

ESTIMATION OF BRAIN INFARCT VOLUME IN ACUTE ISCHEMIC STROKE
BY DIGITAL IMAGE PROCESSING

Miss Wanida Charoensuk



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

CHULALONGKORN UNIVERSITY

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)

เป็นแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ที่ส่งมอบเพื่อใช้ในการศึกษา

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Institutional Repository (CUIR)

are the thesis authors' files submitted through the University Graduate School.

Faculty of Engineering
Chulalongkorn University

Academic Year 2015

Copyright of Chulalongkorn University

การประมาณปริมาตรของเนื้อสมองตายจากโรคสมองขาดเลือดเฉียบพลัน
โดยการใช้การประมวลผลภาพดิจิทัล

นางสาวนิตา เจริญสุข



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2558

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การประมาณปริมาตรของเนื้อสมองตายจากโรคสมองขาดเลือดเฉียบพลันโดยการใช้การประมวลผลภาพดิจิทัล
โดย	นางสาววนิดา เจริญสุข
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวเวช
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	รองศาสตราจารย์ นงลักษณ์ โควาวิสารัช
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	รองศาสตราจารย์ แพทย์หญิง สุกัลยา เลิศล้ำ อาจารย์ นายแพทย์ ยุทธชัย ลิขิตเจริญ

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาโทบัณฑิต

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

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร. มานะ ศรียุทธศักดิ์)
..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(รองศาสตราจารย์ นงลักษณ์ โควาวิสารัช)
..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(รองศาสตราจารย์ แพทย์หญิง สุกัลยา เลิศล้ำ)
..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(อาจารย์ นายแพทย์ ยุทธชัย ลิขิตเจริญ)
..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(รองศาสตราจารย์ ดร. บัณฑิต ทิพากร)

วนิดา เจริญสุข : การประมาณปริมาตรของเนื้อสมองตายจากโรคสมองขาดเลือดเฉียบพลันโดยการใช้การประมวลผลภาพดิจิทัล (ESTIMATION OF BRAIN INFARCT VOLUME IN ACUTE ISCHEMIC STROKE BY DIGITAL IMAGE PROCESSING) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: รศ. นงลักษณ์ โควาวิสารัช, อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม: รศ. พญ. สุกัลยา เลิศล้ำ, อ. นพ. ยุทธชัย ลิขิตเจริญ, 96 หน้า.

โรคสมองขาดเลือดเฉียบพลันสามารถตรวจพบได้เร็วด้วยเทคนิค Diffusion-weighted imaging (DWI) ภายใน 4-6 ชั่วโมงหลังจากเกิดอาการ ผู้ป่วยสามารถหายเป็นปกติหากได้รับการตรวจพบและรักษาที่เร็ว ปริมาตรของเนื้อสมองตาย (Infarct) เป็นหนึ่งในหลายๆ ปัจจัยที่แพทย์ผู้เชี่ยวชาญด้านระบบประสาทใช้ในการตรวจวินิจฉัยและวางแผนการรักษา วิทยานิพนธ์นี้เสนอการหาขอบเขตของเนื้อสมองตายเพื่อคำนวณปริมาตรจากภาพทางการแพทย์ MRI ด้วยเทคนิค DWI โดยประยุกต์ใช้การแบ่งส่วนภาพโดยใช้วิธีแอกทิฟคอนทัวร์แบบใช้บริเวณครอบคลุมทั้งหมดของภาพที่นำเสนอโดย Chan และ Vese และแบบใช้บริเวณโดยใช้ข้อสนเทศบริเวณท้องถิ่นที่นำเสนอโดย Lankton และTannenbaum

ขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเริ่มจากการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายภายในบริเวณที่แพทย์ผู้เชี่ยวชาญเลือกที่ครอบคลุมบริเวณเนื้อสมองตายที่มีขนาดใหญ่ที่สุดและมีความเข้มสัญญาณสูงที่สุดในชุดภาพ จากนั้นมีการสอนระบบให้เรียนรู้ข้อมูลของเนื้อสมองตายจากผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพที่ได้ เพื่อใช้กำหนดเงื่อนไขการเป็นเนื้อสมองตายสำหรับการพิจารณาในสไลซ์อื่นๆ การประเมินประสิทธิภาพการแบ่งส่วนภาพเทียบผลกับแพทย์ผู้เชี่ยวชาญซึ่งถือเป็นผลลัพธ์มาตรฐานโดยอ้างอิงด้วยค่าทางสถิติ 3 ค่าคือค่าความไว (Sensitivity) ค่าความถูกต้อง (Precision) และค่าสัมประสิทธิ์ความเหมือนของไคซ์ (DSC)

จากการทดลองกับภาพ MRI ด้วยเทคนิค DWI จำนวน 10 ชุดข้อมูล ชุดภาพละ 30 สไลซ์ พบว่าขั้นตอนวิธีที่นำเสนอให้ผลดีโดยมีค่าความไวเฉลี่ยเท่ากับ 0.83 ค่าความถูกต้องเฉลี่ยเท่ากับ 0.85 และค่าสัมประสิทธิ์ความเหมือนของไคซ์เฉลี่ยเท่ากับ 0.80 ตามลำดับ ปริมาตรรวมของแต่ละชุดข้อมูลมีความคลาดเคลื่อนอยู่ระหว่าง 2.6 เปอร์เซ็นต์ถึง 44.4 เปอร์เซ็นต์

อย่างไรก็ตาม พบว่าขั้นตอนวิธีที่นำเสนออาจให้ผลคลาดเคลื่อนได้ในสไลซ์ต้นหรือสไลซ์ปลายซึ่งเกิดได้จาก 3 สาเหตุคือ เนื้อสมองตายในสไลซ์เหล่านั้นมักมีขนาดเล็กมากและมีความเข้มของสัญญาณใกล้เคียงกับเนื้อสมองข้างเคียง ปัญหาลักษณะทางกายวิภาคศาสตร์ของสมองและความไม่เกี่ยวเนื่องกันของข้อมูลเนื้อสมองตายในสไลซ์ที่ติดกัน วิทยานิพนธ์นี้จึงมีการประเมินประสิทธิภาพของขั้นตอนวิธีที่นำเสนอใหม่อีกครั้งโดยตัดสไลซ์ต้นและสไลซ์ปลายที่เป็นปัญหาทิ้ง พบว่าขั้นตอนวิธีที่นำเสนอมีค่าความไวเฉลี่ยเท่ากับ 0.84 ค่าความถูกต้องเฉลี่ยเท่ากับ 0.94 และค่าสัมประสิทธิ์ความเหมือนของไคซ์เท่ากับ 0.88 ตามลำดับ สำหรับปริมาตรรวมมีความคลาดเคลื่อนอยู่ระหว่าง 4.3 เปอร์เซ็นต์ถึง 25 เปอร์เซ็นต์ นอกจากนี้ ยังพบว่าข้อมูลภาพเทคนิค DWI ที่นำมาใช้มีความละเอียดต่ำและมีความหนามาก ส่งผลให้ผลการแบ่งส่วนภาพและการคำนวณปริมาตรในขั้นตอนวิธีที่นำเสนอมีความคลาดเคลื่อนได้สูง

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวเวช

ปีการศึกษา 2558

ลายมือชื่อนิสิต

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม

5570356821 : MAJOR BIOMEDICAL ENGINEERING

KEYWORDS: ACUTE ISCHEMIC STROKE / DIFFUSION WEIGHTED IMAGING / ACTIVE CONTOUR / IMAGE SEGMENTATION / BRAIN INFARCT VOLUME

WANIDA CHAROENSUK: ESTIMATION OF BRAIN INFARCT VOLUME IN ACUTE ISCHEMIC STROKE BY DIGITAL IMAGE PROCESSING. ADVISOR: ASSOC. PROF. NONGLUK COVAVISARUCH, CO-ADVISOR: ASSOC. PROF. SUKALAYA LERDLUM, M.D., YUTTACHAI LIKITJAROEN, M.D., 96 pp.

Acute ischemic stroke can be quickly identified with Diffusion-Weighted Imaging (DWI) within 4-6 hours after symptom onset. A patient’s recovery depends highly on how fast he/she gets medical diagnosis and treated. Brain infarct volume is one of many factors that are used for diagnosis and treatment planning by a neurologist. This thesis proposes to find brain infarct boundaries for volume calculation from a DWI dataset. It is done by applying global region-based active contour, proposed by Chan and Vese, together with localized region-based active contour by Lankton and Tannenbaum.

The proposed algorithm starts with segmenting the brain infarct in a region of interest (ROI) identified by a neurologist. This ROI must cover the biggest brain infarct and possess the highest signal intensity among the whole DWI dataset. The system is trained with the knowledge about the particular patient’s brain infarct from the segmented result. This knowledge is used for checking if the segment results in other image slices are brain infarcts. The proposed algorithm is evaluated with 3 statistical measures that are sensitivity, precision and Dice similarity coefficient (DSC). In this thesis, the results from a neurologist are considered as gold standards.

The experiments with 10 DWI datasets, each consists of 30 slices, revealed that the proposed algorithm worked well with 0.83 sensitivity, 0.85 precision and 0.80 DSC respectively. The calculated infarct volumes’ errors range from 2.6% to 44.4%.

However, it is found that, with the proposed algorithm, incorrect results occur mostly in the beginning and the ending image slices of the infarct. This can be caused by 3 problems. Firstly, the infarct areas in these image slices are very small and possess intensity values close to those of the normal brain tissues of their surroundings. Secondly, unlike a neurologist, brain anatomy knowledge is not applied in the proposed algorithm when deciding whether the suspected areas are infarcts. Lastly, errors occur from the disconnectedness of the suspected infarct areas in two connected slices. Therefore, this thesis re-evaluate the proposed algorithm by neglecting the results from the beginning and the ending slices. The proposed algorithm’s efficiency increases to 0.84 sensitivity, 0.94 precision and 0.88 DSC. The volume errors range from 4.3% to 25%. Moreover, it is noted that DWI datasets in this thesis were taken with low resolution and high slice thickness. Hence, the errors in the segmentation results and calculated volumes can be naturally high.

Field of Study: Biomedical Engineering

Academic Year: 2015

Student's Signature

Advisor's Signature

Co-Advisor's Signature

Co-Advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดีด้วยความอนุเคราะห์จากบุคคลที่เกี่ยวข้องหลายท่าน โดยท่านแรกที่ข้าพเจ้าขอขอบพระคุณคือ รศ.นงลักษณ์ โควาวิสารัช อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลักของข้าพเจ้า ผู้ที่ให้ความรู้ คอยให้ความช่วยเหลือและให้คำปรึกษาเป็นอย่างดี ตลอดจนคอยตรวจสอบและแก้ไขวิทยานิพนธ์จนวิทยานิพนธ์เสร็จสมบูรณ์ ขอขอบพระคุณอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วมคือ รศ.พญ.สุกัลยา เลิศล้ำ และนพ.ยุทธชัย ลิขิตเจริญ ที่ให้ข้อมูลในการทำวิทยานิพนธ์ คอยให้ความรู้ คำแนะนำที่ดี และให้การสนับสนุนมาโดยตลอด

ขอขอบพระคุณ รศ.ดร.มานะ ศรียุทธศักดิ์ ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์รวมถึงคณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ รศ.ดร.บัณฑิต ทิพากร ที่ให้ความช่วยเหลือ และให้คำแนะนำแนวทางในการทำวิทยานิพนธ์ ตลอดจนตรวจสอบและแก้ไขข้อบกพร่องต่างๆ ของวิทยานิพนธ์ให้มีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

ขอขอบพระคุณบุคลากรทุกท่านของหลักสูตรวิศวกรรมชีวเวช คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่ให้ความช่วยเหลือด้านเอกสารต่างๆ อำนวยความสะดวกและอนุเคราะห์เครื่องมืออุปกรณ์ต่างๆ แก่ข้าพเจ้าตลอดมา

ขอขอบพระคุณนายเผ่าพิชญ์ ศิริอาชาวัฒนา นายบรรณาด เวชภูพานธุ์ และน.ส.ชญาภา กนกพันธ์วณิช ที่ให้ความรู้ ความช่วยเหลือและให้คำปรึกษาเกี่ยวกับการเขียนโปรแกรมในวิทยานิพนธ์ ตลอดจนช่วยแก้ไขให้มีความสมบูรณ์ยิ่งขึ้น

ขอขอบพระคุณเพื่อนๆ และพี่ๆ ทั้งจากโรงเรียนยุพราชวิทยาลัย จากภาควิชารังสีเทคนิค มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ และจากแผนกเอ็กซเรย์ โรงพยาบาลกรุงเทพ ที่คอยให้กำลังใจที่ดีเสมอมาแก่ข้าพเจ้า

สุดท้ายนี้ข้าพเจ้าขอขอบพระคุณบิดา มารดา น้องชาย และคนในครอบครัวของข้าพเจ้าทุกท่าน ที่คอยให้กำลังใจ ช่วยเหลือ ดูแลข้าพเจ้ามาอย่างดี คอยสนับสนุนด้านการศึกษาและสนับสนุนในทุกๆ ด้านที่ส่งผลให้วิทยานิพนธ์ของข้าพเจ้ามีความก้าวหน้าและสำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญรูปภาพ.....	ญ
สารบัญตาราง.....	ฐ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	3
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	3
1.4 ขั้นตอนและวิธีดำเนินงาน.....	4
1.5 ประโยชน์ที่ได้รับจากงานวิจัย.....	4
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	5
2.1 ทฤษฎีและหลักการ.....	5
2.1.1 โรคสมองขาดเลือด (Stroke).....	5
2.1.2 กายวิภาคศาสตร์ของหลอดเลือดที่เลี้ยงสมอง.....	9
2.1.3 การตรวจด้วยเครื่องสร้างภาพด้วยเรโซแนนซ์แม่เหล็ก (Magnetic Resonance Imaging, MRI).....	13
2.1.4 ภาพทางการแพทย์ MRI จากเทคนิค DWI (Diffusion-weighted imaging).....	15
2.1.5 การแบ่งส่วนภาพ (Image Segmentation).....	17
2.1.6 การประมวลผลภาพกับรูปร่างและโครงร่างของภาพ (Morphological Image Processing).....	22
2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	23

2.2.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับโรคสมองขาดเลือดและภาพทางการแพทย์	23
2.2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการแบ่งส่วนภาพที่ใช้ในทางการแพทย์	24
บทที่ 3 ขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ	27
3.1 การกำหนดบริเวณที่สนใจ (Region of interest, ROI).....	28
3.2 กระบวนการประมวลผลภาพเบื้องต้น (Pre-processing)	29
3.2.1 การกำจัดสิ่งแปลกปลอมบนภาพเทคนิค DWI (Artifacts Elimination).....	29
3.2.2 การทำข้อมูลภาพเทคนิค DWI ให้เป็นบรรทัดฐานเดียวกัน	30
3.3 การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตาย (Infarct Segmentation)	31
3.3.1 ขั้นตอนการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายในสไลซ์ที่แพทย์เลือก	31
3.3.2 ขั้นตอนการสอนระบบให้เรียนรู้ข้อมูลของเนื้อสมองตายเพื่อใช้เป็นเงื่อนไขในการ ตรวจสอบความเป็นเนื้อสมองตายในสไลซ์อื่นๆ	33
3.3.3 ขั้นตอนการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายในสไลซ์อื่นๆ ที่กำลังพิจารณา	35
3.4 การหาปริมาตรของเนื้อสมองตาย	36
บทที่ 4 การทดลองและวิเคราะห์ผล.....	38
4.1 ข้อมูลที่ใช้ในการทดลอง.....	38
4.2 เกณฑ์การประเมินประสิทธิภาพ.....	38
4.3 การทดลองเพื่อหาพารามิเตอร์ที่เหมาะสมในการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตาย	40
4.3.1 การกำหนดคอนทราสต์เริ่มต้น	40
4.3.2 การกำหนดบริเวณท้องถิ่น	43
4.4 ผลการทดลองและวิเคราะห์ผลการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตาย.....	44
4.4.1 ผลการทดลองการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตาย	44
4.4.2 การประเมินประสิทธิภาพโดยอ้างอิงค่าทางสถิติ.....	46
4.4.3 การวิเคราะห์ผลการทดลองการแบ่งส่วนเนื้อสมองตาย.....	46

4.5 การหาปริมาตรของเนื้อสมองตาย	52
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ	54
5.1 สรุปผลการวิจัย	54
5.2 ข้อเสนอแนะ	56
รายการอ้างอิง	57
ภาคผนวก.....	61
ภาคผนวก ก ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอที่ละสไลซ์.....	62
ภาคผนวก ข ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเปรียบเทียบกับ Gold standard ..	73
ภาคผนวก ค การประเมินประสิทธิภาพโดยการเปรียบเทียบเชิงปริมาณโดยการอ้างอิงค่าทางสถิติ .	84
ภาคผนวก ง ผลงานตีพิมพ์ที่เป็นส่วนหนึ่งของวิทยานิพนธ์นี้.....	95
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์	96

สารบัญรูปภาพ

รูปที่ 1.1 ตัวอย่าง Artifact ที่เกิดบนภาพจากเทคนิค DWI.....	3
รูปที่ 2.1 การตีบตันหรืออุดตันของหลอดเลือดในสมองส่งผลให้สมองขาดเลือด.....	6
รูปที่ 2.2 ภาวะหลอดเลือดมีลิ่มเลือดส่งผลให้ผนังหลอดเลือดตีบแคบ ส่งผลให้สมองขาดเลือด.....	6
รูปที่ 2.3 ภาวะสิ่งหลุดอุดหลอดเลือดส่งผลให้สมองขาดเลือด.....	8
รูปที่ 2.4 บริเวณตำแหน่งที่พบโรคหลอดเลือดสมองแตก.....	9
รูปที่ 2.5 ระบบหลอดเลือดแดงของสมองเมื่อมองจากฐานสมอง.....	10
รูปที่ 2.6 หลอดเลือดดำชั้นผิว (Superficial cerebral veins) [13].....	12
รูปที่ 2.7 หลอดเลือดชั้นลึก (Deep cerebral veins) [13].....	13
รูปที่ 2.8 การจัดเรียงตัวของอะตอมไฮโดรเจนในสภาวะต่างๆ [14].....	13
รูปที่ 2.9 ภาพหลักการทำงานของเครื่อง MRI [2].....	14
รูปที่ 2.10 ภาพตัวอย่างเครื่อง MRI (ก) เครื่อง MRI ความแรงสนามแม่เหล็ก 1.5 เทสลา (ข) เครื่อง MRI ความแรงสนามแม่เหล็ก 3 เทสลา [2].....	14
รูปที่ 2.11 ตัวอย่างภาพเทคนิค DWI (ก) สภาวะสมองปกติ และ (ข) สภาวะสมองขาดเลือด.....	15
รูปที่ 2.12 ตัวอย่างการเคลื่อนที่ของโมเลกุลของน้ำระหว่างในเซลล์และนอกเซลล์ (ก) การ เคลื่อนที่ของโมเลกุลของน้ำอย่างอิสระในสภาวะสมองปกติ (ข) การเคลื่อนที่ของโมเลกุลของน้ำ ในสภาวะสมองขาดเลือด.....	16
รูปที่ 2.13 ความเข้มสัญญาณแต่ละช่วงเวลา ภาพ DWI (เส้นสีน้ำเงิน), ADC (เส้นสีแดง) และ T2W (เส้นสีม่วง)[15].....	16
รูปที่ 2.14 การใช้วิธีข้อสันเทศบริเวณที่อยู่ภายในวงกลมของแต่ละจุดบนคอนทัวร์.....	20
รูปที่ 2.15 ตัวอย่างของ Structure element ในแถวแรก สำหรับแถวที่สองแสดงตัวอย่างของ Structure element เมื่อถูกเปลี่ยนแถวลำดับสี่เหลี่ยม โดยจุดวงกลมสีดำแสดงถึงตำแหน่งกลาง ของ Structure element ตำแหน่งสี่เหลี่ยมคือบริเวณจุดภาพบริเวณข้างเคียง (Neighborhood) [20].....	22

รูปที่ 2.16 วิธีการแบ่งส่วนภาพ โดยใช้เทคนิค GVF และ เทคนิค D&GVF [26] (ก) การกำหนดเส้น direction line (ข) Edge map (ค) GVF field vector (ง) D&GVF field vector..... 25

รูปที่ 3.1 ขั้นตอนวิธีการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ 28

รูปที่ 3.2 การกำหนดบริเวณที่สนใจ (Region of interest, ROI) โดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญด้านระบบประสาทตีกรอบล้อมรอบบริเวณที่พบเนื้อสมองตาย (Infarct) ขนาดใหญ่ที่สุดและมีค่าความเข้มสูงที่สุดในชุดภาพ 28

รูปที่ 3.3 ภาพทางการแพทย์เทคนิค DWI ที่พบสิ่งแปลกปลอมบริเวณโพรงอากาศและส่วนฐานกะโหลก 29

รูปที่ 3.4 บริเวณที่ขยายจุดภาพออกไปทุกด้านด้านละ 50 จุดภาพจากบริเวณที่สนใจ (ROI) เพื่อปรับข้อมูลให้เป็นบรรทัดฐานเดียวกัน 30

รูปที่ 3.5 ขั้นตอนในการแบ่งส่วนภาพในสไลซ์ที่แพทย์เลือก..... 32

รูปที่ 3.6 ขั้นตอนการตรวจสอบเงื่อนไขการเป็นเนื้อสมองตาย 34

รูปที่ 3.7 ขั้นตอนการแบ่งส่วนภาพในสไลซ์ที่พิจารณา 36

รูปที่ 4.1 พื้นที่ TP (True Positive) สีเขียว, FP (False Positive) สีเหลือง, TN (True Negative) สีชมพู และ FN (False Negative) สีฟ้า..... 39

