย์ เป็นเสมือนการคูณเมทริกซ์ค่าคงที่กับสัญญาณซึ่งประมวลได้รวดเร็ว

ในกรณีที่ต้องการทำให้เส้นขอบของวงปิดราบเรียบนั้น ทำได้โดยการสร้างสัญญาณให้เป็นรูปแบบวนลูป (Cyclic) กล่าวคือ หาก \mathbf{x} เป็นสัญญาณที่มีความยาว q แล้ว กำหนดให้

$$x_p = \begin{cases} x_{p+q} & ; -q+1 \leq p \leq 0 \\ x_p & ; 1 \leq p \leq q \\ x_{p-q} & ; q+1 \leq p \leq 2q \end{cases} \quad (2.32)$$

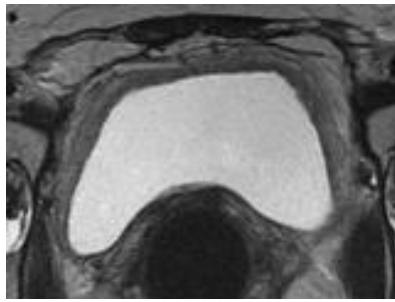
บทที่ 3 กรรมวิธีที่นำเสนอ

วัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ คือการหาพื้นที่กระเพาะปัสสาวะในภาพเอ็มอาร์ไอเพื่อช่วยวางแผนรักษามะเร็งปากมดลูกด้วยการใส่แร่ จากการทบทวนวรรณกรรมในบทที่ 2 ร่วมกับการวิเคราะห์ภาพเอ็มอาร์ไอ พบว่ามีแนวคิดบางส่วนที่สามารถนำมาประยุกต์ใช้ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้ แต่ไม่สามารถนำมาใช้ได้ทั้งหมด เนื่องจากกรรมวิธีที่กล่าวมาในบทที่ 2 [13-15, 17-19] มีจุดประสงค์เพื่อช่วยวางแผนรักษามะเร็งกระเพาะปัสสาวะ ซึ่งขอบเขตกระเพาะปัสสาวะชัดเจน เนื่องจากเป็นภาพตามแนวแกนมาตรฐาน (แนวแกนตั้งฉากกับอวัยวะที่ต้องการตรวจ เพื่อให้อวัยวะที่สนใจอยู่กึ่งกลางภาพและแสดงรายละเอียดมากที่สุด) จึงไม่ได้คำนึงถึงความไม่ชัดเจนที่เกิดในภาพแนวแกนไม่มาตรฐาน การเพี้ยนของความหนาของผนังกระเพาะปัสสาวะที่เกิดจากการถ่ายภาพในแนวแกนไม่ตั้งฉาก การบีบอัดของกระเพาะปัสสาวะจากแท่งนำแร่และสำลี และบริเวณภายในกระเพาะปัสสาวะ (Lumen) มีการกระจายตัวความสว่างที่อาจไม่คงที่ ดังนั้นวิธีที่นำเสนอมาก่อนหน้านี้ จึงไม่เหมาะสมที่จะนำมาใช้ในภาพเอ็มอาร์ไอที่ใช้ในงานรังสีรักษามะเร็งปากมดลูก ซึ่งเป็นภาพตามแนวแกนแท่งนำแร่ไม่ได้เป็นภาพตามแกนมาตรฐานและมีการกระจายตัวความสว่างภายในกระเพาะปัสสาวะไม่จำเป็นที่ต้องคงที่

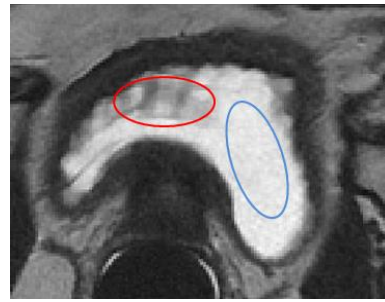
ภาพเอ็มอาร์ไอที่ใช้ในงานรังสีรักษานี้เป็นประเภท T2 weighted ความสว่างของผนังกระเพาะปัสสาวะและเนื้อเยื่อข้างเคียงมีลักษณะใกล้เคียงกัน ส่งผลให้ขอบเขตของกระเพาะปัสสาวะไม่ชัดเจน หรือหายไปในบางบริเวณ ในทำนองเดียวกับวิธีที่ถูกนำเสนอมาโดยนักวิจัยก่อนหน้านี้ การหาขอบด้านนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะจะอ้างอิงรูปร่างของขอบด้านใน ดังนั้นความถูกต้องของขอบด้านใน จึงส่งผลกระทบต่อผลการหาขอบด้านนอกด้วย สำหรับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จะนำเสนอทั้งในวิธีการหาขอบด้านใน (ตอนที่ 3.1) และขอบด้านนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะ (ตอนที่ 3.2)

3.1 กรรมวิธีหาขอบด้านในของผนังกระเพาะปัสสาวะ

จากการศึกษาภาพเอ็มอาร์ไอที่ใช้ในงานรังสีรักษามะเร็งปากมดลูก พบว่าความสว่างภายในกระเพาะปัสสาวะมีทั้งแบบการกระจายตัวสม่ำเสมอ (รูปที่ 3.1(ก)) และไม่สม่ำเสมอ (รูปที่ 3.1(ข)) จากรูปที่ 3.1(ข) สังเกตได้ว่าความสว่างบางส่วนของกระเพาะปัสสาวะมีการกระจายตัวที่ใกล้เคียงกัน (ภายในวงสีน้ำเงิน) ในรูปแบบเดียวกับรูปที่ 3.1(ก) แต่มีบางบริเวณที่การกระจายตัวความสว่างแตกต่างกันมาก (ภายในวงสีแดง) ส่งผลให้การหาเส้นขอบด้วยกรรมวิธี CDLS[13] และกรรมวิธีของ Ma และคณะ[17] ได้ผลลัพธ์ที่ไม่ถูกต้อง ดังแสดงในรูปที่ 3.2(ก) และรูปที่ 3.2(ข) ตามลำดับ



(ก)

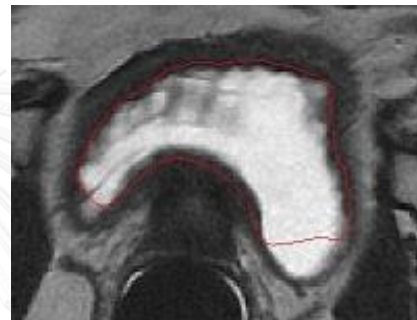


(ข)

รูปที่ 3.1 ความสว่างภายในกระเพาะปัสสาวะ (ก) แบบกระจายความสว่างสม่ำเสมอ (ข) แบบกระจายความสว่างไม่สม่ำเสมอ ดังเช่น พื้นที่ภายในวงสีแดง ซึ่งมีการกระจายความสว่างกว้างกว่าพื้นที่ภายในวงสีน้ำเงิน



(ก)

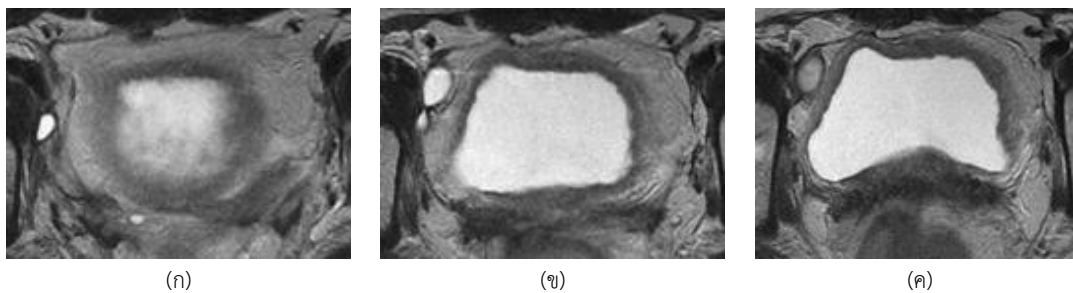


(ข)

รูปที่ 3.2 ผลลัพธ์ของการหาขอบในของผนังกระเพาะปัสสาวะในรูปที่ 3.1(ข) ด้วย

(ก) กรรมวิธี CDLS (ข) กรรมวิธีของ Ma และคณະ (แสดงด้วยเส้นสีแดง)

วิธีหนึ่งที่สามารถลดผลกระทบของการกระจายตัวความสว่างที่ไม่สม่ำเสมอได้คือการใช้ข้อมูลรูปร่างเข้ามาเกี่ยวข้อง ทว่ารูปร่างของกระเพาะปัสสาวะเปลี่ยนไปตามกายวิภาคเฉพาะบุคคลและปริมาณปัสสาวะในขณะนั้น และถึงแม้เป็นคนไข้คนเดียวกัน ภาพที่ได้ในแต่ละสไลด์ของชุดภาพหนึ่งมีรูปร่างกระเพาะปัสสาวะที่แตกต่างกันได้ ดังแสดงในรูปที่ 3.3 ดังนั้นจึงไม่สามารถหาลักษณะกลางมาเป็นแม่แบบ (Template) ได้ Qin และคณະ[14] จึงได้นำเสนอให้นำรูปร่างกระเพาะปัสสาวะในสไลด์ที่ติดกันมาเป็นแม่แบบภายใต้สมมุติฐานที่ว่าจะต้องมีสไลด์ที่สามารถหาพื้นที่ภายในของกระเพาะปัสสาวะได้ถูกต้องอย่างน้อย 1 สไลด์ในชุดภาพ แต่ในทางปฏิบัติ มีบางชุดภาพที่กระเพาะปัสสาวะมีการกระจายตัวความสว่างภายในไม่คงที่ทุกสไลด์ ทำให้ไม่สามารถใช้วิธีที่นำเสนอก่อนหน้านี้หาพื้นที่กระเพาะปัสสาวะได้ถูกต้องแม้แต่สไลด์เดียว



รูปที่ 3.3 รูปร่างกระเพาะปัสสาวะที่แตกต่างในแต่ละสไลด์จากชุดภาพเดียวกัน

เพื่อแก้ปัญหาดังกล่าวข้างต้น วิทยานิพนธ์ฉบับนี้จึงเสนอวิธี “เลเวลเซตที่ใช้ผลต่างของค่าเฉลี่ยความสว่างแบบมีทิศทาง” (Directional Local Mean Difference Level Set Method; DLMD-LS) โดยกรรมวิธีนี้หาพื้นที่ด้านในของกระเพาะปัสสาวะโดยอ้างอิงจากการกระจายค่าความสว่างอย่างเดียว ส่งผลให้รูปร่างกระเพาะปัสสาวะสามารถเปลี่ยนแปลงได้

3.1.1 หลักการของวิธีเลเวลเซตที่ใช้ผลต่างของค่าเฉลี่ยความสว่างแบบมีทิศทาง

ความสว่างที่ไม่สม่ำเสมอภายในกระเพาะปัสสาวะสามารถพิจารณาเป็นผลของสัญญาณรบกวนได้ สัญญาณรบกวนส่งผลให้ขนาดเกรเดียนต์ของค่าความสว่างมีค่ามาก จึงไม่เหมาะสมที่จะกำหนดค่า $g(\cdot)$ เป็นฟังก์ชันของเกรเดียนต์ของความสว่างดังเช่นในกรรมวิธี CDLS [13] ในทางกลับกันความสว่างภายในมีการกระจายตัวไม่คงที่ การพิจารณา $g(\cdot)$ เป็นฟังก์ชันความสว่างเฉลี่ยของทั้งพื้นที่ ดังเช่นในกรรมวิธีของ Ma และคณะ[17] เป็นการตั้งสมมุติฐานที่ไม่สอดคล้องกับลักษณะภาพ

วิธีหนึ่งที่ใช้ลดผลกระทบของสัญญาณรบกวนได้ คือการหาค่าเฉลี่ยความสว่างแต่ให้ใช้เป็นค่าเฉลี่ยของพื้นที่เล็กๆบริเวณจุดภาพ (Pixel) ที่สนใจเท่านั้นแทนที่จะใช้ค่าเฉลี่ยของทั้งพื้นที่ ดังเช่นกรรมวิธีของ Ma และคณะ[17] เพื่อลดปัญหาการกระจายค่าความสว่างที่ไม่สม่ำเสมอในบริเวณภายในกระเพาะปัสสาวะ

ภาพเอ็มอาร์ไอประเภท T2 weight มีลักษณะความสว่างของพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะผนังกระเพาะปัสสาวะและเนื้อเยื่อรอบๆที่ค่อนข้างแน่นอน กล่าวคือ พื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะมีความสว่างสูงสุดขณะที่ผนังกระเพาะปัสสาวะมีความสว่างต่ำสุด จึงสามารถนำมาใช้กำหนดตำแหน่งของขอบด้านในของผนังกระเพาะปัสสาวะเป็นบริเวณที่พื้นที่ภายในมีความสว่างเฉลี่ยสูงกว่าพื้นที่ภายนอกด้วย

3.1.2 วิธีเลเวลเซตที่ใช้ผลต่างของค่าเฉลี่ยความสว่างแบบมีทิศทาง

อ้างอิงหลักการในตอนต้นที่ 3.1.1 เราสามารถพิจารณาขนาดฟังก์ชัน $g(\cdot)$ เป็นฟังก์ชันที่มีค่าต่ำสุด เมื่อความสว่างเฉลี่ยของพื้นที่ภายในและพื้นที่ภายนอกต่างกันมาก สำหรับการกำหนดให้ $g(\cdot)$ มีค่าต่ำสุดเฉพาะบริเวณที่พื้นที่ด้านในสว่างกว่าด้านนอกสามารถทำได้ในลักษณะเดียวกับกรรมวิธี CDLS แต่ให้พิจารณาเป็นผลต่างค่าเฉลี่ยความสว่างแทนที่จะพิจารณาทิศโดยอ้างอิงจากค่า $\nabla(G_\sigma * I) \cdot \nabla \phi$

ฟังก์ชัน $g(\cdot)$ ของวิธี DLMD-LS สามารถเขียนได้ตามสมการที่ (3.1)

$$g(\mathbf{x}) = H(\Psi(\mathbf{x})) \exp\left(-\frac{\Psi(\mathbf{x})}{2\sigma^2}\right) + (1 - H(\Psi(\mathbf{x}))) \quad (3.1)$$

เมื่อ σ^2 คือ พารามิเตอร์ที่ผู้ใช้กำหนด โดยมีค่าขึ้นกับสัญญาณรบกวนของภาพนั้นๆ

$\Psi(\mathbf{x})$ คือ ฟังก์ชันที่นิยามตามสมการที่ (3.2)

$$\Psi(\mathbf{x}) = \mu_{in}(\mathbf{x}) - \mu_{out}(\mathbf{x}) \quad (3.2)$$

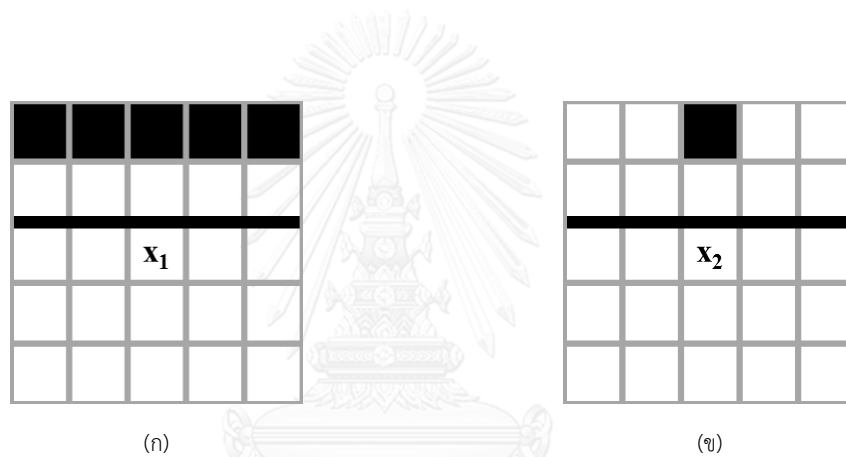
เมื่อ $\mu_{in}(\mathbf{x})$ และ $\mu_{out}(\mathbf{x})$ คือค่าเฉลี่ยของความสว่างของพื้นที่ภายในและพื้นที่ภายนอก Γ ตามลำดับ ทั้งนี้คำนวณค่าเฉลี่ยความสว่างเฉพาะภายในวินโดว์ขนาด $n \times n$ จุดภาพ ที่มี \mathbf{x} เป็นจุดศูนย์กลางเท่านั้น

ฟังก์ชัน $g(\cdot)$ ตามสมการที่ (3.1) มีสมบัติที่อนุญาตให้ Γ เคลื่อนที่ในบริเวณที่มีสัญญาณรบกวนพื้นที่เล็กๆ และหยุดบริเวณผนังกระเพาะปัสสาวะ ซึ่งสมบัตินี้สามารถอธิบายโดยอ้างอิงจากรูปที่ 3.4 ได้ดังนี้ รูปที่ 3.4(ก) และ รูปที่ 3.4(ข) แสดงภาพจำลองอย่างง่าย กรณี Γ อยู่ใกล้ผนังกระเพาะปัสสาวะ (พื้นที่สีดำขนาดใหญ่) และกรณี Γ อยู่บริเวณที่มีการกระจายตัวความสว่างไม่คงที่ (พื้นที่สีดำขนาดเล็ก) ตามลำดับ กำหนดให้จุดภาพสีขาว และสีดำมีความสว่างที่ 255 และ 0 ตามลำดับ และใช้วินโดว์ขนาด 5×5 จุดภาพ ในการคำนวณความสว่างเฉลี่ย เส้นหนาในรูปแสดงเส้น Γ ค่า μ_{in} และ μ_{out} ที่ตำแหน่ง \mathbf{x}_1 ในรูปที่ 3.4(ก) มีค่า 255 และ 128 ตามลำดับ ขณะที่ μ_{in} และ μ_{out} ที่ตำแหน่ง \mathbf{x}_2 ในรูปที่ 3.4(ข) มีค่า 255 และ 230 ตามลำดับ จะเห็นได้ว่า ในกรณีที่ Γ ใกล้ผนังกระเพาะปัสสาวะ ความแตกต่างของ μ_{in} และ μ_{out} มีค่า 128 (50% ของช่วงความสว่าง) ขณะที่หาก Γ ใกล้บริเวณการกระจายตัวไม่คงที่ ความแตกต่างของ μ_{in} และ μ_{out} มีค่าเพียง 25 (9.8% ของช่วงความสว่าง) เนื่องจากความแตกต่างของ μ_{in} และ μ_{out} ในรูปที่ 3.4(ก) และ รูปที่ 3.4(ข) มีค่าต่างกันมาก จึงเป็นการง่ายที่จะกำหนด σ^2 ใน $g(\cdot)$ ที่ทำให้ $g(\cdot)$ เข้าสู่ศูนย์ (Γ หยุดการขยายตัว) เมื่อ Γ ใกล้ผนังกระเพาะปัสสาวะในรูปที่ 3.4(ก) และ $g(\cdot)$ มีค่าไม่เข้าสู่ศูนย์ (Γ ขยายตัว) เมื่ออยู่บริเวณการกระจายความสว่างไม่คงที่ ในรูปที่ 3.4(ข)

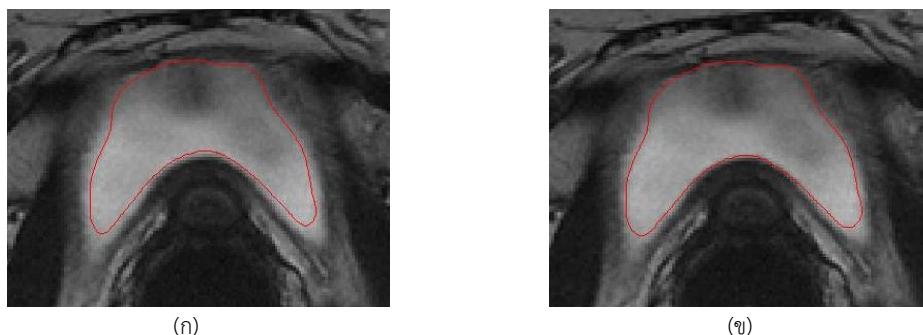
ในกรรมวิธี DLMD-LS จึงต้องมีการขยายเส้นขอบอยู่เล็กน้อย เพื่อให้ผลลัพธ์ที่ถูกต้องมากขึ้น ดังรูปที่ 3.5 ซึ่งเมื่อขยายเส้นขอบที่ได้จาก Γ เมื่อใช้วินโดวขนาด 5×5 จุดภาพ (รูปที่ 3.5(ก)) ออกไป 1 จุดภาพแล้ว แสดงดังรูปที่ 3.5(ข) พบว่าเส้นขอบจะแนบชิดผนังด้านในกระเพาะปัสสาวะมากขึ้น สำหรับระยะที่จำเป็นต้องขยายจะพิจารณาจากการทดลองในหัวข้อที่ 4.3.1.2

เราสามารถสรุปขั้นตอนการทำงานของ DLMD-LS ได้ดังนี้

- (1) การแบ่งภาพด้วยกรรมวิธีเลเวลเซตตามสมการที่ (2.9) โดยเปลี่ยนนิยาม $g(\cdot)$ เป็นตามสมการที่ (3.1)
- (2) การขยายเส้นขอบออกไป m จุดภาพ โดย m ขึ้นกับขนาดของวินโดว



รูปที่ 3.4 การหยุดของ Γ จาก $g(\cdot)$ ของกรรมวิธี DLMD-LS เมื่อ Γ แสดงด้วยเส้นหนา (ก) เมื่อ Γ เข้าใกล้ผนังกระเพาะปัสสาวะ (ข)เมื่อ Γ เข้าใกล้พื้นที่ที่มีการกระจายความสว่างไม่คงที่

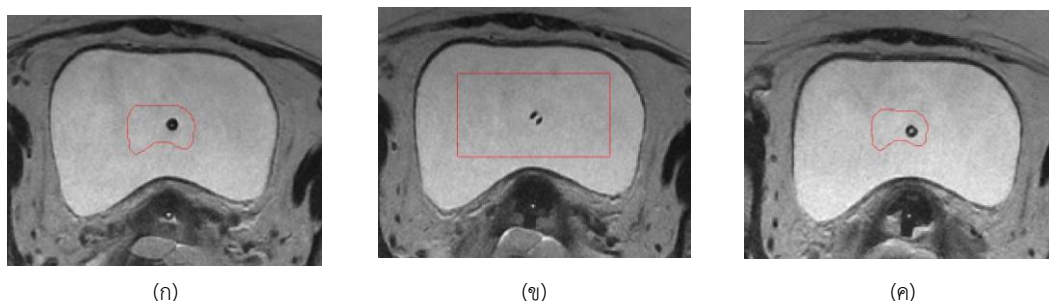


รูปที่ 3.5 ผลการแบ่งส่วนภาพ (แสดงด้วยเส้นสีแดง) ด้วยกรรมวิธี DLMD-LS (ก) ทันทีหลังจากที่ Γ หยุดการเปลี่ยนแปลง (ข) หลังการขยายขนาด Γ ไป 1 จุดภาพ

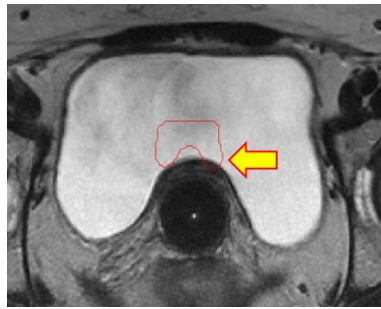
3.1.3 การปรับเส้นขอบเริ่มต้นในชุดภาพ

ในวิธีเลเวลเซตที่ใช้ $g(\cdot)$ แบบอ้างอิงค่าเกรเดียนต์นั้น การเคลื่อนที่ของเส้นขอบจะถูกกำหนดให้มีทิศทางเดียวคือขยายออกหรือหดเข้าเท่านั้น จากลักษณะภาพและความง่ายในการกำหนดเส้นขอบเริ่มต้น จึงเลือกให้เส้นขอบมีการเคลื่อนที่แบบขยายออก โดยกำหนดเส้นขอบเริ่มต้นเป็นวงปิดวางอยู่กึ่งกลางพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะ แสดงดังรูปที่ 3.6(ข) อย่างไรก็ตามใน 1 ชุดภาพเอ็มอาร์ไอประกอบด้วยภาพหลายสไลด์ หากให้ผู้ใช้กำหนดเส้นขอบเริ่มต้นเองทุกสไลด์จะเสียเวลามาก ดังนั้นในกรรมวิธีที่นำเสนอจะให้ผู้ใช้งานกำหนดเส้นขอบเริ่มต้นที่สไลด์กลางของชุดภาพ (สไลด์ที่ j) เท่านั้น เนื่องจากสไลด์กลางของชุดภาพเป็นภาพที่ชัดเจน ถึงแม้ว่าใน 1 ชุดภาพลักษณะกระเพาะปัสสาวะจะไม่เหมือนกันทุกสไลด์ แต่ในสไลด์ที่ติดกันยังมีความคล้ายกันอยู่มาก ดังนั้นจึงเริ่มกำหนดตำแหน่งเริ่มต้นจากสไลด์กลาง โดยเส้นขอบเริ่มต้นของสไลด์ที่อยู่ถัดจากสไลด์กึ่งกลาง (สไลด์ที่ $j-1$ หรือ $j+1$) คือผลลัพธ์จากการแบ่งส่วนภาพของสไลด์กลางที่ถูกย่อส่วนลง 30% แสดงดังรูปที่ 3.6(ก) และ(ค) ตามลำดับ

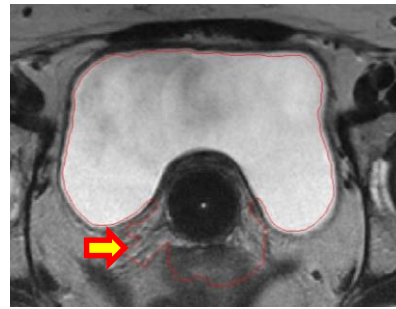
จากแผนการตัดภาพและลักษณะการวางตัวของกระเพาะปัสสาวะ พบว่าใน 1 ชุดภาพตำแหน่งของกระเพาะปัสสาวะในทุกๆสไลด์จะเขยิบขึ้นด้านบนเล็กน้อย กล่าวคือเคลื่อนที่จากด้านหน้าถึงด้านหลัง การที่กระเพาะปัสสาวะไม่ได้อยู่ที่ตำแหน่งเดียวกันตลอดทุกสไลด์ส่งผลให้ต้องกำหนดเส้นขอบเริ่มต้นของแต่ละสไลด์ที่ตำแหน่งต่างกัน กล่าวคือให้จุดศูนย์กลางของเส้นขอบเริ่มต้นของสไลด์ก่อนสไลด์กลาง (สไลด์ที่ $j-k, k \in I^+$) เลื่อนไปทางด้านล่าง(ด้านหลัง) ในทางกลับกันหากเป็นสไลด์หลังสไลด์กลาง (สไลด์ที่ $j+k, k \in I^+$) จะกำหนดให้เลื่อนขึ้นทางด้านบน(ด้านหน้า) โดยจะเลื่อนจุดศูนย์กลางของเส้นขอบเริ่มต้นครั้งละ 1 จุดภาพ ทุกๆ 2 สไลด์ หากไม่ทำการเขยิบจุดศูนย์กลางตามลักษณะการวางตัวที่เปลี่ยนแปลงแล้ว อาจพบเส้นขอบเริ่มต้นที่เลยออกนอกบริเวณภายในกระเพาะปัสสาวะ ดังรูปที่ 3.7(ก) ซึ่งทำให้ผลการแบ่งส่วนผิดพลาด ดังรูปที่ 3.7(ข)



รูปที่ 3.6 เส้นขอบเริ่มต้น (เส้นสีแดง) (ก) สไลด์ $j-1$ จากการย่อขนาดของผลการแบ่งส่วนภาพที่สไลด์ j (ข) เส้นขอบเริ่มต้นที่ผู้ใช้กำหนดในสไลด์ j (ค) สไลด์ $j+1$ จากการย่อขนาดของผลการแบ่งส่วนภาพที่สไลด์ j



(ก)

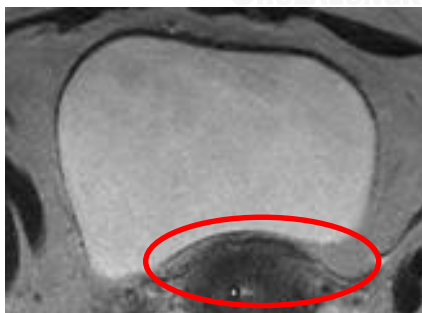


(ข)

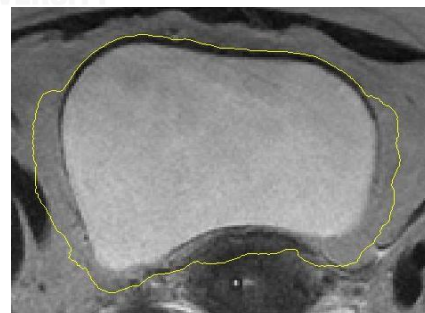
รูปที่ 3.7 ผลการหาขอบด้านในของผนังกระเพาะปัสสาวะผิดปกติ เนื่องจากเส้นขอบเริ่มต้นครอบคลุมทั้งบริเวณภายในและผนังกระเพาะปัสสาวะ (ก) เส้นขอบเริ่มต้น (เส้นสีแดง)
(ข) ผลการหาขอบในของผนังกระเพาะปัสสาวะ (เส้นสีแดง)

3.2 กรรมวิธีหาขอบด้านนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะ

ผนังกระเพาะปัสสาวะและเนื้อเยื่อข้างเคียงในภาพเอ็มอาร์ไอ แบบ T2 weighted มีความสว่างใกล้เคียงกันมากในบางพื้นที่ เช่น บริเวณระหว่างกระเพาะปัสสาวะและช่องคลอด (วงสีแดงในรูปที่ 3.8(ก)) ส่งผลให้การหาขอบด้านนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะด้วยการปรับกรรมวิธี DLMD-LS ในรูปแบบเดียวกับ CDLS ที่ให้เส้นขอบหยุดเมื่อมีขอบชัดเจนบริเวณที่ความสว่างภายใน (ผนังกระเพาะปัสสาวะ) น้อยกว่าภายนอก (เนื้อเยื่อโดยรอบ) เป็นวิธีที่ไม่มีประสิทธิภาพ ดังแสดงผลการหาขอบด้วยวิธี DLMD-LS ในรูปที่ 3.8(ข) ซึ่งเส้นขอบล้าไปในบริเวณช่องคลอดและเนื้อเยื่ออื่นๆข้างเคียง ทั้งนี้เส้นขอบที่แสดงเป็นเส้นขอบที่หยุดจากจำนวนรอบที่กำหนด มิได้เกิดจากการลู่เข้าสู่ศูนย์ของฟังก์ชัน $g(\cdot)$



(ก)



(ข)

รูปที่ 3.8 ผลการหาขอบด้านนอกผนังกระเพาะปัสสาวะด้วยกรรมวิธี DLMD-LS
(ก) พื้นที่ระหว่างกระเพาะปัสสาวะและช่องคลอด (วงสีแดง)
(ข) ผลการแบ่งส่วนเพื่อหาขอบด้านนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะ (เส้นสีเหลือง)

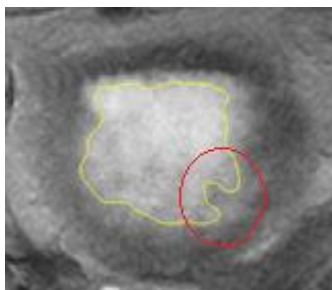
3.2.1 หลักการของวิธีการหาขอบด้านนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะ

กรรมวิธีหาขอบด้านนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะในวิทยานิพนธ์นี้อ้างอิงจากแนวปฏิบัติของรังสีแพทย์ กล่าวคือ เริ่มพิจารณาจากบริเวณรอบผนังด้านนอกกระเพาะปัสสาวะ ว่ามีส่วนที่เห็นขอบชัดเจน ร่วมกับการประมาณบริเวณที่เห็นขอบไม่ชัดเจนโดยอ้างอิงจากรูปร่างของผนังด้านในของกระเพาะปัสสาวะ และความหนาของกระเพาะปัสสาวะตามสรีระของคนไข้ โดยเส้นขอบที่ได้ควรมีความราบเรียบ ไม่หักบิดงอไปมา

สำหรับความหนาของกระเพาะปัสสาวะนั้น เมื่อพิจารณาลักษณะของผนังกระเพาะปัสสาวะในงานรังสีรักษามะเร็งปากมดลูก พบว่าความหนาของกระเพาะปัสสาวะมีค่าต่างจากความหนาปกติ โดยค่าที่แตกต่างกันนี้ขึ้นกับระยะหรือช่วงเวลาการรักษาของผู้ป่วย และความหนาไม่ได้เท่ากันทุกบริเวณ กล่าวคือความหนาระหว่างกระเพาะปัสสาวะกับช่องคลอดมีค่าน้อยกว่าบริเวณอื่น เนื่องจากถูกบีบอัดโดยสำลีและแท่งนำแร่ ดังนั้นความหนาของกระเพาะปัสสาวะในกรรมวิธีที่นำเสนอ จึงเป็นค่าที่ผู้ใช้เปลี่ยนแปลงได้ และมีความหนาที่ใช้พิจารณาแยกเป็น 2 บริเวณ คือบริเวณด้านหน้าและด้านหลัง

3.2.2 กรรมวิธีการหาขอบด้านนอก

ผนังกระเพาะปัสสาวะด้านในบางส่วน อาจมีลักษณะเว้าแหว่ง เป็นพื้นที่แคบๆ เช่น พื้นที่ภายในวงสีแดงของรูปที่ 3.9 แต่ลักษณะของผนังกระเพาะปัสสาวะด้านนอกไม่มีลักษณะการเว้าเข้า เช่นนี้ ดังนั้นเพื่อป้องกันความผิดพลาดในการหาขอบด้านนอก จึงต้องกำจัดขอบด้านในของกระเพาะปัสสาวะในรูปแบบนี้ออกจากการพิจารณาก่อนที่จะหาจุดภาพที่น่าจะเป็นขอบด้านนอกจากตำแหน่งของจุดภาพขอบด้านใน และทำให้เส้นขอบราบเรียบด้วยวงจรรองซาวิตสกี-โกลเลย์ (Savitzky-Golay) ขั้นตอนการทำงานทั้งหมดสามารถสรุปได้ดังนี้



รูปที่ 3.9 ขอบด้านในของผนังกระเพาะปัสสาวะที่มีลักษณะเว้าแหว่ง (วงสีแดง)

อินพุท (Input) : Γ_{inner} : เส้นขอบของผนังกระเพาะปัสสาวะด้านใน

\mathbf{x}_i : ตำแหน่งของจุดภาพที่ i บน Γ_{inner} ($i = 1, 2, \dots, m$)

m : จำนวนจุดภาพบน Γ_{inner}

ϕ_{inner} : ค่าของฟังก์ชันระยะแบบมีเครื่องหมายของ Γ_{inner}

T_{anterior} : ความหนาสูงสุดของผนังกระเพาะปัสสาวะด้านหน้า

$T_{\text{posterior}}$: ความหนาสูงสุดของผนังกระเพาะปัสสาวะด้านหลัง

$T_{\text{intensity}}$: ขนาดเกรเดียนต์ความสว่างต่ำสุดที่แสดงขอบด้านนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะ

เอาต์พุท (Output) : \mathbf{y}_i : ตำแหน่งของจุดภาพที่ i ที่ใช้สร้างเส้นขอบ Γ_{outer}

Γ_{outer} : เส้นขอบของผนังกระเพาะปัสสาวะด้านนอก

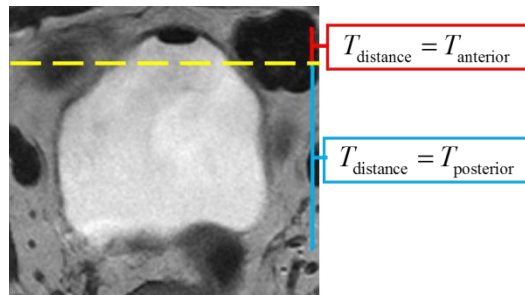
- 1) คำนวณทังเจนท (Tangent) กับ Γ_{inner} ที่ \mathbf{x}_i จากค่าเกรเดียนต์ของตำแหน่งของจุดภาพและแสดงทังเจนทด้วยเวกเตอร์ขนาดหนึ่งหน่วย (Unit Vector) \mathbf{t}_i ดังนี้

$$\mathbf{t}_i = (t_{ix}, t_{iy}) = \begin{cases} \frac{\mathbf{x}_{i+1} - \mathbf{x}_i}{\|\mathbf{x}_{i+1} - \mathbf{x}_i\|} & ; i \neq m \\ \frac{\mathbf{x}_1 - \mathbf{x}_m}{\|\mathbf{x}_1 - \mathbf{x}_m\|} & ; i = m \end{cases} \quad (3.3)$$

- 2) คำนวณทังเจนทตั้งฉาก (Normal) กับ Γ_{inner} และพุ่งออกจากกระเพาะปัสสาวะที่ตำแหน่ง \mathbf{x}_i โดยหาก \mathbf{x}_i เรียงตัวในทิศทวนเข็มนาฬิกาแล้ว เวกเตอร์ขนาดหนึ่งหน่วยแสดงทังเจนทตั้งฉากและพุ่งออก (\mathbf{n}_i) สามารถคำนวณได้จาก \mathbf{t}_i ดังนี้

$$\mathbf{n}_i = (n_{ix}, n_{iy}) = (t_{iy}, -t_{ix}) \quad (3.4)$$

- 3) หากเส้นที่ลากจาก \mathbf{x}_i ไป $\mathbf{x}_i + (2T_{\text{posterior}} + 1)\mathbf{n}_i$ ผ่านบริเวณที่มีเครื่องหมายของ ϕ_{inner} ทั้งบวก(อยู่ภายนอก Γ_{inner}) และลบ(อยู่ภายใน Γ_{inner}) แสดงว่า \mathbf{x}_i อยู่บริเวณเว้าเข้าเป็นทางแคบๆให้ตัดตำแหน่ง \mathbf{x}_i ออกจากการหาขอบด้านนอก กล่าวคือไม่นำ \mathbf{x}_i ไปคำนวณในขั้นตอนที่เหลือ



รูปที่ 3.10 การกำหนดระยะ T_{distance} เป็น 2 ค่า โดยให้ช่วงบน 10% ใช้ T_{anterior} และช่วงล่างที่เหลือใช้ $T_{\text{posterior}}$

- 4) สำหรับทุก \mathbf{x}_i ที่เหลือจากขั้นตอนที่ 3 ให้หาขอบนอกรอบ \mathbf{x}_i ดังวิธีต่อไปนี้
 - 4.1) กำหนดให้ $k=1$
 - 4.2) กำหนดให้ระยะที่ขอบด้านนอกอยู่ห่างจาก \mathbf{x}_i มากที่สุดคือ T_{distance} ซึ่งคำนวณได้ดังนี้ (รูปที่ 3.10)
 - (i) $T_{\text{distance}} = T_{\text{anterior}}$ เมื่อ \mathbf{x}_i อยู่ในช่วงด้านหน้า 10% ของกระเพาะปัสสาวะ
 - (ii) $T_{\text{distance}} = T_{\text{posterior}}$ เมื่อ \mathbf{x}_i อยู่บริเวณอื่นของกระเพาะปัสสาวะ
 - 4.3) ถ้าค่าเกรเดียนต์ความสว่างที่ตำแหน่ง $\mathbf{x}_i + k \cdot \mathbf{n}_i$ มีค่ามากกว่า $T_{\text{intensity}}$ ให้ $\mathbf{y}_i = \mathbf{x}_i + k \cdot \mathbf{n}_i$ และจบการหาขอบด้านนอกรอบ \mathbf{x}_i
 - 4.4) เพิ่มค่า k ไป 1
 - 4.5) ถ้า k มากกว่า T_{distance} ให้ $\mathbf{y}_i = \mathbf{x}_i + \lceil 0.7 \cdot T_{\text{distance}} \rceil \mathbf{n}_i$ และจบการหาขอบด้านนอกรอบ \mathbf{x}_i มิฉะนั้นกลับไปขั้นตอนที่ 4.3)
- 5) เนื่องจากขอบด้านนอกในบางภาพเป็นช่องอากาศทำให้มีความหนาเป็นค่า T_{anterior} ติดกันเป็นจำนวนมาก ดังนั้นหากบริเวณด้านหน้ามีความหนาเป็นค่า T_{anterior} เกินครึ่งหนึ่งของความกว้างกระเพาะปัสสาวะและคิดเป็นปริมาณมากกว่า 40% ของจุดภาพในช่วง 10% ของด้านหน้าของกระเพาะปัสสาวะแล้วให้ทุกจุดที่อยู่ระหว่างบริเวณที่มีความหนา T_{anterior} เป็น T_{anterior} ทั้งหมด มิฉะนั้นถือว่าจุดที่มีความหนา T_{anterior} เป็นค่าที่ผิดพลาดให้ตัดทิ้ง
- 6) ทำให้เส้นขอบ Γ_{outer} ที่ได้ราบเรียบมากขึ้นด้วยการนำตำแหน่ง \mathbf{y}_i ผ่านวงจรรองซาวีสกี-โกเลย์ อันดับที่ 1 ที่ใช้ความยาวข้อมูล 17 จุดภาพในการสร้างฟังก์ชันพหุนาม

บทที่ 4

ผลการทดลอง

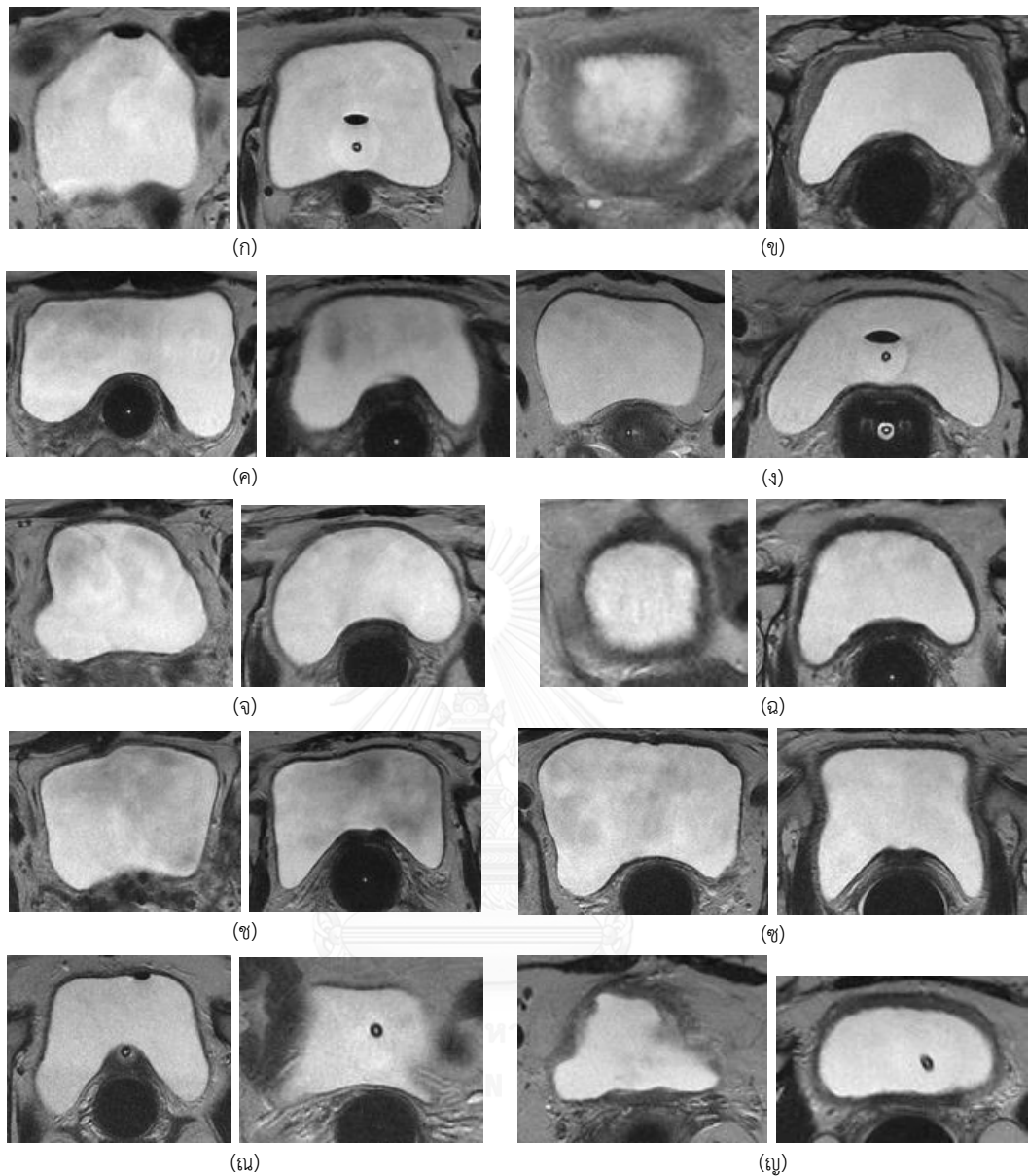
บทนี้นำเสนอการทดลองเพื่อประเมินประสิทธิภาพการแบ่งส่วนกระเพาะปัสสาวะตามกรรมวิธีที่นำเสนอในบทที่ 3 โดยจะแบ่งเป็น 4 หัวข้อคือ ข้อมูลภาพที่ใช้ในการทดลอง (ตอนที่ 4.1) เกณฑ์ที่ใช้เปรียบเทียบประเมินประสิทธิภาพ (ตอนที่ 4.2) การประเมินประสิทธิภาพการแบ่งส่วนผนังด้านในของกระเพาะปัสสาวะ (ตอนที่ 4.3) และผนังด้านนอกของกระเพาะปัสสาวะ (ตอนที่ 4.4) วิธีที่นำเสนอในวิทยานิพนธ์นี้จะถูกนำมาเปรียบเทียบกับกรรมวิธีเลเวตเซตแบบมีทิศทาง (Coupled Directional Level Set; CDLS)[13] และกรรมวิธีของ Ma และคณะ [17]

กรรมวิธีทั้งหมดถูกเขียนด้วยโปรแกรม MATLAB 7.12.0. บนคอมพิวเตอร์ที่ใช้ระบบปฏิบัติการ Microsoft Window 7.0 มี CPU คือ Intel Core2 Quad 2.83 GHz และมีหน่วยความจำขนาด 4.0 GB

4.1 ข้อมูลภาพที่ใช้ในการทดลอง

ข้อมูลภาพที่ใช้ในการทดลองเป็นภาพเอ็มอาร์ไอ T2 weighted บริเวณอุ้งเชิงกรานของผู้ป่วยที่ได้รับการรักษามะเร็งปากมดลูกด้วยการใส่แร่ ภายใต้การดูแลของสาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ จำนวน 10 คน คนละ 10 สไลด์ติดกัน โดยทุกสไลด์แสดงลักษณะกระเพาะปัสสาวะชัดเจนและมีเพียง 1 บริเวณ สไลด์ทุกสไลด์มีขนาด 256×256 จุดภาพ แต่ละจุดภาพมีขนาด 0.7×0.7 ตารางมิลลิเมตร ถ่ายจากเครื่องเอ็มอาร์ไอ ยี่ห้อ GE Signa HDxt ความเข้มสนามแม่เหล็ก 1.5 เทสลา

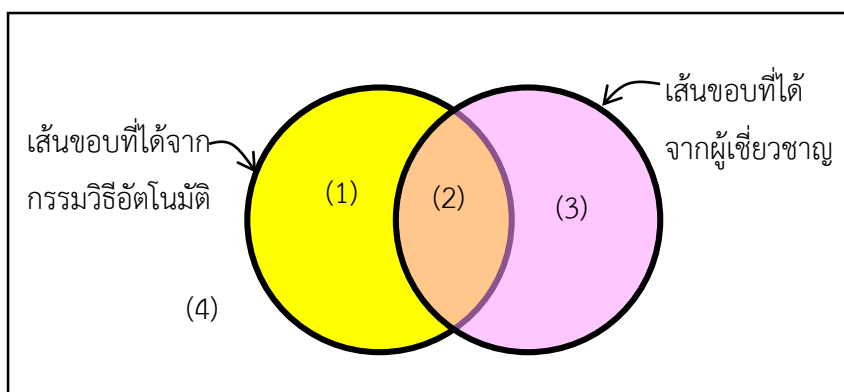
หากผู้ใช้ต้องการค่าพารามิเตอร์ของแต่ละกรรมวิธีให้กับทุกสไลด์ในแต่ละชุดภาพนั้นจะใช้เวลาสูง ซึ่งในทางปฏิบัติแล้วเวลาที่ใช้หาค่าพารามิเตอร์อาจจะสูงกว่าเวลาที่รังสีแพทย์ใช้ในการตัดแบ่งภาพ ดังนั้นเพื่อลดเวลาที่ใช้ในการหาค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสม จึงควรกำหนดค่าพารามิเตอร์จากสไลด์ที่เป็นตัวแทนของชุดข้อมูลเพียงไม่กี่สไลด์ ในการทดลองนี้จึงแบ่งสไลด์ของแต่ละชุดภาพเป็น 2 ส่วนคือ ส่วนที่หนึ่งใช้เพื่อหาค่าพารามิเตอร์ที่ดีที่สุดสำหรับกรรมวิธีการตัดแบ่งภาพแบบต่างๆจำนวน 2 สไลด์ (รูปที่ 4.1) และส่วนที่สองใช้เพื่อวิเคราะห์ประสิทธิภาพการตัดแบ่งภาพด้วยพารามิเตอร์จากส่วนที่หนึ่งจำนวน 8 สไลด์