รูปที่ 4.2 ตัวอย่างการกำหนดคอนทัวร์เริ่มต้นและผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพ (ก) ภาพในสไลซ์ที่ 17 คอนทัวร์เริ่มต้นได้จากผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากสไลซ์ที่ 18 และผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพ (ข) ภาพเริ่มต้นสไลซ์ที่ 18 คอนทัวร์เริ่มต้นซึ่งกำหนดโดยจุดกึ่งกลางภาพและภาพผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพ (ค) ภาพในสไลซ์ที่ 19 คอนทัวร์เริ่มต้นได้จากผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากสไลซ์ที่ 18 และภาพผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพ 41

รูปที่ 4.3 ตัวอย่างการกำหนดคอนทัวร์เริ่มต้นและผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพ (ก) ภาพในสไลซ์ที่ 17 คอนทัวร์เริ่มต้นได้จากผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากสไลซ์ที่ 18 ที่กร่อนวัตถุให้คอนทัวร์เริ่มต้นมีขนาดเล็กลง และผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพ (ข) ภาพเริ่มต้นสไลซ์ที่ 18 คอนทัวร์เริ่มต้นซึ่งกำหนดโดยจุดกึ่งกลางภาพและภาพผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพ (ค) ภาพในสไลซ์ที่ 19 คอนทัวร์เริ่มต้นได้จากผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากสไลซ์ที่ 18 ที่กร่อนวัตถุให้คอนทัวร์เริ่มต้นมีขนาดเล็กลง และภาพผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพ..... 42

- รูปที่ 4.4** การกำหนดขนาดบริเวณท้องถื่น (สี่เหลี่ยมจัตุรัส) (ก) ขนาดบริเวณท้องถื่นใหญ่มากเมื่อเทียบกับขนาดเนื้อสมองตาย (ข) ขนาดบริเวณท้องถื่นเล็กมากเมื่อเทียบกับขนาดของเนื้อสมองตาย 43
- รูปที่ 4.5** ช่วงความเข้มสัญญาณในสไลซ์ต่างๆ และปลายๆ ที่กำลังพิจารณา เปรียบเทียบกับช่วงความเข้มสัญญาณของเนื้อสมองตาย (ก) สไลซ์ที่ 22 ในชุดข้อมูลที่ 6 มีค่าความเข้มสัญญาณไม่อยู่ในช่วงความเข้มสัญญาณของเนื้อสมองตาย (ข) สไลซ์ที่ 15 ในชุดข้อมูลที่ 7 มีค่าความเข้มสัญญาณไม่อยู่ในช่วงความเข้มสัญญาณของเนื้อสมองตาย..... 47
- รูปที่ 4.6** ตัวอย่างภาพทางการแพทย์ที่พบเนื้อสมองตายและผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพ (ก) ภาพ DWI ที่พบเนื้อสมองตายมีขนาดเล็กและจุดภาพบริเวณขอบของเนื้อสมองตายมีค่าใกล้เคียงกับจุดภาพบริเวณข้างเคียง (ข) ภาพขยายของภาพ DWI บริเวณที่พบเนื้อสมองตาย (ค) ภาพขยายของผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ เปรียบเทียบขนาดกับภาพ (ข)..... 48
- รูปที่ 4.7** ตัวอย่างข้อมูลชุดที่ 9 ที่พบเนื้อสมองตายและผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตาย 49
- รูปที่ 4.8** ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเปรียบเทียบกับผลลัพธ์มาตรฐาน (ก) ภาพทางการแพทย์ DWI ภายในบริเวณที่สนใจ (กรอบสี่เหลี่ยม) คือบริเวณส่วนด้านหลังของ Internal capsule มีอยู่ทั้งสองข้างของสมองและมีความเข้มของสัญญาณอยู่ในช่วงความเข้มสัญญาณของเนื้อสมองตาย (ข) ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากผลลัพธ์มาตรฐาน (ค) ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ..... 50
- รูปที่ 4.9** การแบ่งส่วนภาพบริเวณเนื้อสมองตายกรณีจุดภาพที่ตำแหน่งเดียวกันในสไลซ์ที่ติดกันไม่มีความเกี่ยวเนื่อง (ก) และ (ค) ภาพสไลซ์ที่ 19 และสไลซ์ที่ 20 ตามลำดับ บริเวณที่สนใจแสดงด้วยกรอบสี่เหลี่ยม (ข) และ (ง) ผลลัพธ์ที่ได้จากการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายของภาพสไลซ์ที่ 19 และ 20 ตามลำดับ (จ) ผลลัพธ์การตรวจสอบเงื่อนไขการเป็นเนื้อสมองตายของภาพสไลซ์ที่ 19 และ 20 พบว่าสไลซ์ที่ 19 และ 20 มีตำแหน่งจุดภาพที่ตำแหน่งเดียวกันเชื่อมต่อกัน..... 51

สารบัญตาราง

ตารางที่ 4.1 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพทางการแพทย์จากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเทียบกับผลลัพธ์มาตรฐาน	44
ตารางที่ 4.2 ผลลัพธ์การเปรียบเทียบเชิงปริมาณโดยอ้างอิงค่าทางสถิติ 3 ค่าคือ Sensitivity, Precision และ DSC ของชุดข้อมูล 10 ชุดตามลำดับ	46
ตารางที่ 4.3 ผลลัพธ์การเปรียบเทียบเชิงปริมาณโดยอ้างอิงค่าทางสถิติ 3 ค่าคือ Sensitivity, Precision และDSC ของชุดข้อมูล 10 ชุด โดยไม่พิจารณาสไลซ์ต้นและสไลซ์ปลายที่พบเนื้อสมองตายตามลำดับ	49
ตารางที่ 4.4 แสดงผลลัพธ์ปริมาณรวมของเนื้อสมองตายและเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของทั้งชุดข้อมูล และตัดสไลซ์ต้นและสไลซ์ปลายที่มีปัญหาทิ้ง โดยเทียบผลลัพธ์จากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอกับผลลัพธ์มาตรฐาน	53

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญของปัญหา

โรคสมองขาดเลือด (Stroke) คือโรคที่ทำให้เกิดความผิดปกติทางระบบประสาทที่พบบ่อย แบ่งได้เป็น 2 ชนิด ได้แก่ หลอดเลือดในสมองตีบหรืออุดตัน (Ischemic stroke) และหลอดเลือดสมองแตก (Cerebral hemorrhage) ซึ่งเป็นสาเหตุทำให้เลือดไม่สามารถไปเลี้ยงเนื้อเยื่อสมองส่วนที่ หลอดเลือดนั้นเลี้ยงอยู่ได้ ส่งผลให้เซลล์ในสมองและเนื้อเยื่อรอบๆ สมองตายจากการขาดออกซิเจน และสารอาหารไปหล่อเลี้ยง โรคสมองขาดเลือดเป็นโรคที่พบบ่อยมาก พบได้ในคนทุกเพศทุกวัย ทุก ช่วงอายุ และเป็นสาเหตุการตายอันดับที่ 3 รองจากโรคหัวใจและโรคมะเร็ง ในสหรัฐอเมริกาพบว่ามี ผู้ป่วยใหม่ประมาณ 500,000 รายต่อปี ส่วนในประเทศไทยมีการประมาณการว่ามีผู้ป่วยประมาณ 150,000 รายต่อปี โดยมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นทุกปี [1] โรคนี้เป็นโรคที่มีความรุนแรงสูง อาจทำให้เกิดผล กระทบต่อกิจวัตรประจำวัน เช่น พิกการ อัมพาตระยะยาว สูญเสียความรู้สึก ขาดตามตัวและร่างกาย ตา มองไม่เห็น เกิดปัญหาเกี่ยวกับการเดินและการพูดได้ เป็นต้น โรคหลอดเลือดสมองจึงส่งผลให้เกิด ความเสียหายทางเศรษฐกิจและสังคมเป็นอย่างมาก

การตรวจวินิจฉัยเบื้องต้นสำหรับโรคสมองขาดเลือด แพทย์จะต้องให้การดูแลและพิจารณา อย่างละเอียดถี่ถ้วน ชักประวัติ ตรวจร่างกายทั้งการประเมินสัญญาณชีพ ตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ตรวจดูระบบการไหลเวียนเลือด ระบบทางเดินหายใจ ระบบประสาท ตรวจดูระดับการรู้สติ และต้อง ส่งตรวจวินิจฉัยทางรังสีวิทยา ซึ่งอาจจะเป็นการตรวจด้วยเครื่องถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัย คอมพิวเตอร์ (Computed tomography, CT scan) ที่สามารถแยกสภาวะเลือดออกในสมองได้ทันที และสามารถเห็นรอยโรคที่มีความเข้มสัญญาณสูง (Hyperintensity) ตั้งแต่แรก สำหรับภาวะเส้นเลือด สมองตีบตันจากการขาดเลือดจะต้องใช้เวลานานหลายชั่วโมงหรือมากกว่าหนึ่งวัน จึงเห็นรอยโรคมี ความเข้มสัญญาณต่ำ (Hypointensity) แม้ว่าการตรวจด้วยเครื่อง CT scan จะใช้ระยะเวลาในการ ตรวจน้อยแต่ผู้ป่วยจะได้รับรังสีเอกซ์ (X-ray) จากเครื่องตรวจในแต่ละครั้งเป็นปริมาณมาก นอกจากนี้ แพทย์อาจจะส่งผู้ป่วยไปตรวจด้วยเครื่องสร้างภาพด้วยเรโซแนนซ์แม่เหล็ก (Magnetic Resonance Imaging, MRI) ซึ่งสามารถตรวจพบโรคสมองขาดเลือดเฉียบพลัน (Acute stroke) ได้เร็ว การตรวจ ด้วยเครื่อง MRI จะช่วยให้เห็นรายละเอียดและแยกว่าสมองขาดเลือดเกิดจากการตีบตันหรือมี เลือดออกได้ นอกจากนี้ยังสามารถมองเห็นพยาธิสภาพที่เกิดขึ้นในบริเวณสมองได้อย่างชัดเจนโดยที่ ผู้ป่วยไม่ต้องได้รับรังสีจากการตรวจ [1] ดังนั้นการตรวจด้วย MRI จึงเป็นที่นิยมมากกว่า CT scan

การตรวจด้วยเครื่อง MRI [2] เป็นเทคนิคในการสร้างภาพด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้าโดยอาศัยความเป็นแม่เหล็กของอะตอมไฮโดรเจน (Hydrogen) ที่อยู่ในโมเลกุลของน้ำซึ่งเป็นส่วนประกอบที่สำคัญในร่างกายของมนุษย์ จึงสามารถใช้ในการสร้างภาพชนิดนี้ได้ โดยเครื่องจะส่งคลื่นความถี่ในช่วงสัญญาณวิทยุเข้าไปกระตุ้นโมเลกุลของน้ำในร่างกายบริเวณที่ต้องการตรวจ จากนั้นจะเกิดการบวมการทางฟิสิกส์เกิดการกำทอน (Resonance) และเกิดการคายพลังงานออกมาแล้วนำสัญญาณไฟฟ้าที่ได้ไปแปลงเป็นภาพสำหรับใช้ในการวินิจฉัยและประกอบการรักษาต่อไป

การตรวจหาโรคสมองขาดเลือดเฉียบพลันสามารถตรวจพบได้อย่างรวดเร็วด้วยเทคนิค Diffusion-weighted imaging, (DWI) ซึ่งเป็นเทคนิคการตรวจที่อาศัยการเคลื่อนที่และการสั่นสะเทือนของโมเลกุลของน้ำ ในสภาวะปกติโมเลกุลของน้ำจะเคลื่อนที่แบบกระจัดกระจายไร้ทิศทาง แต่เมื่อเกิดสภาวะขาดเลือด จะเกิดการบวมของสมองที่เกิดจากการสะสมของเหลวภายในเซลล์ (Cytotoxic edema) เมื่อเซลล์เกิดการขาดเลือดจะส่งผลให้สมองบวมและทำให้โมเลกุลของน้ำที่อยู่ภายนอกเซลล์ไม่สามารถเคลื่อนที่แบบกระจัดกระจายได้ น้ำจะถูกบีบให้เคลื่อนที่ได้เล็กน้อยเกิดเป็นภาวะถูกจำกัดการแพร่ (Restricted-diffusion) ทำให้การตรวจด้วยเทคนิค DWI ตรวจจับความเข้มสัญญาณได้สูง โดยทั่วไปเทคนิค DWI จะสามารถตรวจพบโรคสมองขาดเลือดเฉียบพลันได้อย่างรวดเร็วกล่าวคือประมาณ 4-6 ชั่วโมงหลังจากเกิดอาการ ซึ่งเห็นความเข้มสัญญาณได้เร็วกว่าการตรวจด้วยเทคนิคอื่นๆ โดยจะเห็นความเข้มสัญญาณสูงเด่นชัดบริเวณที่เนื้อสมองตายจากการขาดเลือดทำให้แพทย์สามารถหาขอบเขตของเนื้อสมองที่ตายและสามารถนำไปวางแผนหรือประเมินการรักษาได้อย่างทันท่วงทีต่อไป

ในทางปฏิบัติสำหรับคณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย การตรวจวินิจฉัยและการรักษาผู้ป่วยที่เป็นโรคสมองขาดเลือดเฉียบพลัน จะทำโดยการตรวจคัดกรองและประเมินผู้ป่วยอย่างละเอียดโดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญทางด้านระบบประสาทสมอง (Neurologist) มีการส่งตรวจวินิจฉัยทางรังสีโดยการตรวจด้วยเครื่อง MRI โดยใช้เทคนิคการตรวจที่แตกต่างกันไปเพื่อดูรายละเอียดในสมองทั้งหมดว่าผู้ป่วยมีอาการของโรคสมองขาดเลือดหรือไม่ ถ้าพบความผิดปกติเป็นบริเวณสมองตายแพทย์จะทำการวัดพื้นที่โดยรอบของบริเวณสมองตายเพื่อคำนวณปริมาตรของเนื้อสมองตายเพื่อดูความเป็นไปได้ในการประเมินการรักษาและการให้ยา เนื่องจากยาที่ใช้ในการรักษามีความความเสี่ยงสูงต่อผู้ป่วย ทางผู้วิจัยจึงมีแนวคิดโดยจะใช้โปรแกรมทางคอมพิวเตอร์มาช่วยในการหาบริเวณของเนื้อสมองตายและประเมินปริมาตรของเนื้อสมองตายโดยใช้เทคนิคการแบ่งส่วนภาพ (Image segmentation) ซึ่งเป็นเทคนิคที่ใช้อย่างแพร่หลายทางการแพทย์ โดยประยุกต์ใช้การแบ่งส่วนภาพโดยแอคทีฟคอนทัวร์แบบใช้บริเวณ (Region-based active contour) ที่นำเสนอโดย Chan และ Vese [3] และนำเสนอโดย Lankton และ Tannenbaum [4] เพื่อช่วยทุ่นแรงในการทำงานของแพทย์ และเพื่อให้การประเมินปริมาตรมีความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุด งานวิจัยนี้เลือกใช้ภาพที่ใช้

เทคนิค DWI เนื่องจากการตรวจด้วยเทคนิค DWI นี้จะเห็นสัญญาณความเข้มสูงเด่นชัดในระยะเวลารวดเร็ว 4-6 ชั่วโมงหลังจากผู้ป่วยเกิดอาการและจะเห็นชัดเจนไปจนถึงวันที่ 10-14 หลังจากนั้นสัญญาณความเข้มก็จะค่อยๆ ลดลงจนไม่มีการเปลี่ยนแปลง [5, 6] ผู้วิจัยจึงเลือกทำการประเมินภาพจากเทคนิค DWI ในวันที่ 3 ซึ่งน่าจะเป็นวันที่เห็นสัญญาณความเข้มของเนื้อสมองตายสูงมากที่สุดและขนาดของเนื้อสมองตายน่าจะมีขนาดใหญ่เต็มทีมากที่สุด และประเมินผลปริมาตรของเนื้อสมองตายที่สามารถวัดได้เทียบกับผลจากโปรแกรมเชิงพาณิชย์หรือจากการประเมินโดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญจากโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์

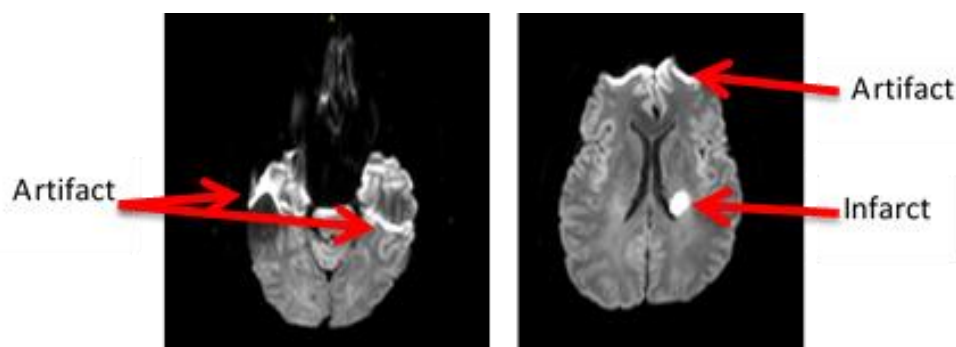
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

งานวิจัยนี้เป็นการใช้การประมวลผลภาพดิจิทัลเพื่อหาปริมาตรของเนื้อสมองตาย (Infarct) จากโรคสมองขาดเลือดเฉียบพลัน (Acute Ischemic Stroke) จากภาพทางการแพทย์ MRI ด้วยเทคนิค Diffusion-weighted imaging (DWI)

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

1. ภาพที่ใช้ในงานวิจัยเป็นภาพทางการแพทย์ของโรคสมองขาดเลือดที่มีสาเหตุมาจากการตีบหรืออุดตันของหลอดเลือด (Ischemic Stroke) จากการตรวจด้วยเครื่องสร้างภาพด้วยเรโซแนนซ์แม่เหล็ก (MRI) บริเวณสมอง ด้วยเทคนิค DWI ในวันที่ 3 หลังจากเกิดอาการ

2. ภาพทางการแพทย์เทคนิค DWI จากเครื่อง MRI ความเข้มสนามแม่เหล็กสูง 3 เทสลา มักจะพบสิ่งแปลกปลอม (Artifact) ของภาพ ซึ่งจะเห็นค่าความเข้มของสัญญาณสูงใกล้เคียงกับบริเวณที่เป็นเนื้อสมองตายซึ่งจะพบได้บริเวณฐานกะโหลก (Based of skull) และโพรงอากาศภายในกะโหลกศีรษะ (Air-filled paranasal sinuses) [7] ดังรูปที่ 1.1 ซึ่งจะปรากฏสัญญาณแบบนี้ในทุกชุดภาพ ณ ตำแหน่งเดิม ทางผู้วิจัยจะถือว่าบริเวณนั้นไม่ใช่บริเวณเนื้อสมองตายแต่เป็นบริเวณที่เป็นสิ่งแปลกปลอมของภาพและจะไม่นำมาพิจารณาในงานวิจัย



รูปที่ 1.1 ตัวอย่าง Artifact ที่เกิดบนภาพจากเทคนิค DWI

3. การประเมินความถูกต้องและความแม่นยำของการหาปริมาตรของเนื้อสมองตายจากภาพ MRI ด้วยเทคนิค DWI จากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเปรียบเทียบกับผลจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญด้านระบบประสาทจากโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์

1.4 ขั้นตอนและวิธีดำเนินงาน

1. ศึกษาข้อมูลและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องในการทำวิจัย
2. รวบรวมข้อมูลทางการแพทย์ MRI บริเวณสมองจากเทคนิค DWI
3. วางแผนการทดลอง โดยนำความรู้ที่ได้ศึกษามาประยุกต์ใช้กับงานวิจัย
4. ทำการทดลองและพัฒนาวิธีตามที่ได้วางแผนไว้
5. วิเคราะห์ผลการทดลอง
6. สรุปผลและวิจารณ์ผลการทดลอง
7. เรียบเรียงงานวิจัยเพื่อเผยแพร่
8. เรียบเรียงวิทยานิพนธ์ฉบับสมบูรณ์ และสอบประเมินวิทยานิพนธ์

1.5 ประโยชน์ที่ได้รับจากงานวิจัย

สามารถคำนวณหาปริมาตรของเนื้อสมองตายจากภาพทางการแพทย์ MRI ที่ใช้เทคนิค DWI ได้ และเป็นแนวทางในการพัฒนาเพื่อประยุกต์ใช้ในทางคลินิกต่อไป

บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ทฤษฎีและหลักการ

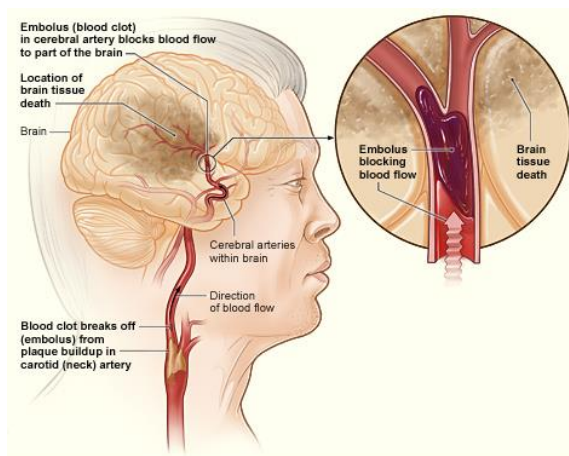
ในหัวข้อนี้ จะอธิบายประเภทของโรคสมองขาดเลือด ภายใต้วิภาคของหลอดเลือดที่เลี้ยงสมอง หลักการสร้างด้วยเรโซแนนซ์แม่เหล็ก (Magnetic Resonance Imaging, MRI) ภาพทางการแพทย์ MRI การแบ่งส่วนภาพ (Image segmentation) และการประมวลผลภาพกับรูปร่างและโครงสร้างของภาพ (Morphological image processing) ตามลำดับ

2.1.1 โรคสมองขาดเลือด (Stroke)

โรคสมองขาดเลือด [2, 6] เป็นกลุ่มของอาการที่เกิดจากความผิดปกติของการไหลเวียนของหลอดเลือดไปยังสมอง ทำให้เกิดภาวะที่สมองขาดเลือดไปเลี้ยง อาจเกิดจากการอุดตันของหลอดเลือดที่นำเลือดไปเลี้ยงสมองส่วนต่างๆ ส่งผลให้สมองขาดเลือด หรือเกิดจากหลอดเลือดในสมองแตก ความผิดปกติเหล่านี้มักเกิดขึ้นอย่างรวดเร็วและฉับพลัน ก่อให้เกิดความผิดปกติในการทำงานของระบบประสาทซึ่งอาจเป็นระบบประสาทรับความรู้สึก ระบบสั่งการ ระบบที่ควบคุมการรู้สึกตัว หรือระบบประสาทอัตโนมัติ

ประเภทของโรคสมองขาดเลือด [6, 8-10] แบ่งออกเป็น 2 ชนิด คือโรคหลอดเลือดสมองตีบหรืออุดตันและโรคหลอดเลือดสมองแตกดังนี้

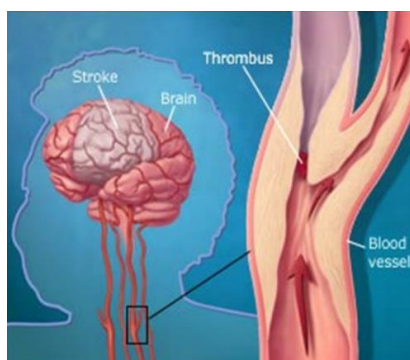
1) โรคหลอดเลือดสมองตีบหรืออุดตัน (Ischemic Stroke) เกิดจากมีการตีบตันหรือการอุดตันของหลอดเลือดในสมอง ทำให้สมองขาดเลือด ดังแสดงในรูปที่ 2.1 เมื่อสมองขาดเลือดออกซิเจน และกลูโคสมาเลี้ยงอย่างสม่ำเสมอ ร่างกายจะมีกลไกการป้องกันสมองมาช่วยทั้งการไหลเวียนสำรอง (Collateral circulation) และกลไกของสมองในการควบคุมเลือดที่ไปเลี้ยงสมองอย่างอัตโนมัติ (Cerebral autoregulation) หากสมองยังมีสภาวะขาดเลือด (Cerebral ischemia) อย่างต่อเนื่องจะมีกลไกการป้องกันไม่ให้ระบบประสาทตายโดยจะมีการนำออกซิเจนมาใช้ให้มากขึ้น ในช่วงแรกเซลล์สมองจะยังไม่ตายบริเวณรอบๆ นั้นยังมีเซลล์ประสาทเพียงแต่จะหยุดทำงานชั่วคราวเรียกบริเวณนั้นว่าเนื้อเยื่อที่มีการขาดเลือด (Penumbra zone) [5] หากบริเวณเนื้อเยื่อที่มีการขาดเลือดได้รับการรักษาหรือมีการฟื้นฟูการไหลเวียนของเลือดสมองบริเวณนั้นก็กลับคืนสู่สภาวะปกติ แต่หากปล่อยให้เกิดสภาวะสมองขาดเลือดหรือมีความรุนแรงมากขึ้นจนถึงขั้นวิกฤตคือ ค่าขีดแบ่ง (Threshold) ของโรคสมองขาดเลือดประมาณ 8-10 ml/100 g/min สมองส่วนนั้นจะไม่สามารถทำงานได้ตามปกติและเนื้อสมองจะตายอย่างสมบูรณ์ และขยายวงกว้างขึ้นเรื่อยๆ [11]



รูปที่ 2.1 การตีบตันหรืออุดตันของหลอดเลือดในสมองส่งผลให้สมองขาดเลือด
[ที่มา: <https://www.nhlbi.nih.gov/health/health-topics/topics/stroke/types>]

สาเหตุหลักของโรคหลอดเลือดตีบตันหรืออุดตันจนก่อให้เกิดเนื้อสมองตาย คือ

1.1) ภาวะหลอดเลือดมีลิ่มเลือด (Thrombosis) เป็นสาเหตุสำคัญที่สุดที่ทำให้เกิดเนื้อสมองตาย ตำแหน่งที่พบได้คือบริเวณหลอดเลือดแดงใหญ่ที่เลี้ยงสมองส่วนหน้า (Anterior circulation) และหลอดเลือดแดงใหญ่ที่เลี้ยงสมองส่วนหลัง (Posterior circulation) เกิดจากภาวะหลอดเลือดแดงแข็งตัว (Atherosclerosis) เมื่อผนังด้านในของหลอดเลือด (Endothelium) ถูกทำลายทำให้ก้อนเลือดและไขมันเกาะกลุ่มบริเวณผนังของหลอดเลือดแดง เกิดการกระตุ้นให้เพิ่มจำนวนของเซลล์กล้ามเนื้อเรียบ (Smooth muscle cell) ที่ประกอบเป็นผนังหลอดเลือด ส่งผลให้เกิดการตีบแคบของผนังหลอดเลือดทำให้เลือดไหลผ่านหลอดเลือดได้น้อยลง ดังแสดงในรูปที่ 2.2 หรืออาจเกิดจากการปริแตกของหลอดเลือด (Dissection) หรืออาจเกิดจากโรคหลอดเลือดแดงอักเสบ (Arteritis) ซึ่งเป็นการอักเสบและการทำลายของผนังหลอดเลือด ทำให้ผนังหลอดเลือดตีบตัน มีผลทำให้สมองขาดเลือด บางครั้งการทำลายหลอดเลือดทำให้หลอดเลือดฉีกขาดทำให้เกิดเลือดออกในสมองได้



รูปที่ 2.2 ภาวะหลอดเลือดมีลิ่มเลือดส่งผลให้ผนังหลอดเลือดตีบแคบ ส่งผลให้สมองขาดเลือด
ที่มา: (http://www.strokecarenow.com/images/thrombotic_stroke.jpg)

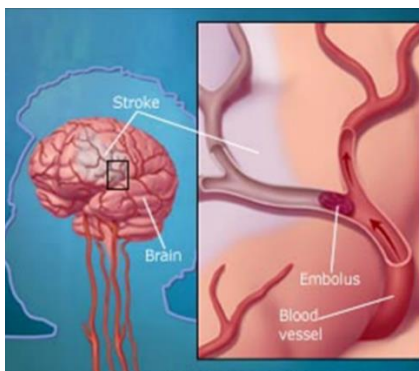
สำหรับเนื้อสมองตายที่พบบริเวณหลอดเลือดดำใหญ่ที่เลี้ยงสมอง (Venous infarct) จะพบเนื้อสมองตายบริเวณแนวกลางสมอง ซึ่งเกิดจากการอุดตันของเส้นเลือดดำใหญ่ (Internal cerebral vein) หรือเนื้อสมองตายบริเวณเปลือกนอก (Cortex) และบริเวณใต้เปลือกของเนื้อสมองส่วนสีขาว (Subcortical white matter) ซึ่งเกิดจากการอุดตันของโพรงหลอดเลือดดำสมอง (Venous sinus) และหลอดเลือด Cortical vein การเกิดเนื้อสมองตายบริเวณหลอดเลือดดำใหญ่ที่เลี้ยงสมองมักจะส่งผลต่อการระบายออกของหลอดเลือดดำ (Venous drainage) ส่งผลให้เกิดเลือดออกในสมองร่วมด้วย

นอกจากจะพบหลอดเลือดตีบบริเวณหลอดเลือดขนาดใหญ่ หลอดเลือดเล็กๆก็พบได้บ่อยเช่นกันโดยจะเกิดเป็นโพรงเนื้อสมองตายขนาดเล็ก (Lacunar infarct) คือเป็นรอยโรคของเนื้อสมองตายจากการขาดเลือดบริเวณเล็กๆ ไม่เกิน 2 เซนติเมตร จะมีรอยโรคเดียวหรือหลายจุดก็ได้ ลักษณะจะเป็นโพรงเนื้อสมองตายขนาดเล็กที่พบบริเวณ Basal ganglia, Thalamus และ Pons โพรงเนื้อสมองตายขนาดเล็กเกิดจากการอุดตันของหลอดเลือดเล็กๆ ที่แตกแขนงตั้งฉากกับหลอดเลือดขนาดใหญ่ ผนังหลอดเลือดจะหนาตัวขึ้นเนื่องจากมีสารใส (Hyaline) มาพอกหรือมีการเพิ่มจำนวนของเซลล์กล้ามเนื้อเรียบ (Smooth muscle cell) ที่ประกอบเป็นผนังของหลอดเลือดทำให้หลอดเลือดตีบแคบเช่น ภาวะผนังหลอดเลือดแดงแข็งตัว (Arteriosclerosis)

1.2) ภาวะสิ่งหลุดอุดหลอดเลือด (Embolism) คือการอุดตันของหลอดเลือดมีสาเหตุมาจากวัตถุหรือลิ่มเลือดที่อยู่ในส่วนต้นกว่าของหลอดเลือดนั้นหลุดลอยมาอุดหลอดเลือดดังแสดงในรูปที่ 2.3 ก้อนอุดตัน (Emboli) ส่วนใหญ่จะเป็นลิ่มเลือด นอกนั้นอาจจะเป็น ก๊าซของเหลวหรือสารอื่นๆ ก้อนอุดตันที่เข้าไปอุดหลอดเลือดในสมองที่เป็นสาเหตุสำคัญที่ทำให้เกิดภาวะลิ่มเลือดอุดหลอดเลือด (Thromboembolism) ส่วนใหญ่เกิดจากหัวใจห้องล่างซ้าย สำหรับโรคหัวใจรูห์มาติก (Rheumatic heart disease) จะทำให้เกิดลิ่มเลือดในแขนงของหัวใจห้องบน (Atrial appendage) และกล้ามเนื้อหัวใจตาย (Myocardial infarct) จะเกิดลิ่มเลือดในหลอดเลือดหัวใจล่างซ้าย

ก้อนอุดตัน (Emboli) ที่มาจากหัวใจอาจเกิดจากสาเหตุอื่นเช่น เกิดจากการอักเสบของลิ้นหัวใจ เนื้องอก หรือเกิดจากการผ่าตัดหัวใจหรือลิ้นหัวใจเทียมเป็นต้น สำหรับก้อนอุดตันที่ไม่ได้เกิดจากหัวใจเช่น ก้อนอุดตันไขมัน (Fat emboli) เกิดร่วมกับการแตกหักของกระดูกแขน ขา โดยไขมันจากไขกระดูกอาจลอยเข้าสู่กระแสเลือด สำหรับก้อนอุดตันฟองอากาศ (Air emboli) พบได้ในภาวะการบาดเจ็บ (Trauma) ภาวะโพรงเยื่อหุ้มปอดมีอากาศ (Pneumothorax) ภาวะจากการผ่าตัดหัวใจและโรคที่เกิดจากการลดความดันของบรรยากาศ (Hyperbaric decompression syndrome) พบได้ในนักประดาน้ำ คนงานเหมือง เกิดจากการเปลี่ยนสภาวะของความกดอากาศจากความกด

อากาศสูงมายังความกดอากาศต่ำอย่างเฉียบพลัน ทำให้ก๊าซไนโตรเจนออกมาจากเนื้อเยื่อและลอยเป็นฟองอากาศเข้าสู่กระแสเลือด



รูปที่ 2.3 ภาวะสิ่งหลุดอุดตันหลอดเลือดส่งผลให้สมองขาดเลือด

ที่มา: (http://www.strokecarenow.com/images/thrombotic_stroke.jpg)

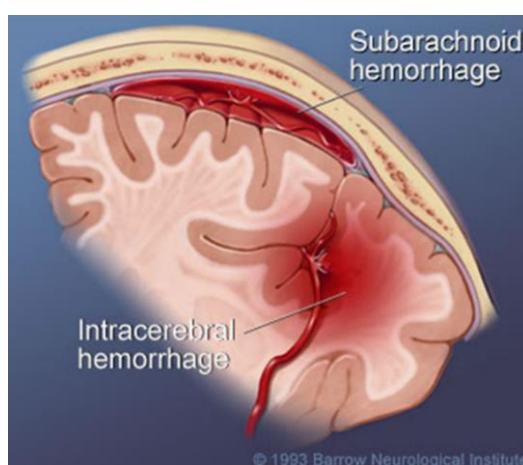
2) โรคหลอดเลือดสมองแตก (Hemorrhagic stroke) เป็นโรคของหลอดเลือดสมองที่มีผลทำให้เกิดเลือดออกภายในกะโหลกศีรษะ ภาวะเลือดออกอาจมาจากหลายสาเหตุเช่น การเกิดภาวะหลอดเลือดโป่งพอง (Aneurysm) และการแตกของหลอดเลือดโป่งพองเป็นสาเหตุสำคัญที่สุดที่ทำให้เลือดออกใต้เยื่อหุ้มสมองชั้นกลาง (Subarachnoid hemorrhage) นอกจากนี้การอุดตันของหลอดเลือดโป่งพองทำให้เกิดเนื้อสมองตายได้หรืออาจเกิดจากผู้ป่วยที่มีความดันโลหิตสูง มีความผิดปกติของหลอดเลือดแต่กำเนิดที่พบบ่อยคือ โรคที่มีความผิดปกติของกลุ่มหลอดเลือดในสมองตั้งแต่กำเนิด (Arteriovenous malformation, AVM) ซึ่งเกิดจากความผิดปกติตรงรอยต่อระหว่างหลอดเลือดแดงและหลอดเลือดดำทำให้เลือดออกในเนื้อสมองซึ่งพบมากในผู้ป่วยมะเร็งเม็ดเลือดขาว (Leukaemia) หรือเกิดจากการอักเสบของหลอดเลือดซึ่งเป็นสาเหตุที่ทำให้เกิดเลือดออกในสมองได้

โรคหลอดเลือดสมองแตกแบ่งออกเป็น 2 ประเภท คือ Intracerebral hemorrhagic stroke และ Subarachnoid hemorrhagic stroke ดังแสดงลักษณะการมีเลือดออกดังรูปที่ 2.4

2.1) Intracerebral hemorrhagic stroke เป็นภาวะที่มีเลือดออกเกิดขึ้นในเนื้อสมอง ก้อนเลือดในสมองจะเบียดเนื้อสมองส่งผลให้เลือดไปเลี้ยงสมองไม่เพียงพอ ส่งผลให้สมองขาดเลือด

2.2) Subarachnoid hemorrhagic (SAH) stroke เป็นภาวะที่มีเลือดออกในช่องใต้เยื่อหุ้มสมองชั้นกลาง (Subarachnoid space) สาเหตุส่วนใหญ่เกิดจากหลอดเลือดโป่งพอง (Aneurysm) หรือเกิดจากโรคที่มีความผิดปกติของกลุ่มหลอดเลือดในสมองตั้งแต่กำเนิด (AVM) การปริแตกในผนังหลอดเลือดแดงใหญ่ (Arterial dissection) และยาบางอย่าง เมื่อมี

เลือดออกในช่องใต้เยื่อหุ้มสมองชั้นกลาง โพรตีนซึ่งทำให้เลือดแข็งตัว (Fibrin) จะซึมจากเลือดเข้ามาปนในน้ำหล่อเลี้ยงไขสันหลัง (Cerebrospinal fluid, CSF) เมื่อเม็ดเลือดแดงสลายจะเกิดการอักเสบของเนื้อเยื่อหุ้มสมองประมาณ 2 สัปดาห์ เม็ดเลือดแดงที่สลายตัวจะค่อยๆถูกกำจัดไป สำหรับผลแทรกซ้อนของภาวะมีเลือดออกในช่องใต้เยื่อหุ้มสมองชั้นกลาง (Subarachnoid hemorrhage) อาจทำให้เกิดเนื้อสมองตายเนื่องมาจากเกิดจากการบิดเบี้ยวของหลอดเลือดหรือการบีบเกร็งของหลอดเลือดทำให้เลือดไปเลี้ยงสมองไม่เพียงพอ และอาจเกิดภาวะโพรงสมองคั่งน้ำ (Hydrocephalus) เนื่องจากการอักเสบของเม็ดเลือดแดงที่สลายตัว



รูปที่ 2.4 บริเวณตำแหน่งที่พบโรคหลอดเลือดสมองแตก

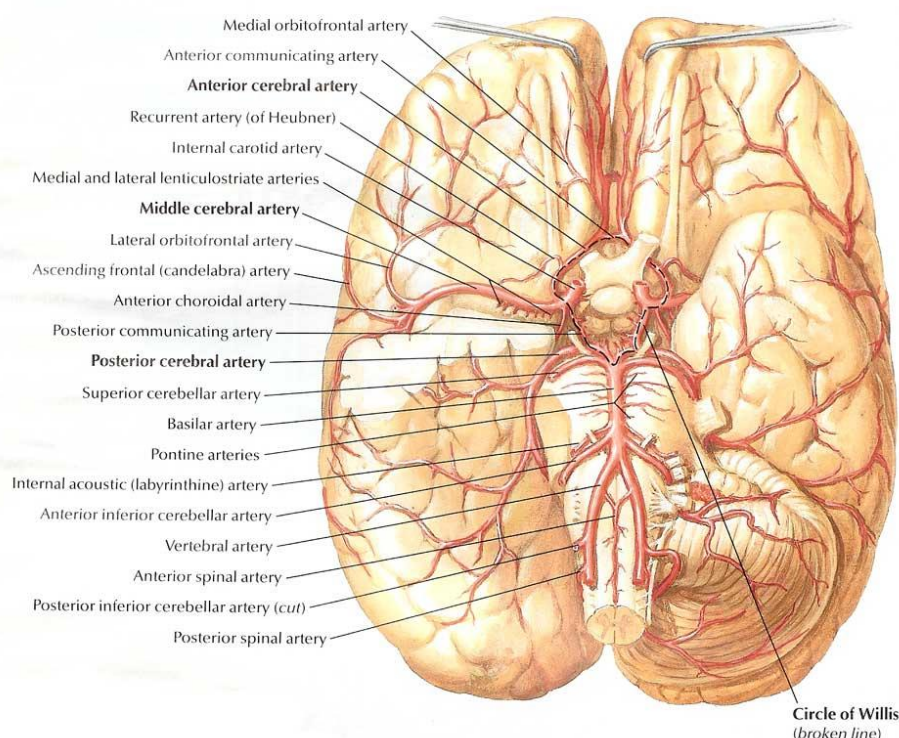
[ที่มา: http://www.thebarrow.org/Neurological_Services/Stroke_Center/204678]

2.1.2 กายวิภาคศาสตร์ของหลอดเลือดที่เลี้ยงสมอง

สมองต้องการเลือดมาหล่อเลี้ยงอย่างสม่ำเสมอ โดยหลอดเลือดจะเป็นตัวขนส่งและลำเลียงสารอาหารต่างๆ และก๊าซออกซิเจนไปกับเลือดเพื่อนำไปเลี้ยงส่วนต่างๆ ของร่างกาย ส่วนประกอบที่สำคัญภายในเลือดประกอบไปด้วยส่วนที่เป็นของเหลวเรียกว่า พลาสมา (Plasma) และส่วนที่เป็นของแข็งเรียกว่าเซลล์เม็ดเลือด (Cellular components) สารอาหารในเลือดประกอบไปด้วยน้ำ โพรตีน ออกซิเจน คาร์บอนไดออกไซด์ เอนไซม์ และกลูโคส สารอาหารในเลือดจะประกอบไปด้วยน้ำเป็นส่วนใหญ่มีหน้าที่ละลายสารต่างๆ ทำให้เกิดการมีประจุ โพรตีนมีหน้าที่ปรับปริมาตรของเลือด รักษาสมดุลของน้ำในร่างกาย ออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์ทำหน้าที่เกี่ยวข้องกับการหายใจ เอนไซม์ทำหน้าที่ช่วยเร่งปฏิกิริยาทางเคมี และกลูโคสทำหน้าที่เป็นแหล่งพลังงานให้กับเซลล์เนื้อเยื่อต่างๆ

หากสมองเกิดภาวะการขาดเลือดไปเลี้ยงภายในเวลา 1 นาทีจะทำให้หมดสติ ถ้าสมองขาดเลือดไปเลี้ยง 4-5 นาทีสมองจะเริ่มตาย ถ้าขาดเลือดนานถึง 8 นาทีอาจทำให้เสียชีวิตได้ [12]

หลอดเลือดแดงที่มาเลี้ยงสมองมาจากหลอดเลือดแดงหลัก 2 เส้นคือ หลอดเลือดแดงหลักของคอด้านใน (Internal carotid artery) และ หลอดเลือดแดงซึ่งเกี่ยวกับกระดูกสันหลัง (Vertebral artery) โดยหลอดเลือดสองเส้นนี้รวมกันและรวมกับหลอดเลือดอื่นๆ เกิดเป็นวงจรเส้นเลือดบริเวณฐานของสมอง (Circle of Willis) [13] ดังแสดงในรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 ระบบหลอดเลือดแดงของสมองเมื่อมองจากฐานสมอง

[ที่มา: http://politedissent.com/images/apr06/brain_artery_b.jpg]

1) หลอดเลือดแดงหลักของคอด้านใน (Internal carotid artery) มี 2 เส้นคือข้างซ้ายและข้างขวา หลอดเลือดแดงหลักของคอด้านในจะต่อออกมาจากหลอดเลือดแดงหลักที่คอ (Common carotid artery) จะแตกแขนงเป็นหลอดเลือด 2 เส้นคือ หลอดเลือดแดงสมองส่วนหน้า (Anterior cerebral artery) และ หลอดเลือดแดงสมองส่วนกลาง (Middle cerebral artery)