รูปที่ 4.1 สไลด์ที่ใช้เพื่อหาพารามิเตอร์ที่ดีที่สุดของกรรมวิธีต่างๆ ในแต่ละชุดภาพ (ก) ข้อมูลชุดที่ 1 (ข) ข้อมูลชุดที่ 2 (ค) ข้อมูลชุดที่ 3 (ง) ข้อมูลชุดที่ 4 (จ) ข้อมูลชุดที่ 5 (ฉ) ข้อมูลชุดที่ 6 (ช) ข้อมูลชุดที่ 7 (ซ) ข้อมูลชุดที่ 8 (ณ) ข้อมูลชุดที่ 9 และ (ญ) ข้อมูลชุดที่ 10

4.2 เกณฑ์การประเมินประสิทธิภาพ

ผลลัพธ์จากการกำหนดขอบเขตของผู้เชี่ยวชาญหรือรังสีแพทย์ถือเป็นผลลัพธ์มาตรฐาน (Gold Standard) และถูกนำมาเปรียบเทียบทั้งในเชิงปริมาณ (Quantitative) และเชิงคุณภาพ (Qualitative) การเปรียบเทียบเชิงปริมาณจะเปรียบเทียบโดยอ้างอิงค่าทางสถิติ 3 ค่า ดังนี้



รูปที่ 4.2 แผนภาพแสดงพื้นที่ TP (True Positive) (สีส้ม), FP (False Positive) (สีเหลือง), FN (False Negative) (สีชมพู) และ TN (True Negative) (สีขาว)

- ค่าความไว (Sensitivity) คือสัดส่วนระหว่างพื้นที่ที่ (2) ในรูปที่ 4.2 เทียบกับพื้นที่ภายในเส้นขอบที่ผู้เชี่ยวชาญกำหนด (พื้นที่ที่ (2) และ (3) ในรูปที่ 4.2) กล่าวคือ ผลลัพธ์ที่ได้ครอบคลุมบริเวณได้ครบถ้วนหรือไม่ ค่าความไวสามารถนิยามเป็นสมการได้ดังนี้

$$Sensitivity = \frac{\#TP}{(\#TP + \#FN)} \quad (4.1)$$

เมื่อ #TP และ #FN คือ จำนวนจุดภาพที่ผู้เชี่ยวชาญกำหนดสอดคล้องกับนิยามพื้นที่ภายในเส้นขอบ Γ ที่ได้จากกรรมวิธีอัตโนมัติและที่ขัดแย้งกับนิยามพื้นที่ภายนอกเส้นขอบ Γ ตามลำดับ

- ค่าความเที่ยง (Positive Predictive Value ; PPV) สามารถอธิบายได้โดยอาศัยรูปที่ 4.2 เช่นเดียวกับค่าความไว กล่าวคือค่าความเที่ยงเป็นสัดส่วนระหว่างพื้นที่ที่ (2) เทียบกับพื้นที่ภายในเส้นขอบจากกรรมวิธีอัตโนมัติ (พื้นที่ (1) และ(2)) กล่าวคือ ผลลัพธ์ที่ได้มีความถูกต้องเพียงใด ค่าความเที่ยงสามารถนิยามเป็นสมการได้ดังนี้

$$PPV = \frac{\#TP}{(\#TP + \#FP)} \quad (4.2)$$

เมื่อ #FP คือ จำนวนจุดภาพที่ผู้เชี่ยวชาญกำหนดขัดแย้งกับนิยามพื้นที่ภายใน Γ

- ค่าสัมประสิทธิ์ความคล้ายคลึงของไดซ์ (Dice Similarity Coefficient ;DSC) สามารถอธิบายในทำนองเดียวกับ 2 ค่าข้างต้น โดยอาศัยรูปที่ 4.2 ได้ว่า DSC คือสัดส่วนระหว่างพื้นที่ที่ (2) เทียบกับพื้นที่เฉลี่ยของพื้นที่ที่ได้จากกรรมวิธีที่นำเสนอและที่ได้จากผู้เชี่ยวชาญ ซึ่งพื้นที่ที่ (2) ครอบคลุมพื้นที่ส่วนใหญ่ของพื้นที่ของกรรมวิธีที่นำเสนอและผู้เชี่ยวชาญได้มากก็ยิ่งทำให้ค่านี้เข้าใกล้ 1 มากขึ้น จึงอาจจะพิจารณาว่าค่า DSC คือค่าที่อ้างอิงทั้งค่าความไวและค่าความเที่ยง ค่า DSC สามารถนิยามเป็นสมการได้ดังนี้

$$DSC = \frac{2|A_{segment} \cap A_{gold}|}{|A_{gold}| + |A_{segment}|} \quad (4.3)$$

เมื่อ $A_{segment}$ และ A_{gold} คือ พื้นที่ภายในที่ได้จากการแบ่งส่วนอัตโนมัติและผลลัพธ์มาตรฐาน ตามลำดับ
 $|\cdot|$ คือ จำนวนจุดภาพ

การเปรียบเทียบเชิงคุณภาพนั้นจะพิจารณาความเหมือนของรูปร่างที่ได้จากกรรมวิธีอัตโนมัติเทียบกับผลลัพธ์มาตรฐานด้วยสายตา

4.3 การประเมินประสิทธิภาพการแบ่งส่วนผนังด้านในของกระเพาะปัสสาวะ

หัวข้อนี้จะแบ่งการทดลองออกเป็น 3 ส่วนดังนี้ การทดลองหาขนาดวินโดว์ และจำนวนจุดภาพที่ต้องขยายให้เหมาะสม (หัวข้อที่ 4.3.1) การหาค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมสำหรับสไลด์ในรูปที่ 4.1(หัวข้อที่ 4.3.2) และการเปรียบเทียบการตัดแบ่งส่วนผนังด้านในกระเพาะปัสสาวะด้วยพารามิเตอร์ในหัวข้อที่ 4.3.2 (หัวข้อที่ 4.3.3)

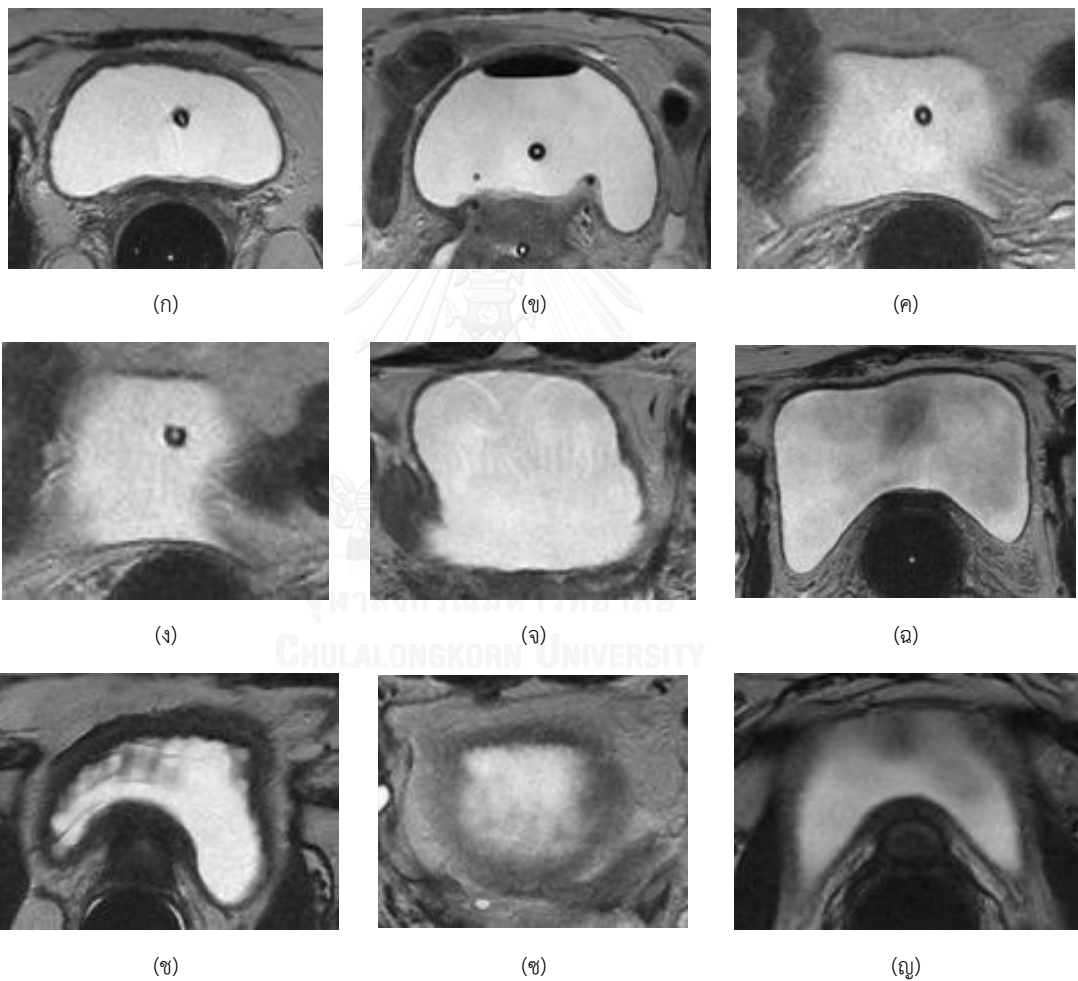
4.3.1 การเลือกพารามิเตอร์ที่เหมาะสมสำหรับกรรมวิธี DLMD-LS

เพื่อให้ผลที่ได้จากการเลือกพารามิเตอร์เป็นผลที่ใช้ได้ทั่วไป สามารถกำหนดเป็นค่าคงที่สำหรับชุดภาพที่นอกเหนือจาก 10 ชุดภาพในการทดลอง จึงเลือกข้อมูลเพื่อหาพารามิเตอร์ของกรรมวิธี DLMD-LS เป็นข้อมูลที่ไม่อยู่ใน 10 ชุดภาพมาร่วมด้วยจำนวน 5 สไลด์ (รูปที่ 4.3(ข) (ง) (จ) (ช) และ(ญ)) และข้อมูลที่อยู่ใน 10 ชุดภาพจำนวน 4 สไลด์ (รูปที่ 4.3(ก) (ค) (ฉ) และ(ซ))

สไลด์ที่เลือกมา (รูปที่ 4.3) สามารถแบ่งได้เป็น 4 กรณี ดังนี้

- กรณีที่ 1 พื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะมีการกระจายความสว่างสม่ำเสมอและขอบชัดเจน (รูปที่ 4.3(ก) และ(ข))

- กรณีที่ 2 พื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะมีการกระจายความสว่างสม่ำเสมอและขอบไม่ชัดเจน (รูปที่ 4.3(ค) และ(จ))
- กรณีที่ 3 พื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะมีการกระจายความสว่างไม่สม่ำเสมอและขอบชัดเจน (รูปที่ 4.3(ฉ) และ(ช))
- กรณีที่ 4 พื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะมีการกระจายความสว่างไม่สม่ำเสมอและขอบไม่ชัดเจน (รูปที่ 4.3(ซ) และ(ญ))



รูปที่ 4.3 ข้อมูลที่ใช้ในการหาขนาดวินโดวและจำนวนจุดภาพที่ควรขยายในกรรมวิธี DLMD-LS
 (ก-ข) กรณีพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะมีการกระจายความสว่างสม่ำเสมอและขอบชัดเจน
 (ค-จ) กรณีพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะมีการกระจายความสว่างสม่ำเสมอและขอบไม่ชัดเจน
 (ฉ-ช) กรณีพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะมีการกระจายความสว่างไม่สม่ำเสมอและขอบชัดเจน
 (ซ-ญ) กรณีพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะมีการกระจายความสว่างไม่สม่ำเสมอและขอบไม่ชัดเจน

ตารางที่ 4.1 ค่าเฉลี่ยประสิทธิภาพของกรรมวิธี DLMD-LS เมื่อวินโดว์ขนาด 3×3 5×5 และ 7×7 จุดภาพ

ขนาดของวินโดว์	ความไวเฉลี่ย	PPV เฉลี่ย	DSC เฉลี่ย
3×3	0.854	0.967	0.901
5×5	0.865	0.991	0.921
7×7	0.796	0.999	0.880

ตัวหนาแสดงค่าที่มีประสิทธิภาพสูงที่สุด

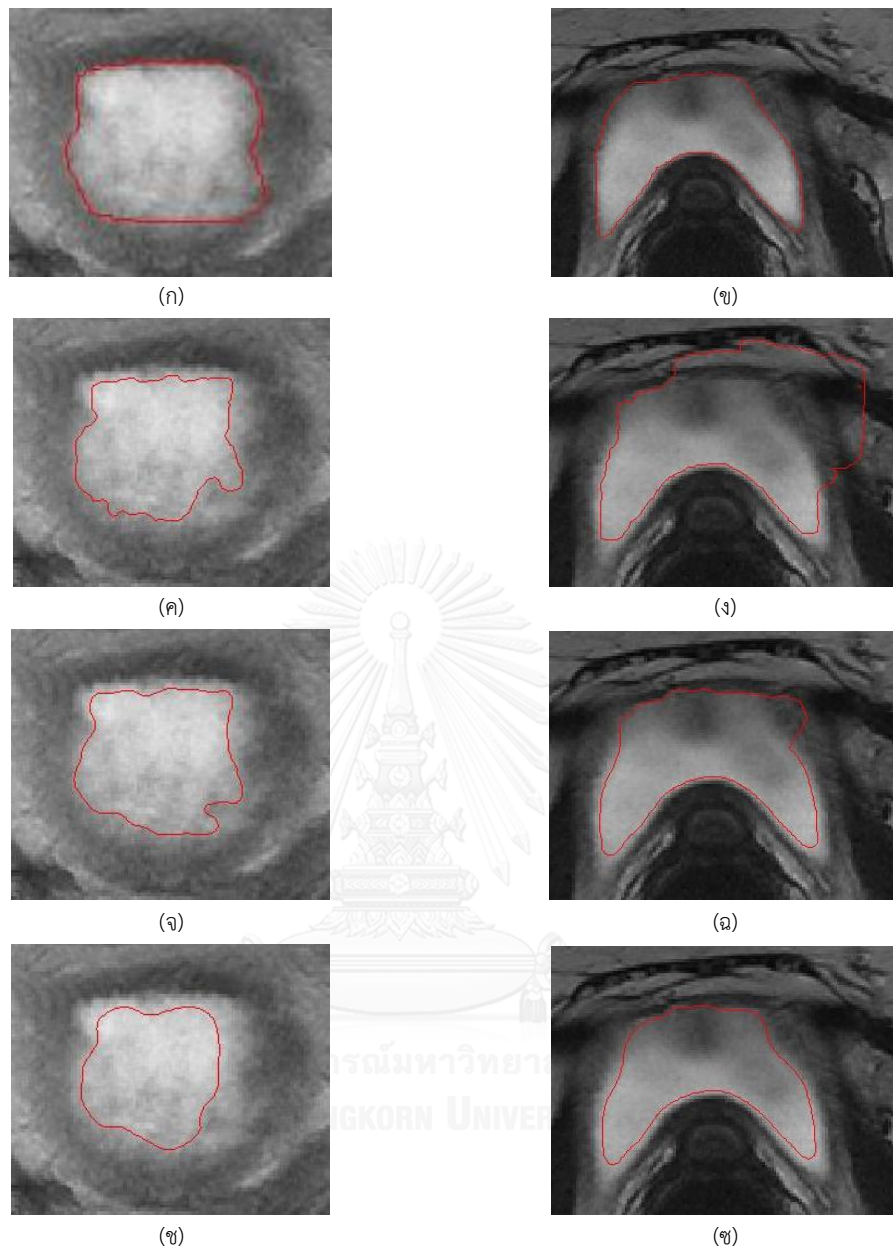
4.3.1.1 ผลของขนาดวินโดว์

ในการทดลองนี้ ทดลองเปลี่ยนขนาดวินโดว์ที่ใช้คำนวณค่าความสว่างเฉลี่ยเป็น 3 ขนาด คือ 3×3 5×5 และ 7×7 จุดภาพและเพื่อให้เห็นรูปร่างของผลลัพธ์ที่ชัดเจน จึงยังไม่ขยายจุดภาพในการทดลองนี้ กำหนดให้ค่าคงที่ μ , λ และ α ในสมการที่ (2.10) เป็น 0.2, 3 และ -4 ตามลำดับ

จากตารางที่ 4.1 แสดงผลการประเมินผลลัพธ์จากการตัดแบ่งพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะของกรรมวิธี DLMD-LS ที่วินโดว์ขนาดต่างๆ พบว่าการแบ่งส่วนด้วยวินโดว์ขนาด 5×5 จุดภาพ มีประสิทธิภาพโดยรวมดีที่สุด กล่าวคือ ค่าทางสถิติที่ได้มีค่าดีกว่าการแบ่งส่วนด้วยวินโดว์ขนาด 3×3 จุดภาพในทุกกรณี และเมื่อเทียบกับการแบ่งส่วนด้วยวินโดว์ขนาด 7×7 จุดภาพแล้ว ค่าความไวมีค่ามากกว่ากรณี 7×7 จุดภาพอยู่ 0.069 หรือคิดเป็นได้พื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะเพิ่มขึ้น 6.9% แต่สูญเสียค่า PPV ไปเพียง 0.008 หรือคิดเป็นพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะที่ได้จากกรรมวิธีอัตโนมัติผิดพลาดเพิ่มขึ้นเพียง 0.8% และสังเกตได้เพิ่มเติมจากค่า DSC ที่การแบ่งส่วนด้วยวินโดว์ขนาด 5×5 จุดภาพจะมีค่ามากกว่า

นอกจากพิจารณาค่าทางสถิติแล้ว เพื่อให้ผลลัพธ์มีรูปร่างที่ถูกต้องจึงต้องวิเคราะห์ผลลัพธ์ที่ได้ทางสายตาร่วมด้วย เนื่องจากค่าความไวสามารถเพิ่มได้จากการขยายจุดภาพ แต่หากรูปร่างที่ได้ผิดเพี้ยนแล้ว การขยายจุดภาพจะยิ่งเพิ่มความผิดเพี้ยน รวมไปถึงลักษณะรูปร่างที่ผิดเพี้ยนจะทำให้การหาขอบด้านนอกของกระเพาะปัสสาวะผิดพลาดได้

รูปที่ 4.4 แสดงตัวอย่างผลการตัดแบ่งภาพด้วยวินโดว์ขนาดต่างๆกัน พบว่าผลลัพธ์ที่ได้จากวินโดว์ขนาด 3×3 จุดภาพ มีลักษณะไม่ราบเรียบ (Irregular) ดังรูปที่ 4.4(ก) และในบางกรณีผลลัพธ์ที่ได้จะครอบคลุมเกินกว่าพื้นที่จริง ดังรูปที่ 4.4(ข) ในขณะที่ผลลัพธ์จากวินโดว์ขนาด 7×7 จุดภาพ มีลักษณะค่อนข้างราบเรียบ ดังรูปที่ 4.4(ฉ) แต่บางครั้งจะหยุดก่อนถึงขอบจริงมากเกินไป ดังรูปที่ 4.4(จ) ได้ จากรูปที่ 4.4 พบว่า ผลลัพธ์ที่ได้จากวินโดว์ขนาด 5×5 จุดภาพให้ผลที่ดีที่สุด ทั้งในแง่การแบ่งพื้นที่ได้ใกล้เคียงกับขอบจริงและความราบเรียบของ Γ ดังรูปที่ 4.4(ค) และ(ง)



รูปที่ 4.4 ขอบที่ได้จากการแบ่งส่วนภาพด้วยวินโดว์ขนาดต่างๆ (ก-ข) ผลการตัดแบ่งของผู้เชี่ยวชาญ
ผลการตัดแบ่งด้วยวินโดว์ขนาด (ค-ง) 3×3 , (จ-ฉ) 5×5 และ (ซ-ซ) 7×7 จุดภาพ

4.3.1.2 การขยายจุดภาพ

เนื่องจากกรรมวิธี DLMD-LS จะได้ขอบที่เล็กกว่าขอบจริงเล็กน้อย (หัวข้อที่ 3.1.2) และจำนวนจุดภาพที่ขยายขึ้นกับขนาดของวินโดว์ ดังนั้นในการทดลองนี้ จะคำนวณจำนวนจุดภาพที่ต้องขยายออกจากเส้นขอบ Γ ที่ได้เมื่อใช้วินโดว์ขนาด 5×5 จุดภาพ ตารางที่ 4.2 แสดงผลการประเมินผลลัพธ์เมื่อทดลองขยายเส้นขอบ Γ ออกไปจำนวน 1 2 3 และ 4 จุดภาพ

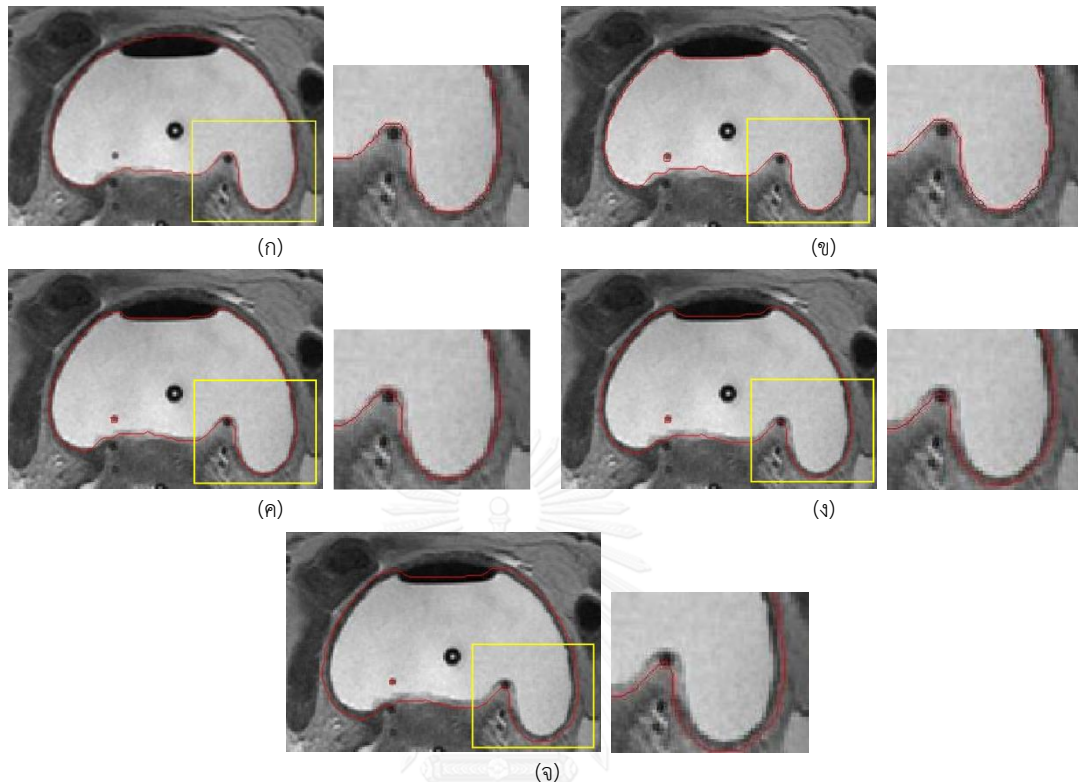
ตารางที่ 4.2 ค่าเฉลี่ยประสิทธิภาพของกรรมวิธี DLMD-LS เมื่อใช้วินโดว์ขนาด 5x5 จุดภาพและขยายพื้นที่จากเส้น
ขอบออกไป 1 2 3 และ 4 จุดภาพ ตามลำดับ

จำนวนจุดภาพที่ขยาย	ความไวเฉลี่ย	PPV เฉลี่ย	DSC เฉลี่ย
1	0.889	0.988	0.933
2	0.941	0.956	0.946
3	0.966	0.903	0.932
4	0.978	0.861	0.914

ตัวหนาแสดงค่าที่มีประสิทธิภาพสูงที่สุด

ตารางที่ 4.2 แสดงให้เห็นว่าการขยายเส้นขอบไป 3 และ 4 จุดภาพให้ค่าความไวที่สูง แต่มีค่า PPV ที่ต่ำ กล่าวคือเส้นขอบที่ได้ขยายเกินเข้าไปในพื้นที่ของผนังกระเพาะปัสสาวะ ในขณะที่การขยายเส้นขอบ 1 จุดภาพให้ค่า PPV สูง แต่ค่าความไวต่ำ กล่าวคือขอบที่ได้จากการขยาย 1 จุดภาพยังคงอยู่ภายในพื้นที่ของกระเพาะปัสสาวะ ไม่แนบชิดกับขอบจริง เมื่อพิจารณาผลจากการขยายเส้นขอบ 2 จุดภาพ พบว่าค่าที่ได้มีค่าความไวและค่า PPV ที่เหมาะสมที่สุด กล่าวคือ มีความไวสูงกว่าการขยายเส้นขอบ 1 จุดภาพ 0.052 ขณะที่สูญเสียค่า PPV ไปเพียง 0.032 และเมื่อเทียบกับการขยายเส้นขอบออกไป 3 จุดภาพ พบว่าจะสูญเสียค่าความไวไปเพียง 0.025 แต่ค่า PPV สูงกว่า 0.053 และสังเกตได้ว่าค่า DSC ที่ได้มีค่าสูงที่สุด

เพื่อความสมบูรณ์ของการประเมินผล จึงพิจารณาผลลัพธ์ที่ได้ทางสายตาร่วมด้วย รูปที่ 4.5 แสดงผลของเส้นขอบที่ได้จากการขยายเส้นขอบออกไป 1 2 3 และ 4 จุดภาพ พบว่าเส้นขอบจากการขยาย 3 และ 4 จุดภาพ ซึ่งคำนวณเป็นระยะที่ 2.11 และ 2.81 มิลลิเมตรตามลำดับ จะเกินเข้าไปในผนังของกระเพาะปัสสาวะ แสดงดังรูปที่ 4.5(ค) และ(ง) ตามลำดับ ในขณะที่เส้นขอบจากการขยายออกไปเพียง 1 จุดภาพ ยังไม่แนบชิดกับขอบจริง (รูปที่ 4.5(ก)) การขยายเส้นขอบที่ 2 จุดภาพ (รูปที่ 4.5(ข)) ได้ขอบที่ใกล้กับขอบจริงมากที่สุด จึงกำหนดให้ระยะการขยายออกไปอีก 2 จุดภาพ

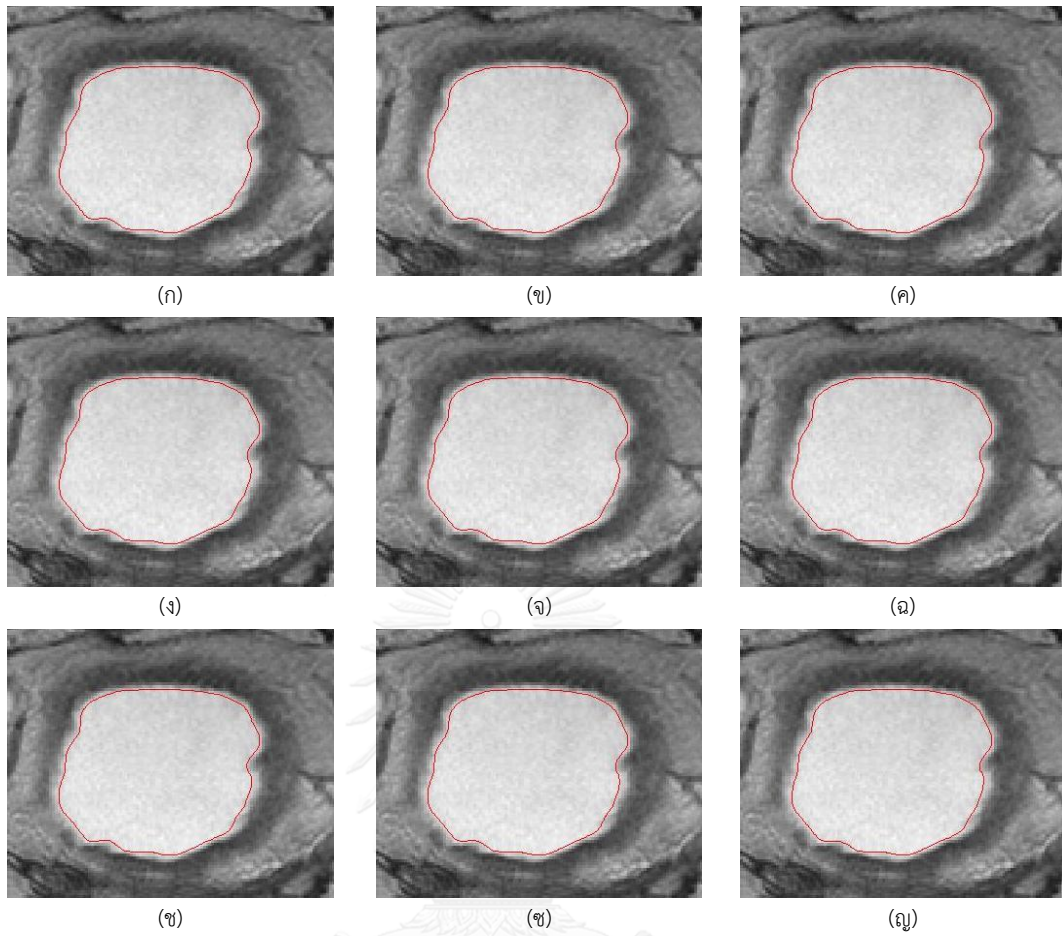


รูปที่ 4.5 ผลจากการขยายเส้นขอบ Γ ขนาดต่างๆ (ก) ผลการตัดแบ่งของผู้เชี่ยวชาญ ผลการขยายเส้นขอบ (ข) 1 จุดภาพ (ค) 2 จุดภาพ (ง) 3 จุดภาพ และ (จ) 4 จุดภาพ ตามลำดับ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

4.3.2 การหาค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมในการเปรียบเทียบประสิทธิภาพ

จากการทดลองตัดแบ่งพื้นที่ภายในกระเปาะปัสสาวะของรูปที่ 4.1 พบว่ากรรมวิธี DLMD-LS ที่นำเสนอได้รับผลกระทบจากการปรับค่า α , λ และ μ ค่อนข้างต่ำ กล่าวคือเราสามารถกำหนดค่า α , λ และ μ ในช่วงกว้างๆ และได้ผลลัพธ์ใกล้เคียงกัน ดังแสดงในรูปที่ 4.6 ดังนั้นเพื่อความสะดวก จึงกำหนดค่า α , λ และ μ เดียวกับการทดลองในหัวข้อที่ 4.3.1 สำหรับ σ^2 นั้น พบว่าภาพที่ใช้ทดลองมีความไม่ราบเรียบของความสว่างที่ใกล้เคียงกัน และสามารถกำหนด σ^2 เป็น 25 ได้ทุกกรณี นอกจากนี้แล้วยังพบว่ากรรมวิธี DLMD-LS ให้ผลลู่เข้าหาขอบจริงทุกกรณี จึงสามารถกำหนดค่าวนรอบซ้ำสูงเพื่อให้มั่นใจว่าขอบที่ได้เคลื่อนที่ไปถึงขอบจริงแล้ว สรุปได้ดังตารางที่ 4.3 ขณะที่กรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีของ Ma และคณะ (ในที่นี้เรียก GlobalWt) จะทดลองปรับเปลี่ยนค่าเพื่อให้ได้ผลที่ดีที่สุดและสรุปไว้ในตารางที่ 4.4



รูปที่ 4.6 ผลกระทบจากการเปลี่ยนค่า α , λ และ μ ในกรรมวิธี DLMD-LS
 เมื่อกำหนดค่า $\alpha = -4$ และ $\mu = 0.2$ (ก) $\lambda = 2$ (ข) $\lambda = 3$ (ค) $\lambda = 4$
 เมื่อกำหนดค่า $\lambda = 3$ และ $\mu = 0.2$ (ง) $\alpha = -3$ (จ) $\alpha = -4$ (ฉ) $\alpha = -5$
 เมื่อกำหนดค่า $\alpha = -4$ และ $\lambda = 3$ (ช) $\mu = 0.1$ (ซ) $\mu = 0.15$ (ญ) $\mu = 0.2$

ตารางที่ 4.3 ค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมสำหรับการตัดแบ่งภาพในรูปที่ 4.1 ด้วยกรรมวิธี DLMD-LS

α	λ	μ	σ^2	จำนวนรอบวนซ้ำ
-4	3	0.2	25	600

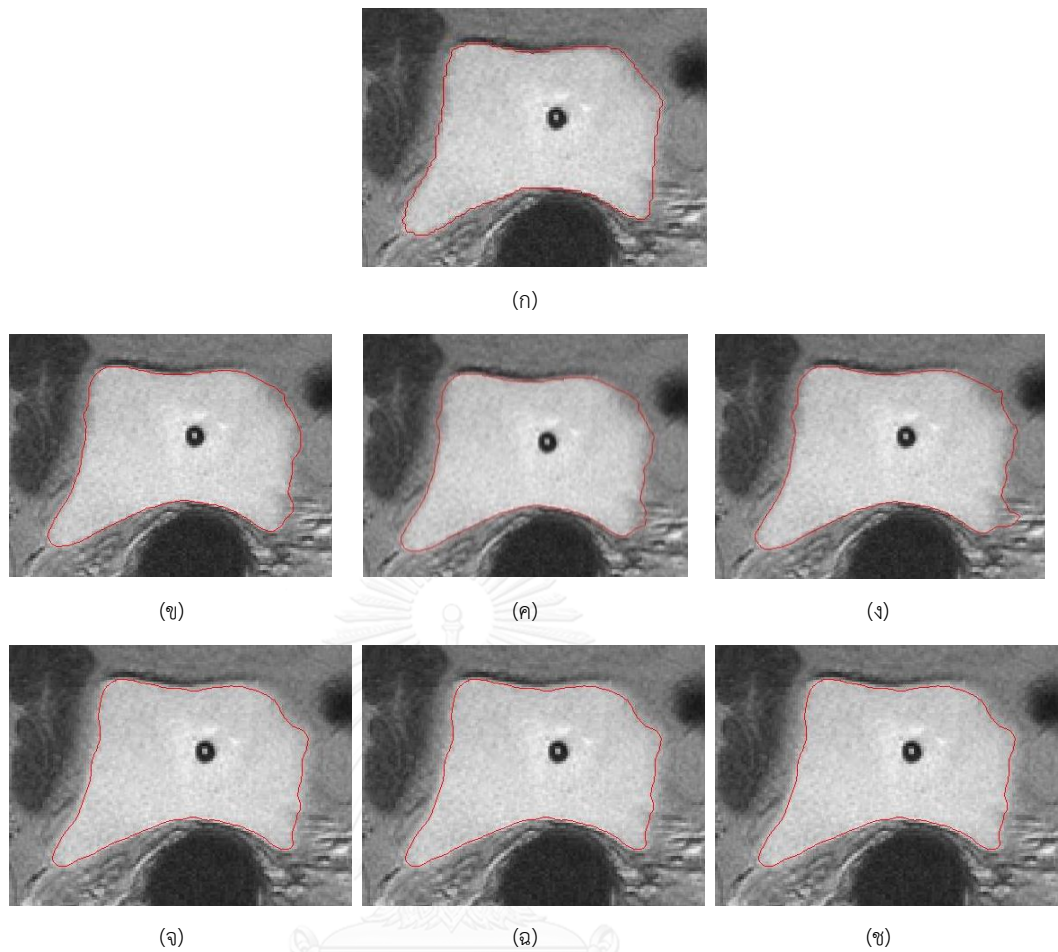
ตารางที่ 4.4 ค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมสำหรับการตัดแบ่งภาพในรูปที่ 4.1 ด้วยกรรมวิธี CDLS และ GlobalWt

ชุดข้อมูล (สไลด์ที่)		กรรมวิธี CDLS				กรรมวิธี GlobalWt			
		α	λ	μ	จำนวน รอบวนซ้ำ	α	λ	δ	จำนวน รอบวนซ้ำ
รูปที่ 4.1(ก)	1	-4	1	0.2	600	-4	1	1	350
	10	-4	1	0.2	600	-4	2	5	450
รูปที่ 4.1(ข)	1	-4	1	0.2	400	-4	2	1	350
	10	-4	1	0.2	600	-4	1	5	500
รูปที่ 4.1(ค)	1	-4	1	0.2	600	-4	1	5	600
	10	-4	1	0.2	450	-4	1	5	500
รูปที่ 4.1(ง)	1	-4	1	0.2	450	-4	1	5	300
	10	-4	1	0.2	600	-4	1	5	550
รูปที่ 4.1(จ)	1	-4	1	0.2	600	-4	1	5	550
	10	-4	1	0.2	600	-4	1	5	450
รูปที่ 4.1(ฉ)	1	-4	1	0.2	600	-4	1	5	450
	10	-4	1	0.2	600	-4	1	5	450
รูปที่ 4.1(ช)	1	-4	1	0.2	600	-4	1	5	300
	10	-4	1	0.2	600	-4	1	5	300
รูปที่ 4.1(ฌ)	1	-4	1	0.2	600	-4	1	1	450
	10	-4	1	0.2	400	-4	1	5	250
รูปที่ 4.1(ณ)	1	-4	1	0.2	600	-4	1	1	450
	10	-4	1	0.2	600	-4	1	5	250
รูปที่ 4.1(ญ)	1	-4	1	0.2	600	-4	1	1	350
	10	-4	1	0.2	600	-4	1	1	450

ตารางที่ 4.5 ค่าเฉลี่ยแสดงประสิทธิภาพของกรรมวิธี CDLS, GlobalWt และ DLMD-LS เมื่อตัดแบ่งรูปที่ 4.1

กรรมวิธี	ความไวเฉลี่ย	PPV เฉลี่ย	DSC เฉลี่ย
CDLS	0.977	0.978	0.975
GlobalWt	0.977	0.883	0.926
DLMD-LS	0.968	0.964	0.964

ตัวหนาแสดงค่าที่มีประสิทธิภาพสูงที่สุด



รูปที่ 4.7 ผลการแบ่งส่วนภาพที่กำหนดจำนวนรอบวนซ้ำที่แตกต่างกัน (ก) ผลการตัดแบ่งจากผู้เชี่ยวชาญ ผลการแบ่งส่วนภาพด้วยกรรมวิธี CDLS เมื่อกำหนดจำนวนรอบวนซ้ำเป็น (ข) 380 (ค) 400 (ง) 420 และ ผลการแบ่งส่วนภาพด้วยกรรมวิธี DLMD-LS เมื่อกำหนดจำนวนรอบวนซ้ำเป็น (จ) 480 (ฉ) 500 (ช) 520

ผลการตัดแบ่งภาพในรูปที่ 4.1 ด้วยค่าพารามิเตอร์ในตารางที่ 4.3 และตารางที่ 4.4 แสดงในตารางที่ 4.5 จากตาราง พบว่า กรรมวิธี CDLS ให้ผลลัพธ์ที่ดีที่สุดในทุกกรณี แต่เมื่อพิจารณาจากค่าพารามิเตอร์แล้ว พบว่าผลที่ดีในบางสไลด์เป็นผลจากการควบคุมจำนวนรอบวนซ้ำ (iteration) ที่ใช้ปรับค่า ρ เนื่องจากเส้นขอบ Γ ยังไม่ลู่เข้าหาตำแหน่งจริงที่ฟังก์ชันค่าต่ำสุด ดังนั้นเมื่อทำการปรับเปลี่ยนจำนวนรอบวนซ้ำแม้เพียงเล็กน้อย ผลลัพธ์ที่ได้จะเกิดความผิดพลาดที่ (รูปที่ 4.7(ข-ง)) ขณะที่กรรมวิธี DLMD-LS (รูปที่ 4.7(จ-ช)) ไม่เป็นเช่นนั้น ซึ่งแสดงให้เห็นว่ากรรมวิธีที่นำเสนอมีประสิทธิภาพมากกว่า

เมื่อเปรียบเทียบระหว่างกรรมวิธี DLMD-LS และ GlobalWt แล้วพบว่าค่า PPV และค่า DSC ของกรรมวิธี DLMD-LS สูงกว่า ขณะที่ค่าความไวต่างกันเพียงเล็กน้อย จึงสรุปได้ว่ากรรมวิธี DLMD-LS มีประสิทธิภาพโดยรวมดีกว่า

4.3.3 การเปรียบเทียบประสิทธิภาพการตัดแบ่งพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะ

เมื่อนำค่าพารามิเตอร์ที่ได้ในหัวข้อที่ 4.3.2 ตัดแบ่งสไลด์ที่เหลือ 80 สไลด์ได้ผลการประเมินทางสถิติ ดังตารางที่ 4.6 ทั้งนี้พารามิเตอร์ของกรรมวิธี CDLS และ GlobalWt มี 2 ชุดต่อ 1 ชุดภาพ จึงได้ผลลัพธ์ 2 ชุดต่อ 1 สไลด์ ซึ่งในการทดลองจะเลือกใช้ผลลัพธ์ที่ดีกว่ามาแสดง

จากตารางที่ 4.6 แสดงให้เห็นว่าผลการแบ่งส่วนจากทุกกรรมวิธีมีค่าความไวที่ใกล้เคียงกัน แต่เมื่อวิเคราะห์ร่วมกับค่า PPV พบว่ากรรมวิธี GlobalWt มีค่าความไวสูงแต่ค่า PPV ต่ำ แสดงว่ากรรมวิธีนี้มีการตัดแบ่งพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะผิดพลาด เนื่องจากผลลัพธ์ที่ได้มีบริเวณผนังกระเพาะปัสสาวะเข้ามาปะปนด้วย ในขณะที่กรรมวิธี CDLS และ DLMD-LS ให้ค่าความไวและค่า PPV ที่สูง แสดงถึงผลลัพธ์ที่ได้มีพื้นที่ครอบคลุมพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะใกล้เคียงกับผลลัพธ์มาตรฐาน เมื่อพิจารณาค่า DSC พบว่าไปในทิศทางเดียวกับการวิเคราะห์ก่อนหน้านี้ ที่แสดงว่ากรรมวิธี CDLS และ DLMD-LS ตัดแบ่งพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะได้ผลใกล้เคียงกับผลลัพธ์มาตรฐานมากที่สุด

อย่างไรก็ตาม ค่าทางสถิติทำให้เชื่อได้ว่ากรรมวิธี CDLS และ DLMD-LS ให้ผลการตัดแบ่งค่าที่ไม่แตกต่างกัน จึงได้ประเมินผลทางด้านสายตาร่วมด้วย พบว่าในกรณีที่พื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะมีการกระจายความสว่างสม่ำเสมอและขอบชัดเจน ผลลัพธ์จากกรรมวิธี CDLS และ DLMD-LS ให้ผลลัพธ์ที่ดีใกล้เคียงกัน ในขณะที่ผลลัพธ์จากกรรมวิธี GlobalWt ยังพบข้อผิดพลาดเล็กน้อย ดังรูปที่ 4.8(ค) ซึ่งสอดคล้องกับค่าทางสถิติที่ว่า กรรมวิธี GlobalWt ให้ผลด้อยกว่ากรรมวิธีอื่น

ในกรณีที่พื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะมีการกระจายความสว่างไม่สม่ำเสมอแต่มีขอบชัดเจน กรรมวิธี GlobalWt จะพิจารณาพื้นที่เหล่านี้เป็นคอนละพื้นที่ โดยอ้างอิงจากค่าความสว่างที่ต่างกัน ส่งผลให้ได้พื้นที่ไม่ครบ แสดงดังรูปที่ 4.9(ค) ในขณะที่กรรมวิธี CDLS และ DLMD-LS ยังสามารถแบ่งพื้นที่ได้ค่อนข้างดี แสดงดังรูปที่ 4.9(ข) และ(ง) ตามลำดับ

ในกรณีที่บริเวณขอบภายในกระเพาะปัสสาวะไม่ชัดเจน ซึ่งเกิดจากแนวการตัดภาพในรูปแบบ Para-axial ซึ่งพบได้บ่อยบริเวณส่วนต้นและปลายกระเพาะปัสสาวะ พบว่ากรรมวิธี CDLS และ GlobalWt ให้ผลลัพธ์ที่ผิดพลาด แสดงดังรูปที่ 4.10(ข) และ(ค) ตามลำดับ โดยผลลัพธ์ที่ได้เลยออกจากเส้นขอบผนังด้านในของกระเพาะปัสสาวะ ในขณะที่กรรมวิธี DLMD-LS ที่นำเสนอสามารถหาขอบพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะได้ค่อนข้างดี ไม่มีพื้นที่ผนังกระเพาะปัสสาวะแทรกเข้ามา

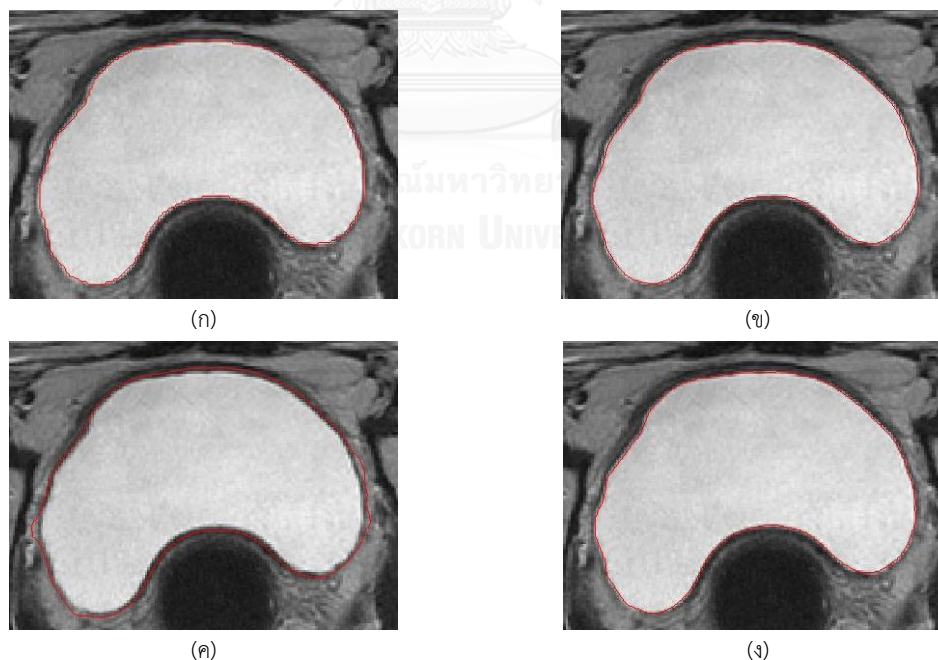
นอกจากนี้แล้วยังพบว่ารูปร่างของพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะที่ได้ ยังมีรูปร่างที่ใกล้เคียงกับรูปร่างมาตรฐานด้วย

จากการทดลอง สรุปได้ว่ากรรมวิธี DLMD-LS เป็นกรรมวิธีที่หาพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะได้ถูกต้อง มีรูปร่างใกล้เคียงกับพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะและเหมาะสมกับภาพกระเพาะปัสสาวะที่มีความหลากหลาย ดังที่พบในการวางแผนการรักษาด้วยการใส่แร่และสามารถใช้เป็นข้อมูลเพื่อหาผนังด้านนอกของกระเพาะปัสสาวะต่อไปได้

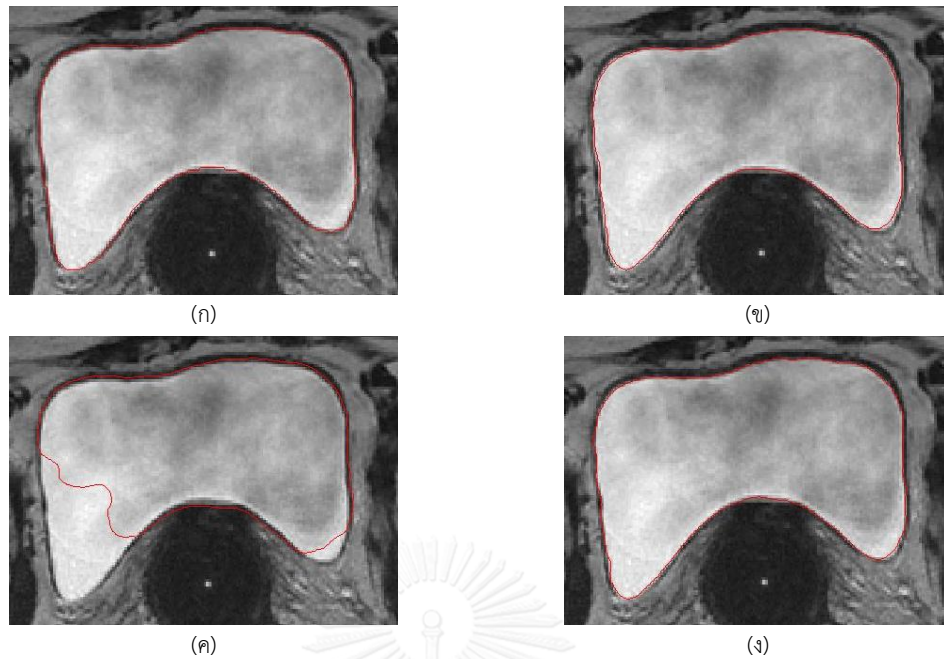
ตารางที่ 4.6 ค่าเฉลี่ยแสดงประสิทธิภาพของกรรมวิธี CDLS, GlobalWt และ DLMD-LS เพื่อตัดแบ่งภาพในรูปแบบที่นอกเหนือจากรูปที่ 4.1

กรรมวิธี	ความไวเฉลี่ย	PPV เฉลี่ย	DSC เฉลี่ย
CDLS	0.984	0.974	0.978
GlobalWt	0.975	0.895	0.931
DLMD-LS	0.964	0.995	0.979

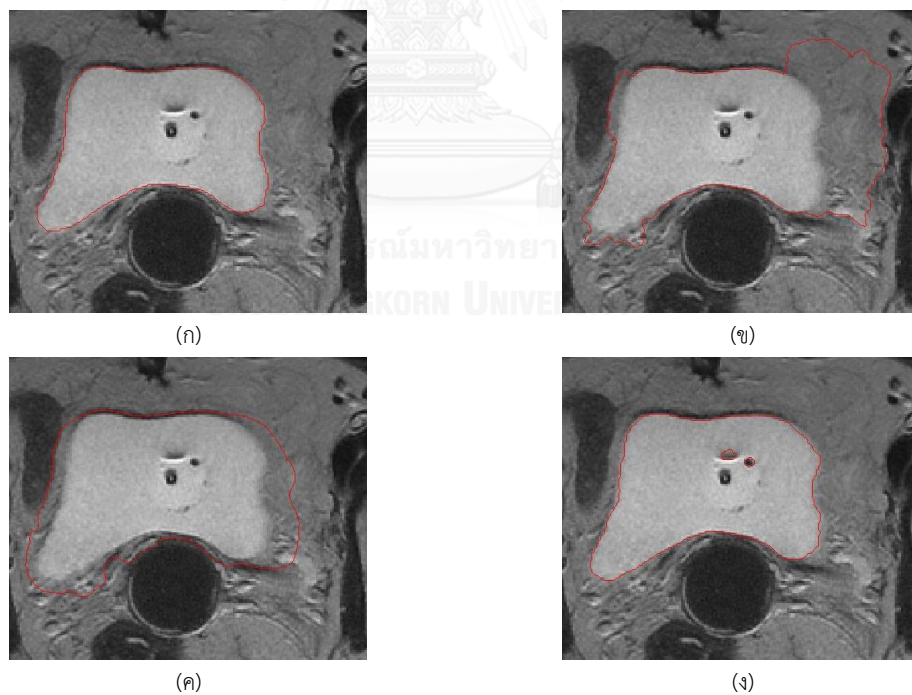
ตัวหนาแสดงค่าที่มีประสิทธิภาพสูงที่สุด



รูปที่ 4.8 ผลการแบ่งส่วนภาพ กรณีพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะมีการกระจายความสว่างสม่ำเสมอและขอบชัดเจนด้วย (ก) ผู้เชี่ยวชาญ (ข) กรรมวิธี DLMD-LS (ค) กรรมวิธี CDLS และ (ง) กรรมวิธี GlobalWt



รูปที่ 4.9 ผลการแบ่งส่วนภาพ กรณีพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะมีการกระจายความสว่างไม่สม่ำเสมอและขอบชัดเจนด้วย (ก) ผู้เชี่ยวชาญ (ข) กรรมวิธี CDLS (ค) กรรมวิธี GlobalWt และ (ง) กรรมวิธี DLMD-LS



รูปที่ 4.10 ผลการแบ่งส่วนภาพ กรณีพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะมีการกระจายความสว่างสม่ำเสมอ แต่ขอบไม่ชัดเจนด้วย (ก) ผู้เชี่ยวชาญ (ข) กรรมวิธี CDLS (ค) กรรมวิธี GlobalWt และ (ง) กรรมวิธี DLMD-LS

4.4 การประเมินประสิทธิภาพการแบ่งส่วนผนังด้านนอกของกระเพาะปัสสาวะ

หัวข้อนี้จะแบ่งการทดลองออกเป็น 3 ส่วนคือ การทดลองเพื่อหาค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมสำหรับกรรมวิธีที่นำเสนอ (หัวข้อที่ 4.4.1) การทดลองเพื่อหาค่าพารามิเตอร์เพื่อหาผนังด้านนอกของชุดข้อมูลที่ทดลอง (หัวข้อที่ 4.4.2) และการเปรียบเทียบการตัดแบ่งผนังด้านนอกของกระเพาะปัสสาวะ (หัวข้อที่ 4.4.3)

4.4.1 การเลือกพารามิเตอร์ที่เหมาะสมสำหรับกรรมวิธีที่นำเสนอ

เพื่อให้ผลที่ได้สามารถใช้ได้ทั่วไปและอาศัยเหตุผลเดียวกับที่กล่าวไปแล้วในหัวข้อที่ 4.3.1 จึงเลือกชุดข้อมูลเดียวกันกับข้อมูลในหัวข้อที่ 4.3.1 และแสดงในรูปที่ 4.3

ในหัวข้อนี้จะแบ่งการหาพารามิเตอร์เป็น 2 ส่วน คือ การหาค่าขีดจำกัดเกรเดียนต์ความสว่าง ($T_{intensity}$) (หัวข้อที่ 4.4.1.1) และการหาค่าพารามิเตอร์สำหรับวงจรรองขาวิสกี้-โกเลย์ (หัวข้อที่ 4.4.1.2)

4.4.1.1 ขีดจำกัดเกรเดียนต์ความสว่างสำหรับขอบนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะ

ในการทดลองนี้ ทดลองเปลี่ยน $T_{intensity}$ ที่ใช้ในหัวข้อที่ 3.2.2 เป็น 3 ขนาด คือ 10 20 และ 30 และเส้นขอบที่ได้เป็นเส้นขอบก่อนจะเพิ่มความราบเรียบด้วยวงจรรองขาวิสกี้-โกเลย์

$T_{distance}$ เป็นค่าที่ขึ้นกับความหนาของผนังกระเพาะปัสสาวะ และเปลี่ยนแปลงตามสรีระของผู้ป่วยและระยะเวลาที่ได้รับการรักษา จึงมีการปรับค่าให้เหมาะสมตามแต่ละชุดภาพดังนี้ รูปที่ 4.3(ข) และ(ซ) มีผนังส่วนบนที่หนากว่าปกติจึงกำหนดให้ $T_{anterior}$ เป็น 14 จุดภาพและ $T_{posterior}$ เป็น 5 จุดภาพ ขณะที่สำหรับรูปอื่นๆกำหนดให้ $T_{anterior}$ เป็น 7 จุดภาพและ $T_{posterior}$ เป็น 5 จุดภาพ

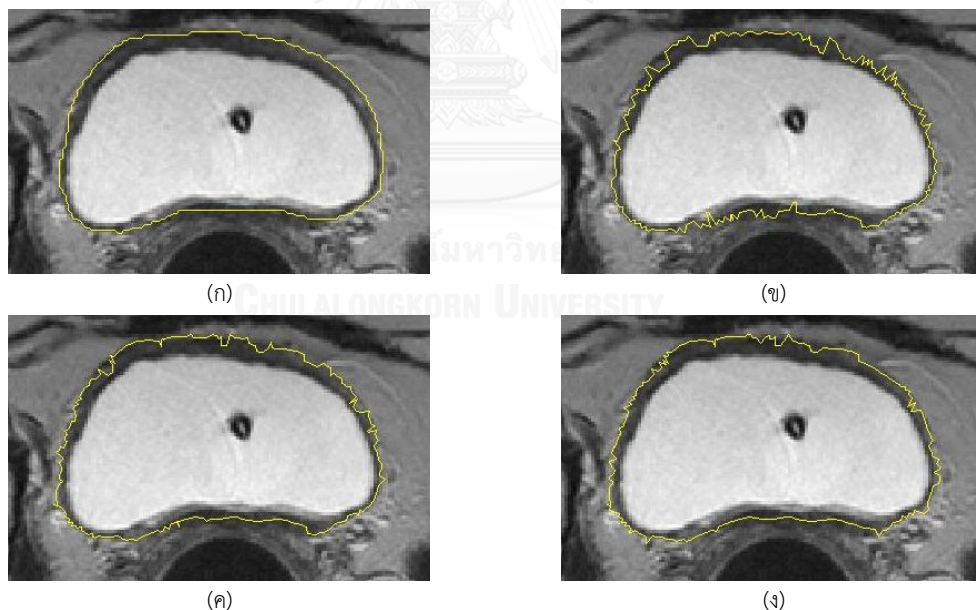
ตารางที่ 4.7 ค่าเฉลี่ยแสดงประสิทธิภาพของกรรมวิธีหาขอบด้านนอก เมื่อ $T_{intensity}$ มีค่า 10 20 และ 30

ขนาดเกรเดียนต์	ความไวเฉลี่ย	PPV เฉลี่ย	DSC เฉลี่ย
10	0.885	0.968	0.915
20	0.905	0.948	0.916
30	0.905	0.932	0.909

ตัวหนาแสดงค่าที่มีประสิทธิภาพสูงที่สุด

ตารางที่ 4.7 แสดงผลของ $T_{intensity}$ กับผลลัพธ์ที่ได้ พบว่าค่า $T_{intensity}$ ที่ 10 ให้ค่า PPV สูง แต่มีค่าความไวต่ำ กล่าวคือเส้นขอบด้านนอกที่ได้ ยังอยู่ในพื้นที่ที่ผนังกระเพาะปัสสาวะ ไม่แนบชิดกับขอบจริง ในขณะที่ค่า $T_{intensity}$ เท่ากับ 20 และ 30 ให้ผลที่ไม่ต่างกันมาก กล่าวคือเส้นขอบด้านนอกที่ได้ใกล้เคียงกับขอบจริง แต่เมื่อพิจารณาค่าสถิติที่ได้แล้ว พบว่าค่า $T_{intensity}$ เท่ากับ 20 ให้ค่า PPV ดีกว่าที่ค่า $T_{intensity}$ เท่ากับ 30 แต่ได้ค่าความไวเฉลี่ยเท่ากัน จึงสรุปได้ว่าค่า $T_{intensity}$ เท่ากับ 20 ดีกว่า 30 แต่ไม่สามารถระบุได้ว่าค่า $T_{intensity}$ ที่ 10 หรือ 20 ดีกว่ากัน

เมื่อพิจารณาผลลัพธ์ที่ได้ทางสายตาร่วมด้วย พบว่า เส้นขอบที่ได้จาก $T_{intensity}$ เท่ากับ 10 มีลักษณะไม่ราบเรียบมากกว่าที่ $T_{intensity}$ เท่ากับ 20 ดังตัวอย่างในรูปที่ 4.11 กล่าวคือ ผลของ $T_{intensity}$ เท่ากับ 10 จะหยุดเมื่อพบการเปลี่ยนแปลงค่าความสว่างเพียงเล็กน้อย สังเกตได้ชัดเจนจากพื้นที่ระหว่างกระเพาะปัสสาวะและช่องคลอด ในขณะที่เส้นขอบที่ได้จาก $T_{intensity}$ ที่ 20 และ 30 ดังรูปที่ 4.11(ค)และ(ง) มีความราบเรียบที่มากกว่า ในทางปฏิบัติ ผู้เชี่ยวชาญจะวาดเส้นขอบให้ราบเรียบและเมื่อ $T_{intensity}$ เท่ากับ 20 มีผลลัพธ์ของค่าทางสถิติดีกว่าที่ $T_{intensity}$ เท่ากับ 30 จึงเลือกใช้ค่า $T_{intensity}$ เท่ากับ 20 สำหรับการกำหนดขีดจำกัดค่าเกรเดียนต์ความสว่างผนังด้านนอกของกระเพาะปัสสาวะ



รูปที่ 4.11 ขอบนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะที่ได้จาก (ก) ผู้เชี่ยวชาญ และเส้นขอบที่ได้จากการกำหนดขนาดเกรเดียนต์ความสว่างที่ (ข) 10 (ค) 20 และ (ง) 30

4.4.1.2 จำนวนข้อมูลและอันดับฟังก์ชันพหุนามของวงจรรองซาวิสกี-โกเลย์

เมื่อได้ข้อมูลขอบด้านนอกของกระเพาะปัสสาวะแล้ว กรรมวิธีที่นำเสนอจะเพิ่มความราบเรียบของเส้นขอบที่ได้โดยใช้วงจรรองซาวิสกี-โกเลย์ ซึ่งมีพารามิเตอร์ที่ต้องทำการเลือก 2 ค่า คือจำนวนของข้อมูลที่ใช้ประมาณฟังก์ชันพหุนามและอันดับของฟังก์ชันพหุนาม ในการทดลองนี้จะทดลองเปลี่ยนจำนวนข้อมูลที่ใช้ 5 แบบ คือ 13 15 17 19 และ 21 ข้อมูล โดยแต่ละชุดข้อมูลจะทดลองกับอันดับของฟังก์ชันพหุนาม 3 อันดับ คือ อันดับที่ 1 2 และ 3 ตารางที่ 4.8 แสดงผลการประเมินผลลัพธ์เมื่อทดลองเปลี่ยนพารามิเตอร์ที่ใช้ในการผ่านวงจรรองซาวิสกี-โกเลย์ทั้งหมด

ตารางที่ 4.8 ค่าเฉลี่ยประสิทธิภาพของวงจรรองซาวิสกี-โกเลย์ เมื่อเปลี่ยนจำนวนข้อมูลที่ใช้ในการประมาณฟังก์ชันพหุนามและอันดับฟังก์ชันพหุนาม

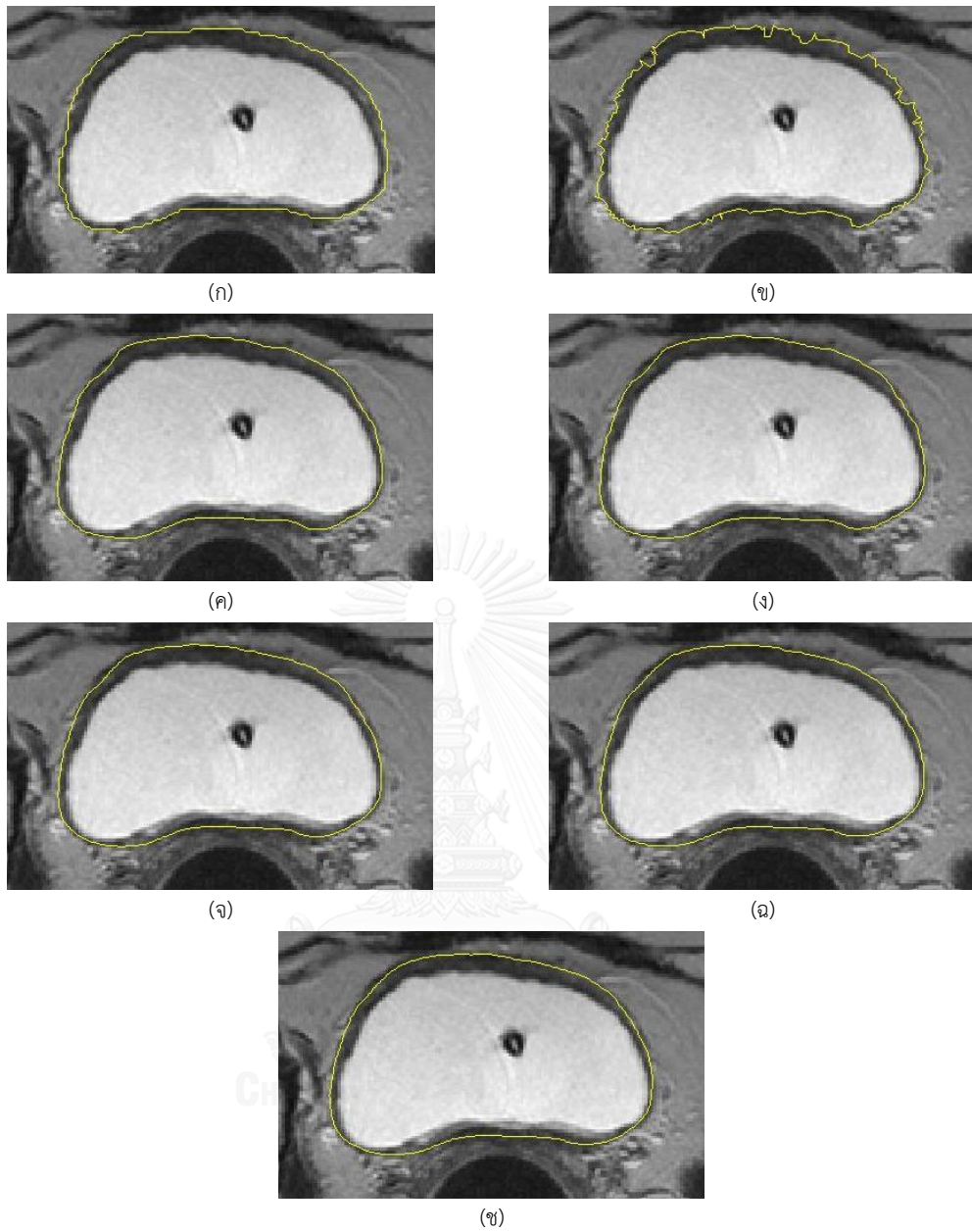
พารามิเตอร์ของวงจรรองซาวิสกี-โกเลย์		ความไวเฉลี่ย	PPV เฉลี่ย	DSC เฉลี่ย
จำนวนข้อมูล	อันดับที่			
13	1	0.891	0.958	0.913
	2	0.902	0.950	0.916
	3	0.902	0.950	0.916
15	1	0.888	0.959	0.912
	2	0.901	0.950	0.916
	3	0.901	0.950	0.916
17	1	0.885	0.961	0.911
	2	0.900	0.951	0.916
	3	0.900	0.951	0.916
19	1	0.882	0.962	0.910
	2	0.899	0.952	0.915
	3	0.899	0.951	0.915
21	1	0.878	0.963	0.908
	2	0.898	0.952	0.915
	3	0.898	0.952	0.915

ตัวหนาแสดงค่าที่มีประสิทธิภาพสูงที่สุด

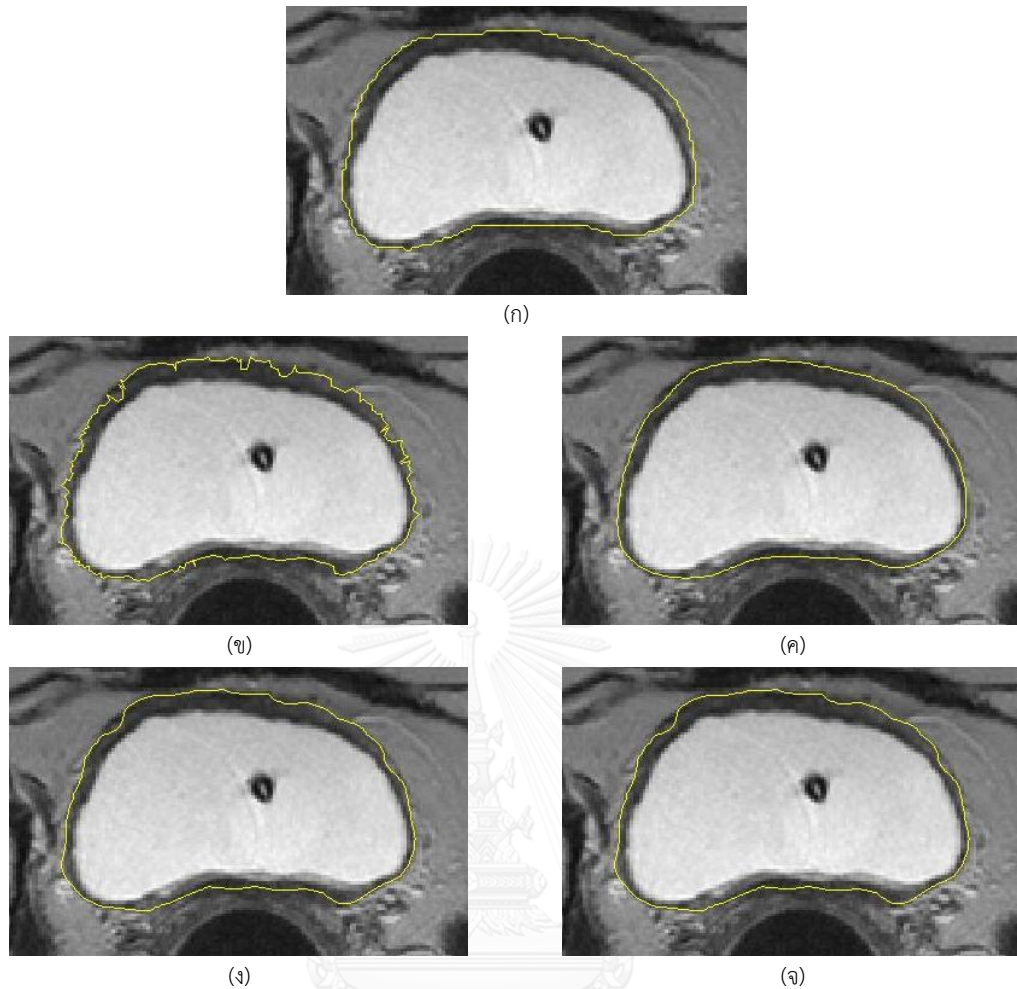
ตารางที่ 4.8 แสดงให้เห็นว่าผลจากการเปลี่ยนจำนวนข้อมูลและอันดับฟังก์ชันพหุนามนั้น ส่งผลกระทบต่อค่าสถิติน้อยมาก ทั้งค่าความไว ค่า PPV และค่า DSC เมื่อสังเกตที่อันดับฟังก์ชันพหุนามอันดับเดียวกัน แต่เปลี่ยนจำนวนข้อมูล ค่าสถิติทั้งสามให้ผลลัพธ์ใกล้เคียงกัน โดยค่าความแตกต่างกันของความไว อยู่ในช่วงน้อยกว่า 0.015 หรือได้พื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะแตกต่างกันน้อยกว่า 1.5% ขณะที่ค่า PPV ต่างกันน้อยกว่า 0.005 หรือได้พื้นที่ที่ถูกต้องเทียบกับพื้นที่ที่ได้ทั้งหมดต่างกันน้อยกว่า 0.5% และส่งผลให้ค่า DSC ต่างกันเพียงเล็กน้อยเท่านั้น

เนื่องจากผลกระทบของค่าทางสถิติมีน้อยมาก จึงได้ประเมินผลทางสายตาร่วมด้วย พบว่าการเลือกข้อมูลจำนวน 13 15 17 19 และ 21 ข้อมูล ที่ผ่านวงจรรอง ให้ผลลัพธ์ใกล้เคียงกันมาก (รูปที่ 4.12(ค) ถึง(ข)) อาจกล่าวได้ว่าการเลือกข้อมูลในช่วง 13-21 ข้อมูล ไม่ส่งผลให้เกิดความแตกต่าง ในขณะที่เส้นขอบจากการเปลี่ยนอันดับฟังก์ชันพหุนามให้ผลลัพธ์ที่แตกต่างกัน กล่าวคือเส้นขอบจากฟังก์ชันอันดับที่ 1 มีลักษณะราบเรียบ (รูปที่ 4.13(ค)) มากกว่าผลลัพธ์จากฟังก์ชันอันดับที่ 2 (รูปที่ 4.13(ง)) และอันดับที่ 3 (รูปที่ 4.13(จ)) สาเหตุที่วงจรรองอันดับที่ 1 ได้ผลดีที่สุดเนื่องจากฟังก์ชันอันดับที่ 1 เป็นฟังก์ชันเส้นตรง จึงหักงอเพื่อเข้าหาตำแหน่งขอบด้านนอกที่ได้จากขั้นตอนที่ 4 และ 5 ในหัวข้อที่ 3.2.2 ได้น้อยกว่าฟังก์ชันอันดับที่ 2 และ 3 ที่เป็นฟังก์ชันพาราโบลาและคิวบิก (Cubic) ตามลำดับ แต่ความแตกต่างนี้ เมื่อนำมาคำนวณเป็นตัวเลขจะแสดงความแตกต่างเพียงเล็กน้อยเพียงไม่กี่จุดภาพ ทำให้ค่าทางสถิติไม่แสดงความแตกต่างชัดเจนเท่าการประเมินทางสายตา

จากผลการทดลอง จึงสรุปได้ว่าฟังก์ชันพหุนามอันดับที่ 1 ช่วยให้เส้นขอบมีความราบเรียบ และให้ผลลัพธ์ใกล้เคียงกับผลลัพธ์มาตรฐานมากที่สุด จึงเลือกใช้ฟังก์ชันพหุนามอันดับที่ 1



รูปที่ 4.12 ผลลัพธ์จากฟังก์ชันอันดับที่ 1 ของวงจรรองซาวีสกี-โกเลย์ (ก) ผลการตัดแบ่งของผู้เชี่ยวชาญ (ข) เส้นขอบก่อนผ่านวงจรรอง และเส้นขอบหลังผ่านวงจรรองที่ใช้จำนวนข้อมูล (ค) 13 (ง) 15 (จ) 17 (ฉ) 19 และ (ช) 21 ข้อมูล



รูปที่ 4.13 ผลลัพธ์จากการทำให้ขอบราบเรียบด้วยวงจรรองซาวีสกี-โกเลย์ที่ประมาณฟังก์ชันพหุนามจากข้อมูลจำนวน 17 ข้อมูล (ก) ผลการตัดแบ่งของผู้เชี่ยวชาญ (ข) เส้นขอบก่อนผ่านวงจรรองเส้นขอบหลังผ่านวงจรรอง (ค) อันดับที่ 1 (ง) อันดับที่ 2 และ (จ) อันดับที่ 3

4.4.2 การหาค่าพารามิเตอร์สำหรับชุดภาพที่ใช้ในการเปรียบเทียบประสิทธิภาพ

ในหัวข้อนี้ จะทดลองหาค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมที่สุดในการหาขอบด้านนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะในรูปที่ 4.1 จากการทดลอง พบว่าความหนาของผนังกระเพาะปัสสาวะในแต่ละชุดภาพไม่แตกต่างกันมากนัก T_{anterior} และ $T_{\text{posterior}}$ เป็นค่าที่อ้างอิงจากความหนา ดังนั้นจึงสามารถเลือกใช้พารามิเตอร์เพียงชุดเดียวสำหรับกรรมวิธีที่นำเสนอกับทุกชุดภาพ ดังแสดงในตารางที่ 4.9 ขณะที่กรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีของ Ma และคณะจะทำการทดลองเพื่อหาค่าพารามิเตอร์สำหรับแต่ละชุดภาพที่ดีที่สุดและได้ค่าดังแสดงในตารางที่ 4.10 และตารางที่ 4.11 ตามลำดับ

ผลการหาขอบด้านนอกผนังกระเพาะปัสสาวะในรูปที่ 4.1 ด้วยค่าพารามิเตอร์ในตารางที่ 4.9 ตารางที่ 4.10 และตารางที่ 4.11 แสดงในตารางที่ 4.12 พบว่า กรรมวิธีของ Ma และคณะให้ค่าความไวที่ต่ำที่สุด แต่ให้ค่า PPV ที่ดีที่สุด กล่าวคือ เส้นขอบที่ได้ยังอยู่ในพื้นที่ผนังกระเพาะปัสสาวะ ไม่แนบชิดกับขอบด้านนอกที่แท้จริง อย่างไรก็ตามความไวเฉลี่ยที่ได้มีค่าต่ำกว่ากรรมวิธีอื่นอย่างเห็นได้ชัด ขณะที่ค่า PPV เฉลี่ยใกล้เคียงกับกรรมวิธีอื่น จึงสามารถสรุปได้ว่ากรรมวิธีของ Ma และคณะ มีประสิทธิภาพต่ำสุดหากพิจารณาจากค่าเฉลี่ยทางสถิติ

สำหรับผลจากกรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีที่นำเสนอพบว่าค่า PPV ใกล้เคียงกัน แต่ค่าความไวเฉลี่ยของกรรมวิธี CDLS ต่ำกว่ากรรมวิธีที่นำเสนอเล็กน้อย ส่งผลให้ค่า DSC ของกรรมวิธี CDLS สูงกว่ากรรมวิธีที่นำเสนอ แต่เมื่อพิจารณาจากค่าพารามิเตอร์แล้ว พบว่าผลลัพธ์ที่ดีของกรรมวิธี CDLS ในบางสไลด์เป็นผลจากการควบคุมจำนวนรอบวนซ้ำ (Iteration) ซึ่งเป็นลักษณะเช่นเดียวกับการหาขอบด้านใน (หัวข้อที่ 4.3.2) กล่าวคือเส้นขอบ Γ ไม่ลู่เข้าหาตำแหน่งขอบที่แท้จริงทั้งนี้มิมีสาเหตุจากลักษณะขอบด้านนอกของกระเพาะปัสสาวะมีขอบไม่ชัดเจน ทำให้การปรับเปลี่ยนจำนวนรอบเพียงเล็กน้อยทำให้เกิดความผิดพลาดได้ ดังแสดงในรูปที่ 4.14 ซึ่งพบว่าเส้นขอบที่ได้จะค่อยๆ เคลื่อนเข้าไปหาบริเวณช่องคลอด ในขณะที่กรรมวิธีที่นำเสนอไม่มีการวนรอบซ้ำ จึงไม่มีปัญหาการที่เส้นขอบเคลื่อนที่เลยจากตำแหน่งที่ได้

ตารางที่ 4.9 ค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมสำหรับการหาขอบด้านนอกในรูปที่ 4.1 ของกรรมวิธีที่นำเสนอ

เมื่อ 1 จุดภาพ แสดงความหนา 0.7031 มิลลิเมตร

ความหนาสูงสุดของผนังด้านนอกของกระเพาะปัสสาวะ (จุดภาพ)	
ด้านหน้า ($T_{anterior}$)	ด้านหลัง ($T_{posterior}$)
15	7

ตารางที่ 4.10 ค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมสำหรับการหาขอบด้านนอกเฉพาะปัสสาวะในรูปที่ 4.1 ด้วยกรรมวิธี

CDLS

ชุดข้อมูล (สไลด์ที่)		กรรมวิธี CDLS							
		พารามิเตอร์สำหรับสมการที่ (2.13)				พารามิเตอร์สำหรับสมการที่ (2.16) และ (2.17)			
		α	λ	μ	จำนวน รอบวนซ้ำ	λ	Γ_{inner} α'_1, β'_1	Γ_{outer} α'_2, β'_2	จำนวน รอบวน ซ้ำ
รูปที่ 4.1(ก)	1	-0.5	1	0.2	50	1	-0.1	0.1	50
	10	-0.5	1	0.2	50	1	-0.1	0.1	50
รูปที่ 4.1(ข)	1	-0.5	1	0.2	200	1	-0.1	0.1	50
	10	-0.5	1	0.2	50	1	-0.1	0.1	50
รูปที่ 4.1(ค)	1	-0.5	1	0.2	50	1	-0.1	0.1	50
	10	-0.5	1	0.2	50	1	-0.1	0.1	50
รูปที่ 4.1(ง)	1	-0.5	1	0.2	50	1	-0.1	0.1	50
	10	-0.5	1	0.2	50	1	-0.1	0.1	50
รูปที่ 4.1(จ)	1	-0.5	1	0.2	70	1	-0.2	0.2	50
	10	-0.5	1	0.2	90	1	-0.2	0.2	50
รูปที่ 4.1(ฉ)	1	-0.5	1	0.2	100	1	-0.2	0.2	50
	10	-0.5	1	0.2	150	1	-0.2	0.2	50
รูปที่ 4.1(ช)	1	-0.5	1	0.2	50	1	-0.1	0.1	50
	10	-0.5	1	0.2	50	1	-0.1	0.1	50
รูปที่ 4.1(ซ)	1	-0.5	1	0.2	50	1	-0.1	0.1	50
	10	-0.5	1	0.2	50	1	-0.1	0.1	50
รูปที่ 4.1(ณ)	1	-0.5	1	0.2	50	1	-0.1	0.1	50
	10	-0.5	1	0.2	70	1	-0.1	0.1	50
รูปที่ 4.1(ญ)	1	-0.5	1	0.2	100	1	-0.1	0.1	50
	10	-0.5	1	0.2	200	1	-0.1	0.1	50

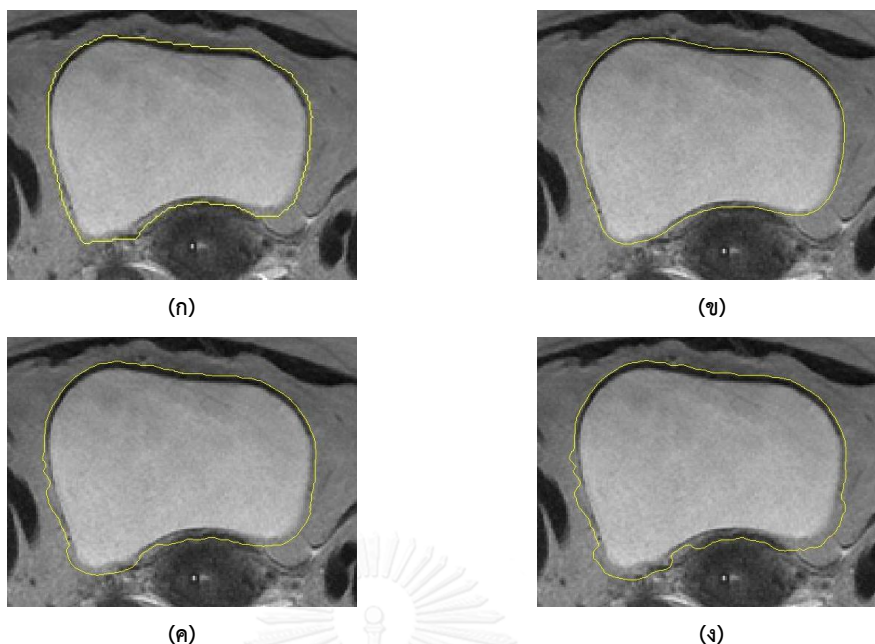
ตารางที่ 4.11 ค่าพารามิเตอร์สำหรับการหาขอบด้านนอกเฉพาะปัสสาวะในรูปที่ 4.1 ของกรรมวิธี Ma และคณะ

ชุดข้อมูล (สไลด์ที่)		พารามิเตอร์ในสมการที่ (2.20)		
		μ	λ	จำนวนรอบวนซ้ำ
รูปที่ 4.1(ก)	1	1	1	50
	10	1	1	50
รูปที่ 4.1(ข)	1	1	1	250
	10	1	1	70
รูปที่ 4.1(ค)	1	1	1	50
	10	1	1	50
รูปที่ 4.1(ง)	1	1	1	50
	10	1	1	70
รูปที่ 4.1(จ)	1	1	1	70
	10	0.5	1	75
รูปที่ 4.1(ฉ)	1	0.5	1	110
	10	0.5	1	110
รูปที่ 4.1(ช)	1	0.5	1	50
	10	0.5	1	50
รูปที่ 4.1(ซ)	1	0.5	1	50
	10	1	1	70
รูปที่ 4.1(ณ)	1	1	1	50
	10	0.5	1	80
รูปที่ 4.1(ญ)	1	1	1	100
	10	1	1	100

ตารางที่ 4.12 ค่าเฉลี่ยแสดงประสิทธิภาพสำหรับการหาขอบด้านนอกของกรรมวิธี CDLS กรรมวิธีของ Ma และคณะ และกรรมวิธีที่นำเสนอ

กรรมวิธี	ความไวเฉลี่ย	PPV เฉลี่ย	DSC เฉลี่ย
CDLS	0.946	0.968	0.955
Ma และคณะ	0.885	0.986	0.926
Proposed Method	0.921	0.971	0.940

ตัวหนาแสดงค่าที่มีประสิทธิภาพสูงที่สุด



รูปที่ 4.14 ผลการแบ่งส่วนภาพ (แสดงด้วยเส้นสีเหลือง) ที่กำหนดจำนวนรอบวนซ้ำที่แตกต่างกันของ
กรรมวิธี CDLS (ก) ผลการแบ่งส่วนของผู้เชี่ยวชาญ ผลลัพธ์ของกรรมวิธี CDLS
เมื่อกำหนดจำนวนรอบวนซ้ำเป็น (ข) 30 รอบ (ค) 50 รอบ (ง) 70 รอบ

4.4.3 การเปรียบเทียบประสิทธิภาพการตัดแบ่งผนังด้านนอกของกระเพาะปัสสาวะ

ในการประเมินประสิทธิภาพผลลัพธ์ที่ได้จากกรรมวิธีการหาขอบด้านนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะ จะนำค่าพารามิเตอร์ที่ได้ในหัวข้อที่ 4.4.2 มาตัดแบ่งสไลด์ที่เหลือ 80 สไลด์และได้ผลการประเมินค่าทางสถิติ ดังตารางที่ 4.13 ทั้งนี้ค่าพารามิเตอร์สำหรับกรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีของ Ma และคณะ มี 2 ชุดต่อ 1 ชุดภาพ จึงได้ผลลัพธ์ 2 ชุดต่อ 1 สไลด์ ซึ่งในการทดลองนี้จะเลือกใช้ค่าที่ดีกว่า

จากตารางที่ 4.13 แสดงให้เห็นว่า ผลการหาขอบด้านนอกด้วยกรรมวิธี Ma และคณะ ให้ค่าความไวต่ำที่สุด และมีค่า PPV สูงที่สุด แสดงว่ากรรมวิธีนี้หาเส้นขอบด้านนอกของกระเพาะปัสสาวะครอบคลุมพื้นที่ไม่ครบทั้งกระเพาะปัสสาวะ ซึ่งเมื่อพิจารณาเพิ่มเติมทางสายตาร่วมด้วย พบว่าเส้นขอบที่ได้จากกรรมวิธี Ma และคณะหยุดก่อนถึงขอบด้านนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะ และเส้นขอบที่ได้ห่างจากบริเวณภายในกระเพาะปัสสาวะค่อนข้างคงที่โดยไม่ขึ้นกับการเปลี่ยนแปลงความสว่าง (รูปที่ 4.15(ค) และรูปที่ 4.16(ค)) สาเหตุนี้เกิดจากการที่เส้นขอบหยุดตามความหนาของผนังกระเพาะปัสสาวะที่กำหนดในสมการที่ (2.22) ซึ่งในการทดลองให้มีค่าเท่ากับความหนาทั่วไปของกระเพาะปัสสาวะในผู้ป่วยที่ได้รับการรักษาด้วยการใส่แร่ คือมีค่าประมาณ 5 มิลลิเมตร หรือคิดเป็น 7

จุดภาพ ดังนั้นเมื่อเปลี่ยนค่าความหนาผนังกระเพาะปัสสาวะในสมการที่ (2.22) ไปจะพบว่าเส้นขอบจะหยุดห่างจากพื้นที่ยึดในแปรตามความหนาที่กำหนดดังแสดงในรูปที่ 4.17

ตารางที่ 4.13 ยังแสดงให้เห็นว่ากรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีที่นำเสนอให้ค่าทางสถิติที่ใกล้เคียงกัน แต่จากการพิจารณาเพิ่มทางสายตา พบว่าผลจากกรรมวิธี CDLS จะหยุดเคลื่อนที่บริเวณขอบด้านนอกที่มีค่าความสว่างแตกต่างกันชัดเจน ดังรูปที่ 4.15(ข) ในกรณีที่ขอบด้านนอกมีค่าความสว่างไม่ชัดเจน ดังรูปที่ 4.16(ข) การหยุดของเส้นขอบเกิดจากการกำหนดจำนวนรอบวนซ้ำ เนื่องจากฟังก์ชันค่าของกรรมวิธีนี้จะไม่เข้าสู่ศูนย์หากค่าความสว่างไม่แตกต่างกันมากพอ ดังแสดงในรูปที่ 4.18 ซึ่งในทางปฏิบัติการกำหนดรอบวนซ้ำในทุกๆสไลด์เป็นขั้นตอนที่เสียเวลามาก ในขณะที่กรรมวิธีที่นำเสนอ สามารถตัดแบ่งพื้นที่กระเพาะปัสสาวะได้ใกล้เคียงกับผลลัพธ์มาตรฐาน ทั้งในกรณีที่ขอบชัดเจนและไม่ชัดเจน โดยไม่มีการกำหนดจำนวนรอบวนซ้ำ ดังรูปที่ 4.15(ง) และรูปที่ 4.16(ง)

ในการปฏิบัติจริง เราไม่สามารถกำหนดค่าพารามิเตอร์แยกสำหรับแต่ละภาพในชุดภาพได้ ดังนั้นในการกำหนดการวนรอบซ้ำเพียง 1-2 ค่าสำหรับ 1 ชุดภาพนั้นส่งผลให้การตัดแบ่งภาพวิธี CDLS อาจให้ผลลัพธ์ที่ไม่เหมาะสมแม้ในกรณีที่เส้นขอบจะชัดเจน ดังตัวอย่างรูปที่ 4.19 เมื่อกำหนดจำนวนรอบวนซ้ำเท่ากับ 70 รอบสำหรับชุดภาพที่ 10 ตามค่าในตารางที่ 4.11 นั้น พบว่าเส้นขอบที่ได้ในสไลด์ที่ 8 ยังไม่แนบชิดกับเส้นขอบจริงเนื่องจาก เส้นขอบหยุดก่อนจะถึงขอบที่แท้จริง ดังรูปที่ 4.19(ก) ในขณะที่เส้นขอบที่ได้ในสไลด์ที่ 5 มีลักษณะค่อนข้างดี ดังรูปที่ 4.19(ข) เมื่อเพิ่มจำนวนรอบวนซ้ำเป็น 300 รอบแล้วพบว่าเส้นขอบที่ได้สำหรับสไลด์ที่ 8 ใกล้เคียงกับผลลัพธ์มาตรฐานมากยิ่งขึ้น ดังรูปที่ 4.19(ค) แต่เส้นขอบที่เคยเหมาะสมในสไลด์ที่ 5 กลับเคลื่อนจากขอบของผนังกระเพาะปัสสาวะเข้าไปบริเวณช่องคลอด ดังรูปที่ 4.19(ง)

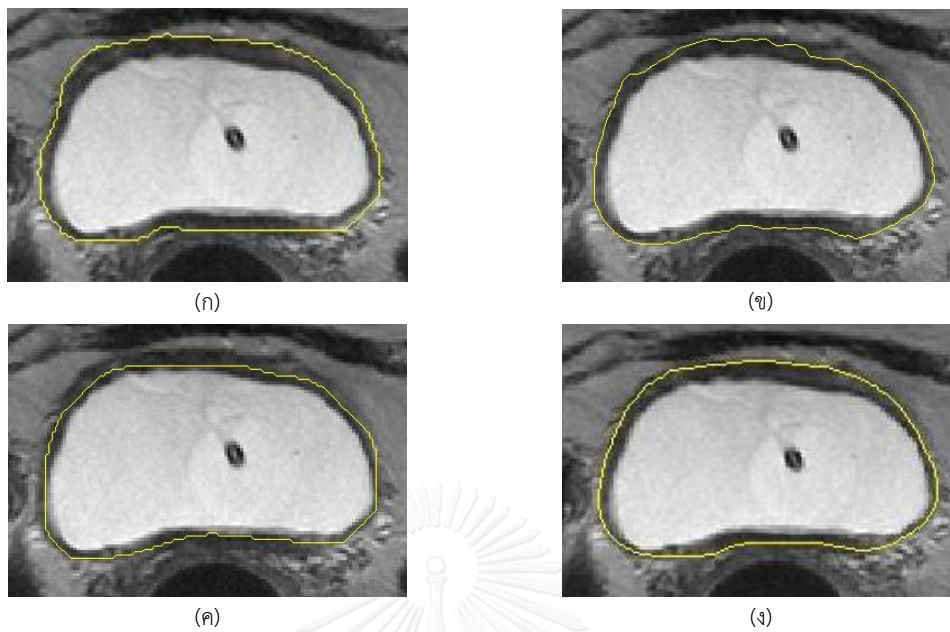
ตารางที่ 4.13 ค่าเฉลี่ยแสดงประสิทธิภาพสำหรับการหาขอบด้านนอกของกรรมวิธี CDLS กรรมวิธี Ma และคณะ และกรรมวิธีที่นำเสนอ

กรรมวิธี	ความไวเฉลี่ย	PPV เฉลี่ย	DSC เฉลี่ย
CDLS	0.958	0.966	0.961
Ma และคณะ	0.929	0.982	0.952
Proposed Method	0.957	0.970	0.962

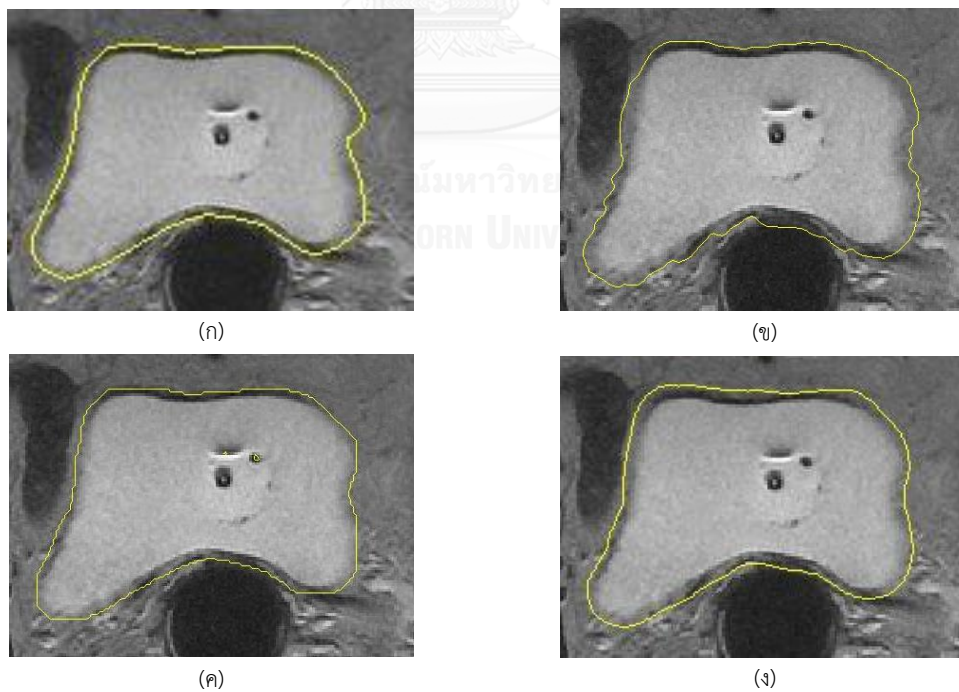
ตัวหนาแสดงค่าที่มีประสิทธิภาพสูงที่สุด

ในผู้ป่วยบางราย อาจพบฟองอากาศอยู่ภายในช่องท้อง ส่งผลให้บริเวณรอยต่อระหว่าง กระเพาะปัสสาวะและเนื้อเยื่อข้างเคียงด้านหน้าไม่ชัดเจน โดยความหนาที่เกิดขึ้นอาจมีหรือไม่มีการ เปลี่ยนแปลง ประกอบกับความหนาระหว่างช่องคลอดและกระเพาะปัสสาวะมีค่าน้อยกว่าบริเวณอื่น เป็นผลมาจากตำแหน่งที่สอดในช่องคลอด ทำให้ความหนาของผนังกระเพาะปัสสาวะไม่เท่ากันทุก บริเวณ แสดงดังรูปที่ 4.20 ผลลัพธ์จากกรรมวิธี CDLS จะให้ผลที่ผิดพลาด เส้นขอบที่ได้จะเคลื่อนที่ เข้าไปในฟองอากาศและช่องคลอด ดังรูปที่ 4.20(ข) ในขณะที่กรรมวิธีของ Ma และคณะ ที่สามารถ กำหนดความหนาของผนังกระเพาะปัสสาวะเพียงค่าเดียว เส้นขอบที่ได้ก็จะติดเพี้ยนเช่นกัน กล่าวคือ ถ้ากำหนดความหนาของผนังกระเพาะปัสสาวะที่ 7 จุดภาพ เส้นขอบด้านหน้าที่ได้จะหยุดเคลื่อนที่ ก่อนเจอขอบจริง เส้นขอบไม่แนบชิดกับขอบที่แท้จริง ดังรูปที่ 4.20(ค) แต่ถ้ากำหนดความหนาของ ผนังกระเพาะปัสสาวะที่ 9 จุดภาพ เส้นขอบด้านบนที่ได้จะแนบชิดกับขอบที่แท้จริง แต่เส้นขอบ ด้านหลังจะเคลื่อนที่เลยจากขอบจริง ดังรูปที่ 4.20(ง) ในขณะที่เส้นขอบที่ได้จากกรรมวิธีที่นำเสนอ จะแนบชิดกับขอบที่แท้จริงได้ถูกต้องและเหมาะสมมากกว่ากรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีของ Ma และ คณะ ดังรูปที่ 4.20)