1.1 หลอดเลือดแดงสมองส่วนหน้า (Anterior cerebral artery) ทำหน้าที่เลี้ยงสมองส่วนหน้า (Frontal lobe) บางส่วนไปจนถึงรอยต่อของส่วนสมองส่วนข้างจนถึงส่วนขมับ (Parieto-occipital junction) และบางส่วนตรงด้านหน้าของปมประสาท (Basal ganglia) โดยหลอดเลือดแดงสมองส่วนหน้าซ้ายและขวาจะเชื่อมต่อกันด้วยหลอดเลือดแดงที่รวมตัวกันด้านหน้า (Anterior communicating artery)

1.2 หลอดเลือดแดงสมองส่วนกลาง Middle cerebral artery เป็นแขนงที่ใหญ่ที่สุดของหลอดเลือดแดงหลักของคอด้านใน (Internal carotid artery) จะแตกแขนงเป็นหลอดเลือด Anterolateral central (lenticulostriate) artery ทำหน้าที่เลี้ยงบริเวณส่วนหลังของปมประสาท (Basal ganglia) สำหรับแขนงที่แตกย่อยบริเวณขอบของหลอดเลือดแดงสมองส่วนกลางจะเลี้ยงบริเวณลอนสมองส่วนเบ้าตา (Orbital gyrus) เลี้ยงบริเวณตรงกลางและช่วงล่างของลอนสมองส่วนหน้า (Middle and inferior frontal gyrus) เลี้ยงบริเวณลอนเล็กๆสมองส่วนด้านข้าง (Parietal lobule) เลี้ยงบริเวณลอนสมองส่วนขมับช่วงบนและกลาง (Superior and middle temporal gyrus) และเลี้ยงบริเวณพื้นที่ที่เป็นมุม (Angular area)

หลอดเลือดแดงหลักของคอด้านในข้างซ้ายและขวาจะแตกแขนงเข้าสู่สมองส่วนพอนส์ (Pons) เกิดเป็นหลอดเลือดแดงที่รวมตัวด้านหลัง (Posterior communicating artery) ทั้งซ้ายและขวาไปเชื่อมกับหลอดเลือดแดงของสมองด้านหลัง (Posterior cerebral artery) แต่ละข้าง

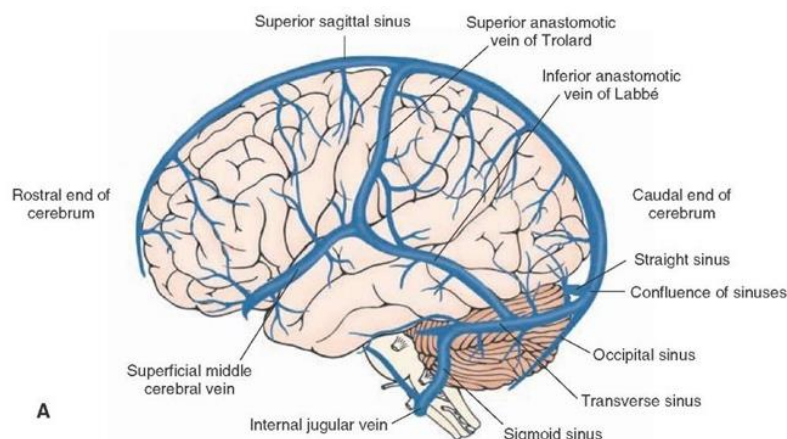
2) หลอดเลือดแดงเกี่ยวกับกระดูกสันหลัง (Vertebral artery) มี 2 เส้นคือข้างซ้ายและข้างขวา แตกแขนงมาจากหลอดเลือดแดงใต้กระดูกไหปลาร้า (Subclavian artery) เป็นหลอดเลือดแดงที่เลี้ยงสมองส่วนหลัง หลอดเลือดแดงเกี่ยวกับกระดูกสันหลังแตกแขนงเป็นหลอดเลือด Posterior inferior cerebellar artery ทำหน้าที่เลี้ยงก้านสมอง (Medulla) และบริเวณผิวส่วนล่างของสมองน้อย หลอดเลือดแดงเกี่ยวกับกระดูกสันหลังข้างซ้ายและข้างขวารวมกันเป็นหลอดเลือดที่ฐาน (Basilar artery) จากนั้นจะแตกแขนงออกเป็นหลอดเลือดเส้นใหญ่ๆ คือ Anterior inferior cerebellar artery และ Superior cerebellar artery ดังนี้

2.1 หลอดเลือด Anterior inferior cerebellar artery ทำหน้าที่เลี้ยงบริเวณส่วนล่างของสมองน้อย และบริเวณ Middle cerebellar peduncle

2.2 หลอดเลือด Superior cerebellar artery ทำหน้าที่เลี้ยงบริเวณด้านข้างของสมองส่วนกลาง (Lateral midbrain) บริเวณจุดเชื่อมต่อตรงกลางของสมองน้อยซีกซ้ายและซีกขวา (Superior cerebellar vermis) และผิวด้านบนของสมองน้อย (Cerebellum)

ระบบหลอดเลือดดำที่เลี้ยงสมองจะแบ่งออกเป็น 2 คือ Superficial cerebral veins และ Deep cerebral veins ดังนี้

1) หลอดเลือดดำชั้นผิว (Superficial cerebral veins) ประกอบด้วยหลอดเลือดหลักๆ 3 ส่วนคือ หลอดเลือดชั้นผิวสมองส่วนกลาง (Superficial middle cerebral vein) หลอดเลือด Superior anastomotic vein of Trolard และหลอดเลือด Inferior anastomotic vein of Labbe แสดงดังรูปที่ 2.6 [13]



รูปที่ 2.6 หลอดเลือดดำชั้นผิว (Superficial cerebral veins) [13]

หลอดเลือดชั้นผิวสมองส่วนกลางจะวางตัวอยู่บริเวณร่องด้านข้าง (Lateral sulcus) และบริเวณสมองส่วนขมับและไหลลงสู่บริเวณ Cavernous sinus

หลอดเลือด Superior anastomotic vein of Trolard เป็นหลอดเลือดที่ใหญ่ที่สุดในหลอดเลือดดำชั้นผิวผ่านบริเวณสมองส่วนด้านข้างระบายเลือดสู่บริเวณ Superior sagittal sinus

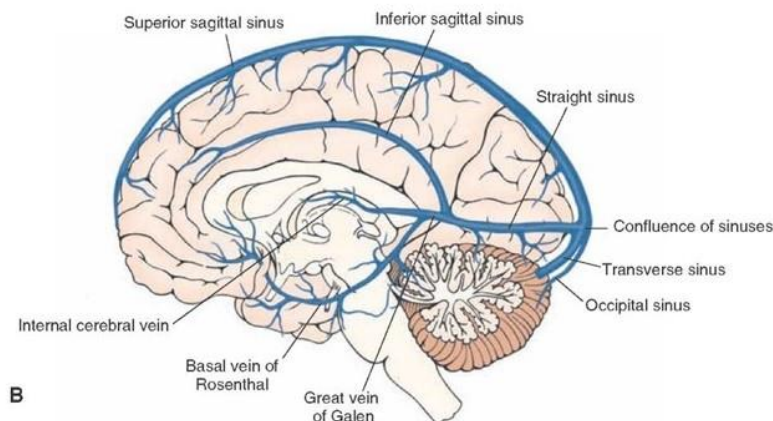
หลอดเลือด Inferior anastomotic vein of Labbe วางตัวอยู่บริเวณสมองส่วนขมับเชื่อมต่อระหว่างหลอดเลือดดำชั้นผิวสมองส่วนกลางและหลอดเลือด Transverse sinus ทำหน้าที่ระบายเลือดไปยัง Transverse sinus

2) หลอดเลือดชั้นลึก (Deep cerebral veins) ประกอบด้วยหลอดเลือดหลักๆ 3 ส่วนคือ หลอดเลือด Great cerebral vein of Galen หลอดเลือด Basal vein of Rosenthal และหลอดเลือด Internal cerebral vein ดังแสดงในรูปที่ 2.7

หลอดเลือด Great cerebral vein of Galen เป็นหลอดเลือดสั้นๆ ประมาณ 2 เซนติเมตร [13] เกิดจากการประสานกันของหลอดเลือด 2 เส้น โดยหลอดเลือด Internal cerebral vein บริเวณส่วนหลังสุดของสมองส่วน Corpus callosum (Splenic of corpus callosum) เชื่อมต่อกับหลอดเลือด Inferior sagittal sinus บริเวณ Straight sinus แล้วไหลไปบรรจบกันบริเวณ Confluence of sinuses

หลอดเลือด Basal vein of Rosenthal รับเลือดจากผิวสมองส่วนหน้าบริเวณส่วนหน้าของสมองส่วน Corpus callosum บริเวณส่วนหน้าของลอนสมองส่วน Cingulate gyrus บริเวณสมองส่วน Insular และส่วนล่างของ Corpus striatum ไหลลงสู่ Great cerebral vein of Galen

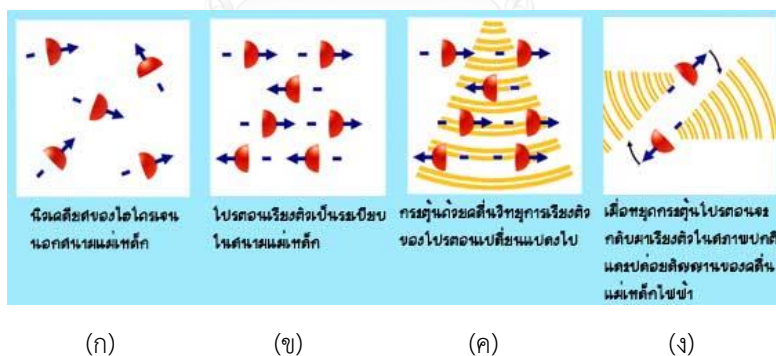
หลอดเลือด Internal cerebral vein รับเลือดดำจาก Thalamus, internal capsule, choroid plexus และ Hippocampus



รูปที่ 2.7 หลอดเลือดชั้นลึก (Deep cerebral veins) [13]

2.1.3 การตรวจด้วยเครื่องสร้างภาพด้วยเรโซแนนซ์แม่เหล็ก (Magnetic Resonance Imaging, MRI)

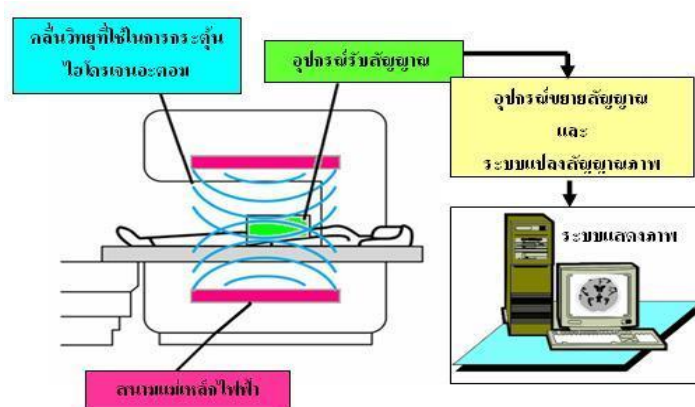
Magnetic Resonance Imaging หรือ MRI คือเครื่องสร้างภาพด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ความเข้มสูงและคลื่นความถี่ในย่านความถี่วิทยุโดยอาศัยคุณสมบัติความเป็นแม่เหล็กของอะตอมไฮโดรเจน (Hydrogen, H) ในโมเลกุลของน้ำ (H₂O) ซึ่งเป็นองค์ประกอบหลักที่มีอยู่ในร่างกายของมนุษย์ที่มีอยู่ถึงร้อยละ 80 ในร่างกายมนุษย์ [9] และในโมเลกุลของสารอินทรีย์หลายชนิด ในสภาวะปกติอะตอมไฮโดรเจนจะมีการจัดเรียงตัวไม่แน่นอน กระจายทิศทางดังรูปที่ 2.8(ก) [14]



รูปที่ 2.8 การจัดเรียงตัวของอะตอมไฮโดรเจนในสภาวะต่างๆ [14]

โดยเครื่อง MRI มีกระบวนการทำงานคือ เมื่อผู้รับการตรวจนอนบนเตียงซึ่งอยู่ภายใต้สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีกำลังสูง อะตอมไฮโดรเจนภายในร่างกายจะจัดเรียงตัวกันเป็นระเบียบในแนวเดียวกับสนามแม่เหล็กหลักดังแสดงในรูปที่ 2.8(ข) จากนั้นเครื่องจะส่งสัญญาณคลื่นวิทยุที่มีความถี่จำเพาะเข้าไปกระตุ้นบริเวณอวัยวะที่ต้องการตรวจ เมื่ออวัยวะนั้นๆ ถูกกระตุ้นการจัดเรียงตัวของอะตอมไฮโดรเจนจะเปลี่ยนแปลงไปดังแสดงในรูปที่ 2.8(ค) และมีการเปลี่ยนแปลงระดับพลังงานตามกระบวนการทางฟิสิกส์ที่เรียกว่าการกำทอน (Resonance) หลังจากหยุดกระตุ้นอะตอมไฮโดรเจนก็

จะกลับมาเรียงตัวในสภาพปกติและมีการคายพลังงานและปล่อยสัญญาณของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าซึ่งมีความถี่เท่ากับความถี่ของคลื่นวิทยุ (Larmor frequency) ดังแสดงในรูปที่ 2.8(ง) จากนั้นจะมีอุปกรณ์รับสัญญาณเพื่อนำสัญญาณที่ได้ไปขยายสัญญาณและมีการแปลงเป็นสัญญาณภาพบนจอภาพ แสดงดังรูปที่ 2.9 [2]



รูปที่ 2.9 ภาพหลักการทำงานของเครื่อง MRI [2]

เครื่อง MRI เป็นเทคโนโลยีที่ทันสมัยและมีราคาแพงปัจจุบันมีการนำเครื่อง MRI มาใช้อย่างแพร่หลายเพื่อใช้ในการตรวจวินิจฉัยรอยโรคของผู้ป่วยซึ่งให้ความถูกต้องและแม่นยำสูง เนื่องจากให้ความแตกต่างของเนื้อเยื่อได้ดี สามารถตรวจได้ทุกระบบของร่างกายโดยเครื่อง MRI จะให้ภาพในลักษณะเป็น 3 มิติ และสามารถตัดภาพเนื้อเยื่อหรืออวัยวะเป็นแผ่นบางๆ ในแนวตัดขวาง (Axial view) ได้เช่นเดียวกับเครื่อง CT Scan แต่ด้วยเทคโนโลยีที่สูงกว่าของเครื่อง MRI สามารถให้ภาพทั้งในแนวแบ่งซ้ายขวา (Sagittal view) และในแนวแบ่งหน้าหลัง (Coronal view) ทำให้สามารถเห็นความแตกต่างของเนื้อเยื่อหรืออวัยวะและมีความคมชัดกว่าเครื่องถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ ดังนั้นในการตรวจด้วยเครื่อง MRI จึงช่วยวินิจฉัยโรคได้แม่นยำกว่าเครื่องถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์รูปที่ 2.10 [2] เป็นตัวอย่างของเครื่อง MRI



(ก)

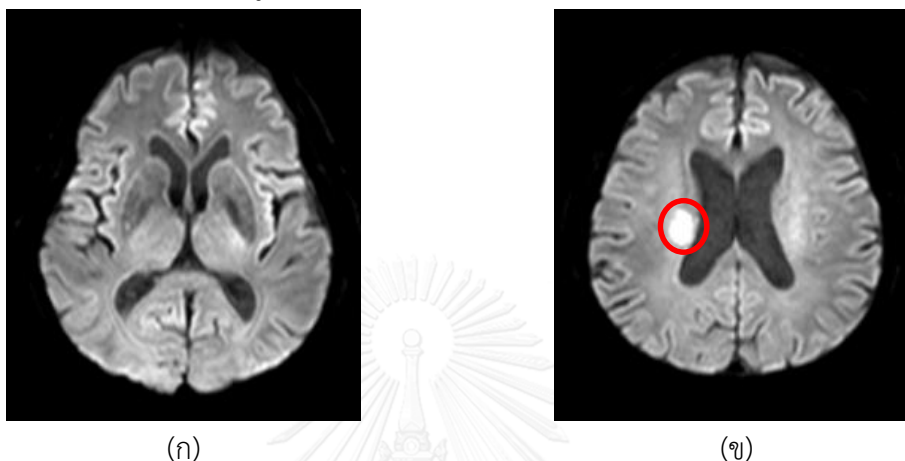


(ข)

รูปที่ 2.10 ภาพตัวอย่างเครื่อง MRI (ก) เครื่อง MRI ความแรงสนามแม่เหล็ก 1.5 เทสลา (ข) เครื่อง MRI ความแรงสนามแม่เหล็ก 3 เทสลา [2]

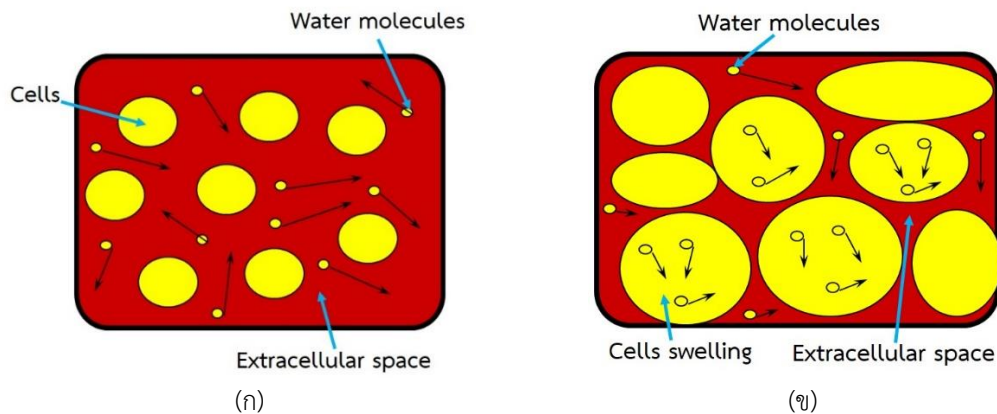
2.1.4 ภาพทางการแพทย์ MRI จากเทคนิค DWI (Diffusion-weighted imaging)

ภาพทางการแพทย์ MRI จากเทคนิค DWI (Diffusion-weighted imaging) คือเทคนิคการถ่ายภาพที่วัดสัญญาณการเคลื่อนที่จากการสั่นและการแพร่ของโมเลกุลของน้ำนอกเซลล์ระหว่างเนื้อเยื่อ โดยเทคนิค DWI มีประโยชน์ต่อการวินิจฉัยโรคเบื้องต้นเช่น โรคหลอดเลือดสมองขาดเลือด เส้นเลือดตีบ เป็นต้นดังแสดงในรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.11 ตัวอย่างภาพเทคนิค DWI (ก) สภาวะสมองปกติ และ (ข) สภาวะสมองขาดเลือด

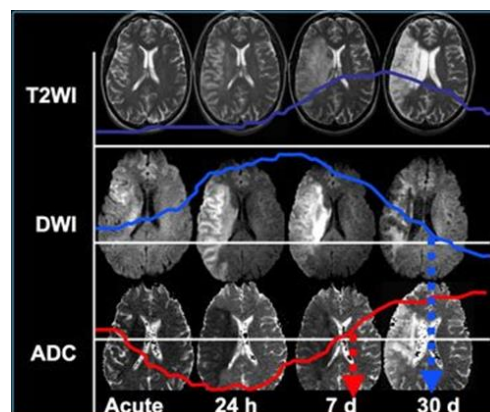
ในสภาวะปกติโมเลกุลของของเหลวภายในเซลล์ (Intracellular fluid) และภายนอกเซลล์ (Extracellular fluid) จะมีการเคลื่อนที่แบบ Brownian motion คือมีการเคลื่อนที่อย่างอิสระกระจัดกระจายไร้ทิศทางดังแสดงรูปที่ 2.12(ก) แต่เมื่อเกิดสภาวะสมองขาดเลือดโดยอาจมีสาเหตุมาจากการตีบตันหรืออุดตันของเส้นเลือดที่นำเลือดไปเลี้ยงสมองส่วนต่างๆ ทำให้สมองขาดออกซิเจน เซลล์จะมีขบวนการสันดาปแบบไม่ใช้ออกซิเจน (Anaerobic respiration) ซึ่งจะให้กรดแลคติก (Lactic acid) และพลังงานของร่างกาย (Adenosine triphosphate, ATP) เพียง 2 ตัว ซึ่งไม่เพียงพอต่อการทำงานของเซลล์ทำให้การขนส่งของโซเดียมและโพแทสเซียมระหว่างเซลล์ผิดปกติ เกิดการสะสมของโซเดียมภายในเซลล์และไม่สามารถนำโพแทสเซียมกลับเข้ามาในเซลล์ได้ การทำงานของเยื่อหุ้มเซลล์จะเสียไป จึงทำให้เกิดการไหลของของเหลวจากนอกเซลล์เข้าไปในเซลล์เกิดอาการบวมของสมอง (Cytotoxic edema) [9] และเมื่อเซลล์สมองขาดเลือดมากขึ้นจะส่งผลให้สมองบวมมากยิ่งขึ้นส่งผลให้ช่องว่างของระหว่างนอกเซลล์ (Extracellular space) แคบลงทำให้โมเลกุลของน้ำที่อยู่ภายนอกเซลล์เคลื่อนที่ได้ไม่สะดวกจึงเกิดภาวะจำกัดการแทรกซึมของน้ำ (Restricted-diffusion) แสดงในรูปที่ 2.12(ข) ภาพเทคนิค DWI ของสภาวะสมองขาดเลือดจึงเห็นความเข้มสัญญาณสูง (Hyperintensity) แสดงภาพเป็นสีขาวดังรูปที่ 2.11(ข) ซึ่งมีความเข้มสัญญาณสูงมากเมื่อเทียบกับบริเวณเนื้อสมองปกติ