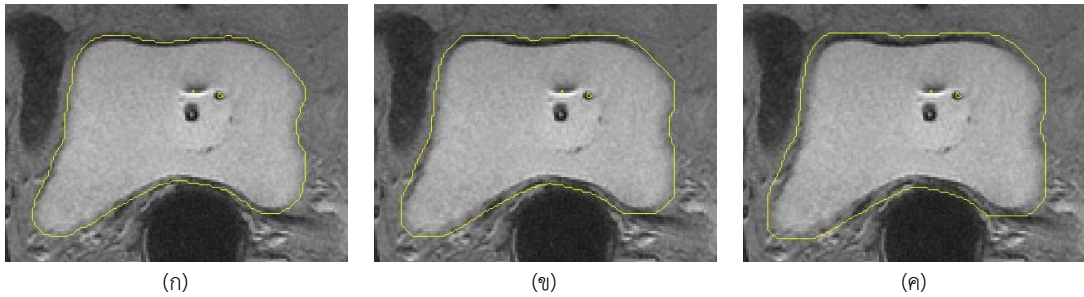
จากการทดลอง สามารถสรุปได้ว่ากรรมวิธีที่นำเสนอสามารถตัดแบ่งด้านนอกของผนัง กระเพาะปัสสาวะได้ถูกต้องทั้งกรณีที่มีขอบชัดเจน และไม่ชัดเจน รวมไปถึงการกำหนดค่าพารามิเตอร์ สามารถทำได้ง่าย ค่าที่ใช้อ้างอิงกับสรีระของผู้ป่วย ไม่จำเป็นต้องปรับพารามิเตอร์อย่างละเอียด สำหรับแต่ละสไลด์เพื่อให้ได้ผลที่เหมาะสมดังเช่นในกรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีของ Ma และคณะ รวมไปถึงผลลัพธ์ที่ได้มีความราบเรียบ ใกล้เคียงกับการตัดแบ่งจากผู้เชี่ยวชาญมากที่สุด



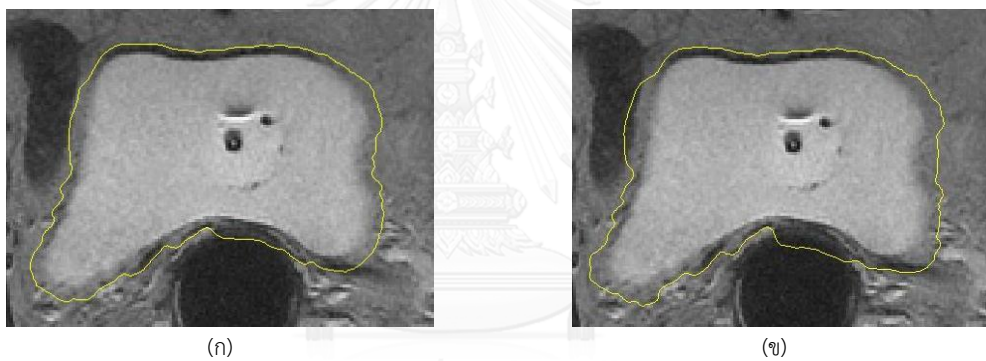
รูปที่ 4.15 ตัวอย่างผลการแบ่งส่วนภาพ กรณีขอบด้านนอกของกระเพาะปัสสาวะชัดเจนด้วย (ก) ผู้เชี่ยวชาญ (ข) กรรมวิธี CDLS (ค) กรรมวิธี Ma และคณะ และ (ง) กรรมวิธีที่นำเสนอ



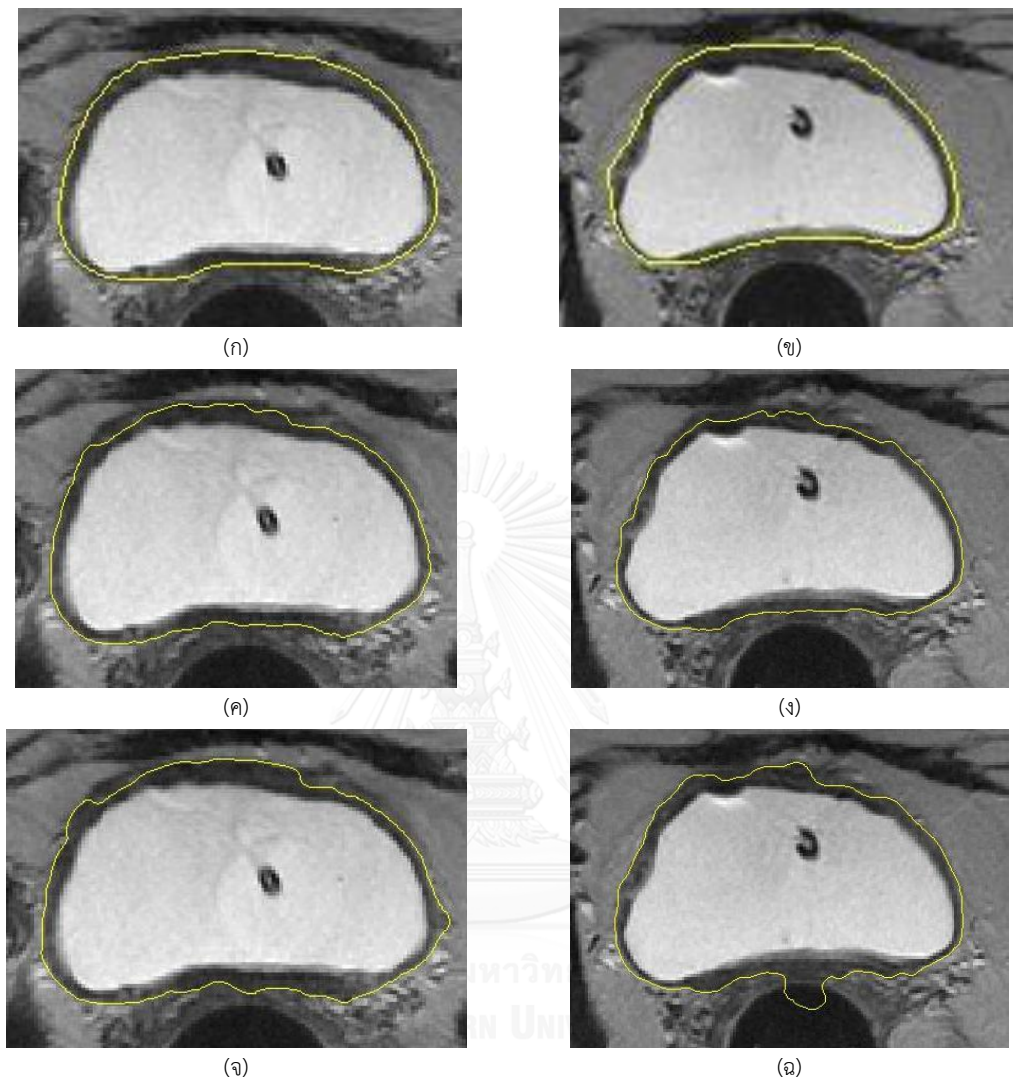
รูปที่ 4.16 ตัวอย่างผลการแบ่งส่วนภาพกรณีขอบด้านนอกของกระเพาะปัสสาวะไม่ชัดเจนด้วย (ก) ผู้เชี่ยวชาญ (ข) กรรมวิธี CDLS (ค) กรรมวิธี Ma และคณะ และ (ง) กรรมวิธีที่นำเสนอ



รูปที่ 4.17 ตัวอย่างผลการแบ่งส่วนภาพ (รูปที่ 4.16) ด้วยกรรมวิธี Ma และคณะ กำหนดความหนาของผนังกระเพาะปัสสาวะที่ (ก) 5 จุดภาพ (ข) 7 จุดภาพ และ (ค) 9 จุดภาพ



รูปที่ 4.18 ตัวอย่างผลการแบ่งส่วนภาพ (รูปที่ 4.16) ด้วยกรรมวิธี CDLS ที่จำนวนรอบการวนซ้ำที่ (ก) 70 รอบ (ข) 100 รอบ

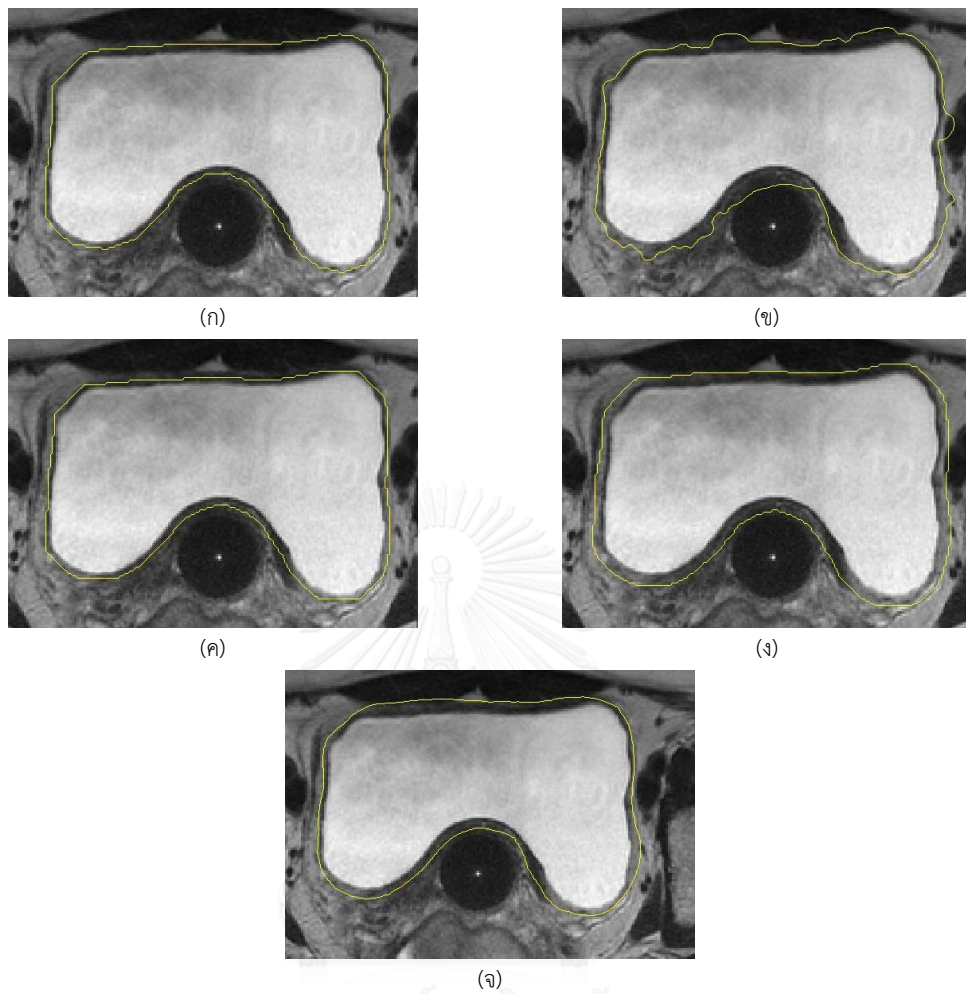


รูปที่ 4.19 ผลของการปรับจำนวนรอบในการหาขอบด้านนอกของกระเพาะปัสสาวะด้วยกรรมวิธี CDLS

ผลลัพธ์มาตรฐานของ (ก) สไลด์ที่ 8 และ (ข) สไลด์ที่ 5

ผลลัพธ์ของกรรมวิธี CDLS เมื่อกำหนดจำนวนรอบเท่ากับ 70 ของ (ค) สไลด์ที่ 8 และ (ง) สไลด์ที่ 5

ผลลัพธ์ของกรรมวิธี CDLS เมื่อกำหนดจำนวนรอบเท่ากับ 300 ของ (จ) สไลด์ที่ 8 และ (ฉ) สไลด์ที่ 5



รูปที่ 4.20 ตัวอย่างผลการแบ่งส่วน กรณีมีฟองอากาศภายในช่องท้อง ด้วย (ก) ผู้เชี่ยวชาญ (ข) กรรมวิธี CDLS (ค) กรรมวิธี Ma และคณะ กำหนดความหนาที่ 7 จุดภาพ (ง) กรรมวิธี Ma และคณะ กำหนดความหนาที่ 9 จุดภาพ และ (จ) กรรมวิธีที่นำเสนอ

บทที่ 5

บทสรุป

5.1 สรุปผลการทดลอง

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้นำเสนอกรรมวิธีการหาพื้นที่กระเพาะปัสสาวะในภาพเอ็มอาร์ไอ แบบ T2 weighted เพื่อช่วยวางแผนการรักษามะเร็งปากมดลูกด้วยวิธีใส่แร่ โดยภาพเอ็มอาร์ไอที่ใช้วางแผนการรักษาไม่มีข้อแตกต่างจากภาพเอ็มอาร์ไอสำหรับการวินิจฉัยทั่วไป คือ ความไม่ชัดเจนของผนังด้านในบางส่วนและผนังด้านนอกเกือบทั้งหมดของกระเพาะปัสสาวะ เนื่องจากเป็นภาพตามแนวแกนไม่มาตรฐาน ส่งผลให้ความหนาของผนังกระเพาะปัสสาวะผิดเพี้ยนจากค่าทั่วไป ความหนาผนังกระเพาะปัสสาวะบริเวณด้านหน้าและด้านหลังแตกต่างกัน อันเนื่องจากการบีบอัดของแท่งนำแร่และสำลีในช่องคลอด ในการหาพื้นที่กระเพาะปัสสาวะโดยทั่วไปและที่ใช้ในงานวิทยานิพนธ์นี้ ประกอบด้วย 2 กรรมวิธี คือ การแบ่งพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะและการหาขอบด้านนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะ ซึ่งทั้งสองกรรมวิธีนี้ทดลองกับภาพเอ็มอาร์ไอ 10 ชุดภาพ ชุดภาพละ 10 สไลด์ ทำการประเมินผลลัพธ์เทียบกับผลลัพธ์มาตรฐานจากการกำหนดขอบเขตโดยรังสีแพทย์ พร้อมทั้งเปรียบเทียบประสิทธิภาพกับกรรมวิธี CDLS[13] และกรรมวิธีของ Ma และคณะ[17] ผ่านค่าทางสถิติ 3 ค่า คือ ค่าความไว ค่า PPV และค่า DSC และพิจารณาผลลัพธ์ผ่านทางสายตาร่วมด้วย

โดยทั่วไปกรรมวิธีการหาพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะเป็นขั้นตอนที่มีความสำคัญมาก เนื่องจากผลลัพธ์ที่ได้จากขั้นตอนนี้ จะใช้เป็นข้อมูลอ้างอิงในการหาพื้นที่กระเพาะปัสสาวะทั้งหมด โดยการแบ่งส่วนด้วยกรรมวิธีเลเวลเซต เป็นกรรมวิธีที่ได้รับความนิยมกับภาพทางการแพทย์ เนื่องจากสามารถแบ่งพื้นที่ที่มีรูปร่างซับซ้อนและหลากหลายได้ดี ซึ่งกรรมวิธีเลเวลเซตถูกนิยามได้หลายรูปแบบ เช่น Qin และคณะ[13] เสนอ “กรรมวิธี Coupled Directional Level Set (CDLS)” ที่ปรับฟังก์ชันค่าอ้างอิงจากขนาดเกรเดียนต์และทิศเกรเดียนต์ความสว่าง ซึ่งให้ผลลัพธ์ที่ดีเมื่อขอบผนังด้านในชัดเจน ในขณะที่ Ma และคณะ[17] ที่ในวิทยานิพนธ์นี้ขอเรียกเป็น “กรรมวิธี GlobalWt” ที่ปรับฟังก์ชันค่าอ้างอิงจากค่าความสว่างเฉลี่ย ภายใต้ข้อจำกัดที่ว่า การกระจายความสว่างภายในกระเพาะปัสสาวะต้องมีค่าความสว่างเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากันทุกบริเวณ ซึ่งการปรับฟังก์ชันค่าทั้งสองแบบให้ผลลัพธ์ที่ดีกับภาพลักษณะแตกต่างกัน อย่างไรก็ตามลักษณะกระเพาะปัสสาวะในภาพเอ็มอาร์ไอนี้ อาจพบทั้งพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะมีการกระจายความสว่างที่แตกต่างกันมากในแต่ละบริเวณหรือขอบไม่ชัดเจน เพื่อแก้ปัญหาการตัดแบ่งภาพลักษณะที่กล่าวมา

ขอเสนอ “กรรมวิธีเลเวลเซตที่ใช้ผลต่างของค่าเฉลี่ยความสว่างแบบมีทิศทาง (Directional Local Mean Difference Level Set Method; DLMD-LS)” ที่ปรับฟังก์ชันค่าอ้างอิงทีศเกรเดียนต์ความสว่างและผลต่างของค่าความสว่างเฉลี่ยที่พิจารณาเป็นพื้นที่เล็กๆ

จากการทดลองกรรมวิธี DLMD-LS เปรียบเทียบกับกรรมวิธี CDLS และกรรมวิธี GlobalWt แล้ว พบว่ากรรมวิธี DLMD-LS สามารถแบ่งพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะได้ถูกต้องทั้งลักษณะพื้นที่ที่มีการกระจายค่าความสว่างสม่ำเสมอและไม่สม่ำเสมอ ตลอดจนขอบผนังด้านในที่ชัดเจนและไม่ชัดเจนด้วย กล่าวคือ กรรมวิธี DLMD-LS มีประสิทธิภาพมากกว่ากรรมวิธี CDLS และ GlobalWt และทนต่อสัญญาณรบกวนได้ดีกว่า ขณะที่กรรมวิธี CDLS และ GlobalWt ประสบปัญหาต่อไปนี้

- เมื่อกรรมวิธี GlobalWt เจอลักษณะภาพที่มีการกระจายค่าความสว่างภายในกระเพาะปัสสาวะไม่สม่ำเสมอ จะให้ผลการตัดแบ่งผิดเพี้ยนค่อนข้างมาก เนื่องจากกรรมวิธีนี้พิจารณาตามค่าความสว่างเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของพื้นที่ภายใน
- กรรมวิธี CDLS และกรรมวิธี GlobalWt ให้ผลการตัดแบ่งพื้นที่ผิดพลาด เมื่อขอบด้านในกระเพาะปัสสาวะไม่ชัดเจน ฟังก์ชันค่าของกรรมวิธีทั้งสองจะไม่เข้าสู่ศูนย์ เนื่องจากฟังก์ชันค่าของกรรมวิธี CDLS ไม่พบทีศของเกรเดียนต์ที่แสดงถึงการเปลี่ยนแปลงความสว่างบริเวณขอบอย่างที่เราจะเป็น และฟังก์ชันค่าของกรรมวิธี GlobalWt ไม่พบความแตกต่างของค่าความสว่างเฉลี่ยระหว่างพื้นที่สองพื้นที่
- เพื่อให้ได้ผลการตัดแบ่งพื้นที่ที่ถูกต้อง กรรมวิธี CDLS และกรรมวิธี GlobalWt ต้องกำหนดค่าพารามิเตอร์ใหม่เกือบทุกสไลด์ๆ ไม่สามารถใช้ค่าพารามิเตอร์ชุดเดียวกันกับทั้งชุดภาพได้ และในบางสไลด์ต้องควบคุมที่จำนวนรอบวนซ้ำที่ใช้ปรับค่า ρ แสดงให้เห็นว่าเส้นขอบที่ได้ยังไม่เข้าสู่หาตำแหน่งจริงที่ฟังก์ชันค่าต่ำสุด

เมื่อพิจารณาลักษณะขอบด้านนอกของกระเพาะปัสสาวะ พบว่ามีทั้งบริเวณที่ขอบชัดเจนและไม่ชัดเจน และความหนาของกระเพาะปัสสาวะไม่เท่ากันทุกบริเวณ กล่าวคือความหนาระหว่างกระเพาะปัสสาวะกับช่องคลอดมีค่าน้อยกว่าบริเวณอื่น เนื่องจากถูกบีบอัดโดยสำลีและแท่งนำแร่ จากข้อมูลข้างต้น จึงขอเสนอกรรมวิธีหาขอบด้านนอกกระเพาะปัสสาวะโดยอ้างอิงจากแนวปฏิบัติของรังสีแพทย์ ที่พิจารณาขอบด้านนอกจากลักษณะขอบด้านใน และประมาณค่าในบริเวณที่ขอบไม่ชัดเจนจากขอบที่ชัดเจน รวมไปถึงการกำหนดเส้นขอบที่ราบเรียบ โดยจะคำนวณหาตำแหน่งที่มีขอบค่อนข้างชัดเจนตามแนวตั้งฉากที่พุ่งออกจากเส้นขอบในและมีค่าเกรเดียนต์ความสว่างสูงกว่าค่าที่กำหนด ($T_{intensity}$) ทั้งนี้หากไม่พบตำแหน่งที่มีค่าเกรเดียนต์สูงแล้ว จะเลือกใช้ค่าความหนาของผนัง

กระเพาะปัสสาวะที่ผู้ใช้กำหนดแทน หลังจากนั้นจะเพิ่มความราบเรียบด้วยวงจรรองซาวีสกี-โกเลย์
อันดับที่ 1

จากการทดลอง กรรมวิธีที่นำเสนอเปรียบเทียบกับกรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีของ Ma และ
คณะ พบว่ากรรมวิธีที่นำเสนอไม่จำเป็นต้องปรับค่าพารามิเตอร์โดยละเอียดและให้ผลการตัดแบ่ง
พื้นที่กระเพาะปัสสาวะที่ถูกต้องเหมาะสม ในขณะที่กรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีของ Ma และคณะ
ประสบปัญหาดังต่อไปนี้

- การหยุดเคลื่อนที่ของเส้นขอบด้านนอกจากกรรมวิธีของ Ma และคณะแปรผันตามความ
หนาของผนังกระเพาะปัสสาวะที่กำหนด โดยไม่คำนึงถึงการเปลี่ยนแปลงค่าความสว่าง
และ กำหนดความหนาของผนังกระเพาะปัสสาวะได้เพียงค่าเดียว เมื่อพิจารณา พบว่า
ขอบด้านนอกที่แท้จริงมีความหนาไม่เท่ากันทุกด้าน การกำหนดค่าความหนาเพียงค่า
เดียว ส่งผลให้เส้นขอบที่ได้เลยเข้าไปในบริเวณระหว่างช่องคลอดและผนังกระเพาะ
ปัสสาวะที่มีความหนาน้อยกว่าบริเวณอื่น เนื่องจากการถูกบีบอัดของแท่งนำแร่ หรือเส้น
ขอบด้านนอกที่ได้ไม่แนบชิดกับเส้นขอบจริงทางด้านบนเมื่อกำหนดให้ความหนาน้อยลง
จากค่าปกติ
- ในกรณีที่ขอบนอกไม่ชัดเจน ฟังก์ชันค่าของกรรมวิธี CDLS จะไม่เข้าสู่ศูนย์ เนื่องจาก
ความแตกต่างของค่าความสว่างไม่มากพอ การหยุดของเส้นขอบที่ได้ เกิดจากการ
กำหนดจำนวนรอบวนซ้ำ

5.2 ข้อดีของกรรมวิธีที่นำเสนอ

- กรรมวิธีที่นำเสนอ สามารถหาเส้นขอบด้านในและด้านนอกของกระเพาะปัสสาวะได้
แม่นยำและสะดวกในการใช้งานเนื่องจากไม่จำเป็นต้องปรับค่าพารามิเตอร์อย่างละเอียด
สามารถใช้พารามิเตอร์ค่าเดียวกับหลายชุดภาพได้
- การตัดแบ่งพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะ ด้วยกรรมวิธี DLMD-LS ทนต่อสัญญาณ
รบกวนที่เกิดจากการเก็บภาพและขั้นตอนการรักษาด้วยการใส่แร่ได้ดี สังเกตจากผลลัพธ์
ที่ได้จากการตัดแบ่งพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะมีความถูกต้องมาก ใช้ได้กับภาพหลาย
รูปแบบ ทั้งที่มีขอบด้านในชัดเจนและไม่ชัดเจน และพื้นที่ภายในกระเพาะปัสสาวะที่มี
การกระจายค่าความสว่างที่สม่ำเสมอและไม่สม่ำเสมอ

- การหาเส้นขอบด้านนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะ ด้วยกรรมวิธีที่นำเสนอ จะแบ่งการกำหนดความหนาเป็น 2 ส่วน ตามลักษณะของภาพเอ็มอาร์ไอจากการใส่แร่ ซึ่งเมื่อแบ่งการพิจารณาแล้ว จะได้เส้นขอบที่มีความถูกต้องมากยิ่งขึ้น นอกจากนี้แล้ว พารามิเตอร์ที่กำหนดอ้างอิงได้จากลักษณะทางกายภาพ (ความหนาของผนังกระเพาะปัสสาวะ) ทำให้ผู้ใช้งานสามารถกำหนดได้ง่าย

5.3 ข้อจำกัดของกรรมวิธีที่นำเสนอ

- ในกรณีที่กายวิภาคของผนังกระเพาะปัสสาวะของผู้ป่วยไม่เป็นไปตามปกติ อาจเกิดการหาขอบด้านนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะไม่สัมพันธ์กับลักษณะกายวิภาคจริง
- ในการหาขอบด้านนอกของกระเพาะปัสสาวะ ไม่มีการตรวจสอบความสัมพันธ์ของผลลัพธ์ที่ได้กับสไลด์ข้างเคียงเพื่อเพิ่มความถูกต้องของการหาขอบด้านนอกของผนังกระเพาะปัสสาวะมากยิ่งขึ้น

5.4 ข้อเสนอแนะ

- ในทางปฏิบัติ การกำหนดขอบเขตของกระเพาะปัสสาวะไม่ได้กระทำโดยรังสีแพทย์ท่านเดียวเสมอไป และในการกำหนดของแต่ละท่าน ยังมีความแตกต่างกันบ้าง ดังนั้น ควรมีระบบเรียนรู้ด้วยตนเอง (Reinforced learning) เข้ามาเรียนรู้ลักษณะการตัดแบ่งที่แตกต่างกันของรังสีแพทย์แต่ละคน
- ในกรรมวิธีนี้ ต้องใช้ข้อมูลขอบด้านในที่ถูกต้องเพื่อหาขอบด้านนอกของสไลด์เดียวกัน ซึ่งสามารถช่วยให้หาขอบด้านนอกได้ดีเมื่อขอบด้านในซึ่งเป็นเส้นขอบเริ่มต้นตัดแบ่งได้ถูกต้อง แต่ในกรณีภาพบริเวณส่วนต้นและส่วนปลายกระเพาะปัสสาวะที่อาจมีขอบด้านในไม่ชัดเจน อาจทำให้กรรมวิธีการนี้ไม่ได้ผล จึงควรนำข้อมูลของสไลด์ข้างเคียงเข้ามาช่วยในการหาขอบสำหรับสไลด์บริเวณปลายกระเพาะปัสสาวะด้วย

รายการอ้างอิง

- [1] International Agency for Research on Cancer, "Latest world cancer statistics Global cancer burden rises to 14.1 million new cases in 2012," 2013.
- [2] N. c. institute, *HOSPITAL BASED CANCER REGISTRY ANNUAL REPORT 2012*. Thailand: Information Technology Division, National Cancer Institute, 2012.
- [3] N. M. Saad, S. A. R. Abu-Bakar, S. Muda, and M. Mokji, "Segmentation of brain lesions in diffusion-weighted MRI using thresholding technique," in *Signal and Image Processing Applications (ICSIPA), 2011 IEEE International Conference on*, 2011, pp. 249-254.
- [4] A. Sharifah Lailee Syed, H. Hambali, and N. Jamil, "An accurate thresholding-based segmentation technique for natural images," in *Humanities, Science and Engineering Research (SHUSER), 2012 IEEE Symposium on*, 2012, pp. 919-922.
- [5] A. Sheeba and S. Manikandan, "Image segmentation using bi-level thresholding," in *Electronics and Communication Systems (ICECS), 2014 International Conference on*, 2014, pp. 1-5.
- [6] B. Senthilkumar, G. Umamaheswari, and J. Karthik, "A novel region growing segmentation algorithm for the detection of breast cancer," in *Computational Intelligence and Computing Research (ICCIC), 2010 IEEE International Conference on*, 2010, pp. 1-4.
- [7] L. Song, Y. Lv, B. Yang, and Y. Wang, "Segmentation of breast masses using adaptive region growing," in *Strategic Technology (IFOST), 2013 8th International Forum on*, 2013, pp. 77-81.
- [8] O. P. Verma, M. Hanmandlu, S. Susan, M. Kulkarni, and P. K. Jain, "A Simple Single Seeded Region Growing Algorithm for Color Image Segmentation using Adaptive Thresholding," in *Communication Systems and Network Technologies (CSNT), 2011 International Conference on*, 2011, pp. 500-503.
- [9] C. Yun-Jen, P. Van-Truong, T. Thi-Thao, and S. Kuo-Kai, "Evaluation of active contour on medical inhomogeneous image segmentation," in *Computer*

- Science and Information Technology (ICCSIT), 2010 3rd IEEE International Conference on*, 2010, pp. 311-314.
- [10] H. Yousefi, M. Fatehi, M. Amian, and R. A. Zoroofi, "A fully automated segmentation of radius bone based on active contour in wrist MRI data set," in *Biomedical Engineering (ICBME), 2013 20th Iranian Conference on*, 2013, pp. 42-47.
- [11] L. Chunming, H. Rui, D. Zhaohua, J. C. Gatenby, D. N. Metaxas, and J. C. Gore, "A Level Set Method for Image Segmentation in the Presence of Intensity Inhomogeneities With Application to MRI," *Image Processing, IEEE Transactions on*, vol. 20, pp. 2007-2016, 2011.
- [12] L. Changyang, W. Xiuying, S. Eberl, M. Fulham, Y. Yong, C. Jinhu, *et al.*, "A Likelihood and Local Constraint Level Set Model for Liver Tumor Segmentation from CT Volumes," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 60, pp. 2967-2977, 2013.
- [13] Q. Xianjing, L. Yang, L. Hongbing, L. Xuelong, and Y. Pingkun, "Coupled Directional Level Set for MR Image Segmentation," in *Machine Learning and Applications (ICMLA), 2012 11th International Conference on*, 2012, pp. 185-190.
- [14] X. Qin, X. Li, Y. Liu, H. Lu, and P. Yan, "Adaptive Shape Prior Constrained Level Sets for Bladder MR Image Segmentation," *Biomedical and Health Informatics, IEEE Journal of*, vol. PP, pp. 1-1, 2013.
- [15] J. W. Chi, M. Brady, N. R. Moore, and J. A. Schnabel, "Segmentation of the bladder wall using coupled level set methods," in *Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2011 IEEE International Symposium on*, 2011, pp. 1653-1656.
- [16] L. Chunming, X. Chenyang, G. Changfeng, and M. D. Fox, "Distance Regularized Level Set Evolution and Its Application to Image Segmentation," *Image Processing, IEEE Transactions on*, vol. 19, pp. 3243-3254, 2010.
- [17] Z. Ma, R. Jorge, T. Mascarenhas, and J. S. Tavares, "Novel Approach to Segment the Inner and Outer Boundaries of the Bladder Wall in T2-Weighted Magnetic Resonance Images," *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 39, pp. 2287-2297, 2011/08/01 2011.

- [18] D. Chaijie, Y. Kehong, L. Fanghua, X. Ping, L. Guoqing, and L. Zhengrong, "Volume-Based Features for Detection of Bladder Wall Abnormal Regions via MR Cystography," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 58, pp. 2506-2512, 2011.
- [19] D. Chaijie, L. Zhengrong, B. Shangliang, Z. Hongbin, W. Su, Z. Guangxiang, *et al.*, "A Coupled Level Set Framework for Bladder Wall Segmentation With Application to MR Cystography," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 29, pp. 903-915, 2010.
- [20] S. Tae-O-Sot, S. Auethavekiat, and S. Jitapunkul, "Shape Based Segmentation by Level Set Method for Medical Objects Containing Two Regions," in *Image Processing, 2006 IEEE International Conference on*, 2006, pp. 1929-1932.
- [21] S. Tae-o-sot, S. Jitapunkul, and S. Auethavekiat, "Shape-Based Object Segmentation with Simultaneous Intensity Adjustment," in *Computer and Robot Vision, 2006. The 3rd Canadian Conference on*, 2006, pp. 56-56.
- [22] S. Osher, *Level Set Method and Dynamic Implicit Surfaces*. United States of American: Speinger-Verlag New York, 2002.
- [23] B. v. Brunt, *The Calculus of Variations* Springer-Verlag New York, 2003.

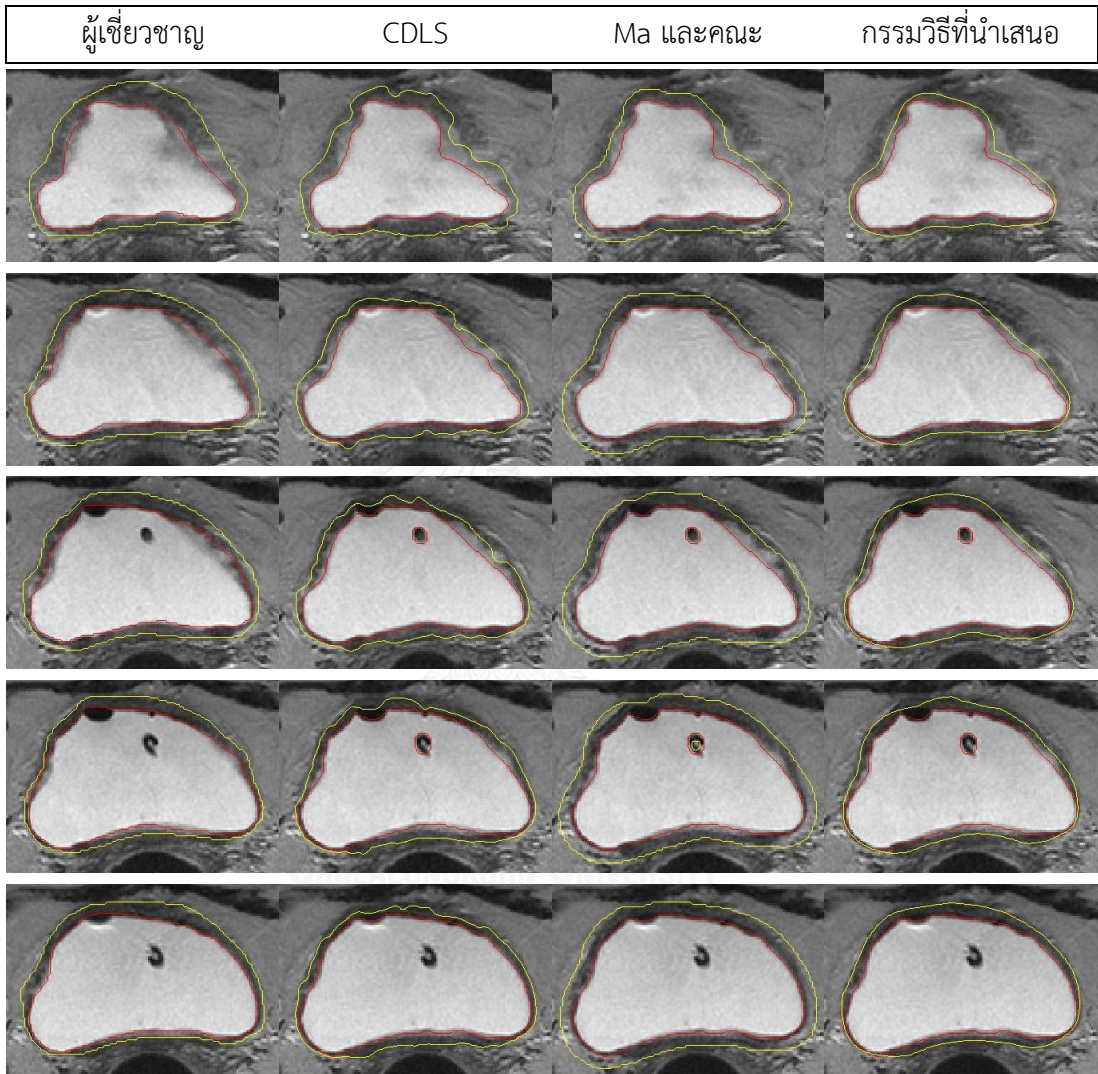


ภาคผนวก

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

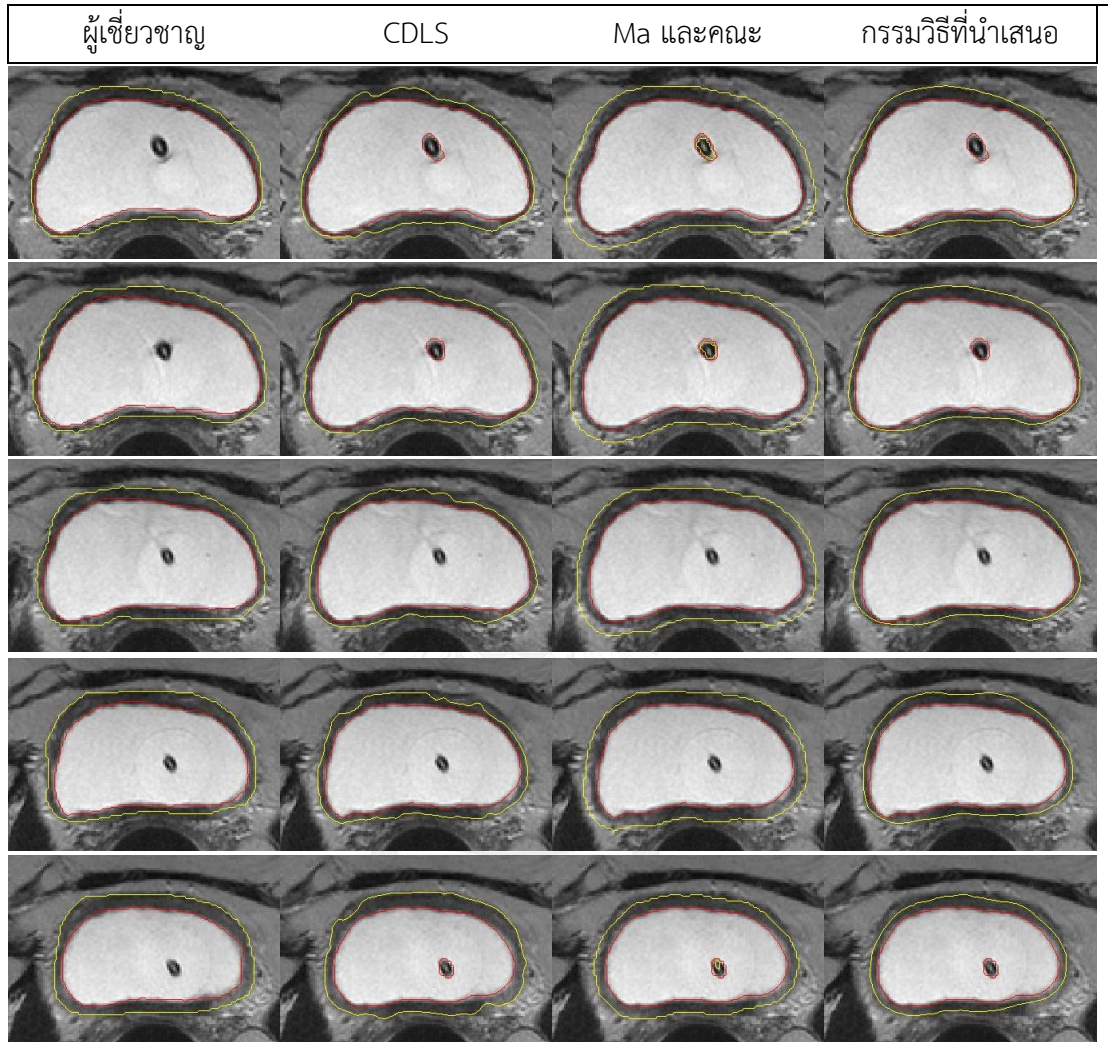
ภาคผนวก ก ผลการตัดแบ่งกระเพาะปัสสาวะ

ตารางที่ ก-1 ผลการตัดแบ่งกระเพาะปัสสาวะชุดภาพที่ 1 ด้วยกรรมวิธีต่างๆ เมื่อเส้นสีแดงแสดงขอบด้านใน และเส้นสีเขียวแสดงขอบด้านนอก



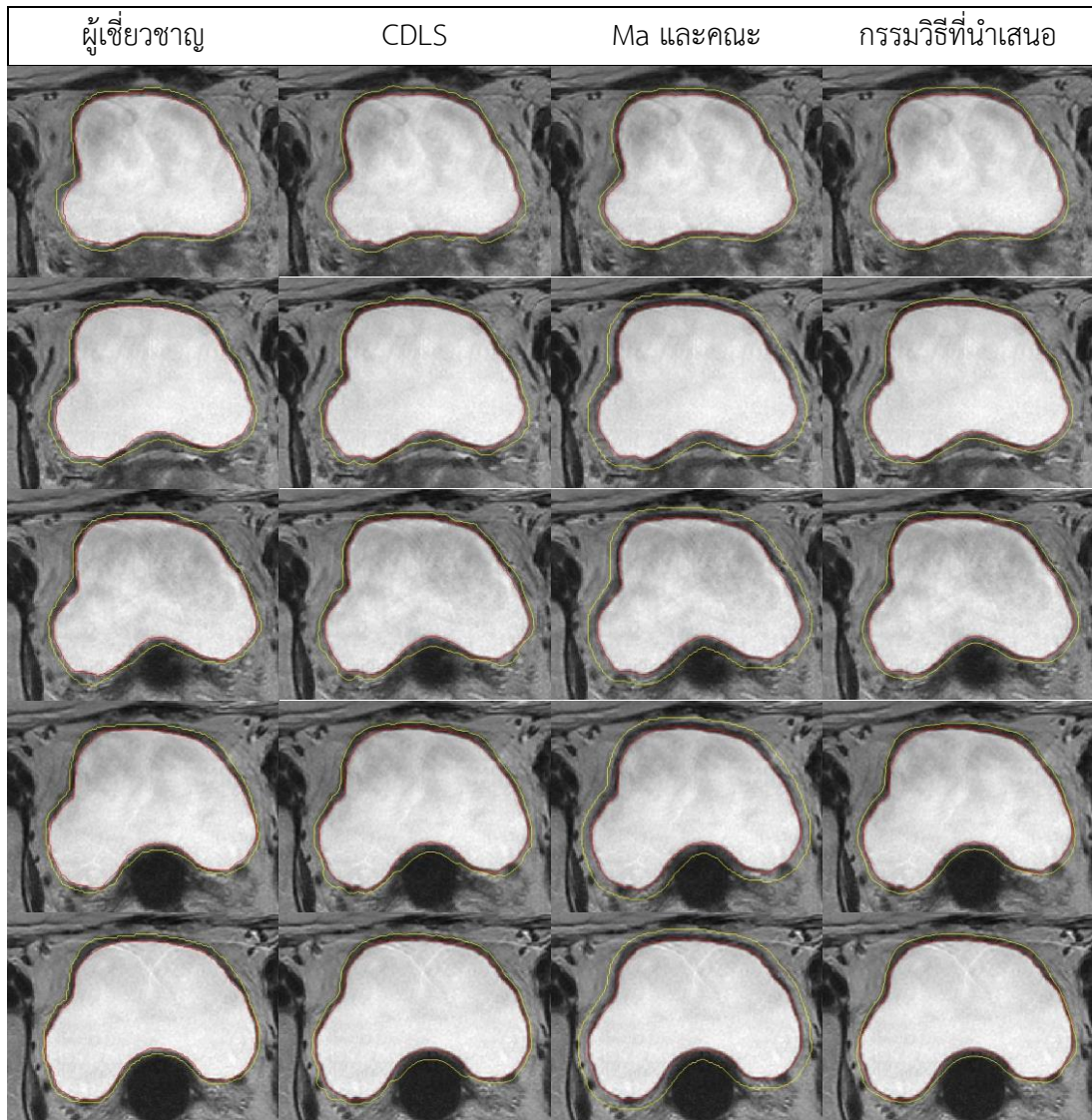
*ผลลัพธ์การตัดแบ่งเส้นขอบด้านในด้วยกรรมวิธี DLMD-LS เป็นเส้นขอบเริ่มต้นในการหาขอบด้านนอกของกรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีของ Ma และคณะ

ตารางที่ ก-1(ต่อ) ผลการตัดแบ่งกระเพาะปัสสาวะชุดภาพที่ 1 ด้วยกรรมวิธีต่างๆ เมื่อเส้นสีแดงแสดงขอบด้านใน และเส้นสีเขียวแสดงขอบด้านนอก



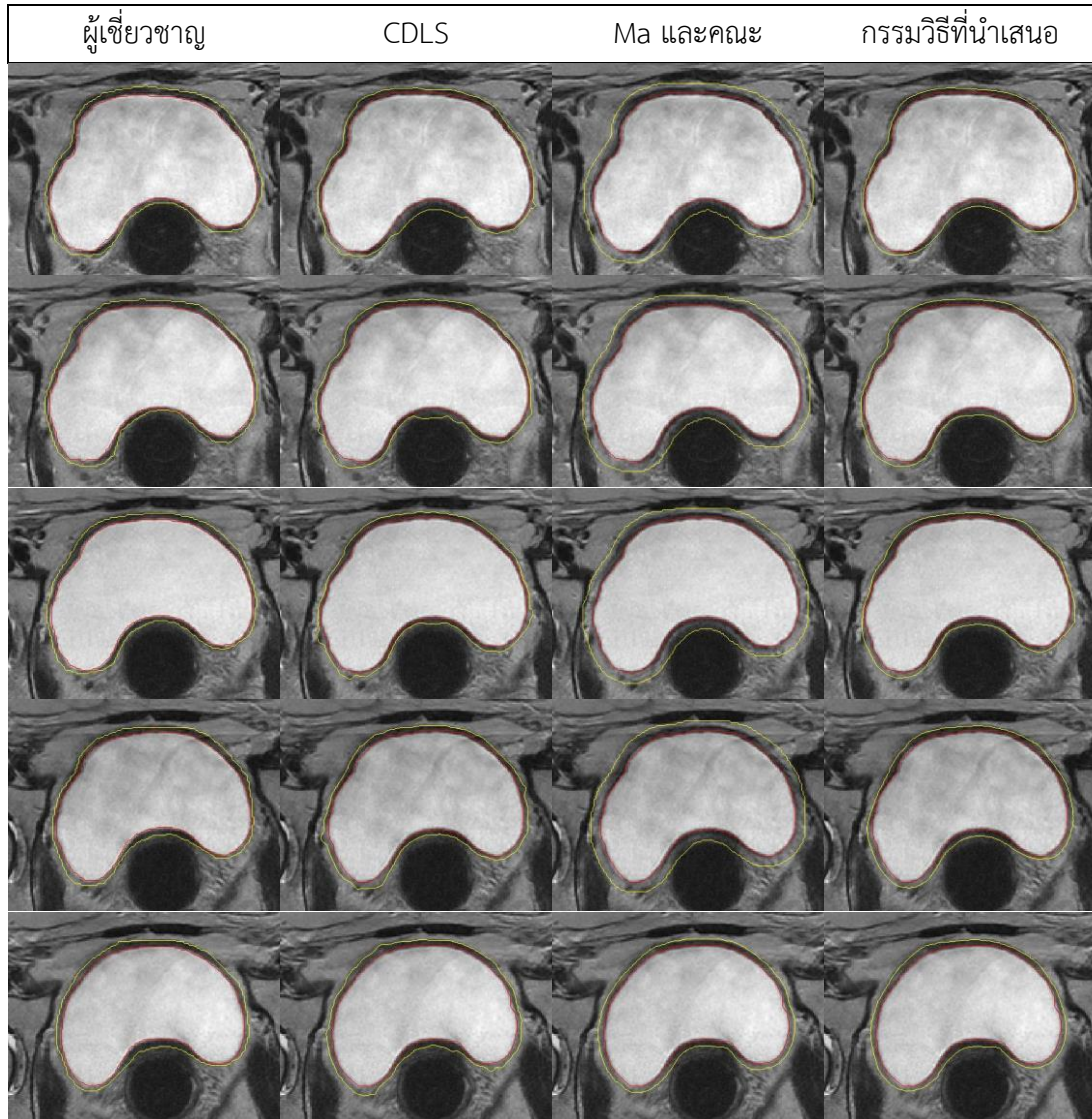
*ผลลัพธ์การตัดแบ่งเส้นขอบด้านในด้วยกรรมวิธี DLMD-LS เป็นเส้นขอบเริ่มต้นในการหาขอบด้านนอกของกรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีของ Ma และคณะ

ตารางที่ ก- 2 ผลการตัดแบ่งกระเพาะปัสสาวะชุดภาพที่ 2 ด้วยกรรมวิธีต่างๆ เมื่อเส้นสีแดงแสดง
ขอบด้านใน และเส้นสีเขียวแสดงขอบด้านนอก



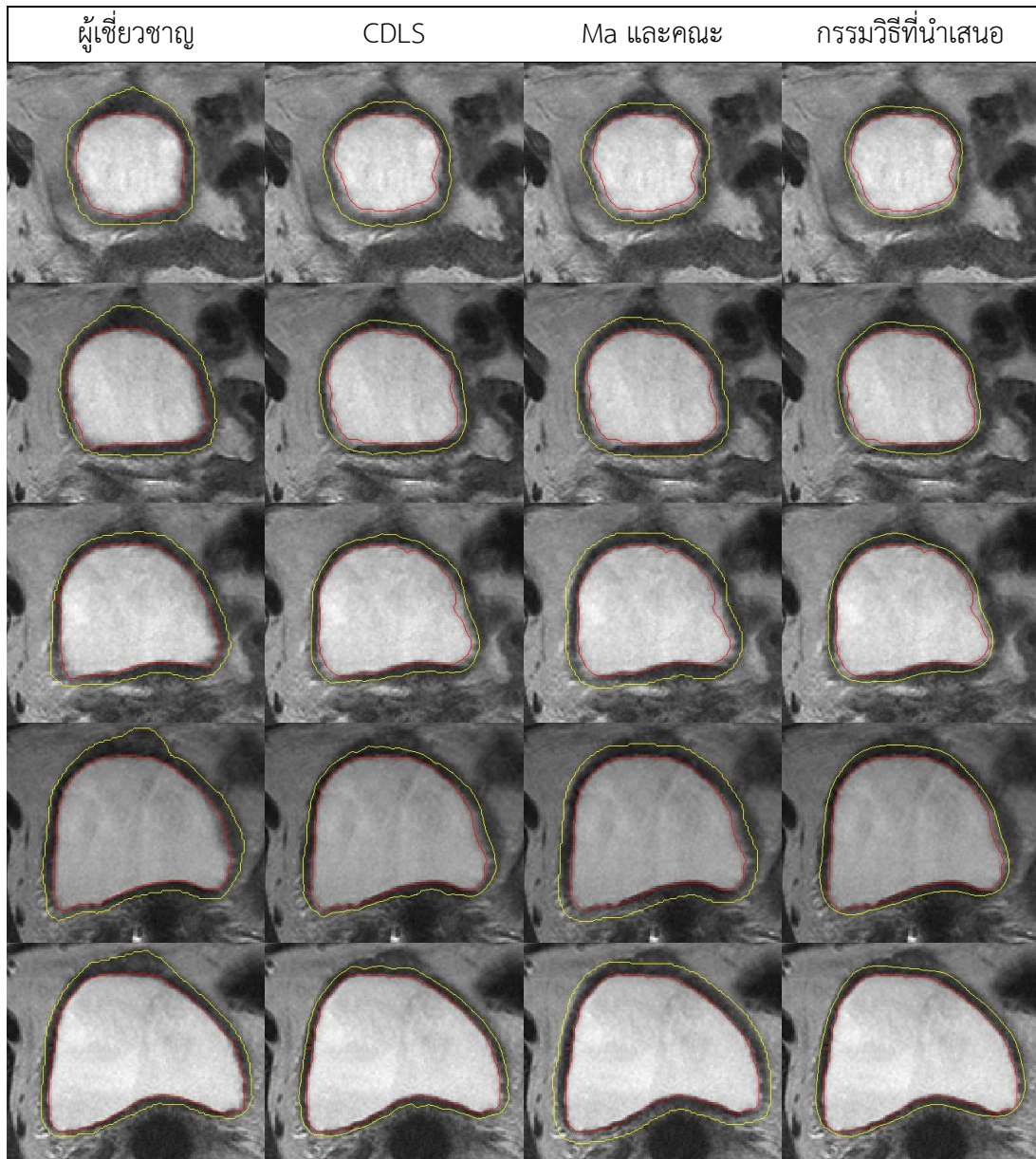
*ผลลัพธ์การตัดแบ่งเส้นขอบด้านในด้วยกรรมวิธี DLMD-LS เป็นเส้นขอบเริ่มต้นในการหาขอบด้านนอกของกรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีของ Ma และคณะ

ตารางที่ ก- 2 (ต่อ) ผลการตัดแบ่งกระเพาะปัสสาวะชุดภาพที่ 2 ด้วยกรรมวิธีต่างๆ เมื่อเส้นสีแดงแสดง
ขอบด้านใน และเส้นสีเขียวแสดงขอบด้านนอก



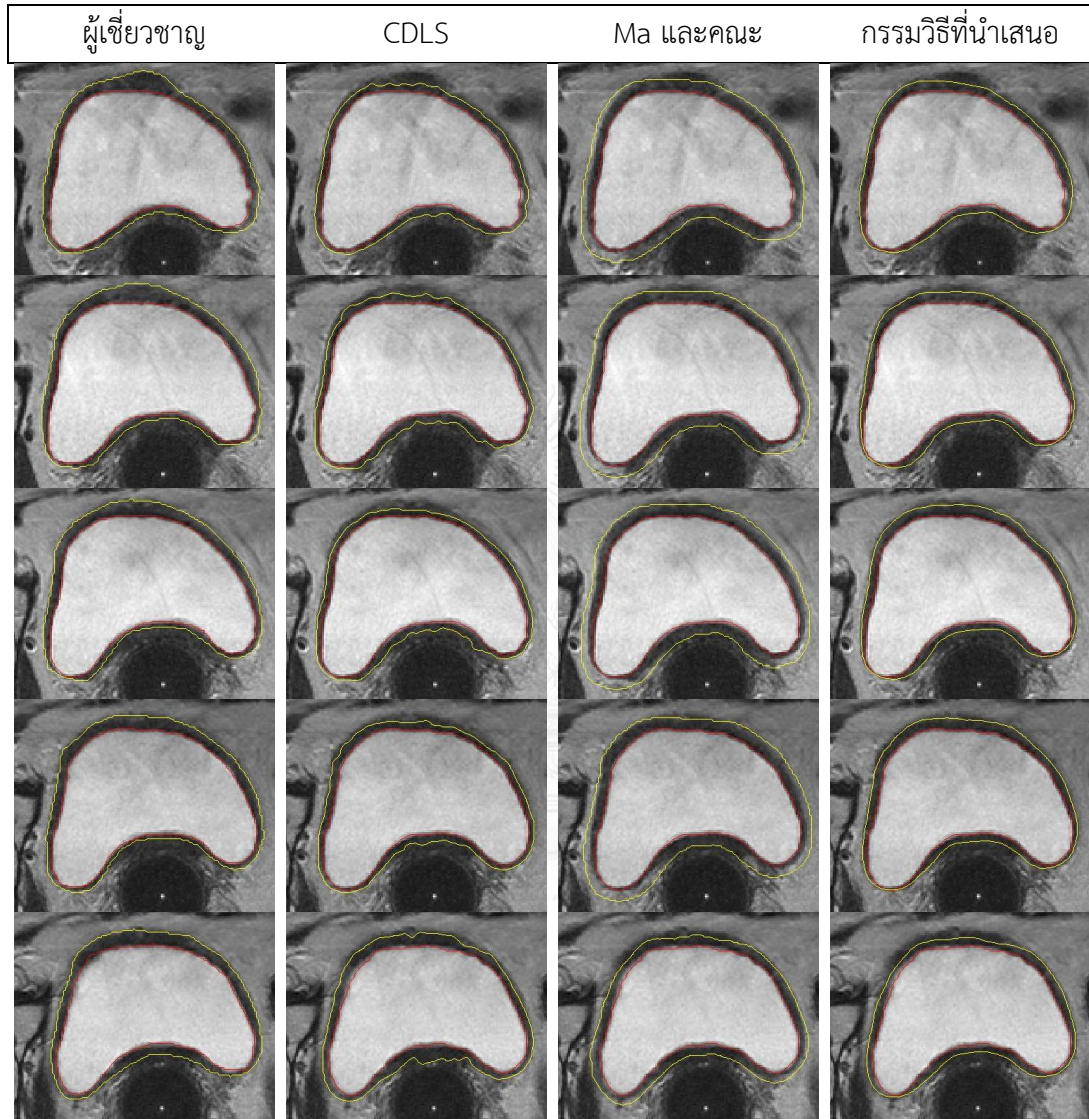
*ผลลัพธ์การตัดแบ่งเส้นขอบด้านในด้วยกรรมวิธี DLMD-LS เป็นเส้นขอบเริ่มต้นในการหาขอบด้านนอกของกรรมวิธี CDLS และ
กรรมวิธีของ Ma และคณะ

ตารางที่ ก-3 ผลการตัดแบ่งกระเพาะปัสสาวะชุดภาพที่ 3 ด้วยกรรมวิธีต่างๆ เมื่อเส้นสีแดงแสดงขอบด้านใน และเส้นสีเขียวแสดงขอบด้านนอก



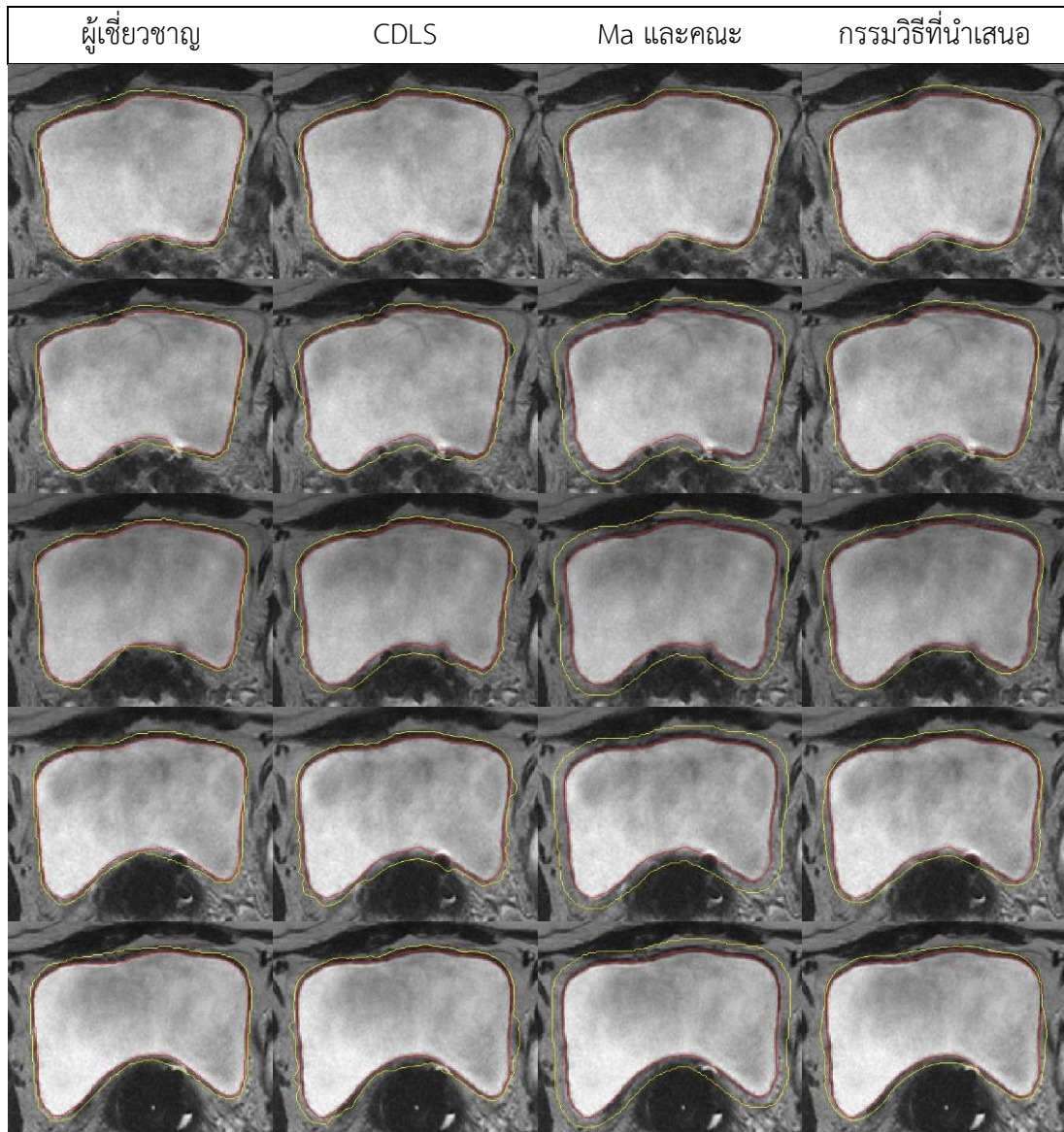
*ผลลัพธ์การตัดแบ่งเส้นขอบด้านในด้วยกรรมวิธี DLMD-LS เป็นเส้นขอบเริ่มต้นในการหาขอบด้านนอกของกรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีของ Ma และคณะ

ตารางที่ ก-3 ตารางที่ ก- 2 (ต่อ) ผลการตัดแบ่งกระเพาะปัสสาวะชุดภาพที่ 3 ด้วยกรรมวิธีต่างๆ เมื่อเส้นสีแดงแสดงขอบด้านใน และเส้นสีเขียวแสดงขอบด้านนอก



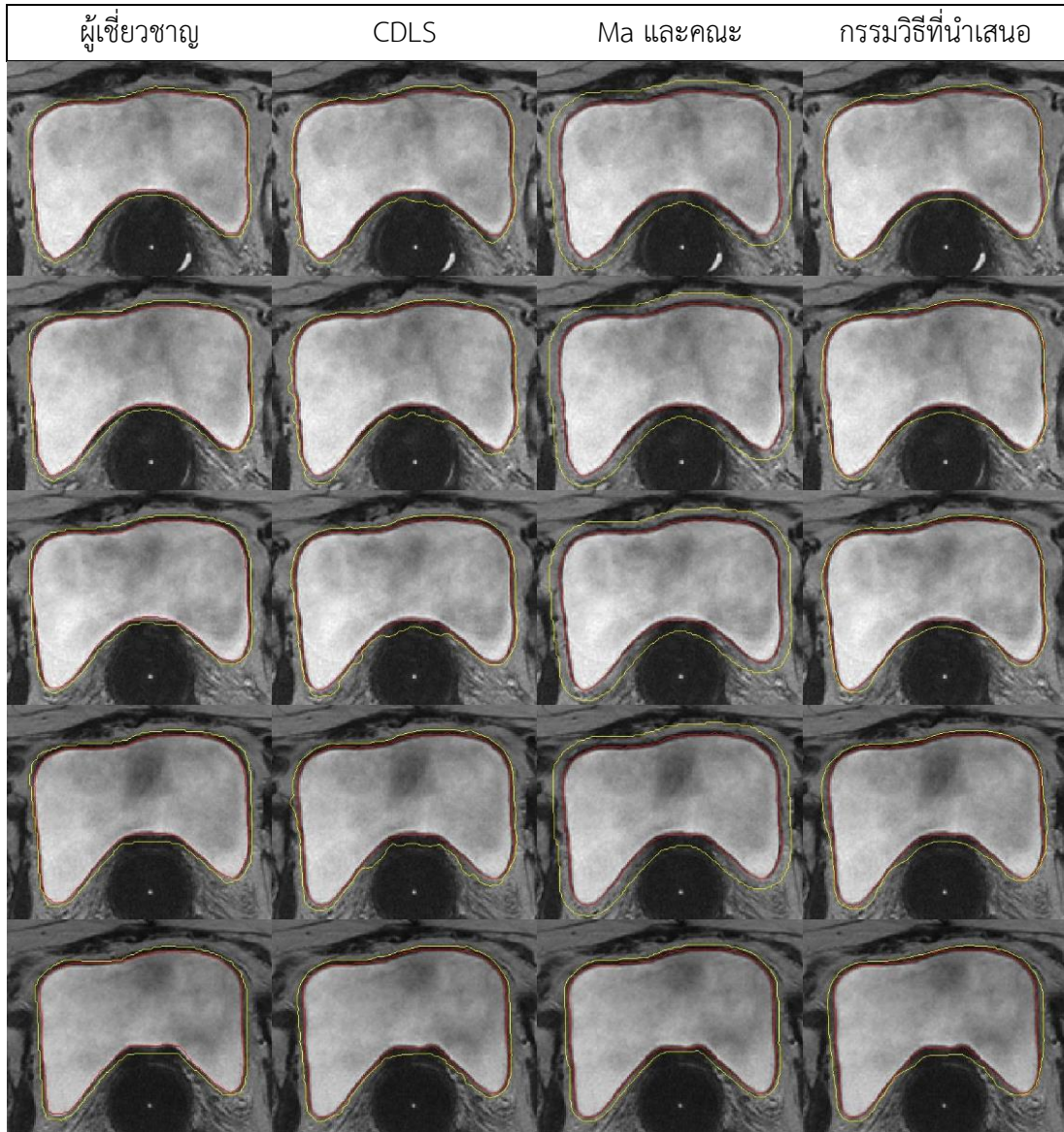
*ผลลัพธ์การตัดแบ่งเส้นขอบด้านในด้วยกรรมวิธี DLMD-LS เป็นเส้นขอบเริ่มต้นในการหาขอบด้านนอกของกรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีของ Ma และคณะ

ตารางที่ ก-4 ผลการตัดแบ่งกระเพาะปัสสาวะชุดภาพที่ 4 ด้วยกรรมวิธีต่างๆ เมื่อเส้นสีแดงแสดงขอบด้านใน และเส้นสีเหลืองแสดงขอบด้านนอก



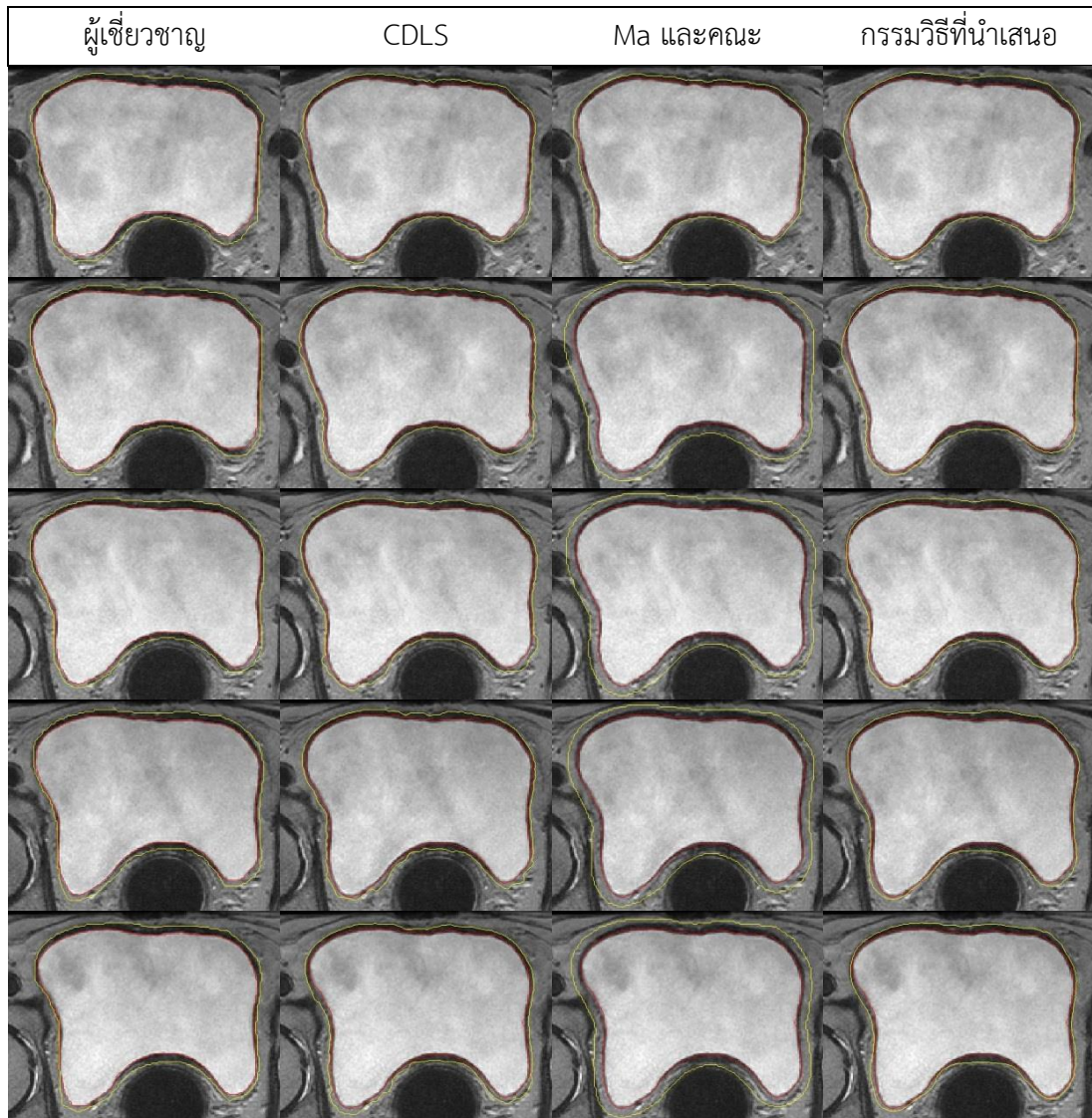
*ผลลัพธ์การตัดแบ่งเส้นขอบด้านในด้วยกรรมวิธี DLMD-LS เป็นเส้นขอบเริ่มต้นในการหาขอบด้านนอกของกรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีของ Ma และคณะ

ตารางที่ ก-4 ตารางที่ ก- 2 (ต่อ) ผลการตัดแบ่งกระเพาะปัสสาวะชุดภาพที่ 4 ด้วยกรรมวิธีต่างๆ เมื่อเส้นสีแดงแสดงขอบด้านใน และเส้นสีเหลืองแสดงขอบด้านนอก



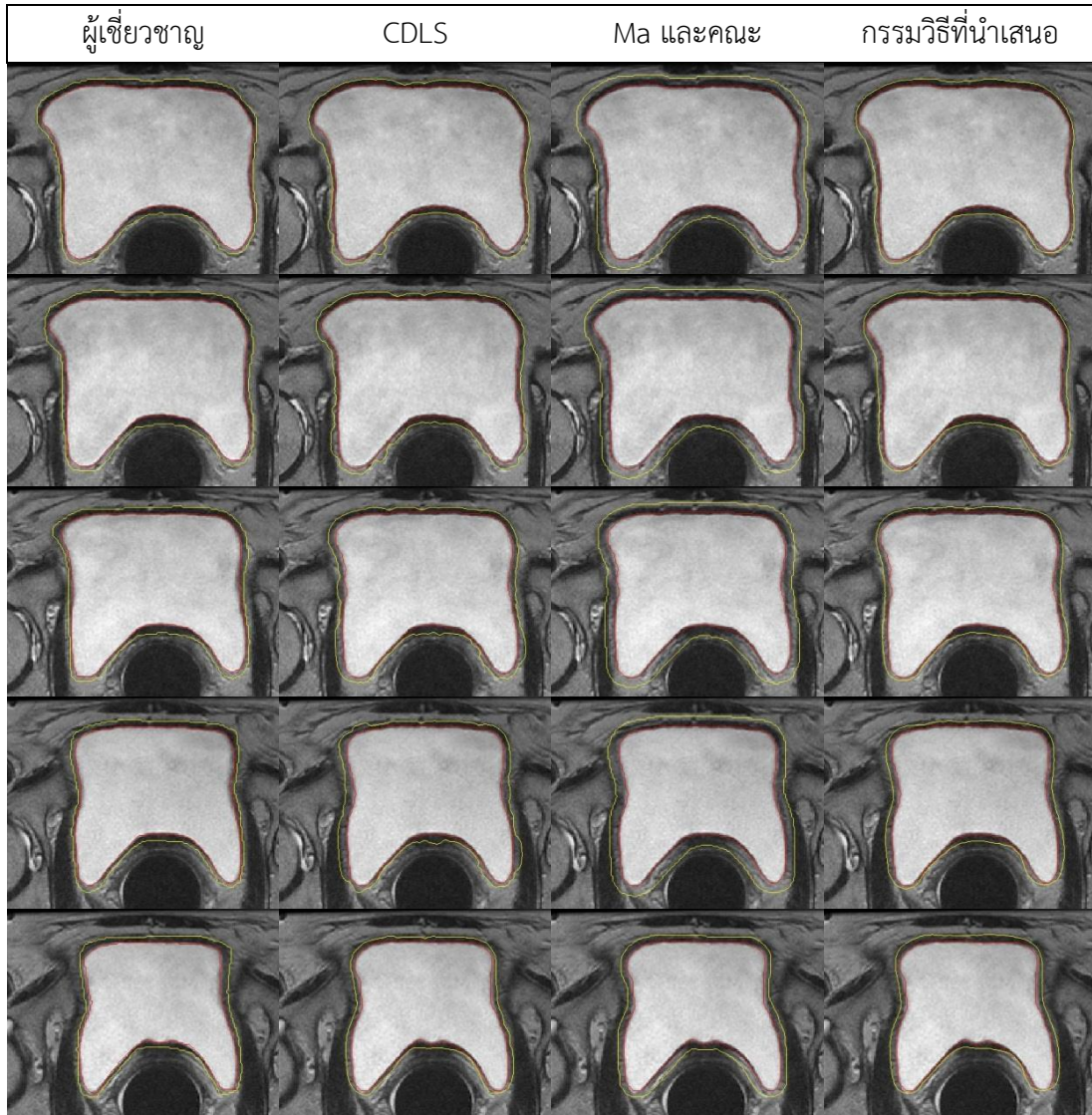
*ผลลัพธ์การตัดแบ่งเส้นขอบด้านในด้วยกรรมวิธี DLMD-LS เป็นเส้นขอบเริ่มต้นในการหาขอบด้านนอกของกรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีของ Ma และคณะ

ตารางที่ ก-5 ผลการตัดแบ่งกระเพาะปัสสาวะชุดภาพที่ 5 ด้วยกรรมวิธีต่างๆ เมื่อเส้นสีแดงแสดงขอบด้านใน และเส้นสีเหลืองแสดงขอบด้านนอก



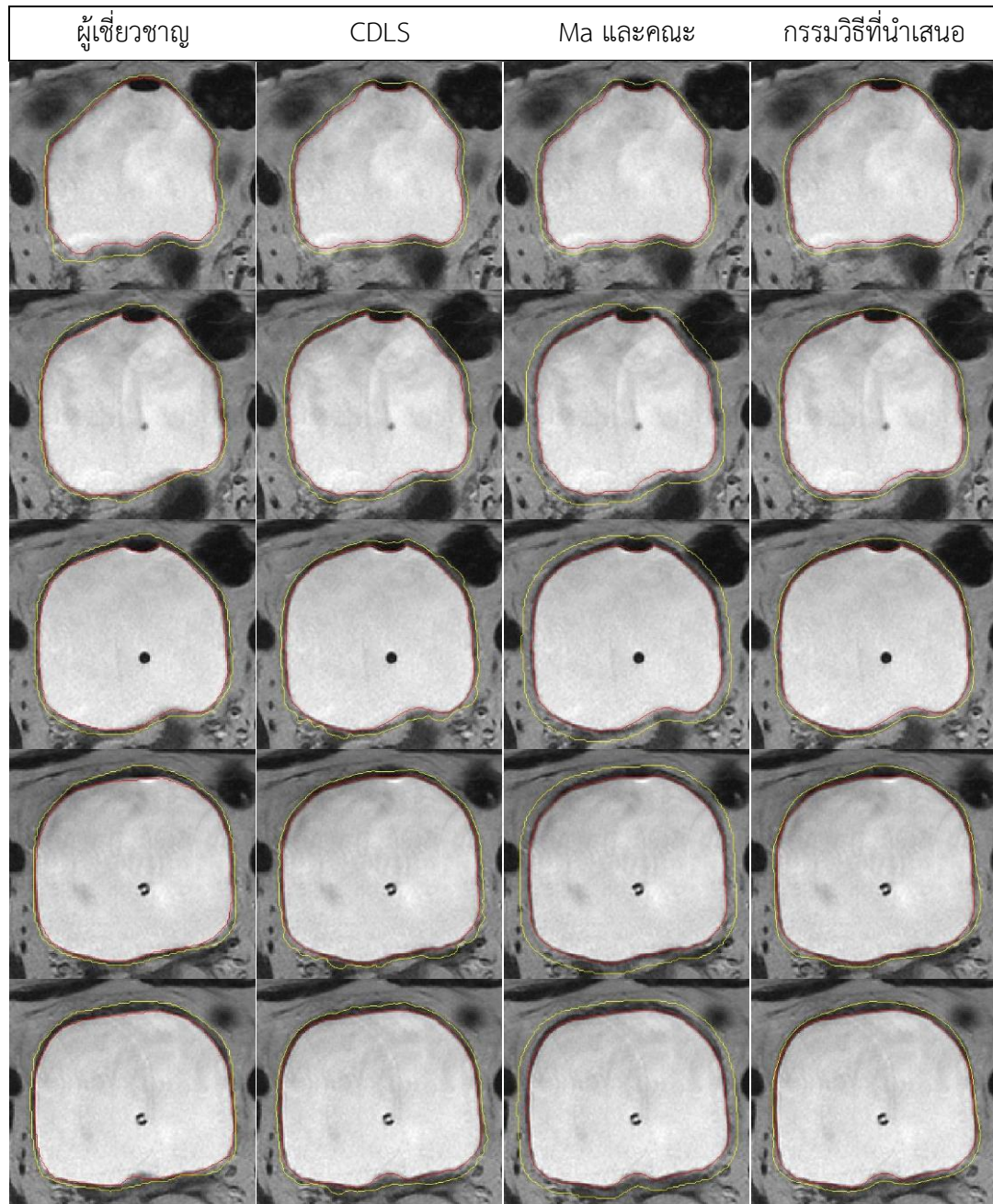
*ผลลัพธ์การตัดแบ่งเส้นขอบด้านในด้วยกรรมวิธี DLMD-LS เป็นเส้นขอบเริ่มต้นในการหาขอบด้านนอกของกรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีของ Ma และคณะ

ตารางที่ ก-5 ตารางที่ ก- 2 (ต่อ) ผลการตัดแบ่งกระเพาะปัสสาวะชุดภาพที่ 5 ด้วยกรรมวิธีต่างๆ เมื่อเส้นสีแดงแสดงขอบด้านใน และเส้นสีเหลืองแสดงขอบด้านนอก



*ผลลัพธ์การตัดแบ่งเส้นขอบด้านในด้วยกรรมวิธี DLMD-LS เป็นเส้นขอบเริ่มต้นในการหาขอบด้านนอกของกรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีของ Ma และคณะ

ตารางที่ ก-6 ผลการตัดแบ่งกระเพาะปัสสาวะชุดภาพที่ 6 ด้วยกรรมวิธีต่างๆ เมื่อเส้นสีแดงแสดงขอบด้านใน และเส้นสีเขียวแสดงขอบด้านนอก



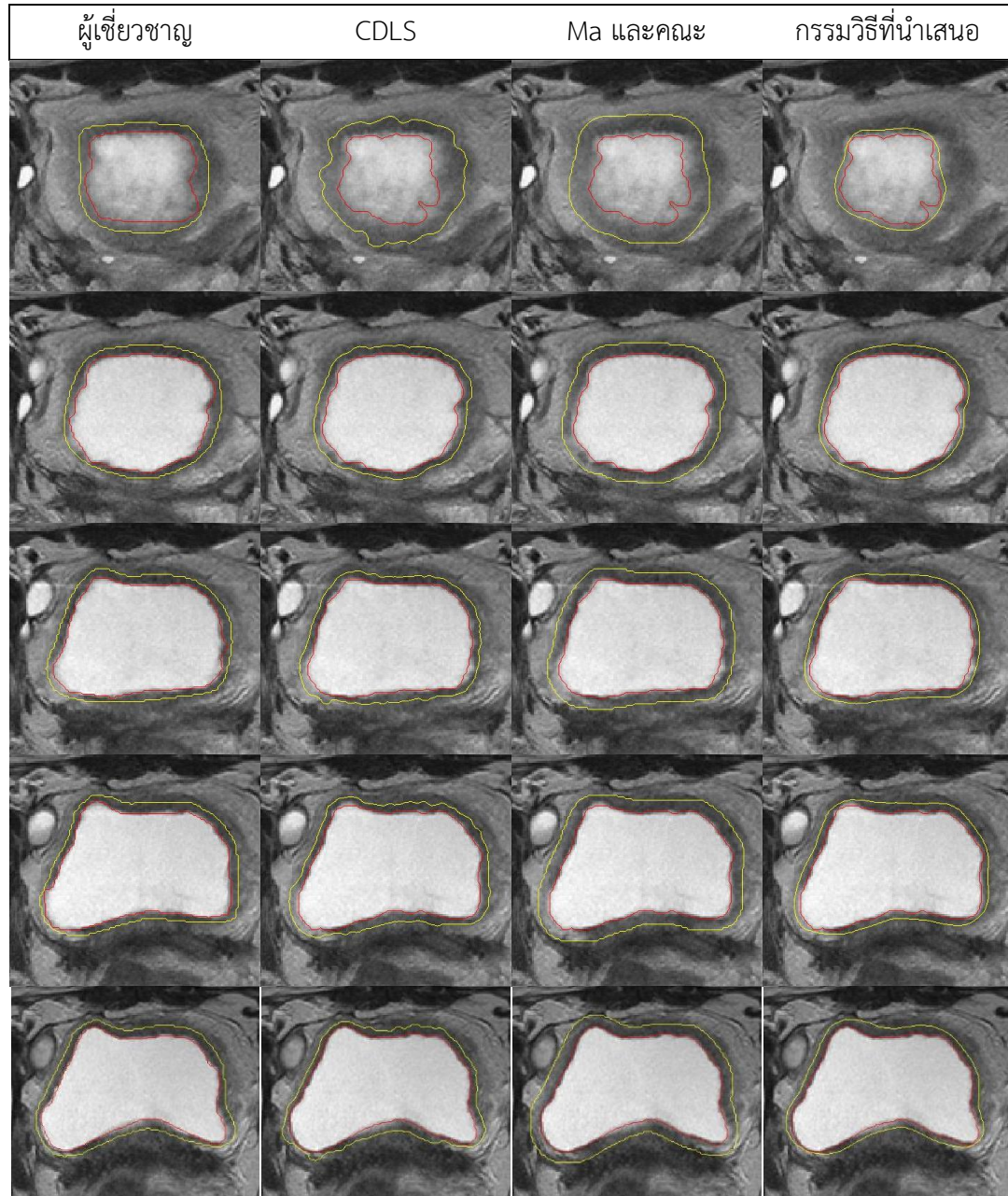
*ผลลัพธ์การตัดแบ่งเส้นขอบด้านในด้วยกรรมวิธี DLMD-LS เป็นเส้นขอบเริ่มต้นในการหาขอบด้านนอกของกรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีของ Ma และคณะ

ตารางที่ ก-6 ตารางที่ ก- 2 (ต่อ) ผลการตัดแบ่งกระเพาะปัสสาวะชุดภาพที่ 6 ด้วยกรรมวิธีต่างๆ เมื่อเส้นสีแดงแสดงขอบด้านใน และเส้นสีเหลืองแสดงขอบด้านนอก



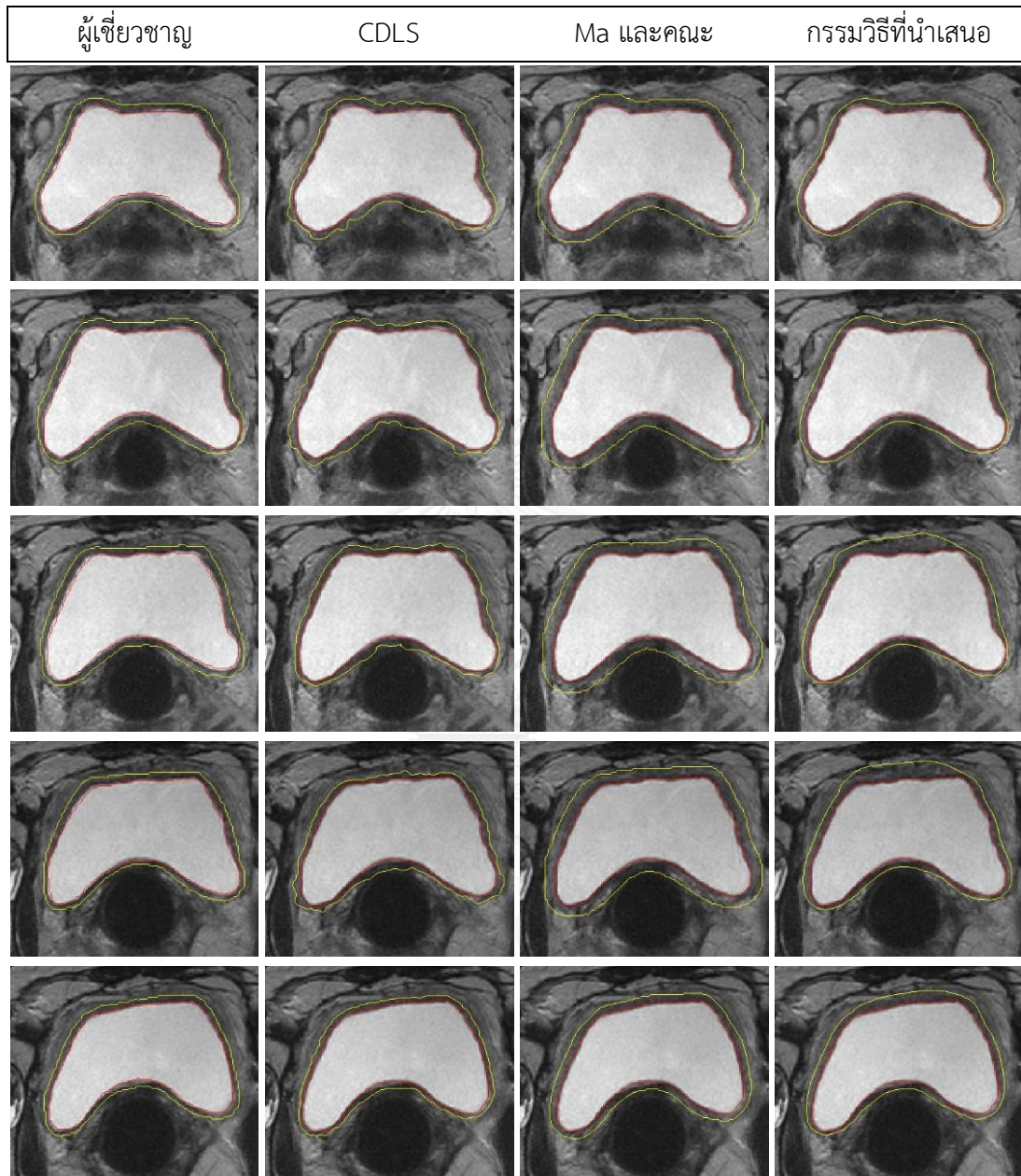
*ผลลัพธ์การตัดแบ่งเส้นขอบด้านในด้วยกรรมวิธี DLMD-LS เป็นเส้นขอบเริ่มต้นในการหาขอบด้านนอกของกรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีของ Ma และคณะ

ตารางที่ ก-7 ผลการตัดแบ่งกระเพาะปัสสาวะชุดภาพที่ 7 ด้วยกรรมวิธีต่างๆ เมื่อเส้นสีแดงแสดงขอบด้านใน และเส้นสีเขียวแสดงขอบด้านนอก



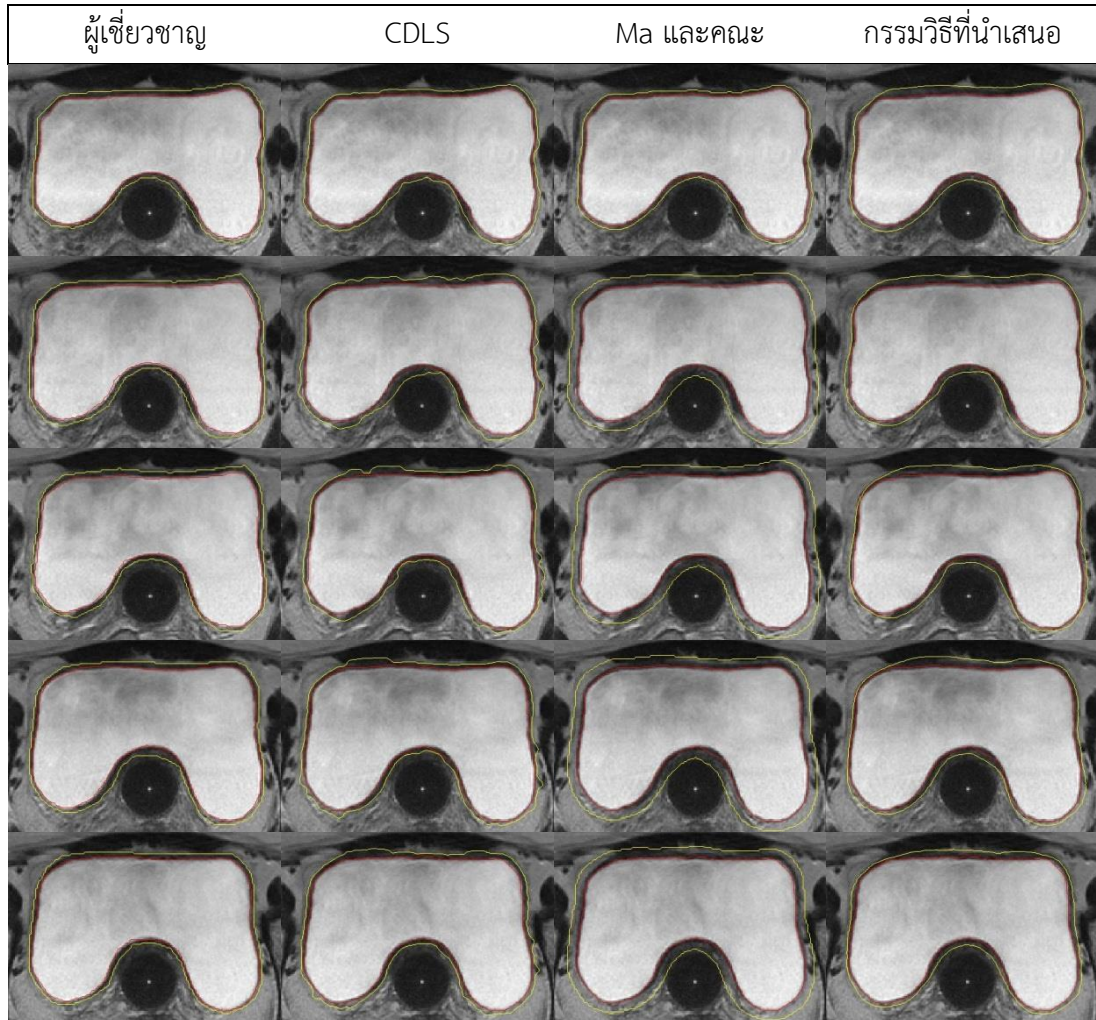
*ผลลัพธ์การตัดแบ่งเส้นขอบด้านในด้วยกรรมวิธี DLMD-LS เป็นเส้นขอบเริ่มต้นในการหาขอบด้านนอกของกรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีของ Ma และคณะ

ตารางที่ ก-7 ตารางที่ ก- 2 (ต่อ) ผลการตัดแบ่งกระเพาะปัสสาวะชุดภาพที่ 7 ด้วยกรรมวิธีต่างๆ เมื่อเส้นสีแดงแสดงขอบด้านใน และเส้นสีเขียวแสดงขอบด้านนอก



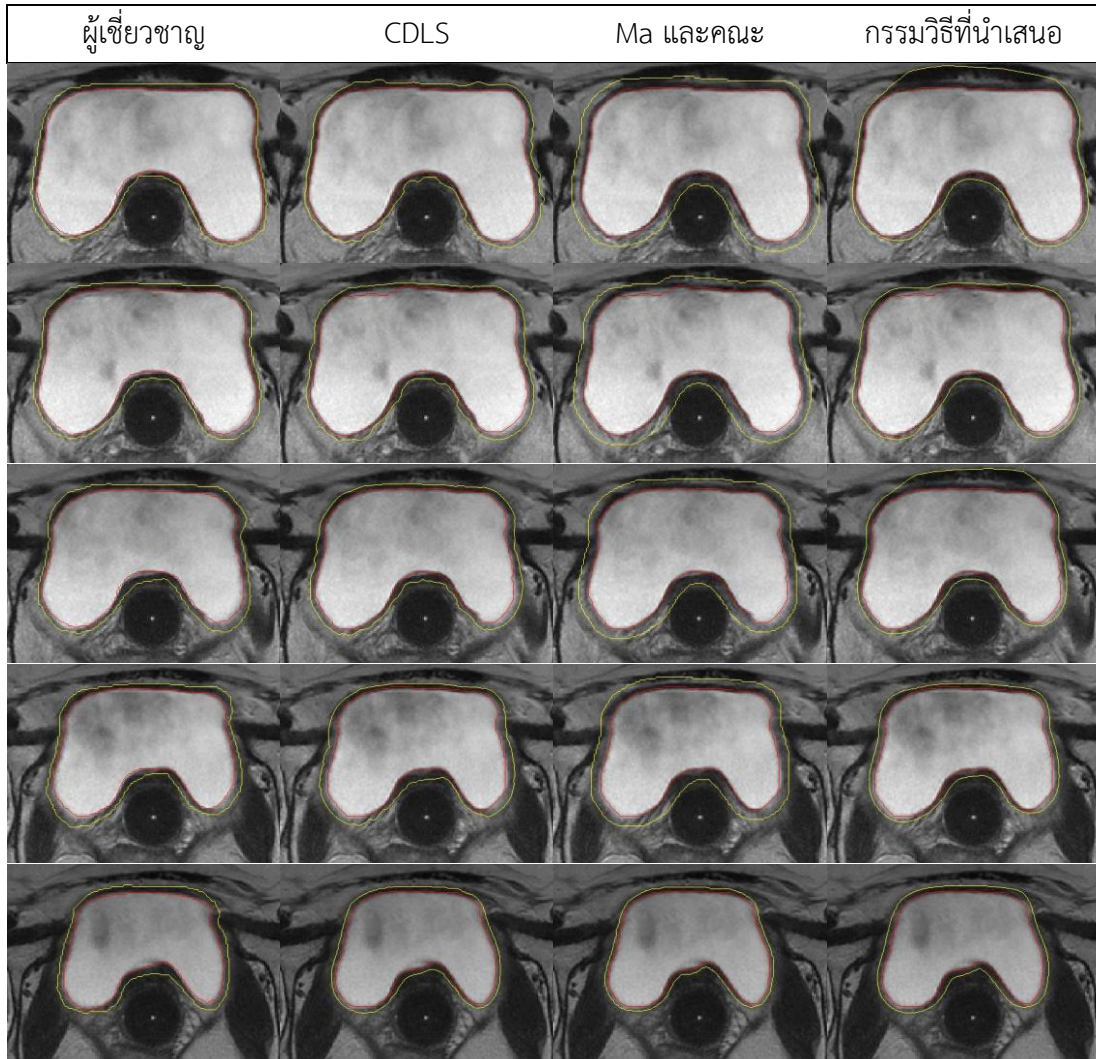
*ผลลัพธ์การตัดแบ่งเส้นขอบด้านในด้วยกรรมวิธี DLMD-LS เป็นเส้นขอบเริ่มต้นในการหาขอบด้านนอกของกรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีของ Ma และคณะ