รูปที่ 2.12 ตัวอย่างการเคลื่อนที่ของโมเลกุลของน้ำระหว่างในเซลล์และนอกเซลล์ (ก) การเคลื่อนที่ของโมเลกุลของน้ำอย่างอิสระในสภาวะสมองปกติ (ข) การเคลื่อนที่ของโมเลกุลของน้ำในสภาวะสมองขาดเลือด

เทคนิค DWI มีความไวในตรวจจับสัญญาณความผิดปกติของเนื้อสมองตายได้เร็วถึง 95% ในช่วงระยะเวลา 4-6 ชั่วโมงแรกหลังจากเกิดอาการ [9] ซึ่งนับได้ว่าไวกว่าเมื่อเทียบกับเทคนิคอื่นๆ เช่นเทคนิค T2W (T2-weighted image) เทคนิคT1W (T1-weighted image) หรือเทคนิค FLAIR (Fluid-attenuated inversion recovery image) เป็นต้น ภาพจากเทคนิค DWI บริเวณเนื้อสมองตายจะมีความเข้มสัญญาณสูงในช่วงแรกหลังจากเกิดอาการและสัญญาณความเข้มจะเห็นต่อเนื่องไปจนถึงวันที่ 7 หลังจากเกิดอาการ หลังจากนั้นความเข้มสัญญาณจะค่อยๆ ลดลงแต่จะสามารถเห็นความเข้มของสัญญาณอยู่ในช่วง 3 สัปดาห์ หลังจากนั้นความเข้มสัญญาณใน DWI จะลดลงหรือกลมกลืนกับเนื้อสมองปกติ

ส่วนสัญญาณภาพจากเทคนิค ADC (Apparent diffusion coefficient) จะมีลักษณะสัญญาณความเข้มตรงกันข้ามกับภาพเทคนิค DWI แพทย์มักใช้ดูโรคสมองขาดเลือดควบคู่กันไปด้วย ช่วงแรกที่เกิดอาการสัญญาณบริเวณเนื้อสมองตายจะมีความเข้มสัญญาณต่ำโดยความเข้มสัญญาณต่ำที่สุดใน 24 ชั่วโมงหลังจากเกิดอาการ จากนั้นจะมีความเข้มสัญญาณสูงในช่วงระยะเรื้อรัง (Chronic stage) ดังรูปที่ 2.13 [15]



รูปที่ 2.13 ความเข้มสัญญาณแต่ละช่วงเวลา ภาพ DWI (เส้นสีน้ำเงิน), ADC (เส้นสีแดง) และ T2W (เส้นสีม่วง)[15]

2.1.5 การแบ่งส่วนภาพ (Image Segmentation)

การแบ่งส่วนภาพเป็นขั้นตอนที่สำคัญมากสำหรับงานในการประมวลผลภาพดิจิทัล (Digital image processing) และนำมาใช้อย่างแพร่หลายทางด้านการแพทย์ เทคนิคการแบ่งส่วนภาพสามารถแบ่งออกเป็น 3 ประเภท [16] ประเภทที่หนึ่งได้แก่วิธีการแบ่งส่วนภาพแบบใช้บริเวณ (Region-based Method) เช่น วิธีการแบ่งส่วนภาพโดยใช้ค่าขีดแบ่ง (Thresholding) วิธี Region Growing วิธี Region splitting and merging และ วิธี Classification ประเภทที่สองได้แก่ วิธีการแบ่งส่วนภาพแบบใช้ขอบเขต (Boundary-based Method) เช่น วิธี Parametric and non-parametric deformable models และประเภทที่สามคือ วิธีการแบ่งส่วนภาพที่ใช้ทั้งสองเทคนิคข้างต้นประสมกัน (Hybrid Method) เช่น วิธี Level set Method และ วิธี Graph cut เป็นต้น

วิทยานิพนธ์นี้ประยุกต์ใช้วิธีการหาเส้นขอบโดยใช้แอคทีฟคอนทัวร์แบบใช้บริเวณ (Region-based active contour) ที่นำเสนอโดย Tony F. Chan และ Luminita A. Vese [3] และวิธีที่นำเสนอโดย Shawn Lankton และ Allen Tannenbaum [4] ในการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากโรคสมองขาดเลือดเฉียบพลัน จากภาพทางการแพทย์ MRI ด้วยเทคนิค DWI เนื่องจากภาพจากเทคนิค DWI สามารถแยกความแตกต่างของบริเวณเนื้อสมองตายและบริเวณที่ปกติได้อย่างชัดเจนดังได้อธิบายไปในหัวข้อ 2.1.4 กล่าวคือบริเวณที่พบเนื้อสมองตายจากโรคสมองขาดเลือดจะมีค่าความเข้มสัญญาณสูงเมื่อเปรียบเทียบกับบริเวณเนื้อสมองปกติ ดังนั้นการเลือกใช้วิธีการหาเส้นขอบโดยใช้แอคทีฟคอนทัวร์แบบใช้บริเวณจึงน่าจะเหมาะสำหรับหาค่าความเข้มสัญญาณของบริเวณที่พบเนื้อสมองตาย ได้เป็นอย่างดี

1) Chan-Vese Region-based active contour

Chan-Vese Region-based active contour นำเสนอโดย Tony F. Chan และ Luminita A. Vese [3] เป็นวิธีแอคทีฟคอนทัวร์แบบใช้บริเวณ (Region-based active contour) โดยจะใช้ข้อสันเทศบริเวณที่ครอบคลุมบริเวณทั้งหมดของภาพ (Global Regional Information) โดยเลือกใช้ค่าทางสถิติที่คำนวณได้จากค่าความเข้มเฉลี่ย (Average intensity) บริเวณภายในและภายนอกคอนทัวร์ของภาพอินพุต ในการบ่งบอกทิศทางให้กับคอนทัวร์ว่าจะต้องขยับหรือเคลื่อนที่ไปในทิศทางใด และเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างไรเพื่อแยกแยะว่าส่วนใดของภาพเป็นวัตถุที่ต้องการแบ่งส่วนและส่วนใดเป็นพื้นหลัง วิธีที่นำเสนอโดย Tony F. Chan และ Luminita A. Vese [3] นี้เป็นการประยุกต์ใช้วิธีเลเวลเซต (Level Set) [17] กับโมเดลของ David Bryant Mumford และ Jayant Shah [18] โดยให้ฟังก์ชันพลังงาน (Energy function) ใช้ค่าความเข้มเฉลี่ยของบริเวณของภาพที่เป็นวัตถุและบริเวณของภาพที่เป็นพื้นหลัง ฟังก์ชันพลังงานจะมีค่าต่ำที่สุดเมื่อคอนทัวร์สามารถแยกวัตถุออกเป็นสองบริเวณคือบริเวณที่เป็นวัตถุภาพ (Object) และบริเวณที่เป็นพื้นหลัง (Background) ได้สำเร็จ ฟังก์ชันพลังงานแสดงดังสมการที่ 2.1

$$\begin{aligned}
F_{CV}(c_1, c_2, C) &= \mu \text{Length}(C) + \nu \text{Area}(\text{inside}(C)) \\
&\quad + \lambda_1 \int_{\text{inside}(C)} (I(x, y) - c_1)^2 dx dy \\
&\quad + \lambda_2 \int_{\text{outside}(C)} (I(x, y) - c_2)^2 dx dy
\end{aligned} \tag{2.1}$$

เมื่อ	C	คือ คอนทัวร์
	$I(x, y)$	คือ ภาพอินพุต
	μ และ ν	คือ ค่าคงที่ที่มีค่ามากกว่าหรือเท่ากับ 0 ทำหน้าที่เป็นตัวถ่วงน้ำหนักในสมการ
	λ_1 และ λ_2	คือ ค่าคงที่บวก ทำหน้าที่เป็นตัวถ่วงน้ำหนักของพื้นที่ภายในและภายนอกคอนทัวร์
	c_1 และ c_2	คือ ค่าความเข้มเฉลี่ยที่อยู่ภายในและภายนอกคอนทัวร์ตามลำดับ

จากสมการที่ 2.1 เทอมแรกและเทอมที่สองของสมการคือ Regularizing terms หรือพลังงานภายในประกอบด้วยความยาวของคอนทัวร์และพื้นที่ภายในคอนทัวร์ ซึ่งจะทำหน้าที่ควบคุมความยืดหยุ่นและความโค้งงอของคอนทัวร์ ส่วนเทอมที่สามและเทอมที่สี่คือพลังงานภายนอกที่จะทำหน้าที่ผลักดันคอนทัวร์ไปยังขอบของวัตถุภาพ ดังนั้น Tony F. Chan และ Luminita A. Vese [3] ได้นำเสนอฟังก์ชันพลังงานของคอนทัวร์ที่เลเวลเซต (Energy functional with level set method) โดยคอนทัวร์ (C) จะถูกเปลี่ยนไปอยู่ในคอนทัวร์ระดับศูนย์ (Zero level) ของฟังก์ชันเลเวลเซต ($\phi(x, y)$) สมการฟังก์ชันพลังงานบนคอนทัวร์ที่หาโดยวิธีเลเวลเซตแสดงดังสมการที่ 2.2

$$\begin{aligned}
F_{CV}(c_1, c_2, \phi) &= \mu \int_{\Omega} \delta(\phi(x, y)) |\nabla \phi(x, y)| dx dy + \nu \int_{\Omega} H(\phi(x, y)) dx dy \\
&\quad + \lambda_1 \int_{\Omega} (I(x, y) - c_1)^2 H(\phi(x, y)) dx dy \\
&\quad + \lambda_2 \int_{\Omega} (I(x, y) - c_2)^2 (1 - H(\phi(x, y))) dx dy
\end{aligned} \tag{2.2}$$

เมื่อ	$\phi(x, y)$	คือ เลเวลเซตฟังก์ชันระดับศูนย์บนคอนทัวร์
	μ, ν, λ_1 และ λ_2	คือ ค่าคงที่บวก
	c_1 และ c_2	คือ ค่าความเข้มเฉลี่ยที่อยู่ภายในและภายนอกคอนทัวร์ ซึ่งสามารถหาได้จากสมการ ดังนี้

$$c_1(\phi) = \frac{\int_{\Omega} I(x, y) H(\phi(x, y)) dx dy}{\int_{\Omega} H(\phi(x, y)) dx dy} \tag{2.3}$$

$$c_2(\phi) = \frac{\int_{\Omega} I(x, y) (1 - H(\phi(x, y))) dx dy}{\int_{\Omega} (1 - H(\phi(x, y))) dx dy} \tag{2.4}$$

$H(\phi)$ คือ ค่าฟังก์ชันเฮฟวีไซด์ (Heaviside function) ซึ่งนิยามเป็น

$$H(\phi) \begin{cases} 1, & \text{if } \phi \geq 0 \\ 0, & \text{if } \phi < 0 \end{cases} \quad (2.5)$$

ซึ่ง Tony F. Chan และ Luminita A. Ves เสนอให้ใช้ฟังก์ชันเฮฟวีไซด์ ดังต่อไปนี้ [3]

$$H_\varepsilon(\phi) = \frac{1}{2} \left(1 + \frac{2}{\pi} \arctan\left(\frac{\phi}{\varepsilon}\right) \right) \quad (2.6)$$

เมื่อ ε คือค่าน้อยๆ ที่ $\varepsilon \rightarrow 0$

$\delta(\phi)$ คือ ค่าฟังก์ชันไดเร็ค (Dirac function) ซึ่งนิยามเป็น

$$\delta_\varepsilon(\phi) = \frac{d}{d(\phi)} H(\phi) \quad (2.7)$$

จะเห็นได้ว่าวิธี Chan-Vese Region-based active contour ที่นำเสนอโดย Tony F. Chan และ Luminita A. Vese [3] เป็นวิธีแอกทีฟคอนทัวร์แบบใช้บริเวณซึ่งใช้ข้อสมมติของขอบเขตที่ครอบคลุมบริเวณทั้งหมดของภาพ หากภาพที่นำมาทดสอบมีลักษณะความเข้มของสัญญาณของวัตถุภาพและพื้นหลังที่แตกต่างกันค่อนข้างมากกล่าวคือ วัตถุของภาพมีความเข้มสม่ำเสมอช่วงหนึ่ง หรือมีความเข้มเป็นเนื้อเดียวกัน (Homogeneous) และพื้นหลังของภาพมีความเข้มช่วงหนึ่ง ซึ่งทั้งวัตถุของภาพและพื้นหลังของภาพมีความเข้มสัญญาณที่แตกต่างกันมาก การใช้วิธีข้อสมมติของขอบเขตที่ครอบคลุมบริเวณทั้งหมดของภาพ แอกทีฟคอนทัวร์แบบใช้บริเวณจะสามารถหาผลลัพธ์ที่เป็นส่วนวัตถุของภาพได้อย่างถูกต้อง

นอกจากนี้แอกทีฟคอนทัวร์แบบใช้วิธีข้อสมมติของขอบเขตที่ครอบคลุมบริเวณทั้งหมดของภาพยังสามารถแบ่งส่วนภาพที่มีลักษณะขอบของภาพไม่ค่อยชัดเจนได้โดยไม่เกิดการเคลื่อนที่ของคอนทัวร์เข้าไปยังบริเวณของวัตถุภาพ [19] ทำให้ผลการแบ่งส่วนภาพได้ผลที่ถูกต้อง ข้อดีอีกประการหนึ่งของแอกทีฟคอนทัวร์ชนิดนี้คือ สามารถทนต่อสัญญาณรบกวนแบบเกาส์เซียนได้ดี

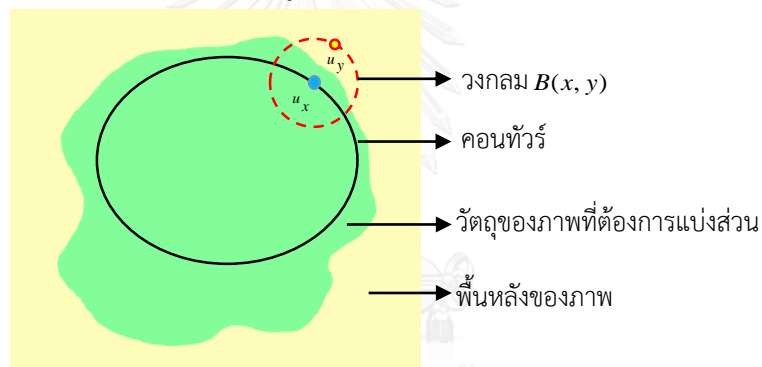
สำหรับข้อจำกัดของแอกทีฟคอนทัวร์แบบใช้วิธีข้อมูลสมมติของขอบเขตที่ครอบคลุมบริเวณทั้งหมดของภาพคือ คอนทัวร์จะแบ่งส่วนภาพได้ไม่ค่อยดีในกรณีที่วัตถุของภาพหรือพื้นหลังของภาพหรือทั้งสองอย่างไม่เป็นเนื้อเดียวกัน (Heterogeneous) เนื่องจากแอกทีฟคอนทัวร์วิธีนี้จะทำการแบ่งส่วนภาพออกเป็นสองส่วนคือส่วนที่เป็นวัตถุของภาพและส่วนที่เป็นพื้นหลัง เมื่อค่าความเข้มเฉลี่ยบริเวณ

ภายในคอนทัวร์และภายนอกคอนทัวร์ไม่สม่ำเสมอหรือไม่เป็นเนื้อเดียวกัน ส่งผลให้ค่าคงที่ภายในและภายนอกคอนทัวร์คลาดเคลื่อนไปด้วย ส่งผลให้คอนทัวร์เข้าไปจับบริเวณที่ไม่ใช่วัตถุของภาพที่แท้จริง

2) Localized region-based active contour

เนื่องจากข้อจำกัดของวิธีแอกทีฟคอนทัวร์แบบใช้ข้อสนเทศบริเวณครอบคลุมที่ไม่สามารถแบ่งส่วนภาพได้ดีในกรณีที่วัตถุของภาพหรือพื้นหลังของภาพหรือทั้งสองอย่างไม่เป็นเนื้อเดียวกัน (Heterogeneous) วิทยานิพนธ์นี้จึงประยุกต์ใช้วิธีที่ใช้ข้อสนเทศบริเวณท้องถิ่นโดยการเลือกใช้บริเวณของภาพแค่บางส่วนเท่านั้นดังนี้

Localized region-based active contour นำเสนอโดย Shawn Lankton และ Allen Tannenbaum [4] เป็นวิธีแอกทีฟคอนทัวร์แบบใช้บริเวณ (Region-based active contour) โดยจะใช้ข้อสนเทศบริเวณท้องถิ่น (Local Regional Information) โดย Shawn Lankton และ Allen Tannenbaum [4] เลือกข้อสนเทศบริเวณท้องถิ่นคือบริเวณของภาพที่อยู่ภายในวงกลม ($B(x, y)$) ที่อยู่โดยรอบคอนทัวร์ดังแสดงในรูปที่ 2.14



รูปที่ 2.14 การใช้วิธีข้อสนเทศบริเวณที่อยู่ภายในวงกลมของแต่ละจุดบนคอนทัวร์

โดยที่วงกลม ($B(x, y)$) นั้นจะเป็นตัวจำกัดบริเวณเพื่อใช้แบ่งแยกข้อสนเทศบริเวณท้องถิ่นภายในคอนทัวร์ (Local interior region) และภายนอกคอนทัวร์ (Local exterior region) สามารถแบ่งได้ตามสมการที่ 2.8

$$B(x, y) = \begin{cases} 1, & \|x - y\| < r \\ 0, & \text{otherwise.} \end{cases} \quad (2.8)$$

เมื่อ	$B(x, y)$	คือ วงกลมที่ใช้เป็นข้อสนเทศบริเวณท้องถิ่น
	x และ y	คือ ตัวแปรเชิงพื้นที่อิสระที่เป็นตัวแทนของแต่ละจุดใน Ω โดย x คือจุดพิกัดที่อยู่บนคอนทัวร์ (จุดสีฟ้า) y คือจุดใดๆบนวงกลม (จุดสีเหลือง)
	r	คือ รัศมีของวงกลม

โดยฟังก์ชันนี้จะมีค่าเป็น 1 เมื่อจุดใดๆบนวงกลม (จุดสีเหลือง) มีขนาดน้อยกว่ารัศมีของวงกลมที่มีจุดศูนย์กลางเป็นจุดพิกัด x นอกเหนือจากนั้นจะมีค่าเท่ากับ 0

การกำหนดรัศมีของวงกลมที่ใช้เป็นข้อสนเทศบริเวณท้องถิ่นขึ้นอยู่กับขนาดของวัตถุภาพที่สนใจหากเลือกรัศมีของวงกลมเล็กเกินไปจะทำให้บริเวณวงกลมที่พิจารณามีความเป็นข้อสนเทศบริเวณท้องถิ่นมากเกินไป แต่หากเลือกรัศมีที่ใหญ่เกินไปจะทำให้บริเวณวงกลมที่พิจารณาเป็นข้อสนเทศบริเวณที่ครอบคลุมบริเวณทั้งหมดของภาพส่งผลให้การแบ่งส่วนภาพได้ผลลัพธ์ที่ไม่ถูกต้อง

สำหรับฟังก์ชันพลังงานของวิธีแอกทีฟคอนทัวร์แบบใช้บริเวณโดยใช้ข้อสนเทศบริเวณท้องถิ่น Shawn Lankton และ Allen Tannenbaum [4] ได้มีการเพิ่มเทอมของสมการ Regularizing terms หรือพลังงานภายในเพื่อทำให้คอนทัวร์มีความเรียบสม่ำเสมอมากขึ้นโดยความยาวของเส้นโค้งบนคอนทัวร์และเพิ่มค่าน้ำหนักด้วยพารามิเตอร์ λ ฟังก์ชันพลังงานของแอกทีฟคอนทัวร์แบบใช้บริเวณโดยอาศัยข้อสนเทศบริเวณท้องถิ่นแสดงดังสมการที่ 2.9

$$F(\phi) = \int_{\Omega_x} \delta\phi(x) \int_{\Omega_y} B(x, y) \cdot F(I(y), \phi(y)) dy dx + \lambda \int_{\Omega_x} \delta\phi(x) \|\nabla\phi(x)\| dx \quad (2.9)$$

เมื่อ $(F(\cdot))$ คือ ฟังก์ชันพลังงานที่ใช้ภายในข้อสนเทศบริเวณท้องถิ่น

$B(x, y)$ คือ วงกลมที่ใช้เป็นข้อสนเทศบริเวณท้องถิ่น

ฟังก์ชันพลังงาน $(F(\cdot))$ Shawn Lankton และ Allen Tannenbaum [4] ได้เสนอพลังงานโดยทั่วไปที่ใช้ภายในข้อสนเทศบริเวณท้องถิ่นโดยฟังก์ชันพลังงาน $(F(\cdot))$ แบ่งเป็น 3 ชนิด คือ The uniform modeling energy, The means separation energy และ The histogram separation energy ซึ่ง Shawn Lankton และ Allen Tannenbaum ได้อธิบายอย่างละเอียดใน [4] สำหรับในวิทยานิพนธ์นี้เลือกพิจารณาและเลือกใช้ฟังก์ชันพลังงานด้วย The uniform modeling energy (F_{UM}) ซึ่งเป็นพลังงานที่อาศัยค่าความเข้มเฉลี่ยภายในและภายนอกคอนทัวร์ในบริเวณข้อสนเทศท้องถิ่น ซึ่งถูกนำมาใช้กับแบบจำลองโดยอาศัยค่าความเข้มคงที่หรือแบบจำลองของ Chan-Vese energy [3] ดังนั้นสมการฟังก์ชันพลังงานของ The uniform modeling energy (F_{UM}) แสดงดังสมการที่ 2.10

$$F_{UM} = H\phi(y)(I(y) - u_x)^2 + (1 - H\phi(y))(I(y) - v_x)^2 \quad (2.10)$$

เมื่อ u_x และ v_x คือค่าความเข้มเฉลี่ยภายในคอนทัวร์ (u_x) และ ภายนอกคอนทัวร์ (v_x)