ตารางที่ ก-8 ผลการตัดแบ่งกระเพาะปัสสาวะชุดภาพที่ 8 ด้วยกรรมวิธีต่างๆ เมื่อเส้นสีแดงแสดงขอบด้านใน และเส้นสีเหลืองแสดงขอบด้านนอก



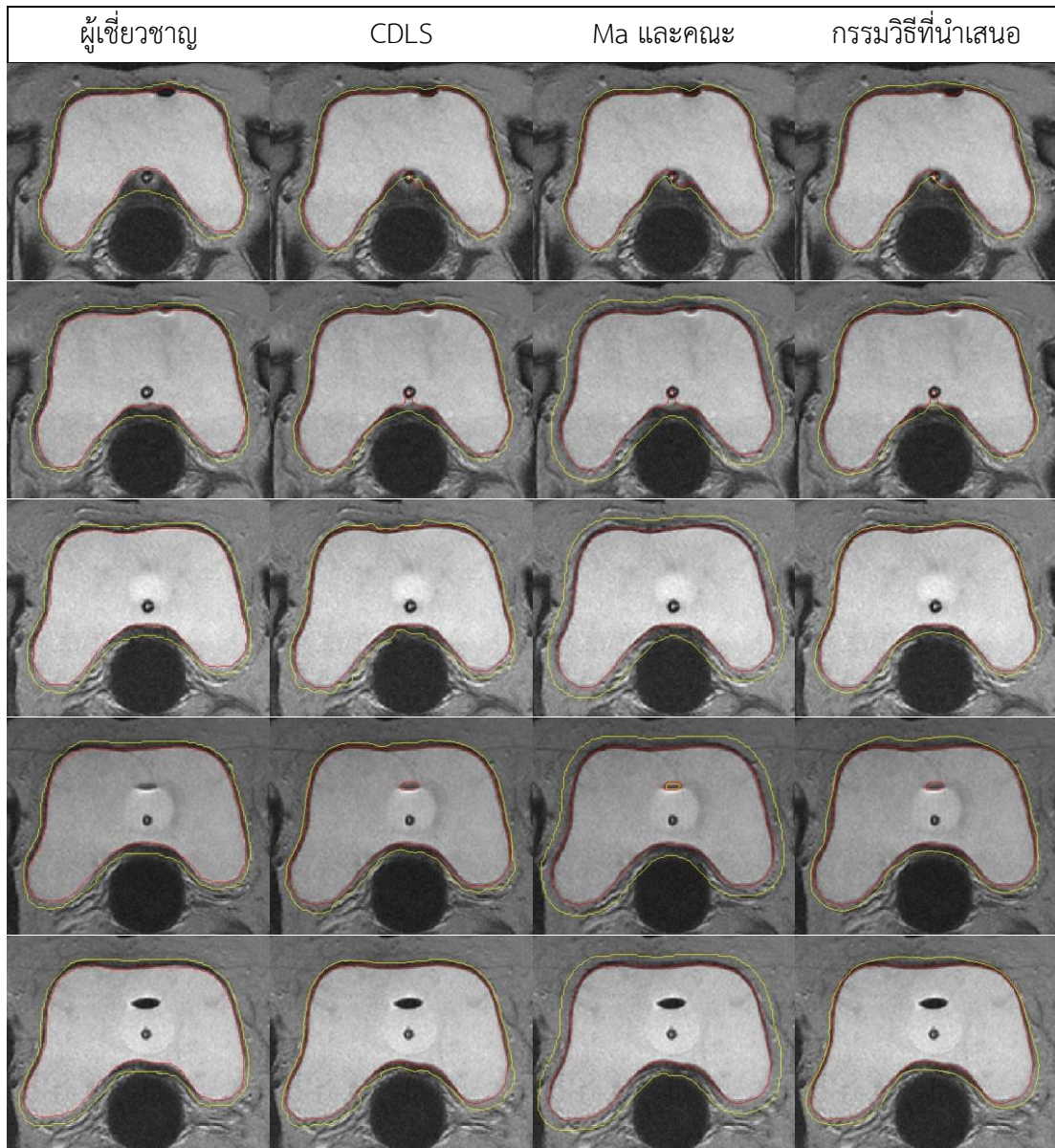
*ผลลัพธ์การตัดแบ่งเส้นขอบด้านในด้วยกรรมวิธี DLMD-LS เป็นเส้นขอบเริ่มต้นในการหาขอบด้านนอกของกรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีของ Ma และคณะ

ตารางที่ ก-8 ตารางที่ ก- 2 (ต่อ) ผลการตัดแบ่งกระเพาะปัสสาวะชุดภาพที่ 8 ด้วยกรรมวิธีต่างๆ เมื่อเส้นสีแดงแสดงขอบด้านใน และเส้นสีเหลืองแสดงขอบด้านนอก



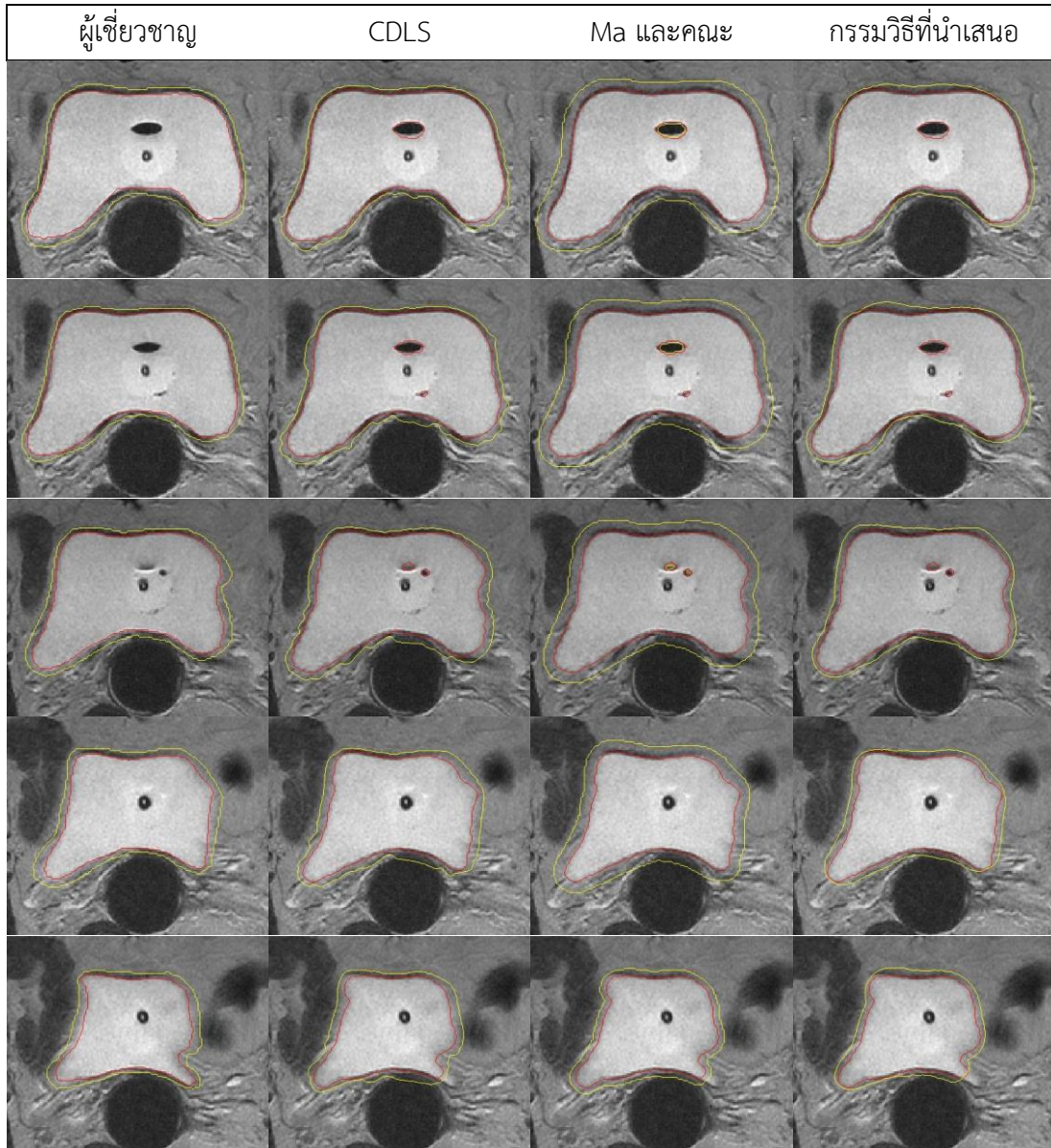
*ผลลัพธ์การตัดแบ่งเส้นขอบด้านในด้วยกรรมวิธี DLMD-LS เป็นเส้นขอบเริ่มต้นในการหาขอบด้านนอกของกรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีของ Ma และคณะ

ตารางที่ ก-9 ผลการตัดแบ่งกระเพาะปัสสาวะชุดภาพที่ 9 ด้วยกรรมวิธีต่างๆ เมื่อเส้นสีแดงแสดงขอบด้านใน และเส้นสีเหลืองแสดงขอบด้านนอก



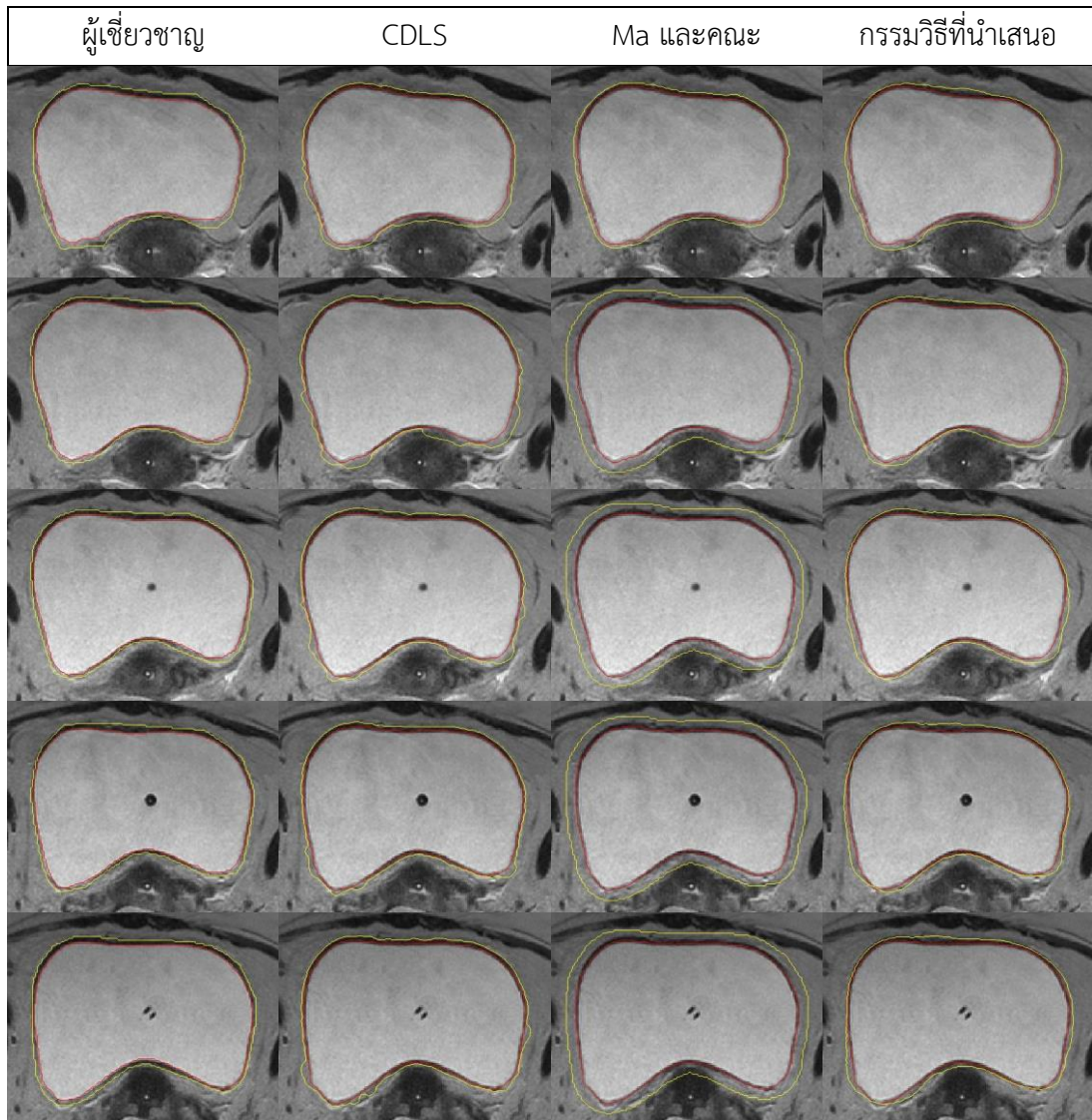
*ผลลัพธ์การตัดแบ่งเส้นขอบด้านในด้วยกรรมวิธี DLMD-LS เป็นเส้นขอบเริ่มต้นในการหาขอบด้านนอกของกรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีของ Ma และคณะ

ตารางที่ ก-9 ตารางที่ ก- 2 (ต่อ) ผลการตัดแบ่งกระเพาะปัสสาวะชุดภาพที่ 9 ด้วยกรรมวิธีต่างๆ เมื่อเส้นสีแดงแสดงขอบด้านใน และเส้นสีเหลืองแสดงขอบด้านนอก



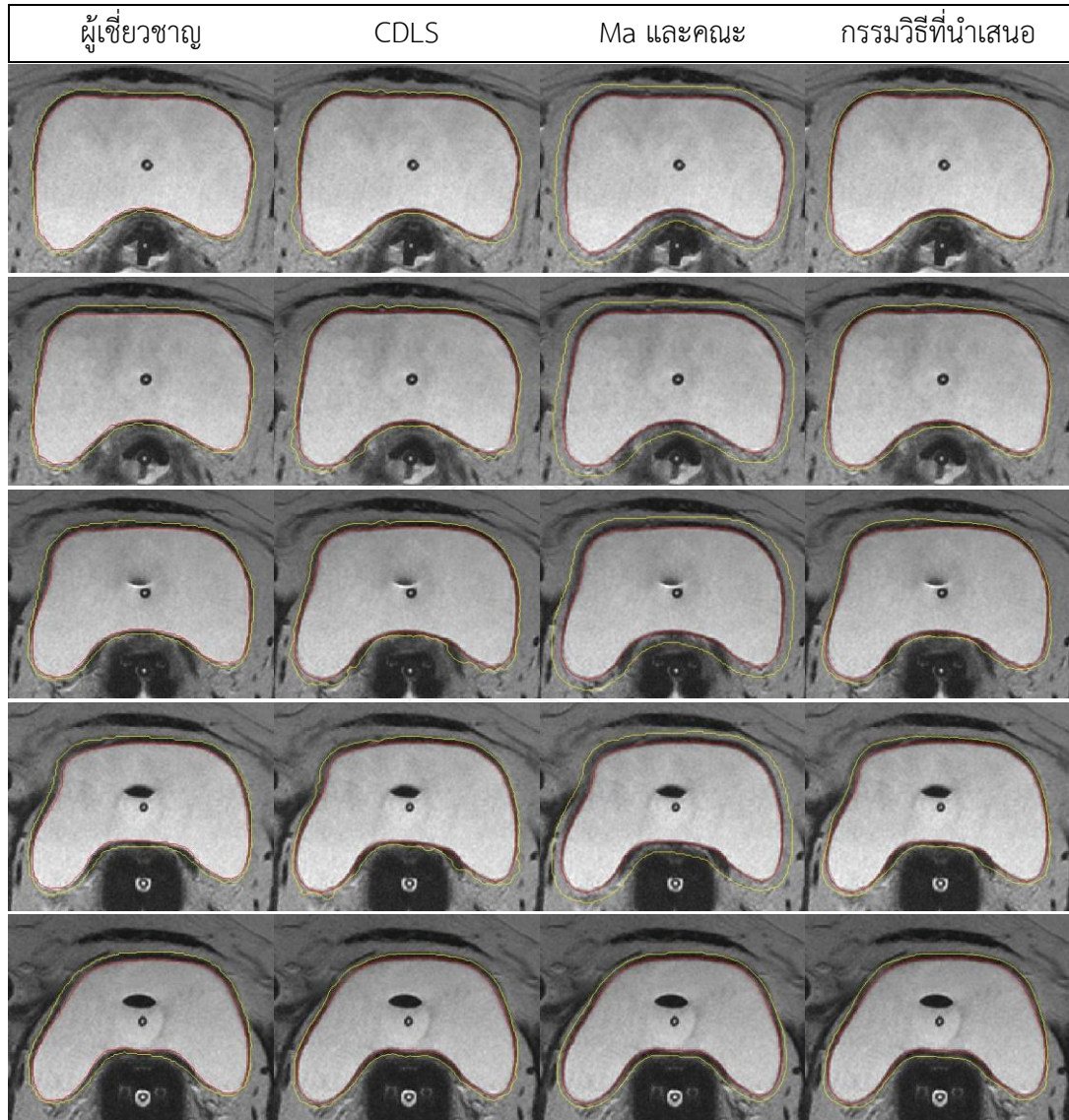
*ผลลัพธ์การตัดแบ่งเส้นขอบด้านในด้วยกรรมวิธี DLMD-LS เป็นเส้นขอบเริ่มต้นในการหาขอบด้านนอกของกรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีของ Ma และคณะ

ตารางที่ ก-10 ผลการตัดแบ่งกระเพาะปัสสาวะชุดภาพที่ 10 ด้วยกรรมวิธีต่างๆ เมื่อเส้นสีแดงแสดงขอบด้านใน และเส้นสีเหลืองแสดงขอบด้านนอก



*ผลลัพธ์การตัดแบ่งเส้นขอบด้านในด้วยกรรมวิธี DLMD-LS เป็นเส้นขอบเริ่มต้นในการหาขอบด้านนอกของกรรมวิธี CDLS และกรรมวิธีของ Ma และคณะ

ตารางที่ ก-10 ตารางที่ ก- 2 (ต่อ) ผลการตัดแบ่งกระเพาะปัสสาวะชุดภาพที่ 10 ด้วยกรรมวิธี
ต่างๆ เมื่อเส้นสีแดงแสดงขอบด้านใน และเส้นสีเหลืองแสดงขอบด้านนอก



*ผลลัพธ์การตัดแบ่งเส้นขอบด้านในด้วยกรรมวิธี DLMD-LS เป็นเส้นขอบเริ่มต้นในการหาขอบด้านนอกของกรรมวิธี CDLS และ
กรรมวิธีของ Ma และคณะ

ภาคผนวก ข ผลลัพธ์การประเมินทางสถิติ แยกแต่ละสไลด์

ตารางที่ ข-1 ความไวที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 1

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.971 TP=3276, FN=98	0.971 TP=3276, FN=98	0.831 TP=2945, FN=601	0.887 TP=4723, FN=601	0.725 TP=3861, FN=1463	0.783 TP=4170, FN=1154
	0.971 TP=3276, FN=98	0.993 TP=3351, FN=23		0.925 TP=4925, FN=399	0.725 TP=3861, FN=1463	
2	0.983 TP=4022, FN=68	0.998 TP=4083, FN=7	0.864 TP=3887, FN=611	0.931 TP=5548, FN=414	0.814 TP=4854, FN=1108	0.877 TP=5226, FN=736
	0.983 TP=4022, FN=68	1 TP=4090, FN=0		0.949 TP=5657, FN=305	0.814 TP=4854, FN=1108	
3	0.983 TP=4345, FN=77	0.961 TP=4248, FN=174	0.867 TP=4127, FN=631	0.943 TP=5839, FN=356	0.837 TP=5185, FN=1010	0.906 TP=5615, FN=580
	0.983 TP=4345, FN=77	0.995 TP=4401, FN=21		0.964 TP=5970, FN=225	0.837 TP=5185, FN=1010	
4	0.976 TP=4703, FN=117	0.946 TP=4559, FN=261	0.895 TP=4575, FN=538	0.974 TP=5997, FN=158	0.92 TP=5664, FN=491	0.967 TP=5952, FN=203
	0.976 TP=4703, FN=117	0.99 TP=4771, FN=49		0.982 TP=6042, FN=113	0.92 TP=5664, FN=491	
5	0.977 TP=4911, FN=114	0.994 TP=4993, FN=32	0.955 TP=4797, FN=228	0.965 TP=6089, FN=218	0.914 TP=5765, FN=542	0.979 TP=6174, FN=133
	0.977 TP=4911, FN=114	0.996 TP=5004, FN=21		0.972 TP=6131, FN=176	0.914 TP=5765, FN=542	

ตารางที่ ข-1 (ต่อ) ความไวที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 1

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.997 TP=4537, FN=15	1 TP=4552, FN=0	0.926 TP=4427, FN=354	0.974 TP=5751, FN=153	0.922 TP=5441, FN=463	0.983 TP=5806, FN=98
	0.997 TP=4537, FN=15	1 TP=4552, FN=0		0.983 TP=5803, FN=101	0.922 TP=5441, FN=463	
7	0.987 TP=4530, FN=60	1 TP=4590, FN=0	0.928 TP=4373, FN=339	0.969 TP=5731, FN=185	0.912 TP=5395, FN=521	0.982 TP=5812, FN=104
	0.987 TP=4530, FN=60	1 TP=4590, FN=0		0.98 TP=5796, FN=120	0.912 TP=5395, FN=521	
8	0.988 TP=4270, FN=53	1 TP=4323, FN=0	0.93 TP=4171, FN=312	0.965 TP=5564, FN=200	0.88 TP=5072, FN=692	0.973 TP=5609, FN=155
	0.988 TP=4270, FN=53	1 TP=4323, FN=0		0.968 TP=5577, FN=187	0.88 TP=5072, FN=692	
9	0.971 TP=3681, FN=111	1 TP=3792, FN=0	0.938 TP=3557, FN=235	0.952 TP=4856, FN=244	0.864 TP=4408, FN=692	0.959 TP=4890, FN=210
	0.971 TP=3681, FN=111	1 TP=3792, FN=0		0.958 TP=4886, FN=214	0.864 TP=4408, FN=692	
10	0.962 TP=3073, FN=123	1 TP=3196, FN=0	0.895 TP=2862, FN=334	0.967 TP=4457, FN=153	0.803 TP=3703, FN=907	0.918 TP=4230, FN=380
	0.962 TP=3073, FN=123	1 TP=3196, FN=0		0.984 TP=4535, FN=75	0.803 TP=3703, FN=907	

ตารางที่ ข-2 ค่าความเที่ยงที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 1

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.945 TP=3276, FP=192	0.859 TP=3276, FP=538	0.997 TP=2945, FP=10	0.945 TP=4723, FP=275	0.997 TP=3861, FP=10	0.982 TP=4170, FP=78
	0.945 TP=3276, FP=192	0.789 TP=3351, FP=897		0.935 TP=4925, FP=342	0.997 TP=3861, FP=10	
2	0.942 TP=4022, FP=247	0.866 TP=4083, FP=632	0.999 TP=3887, FP=3	0.958 TP=5548, FP=241	0.998 TP=4854, FP=11	0.989 TP=5226, FP=58
	0.942 TP=4022, FP=247	0.822 TP=4090, FP=883		0.949 TP=5657, FP=306	0.998 TP=4854, FP=11	
3	0.974 TP=4345, FP=116	0.905 TP=4248, FP=444	0.996 TP=4127, FP=16	0.97 TP=5839, FP=181	0.997 TP=5185, FP=15	0.989 TP=5615, FP=63
	0.974 TP=4345, FP=116	0.869 TP=4401, FP=662		0.959 TP=5970, FP=254	0.997 TP=5185, FP=15	
4	0.977 TP=4703, FP=111	0.908 TP=4559, FP=462	1 TP=4575, FP=2	0.94 TP=5997, FP=380	0.988 TP=5664, FP=70	0.973 TP=5952, FP=164
	0.977 TP=4703, FP=111	0.873 TP=4771, FP=691		0.931 TP=6042, FP=450	0.988 TP=5664, FP=70	
5	0.991 TP=4911, FP=43	0.924 TP=4993, FP=411	0.997 TP=4797, FP=16	0.941 TP=6089, FP=381	0.986 TP=5765, FP=84	0.967 TP=6174, FP=211
	0.991 TP=4911, FP=43	0.899 TP=5004, FP=563		0.933 TP=6131, FP=440	0.986 TP=5765, FP=84	

ตารางที่ ข-2 (ต่อ) ค่าความเที่ยงที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 1

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.97 TP=4537, FP=142	0.881 TP=4552, FP=615	0.996 TP=4427, FP=18	0.944 TP=5751, FP=339	0.991 TP=5441, FP=51	0.972 TP=5806, FP=170
	0.97 TP=4537, FP=142	0.858 TP=4552, FP=756		0.933 TP=5803, FP=418	0.991 TP=5441, FP=51	
7	0.978 TP=4530, FP=103	0.891 TP=4590, FP=562	0.997 TP=4373, FP=12	0.946 TP=5731, FP=326	0.995 TP=5395, FP=28	0.974 TP=5812, FP=153
	0.978 TP=4530, FP=103	0.869 TP=4590, FP=692		0.938 TP=5796, FP=382	0.995 TP=5395, FP=28	
8	0.986 TP=4270, FP=61	0.892 TP=4323, FP=521	1 TP=4171, FP=2	0.978 TP=5564, FP=127	0.999 TP=5072, FP=4	0.99 TP=5609, FP=59
	0.986 TP=4270, FP=61	0.875 TP=4323, FP=620		0.968 TP=5577, FP=187	0.999 TP=5072, FP=4	
9	0.994 TP=3681, FP=22	0.894 TP=3792, FP=451	0.999 TP=3557, FP=3	0.953 TP=4856, FP=239	1 TP=4408, FP=1	0.973 TP=4890, FP=137
	0.994 TP=3681, FP=22	0.872 TP=3792, FP=556		0.936 TP=4886, FP=335	1 TP=4408, FP=1	
10	0.996 TP=3073, FP=13	0.883 TP=3196, FP=423	1 TP=2862, FP=0	0.983 TP=4457, FP=78	1 TP=3703, FP=0	0.996 TP=4230, FP=19
	0.996 TP=3073, FP=13	0.85 TP=3196, FP=563		0.961 TP=4535, FP=184	1 TP=3703, FP=0	

ตารางที่ ข-3 ค่า DSC ที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 1

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.958 TP=3276, FP=192, FN=98	0.912 TP=3276, FP=538, FN=98	0.906 TP=2945, FP=10, FN=601	0.915 TP=4723, FP=275, FN=601	0.84 TP=3861, FP=10, FN=1463	0.871 TP=4170, FP=78, FN=1154
	0.958 TP=3276, FP=192, FN=98	0.879 TP=3351, FP=897, FN=23		0.93 TP=4925, FP=342, FN=399	0.84 TP=3861, FP=10, FN=1463	
2	0.962 TP=4022, FP=247, FN=68	0.927 TP=4083, FP=632, FN=7	0.927 TP=3887, FP=3, FN=611	0.944 TP=5548, FP=241, FN=414	0.897 TP=4854, FP=11, FN=1108	0.929 TP=5226, FP=58, FN=736
	0.962 TP=4022, FP=247, FN=68	0.903 TP=4090, FP=883, FN=0		0.949 TP=5657, FP=306, FN=305	0.897 TP=4854, FP=11, FN=1108	
3	0.978 TP=4345, FP=116, FN=77	0.932 TP=4248, FP=444, FN=174	0.927 TP=4127, FP=16, FN=631	0.956 TP=5839, FP=181, FN=356	0.91 TP=5185, FP=15, FN=1010	0.946 TP=5615, FP=63, FN=580
	0.978 TP=4345, FP=116, FN=77	0.928 TP=4401, FP=662, FN=21		0.961 TP=5970, FP=254, FN=225	0.91 TP=5185, FP=15, FN=1010	
4	0.976 TP=4703, FP=111, FN=117	0.927 TP=4559, FP=462, FN=261	0.944 TP=4575, FP=2, FN=538	0.957 TP=5997, FP=380, FN=158	0.953 TP=5664, FP=70, FN=491	0.97 TP=5952, FP=164, FN=203
	0.976 TP=4703, FP=111, FN=117	0.928 TP=4771, FP=691, FN=49		0.955 TP=6042, FP=450, FN=113	0.953 TP=5664, FP=70, FN=491	
5	0.984 TP=4911, FP=43, FN=114	0.958 TP=4993, FP=411, FN=32	0.975 TP=4797, FP=16, FN=228	0.953 TP=6089, FP=381, FN=218	0.949 TP=5765, FP=84, FN=542	0.973 TP=6174, FP=211, FN=133
	0.984 TP=4911, FP=43, FN=114	0.945 TP=5004, FP=563, FN=21		0.952 TP=6131, FP=440, FN=176	0.949 TP=5765, FP=84, FN=542	

ตารางที่ ข-3 (ต่อ) ค่า DSC ที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 1

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.983 TP=4537, FP=142, FN=15	0.937 TP=4552, FP=615, FN=0	0.96 TP=4427, FP=18, FN=354	0.959 TP=5751, FP=339, FN=153	0.955 TP=5441, FP=51, FN=463	0.977 TP=5806, FP=170, FN=98
	0.983 TP=4537, FP=142, FN=15	0.923 TP=4552, FP=756, FN=0		0.957 TP=5803, FP=418, FN=101	0.955 TP=5441, FP=51, FN=463	
7	0.982 TP=4530, FP=103, FN=60	0.942 TP=4590, FP=562, FN=0	0.961 TP=4373, FP=12, FN=339	0.957 TP=5731, FP=326, FN=185	0.952 TP=5395, FP=28, FN=521	0.978 TP=5812, FP=153, FN=104
	0.982 TP=4530, FP=103, FN=60	0.93 TP=4590, FP=692, FN=0		0.958 TP=5796, FP=382, FN=120	0.952 TP=5395, FP=28, FN=521	
8	0.987 TP=4270, FP=61, FN=53	0.943 TP=4323, FP=521, FN=0	0.964 TP=4171, FP=2, FN=312	0.971 TP=5564, FP=127, FN=200	0.936 TP=5072, FP=4, FN=692	0.981 TP=5609, FP=59, FN=155
	0.987 TP=4270, FP=61, FN=53	0.933 TP=4323, FP=620, FN=0		0.968 TP=5577, FP=187, FN=187	0.936 TP=5072, FP=4, FN=692	
9	0.982 TP=3681, FP=22, FN=111	0.944 TP=3792, FP=451, FN=0	0.968 TP=3557, FP=3, FN=235	0.953 TP=4856, FP=239, FN=244	0.927 TP=4408, FP=1, FN=692	0.966 TP=4890, FP=137, FN=210
	0.982 TP=3681, FP=22, FN=111	0.932 TP=3792, FP=556, FN=0		0.947 TP=4886, FP=335, FN=214	0.927 TP=4408, FP=1, FN=692	
10	0.978 TP=3073, FP=13, FN=123	0.938 TP=3196, FP=423, FN=0	0.945 TP=2862, FP=0, FN=334	0.975 TP=4457, FP=78, FN=153	0.891 TP=3703, FP=0, FN=907	0.955 TP=4230, FP=19, FN=380
	0.978 TP=3073, FP=13, FN=123	0.919 TP=3196, FP=563, FN=0		0.972 TP=4535, FP=184, FN=75	0.891 TP=3703, FP=0, FN=907	

ตารางที่ ข-4 ความไวที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 2

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.989 TP=7970, FN=90	0.999 TP=8052, FN=8	0.97 TP=7820, FN=240	1 TP=9180, FN=1	0.992 TP=9110, FN=71	0.999 TP=9170, FN=11
	0.989 TP=7970, FN=90	0.983 TP=7922, FN=138		1 TP=9181, FN=0	0.992 TP=9110, FN=71	
2	0.997 TP=8232, FN=25	1 TP=8257, FN=0	0.988 TP=8155, FN=102	0.998 TP=9684, FN=16	0.995 TP=9651, FN=49	0.998 TP=9679, FN=21
	0.997 TP=8232, FN=25	1 TP=8257, FN=0		0.999 TP=9686, FN=14	0.995 TP=9652, FN=48	
3	0.993 TP=8354, FN=56	1 TP=8410, FN=0	0.972 TP=8176, FN=234	0.993 TP=9729, FN=70	0.982 TP=9626, FN=173	0.995 TP=9747, FN=52
	0.993 TP=8354, FN=56	1 TP=8410, FN=0		0.994 TP=9738, FN=61	0.983 TP=9629, FN=170	
4	0.992 TP=8458, FN=67	1 TP=8525, FN=0	0.975 TP=8313, FN=212	0.998 TP=9800, FN=22	0.992 TP=9746, FN=76	0.998 TP=9803, FN=19
	0.992 TP=8458, FN=67	0.999 TP=8517, FN=8		0.998 TP=9805, FN=17	0.992 TP=9747, FN=75	
5	0.989 TP=8481, FN=93	1 TP=8574, FN=0	0.982 TP=8416, FN=158	0.997 TP=9799, FN=27	0.994 TP=9766, FN=60	0.997 TP=9800, FN=26
	0.989 TP=8481, FN=93	1 TP=8574, FN=0		0.998 TP=9806, FN=20	0.994 TP=9766, FN=60	

ตารางที่ ข-4 (ต่อ) ความไวที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 2

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.991 TP=8156, FN=71	1 TP=8227, FN=0	0.976 TP=8028, FN=199	0.997 TP=9528, FN=33	0.993 TP=9496, FN=65	0.992 TP=9486, FN=75
	0.991 TP=8156, FN=71	1 TP=8227, FN=0		0.997 TP=9535, FN=26	0.993 TP=9496, FN=65	
7	0.991 TP=7975, FN=72	1 TP=8047, FN=0	0.972 TP=7822, FN=225	0.995 TP=9253, FN=42	0.989 TP=9190, FN=105	0.995 TP=9247, FN=48
	0.991 TP=7975, FN=72	1 TP=8045, FN=2		0.996 TP=9260, FN=35	0.989 TP=9191, FN=104	
8	0.997 TP=7598, FN=25	1 TP=7623, FN=0	0.99 TP=7545, FN=78	0.997 TP=8876, FN=26	0.996 TP=8867, FN=35	0.997 TP=8875, FN=27
	0.997 TP=7598, FN=25	1 TP=7623, FN=0		0.997 TP=8879, FN=23	0.996 TP=8867, FN=35	
9	0.983 TP=7143, FN=123	1 TP=7266, FN=0	0.96 TP=6975, FN=291	0.997 TP=8339, FN=23	0.995 TP=8321, FN=41	0.997 TP=8336, FN=26
	0.983 TP=7143, FN=123	1 TP=7266, FN=0		0.998 TP=8342, FN=20	0.995 TP=8321, FN=41	
10	0.98 TP=6447, FN=132	1 TP=6579, FN=0	0.954 TP=6277, FN=302	0.997 TP=7725, FN=24	0.986 TP=7637, FN=112	0.998 TP=7730, FN=19
	0.98 TP=6447, FN=132	1 TP=6579, FN=0		0.998 TP=7732, FN=17	0.986 TP=7638, FN=111	

ตารางที่ ข-5 ค่าความเที่ยงที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 2

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.988 TP=7970, FP=96	0.911 TP=8052, FP=785	0.996 TP=7820, FP=29	0.94 TP=9180, FP=583	0.968 TP=9110, FP=298	0.948 TP=9170, FP=501
	0.988 TP=7970, FP=96	0.924 TP=7922, FP=652		0.924 TP=9181, FP=757	0.968 TP=9110, FP=300	
2	0.98 TP=8232, FP=170	0.897 TP=8257, FP=950	0.994 TP=8155, FP=46	0.96 TP=9684, FP=401	0.98 TP=9651, FP=194	0.967 TP=9679, FP=331
	0.98 TP=8232, FP=170	0.908 TP=8257, FP=839		0.945 TP=9686, FP=560	0.98 TP=9652, FP=195	
3	0.992 TP=8354, FP=69	0.892 TP=8410, FP=1013	0.999 TP=8176, FP=12	0.96 TP=9729, FP=402	0.978 TP=9626, FP=218	0.961 TP=9747, FP=395
	0.992 TP=8354, FP=69	0.916 TP=8410, FP=773		0.945 TP=9738, FP=562	0.978 TP=9629, FP=218	
4	0.989 TP=8458, FP=97	0.902 TP=8525, FP=925	0.997 TP=8313, FP=24	0.948 TP=9800, FP=539	0.966 TP=9746, FP=346	0.959 TP=9803, FP=419
	0.989 TP=8458, FP=97	0.921 TP=8517, FP=729		0.931 TP=9805, FP=727	0.965 TP=9747, FP=350	
5	0.989 TP=8481, FP=95	0.902 TP=8574, FP=930	0.996 TP=8416, FP=35	0.943 TP=9799, FP=593	0.956 TP=9766, FP=452	0.961 TP=9800, FP=398
	0.989 TP=8481, FP=95	0.919 TP=8574, FP=759		0.926 TP=9806, FP=779	0.955 TP=9766, FP=457	

ตารางที่ ข-5 (ต่อ) ค่าความเที่ยงที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 2

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.988 TP=8156, FP=102	0.897 TP=8227, FP=942	0.995 TP=8028, FP=39	0.956 TP=9528, FP=435	0.97 TP=9496, FP=293	0.974 TP=9486, FP=258
	0.988 TP=8156, FP=102	0.919 TP=8227, FP=728		0.938 TP=9535, FP=627	0.97 TP=9496, FP=298	
7	0.993 TP=7975, FP=60	0.903 TP=8047, FP=863	1 TP=7822, FP=3	0.958 TP=9253, FP=409	0.963 TP=9190, FP=349	0.967 TP=9247, FP=312
	0.993 TP=7975, FP=60	0.924 TP=8045, FP=664		0.945 TP=9260, FP=537	0.963 TP=9191, FP=350	
8	0.98 TP=7598, FP=158	0.876 TP=7623, FP=1077	0.994 TP=7545, FP=48	0.961 TP=8876, FP=364	0.953 TP=8867, FP=440	0.955 TP=8875, FP=422
	0.98 TP=7598, FP=158	0.898 TP=7623, FP=866		0.955 TP=8879, FP=420	0.953 TP=8867, FP=441	
9	0.989 TP=7143, FP=77	0.863 TP=7266, FP=1153	0.998 TP=6975, FP=16	0.96 TP=8339, FP=344	0.966 TP=8321, FP=290	0.952 TP=8336, FP=424
	0.989 TP=7143, FP=77	0.908 TP=7266, FP=733		0.951 TP=8342, FP=428	0.966 TP=8321, FP=290	
10	0.988 TP=6447, FP=79	0.897 TP=6579, FP=757	0.997 TP=6277, FP=17	0.967 TP=7725, FP=261	0.976 TP=7637, FP=188	0.964 TP=7730, FP=288
	0.988 TP=6447, FP=79	0.916 TP=6579, FP=605		0.96 TP=7732, FP=324	0.976 TP=7638, FP=188	

ตารางที่ ข-6 ค่า DSC ที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 2

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่น่าเสนอ
1	0.988 TP=7970, FP=96, FN=90	0.953 TP=8052, FP=785, FN=8	0.983 TP=7820, FP=29, FN=240	0.969 TP=9180, FP=583, FN=1	0.98 TP=9110, FP=298, FN=71	0.973 TP=9170, FP=501, FN=11
	0.988 TP=7970, FP=96, FN=90	0.953 TP=7922, FP=652, FN=138		0.96 TP=9181, FP=757, FN=0	0.98 TP=9110, FP=300, FN=71	
2	0.988 TP=8232, FP=170, FN=25	0.946 TP=8257, FP=950, FN=0	0.991 TP=8155, FP=46, FN=102	0.979 TP=9684, FP=401, FN=16	0.988 TP=9651, FP=194, FN=49	0.982 TP=9679, FP=331, FN=21
	0.988 TP=8232, FP=170, FN=25	0.952 TP=8257, FP=839, FN=0		0.971 TP=9686, FP=560, FN=14	0.988 TP=9652, FP=195, FN=48	
3	0.993 TP=8354, FP=69, FN=56	0.943 TP=8410, FP=1013, FN=0	0.985 TP=8176, FP=12, FN=234	0.976 TP=9729, FP=402, FN=70	0.98 TP=9626, FP=218, FN=173	0.978 TP=9747, FP=395, FN=52
	0.993 TP=8354, FP=69, FN=56	0.956 TP=8410, FP=773, FN=0		0.969 TP=9738, FP=562, FN=61	0.98 TP=9629, FP=218, FN=170	
4	0.99 TP=8458, FP=97, FN=67	0.949 TP=8525, FP=925, FN=0	0.986 TP=8313, FP=24, FN=212	0.972 TP=9800, FP=539, FN=22	0.979 TP=9746, FP=346, FN=76	0.978 TP=9803, FP=419, FN=19
	0.99 TP=8458, FP=97, FN=67	0.959 TP=8517, FP=729, FN=8		0.963 TP=9805, FP=727, FN=17	0.979 TP=9747, FP=350, FN=75	
5	0.989 TP=8481, FP=95, FN=93	0.949 TP=8574, FP=930, FN=0	0.989 TP=8416, FP=35, FN=158	0.969 TP=9799, FP=593, FN=27	0.974 TP=9766, FP=452, FN=60	0.979 TP=9800, FP=398, FN=26
	0.989 TP=8481, FP=95, FN=93	0.958 TP=8574, FP=759, FN=0		0.961 TP=9806, FP=779, FN=20	0.974 TP=9766, FP=457, FN=60	

ตารางที่ ข-6 (ต่อ) ค่า DSC ที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 2

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณະ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.99 TP=8156, FP=102, FN=71	0.946 TP=8227, FP=942, FN=0	0.985 TP=8028, FP=39, FN=199	0.976 TP=9528, FP=435, FN=33	0.981 TP=9496, FP=293, FN=65	0.983 TP=9486, FP=258, FN=75
	0.99 TP=8156, FP=102, FN=71	0.958 TP=8227, FP=728, FN=0		0.967 TP=9535, FP=627, FN=26	0.981 TP=9496, FP=298, FN=65	
7	0.992 TP=7975, FP=60, FN=72	0.949 TP=8047, FP=863, FN=0	0.986 TP=7822, FP=3, FN=225	0.976 TP=9253, FP=409, FN=42	0.976 TP=9190, FP=349, FN=105	0.981 TP=9247, FP=312, FN=48
	0.992 TP=7975, FP=60, FN=72	0.96 TP=8045, FP=664, FN=2		0.97 TP=9260, FP=537, FN=35	0.976 TP=9191, FP=350, FN=104	
8	0.988 TP=7598, FP=158, FN=25	0.934 TP=7623, FP=1077, FN=0	0.992 TP=7545, FP=48, FN=78	0.979 TP=8876, FP=364, FN=26	0.974 TP=8867, FP=440, FN=35	0.975 TP=8875, FP=422, FN=27
	0.988 TP=7598, FP=158, FN=25	0.946 TP=7623, FP=866, FN=0		0.976 TP=8879, FP=420, FN=23	0.974 TP=8867, FP=441, FN=35	
9	0.986 TP=7143, FP=77, FN=123	0.926 TP=7266, FP=1153, FN=0	0.978 TP=6975, FP=16, FN=291	0.978 TP=8339, FP=344, FN=23	0.98 TP=8321, FP=290, FN=41	0.974 TP=8336, FP=424, FN=26
	0.986 TP=7143, FP=77, FN=123	0.952 TP=7266, FP=733, FN=0		0.974 TP=8342, FP=428, FN=20	0.98 TP=8321, FP=290, FN=41	
10	0.984 TP=6447, FP=79, FN=132	0.946 TP=6579, FP=757, FN=0	0.975 TP=6277, FP=17, FN=302	0.982 TP=7725, FP=261, FN=24	0.981 TP=7637, FP=188, FN=112	0.981 TP=7730, FP=288, FN=19
	0.984 TP=6447, FP=79, FN=132	0.956 TP=6579, FP=605, FN=0		0.978 TP=7732, FP=324, FN=17	0.981 TP=7638, FP=188, FN=111	

ตารางที่ ข-7 ความไวที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 3

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.906 TP=2209, FN=228	1 TP=2437, FN=0	0.8 TP=1950, FN=487	0.922 TP=3416, FN=289	0.735 TP=2723, FN=982	0.779 TP=2885, FN=820
	0.906 TP=2209, FN=228	1 TP=2437, FN=0		0.945 TP=3503, FN=202	0.735 TP=2723, FN=982	
2	0.926 TP=3203, FN=256	1 TP=3459, FN=0	0.853 TP=2950, FN=509	0.938 TP=4510, FN=300	0.801 TP=3852, FN=958	0.858 TP=4129, FN=681
	0.926 TP=3203, FN=256	1 TP=3459, FN=0		0.967 TP=4649, FN=161	0.801 TP=3852, FN=958	
3	0.932 TP=4110, FN=301	0.999 TP=4405, FN=6	0.863 TP=3808, FN=603	0.968 TP=5581, FN=185	0.85 TP=4903, FN=863	0.896 TP=5169, FN=597
	0.932 TP=4110, FN=301	0.999 TP=4405, FN=6		0.98 TP=5650, FN=116	0.85 TP=4903, FN=863	
4	0.99 TP=5270, FN=54	1 TP=5324, FN=0	0.932 TP=4960, FN=364	0.945 TP=6770, FN=396	0.874 TP=6262, FN=904	0.916 TP=6567, FN=599
	0.99 TP=5270, FN=54	1 TP=5324, FN=0		0.955 TP=6846, FN=320	0.874 TP=6262, FN=904	
5	0.962 TP=5575, FN=223	0.999 TP=5793, FN=5	0.931 TP=5399, FN=399	0.96 TP=7031, FN=290	0.925 TP=6770, FN=551	0.954 TP=6985, FN=336
	0.962 TP=5575, FN=223	0.999 TP=5793, FN=5		0.965 TP=7065, FN=256	0.925 TP=6770, FN=551	

ตารางที่ ข-7(ต่อ) ความไวที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 3

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.966 TP=6009, FN=214	1 TP=6223, FN=0	0.933 TP=5809, FN=414	0.97 TP=7550, FN=235	0.932 TP=7259, FN=526	0.97 TP=7554, FN=231
	0.966 TP=6009, FN=214	1 TP=6223, FN=0		0.981 TP=7638, FN=147	0.932 TP=7259, FN=526	
7	0.97 TP=6149, FN=193	1 TP=6342, FN=0	0.939 TP=5952, FN=390	0.956 TP=7629, FN=352	0.933 TP=7450, FN=531	0.963 TP=7686, FN=295
	0.97 TP=6149, FN=193	1 TP=6342, FN=0		0.962 TP=7677, FN=304	0.933 TP=7450, FN=531	
8	0.969 TP=5890, FN=189	1 TP=6079, FN=0	0.944 TP=5738, FN=341	0.959 TP=7280, FN=310	0.942 TP=7152, FN=438	0.977 TP=7417, FN=173
	0.969 TP=5890, FN=189	1 TP=6079, FN=0		0.965 TP=7327, FN=263	0.942 TP=7152, FN=438	
9	0.982 TP=5826, FN=108	1 TP=5934, FN=0	0.95 TP=5638, FN=296	0.975 TP=7212, FN=182	0.949 TP=7020, FN=374	0.982 TP=7264, FN=130
	0.982 TP=5826, FN=108	1 TP=5934, FN=0		0.981 TP=7257, FN=137	0.949 TP=7020, FN=374	
10	0.971 TP=5218, FN=157	0.998 TP=5366, FN=9	0.934 TP=5020, FN=355	0.965 TP=6839, FN=249	0.917 TP=6502, FN=586	0.946 TP=6705, FN=383
	0.971 TP=5218, FN=157	0.998 TP=5366, FN=9		0.978 TP=6933, FN=155	0.917 TP=6502, FN=586	

ตารางที่ ข-8 ค่าความเที่ยงที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 3

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.996 TP=2209, FP=9	0.872 TP=2437, FP=357	1 TP=1950, FP=0	0.989 TP=3416, FP=38	1 TP=2723, FP=0	1 TP=2885, FP=0
	0.996 TP=2209, FP=9	0.872 TP=2437, FP=357		0.971 TP=3503, FP=106	1 TP=2723, FP=0	
2	0.999 TP=3203, FP=3	0.911 TP=3459, FP=339	1 TP=2950, FP=0	0.981 TP=4510, FP=86	1 TP=3852, FP=0	0.999 TP=4129, FP=4
	0.999 TP=3203, FP=3	0.911 TP=3459, FP=339		0.97 TP=4649, FP=145	1 TP=3852, FP=0	
3	1 TP=4110, FP=1	0.933 TP=4405, FP=318	1 TP=3808, FP=0	0.988 TP=5581, FP=66	0.999 TP=4903, FP=3	0.996 TP=5169, FP=19
	1 TP=4110, FP=1	0.933 TP=4405, FP=318		0.978 TP=5650, FP=130	0.999 TP=4903, FP=3	
4	0.991 TP=5270, FP=48	0.868 TP=5324, FP=810	0.999 TP=4960, FP=6	0.988 TP=6770, FP=81	0.995 TP=6262, FP=34	0.991 TP=6567, FP=57
	0.991 TP=5270, FP=48	0.868 TP=5324, FP=810		0.981 TP=6846, FP=130	0.995 TP=6262, FP=34	
5	1 TP=5575, FP=2	0.918 TP=5793, FP=517	1 TP=5399, FP=0	0.986 TP=7031, FP=97	0.99 TP=6770, FP=68	0.987 TP=6985, FP=90
	1 TP=5575, FP=2	0.918 TP=5793, FP=517		0.984 TP=7065, FP=115	0.99 TP=6770, FP=68	

ตารางที่ ข-8 (ต่อ) ค่าความเที่ยงที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 3

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.999 TP=6009, FP=6	0.928 TP=6223, FP=482	1 TP=5809, FP=0	0.98 TP=7550, FP=153	0.991 TP=7259, FP=69	0.991 TP=7554, FP=69
	0.999 TP=6009, FP=6	0.928 TP=6223, FP=482		0.975 TP=7638, FP=195	0.991 TP=7259, FP=69	
7	1 TP=6149, FP=3	0.931 TP=6342, FP=470	1 TP=5952, FP=2	0.962 TP=7629, FP=301	0.986 TP=7450, FP=105	0.985 TP=7686, FP=114
	1 TP=6149, FP=3	0.931 TP=6342, FP=470		0.951 TP=7677, FP=396	0.986 TP=7450, FP=105	
8	0.998 TP=5890, FP=12	0.919 TP=6079, FP=534	0.999 TP=5738, FP=3	0.962 TP=7280, FP=286	0.976 TP=7152, FP=173	0.978 TP=7417, FP=170
	0.998 TP=5890, FP=12	0.919 TP=6079, FP=534		0.956 TP=7327, FP=335	0.976 TP=7152, FP=173	
9	0.995 TP=5826, FP=28	0.912 TP=5934, FP=576	0.999 TP=5638, FP=4	0.959 TP=7212, FP=305	0.971 TP=7020, FP=207	0.971 TP=7264, FP=215
	0.995 TP=5826, FP=28	0.912 TP=5934, FP=576		0.95 TP=7257, FP=384	0.971 TP=7020, FP=207	
10	0.992 TP=5218, FP=40	0.905 TP=5366, FP=564	0.999 TP=5020, FP=4	0.974 TP=6839, FP=185	0.993 TP=6502, FP=46	0.989 TP=6705, FP=77
	0.992 TP=5218, FP=40	0.905 TP=5366, FP=564		0.965 TP=6933, FP=250	0.993 TP=6502, FP=46	

ตารางที่ ข-9 ค่า DSC ที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 3

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.949 TP=2209, FP=9, FN=228	0.932 TP=2437, FP=357, FN=0	0.889 TP=1950, FP=0, FN=487	0.954 TP=3416, FP=38, FN=289	0.847 TP=2723, FP=0, FN=982	0.876 TP=2885, FP=0, FN=820
	0.949 TP=2209, FP=9, FN=228	0.932 TP=2437, FP=357, FN=0		0.958 TP=3503, FP=106, FN=202	0.847 TP=2723, FP=0, FN=982	
2	0.961 TP=3203, FP=3, FN=256	0.953 TP=3459, FP=339, FN=0	0.921 TP=2950, FP=0, FN=509	0.959 TP=4510, FP=86, FN=300	0.889 TP=3852, FP=0, FN=958	0.923 TP=4129, FP=4, FN=681
	0.961 TP=3203, FP=3, FN=256	0.953 TP=3459, FP=339, FN=0		0.968 TP=4649, FP=145, FN=161	0.889 TP=3852, FP=0, FN=958	
3	0.965 TP=4110, FP=1, FN=301	0.965 TP=4405, FP=318, FN=6	0.927 TP=3808, FP=0, FN=603	0.978 TP=5581, FP=66, FN=185	0.919 TP=4903, FP=3, FN=863	0.944 TP=5169, FP=19, FN=597
	0.965 TP=4110, FP=1, FN=301	0.965 TP=4405, FP=318, FN=6		0.979 TP=5650, FP=130, FN=116	0.919 TP=4903, FP=3, FN=863	
4	0.99 TP=5270, FP=48, FN=54	0.929 TP=5324, FP=810, FN=0	0.964 TP=4960, FP=6, FN=364	0.966 TP=6770, FP=81, FN=396	0.93 TP=6262, FP=34, FN=904	0.952 TP=6567, FP=57, FN=599
	0.99 TP=5270, FP=48, FN=54	0.929 TP=5324, FP=810, FN=0		0.968 TP=6846, FP=130, FN=320	0.93 TP=6262, FP=34, FN=904	
5	0.98 TP=5575, FP=2, FN=223	0.957 TP=5793, FP=517, FN=5	0.964 TP=5399, FP=0, FN=399	0.973 TP=7031, FP=97, FN=290	0.956 TP=6770, FP=68, FN=551	0.97 TP=6985, FP=90, FN=336
	0.98 TP=5575, FP=2, FN=223	0.957 TP=5793, FP=517, FN=5		0.974 TP=7065, FP=115, FN=256	0.956 TP=6770, FP=68, FN=551	

ตารางที่ ข-9 (ต่อ) ค่า DSC ที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 3

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.982 TP=6009, FP=6, FN=214	0.963 TP=6223, FP=482, FN=0	0.966 TP=5809, FP=0, FN=414	0.975 TP=7550, FP=153, FN=235	0.961 TP=7259, FP=69, FN=526	0.981 TP=7554, FP=69, FN=231
	0.982 TP=6009, FP=6, FN=214	0.963 TP=6223, FP=482, FN=0		0.978 TP=7638, FP=195, FN=147	0.961 TP=7259, FP=69, FN=526	
7	0.984 TP=6149, FP=3, FN=193	0.964 TP=6342, FP=470, FN=0	0.968 TP=5952, FP=2, FN=390	0.959 TP=7629, FP=301, FN=352	0.959 TP=7450, FP=105, FN=531	0.974 TP=7686, FP=114, FN=295
	0.984 TP=6149, FP=3, FN=193	0.964 TP=6342, FP=470, FN=0		0.956 TP=7677, FP=396, FN=304	0.959 TP=7450, FP=105, FN=531	
8	0.983 TP=5890, FP=12, FN=189	0.958 TP=6079, FP=534, FN=0	0.971 TP=5738, FP=3, FN=341	0.961 TP=7280, FP=286, FN=310	0.959 TP=7152, FP=173, FN=438	0.977 TP=7417, FP=170, FN=173
	0.983 TP=5890, FP=12, FN=189	0.958 TP=6079, FP=534, FN=0		0.961 TP=7327, FP=335, FN=263	0.959 TP=7152, FP=173, FN=438	
9	0.988 TP=5826, FP=28, FN=108	0.954 TP=5934, FP=576, FN=0	0.974 TP=5638, FP=4, FN=296	0.967 TP=7212, FP=305, FN=182	0.96 TP=7020, FP=207, FN=374	0.977 TP=7264, FP=215, FN=130
	0.988 TP=5826, FP=28, FN=108	0.954 TP=5934, FP=576, FN=0		0.965 TP=7257, FP=384, FN=137	0.96 TP=7020, FP=207, FN=374	
10	0.981 TP=5218, FP=40, FN=157	0.949 TP=5366, FP=564, FN=9	0.965 TP=5020, FP=4, FN=355	0.969 TP=6839, FP=185, FN=249	0.954 TP=6502, FP=46, FN=586	0.967 TP=6705, FP=77, FN=383
	0.981 TP=5218, FP=40, FN=157	0.949 TP=5366, FP=564, FN=9		0.972 TP=6933, FP=250, FN=155	0.954 TP=6502, FP=46, FN=586	

ตารางที่ ข-10 ความไวที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 4

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.994 TP=8296, FN=54	0.949 TP=7922, FN=428	0.983 TP=8208, FN=142	0.998 TP=9347, FN=17	0.997 TP=9336, FN=28	0.999 TP=9353, FN=11
	0.994 TP=8296, FN=54	0.949 TP=7922, FN=428		0.998 TP=9347, FN=17	0.997 TP=9336, FN=28	
2	0.992 TP=8044, FN=64	0.914 TP=7409, FN=699	0.981 TP=7951, FN=157	0.997 TP=9064, FN=29	0.993 TP=9032, FN=61	0.998 TP=9074, FN=19
	0.992 TP=8044, FN=64	0.914 TP=7409, FN=699		0.997 TP=9064, FN=29	0.993 TP=9032, FN=61	
3	0.995 TP=8211, FN=45	0.915 TP=7551, FN=705	0.98 TP=8090, FN=166	1 TP=9096, FN=3	0.999 TP=9092, FN=7	1 TP=9098, FN=1
	0.995 TP=8211, FN=45	0.915 TP=7551, FN=705		1 TP=9096, FN=3	0.999 TP=9092, FN=7	
4	0.99 TP=8004, FN=80	0.866 TP=7002, FN=1082	0.976 TP=7886, FN=198	0.999 TP=9008, FN=11	0.996 TP=8985, FN=34	0.998 TP=9000, FN=19
	0.99 TP=8004, FN=80	0.866 TP=7002, FN=1082		0.999 TP=9008, FN=11	0.996 TP=8985, FN=34	
5	0.984 TP=8106, FN=128	0.838 TP=6902, FN=1332	0.974 TP=8021, FN=213	0.994 TP=9259, FN=57	0.995 TP=9274, FN=42	0.996 TP=9279, FN=37
	0.984 TP=8106, FN=128	0.838 TP=6902, FN=1332		0.994 TP=9259, FN=57	0.995 TP=9274, FN=42	

ตารางที่ ข-10 (ต่อ) ความไวที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 4

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.988 TP=7928, FN=98	0.835 TP=6699, FN=1327	0.981 TP=7876, FN=150	0.998 TP=9021, FN=17	1 TP=9034, FN=4	0.994 TP=8985, FN=53
	0.988 TP=7928, FN=98	0.835 TP=6699, FN=1327		0.998 TP=9021, FN=17	1 TP=9034, FN=4	
7	0.983 TP=8128, FN=142	0.83 TP=6860, FN=1410	0.978 TP=8091, FN=179	0.997 TP=9317, FN=29	0.999 TP=9341, FN=5	0.988 TP=9235, FN=111
	0.983 TP=8128, FN=142	0.83 TP=6860, FN=1410		0.997 TP=9317, FN=29	0.999 TP=9341, FN=5	
8	0.983 TP=7933, FN=138	0.842 TP=6799, FN=1272	0.975 TP=7871, FN=200	0.999 TP=9022, FN=8	0.999 TP=9024, FN=6	0.994 TP=8972, FN=58
	0.983 TP=7933, FN=138	0.842 TP=6799, FN=1272		0.999 TP=9022, FN=8	0.999 TP=9024, FN=6	
9	0.988 TP=7835, FN=94	0.849 TP=6730, FN=1199	0.979 TP=7760, FN=169	0.997 TP=8958, FN=25	0.997 TP=8952, FN=31	0.992 TP=8913, FN=70
	0.988 TP=7835, FN=94	0.849 TP=6730, FN=1199		0.997 TP=8958, FN=25	0.997 TP=8952, FN=31	
10	0.989 TP=7227, FN=77	0.845 TP=6175, FN=1129	0.981 TP=7168, FN=136	0.999 TP=8316, FN=5	0.998 TP=8302, FN=19	0.998 TP=8302, FN=19
	0.989 TP=7227, FN=77	0.845 TP=6175, FN=1129		0.999 TP=8316, FN=5	0.998 TP=8302, FN=19	

ตารางที่ ข-11 ค่าความเที่ยงที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 4

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.981 TP=8296, FP=158	0.923 TP=7922, FP=664	0.991 TP=8208, FP=74	0.961 TP=9347, FP=377	0.949 TP=9336, FP=500	0.94 TP=9353, FP=594
	0.981 TP=8296, FP=158	0.923 TP=7922, FP=664		0.961 TP=9347, FP=377	0.949 TP=9336, FP=500	
2	0.98 TP=8044, FP=167	0.909 TP=7409, FP=745	0.993 TP=7951, FP=54	0.955 TP=9064, FP=426	0.943 TP=9032, FP=544	0.935 TP=9074, FP=634
	0.98 TP=8044, FP=167	0.909 TP=7409, FP=745		0.955 TP=9064, FP=426	0.943 TP=9032, FP=544	
3	0.986 TP=8211, FP=113	0.905 TP=7551, FP=792	0.997 TP=8090, FP=22	0.942 TP=9096, FP=559	0.936 TP=9092, FP=619	0.894 TP=9098, FP=1083
	0.986 TP=8211, FP=113	0.905 TP=7551, FP=792		0.942 TP=9096, FP=559	0.936 TP=9092, FP=619	
4	0.989 TP=8004, FP=87	0.904 TP=7002, FP=741	0.997 TP=7886, FP=23	0.953 TP=9008, FP=441	0.944 TP=8985, FP=530	0.919 TP=9000, FP=794
	0.989 TP=8004, FP=87	0.904 TP=7002, FP=741		0.953 TP=9008, FP=441	0.944 TP=8985, FP=530	
5	0.99 TP=8106, FP=78	0.925 TP=6902, FP=563	0.998 TP=8021, FP=19	0.962 TP=9259, FP=370	0.956 TP=9274, FP=422	0.953 TP=9279, FP=456
	0.99 TP=8106, FP=78	0.925 TP=6902, FP=563		0.962 TP=9259, FP=370	0.956 TP=9274, FP=422	

ตารางที่ ข-11 (ต่อ) ค่าความเที่ยงที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 4

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.988 TP=7928, FP=93	0.925 TP=6699, FP=547	0.996 TP=7876, FP=35	0.959 TP=9021, FP=382	0.944 TP=9034, FP=540	0.943 TP=8985, FP=541
	0.988 TP=7928, FP=93	0.925 TP=6699, FP=547		0.959 TP=9021, FP=382	0.944 TP=9034, FP=540	
7	0.994 TP=8128, FP=53	0.942 TP=6860, FP=422	0.998 TP=8091, FP=17	0.969 TP=9317, FP=295	0.953 TP=9341, FP=456	0.967 TP=9235, FP=314
	0.994 TP=8128, FP=53	0.942 TP=6860, FP=422		0.969 TP=9317, FP=295	0.953 TP=9341, FP=456	
8	0.991 TP=7933, FP=74	0.94 TP=6799, FP=434	0.997 TP=7871, FP=24	0.962 TP=9022, FP=354	0.943 TP=9024, FP=548	0.965 TP=8972, FP=321
	0.991 TP=7933, FP=74	0.94 TP=6799, FP=434		0.962 TP=9022, FP=354	0.943 TP=9024, FP=548	
9	0.992 TP=7835, FP=63	0.936 TP=6730, FP=457	0.999 TP=7760, FP=11	0.962 TP=8958, FP=350	0.948 TP=8952, FP=488	0.953 TP=8913, FP=436
	0.992 TP=7835, FP=63	0.936 TP=6730, FP=457		0.962 TP=8958, FP=350	0.948 TP=8952, FP=488	
10	0.979 TP=7227, FP=156	0.934 TP=6175, FP=439	0.992 TP=7168, FP=61	0.949 TP=8316, FP=447	0.94 TP=8302, FP=534	0.931 TP=8302, FP=616
	0.979 TP=7227, FP=156	0.934 TP=6175, FP=439		0.949 TP=8316, FP=447	0.94 TP=8302, FP=534	

ตารางที่ ข-12 ค่า DSC ที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 4

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.987 TP=8296, FP=158, FN=54	0.936 TP=7922, FP=664, FN=428	0.987 TP=8208, FP=74, FN=142	0.979 TP=9347, FP=377, FN=17	0.973 TP=9336, FP=500, FN=28	0.969 TP=9353, FP=594, FN=11
	0.987 TP=8296, FP=158, FN=54	0.936 TP=7922, FP=664, FN=428		0.979 TP=9347, FP=377, FN=17	0.973 TP=9336, FP=500, FN=28	
2	0.986 TP=8044, FP=167, FN=64	0.911 TP=7409, FP=745, FN=699	0.987 TP=7951, FP=54, FN=157	0.976 TP=9064, FP=426, FN=29	0.968 TP=9032, FP=544, FN=61	0.965 TP=9074, FP=634, FN=19
	0.986 TP=8044, FP=167, FN=64	0.911 TP=7409, FP=745, FN=699		0.976 TP=9064, FP=426, FN=29	0.968 TP=9032, FP=544, FN=61	
3	0.99 TP=8211, FP=113, FN=45	0.91 TP=7551, FP=792, FN=705	0.989 TP=8090, FP=22, FN=166	0.97 TP=9096, FP=559, FN=3	0.967 TP=9092, FP=619, FN=7	0.944 TP=9098, FP=1083, FN=1
	0.99 TP=8211, FP=113, FN=45	0.91 TP=7551, FP=792, FN=705		0.97 TP=9096, FP=559, FN=3	0.967 TP=9092, FP=619, FN=7	
4	0.99 TP=8004, FP=87, FN=80	0.885 TP=7002, FP=741, FN=1082	0.986 TP=7886, FP=23, FN=198	0.976 TP=9008, FP=441, FN=11	0.97 TP=8985, FP=530, FN=34	0.957 TP=9000, FP=794, FN=19
	0.99 TP=8004, FP=87, FN=80	0.885 TP=7002, FP=741, FN=1082		0.976 TP=9008, FP=441, FN=11	0.97 TP=8985, FP=530, FN=34	
5	0.987 TP=8106, FP=78, FN=128	0.879 TP=6902, FP=563, FN=1332	0.986 TP=8021, FP=19, FN=213	0.977 TP=9259, FP=370, FN=57	0.976 TP=9274, FP=422, FN=42	0.974 TP=9279, FP=456, FN=37
	0.987 TP=8106, FP=78, FN=128	0.879 TP=6902, FP=563, FN=1332		0.977 TP=9259, FP=370, FN=57	0.976 TP=9274, FP=422, FN=42	

ตารางที่ ข-12 (ต่อ) ค่า DSC ที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 4

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.988 TP=7928, FP=93, FN=98	0.877 TP=6699, FP=547, FN=1327	0.988 TP=7876, FP=35, FN=150	0.978 TP=9021, FP=382, FN=17	0.971 TP=9034, FP=540, FN=4	0.968 TP=8985, FP=541, FN=53
	0.988 TP=7928, FP=93, FN=98	0.877 TP=6699, FP=547, FN=1327		0.978 TP=9021, FP=382, FN=17	0.971 TP=9034, FP=540, FN=4	
7	0.988 TP=8128, FP=53, FN=142	0.882 TP=6860, FP=422, FN=1410	0.988 TP=8091, FP=17, FN=179	0.983 TP=9317, FP=295, FN=29	0.976 TP=9341, FP=456, FN=5	0.978 TP=9235, FP=314, FN=111
	0.988 TP=8128, FP=53, FN=142	0.882 TP=6860, FP=422, FN=1410		0.983 TP=9317, FP=295, FN=29	0.976 TP=9341, FP=456, FN=5	
8	0.987 TP=7933, FP=74, FN=138	0.889 TP=6799, FP=434, FN=1272	0.986 TP=7871, FP=24, FN=200	0.98 TP=9022, FP=354, FN=8	0.97 TP=9024, FP=548, FN=6	0.979 TP=8972, FP=321, FN=58
	0.987 TP=7933, FP=74, FN=138	0.889 TP=6799, FP=434, FN=1272		0.98 TP=9022, FP=354, FN=8	0.97 TP=9024, FP=548, FN=6	
9	0.99 TP=7835, FP=63, FN=94	0.89 TP=6730, FP=457, FN=1199	0.989 TP=7760, FP=11, FN=169	0.979 TP=8958, FP=350, FN=25	0.972 TP=8952, FP=488, FN=31	0.972 TP=8913, FP=436, FN=70
	0.99 TP=7835, FP=63, FN=94	0.89 TP=6730, FP=457, FN=1199		0.979 TP=8958, FP=350, FN=25	0.972 TP=8952, FP=488, FN=31	
10	0.984 TP=7227, FP=156, FN=77	0.887 TP=6175, FP=439, FN=1129	0.986 TP=7168, FP=61, FN=136	0.974 TP=8316, FP=447, FN=5	0.968 TP=8302, FP=534, FN=19	0.963 TP=8302, FP=616, FN=19
	0.984 TP=7227, FP=156, FN=77	0.887 TP=6175, FP=439, FN=1129		0.974 TP=8316, FP=447, FN=5	0.968 TP=8302, FP=534, FN=19	

ตารางที่ ข-13 ความไวที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 5

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.99 TP=11951, FN=116	0.982 TP=11849, FN=218	0.984 TP=11868, FN=199	0.985 TP=13501, FN=201	0.984 TP=13488, FN=214	0.993 TP=13604, FN=98
	0.988 TP=11918, FN=149	0.923 TP=11143, FN=924		0.985 TP=13501, FN=201	0.987 TP=13521, FN=181	
2	0.986 TP=12197, FN=173	0.978 TP=12093, FN=277	0.979 TP=12105, FN=265	0.994 TP=13607, FN=83	0.99 TP=13548, FN=142	0.993 TP=13596, FN=94
	0.982 TP=12152, FN=218	0.906 TP=11203, FN=1167		0.994 TP=13607, FN=83	0.991 TP=13561, FN=129	
3	0.983 TP=12057, FN=207	0.984 TP=12063, FN=201	0.977 TP=11982, FN=282	0.994 TP=13565, FN=83	0.99 TP=13508, FN=140	0.995 TP=13581, FN=67
	0.981 TP=12030, FN=234	0.859 TP=10534, FN=1730		0.994 TP=13565, FN=83	0.991 TP=13521, FN=127	
4	0.99 TP=11803, FN=122	0.988 TP=11781, FN=144	0.983 TP=11726, FN=199	0.992 TP=13256, FN=110	0.99 TP=13235, FN=131	0.991 TP=13249, FN=117
	0.987 TP=11773, FN=152	0.885 TP=10549, FN=1376		0.992 TP=13256, FN=110	0.992 TP=13256, FN=110	
5	0.988 TP=11372, FN=142	0.978 TP=11264, FN=250	0.977 TP=11254, FN=260	0.989 TP=12854, FN=144	0.988 TP=12847, FN=151	0.993 TP=12912, FN=86
	0.983 TP=11318, FN=196	0.874 TP=10066, FN=1448		0.989 TP=12854, FN=144	0.99 TP=12869, FN=129	

ตารางที่ ข-13 (ต่อ) ความไวที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 5

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.989 TP=10696, FN=118	1 TP=10814, FN=0	0.975 TP=10543, FN=271	0.989 TP=12187, FN=133	0.986 TP=12150, FN=170	0.993 TP=12231, FN=89
	0.985 TP=10652, FN=162	0.915 TP=9895, FN=919		0.989 TP=12187, FN=133	0.988 TP=12171, FN=149	
7	0.985 TP=9881, FN=151	0.998 TP=10008, FN=24	0.971 TP=9739, FN=293	0.982 TP=11496, FN=211	0.972 TP=11376, FN=331	0.989 TP=11575, FN=132
	0.978 TP=9816, FN=216	0.884 TP=8871, FN=1161		0.982 TP=11496, FN=211	0.975 TP=11411, FN=296	
8	0.977 TP=8861, FN=210	0.969 TP=8794, FN=277	0.954 TP=8650, FN=421	0.981 TP=10322, FN=196	0.971 TP=10218, FN=300	0.988 TP=10397, FN=121
	0.967 TP=8769, FN=302	0.861 TP=7811, FN=1260		0.981 TP=10322, FN=196	0.975 TP=10252, FN=266	
9	0.978 TP=7768, FN=171	0.985 TP=7822, FN=117	0.948 TP=7528, FN=411	0.987 TP=9104, FN=116	0.978 TP=9019, FN=201	0.99 TP=9125, FN=95
	0.971 TP=7705, FN=234	0.884 TP=7016, FN=923		0.987 TP=9104, FN=116	0.98 TP=9038, FN=182	
10	0.982 TP=6479, FN=120	0.976 TP=6441, FN=158	0.951 TP=6276, FN=323	0.98 TP=7769, FN=157	0.961 TP=7618, FN=308	0.982 TP=7782, FN=144
	0.971 TP=6406, FN=193	0.884 TP=5834, FN=765		0.98 TP=7769, FN=157	0.964 TP=7642, FN=284	

ตารางที่ ข-14 ค่าความเที่ยงที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 5

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.989 TP=11951, FP=129	0.93 TP=11849, FP=887	0.994 TP=11868, FP=73	0.981 TP=13501, FP=260	0.976 TP=13488, FP=337	0.976 TP=13604, FP=338
	0.993 TP=11918, FP=87	0.971 TP=11143, FP=328		0.981 TP=13501, FP=260	0.972 TP=13521, FP=388	
2	0.997 TP=12197, FP=40	0.929 TP=12093, FP=923	0.999 TP=12105, FP=18	0.978 TP=13607, FP=302	0.966 TP=13548, FP=476	0.972 TP=13596, FP=396
	0.999 TP=12152, FP=14	0.978 TP=11203, FP=250		0.978 TP=13607, FP=302	0.962 TP=13561, FP=537	
3	0.996 TP=12057, FP=45	0.944 TP=12063, FP=709	0.999 TP=11982, FP=11	0.983 TP=13565, FP=231	0.97 TP=13508, FP=414	0.98 TP=13581, FP=284
	0.997 TP=12030, FP=34	0.985 TP=10534, FP=158		0.983 TP=13565, FP=231	0.965 TP=13521, FP=491	
4	0.993 TP=11803, FP=80	0.933 TP=11781, FP=840	0.997 TP=11726, FP=30	0.978 TP=13256, FP=299	0.966 TP=13235, FP=462	0.971 TP=13249, FP=402
	0.995 TP=11773, FP=64	0.976 TP=10549, FP=259		0.978 TP=13256, FP=299	0.962 TP=13256, FP=526	
5	0.994 TP=11372, FP=63	0.934 TP=11264, FP=798	0.998 TP=11254, FP=25	0.976 TP=12854, FP=310	0.969 TP=12847, FP=405	0.977 TP=12912, FP=304
	0.997 TP=11318, FP=37	0.98 TP=10066, FP=204		0.976 TP=12854, FP=310	0.965 TP=12869, FP=471	

ตารางที่ ข-14 (ต่อ) ค่าความเที่ยงที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 5

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.995 TP=10696, FP=52	0.922 TP=10814, FP=914	0.999 TP=10543, FP=12	0.98 TP=12187, FP=245	0.979 TP=12150, FP=266	0.973 TP=12231, FP=345
	0.997 TP=10652, FP=32	0.974 TP=9895, FP=265		0.98 TP=12187, FP=245	0.974 TP=12171, FP=321	
7	0.994 TP=9881, FP=56	0.932 TP=10008, FP=731	0.999 TP=9739, FP=5	0.986 TP=11496, FP=159	0.986 TP=11376, FP=157	0.983 TP=11575, FP=201
	0.996 TP=9816, FP=37	0.978 TP=8871, FP=202		0.986 TP=11496, FP=159	0.984 TP=11411, FP=190	
8	0.997 TP=8861, FP=28	0.944 TP=8794, FP=520	1 TP=8650, FP=4	0.981 TP=10322, FP=197	0.982 TP=10218, FP=183	0.974 TP=10397, FP=281
	0.999 TP=8769, FP=8	0.98 TP=7811, FP=163		0.981 TP=10322, FP=197	0.98 TP=10252, FP=213	
9	0.997 TP=7768, FP=25	0.929 TP=7822, FP=595	1 TP=7528, FP=3	0.973 TP=9104, FP=254	0.977 TP=9019, FP=210	0.96 TP=9125, FP=385
	0.998 TP=7705, FP=14	0.966 TP=7016, FP=246		0.973 TP=9104, FP=254	0.973 TP=9038, FP=254	
10	0.986 TP=6479, FP=89	0.896 TP=6441, FP=744	0.995 TP=6276, FP=30	0.965 TP=7769, FP=279	0.97 TP=7618, FP=235	0.954 TP=7782, FP=379
	0.991 TP=6406, FP=59	0.945 TP=5834, FP=340		0.965 TP=7769, FP=279	0.965 TP=7642, FP=278	

ตารางที่ ข-15 ค่า DSC ที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 5

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.99 TP=11951, FP=129, FN=116	0.955 TP=11849, FP=887, FN=218	0.989 TP=11868, FP=73, FN=199	0.983 TP=13501, FP=260, FN=201	0.98 TP=13488, FP=337, FN=214	0.984 TP=13604, FP=338, FN=98
	0.99 TP=11918, FP=87, FN=149	0.947 TP=11143, FP=328, FN=924		0.983 TP=13501, FP=260, FN=201	0.979 TP=13521, FP=388, FN=181	
2	0.991 TP=12197, FP=40, FN=173	0.953 TP=12093, FP=923, FN=277	0.988 TP=12105, FP=18, FN=265	0.986 TP=13607, FP=302, FN=83	0.978 TP=13548, FP=476, FN=142	0.982 TP=13596, FP=396, FN=94
	0.991 TP=12152, FP=14, FN=218	0.941 TP=11203, FP=250, FN=1167		0.986 TP=13607, FP=302, FN=83	0.976 TP=13561, FP=537, FN=129	
3	0.99 TP=12057, FP=45, FN=207	0.964 TP=12063, FP=709, FN=201	0.988 TP=11982, FP=11, FN=282	0.989 TP=13565, FP=231, FN=83	0.98 TP=13508, FP=414, FN=140	0.987 TP=13581, FP=284, FN=67
	0.989 TP=12030, FP=34, FN=234	0.918 TP=10534, FP=158, FN=1730		0.989 TP=13565, FP=231, FN=83	0.978 TP=13521, FP=491, FN=127	
4	0.992 TP=11803, FP=80, FN=122	0.96 TP=11781, FP=840, FN=144	0.99 TP=11726, FP=30, FN=199	0.985 TP=13256, FP=299, FN=110	0.978 TP=13235, FP=462, FN=131	0.981 TP=13249, FP=402, FN=117
	0.991 TP=11773, FP=64, FN=152	0.928 TP=10549, FP=259, FN=1376		0.985 TP=13256, FP=299, FN=110	0.977 TP=13256, FP=526, FN=110	
5	0.991 TP=11372, FP=63, FN=142	0.956 TP=11264, FP=798, FN=250	0.987 TP=11254, FP=25, FN=260	0.983 TP=12854, FP=310, FN=144	0.979 TP=12847, FP=405, FN=151	0.985 TP=12912, FP=304, FN=86
	0.99 TP=11318, FP=37, FN=196	0.924 TP=10066, FP=204, FN=1448		0.983 TP=12854, FP=310, FN=144	0.977 TP=12869, FP=471, FN=129	

ตารางที่ ข-15 (ต่อ) ค่า DSC ที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 5

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.992 TP=10696, FP=52, FN=118	0.959 TP=10814, FP=914, FN=0	0.987 TP=10543, FP=12, FN=271	0.985 TP=12187, FP=245, FN=133	0.982 TP=12150, FP=266, FN=170	0.983 TP=12231, FP=345, FN=89
	0.991 TP=10652, FP=32, FN=162	0.944 TP=9895, FP=265, FN=919		0.985 TP=12187, FP=245, FN=133	0.981 TP=12171, FP=321, FN=149	
7	0.99 TP=9881, FP=56, FN=151	0.964 TP=10008, FP=731, FN=24	0.985 TP=9739, FP=5, FN=293	0.984 TP=11496, FP=159, FN=211	0.979 TP=11376, FP=157, FN=331	0.986 TP=11575, FP=201, FN=132
	0.987 TP=9816, FP=37, FN=216	0.929 TP=8871, FP=202, FN=1161		0.984 TP=11496, FP=159, FN=211	0.979 TP=11411, FP=190, FN=296	
8	0.987 TP=8861, FP=28, FN=210	0.957 TP=8794, FP=520, FN=277	0.976 TP=8650, FP=4, FN=421	0.981 TP=10322, FP=197, FN=196	0.977 TP=10218, FP=183, FN=300	0.981 TP=10397, FP=281, FN=121
	0.983 TP=8769, FP=8, FN=302	0.917 TP=7811, FP=163, FN=1260		0.981 TP=10322, FP=197, FN=196	0.977 TP=10252, FP=213, FN=266	
9	0.988 TP=7768, FP=25, FN=171	0.956 TP=7822, FP=595, FN=117	0.973 TP=7528, FP=3, FN=411	0.98 TP=9104, FP=254, FN=116	0.978 TP=9019, FP=210, FN=201	0.974 TP=9125, FP=385, FN=95
	0.984 TP=7705, FP=14, FN=234	0.923 TP=7016, FP=246, FN=923		0.98 TP=9104, FP=254, FN=116	0.976 TP=9038, FP=254, FN=182	
10	0.984 TP=6479, FP=89, FN=120	0.935 TP=6441, FP=744, FN=158	0.973 TP=6276, FP=30, FN=323	0.973 TP=7769, FP=279, FN=157	0.966 TP=7618, FP=235, FN=308	0.967 TP=7782, FP=379, FN=144
	0.981 TP=6406, FP=59, FN=193	0.913 TP=5834, FP=340, FN=765		0.973 TP=7769, FP=279, FN=157	0.965 TP=7642, FP=278, FN=284	

ตารางที่ ข-16 ความไวที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 6

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.97 TP=7643, FN=238	0.978 TP=7709, FN=172	0.909 TP=7292, FN=733	0.957 TP=8819, FN=392	0.938 TP=8638, FN=573	0.966 TP=8894, FN=317
	0.97 TP=7643, FN=238	0.986 TP=7772, FN=109		0.957 TP=8819, FN=392	0.938 TP=8638, FN=573	
2	0.973 TP=8954, FN=244	0.958 TP=8811, FN=387	0.937 TP=8614, FN=584	0.983 TP=10056, FN=178	0.971 TP=9938, FN=296	0.99 TP=10130, FN=104
	0.973 TP=8954, FN=244	0.994 TP=9143, FN=55		0.983 TP=10056, FN=178	0.971 TP=9938, FN=296	
3	0.99 TP=9892, FN=104	0.999 TP=9987, FN=9	0.969 TP=9691, FN=305	0.989 TP=11124, FN=123	0.985 TP=11073, FN=174	0.996 TP=11200, FN=47
	0.99 TP=9892, FN=104	1 TP=9996, FN=0		0.989 TP=11124, FN=123	0.985 TP=11073, FN=174	
4	0.987 TP=10578, FN=134	0.979 TP=10482, FN=230	0.982 TP=10516, FN=196	0.991 TP=11781, FN=102	0.99 TP=11763, FN=120	0.999 TP=11868, FN=15
	0.987 TP=10578, FN=134	0.999 TP=10703, FN=9		0.991 TP=11781, FN=102	0.99 TP=11763, FN=120	
5	0.986 TP=10236, FN=146	0.999 TP=10373, FN=9	0.978 TP=10149, FN=233	0.985 TP=11483, FN=169	0.982 TP=11440, FN=212	0.991 TP=11549, FN=103
	0.986 TP=10236, FN=146	1 TP=10382, FN=0		0.985 TP=11483, FN=169	0.982 TP=11440, FN=212	

ตารางที่ ข-16 (ต่อ) ความไวที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 6

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.985 TP=10219, FN=153	0.99 TP=10270, FN=102	0.972 TP=10080, FN=292	0.99 TP=11468, FN=115	0.985 TP=11408, FN=175	0.994 TP=11516, FN=67
	0.985 TP=10219, FN=153	1 TP=10372, FN=0		0.99 TP=11468, FN=115	0.985 TP=11408, FN=175	
7	0.986 TP=9929, FN=145	1 TP=10074, FN=0	0.963 TP=9799, FN=376	0.995 TP=11186, FN=54	0.984 TP=11055, FN=185	0.996 TP=11191, FN=49
	0.986 TP=9929, FN=145	1 TP=10074, FN=0		0.995 TP=11186, FN=54	0.984 TP=11055, FN=185	
8	0.99 TP=9140, FN=94	1 TP=9234, FN=0	0.98 TP=9052, FN=182	0.993 TP=10431, FN=76	0.984 TP=10341, FN=166	0.999 TP=10501, FN=6
	0.99 TP=9140, FN=94	1 TP=9234, FN=0		0.993 TP=10431, FN=76	0.984 TP=10341, FN=166	
9	0.981 TP=8715, FN=169	1 TP=8881, FN=3	0.964 TP=8563, FN=321	0.99 TP=9945, FN=104	0.98 TP=9847, FN=202	0.998 TP=10027, FN=22
	0.981 TP=8715, FN=169	1 TP=8884, FN=0		0.99 TP=9945, FN=104	0.98 TP=9847, FN=202	
10	0.985 TP=7993, FN=119	1 TP=8112, FN=0	0.956 TP=7759, FN=353	0.972 TP=9209, FN=264	0.959 TP=9084, FN=389	0.989 TP=9372, FN=101
	0.985 TP=7993, FN=119	1 TP=8112, FN=0		0.972 TP=9209, FN=264	0.959 TP=9084, FN=389	

ตารางที่ ข-17 ค่าความเที่ยงที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 6

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.978 TP=7643, FP=169	0.934 TP=7709, FP=546	0.998 TP=7292, FP=13	0.986 TP=8819, FP=127	0.992 TP=8638, FP=70	0.98 TP=8894, FP=183
	0.978 TP=7643, FP=169	0.889 TP=7772, FP=971		0.986 TP=8819, FP=127	0.992 TP=8638, FP=70	
2	0.996 TP=8954, FP=32	0.973 TP=8811, FP=242	0.999 TP=8614, FP=9	0.976 TP=10056, FP=251	0.984 TP=9938, FP=162	0.968 TP=10130, FP=335
	0.996 TP=8954, FP=32	0.949 TP=9143, FP=491		0.976 TP=10056, FP=251	0.984 TP=9938, FP=162	
3	0.994 TP=9892, FP=58	0.947 TP=9987, FP=561	0.998 TP=9691, FP=21	0.983 TP=11124, FP=193	0.982 TP=11073, FP=206	0.976 TP=11200, FP=279
	0.994 TP=9892, FP=58	0.918 TP=9996, FP=895		0.983 TP=11124, FP=193	0.982 TP=11073, FP=206	
4	0.989 TP=10578, FP=121	0.95 TP=10482, FP=553	0.994 TP=10516, FP=63	0.972 TP=11781, FP=337	0.969 TP=11763, FP=374	0.964 TP=11868, FP=445
	0.989 TP=10578, FP=121	0.924 TP=10703, FP=876		0.972 TP=11781, FP=337	0.969 TP=11763, FP=374	
5	0.994 TP=10236, FP=58	0.953 TP=10373, FP=515	0.997 TP=10149, FP=32	0.975 TP=11483, FP=297	0.973 TP=11440, FP=319	0.973 TP=11549, FP=318
	0.994 TP=10236, FP=58	0.926 TP=10382, FP=825		0.975 TP=11483, FP=297	0.973 TP=11440, FP=319	

ตารางที่ ข-17 (ต่อ) ค่าความเที่ยงที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 6

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.995 TP=10219, FP=54	0.951 TP=10270, FP=534	0.997 TP=10080, FP=29	0.98 TP=11468, FP=239	0.973 TP=11408, FP=319	0.977 TP=11516, FP=267
	0.995 TP=10219, FP=54	0.92 TP=10372, FP=901		0.98 TP=11468, FP=239	0.973 TP=11408, FP=319	
7	0.988 TP=9929, FP=120	0.938 TP=10074, FP=663	1 TP=9799, FP=3	0.972 TP=11186, FP=318	0.966 TP=11055, FP=384	0.967 TP=11191, FP=378
	0.988 TP=9929, FP=120	0.909 TP=10074, FP=1010		0.972 TP=11186, FP=318	0.966 TP=11055, FP=384	
8	0.983 TP=9140, FP=157	0.921 TP=9234, FP=790	0.995 TP=9052, FP=44	0.974 TP=10431, FP=277	0.967 TP=10341, FP=351	0.949 TP=10501, FP=560
	0.983 TP=9140, FP=157	0.88 TP=9234, FP=1261		0.974 TP=10431, FP=277	0.967 TP=10341, FP=351	
9	0.995 TP=8715, FP=48	0.949 TP=8881, FP=473	0.999 TP=8563, FP=10	0.974 TP=9945, FP=268	0.969 TP=9847, FP=319	0.959 TP=10027, FP=432
	0.995 TP=8715, FP=48	0.922 TP=8884, FP=754		0.974 TP=9945, FP=268	0.969 TP=9847, FP=319	
10	0.995 TP=7993, FP=41	0.943 TP=8112, FP=494	0.999 TP=7759, FP=8	0.976 TP=9209, FP=225	0.979 TP=9084, FP=193	0.965 TP=9372, FP=340
	0.995 TP=7993, FP=41	0.915 TP=8112, FP=754		0.976 TP=9209, FP=225	0.979 TP=9084, FP=193	

ตารางที่ ข-18 ค่า DSC ที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 6

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.974 TP=7643, FP=169, FN=238	0.956 TP=7709, FP=546, FN=172	0.951 TP=7292, FP=13, FN=733	0.971 TP=8819, FP=127, FN=392	0.964 TP=8638, FP=70, FN=573	0.973 TP=8894, FP=183, FN=317
	0.974 TP=7643, FP=169, FN=238	0.935 TP=7772, FP=971, FN=109		0.971 TP=8819, FP=127, FN=392	0.964 TP=8638, FP=70, FN=573	
2	0.985 TP=8954, FP=32, FN=244	0.966 TP=8811, FP=242, FN=387	0.967 TP=8614, FP=9, FN=584	0.979 TP=10056, FP=251, FN=178	0.977 TP=9938, FP=162, FN=296	0.979 TP=10130, FP=335, FN=104
	0.985 TP=8954, FP=32, FN=244	0.971 TP=9143, FP=491, FN=55		0.979 TP=10056, FP=251, FN=178	0.977 TP=9938, FP=162, FN=296	
3	0.992 TP=9892, FP=58, FN=104	0.972 TP=9987, FP=561, FN=9	0.983 TP=9691, FP=21, FN=305	0.986 TP=11124, FP=193, FN=123	0.983 TP=11073, FP=206, FN=174	0.986 TP=11200, FP=279, FN=47
	0.992 TP=9892, FP=58, FN=104	0.957 TP=9996, FP=895, FN=0		0.986 TP=11124, FP=193, FN=123	0.983 TP=11073, FP=206, FN=174	
4	0.988 TP=10578, FP=121, FN=134	0.964 TP=10482, FP=553, FN=230	0.988 TP=10516, FP=63, FN=196	0.982 TP=11781, FP=337, FN=102	0.979 TP=11763, FP=374, FN=120	0.981 TP=11868, FP=445, FN=15
	0.988 TP=10578, FP=121, FN=134	0.96 TP=10703, FP=876, FN=9		0.982 TP=11781, FP=337, FN=102	0.979 TP=11763, FP=374, FN=120	
5	0.99 TP=10236, FP=58, FN=146	0.975 TP=10373, FP=515, FN=9	0.987 TP=10149, FP=32, FN=233	0.98 TP=11483, FP=297, FN=169	0.977 TP=11440, FP=319, FN=212	0.982 TP=11549, FP=318, FN=103
	0.99 TP=10236, FP=58, FN=146	0.962 TP=10382, FP=825, FN=0		0.98 TP=11483, FP=297, FN=169	0.977 TP=11440, FP=319, FN=212	

ตารางที่ ข-18 (ต่อ) ค่า DSC ที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 6

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.99 TP=10219, FP=54, FN=153	0.97 TP=10270, FP=534, FN=102	0.984 TP=10080, FP=29, FN=292	0.985 TP=11468, FP=239, FN=115	0.979 TP=11408, FP=319, FN=175	0.986 TP=11516, FP=267, FN=67
	0.99 TP=10219, FP=54, FN=153	0.958 TP=10372, FP=901, FN=0		0.985 TP=11468, FP=239, FN=115	0.979 TP=11408, FP=319, FN=175	
7	0.987 TP=9929, FP=120, FN=145	0.968 TP=10074, FP=663, FN=0	0.981 TP=9799, FP=3, FN=376	0.984 TP=11186, FP=318, FN=54	0.975 TP=11055, FP=384, FN=185	0.981 TP=11191, FP=378, FN=49
	0.987 TP=9929, FP=120, FN=145	0.952 TP=10074, FP=1010, FN=0		0.984 TP=11186, FP=318, FN=54	0.975 TP=11055, FP=384, FN=185	
8	0.986 TP=9140, FP=157, FN=94	0.959 TP=9234, FP=790, FN=0	0.988 TP=9052, FP=44, FN=182	0.983 TP=10431, FP=277, FN=76	0.976 TP=10341, FP=351, FN=166	0.974 TP=10501, FP=560, FN=6
	0.986 TP=9140, FP=157, FN=94	0.936 TP=9234, FP=1261, FN=0		0.983 TP=10431, FP=277, FN=76	0.976 TP=10341, FP=351, FN=166	
9	0.988 TP=8715, FP=48, FN=169	0.974 TP=8881, FP=473, FN=3	0.981 TP=8563, FP=10, FN=321	0.982 TP=9945, FP=268, FN=104	0.974 TP=9847, FP=319, FN=202	0.978 TP=10027, FP=432, FN=22
	0.988 TP=8715, FP=48, FN=169	0.959 TP=8884, FP=754, FN=0		0.982 TP=9945, FP=268, FN=104	0.974 TP=9847, FP=319, FN=202	
10	0.99 TP=7993, FP=41, FN=119	0.97 TP=8112, FP=494, FN=0	0.977 TP=7759, FP=8, FN=353	0.974 TP=9209, FP=225, FN=264	0.969 TP=9084, FP=193, FN=389	0.977 TP=9372, FP=340, FN=101
	0.99 TP=7993, FP=41, FN=119	0.956 TP=8112, FP=754, FN=0		0.974 TP=9209, FP=225, FN=264	0.969 TP=9084, FP=193, FN=389	

ตารางที่ ข-19 ความไวที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 7

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.961 TP=2443, FN=99	0.999 TP=2540, FN=2	0.708 TP=1800, FN=742	0.769 TP=4238, FN=1274	0.502 TP=2767, FN=2745	0.486 TP=2679, FN=2833
	0.879 TP=2234, FN=308	1 TP=2542, FN=0		0.473 TP=2606, FN=2906	0.469 TP=2587, FN=2925	
2	0.964 TP=3728, FN=141	1 TP=3868, FN=1	0.909 TP=3517, FN=352	0.838 TP=5489, FN=1060	0.72 TP=4714, FN=1835	0.727 TP=4758, FN=1791
	0.948 TP=3666, FN=203	1 TP=3869, FN=0		0.707 TP=4632, FN=1917	0.69 TP=4521, FN=2028	
3	0.971 TP=4468, FN=133	0.999 TP=4596, FN=5	0.923 TP=4249, FN=352	0.829 TP=6269, FN=1291	0.728 TP=5506, FN=2054	0.745 TP=5634, FN=1926
	0.956 TP=4400, FN=201	0.999 TP=4596, FN=5		0.728 TP=5500, FN=2060	0.705 TP=5327, FN=2233	
4	0.972 TP=4864, FN=139	1 TP=5003, FN=0	0.932 TP=4665, FN=338	0.865 TP=6927, FN=1083	0.77 TP=6169, FN=1841	0.776 TP=6217, FN=1793
	0.958 TP=4793, FN=210	1 TP=5003, FN=0		0.752 TP=6027, FN=1983	0.733 TP=5869, FN=2141	
5	0.993 TP=5038, FN=34	1 TP=5071, FN=1	0.972 TP=4929, FN=143	0.869 TP=7288, FN=1099	0.821 TP=6888, FN=1499	0.798 TP=6689, FN=1698
	0.989 TP=5017, FN=55	1 TP=5072, FN=0		0.766 TP=6428, FN=1959	0.763 TP=6398, FN=1989	

ตารางที่ ข-19 (ต่อ) ความไวที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 7

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.99 TP=5238, FN=52	0.959 TP=5071, FN=219	0.971 TP=5135, FN=155	0.856 TP=7455, FN=1251	0.827 TP=7203, FN=1503	0.788 TP=6860, FN=1846
	0.986 TP=5217, FN=73	1 TP=5290, FN=0		0.768 TP=6684, FN=2022	0.766 TP=6665, FN=2041	
7	0.99 TP=5458, FN=53	0.972 TP=5355, FN=156	0.972 TP=5354, FN=157	0.848 TP=7620, FN=1365	0.834 TP=7493, FN=1492	0.804 TP=7221, FN=1764
	0.987 TP=5442, FN=69	1 TP=5511, FN=0		0.776 TP=6968, FN=2017	0.769 TP=6911, FN=2074	
8	0.995 TP=5262, FN=29	0.946 TP=5003, FN=288	0.984 TP=5205, FN=86	0.824 TP=7285, FN=1556	0.832 TP=7352, FN=1489	0.82 TP=7249, FN=1592
	0.992 TP=5247, FN=44	0.995 TP=5262, FN=29		0.771 TP=6813, FN=2028	0.772 TP=6829, FN=2012	
9	0.991 TP=5138, FN=47	0.988 TP=5121, FN=64	0.974 TP=5049, FN=136	0.847 TP=7101, FN=1283	0.847 TP=7098, FN=1286	0.839 TP=7034, FN=1350
	0.987 TP=5119, FN=66	1 TP=5185, FN=0		0.781 TP=6550, FN=1834	0.786 TP=6588, FN=1796	
10	0.991 TP=4797, FN=43	0.932 TP=4511, FN=329	0.971 TP=4699, FN=141	0.865 TP=6754, FN=1052	0.848 TP=6621, FN=1185	0.833 TP=6501, FN=1305
	0.985 TP=4769, FN=71	0.989 TP=4786, FN=54		0.787 TP=6147, FN=1659	0.788 TP=6153, FN=1653	