โดยใช้ข้อสนเทศบริเวณท้องถิ่นด้วยวงกลม $B(x, y)$ ณ จุด x โดยค่าความเข้มเฉลี่ยภายในและภายนอกคอนทัวร์สามารถหาได้จากสมการที่ 2.11 และ 2.12 ตามลำดับ

$$u_x = \frac{\int_{\Omega_y} B(x,y) \cdot H\phi(y) \cdot I(y) dy}{\int_{\Omega_y} B(x,y) \cdot H\phi(y) dy} \quad (2.11)$$

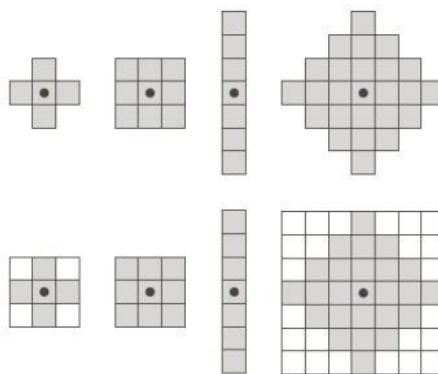
$$v_x = \frac{\int_{\Omega_y} B(x,y) \cdot (1-H\phi(y)) \cdot I(y) dy}{\int_{\Omega_y} B(x,y) \cdot (1-H\phi(y)) dy} \quad (2.12)$$

ฟังก์ชันพลังงาน (F_{UM}) นำไปแทนค่าฟังก์ชันพลังงาน ($F(\cdot)$) ในสมการ (2.9) จะได้ฟังก์ชันพลังงานท้องถิ่น (Localized energy) อย่างสมบูรณ์

2.1.6 การประมวลผลภาพกับรูปร่างและโครงร่างของภาพ (Morphological Image Processing)

การประมวลผลภาพกับรูปร่างและโครงร่างของภาพ (Morphological image processing) [20] คือเซตของการประมวลผลทางภาพในรูปแบบรูปร่างหรือรูปทรงวัตถุ สำหรับการตัดต่อหรือแต่งเติมบริเวณส่วนขอบของภาพโดยอาศัย Structure element มาปฏิบัติ (Operate) กับภาพที่นำเข้ามา (Input image) และได้ผลลัพธ์ของภาพ (Output image) ที่มีขนาดเท่ากับภาพที่นำเข้ามา การประมวลผลภาพกับรูปร่างและโครงร่างของภาพมีการปฏิบัติการพื้นฐานที่สำคัญ 2 ตัวคือ การกร่อนของวัตถุ (Erosion) และการขยายของวัตถุ (Dilation)

การกร่อนของวัตถุ (Erosion) คือวิธีการลดขนาดของจุดภาพ (Pixel) โดยเริ่มต้นด้วยภาพที่นำเข้ามา (Input image) และ Structure element โดย Structure element คือเมตริกที่ถูกนิยามให้เป็นรูปร่างต่างๆ เช่น จาน (Disk) วงกลม (Circle) เพชร (Diamond) จัตุรัส (Square) หรือ เส้น (Line) เป็นต้น ภายในเมตริกจะเป็นเลขฐานสอง (Binary) คือ 0 กับ 1 โดยสามารถมีรูปร่างตามที่เรากำหนดได้และบริเวณจุดภาพบริเวณข้างเคียง (Neighborhood) จะถูกกำหนดให้เป็น 1 ดังรูปที่ 2.15 แสดงตัวอย่างของ Structure element



รูปที่ 2.15 ตัวอย่างของ Structure element ในแถวแรก สำหรับแถวที่สองแสดงตัวอย่างของ Structure element เมื่อถูกเปลี่ยนแถวลำดับสี่เหลี่ยม โดยจุดวงกลมสีดำแสดงถึงตำแหน่งกลางของ Structure element ตำแหน่งสี่เทาคือบริเวณจุดภาพบริเวณข้างเคียง (Neighborhood) [20]

ขั้นตอนการการกร่อนของวัตถุ (Erosion) เริ่มด้วยวาง Structure element บนภาพฐานสองที่นำเข้า (Input image) จากนั้นจะมีการเปรียบเทียบค่าจุดภาพบน Structure element กับค่าบนจุดภาพที่นำเข้า (Input image) โดยเริ่มเลื่อนเคลื่อน Structure element ไปที่ละตำแหน่งบนจุดภาพจากตำแหน่งบนซ้ายไปยังตำแหน่งล่างขวาของภาพที่นำเข้า จะมีการเปลี่ยนค่าของจุดภาพที่มีค่าเป็น 1 ให้มีค่าเป็น 0 เมื่อจุดภาพใดจุดภาพหนึ่งบน Structure element มีค่าตรงกับค่าของจุดภาพของภาพ และจะมีค่าคงเดิม เมื่อทุกจุดภาพบน Structure element มีค่าตรงกับค่าของจุดภาพของภาพ โดยสมการของการกร่อนวัตถุ (Erosion) มีดังนี้

$$A - B = \{z | (B)_z \subseteq A\} \quad (2.13)$$

เมื่อ	A	คือ ภาพที่นำเข้ามา (Input image)
	B	คือ Structure element
	z	คือจุดภาพที่พิกัด (x, y)
	$(B)_z$	คือ ค่าของ Structure element ที่ค่าของ B จะต้องประกอบด้วยทุกๆ จุดภาพของ z ที่พิกัด (x, y) โดยที่ $(B)_z$ ต้องเป็นสับเซตของ A

2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงงานวิจัยต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับโรคสมองขาดเลือดและภาพทางการแพทย์ และงานวิจัยเกี่ยวกับการแบ่งส่วนภาพที่ใช้ในทางการแพทย์

2.2.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับโรคสมองขาดเลือดและภาพทางการแพทย์

งานวิจัยที่นำเสนอในหัวข้อนี้เป็นงานวิจัยเกี่ยวกับโรคสมองขาดเลือด โดยอาศัยวิธีการทางระบาดวิทยามาใช้เป็นเครื่องมือในการวินิจฉัยโรค รวมถึงการนำหลักการของการตัดสินใจเพื่อการรักษาทางคลินิก (Clinical decision) เพื่อนำมาใช้เป็นแนวทางของการเลือกตัดสินใจในการเลือกปฏิบัติของแพทย์

Maarten G. Lansberg และคณะ [21] ได้ศึกษาถึงการเพิ่มขึ้นของปริมาตรของเนื้อสมองตายจากภาพเทคนิค DWI โดยกำหนดเวลาหลัก (Baseline) ไว้ที่ 48 ชั่วโมงหลังจากเกิดอาการ และมีการติดตามผลในช่วง 12-48 ชั่วโมง 3-4 วัน 5-7 วัน และ 30 วัน พบว่าปริมาตรของเนื้อสมองตายมีขนาดเพิ่มมากขึ้นในช่วง 3 วันแรกหลังจากเกิดอาการ สำหรับวันที่ 4 เป็นช่วงที่มีการเปลี่ยนแปลงเล็กน้อยหรือไม่เปลี่ยนแปลงเลย และช่วงระหว่างวันที่ 4-25 ปริมาตรของเนื้อสมองตายจะค่อยๆ เล็กลงเนื่องจากมีการอักเสบหรือบวมของสมองน้อยลง พบว่าในช่วงวันที่ 3-4 เป็นช่วงเวลาที่ดีที่สุดที่จะประเมินค่าปริมาตรของเนื้อสมองตายให้ได้ผลดีที่สุด

Pamela W. Schaefer และคณะ [22] ได้มีการศึกษาและทำนายขนาดปริมาตรของเนื้อสมองตายโดยศึกษาจากภาพเทคนิค DWI (Diffusion-weighted imaging) และเทคนิค PWI (Perfusion weighted imaging) พบว่าภาพจากเทคนิค DWI มีความไว (Sensitivities) และความจำเพาะ (Specificities) สูงในการตรวจพบสัญญาณของเนื้อสมองตายในช่วงระยะเวลาารวม 12.3 ชั่วโมงหลังจากเกิดอาการ (94% และ 96% ตามลำดับ) ซึ่งตรวจพบได้เร็วกว่าเทคนิค PWI ทำให้เทคนิค DWI สามารถทำนายปริมาตรของเนื้อสมองตายได้ถูกต้อง

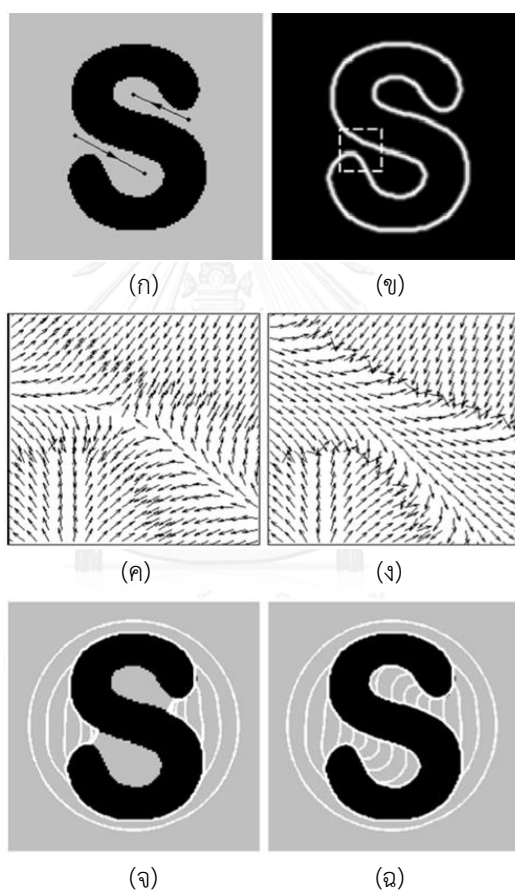
T. Tourdias และคณะ [23] ได้มีการศึกษาเกี่ยวกับการวัดปริมาตรของเนื้อสมองตายจากโรคสมองขาดเลือด (Cerebral brain infarct) โดยทำการประเมินโดยแบ่งช่วงในการวัดปริมาตรเป็น 3 ช่วงคือ ช่วงระยะเวลาน้อยกว่า 12 ชั่วโมง ช่วงระยะเวลา 3-6 วัน และ ช่วงระยะเวลา 30-45 วัน โดยการประเมินกับภาพทางการแพทย์ด้วยเทคนิค DWI (Diffusion-weighted imaging) และ FLAIR (Fluid-attenuated inversion recovery image) โดยการวัดปริมาตรของเนื้อสมองตายประเมินโดยรังสีแพทย์ระบบประสาท (Neuroradiologist) พบว่าการวัดปริมาตรของเนื้อสมองตายในช่วงเนื้อสมองตายระยะกึ่งเฉียบพลัน (Subacute stage) ระหว่างวันที่ 3-6 จะได้ผลที่ดีและมีความถูกต้องมากกว่าประเมินปริมาตรเนื้อสมองตายระยะเรื้อรัง (Chronic stage) ระหว่างวันที่ 30-45

2.2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการแบ่งส่วนภาพที่ใช้ในทางการแพทย์

Jianhua Xuan และคณะ [24] ได้มีการนำเสนอวิธีการแบ่งส่วนภาพโดยการใช้เทคนิคการรวมเทคนิค Region growing และ Edge detection เข้าด้วยกันเพื่อแบ่งส่วนภาพ MRI สมอง เนื่องจากเทคนิค Region-based มักจะให้ผลลัพธ์ผิดพลาดได้จากการเลือกวางจุดเมล็ดพันธุ์เริ่มต้น (Seed point) และการเคลื่อนที่และหยุดของจุดเมล็ดพันธุ์เริ่มต้นที่ไม่ดี สำหรับเทคนิค Edge-based อาจให้ผลลัพธ์ผิดพลาดได้จากการแยกความแตกต่างระหว่างบริเวณวัตถุที่อยู่ใกล้กันหรือขอบภายในของวัตถุไม่ดีพอ แต่หากรวม 2 เทคนิคนี้เข้าด้วยกันจะทำให้สามารถแยกเนื้อเยื่อที่สนใจออกจากสิ่งที่ไม่ต้องการได้

Chenyang Xu และคณะ [25] ได้เสนอวิธีการแบ่งส่วนภาพโดยการพัฒนาแรงภายนอก (External force) ของแอกทีฟคอนทัวร์เรียกว่า Gradient Vector Flow (GVF) เนื่องจากแอกทีฟคอนทัวร์หรือ Snake แบบดั้งเดิม (Traditional snakes) ซึ่งทำงานโดยอาศัยอิทธิพลจากแรงภายในและแรงภายนอกมีข้อจำกัดในการทำงานคือคอนทัวร์เริ่มต้น (Initial contour) จะต้องวางอยู่ใกล้หรือติดกับวัตถุในภาพที่เราต้องการและไม่มีแรงมากพอที่จะผลักดันคอนทัวร์ไปยังภาพหรือวัตถุที่มีความโค้งเว้ามากเกินไป การเพิ่มแรงภายนอกด้วยเทคนิค GVF จะทำให้คอนทัวร์มีแรงมากพอในการผลักดันคอนทัวร์เคลื่อนที่ไปยังวัตถุที่มีความโค้งเว้า แต่วัตถุหรือภาพที่มีความซับซ้อนมาก เช่น มีความโค้งเว้าแบบซับซ้อนหรือมีขอบที่ไม่ชัดเจนและมีสิ่งแปลกปลอมอยู่ในภาพ (Clutters) ทำให้แรงภายนอกจากเทคนิค GVF ไม่สามารถทำงานได้ดี Guopu Zhu และคณะ [26] ได้ปรับปรุงปัญหาที่

คอนทัวร์ไม่สามารถเคลื่อนที่ไปยังวัตถุที่โค้งเว้าหรือมีความซับซ้อนมากได้จากวิธีแอกทีฟคอนทัวร์ Gradient Vector Flow (GVF) ข้างต้น โดยการนำเสนอวิธี Gradient vector flow with prior direction information (G&DVF) ซึ่งอาศัยการจำลักษณะข้อมูลเก่าของภาพเช่น ลักษณะรูปร่างของวัตถุในภาพ ตำแหน่งของวัตถุในภาพ จากนั้นจะมีการสร้างเส้นกำหนดทิศทาง (Direction line) เพื่อกำหนดแรงและทิศทางของเวกเตอร์เกรเดียนต์ (Gradient vector) บริเวณวัตถุของภาพเพื่อให้ทิศทางของสนามเวกเตอร์ (Vector field) สอดคล้องกับทิศทางของข้อมูลภาพ ผลลัพธ์ที่ได้คอนทัวร์สามารถเคลื่อนที่ไปยังบริเวณที่โค้งเว้าหรือมีความซับซ้อนมากของวัตถุของภาพได้อย่างถูกต้องแสดงดังรูปที่ 2.16 [26]



รูปที่ 2.16 วิธีการแบ่งส่วนภาพ โดยใช้เทคนิค GVF และ เทคนิค D&GVF [26] (ก) การกำหนดเส้น direction line (ข) Edge map (ค) GVF field vector (ง) D&GVF field vector (จ) ผลลัพธ์จากเทคนิคGVF (ฉ) ผลลัพธ์จากเทคนิค D&GVF

Dzung L. Pham และคณะ [27] ได้มีการทบทวนงานวิจัยเกี่ยวกับวิธีการแบ่งส่วนภาพทางการแพทย์หลากหลายเทคนิคทั้งแบบกึ่งอัตโนมัติและแบบอัตโนมัติเช่น การใช้ค่าขีดแบ่ง (Thresholding) เทคนิคแบบขยายบริเวณ (Region Growing) วิธีการจำแนกประเภท (Classifiers) และแบบจำลอง Markov Random Field Models เป็นต้น พบว่าในแต่ละวิธีมีข้อดีและข้อเสีย

แตกต่างกันขึ้นอยู่กับวิธีการเลือกใช้ในการแบ่งส่วนภาพทางการแพทย์ โดยวิธีเหล่านี้เหมาะสำหรับการประยุกต์ใช้ในการแบ่งส่วนภาพ

Nidiyare Hevia-Montiel และคณะ [28] ได้นำเสนอและประยุกต์ใช้ค่าความหนาแน่นโดยไม่อิงพารามิเตอร์ (Nonparametric density) สำหรับการประมาณค่าการแบ่งส่วนภาพทางการแพทย์เทคนิค DWI ของโรคสมองขาดเลือดเฉียบพลัน โดยการใช้วิธี Edge confidence map ในการปรับปรุงคุณภาพของขอบภาพในบริเวณที่อยู่ติดกัน การประเมินผลของการแบ่งส่วนภาพจากวิธีนี้เปรียบเทียบกับวิธีการแบ่งส่วนภาพด้วยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญทางด้านระบบประสาทสมอง พบว่าการประเมินผลของการแบ่งส่วนภาพที่ได้มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($r=0.935$)

Jun Zhang และคณะ [29] ได้มีการทบทวนงานวิจัยเกี่ยวกับวิธีการแบ่งส่วนภาพทางการแพทย์โดยใช้วิธีของ Otsu Method ในภาพสองมิติ (Two-dimensional image, 2D) เพื่อเลือกค่าขีดแบ่ง (Threshold) ที่มีความเหมาะสมและสามารถแยกวัตถุที่ต้องการออกจากพื้นหลังได้อย่างชัดเจน พบว่ามีสัญญาณรบกวนเกิดขึ้นในภาพหลังจากผ่านวิธีการแบ่งส่วนภาพด้วยวิธีของ Otsu Method ดังนั้น Jun Zhang และคณะจึงได้เสนอเทคนิคในการแก้ปัญหาสัญญาณรบกวนโดยการใช้ 2D histogram projection ทำให้สามารถแบ่งส่วนภาพบริเวณวัตถุออกจากพื้นหลังได้ดีและไม่มีสิ่งรบกวนในภาพ

K. Somasundaram และคณะ [30] ได้ทำการศึกษาและเปรียบเทียบเทคนิคในการแบ่งส่วนภาพสมองจากภาพทางการแพทย์ MRI โดยใช้วิธี K-mean (KM), Fuzzy c-mean (FCM) และ Expectation maximization (EM) เพื่อจำแนกภาพสมองออกเป็น 4 ส่วน คือเนื้อสมองส่วนสีขาว (White matter) เนื้อสมองส่วนสีเทา (Gray matter) น้ำหล่อเลี้ยงไขสันหลัง (Cerebrospinal fluid (CSF)) และบริเวณที่ไม่ใช่เนื้อสมอง โดยทั้ง 3 วิธีทำการคำนวณภายใต้โปรแกรม Matlab 6.5 ผลการศึกษพบว่าวิธี Expectation maximization สามารถแยกส่วนของน้ำหล่อเลี้ยงไขสันหลัง เนื้อสมองส่วนสีเทา และบริเวณที่ไม่ใช่เนื้อสมองได้ดีที่สุด ขณะที่วิธี K-mean สามารถแยกส่วนของเนื้อสมองส่วนสีขาวได้ดี และใช้เวลาน้อยในการประมวลผล

Norhashimah Mohd Saad และคณะ [31] ได้นำเสนอวิธีการแบ่งส่วนภาพทางการแพทย์ด้วยเทคนิค DWI โดยใช้เทคนิคการหาค่าขีดแบ่ง (Thresholding technique) ในการหารอยโรค (Lesions) ประกอบด้วยเนื้องอกในสมองแบบที่เป็นก้อนของแข็ง (Solid tumor) เนื้อสมองตายจากโรคสมองขาดเลือดเฉียบพลัน (Acute infarction) ภาวะเลือดออก (Haemorrhage) และฝี (Abscess) โดยขั้นตอนการประมวลผลภาพมีการกำจัดพื้นหลังของภาพออกและมีการปรับภาพให้ชัดเจน สำหรับเทคนิคการหาค่าขีดแบ่งจะใช้ 2 วิธีที่ต่างกันคือ Gamma-law transformation และ Contrast stretching ผลการศึกษพบว่าวิธีการเลือกใช้วิธี Gamma-law transformation จะให้ผลลัพธ์ของการแบ่งส่วนภาพทั้งหมดได้ดีกว่าวิธี Contrast stretching

บทที่ 3

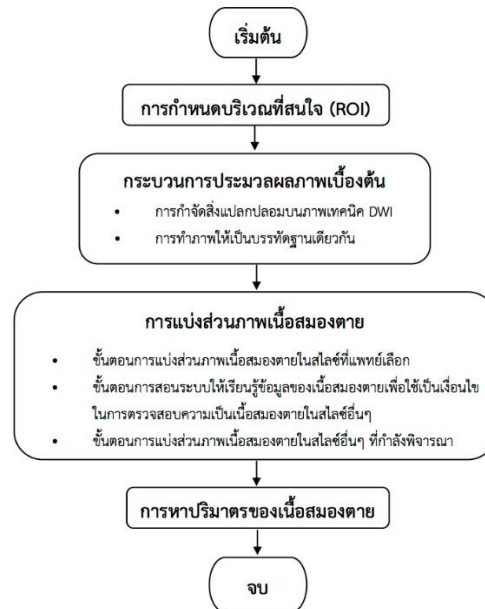
ขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อใช้การประมวลผลภาพดิจิทัลในการหาปริมาตรของเนื้อสมองตาย (Infarct) จากโรคสมองขาดเลือดเฉียบพลัน (Acute ischemic stroke) จากภาพทางการแพทย์ MRI ด้วยเทคนิค Diffusion-weighted imaging (DWI) ทั้งนี้เนื่องจากภาพทางการแพทย์เทคนิค DWI สามารถตรวจจับสัญญาณของการเกิดโรคสมองขาดเลือดเฉียบพลันได้อย่างรวดเร็วตั้งแต่เริ่มมีอาการ อย่างไรก็ตามเนื่องด้วยเทคนิค DWI เป็นเทคนิคที่มีการใช้เวลาในสแกนสั้นจึงได้ภาพที่มีความละเอียดค่อนข้างต่ำและด้วยข้อจำกัดของเครื่องที่มักจะพบสิ่งแปลกปลอม (Artifact) บนภาพ DWI จึงต้องนำมาผ่านกระบวนการประมวลผลภาพเพื่อทำให้เห็นรายละเอียดของภาพชัดเจนขึ้นและเป็นประโยชน์ในการตรวจวินิจฉัยโรคก่อนที่จะเข้าสู่กระบวนการแบ่งส่วนภาพทางการแพทย์ต่อไป