ตารางที่ ข-20 ค่าความเที่ยงที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 7

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.447 TP=2443, FP=3022	0.733 TP=2540, FP=925	1 TP=1800, FP=0	1 TP=4238, FP=0	1 TP=2767, FP=0	1 TP=2679, FP=0
	0.956 TP=2234, FP=102	0.505 TP=2542, FP=2490		1 TP=2606, FP=0	1 TP=2587, FP=0	
2	0.993 TP=3728, FP=27	0.899 TP=3868, FP=435	1 TP=3517, FP=0	1 TP=5489, FP=1	1 TP=4714, FP=0	1 TP=4758, FP=0
	0.998 TP=3666, FP=6	0.888 TP=3869, FP=487		1 TP=4632, FP=0	1 TP=4521, FP=0	
3	0.992 TP=4468, FP=37	0.897 TP=4596, FP=527	1 TP=4249, FP=1	0.996 TP=6269, FP=24	1 TP=5506, FP=0	1 TP=5634, FP=0
	0.996 TP=4400, FP=18	0.873 TP=4596, FP=666		1 TP=5500, FP=0	1 TP=5327, FP=0	
4	0.994 TP=4864, FP=31	0.904 TP=5003, FP=529	0.999 TP=4665, FP=3	0.973 TP=6927, FP=189	0.999 TP=6169, FP=6	1 TP=6217, FP=0
	0.997 TP=4793, FP=15	0.882 TP=5003, FP=667		1 TP=6027, FP=0	1 TP=5869, FP=0	
5	0.973 TP=5038, FP=141	0.874 TP=5071, FP=731	0.992 TP=4929, FP=38	0.951 TP=7288, FP=373	0.997 TP=6888, FP=23	1 TP=6689, FP=0
	0.983 TP=5017, FP=89	0.842 TP=5072, FP=955		1 TP=6428, FP=0	1 TP=6398, FP=0	

ตารางที่ ข-20 (ต่อ) ค่าความเที่ยงที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 7

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.971 TP=5238, FP=159	0.882 TP=5071, FP=680	0.99 TP=5135, FP=50	0.985 TP=7455, FP=117	0.996 TP=7203, FP=26	1 TP=6860, FP=0
	0.977 TP=5217, FP=121	0.852 TP=5290, FP=921		1 TP=6684, FP=0	1 TP=6665, FP=0	
7	0.977 TP=5458, FP=129	0.893 TP=5355, FP=640	0.993 TP=5354, FP=37	0.975 TP=7620, FP=198	0.997 TP=7493, FP=25	1 TP=7221, FP=1
	0.985 TP=5442, FP=83	0.871 TP=5511, FP=818		1 TP=6968, FP=0	1 TP=6911, FP=0	
8	0.959 TP=5262, FP=227	0.874 TP=5003, FP=723	0.977 TP=5205, FP=123	0.968 TP=7285, FP=240	0.998 TP=7352, FP=18	0.991 TP=7249, FP=68
	0.966 TP=5247, FP=186	0.859 TP=5262, FP=864		1 TP=6813, FP=0	1 TP=6829, FP=0	
9	0.975 TP=5138, FP=134	0.88 TP=5121, FP=699	0.989 TP=5049, FP=55	0.967 TP=7101, FP=243	0.999 TP=7098, FP=6	0.979 TP=7034, FP=153
	0.98 TP=5119, FP=107	0.855 TP=5185, FP=878		1 TP=6550, FP=0	1 TP=6588, FP=0	
10	0.981 TP=4797, FP=94	0.886 TP=4511, FP=580	0.996 TP=4699, FP=19	0.965 TP=6754, FP=244	0.998 TP=6621, FP=12	0.998 TP=6501, FP=12
	0.987 TP=4769, FP=62	0.875 TP=4786, FP=685		1 TP=6147, FP=0	1 TP=6153, FP=0	

ตารางที่ ข-21 ค่า DSC ที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 7

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.61 TP=2443, FP=3022, FN=99	0.846 TP=2540, FP=925, FN=2	0.829 TP=1800, FP=0, FN=742	0.869 TP=4238, FP=0, FN=1274	0.668 TP=2767, FP=0, FN=2745	0.654 TP=2679, FP=0, FN=2833
	0.916 TP=2234, FP=102, FN=308	0.671 TP=2542, FP=2490, FN=0		0.642 TP=2606, FP=0, FN=2906	0.639 TP=2587, FP=0, FN=2925	
2	0.978 TP=3728, FP=27, FN=141	0.947 TP=3868, FP=435, FN=1	0.952 TP=3517, FP=0, FN=352	0.912 TP=5489, FP=1, FN=1060	0.837 TP=4714, FP=0, FN=1835	0.842 TP=4758, FP=0, FN=1791
	0.972 TP=3666, FP=6, FN=203	0.941 TP=3869, FP=487, FN=0		0.829 TP=4632, FP=0, FN=1917	0.817 TP=4521, FP=0, FN=2028	
3	0.981 TP=4468, FP=37, FN=133	0.945 TP=4596, FP=527, FN=5	0.96 TP=4249, FP=1, FN=352	0.905 TP=6269, FP=24, FN=1291	0.843 TP=5506, FP=0, FN=2054	0.854 TP=5634, FP=0, FN=1926
	0.976 TP=4400, FP=18, FN=201	0.932 TP=4596, FP=666, FN=5		0.842 TP=5500, FP=0, FN=2060	0.827 TP=5327, FP=0, FN=2233	
4	0.983 TP=4864, FP=31, FN=139	0.95 TP=5003, FP=529, FN=0	0.965 TP=4665, FP=3, FN=338	0.916 TP=6927, FP=189, FN=1083	0.87 TP=6169, FP=6, FN=1841	0.874 TP=6217, FP=0, FN=1793
	0.977 TP=4793, FP=15, FN=210	0.938 TP=5003, FP=667, FN=0		0.859 TP=6027, FP=0, FN=1983	0.846 TP=5869, FP=0, FN=2141	
5	0.983 TP=5038, FP=141, FN=34	0.933 TP=5071, FP=731, FN=1	0.982 TP=4929, FP=38, FN=143	0.908 TP=7288, FP=373, FN=1099	0.901 TP=6888, FP=23, FN=1499	0.887 TP=6689, FP=0, FN=1698
	0.986 TP=5017, FP=89, FN=55	0.914 TP=5072, FP=955, FN=0		0.868 TP=6428, FP=0, FN=1959	0.865 TP=6398, FP=0, FN=1989	

ตารางที่ ข-21 (ต่อ) ค่า DSC ที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 7

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.98 TP=5238, FP=159, FN=52	0.919 TP=5071, FP=680, FN=219	0.98 TP=5135, FP=50, FN=155	0.916 TP=7455, FP=117, FN=1251	0.904 TP=7203, FP=26, FN=1503	0.881 TP=6860, FP=0, FN=1846
	0.982 TP=5217, FP=121, FN=73	0.92 TP=5290, FP=921, FN=0		0.869 TP=6684, FP=0, FN=2022	0.867 TP=6665, FP=0, FN=2041	
7	0.984 TP=5458, FP=129, FN=53	0.931 TP=5355, FP=640, FN=156	0.982 TP=5354, FP=37, FN=157	0.907 TP=7620, FP=198, FN=1365	0.908 TP=7493, FP=25, FN=1492	0.891 TP=7221, FP=1, FN=1764
	0.986 TP=5442, FP=83, FN=69	0.931 TP=5511, FP=818, FN=0		0.874 TP=6968, FP=0, FN=2017	0.87 TP=6911, FP=0, FN=2074	
8	0.976 TP=5262, FP=227, FN=29	0.908 TP=5003, FP=723, FN=288	0.98 TP=5205, FP=123, FN=86	0.89 TP=7285, FP=240, FN=1556	0.907 TP=7352, FP=18, FN=1489	0.897 TP=7249, FP=68, FN=1592
	0.979 TP=5247, FP=186, FN=44	0.922 TP=5262, FP=864, FN=29		0.87 TP=6813, FP=0, FN=2028	0.872 TP=6829, FP=0, FN=2012	
9	0.983 TP=5138, FP=134, FN=47	0.931 TP=5121, FP=699, FN=64	0.981 TP=5049, FP=55, FN=136	0.903 TP=7101, FP=243, FN=1283	0.917 TP=7098, FP=6, FN=1286	0.903 TP=7034, FP=153, FN=1350
	0.983 TP=5119, FP=107, FN=66	0.922 TP=5185, FP=878, FN=0		0.877 TP=6550, FP=0, FN=1834	0.88 TP=6588, FP=0, FN=1796	
10	0.986 TP=4797, FP=94, FN=43	0.908 TP=4511, FP=580, FN=329	0.983 TP=4699, FP=19, FN=141	0.912 TP=6754, FP=244, FN=1052	0.917 TP=6621, FP=12, FN=1185	0.908 TP=6501, FP=12, FN=1305
	0.986 TP=4769, FP=62, FN=71	0.928 TP=4786, FP=685, FN=54		0.881 TP=6147, FP=0, FN=1659	0.882 TP=6153, FP=0, FN=1653	

ตารางที่ ข-22 ความไวที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 8

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.991 TP=9996, FN=90	0.951 TP=9591, FN=495	0.974 TP=9828, FN=258	0.972 TP=11810, FN=344	0.964 TP=11720, FN=434	0.98 TP=11905, FN=249
	0.988 TP=9964, FN=122	0.903 TP=9110, FN=976		0.972 TP=11810, FN=344	0.964 TP=11720, FN=434	
2	0.994 TP=10422, FN=62	0.959 TP=10059, FN=425	0.982 TP=10294, FN=190	0.944 TP=12455, FN=740	0.933 TP=12310, FN=885	0.955 TP=12604, FN=591
	0.992 TP=10395, FN=89	0.921 TP=9661, FN=823		0.944 TP=12455, FN=740	0.933 TP=12310, FN=885	
3	0.993 TP=10372, FN=70	0.935 TP=9761, FN=681	0.983 TP=10263, FN=179	0.941 TP=12371, FN=776	0.939 TP=12342, FN=805	0.949 TP=12470, FN=677
	0.992 TP=10356, FN=86	0.885 TP=9246, FN=1196		0.941 TP=12371, FN=776	0.939 TP=12342, FN=805	
4	0.986 TP=10552, FN=149	0.936 TP=10021, FN=680	0.974 TP=10418, FN=283	0.935 TP=12362, FN=866	0.94 TP=12432, FN=796	0.942 TP=12464, FN=764
	0.984 TP=10527, FN=174	0.891 TP=9539, FN=1162		0.935 TP=12362, FN=866	0.94 TP=12432, FN=796	
5	0.975 TP=10384, FN=267	0.948 TP=10096, FN=555	0.953 TP=10148, FN=503	0.923 TP=12232, FN=1014	0.919 TP=12177, FN=1069	0.931 TP=12331, FN=915
	0.969 TP=10319, FN=332	0.908 TP=9667, FN=984		0.923 TP=12232, FN=1014	0.919 TP=12177, FN=1069	

ตารางที่ ข-22 (ต่อ) ความไวที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 8

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.977 TP=9748, FN=226	0.966 TP=9633, FN=341	0.956 TP=9531, FN=443	0.939 TP=11617, FN=750	0.927 TP=11460, FN=907	0.951 TP=11757, FN=610
	0.972 TP=9694, FN=280	0.925 TP=9221, FN=753		0.939 TP=11617, FN=750	0.927 TP=11460, FN=907	
7	0.978 TP=8851, FN=195	0.922 TP=8343, FN=703	0.942 TP=8525, FN=521	0.902 TP=10615, FN=1151	0.886 TP=10422, FN=1344	0.917 TP=10784, FN=982
	0.97 TP=8776, FN=270	0.877 TP=7935, FN=1111		0.902 TP=10615, FN=1151	0.886 TP=10422, FN=1344	
8	0.987 TP=7753, FN=106	0.951 TP=7474, FN=385	0.955 TP=7502, FN=357	0.883 TP=9444, FN=1253	0.863 TP=9227, FN=1470	0.903 TP=9662, FN=1035
	0.981 TP=7707, FN=152	0.906 TP=7119, FN=740		0.883 TP=9444, FN=1253	0.863 TP=9227, FN=1470	
9	0.989 TP=6322, FN=68	0.989 TP=6319, FN=71	0.949 TP=6236, FN=334	0.861 TP=7891, FN=1269	0.842 TP=7714, FN=1446	0.876 TP=8023, FN=1137
	0.985 TP=6297, FN=93	0.957 TP=6114, FN=276		0.861 TP=7891, FN=1269	0.842 TP=7714, FN=1446	
10	0.99 TP=5060, FN=52	1 TP=5110, FN=2	0.941 TP=4808, FN=304	0.83 TP=6355, FN=1299	0.811 TP=6204, FN=1450	0.853 TP=6529, FN=1125
	0.982 TP=5021, FN=91	0.97 TP=4957, FN=155		0.83 TP=6355, FN=1299	0.811 TP=6204, FN=1450	

ตารางที่ ข-23 ค่าความเที่ยงที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 8

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.99 TP=9996, FP=105	0.914 TP=9591, FP=897	0.998 TP=9828, FP=22	0.993 TP=11810, FP=88	0.997 TP=11720, FP=39	0.967 TP=11905, FP=400
	0.992 TP=9964, FP=82	0.931 TP=9110, FP=678		0.993 TP=11810, FP=88	0.997 TP=11720, FP=39	
2	0.979 TP=10422, FP=222	0.899 TP=10059, FP=1133	0.992 TP=10294, FP=84	0.999 TP=12455, FP=15	1 TP=12310, FP=1	0.985 TP=12604, FP=192
	0.984 TP=10395, FP=164	0.921 TP=9661, FP=830		0.999 TP=12455, FP=15	1 TP=12310, FP=1	
3	0.98 TP=10372, FP=215	0.908 TP=9761, FP=989	0.992 TP=10263, FP=82	0.999 TP=12371, FP=15	1 TP=12342, FP=3	0.986 TP=12470, FP=181
	0.984 TP=10356, FP=172	0.923 TP=9246, FP=772		0.999 TP=12371, FP=15	1 TP=12342, FP=3	
4	0.992 TP=10552, FP=90	0.922 TP=10021, FP=842	0.996 TP=10418, FP=39	0.997 TP=12362, FP=39	0.999 TP=12432, FP=13	0.98 TP=12464, FP=250
	0.993 TP=10527, FP=70	0.944 TP=9539, FP=561		0.997 TP=12362, FP=39	0.999 TP=12432, FP=13	
5	0.993 TP=10384, FP=73	0.934 TP=10096, FP=712	0.997 TP=10148, FP=30	1 TP=12232, FP=4	1 TP=12177, FP=3	0.991 TP=12331, FP=111
	0.995 TP=10319, FP=57	0.946 TP=9667, FP=556		1 TP=12232, FP=4	1 TP=12177, FP=3	

ตารางที่ ข-23 (ต่อ) ค่าความเที่ยงที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 8

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.986 TP=9748, FP=140	0.924 TP=9633, FP=788	0.995 TP=9531, FP=49	0.998 TP=11617, FP=19	1 TP=11460, FP=4	0.929 TP=11757, FP=898
	0.989 TP=9694, FP=111	0.938 TP=9221, FP=606		0.998 TP=11617, FP=19	1 TP=11460, FP=4	
7	0.986 TP=8851, FP=130	0.916 TP=8343, FP=766	0.994 TP=8525, FP=50	1 TP=10615, FP=0	1 TP=10422, FP=0	0.999 TP=10784, FP=12
	0.988 TP=8776, FP=105	0.932 TP=7935, FP=580		1 TP=10615, FP=0	1 TP=10422, FP=0	
8	0.979 TP=7753, FP=166	0.887 TP=7474, FP=948	0.992 TP=7502, FP=57	1 TP=9444, FP=3	1 TP=9227, FP=0	0.929 TP=9662, FP=736
	0.984 TP=7707, FP=124	0.908 TP=7119, FP=721		1 TP=9444, FP=3	1 TP=9227, FP=0	
9	0.962 TP=6322, FP=253	0.81 TP=6319, FP=1478	0.997 TP=6236, FP=21	0.999 TP=7891, FP=9	0.998 TP=7714, FP=18	0.999 TP=8023, FP=10
	0.969 TP=6297, FP=200	0.858 TP=6114, FP=1014		0.999 TP=7891, FP=9	0.998 TP=7714, FP=18	
10	0.942 TP=5060, FP=314	0.759 TP=5110, FP=1624	0.991 TP=4808, FP=43	1 TP=6355, FP=0	1 TP=6204, FP=0	0.994 TP=6529, FP=39
	0.97 TP=5021, FP=156	0.833 TP=4957, FP=991		1 TP=6355, FP=0	1 TP=6204, FP=0	

ตารางที่ ข-24 ค่า DSC ที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 8

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.99 TP=9996, FP=105, FN=90	0.932 TP=9591, FP=897, FN=495	0.986 TP=9828, FP=22, FN=258	0.982 TP=11810, FP=88, FN=344	0.98 TP=11720, FP=39, FN=434	0.973 TP=11905, FP=400, FN=249
	0.99 TP=9964, FP=82, FN=122	0.917 TP=9110, FP=678, FN=976		0.982 TP=11810, FP=88, FN=344	0.98 TP=11720, FP=39, FN=434	
2	0.987 TP=10422, FP=222, FN=62	0.928 TP=10059, FP=1133, FN=425	0.987 TP=10294, FP=84, FN=190	0.971 TP=12455, FP=15, FN=740	0.965 TP=12310, FP=1, FN=885	0.97 TP=12604, FP=192, FN=591
	0.988 TP=10395, FP=164, FN=89	0.921 TP=9661, FP=830, FN=823		0.971 TP=12455, FP=15, FN=740	0.965 TP=12310, FP=1, FN=885	
3	0.986 TP=10372, FP=215, FN=70	0.921 TP=9761, FP=989, FN=681	0.987 TP=10263, FP=82, FN=179	0.969 TP=12371, FP=15, FN=776	0.968 TP=12342, FP=3, FN=805	0.967 TP=12470, FP=181, FN=677
	0.988 TP=10356, FP=172, FN=86	0.904 TP=9246, FP=772, FN=1196		0.969 TP=12371, FP=15, FN=776	0.968 TP=12342, FP=3, FN=805	
4	0.989 TP=10552, FP=90, FN=149	0.929 TP=10021, FP=842, FN=680	0.985 TP=10418, FP=39, FN=283	0.965 TP=12362, FP=39, FN=866	0.968 TP=12432, FP=13, FN=796	0.961 TP=12464, FP=250, FN=764
	0.989 TP=10527, FP=70, FN=174	0.917 TP=9539, FP=561, FN=1162		0.965 TP=12362, FP=39, FN=866	0.968 TP=12432, FP=13, FN=796	
5	0.984 TP=10384, FP=73, FN=267	0.941 TP=10096, FP=712, FN=555	0.974 TP=10148, FP=30, FN=503	0.96 TP=12232, FP=4, FN=1014	0.958 TP=12177, FP=3, FN=1069	0.96 TP=12331, FP=111, FN=915
	0.981 TP=10319, FP=57, FN=332	0.926 TP=9667, FP=556, FN=984		0.96 TP=12232, FP=4, FN=1014	0.958 TP=12177, FP=3, FN=1069	

ตารางที่ ข-24 (ต่อ) ค่า DSC ที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 8

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณณะ	กรรมวิธีที่ นำเสนอ
6	0.982 TP=9748, FP=140, FN=226	0.945 TP=9633, FP=788, FN=341	0.975 TP=9531, FP=49, FN=443	0.968 TP=11617, FP=19, FN=750	0.962 TP=11460, FP=4, FN=907	0.94 TP=11757, FP=898, FN=610
	0.98 TP=9694, FP=111, FN=280	0.931 TP=9221, FP=606, FN=753		0.968 TP=11617, FP=19, FN=750	0.962 TP=11460, FP=4, FN=907	
7	0.982 TP=8851, FP=130, FN=195	0.919 TP=8343, FP=766, FN=703	0.968 TP=8525, FP=50, FN=521	0.949 TP=10615, FP=0, FN=1151	0.939 TP=10422, FP=0, FN=1344	0.956 TP=10784, FP=12, FN=982
	0.979 TP=8776, FP=105, FN=270	0.904 TP=7935, FP=580, FN=1111		0.949 TP=10615, FP=0, FN=1151	0.939 TP=10422, FP=0, FN=1344	
8	0.983 TP=7753, FP=166, FN=106	0.918 TP=7474, FP=948, FN=385	0.973 TP=7502, FP=57, FN=357	0.938 TP=9444, FP=3, FN=1253	0.926 TP=9227, FP=0, FN=1470	0.916 TP=9662, FP=736, FN=1035
	0.982 TP=7707, FP=124, FN=152	0.907 TP=7119, FP=721, FN=740		0.938 TP=9444, FP=3, FN=1253	0.926 TP=9227, FP=0, FN=1470	
9	0.975 TP=6322, FP=253, FN=68	0.891 TP=6319, FP=1478, FN=71	0.972 TP=6236, FP=21, FN=334	0.925 TP=7891, FP=9, FN=1269	0.913 TP=7714, FP=18, FN=1446	0.933 TP=8023, FP=10, FN=1137
	0.977 TP=6297, FP=200, FN=93	0.905 TP=6114, FP=1014, FN=276		0.925 TP=7891, FP=9, FN=1269	0.913 TP=7714, FP=18, FN=1446	
10	0.965 TP=5060, FP=314, FN=52	0.863 TP=5110, FP=1624, FN=2	0.965 TP=4808, FP=43, FN=304	0.907 TP=6355, FP=0, FN=1299	0.895 TP=6204, FP=0, FN=1450	0.918 TP=6529, FP=39, FN=1125
	0.976 TP=5021, FP=156, FN=91	0.896 TP=4957, FP=991, FN=155		0.907 TP=6355, FP=0, FN=1299	0.895 TP=6204, FP=0, FN=1450	

ตารางที่ ข-25 ความไวที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 9

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.984 TP=6802, FN=110	0.996 TP=6884, FN=28	0.965 TP=6673, FN=239	0.973 TP=8214, FN=229	0.98 TP=8278, FN=165	0.983 TP=8296, FN=147
	0.984 TP=6802, FN=110	0.837 TP=5785, FN=1127		0.978 TP=8259, FN=184	0.964 TP=8136, FN=307	
2	0.99 TP=7608, FN=74	1 TP=7682, FN=0	0.977 TP=7507, FN=175	0.986 TP=9058, FN=132	0.986 TP=9060, FN=130	0.983 TP=9032, FN=158
	0.99 TP=7608, FN=74	0.921 TP=7074, FN=608		0.994 TP=9136, FN=54	0.973 TP=8941, FN=249	
3	0.994 TP=7808, FN=45	1 TP=7853, FN=0	0.987 TP=7753, FN=100	0.989 TP=9234, FN=99	0.989 TP=9232, FN=101	0.985 TP=9190, FN=143
	0.994 TP=7808, FN=45	0.921 TP=7231, FN=622		0.994 TP=9274, FN=59	0.977 TP=9122, FN=211	
4	0.992 TP=7885, FN=66	1 TP=7951, FN=0	0.979 TP=7785, FN=166	0.989 TP=9316, FN=100	0.986 TP=9283, FN=133	0.995 TP=9373, FN=43
	0.992 TP=7885, FN=66	0.971 TP=7724, FN=227		0.995 TP=9368, FN=48	0.974 TP=9169, FN=247	
5	0.996 TP=7823, FN=29	1 TP=7852, FN=0	0.991 TP=7782, FN=70	0.985 TP=9303, FN=143	0.985 TP=9302, FN=144	0.99 TP=9353, FN=93
	0.996 TP=7823, FN=29	0.881 TP=6915, FN=937		0.992 TP=9371, FN=75	0.969 TP=9151, FN=295	

ตารางที่ ข-25 (ต่อ) ความไวที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 9

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.996 TP=7340, FN=30	1 TP=7370, FN=0	0.966 TP=7118, FN=252	0.992 TP=8709, FN=73	0.981 TP=8613, FN=169	0.993 TP=8723, FN=59
	0.996 TP=7340, FN=30	0.897 TP=6610, FN=760		0.994 TP=8731, FN=51	0.966 TP=8485, FN=297	
7	0.984 TP=7204, FN=116	1 TP=7320, FN=0	0.943 TP=6902, FN=418	0.997 TP=8308, FN=24	0.988 TP=8231, FN=101	0.997 TP=8305, FN=27
	0.984 TP=7204, FN=116	0.949 TP=6948, FN=372		0.998 TP=8319, FN=13	0.976 TP=8132, FN=200	
8	0.994 TP=6287, FN=39	1 TP=6326, FN=0	0.963 TP=6095, FN=231	0.989 TP=7535, FN=84	0.984 TP=7494, FN=125	0.994 TP=7574, FN=45
	0.994 TP=6287, FN=39	0.96 TP=6071, FN=255		0.997 TP=7596, FN=23	0.968 TP=7373, FN=246	
9	0.999 TP=4973, FN=6	1 TP=4979, FN=0	0.954 TP=4749, FN=230	0.966 TP=6083, FN=211	0.956 TP=6020, FN=274	0.975 TP=6135, FN=159
	0.999 TP=4973, FN=6	0.981 TP=4886, FN=93		0.99 TP=6234, FN=60	0.93 TP=5856, FN=438	
10	0.995 TP=3612, FN=18	1 TP=3630, FN=0	0.929 TP=3373, FN=257	0.944 TP=4420, FN=260	0.946 TP=4426, FN=254	0.951 TP=4451, FN=229
	0.995 TP=3612, FN=18	0.991 TP=3597, FN=33		0.977 TP=4571, FN=109	0.916 TP=4286, FN=394	

ตารางที่ ข-26 ค่าความเที่ยงที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 9

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.977 TP=6802, FP=159	0.879 TP=6884, FP=947	0.984 TP=6673, FP=110	0.971 TP=8214, FP=244	0.969 TP=8278, FP=263	0.954 TP=8296, FP=401
	0.977 TP=6802, FP=159	0.933 TP=5785, FP=416		0.951 TP=8259, FP=421	0.985 TP=8136, FP=120	
2	0.974 TP=7608, FP=201	0.831 TP=7682, FP=1566	0.989 TP=7507, FP=83	0.981 TP=9058, FP=179	0.966 TP=9060, FP=323	0.966 TP=9032, FP=318
	0.974 TP=7608, FP=201	0.942 TP=7074, FP=439		0.967 TP=9136, FP=310	0.985 TP=8941, FP=138	
3	0.976 TP=7808, FP=191	0.847 TP=7853, FP=1418	0.989 TP=7753, FP=86	0.98 TP=9234, FP=188	0.967 TP=9232, FP=315	0.979 TP=9190, FP=199
	0.976 TP=7808, FP=191	0.952 TP=7231, FP=368		0.965 TP=9274, FP=339	0.987 TP=9122, FP=120	
4	0.83 TP=7885, FP=1619	0.775 TP=7951, FP=2312	0.983 TP=7785, FP=137	0.974 TP=9316, FP=249	0.96 TP=9283, FP=384	0.95 TP=9373, FP=496
	0.83 TP=7885, FP=1619	0.927 TP=7724, FP=609		0.961 TP=9368, FP=385	0.979 TP=9169, FP=196	
5	0.943 TP=7823, FP=470	0.844 TP=7852, FP=1453	0.986 TP=7782, FP=113	0.984 TP=9303, FP=150	0.967 TP=9302, FP=314	0.97 TP=9353, FP=290
	0.943 TP=7823, FP=470	0.938 TP=6915, FP=457		0.97 TP=9371, FP=290	0.982 TP=9151, FP=163	

ตารางที่ ข-26 (ต่อ) ค่าความเที่ยงที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 9

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.965 TP=7340, FP=264	0.826 TP=7370, FP=1555	0.989 TP=7118, FP=82	0.978 TP=8709, FP=195	0.969 TP=8613, FP=278	0.959 TP=8723, FP=372
	0.965 TP=7340, FP=264	0.934 TP=6610, FP=467		0.967 TP=8731, FP=299	0.987 TP=8485, FP=110	
7	0.982 TP=7204, FP=130	0.793 TP=7320, FP=1913	0.998 TP=6902, FP=14	0.969 TP=8308, FP=264	0.963 TP=8231, FP=315	0.94 TP=8305, FP=532
	0.982 TP=7204, FP=130	0.952 TP=6948, FP=348		0.941 TP=8319, FP=526	0.984 TP=8132, FP=135	
8	0.642 TP=6287, FP=3505	0.702 TP=6326, FP=2687	0.987 TP=6095, FP=82	0.971 TP=7535, FP=228	0.971 TP=7494, FP=221	0.943 TP=7574, FP=461
	0.642 TP=6287, FP=3505	0.896 TP=6071, FP=704		0.933 TP=7596, FP=547	0.988 TP=7373, FP=86	
9	0.619 TP=4973, FP=3067	0.678 TP=4979, FP=2360	0.993 TP=4749, FP=32	0.977 TP=6083, FP=144	0.978 TP=6020, FP=137	0.97 TP=6135, FP=191
	0.619 TP=4973, FP=3067	0.876 TP=4886, FP=691		0.934 TP=6234, FP=442	0.988 TP=5856, FP=69	
10	0.572 TP=3612, FP=2700	0.588 TP=3630, FP=2542	0.979 TP=3373, FP=73	0.964 TP=4420, FP=167	0.968 TP=4426, FP=148	0.945 TP=4451, FP=258
	0.572 TP=3612, FP=2700	0.826 TP=3597, FP=759		0.922 TP=4571, FP=387	0.981 TP=4286, FP=85	

ตารางที่ ข-27 ค่า DSC ที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 9

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.981 TP=6802, FP=159, FN=110	0.934 TP=6884, FP=947, FN=28	0.975 TP=6673, FP=110, FN=239	0.972 TP=8214, FP=244, FN=229	0.975 TP=8278, FP=263, FN=165	0.968 TP=8296, FP=401, FN=147
	0.981 TP=6802, FP=159, FN=110	0.882 TP=5785, FP=416, FN=1127		0.965 TP=8259, FP=421, FN=184	0.974 TP=8136, FP=120, FN=307	
2	0.982 TP=7608, FP=201, FN=74	0.908 TP=7682, FP=1566, FN=0	0.983 TP=7507, FP=83, FN=175	0.983 TP=9058, FP=179, FN=132	0.976 TP=9060, FP=323, FN=130	0.974 TP=9032, FP=318, FN=158
	0.982 TP=7608, FP=201, FN=74	0.931 TP=7074, FP=439, FN=608		0.98 TP=9136, FP=310, FN=54	0.979 TP=8941, FP=138, FN=249	
3	0.985 TP=7808, FP=191, FN=45	0.917 TP=7853, FP=1418, FN=0	0.988 TP=7753, FP=86, FN=100	0.985 TP=9234, FP=188, FN=99	0.978 TP=9232, FP=315, FN=101	0.982 TP=9190, FP=199, FN=143
	0.985 TP=7808, FP=191, FN=45	0.936 TP=7231, FP=368, FN=622		0.979 TP=9274, FP=339, FN=59	0.982 TP=9122, FP=120, FN=211	
4	0.903 TP=7885, FP=1619, FN=66	0.873 TP=7951, FP=2312, FN=0	0.981 TP=7785, FP=137, FN=166	0.982 TP=9316, FP=249, FN=100	0.973 TP=9283, FP=384, FN=133	0.972 TP=9373, FP=496, FN=43
	0.903 TP=7885, FP=1619, FN=66	0.949 TP=7724, FP=609, FN=227		0.977 TP=9368, FP=385, FN=48	0.976 TP=9169, FP=196, FN=247	
5	0.969 TP=7823, FP=470, FN=29	0.915 TP=7852, FP=1453, FN=0	0.988 TP=7782, FP=113, FN=70	0.984 TP=9303, FP=150, FN=143	0.976 TP=9302, FP=314, FN=144	0.98 TP=9353, FP=290, FN=93
	0.969 TP=7823, FP=470, FN=29	0.908 TP=6915, FP=457, FN=937		0.981 TP=9371, FP=290, FN=75	0.976 TP=9151, FP=163, FN=295	

ตารางที่ ข-27 (ต่อ) ค่า DSC ที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 9

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.98 TP=7340, FP=264, FN=30	0.905 TP=7370, FP=1555, FN=0	0.977 TP=7118, FP=82, FN=252	0.985 TP=8709, FP=195, FN=73	0.975 TP=8613, FP=278, FN=169	0.976 TP=8723, FP=372, FN=59
	0.98 TP=7340, FP=264, FN=30	0.915 TP=6610, FP=467, FN=760		0.98 TP=8731, FP=299, FN=51	0.977 TP=8485, FP=110, FN=297	
7	0.983 TP=7204, FP=130, FN=116	0.884 TP=7320, FP=1913, FN=0	0.97 TP=6902, FP=14, FN=418	0.983 TP=8308, FP=264, FN=24	0.975 TP=8231, FP=315, FN=101	0.967 TP=8305, FP=532, FN=27
	0.983 TP=7204, FP=130, FN=116	0.951 TP=6948, FP=348, FN=372		0.969 TP=8319, FP=526, FN=13	0.98 TP=8132, FP=135, FN=200	
8	0.78 TP=6287, FP=3505, FN=39	0.825 TP=6326, FP=2687, FN=0	0.975 TP=6095, FP=82, FN=231	0.98 TP=7535, FP=228, FN=84	0.977 TP=7494, FP=221, FN=125	0.968 TP=7574, FP=461, FN=45
	0.78 TP=6287, FP=3505, FN=39	0.927 TP=6071, FP=704, FN=255		0.964 TP=7596, FP=547, FN=23	0.978 TP=7373, FP=86, FN=246	
9	0.764 TP=4973, FP=3067, FN=6	0.808 TP=4979, FP=2360, FN=0	0.973 TP=4749, FP=32, FN=230	0.972 TP=6083, FP=144, FN=211	0.967 TP=6020, FP=137, FN=274	0.972 TP=6135, FP=191, FN=159
	0.764 TP=4973, FP=3067, FN=6	0.926 TP=4886, FP=691, FN=93		0.961 TP=6234, FP=442, FN=60	0.959 TP=5856, FP=69, FN=438	
10	0.727 TP=3612, FP=2700, FN=18	0.741 TP=3630, FP=2542, FN=0	0.953 TP=3373, FP=73, FN=257	0.954 TP=4420, FP=167, FN=260	0.957 TP=4426, FP=148, FN=254	0.948 TP=4451, FP=258, FN=229
	0.727 TP=3612, FP=2700, FN=18	0.901 TP=3597, FP=759, FN=33		0.949 TP=4571, FP=387, FN=109	0.947 TP=4286, FP=85, FN=394	

ตารางที่ ข-28 ความไวที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 10

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.996 TP=8532, FN=31	0.992 TP=8491, FN=72	0.988 TP=8458, FN=105	0.985 TP=9865, FN=154	0.989 TP=9910, FN=109	0.988 TP=9901, FN=118
	0.996 TP=8529, FN=34	1 TP=8563, FN=0		0.985 TP=9865, FN=154	0.991 TP=9931, FN=88	
2	0.99 TP=9140, FN=93	0.987 TP=9114, FN=119	0.985 TP=9093, FN=140	0.998 TP=10118, FN=20	0.997 TP=10108, FN=30	0.997 TP=10107, FN=31
	0.99 TP=9137, FN=96	1 TP=9233, FN=0		0.998 TP=10118, FN=20	0.998 TP=10113, FN=25	
3	0.99 TP=9484, FN=100	0.971 TP=9309, FN=275	0.985 TP=9442, FN=142	0.998 TP=10548, FN=19	0.996 TP=10529, FN=38	0.996 TP=10524, FN=43
	0.989 TP=9476, FN=108	1 TP=9584, FN=0		0.998 TP=10548, FN=19	0.997 TP=10533, FN=34	
4	0.991 TP=9607, FN=92	0.979 TP=9493, FN=206	0.989 TP=9589, FN=110	0.997 TP=10620, FN=33	0.998 TP=10628, FN=25	0.997 TP=10622, FN=31
	0.99 TP=9605, FN=94	1 TP=9699, FN=0		0.997 TP=10620, FN=33	0.998 TP=10632, FN=21	
5	0.992 TP=9617, FN=80	0.958 TP=9292, FN=405	0.993 TP=9632, FN=65	0.999 TP=10804, FN=15	1 TP=10819, FN=0	0.996 TP=10774, FN=45
	0.992 TP=9617, FN=80	1 TP=9697, FN=0		0.999 TP=10804, FN=15	1 TP=10819, FN=0	

ตารางที่ ข-28 (ต่อ) ความไวที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 10

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.996 TP=9486, FN=36	0.98 TP=9328, FN=194	0.989 TP=9416, FN=106	0.999 TP=10555, FN=10	0.997 TP=10531, FN=34	0.997 TP=10529, FN=36
	0.995 TP=9479, FN=43	1 TP=9522, FN=0		0.999 TP=10555, FN=10	0.997 TP=10537, FN=28	
7	0.996 TP=9118, FN=34	0.945 TP=8648, FN=504	0.993 TP=9088, FN=64	0.998 TP=10331, FN=23	0.992 TP=10268, FN=86	0.998 TP=10330, FN=24
	0.996 TP=9112, FN=40	1 TP=9152, FN=0		0.998 TP=10331, FN=23	0.992 TP=10275, FN=79	
8	0.997 TP=8607, FN=23	0.95 TP=8199, FN=431	0.988 TP=8523, FN=107	0.995 TP=9814, FN=47	0.99 TP=9763, FN=98	0.998 TP=9843, FN=18
	0.997 TP=8601, FN=29	1 TP=8630, FN=0		0.995 TP=9814, FN=47	0.992 TP=9779, FN=82	
9	0.996 TP=7843, FN=30	0.901 TP=7090, FN=783	0.986 TP=7762, FN=111	0.99 TP=9234, FN=91	0.986 TP=9195, FN=130	0.998 TP=9303, FN=22
	0.995 TP=7837, FN=36	0.997 TP=7847, FN=26		0.99 TP=9234, FN=91	0.989 TP=9222, FN=103	
10	0.993 TP=7015, FN=53	0.832 TP=5884, FN=1184	0.978 TP=6914, FN=154	0.99 TP=8345, FN=86	0.984 TP=8292, FN=139	0.996 TP=8396, FN=35
	0.99 TP=7000, FN=68	0.985 TP=6961, FN=107		0.99 TP=8345, FN=86	0.987 TP=8321, FN=110	

ตารางที่ ข-29 ค่าความเที่ยงที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 10

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.884 TP=8532, FP=1121	0.873 TP=8491, FP=1234	0.993 TP=8458, FP=59	0.987 TP=9865, FP=130	0.985 TP=9910, FP=151	0.975 TP=9901, FP=255
	0.983 TP=8529, FP=151	0.638 TP=8563, FP=4859		0.987 TP=9865, FP=130	0.98 TP=9931, FP=200	
2	0.949 TP=9140, FP=489	0.897 TP=9114, FP=1048	0.995 TP=9093, FP=46	0.962 TP=10118, FP=404	0.939 TP=10108, FP=652	0.952 TP=10107, FP=510
	0.989 TP=9137, FP=100	0.663 TP=9233, FP=4692		0.962 TP=10118, FP=404	0.933 TP=10113, FP=721	
3	0.994 TP=9484, FP=57	0.934 TP=9309, FP=655	0.996 TP=9442, FP=36	0.973 TP=10548, FP=298	0.948 TP=10529, FP=580	0.967 TP=10524, FP=363
	0.995 TP=9476, FP=49	0.717 TP=9584, FP=3785		0.973 TP=10548, FP=298	0.942 TP=10533, FP=647	
4	0.99 TP=9607, FP=95	0.931 TP=9493, FP=705	0.992 TP=9589, FP=73	0.966 TP=10620, FP=377	0.936 TP=10628, FP=724	0.959 TP=10622, FP=452
	0.991 TP=9605, FP=88	0.689 TP=9699, FP=4378		0.966 TP=10620, FP=377	0.93 TP=10632, FP=801	
5	0.987 TP=9617, FP=131	0.923 TP=9292, FP=779	0.99 TP=9632, FP=94	0.975 TP=10804, FP=278	0.948 TP=10819, FP=589	0.965 TP=10774, FP=396
	0.987 TP=9617, FP=128	0.694 TP=9697, FP=4275		0.975 TP=10804, FP=278	0.942 TP=10819, FP=672	

ตารางที่ ข-29 (ต่อ) ค่าความเที่ยงที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 10

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.985 TP=9486, FP=148	0.932 TP=9328, FP=680	0.993 TP=9416, FP=66	0.958 TP=10555, FP=459	0.944 TP=10531, FP=626	0.95 TP=10529, FP=551
	0.988 TP=9479, FP=115	0.716 TP=9522, FP=3778		0.958 TP=10555, FP=459	0.938 TP=10537, FP=692	
7	0.979 TP=9118, FP=199	0.941 TP=8648, FP=538	0.991 TP=9088, FP=87	0.962 TP=10331, FP=413	0.946 TP=10268, FP=586	0.955 TP=10330, FP=492
	0.981 TP=9112, FP=179	0.744 TP=9152, FP=3150		0.962 TP=10331, FP=413	0.941 TP=10275, FP=648	
8	0.97 TP=8607, FP=268	0.935 TP=8199, FP=566	0.99 TP=8523, FP=90	0.957 TP=9814, FP=437	0.946 TP=9763, FP=561	0.946 TP=9843, FP=566
	0.982 TP=8601, FP=156	0.764 TP=8630, FP=2668		0.957 TP=9814, FP=437	0.94 TP=9779, FP=629	
9	0.972 TP=7843, FP=224	0.929 TP=7090, FP=538	0.986 TP=7762, FP=112	0.97 TP=9234, FP=289	0.958 TP=9195, FP=400	0.962 TP=9303, FP=364
	0.976 TP=7837, FP=191	0.817 TP=7847, FP=1760		0.97 TP=9234, FP=289	0.952 TP=9222, FP=464	
10	0.969 TP=7015, FP=223	0.919 TP=5884, FP=516	0.99 TP=6914, FP=69	0.967 TP=8345, FP=281	0.957 TP=8292, FP=374	0.954 TP=8396, FP=401
	0.975 TP=7000, FP=179	0.837 TP=6961, FP=1357		0.967 TP=8345, FP=281	0.952 TP=8321, FP=420	

ตารางที่ ข-30 ค่า DSC ที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 10

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
1	0.937 TP=8532, FP=1121, FN=31	0.929 TP=8491, FP=1234, FN=72	0.99 TP=8458, FP=59, FN=105	0.986 TP=9865, FP=130, FN=154	0.987 TP=9910, FP=151, FN=109	0.982 TP=9901, FP=255, FN=118
	0.989 TP=8529, FP=151, FN=34	0.779 TP=8563, FP=4859, FN=0		0.986 TP=9865, FP=130, FN=154	0.986 TP=9931, FP=200, FN=88	
2	0.969 TP=9140, FP=489, FN=93	0.94 TP=9114, FP=1048, FN=119	0.99 TP=9093, FP=46, FN=140	0.979 TP=10118, FP=404, FN=20	0.967 TP=10108, FP=652, FN=30	0.974 TP=10107, FP=510, FN=31
	0.989 TP=9137, FP=100, FN=96	0.797 TP=9233, FP=4692, FN=0		0.979 TP=10118, FP=404, FN=20	0.964 TP=10113, FP=721, FN=25	
3	0.992 TP=9484, FP=57, FN=100	0.952 TP=9309, FP=655, FN=275	0.991 TP=9442, FP=36, FN=142	0.985 TP=10548, FP=298, FN=19	0.971 TP=10529, FP=580, FN=38	0.981 TP=10524, FP=363, FN=43
	0.992 TP=9476, FP=49, FN=108	0.835 TP=9584, FP=3785, FN=0		0.985 TP=10548, FP=298, FN=19	0.969 TP=10533, FP=647, FN=34	
4	0.99 TP=9607, FP=95, FN=92	0.954 TP=9493, FP=705, FN=206	0.991 TP=9589, FP=73, FN=110	0.981 TP=10620, FP=377, FN=33	0.966 TP=10628, FP=724, FN=25	0.978 TP=10622, FP=452, FN=31
	0.991 TP=9605, FP=88, FN=94	0.816 TP=9699, FP=4378, FN=0		0.981 TP=10620, FP=377, FN=33	0.963 TP=10632, FP=801, FN=21	
5	0.989 TP=9617, FP=131, FN=80	0.94 TP=9292, FP=779, FN=405	0.992 TP=9632, FP=94, FN=65	0.987 TP=10804, FP=278, FN=15	0.974 TP=10819, FP=589, FN=0	0.98 TP=10774, FP=396, FN=45
	0.989 TP=9617, FP=128, FN=80	0.819 TP=9697, FP=4275, FN=0		0.987 TP=10804, FP=278, FN=15	0.97 TP=10819, FP=672, FN=0	

ตารางที่ ข-30 (ต่อ) ค่า DSC ที่คำนวณได้จากผลลัพธ์การตัดแบ่งภาพอัตโนมัติของชุดภาพที่ 10

Slide	INNER			OUTER		
	CDLS	GlobalWt	DLMD-LS	CDLS	Ma และคณะ	กรรมวิธีที่นำเสนอ
6	0.99 TP=9486, FP=148, FN=36	0.955 TP=9328, FP=680, FN=194	0.991 TP=9416, FP=66, FN=106	0.978 TP=10555, FP=459, FN=10	0.97 TP=10531, FP=626, FN=34	0.973 TP=10529, FP=551, FN=36
	0.992 TP=9479, FP=115, FN=43	0.834 TP=9522, FP=3778, FN=0		0.978 TP=10555, FP=459, FN=10	0.967 TP=10537, FP=692, FN=28	
7	0.987 TP=9118, FP=199, FN=34	0.943 TP=8648, FP=538, FN=504	0.992 TP=9088, FP=87, FN=64	0.979 TP=10331, FP=413, FN=23	0.968 TP=10268, FP=586, FN=86	0.976 TP=10330, FP=492, FN=24
	0.988 TP=9112, FP=179, FN=40	0.853 TP=9152, FP=3150, FN=0		0.979 TP=10331, FP=413, FN=23	0.966 TP=10275, FP=648, FN=79	
8	0.983 TP=8607, FP=268, FN=23	0.943 TP=8199, FP=566, FN=431	0.989 TP=8523, FP=90, FN=107	0.976 TP=9814, FP=437, FN=47	0.967 TP=9763, FP=561, FN=98	0.971 TP=9843, FP=566, FN=18
	0.989 TP=8601, FP=156, FN=29	0.866 TP=8630, FP=2668, FN=0		0.976 TP=9814, FP=437, FN=47	0.965 TP=9779, FP=629, FN=82	
9	0.984 TP=7843, FP=224, FN=30	0.915 TP=7090, FP=538, FN=783	0.986 TP=7762, FP=112, FN=111	0.98 TP=9234, FP=289, FN=91	0.972 TP=9195, FP=400, FN=130	0.98 TP=9303, FP=364, FN=22
	0.986 TP=7837, FP=191, FN=36	0.898 TP=7847, FP=1760, FN=26		0.98 TP=9234, FP=289, FN=91	0.97 TP=9222, FP=464, FN=103	
10	0.981 TP=7015, FP=223, FN=53	0.874 TP=5884, FP=516, FN=1184	0.984 TP=6914, FP=69, FN=154	0.978 TP=8345, FP=281, FN=86	0.97 TP=8292, FP=374, FN=139	0.975 TP=8396, FP=401, FN=35
	0.983 TP=7000, FP=179, FN=68	0.905 TP=6961, FP=1357, FN=107		0.978 TP=8345, FP=281, FN=86	0.969 TP=8321, FP=420, FN=110	

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นางสาวพัฒนันรี วงศ์เจริญกิจ เกิดวันอังคารที่ 5 ธันวาคม พ.ศ.2532 ที่จังหวัดเชียงใหม่ สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต สาขาวิชารังสีเทคนิค คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ในปีการศึกษา 2554 และเข้าศึกษาต่อในหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช(สหสาขาวิชา) คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2556