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้ศึกษาข้อดีและข้อเสียของแต่ละวิธีที่นิยมใช้ในการแบ่งส่วนภาพทางการแพทย์ พบว่าลักษณะของเนื้อสมองตายในภาพเทคนิค DWI มีความเข้มสัญญาณสูงแตกต่างจากความเข้มสัญญาณของเนื้อเยื่อบริเวณข้างเคียงอย่างชัดเจน จึงเหมาะกับการประยุกต์ใช้เทคนิคการแบ่งส่วนภาพโดยใช้แอคทีฟคอนทัวร์แบบใช้บริเวณโดยอาศัยข้อสนเทศครอบคลุม (Global Regional Information) ที่นำเสนอโดย Tony F. Chan และ Luminita A. Vese แต่เนื่องจากบริเวณเนื้อสมองตายและบริเวณเนื้อข้างเคียงต่างไม่ได้มีความเป็นเนื้อเดียวกัน (Heterogeneous) อย่างสมบูรณ์ตลอดทั้งก้อน ดังนั้นแอคทีฟคอนทัวร์แบบอาศัยข้อสนเทศครอบคลุมบริเวณทั้งหมดของภาพจึงไม่สามารถจับขอบวัตถุภาพที่แท้จริงได้ ส่งผลให้ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพมีความผิดพลาด ดังนั้นในวิทยานิพนธ์นี้จึงแก้ปัญหาโดยประยุกต์ใช้วิธีที่ใช้ข้อสนเทศบริเวณท้องถิ่นโดยพิจารณาภายในบริเวณพื้นที่เล็กๆ ที่นำเสนอโดย Shawn Lankton และ Allen Tannenbaum [4] ดังได้กล่าวไว้ข้างต้นในบทที่ 2

การแบ่งส่วนภาพเพื่อหาขอบเขตของเนื้อสมองตายในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะเริ่มพิจารณาจากบริเวณที่สนใจ (Region of interest, ROI) ที่แพทย์ผู้เชี่ยวชาญด้านระบบประสาทเลือกภายใต้ข้อกำหนด คือเป็นบริเวณที่มีเนื้อสมองตายขนาดใหญ่ที่สุดและมีความเข้มสัญญาณสูงที่สุดในชุดภาพ การพิจารณาการแบ่งส่วนภาพด้วยเทคนิคที่นำเสนอจะพิจารณาที่ไล่สไลซ์ โดยเริ่มจากสไลซ์ที่แพทย์เลือกและพิจารณาสไลซ์อื่นๆ ที่อยู่ถัดจากสไลซ์ที่แพทย์เลือกออกไปตามลำดับ จากนั้นพิจารณาความเป็นเนื้อสมองตายก่อนเดียวกัน ขั้นตอนสุดท้ายจึงเป็นการคำนวณหาปริมาตรรวมของเนื้อสมองตายและนำไปประเมินผลต่อไป

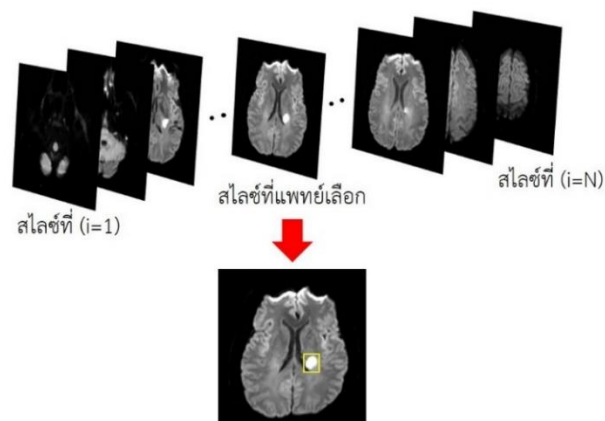
ขั้นตอนทั้งหมดแบ่งได้เป็น 4 ขั้นตอนหลักดังแสดงในรูปที่ 3.1 คือการกำหนดบริเวณที่สนใจ (Region of interest, ROI) การประมวลผลภาพเบื้องต้น (Pre-processing) การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตาย (Infarct Segmentation) และการหาปริมาตรของเนื้อสมองตาย ตามลำดับ



รูปที่ 3.1 ขั้นตอนวิธีการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ

3.1 การกำหนดบริเวณที่สนใจ (Region of interest, ROI)

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ แพทย์ผู้เชี่ยวชาญด้านระบบประสาทจะทำการประเมินภาพทางการแพทย์เทคนิค DWI ในแต่ละชุดภาพ จากนั้นจึงเลือกสไลซ์ที่เห็นบริเวณเนื้อสมองตายที่มีขนาดใหญ่ที่สุดและมีความเข้มสว่างมากที่สุดและกำหนดบริเวณที่สนใจโดยตีกรอบล้อมรอบให้ครอบคลุมบริเวณเนื้อสมองตายในสไลซ์ที่เลือกดังแสดงในรูปที่ 3.2 บริเวณที่สนใจที่กำหนดขึ้นนี้จะถูกนำไปใช้ในขั้นตอนการแบ่งส่วนภาพที่จะกล่าวในลำดับต่อไป



รูปที่ 3.2 การกำหนดบริเวณที่สนใจ (Region of interest, ROI) โดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญด้านระบบประสาทตีกรอบล้อมรอบบริเวณที่พบเนื้อสมองตาย (Infarct) ขนาดใหญ่ที่สุดและมีค่าความเข้มสูงที่สุดในชุดภาพ

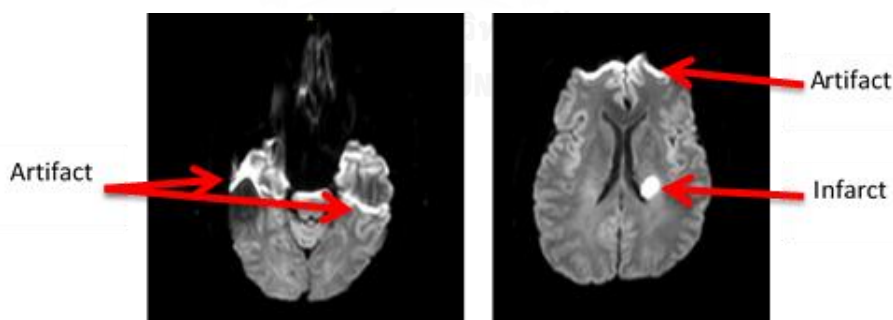
3.2 กระบวนการประมวลผลภาพเบื้องต้น (Pre-processing)

ขั้นตอนการประมวลผลภาพเบื้องต้นเป็นการทำเพื่อปรับปรุงลักษณะของภาพทางการแพทย์เทคนิค DWI ประกอบด้วยการกำจัดสิ่งแปลกปลอมออกไปและการปรับข้อมูลภาพให้อยู่ในบรรทัดฐานเดียวกันก่อนที่จะเริ่มกระบวนการแบ่งส่วนภาพดังนี้

3.2.1 การกำจัดสิ่งแปลกปลอมบนภาพเทคนิค DWI (Artifacts Elimination)

ภาพทางการแพทย์ด้วยเทคนิค DWI สร้างภาพจากเครื่อง MRI ความแรงสนามแม่เหล็ก 3 เทสลา (3 Tesla) ซึ่งเป็นเครื่องที่มีความแรงสนามแม่เหล็กสูง (High field gradients) มีการเก็บข้อมูลด้วยเทคนิคเอคโคพลาเนา (Echo-planar imaging, EPI) เป็นเทคนิคการเก็บข้อมูลแบบรวดเร็วแบบ Single shot ด้วยความเร็วประมาณ 100 มิลลิวินาที/สไลซ์ [32] ทำให้ระยะเวลาในการสแกนแต่ละครั้งสั้น มีข้อเสียคือปริมาณของสัญญาณที่มีคุณภาพที่วัดได้เมื่อเปรียบเทียบกับสัญญาณรบกวน (Signal to noise ratio, SNR) และความละเอียดเชิงพื้นที่ของข้อมูลภาพ (Spatial resolution) ในระบบมีค่าต่ำ

ข้อมูลภาพบริเวณสมองประกอบด้วยส่วนของโพรงอากาศ (Air-filled paranasal sinuses) และส่วนฐานกะโหลกศีรษะ (Base of skull) ซึ่งประกอบด้วยกระดูกและเนื้อเยื่อที่อยู่ติดกัน [7] ส่งผลให้เกิดความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กและทำให้เกิดสิ่งแปลกปลอมขึ้นที่บริเวณโพรงอากาศและส่วนฐานกะโหลก โดยจะเห็นสัญญาณภาพสูงซึ่งมีค่าความเข้มใกล้เคียงกับบริเวณเนื้อสมองตาย ดังแสดงในรูปที่ 3.3 สิ่งแปลกปลอมที่เกิดขึ้นเหล่านี้สามารถส่งผลให้การประเมินและวินิจฉัยโรคผิดพลาดได้



รูปที่ 3.3 ภาพทางการแพทย์เทคนิค DWI ที่พบสิ่งแปลกปลอมบริเวณโพรงอากาศและส่วนฐานกะโหลก

เนื่องจากบริเวณที่สนใจที่แพทย์กำหนดไว้จำเป็นต้องเป็นบริเวณที่มีเนื้อสมองตายที่มีขนาดใหญ่ที่สุดและมีความเข้มสูงที่สุด ดังนั้นวิทยานิพนธ์นี้จึงทำการกำจัดบริเวณสิ่งแปลกปลอมออกจากภาพทางการแพทย์เทคนิค DWI โดยใช้ความเข้มสูงสุดภายในบริเวณที่สนใจ (ที่ได้กล่าวไว้ข้างต้นในหัวข้อ 3.1) เป็นค่าความเข้มสูงสุดของบริเวณเนื้อสมองตายในชุดภาพนั้นๆ และจากการสังเกตพบว่าค่าจุดภาพบริเวณสิ่งแปลกปลอมส่วนมากมักมีความเข้มของสัญญาณใกล้เคียงกับบริเวณเนื้อสมองตายใน

ขณะที่จุดภาพมีความเข้มสัญญาณสูงกว่าหรือต่ำกว่าบริเวณเนื้อสมองตายมีจำนวนไม่มาก ดังนั้นวิทยานิพนธ์นี้จึงกำหนดค่าขีดแบ่ง (Threshold) ในการกำจัดบริเวณสิ่งแปลกปลอมให้ใช้ค่าความเข้มของสัญญาณที่สูงที่สุดของบริเวณเนื้อสมองตายและบวกเพิ่มเพื่อไว้อีก 5 เปอร์เซ็นต์ เป็นค่าขีดแบ่งในการกำจัดบริเวณสิ่งแปลกปลอมดังสมการที่ 3.1

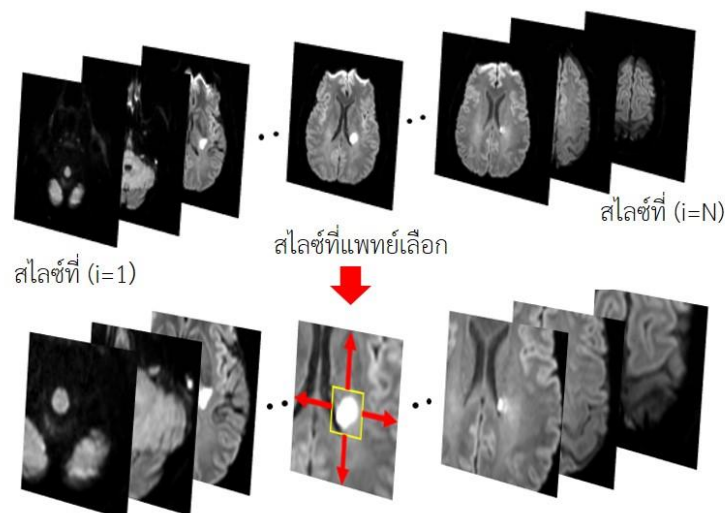
$$f(x, y) = \begin{cases} 0 & ; f(x, y) \geq 1.05 f_{\max} (\text{Inside}(\text{ROI}_{\text{doctor}})) \\ f(x, y) & ; \text{otherwise} \end{cases} \quad (3.1)$$

เมื่อ $f(x, y)$ คือ จุดภาพตำแหน่งที่กำลังพิจารณา
 $f_{\max} (\text{Inside}(\text{ROI}_{\text{doctor}}))$ คือ จุดภาพบริเวณเนื้อสมองตายที่มีค่าความเข้มสูงที่สุด

จากสมการ 3.1 พบว่า ณ ตำแหน่งจุดภาพใดที่มีค่าความเข้มสัญญาณสูงมากกว่าหรือเท่ากับ 5 เปอร์เซ็นต์ของค่าความเข้มสูงสุดภายในบริเวณที่สนใจที่แพทย์ผู้เชี่ยวชาญด้านระบบประสาทเลือก จะถือว่าจุดภาพนั้นเป็นสิ่งแปลกปลอมซึ่งจะถูกปรับค่าให้มีค่าเท่ากับ 0 ซึ่งก็คือไม่พิจารณา ณ จุดภาพนั้น

3.2.2 การทำข้อมูลภาพเทคนิค DWI ให้เป็นบรรทัดฐานเดียวกัน

ในวิทยานิพนธ์นี้มีการทำข้อมูลภาพเทคนิค DWI ให้เป็นบรรทัดฐานเดียวกัน (Normalization) เพื่อปรับช่วงข้อมูลของภาพให้สามารถนำไปใช้ประมวลผลให้มีความถูกต้องมากขึ้น ในวิทยานิพนธ์นี้จะเลือกพิจารณาในช่วงพื้นที่หนึ่งๆ จากพื้นที่ทั้งหมดของภาพเทคนิค DWI คือจากบริเวณที่สนใจที่แพทย์ผู้เชี่ยวชาญด้านระบบประสาทเลือก จากนั้นขยายจุดภาพออกไปทุกด้านด้านละ 50 จุดภาพทั้งชุดภาพดังแสดงในรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 บริเวณที่ขยายจุดภาพออกไปทุกด้านด้านละ 50 จุดภาพจากบริเวณที่สนใจ (ROI) เพื่อปรับข้อมูลให้เป็นบรรทัดฐานเดียวกัน

จากนั้นทำการปรับข้อมูลให้เป็นบรรทัดฐานเดียวกัน ดังสมการที่ 3.2

$$\text{Normalized}(f(x, y)) = \frac{f(x, y) - f_{\min}}{f_{\max} - f_{\min}} \quad (3.2)$$

เมื่อ	$f(x, y)$	คือ จุดภาพ ณ ตำแหน่งที่พิจารณา
	f_{\min}	คือ ค่าความเข้มต่ำสุดของจุดภาพของทั้งชุดภาพในบริเวณที่กำหนด
	f_{\max}	คือ ค่าความเข้มสูงสุดของจุดภาพของทั้งชุดภาพในบริเวณที่กำหนด

3.3 การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตาย (Infarct Segmentation)

หลังจากผ่านกระบวนการประมวลผลภาพเบื้องต้น ภาพทางการแพทย์เทคนิค DWI ที่ได้จะมีรายละเอียดข้อมูลที่ไม่มีสิ่งแปลกปลอมรบกวนและเป็นบรรทัดฐานเดียวกัน ขั้นตอนต่อไปคือการแบ่งส่วนภาพโดยจะแบ่งออกเป็น 3 ขั้นตอนหลักคือ ขั้นตอนการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายในสไลซ์ที่แพทย์เลือก ขั้นตอนการสอนระบบให้เรียนรู้ข้อมูลของเนื้อสมองตาย และสุดท้ายคือขั้นตอนการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายในสไลซ์อื่นๆ ที่กำลังพิจารณาดังนี้

3.3.1 ขั้นตอนการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายในสไลซ์ที่แพทย์เลือก

การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจะเริ่มจากบริเวณที่สนใจในสไลซ์ที่แพทย์เลือกซึ่งครอบคลุมบริเวณเนื้อสมองตายที่มีขนาดใหญ่ที่สุดและมีความเข้มสัญญาณสูงที่สุดทั้งหมดก่อนเป็นอันดับแรก เพื่อให้ได้ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพได้ถูกต้องและสามารถนำไปอ้างอิงผลลัพธ์ในสไลซ์อื่นๆ ได้ ขั้นตอนการแบ่งส่วนภาพสไลซ์ที่แพทย์เลือกมี 4 ขั้นตอนหลักดังแสดงในรูปที่ 3.5

ขั้นตอนที่ 1 พิจารณาภาพทางการแพทย์เทคนิค DWI สไลซ์ที่แพทย์ผู้เชี่ยวชาญด้านระบบประสาทเลือกโดยพิจารณาเฉพาะบริเวณที่ทำข้อมูลให้เป็นบรรทัดฐานเดียวกันและมีการกำจัดสิ่งแปลกปลอมจากขั้นตอนการประมวลผลภาพเบื้องต้นแล้ว โดยพิจารณาภายในบริเวณที่สนใจที่แพทย์เลือก

ขั้นตอนที่ 2 กำหนดคอนทัวร์เริ่มต้น (Initial contour) เนื่องจากภาพสไลซ์ที่แพทย์ผู้เชี่ยวชาญด้านระบบประสาทเลือกบริเวณเนื้อสมองตายจะอยู่ใน ROI ทั้งหมดดังนั้นจึงกำหนดคอนทัวร์เริ่มต้นเป็นจุดโดยปล่อยคอนทัวร์เริ่มต้นตรงกึ่งกลางบริเวณที่สนใจ

ขั้นตอนที่ 3 แบ่งส่วนภาพโดยประยุกต์ใช้แอกทีฟคอนทัวร์แบบใช้บริเวณ (Region-based active contour) ดังได้อธิบายในบทที่ 2 โดยกำหนดพารามิเตอร์ต่างๆ ที่ใช้ในการแบ่งส่วนภาพได้แก่ สไลซ์ที่แพทย์เลือก จำนวนรอบของการวนซ้ำ (Iteration) ค่าคงที่บวก การกำหนดขนาดบริเวณ

ท้องถิ่น โดยพารามิเตอร์แต่ละตัวได้มาจากการทดลองและเลือกค่าที่เหมาะสมที่สุด สำหรับขั้นตอนการแบ่งส่วนภาพเริ่มต้นด้วย

1) แบ่งส่วนภาพด้วยแอคทีฟคอนทัวร์ Chan-Vese Region-based active contour แบบใช้บริเวณโดยจะใช้ข้อมูลสแนทสบริเวณครอบคลุมของบริเวณทั้งหมดของภาพวิธีที่นำเสนอโดย Tony F. Chan และ Luminita A. Vese [3]

2) นำผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากแอคทีฟคอนทัวร์ Chan-Vese Region-based active contour มาปรับให้ได้ขอบใกล้เคียงกับขอบจริงมากขึ้นโดยวิธีแบ่งส่วนภาพด้วยแอคทีฟคอนทัวร์แบบ Localized region-based active contour นำเสนอโดย Shawn Lankton และ Allen Tannenbaum [4] ซึ่งเป็นวิธีแอคทีฟคอนทัวร์แบบใช้บริเวณโดยใช้ข้อมูลสแนทสบริเวณท้องถิ่นเพื่อให้ได้ผลลัพธ์ของการแบ่งส่วนภาพที่ถูกต้องยิ่งขึ้น

ขั้นตอนที่ 4 เมื่อกระบวนการแบ่งส่วนภาพครบจำนวนการวนซ้ำหรือฟังก์ชันพลังงาน (Energy function) มีค่าต่ำที่สุดนั่นคือคอนทัวร์สามารถแยกวัตถุออกเป็นสองบริเวณคือ บริเวณที่เป็นวัตถุภาพ (Object) ซึ่งในที่นี้คือบริเวณเนื้อสมองตาย และบริเวณที่เป็นพื้นหลัง (Background) จะได้ผลลัพธ์ของเนื้อสมองตายจากสไลซ์ที่แพทย์เลือก โดยจะนำผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพในสไลซ์ที่แพทย์เลือกไปใช้พิจารณาต่อในขั้นตอนต่อไป



รูปที่ 3.5 ขั้นตอนในการแบ่งส่วนภาพในสไลซ์ที่แพทย์เลือก

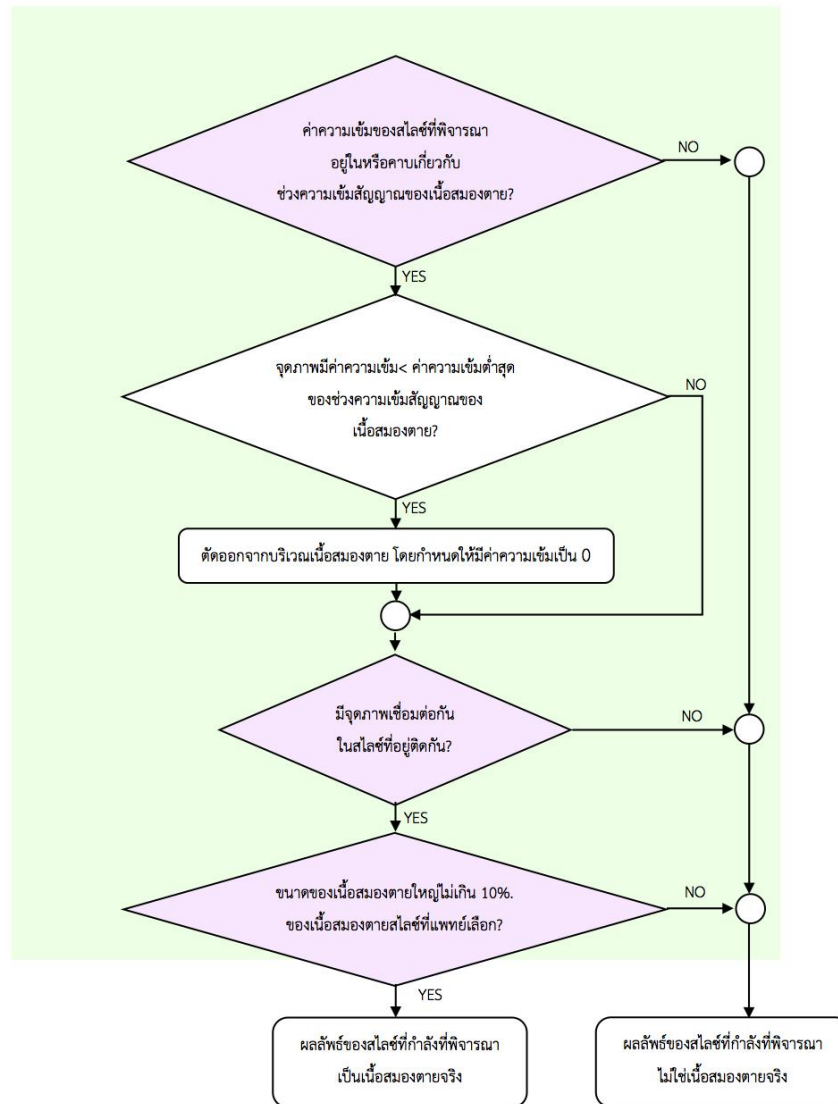
3.3.2 ขั้นตอนการสอนระบบให้เรียนรู้ข้อมูลของเนื้อสมองตายเพื่อใช้เป็นเงื่อนไขในการตรวจสอบความเป็นเนื้อสมองตายในสไลซ์อื่นๆ

จากการศึกษาลักษณะของเนื้อสมองตายก่อนเดียวกันพบว่าเนื้อสมองตายก่อนเดียวกันควรมีความเข้มสัญญาณใกล้เคียงกัน โดยบริเวณกลางๆ ของเนื้อสมองตายจะมีความเข้มสัญญาณสูงที่สุด และบริเวณที่อยู่ถัดออกไปจะมีความเข้มต่ำลงและบริเวณขอบๆ ของเนื้อสมองตายจะมีความเข้มสัญญาณต่ำที่สุด จากสไลซ์ที่แพทย์เลือกและกำหนดบริเวณที่สนใจ บริเวณเนื้อสมองตายจะมีขนาดใหญ่ที่สุดและมีความเข้มสัญญาณสูงที่สุด ดังนั้นผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากสไลซ์ที่แพทย์เลือกจึงน่าจะเป็นบริเวณที่มีความเข้มสัญญาณสูงที่สุด

วิทยานิพนธ์นี้จึงมีการสอนระบบ (Train) ให้เรียนรู้ข้อมูลของเนื้อสมองตายเพื่อใช้เป็นเงื่อนไขในการตรวจสอบความเป็นเนื้อสมองตายในสไลซ์อื่นๆ ของชุดภาพเดียวกัน ดังได้กล่าวมาแล้วว่าภาพจากสไลซ์ที่แพทย์เลือกและกำหนดบริเวณที่สนใจบริเวณเนื้อสมองตายจะมีค่าความเข้มสัญญาณสูงที่สุดและมีขนาดเนื้อสมองตายใหญ่ที่สุด ดังนั้นความเข้มของสไลซ์ข้างเคียงที่เป็นเนื้อสมองตายก่อนเดียวกันควรมีความเข้มใกล้เคียงหรืออาจมีความเข้มต่ำกว่าสไลซ์ที่แพทย์เลือกได้ไม่มากนัก ในวิทยานิพนธ์นี้จึงยอมให้สไลซ์ข้างเคียงที่เป็นเนื้อสมองตายมีค่าความเข้มต่ำกว่าค่าความเข้มต่ำสุดในสไลซ์ที่แพทย์เลือกได้อีก 20 เปอร์เซ็นต์ และยอมให้มีค่าความเข้มสูงกว่าค่าความเข้มสูงสุดในสไลซ์ที่แพทย์เลือกได้อีก 5 เปอร์เซ็นต์ในกรณีที่สไลซ์ที่แพทย์เลือกไม่ใช่บริเวณที่เนื้อสมองตายมีค่าความเข้มสัญญาณสูงที่สุดและกำหนดให้เป็น **ช่วงความเข้มสัญญาณของเนื้อสมองตาย (Infarct intensity range)** กล่าวคือสไลซ์ที่พิจารณาจะต้องมีความเข้มสัญญาณอยู่ในช่วงหรือคาบเกี่ยวช่วงความเข้มของเนื้อสมองตาย

ลักษณะของเนื้อสมองตายมีรูปร่างแตกต่างกันไปตามการวางตัวของหลอดเลือดในสมอง บริเวณที่เกิดการขาดเลือด เนื้อสมองตายก่อนเดียวกันควรมีรูปร่างที่ต่อเนื่องกัน และมีความเข้มที่ใกล้เคียงกัน จากสไลซ์ที่แพทย์เลือกมีขนาดของเนื้อสมองตายใหญ่ที่สุดโดยสไลซ์อื่นๆ ที่อยู่ถัดออกไปจากสไลซ์ที่แพทย์เลือกจะมีขนาดของเนื้อสมองตายเล็กลงแต่ก็มีโอกาสที่จะมีขนาดใกล้เคียงกับสไลซ์ที่แพทย์เลือกได้ จากการสอนระบบให้เรียนรู้ข้อมูลของเนื้อสมองตายจากสไลซ์ที่แพทย์เลือกในวิทยานิพนธ์นี้กำหนดให้ขนาดของเนื้อสมองตายในสไลซ์อื่นๆ ที่พิจารณาที่อยู่ถัดออกไปจากสไลซ์ที่แพทย์เลือกมีขนาดของเนื้อสมองตายใหญ่กว่าเนื้อสมองตายในสไลซ์ที่แพทย์เลือกไม่เกิน 10 เปอร์เซ็นต์

จากการสอนระบบให้เรียนรู้ข้อมูลเนื้อสมองตายข้างต้นจะใช้เป็นเงื่อนไขในการตรวจสอบความเป็นเนื้อสมองตายในสไลซ์อื่นๆ ที่กำลังพิจารณาของชุดภาพเดียวกัน โดยเงื่อนไขการเป็นเนื้อสมองตายในวิทยานิพนธ์นี้ประกอบด้วย 3 หัวข้อดังแสดงรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 ขั้นตอนการตรวจสอบเงื่อนไขการเป็นเนื้อสมองตาย

- 1) ความเข้มสัญญาณในสไลซ์อื่นๆ ที่กำลังพิจารณาต้องอยู่ในช่วงหรือคาบเกี่ยวกับช่วงความเข้มของช่วงความเข้มสัญญาณของเนื้อสมองตาย โดยบริเวณที่คาบเกี่ยวกับช่วงความเข้มของเนื้อสมองตาย จุดภาพไหนมีค่าความเข้มสัญญาณต่ำกว่าค่าจุดภาพต่ำสุดจะถูกปรับให้มีค่าความเข้มเป็น 0 หรือถูกตัดออกจากบริเวณเนื้อสมองตายนั่นเอง
- 2) ลักษณะของเนื้อสมองตายนั่นเหมือนกัน ในสไลซ์ที่อยู่ติดกันเนื้อสมองตายนั่นเหมือนกัน ต้องมีตำแหน่งของเนื้อสมองตายจุดภาพใดจุดภาพหนึ่งเชื่อมต่อกัน (Pixel connectivity)
- 3) ขนาดของเนื้อสมองในสไลซ์อื่นๆ ที่กำลังพิจารณา มีขนาดของเนื้อสมองตายนี้อันใหญ่กว่าขนาดของเนื้อสมองตายในสไลซ์ที่แพทย์เลือกไม่เกิน 10 เปอร์เซ็นต์

3.3.3 ขั้นตอนการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายในสไลซ์อื่นๆที่กำลังพิจารณา

จากที่กล่าวข้างต้นว่าการแบ่งส่วนภาพจะเริ่มจากสไลซ์ที่แพทย์เลือก จากนั้นจะมีการแบ่งส่วนสไลซ์อื่นๆ ที่อยู่ติดกับสไลซ์แพทย์ถัดไปข้างหน้าทีละสไลซ์ โดยจะหยุดเมื่อถึงสไลซ์สุดท้าย (Slice(i=N)) หรือผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพไม่ตรงตามเงื่อนไขการเป็นเนื้อสมองตายอย่างใดอย่างหนึ่ง ในทำนองเดียวกันจะกลับมาพิจารณาสไลซ์ที่อยู่ติดกับสไลซ์แพทย์ย้อนไปในทางตรงกันข้าม ก็จะได้ผลการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายครบทั้งชุดภาพ

ขั้นตอนการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายในสไลซ์ที่กำลังพิจารณามี 7 ขั้นตอนหลักดังแสดงในรูปที่ 3.7

ขั้นตอนที่ 1 พิจารณาภาพทางการแพทย์เทคนิค DWI สไลซ์ที่กำลังพิจารณาโดยพิจารณาเฉพาะบริเวณที่ทำข้อมูลให้เป็นบรรทัดฐานเดียวกันและมีการกำจัดสิ่งแปลกปลอมจากขั้นตอนการประมวลผลภาพเบื้องต้นแล้ว

ขั้นตอนที่ 2 มีการกำหนดบริเวณที่สนใจใหม่ (New ROI) มีขนาดเท่ากับผลลัพธ์ของการแบ่งส่วนเนื้อสมองตายของสไลซ์ก่อนหน้าขยายขนาดออกไปด้านละ 2 จุดภาพ จากนั้นตรวจสอบค่าความเข้มภายในบริเวณที่สนใจใหม่ว่ามีค่าความเข้มอยู่ในช่วงหรือคาบเกี่ยวกับค่าความเข้มสัญญาณของเนื้อสมองตายหรือไม่ หากอยู่ในช่วงหรือคาบเกี่ยวช่วงดังกล่าวจะทำในขั้นตอนที่ 3 ต่อไป แต่ถ้าไม่อยู่ในช่วงหรือคาบเกี่ยวช่วงดังกล่าวจะไม่พิจารณาสไลซ์นั้นและกลับมาพิจารณาสไลซ์ที่อยู่ติดกับแพทย์ย้อนไปในทางตรงกันข้าม

ขั้นตอนที่ 3 กำหนดคอนทัวร์เริ่มต้น เนื่องจากวิถยานิพนธ์นี้เนื้อสมองตายที่พิจารณาเป็นเนื้อสมองตายเพียงก้อนเดียว ดังนั้นจึงกำหนดให้คอนทัวร์เริ่มต้นในสไลซ์ที่พิจารณา มีขนาดเท่ากับผลลัพธ์ของการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากสไลซ์ก่อนหน้าที่ผ่านมาการกร่อนของวัตถุ (Erosion) เพื่อให้คอนทัวร์เริ่มต้นมีขนาดเล็กลง

ขั้นตอนที่ 4 แบ่งส่วนภาพด้วยแอกทีฟคอนทัวร์แบบ Localized region-based active contour ภายในบริเวณที่สนใจใหม่จนครบจำนวนการวนซ้ำ

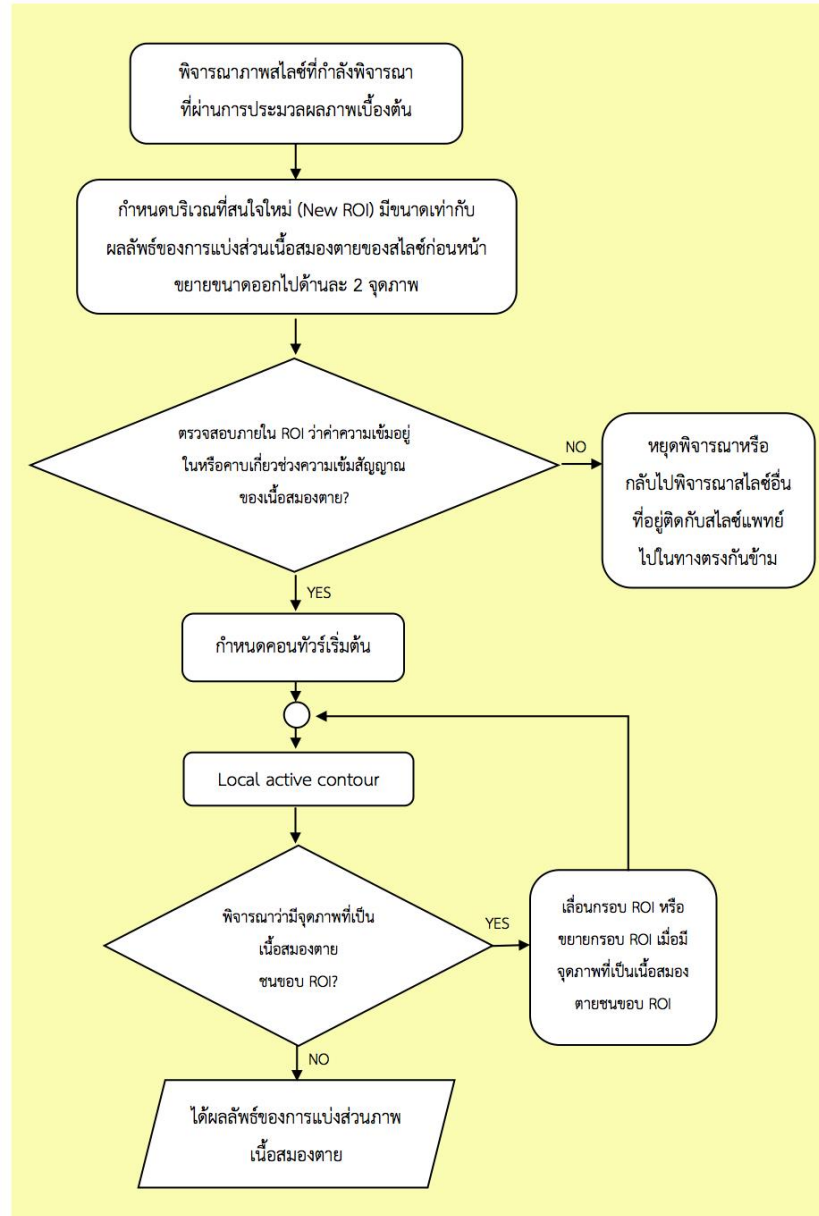
ขั้นตอนที่ 5 เช็จุดจุดภาพของผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพภายในบริเวณที่สนใจใหม่ว่ามีบริเวณเนื้อสมองตาย (จุดภาพที่มีค่ามากกว่า 0) ติดกับขอบบริเวณที่สนใจใหม่หรือไม่ หากมีจะทำการเลื่อนกรอบบริเวณที่สนใจใหม่หรือขยายกรอบบริเวณที่สนใจออกไป 1 จุดภาพ

ขั้นตอนที่ 6 ทำการแบ่งส่วนภาพตาม ขั้นตอนที่ 4 และพิจารณาเงื่อนไขตามขั้นตอนที่ 5 ซ้ำจนกว่าจะไม่มีขอบบริเวณเนื้อสมองติดกับขอบบริเวณที่สนใจใหม่

ขั้นตอนที่ 7 ได้ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากสไลซ์ที่พิจารณา

เมื่อผ่านขั้นตอนสุดท้ายแล้วจะนำผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายไปพิจารณาเงื่อนไขการเป็นเนื้อสมองตายดังที่อธิบายไว้ในหัวข้อ 3.3.2 หากผ่านเงื่อนไขเนื้อสมองตายทั้ง 3 ข้อแสดงว่า

ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพของสไลซ์ที่กำลังพิจารณานั้นเป็นเนื้อสมองตายจริง จากนั้นจะทำการพิจารณาสไลซ์อื่นๆ ต่อไป



รูปที่ 3.7 ขั้นตอนการแบ่งส่วนภาพในสไลซ์ที่พิจารณา

3.4 การหาปริมาตรของเนื้อสมองตาย

หลังจากได้ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายทั้งหมดจากหัวข้อ 3.3 นำผลลัพธ์ในแต่ละสไลซ์มาคำนวณหาปริมาตรของเนื้อสมองตายโดยวิธีการคำนวณปริมาตรดังสมการที่ 3.3

$$Volume_{inf\ arct} = Sum(f_{inf\ arct}) \times Pixelsize \times Slicethickness \quad (3.3)$$

เมื่อ	$Sum(f_{inf\ arc})$	คือ ผลรวมจุดภาพทั้งหมดที่ได้จากการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตาย มีหน่วยเป็น จุดภาพ
	$Pixel\ size$	คือ ขนาดจุดภาพหาได้จากอัตราส่วนระหว่างขนาดของภาพ (Image size) และความละเอียดของภาพ (Matrix size) มีหน่วยเป็นตารางมิลลิเมตร ในวิทยานิพนธ์นี้มีขนาดจุดภาพเท่ากับ 1.02 มิลลิเมตร
	$Slicethickness$	คือ ความหนาในแต่ละสไลซ์ของภาพเทคนิค DWI โดยความหนา 1 สไลซ์ประกอบด้วยความหนาของแต่ละสไลซ์เท่ากับ 4 มิลลิเมตร และช่องว่างระหว่างสไลซ์เท่ากับ 1 มิลลิเมตร

ยกตัวอย่างการคำนวณปริมาตรของเนื้อสมองตายโดยยกตัวอย่างจากชุดข้อมูลภาพ DWI 1 ชุดภาพ เช่น ข้อมูลภาพ DWI บริเวณเนื้อสมองตาย 1 ชุดภาพ มีความละเอียดของภาพ 224×224 จุดภาพ มีขนาดภาพ 230 มิลลิเมตร มีความหนาแต่ละสไลซ์เท่ากับ 4 มิลลิเมตร และช่องว่างระหว่างสไลซ์เท่ากับ 1 มิลลิเมตร จากการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายได้จำนวนจุดภาพทั้งหมด 286 จุดภาพ

$$\begin{aligned} \text{ขนาดจุดภาพ} &= \text{ขนาดภาพ/ขนาดของเมตริกซ์ของภาพ} \\ &= 1.02 \text{ มิลลิเมตร} \end{aligned}$$

จากสมการที่ 3.3

$$\begin{aligned} \text{ปริมาตรของเนื้อสมองตาย} &= 286 \text{ จุดภาพ} \times [(1.02 \times 1.02 \times 4) + (1.02 \times 1.02 \times 1)] \text{ มิลลิเมตร} \\ &= 286 \text{ จุดภาพ} \times [4.16 + 1.04] \text{ ลูกบาศก์มิลลิเมตร} \end{aligned}$$

$$\text{ปริมาตรของเนื้อสมองตาย} = 1,487.78 \text{ ลูกบาศก์มิลลิเมตร/1สไลซ์}$$

บทที่ 4

การทดลองและวิเคราะห์ผล

บทนี้จะนำเสนอการทดลองเพื่อประเมินประสิทธิภาพการแบ่งส่วนและการหาปริมาตรบริเวณเนื้อสมองตายตามขั้นตอนวิธีที่นำเสนอในบทที่ 3 ประเมินประสิทธิภาพการแบ่งส่วนภาพในวิทยานิพนธ์นี้ทำโดยเทียบกับผลที่ทำโดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญด้านระบบประสาทซึ่งจะถือว่าเป็นผลลัพธ์มาตรฐาน (Gold standard) วิทยานิพนธ์นี้พัฒนาโปรแกรมด้วย MATLAB R2013a ประมวลผลบนคอมพิวเตอร์โน้ตบุ๊ก (Notebook) ที่ใช้ระบบปฏิบัติการ Microsoft Window 7 Home Premium 64-bit หน่วยประมวลผล Intel(R) Core(TM) i5 2.4GHz หน่วยความจำ 8 GB

บทนี้จะแบ่งเป็น 5 หัวข้อคือข้อมูลที่ใช้ในการทดลอง เกณฑ์การประเมินประสิทธิภาพ การทดลองเพื่อหาพารามิเตอร์ที่เหมาะสมในการแบ่งส่วนเนื้อสมองตายรวมถึงผลการทดลองและวิเคราะห์ผลการแบ่งส่วนเนื้อสมองตายและการหาปริมาตรของเนื้อสมองตายตามลำดับ

4.1 ข้อมูลที่ใช้ในการทดลอง

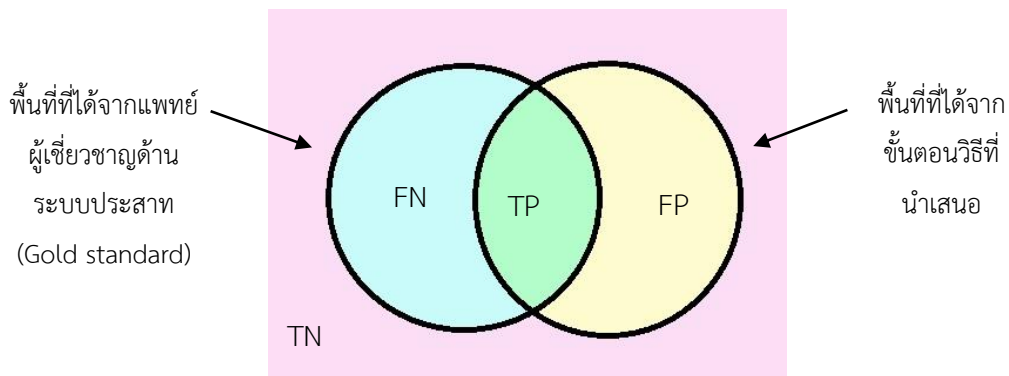
ข้อมูลภาพทางการแพทย์ที่ใช้ในงานวิจัยทั้งหมดเป็นภาพทางการแพทย์จากโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ จากเครื่องสร้างภาพด้วยเรโซแนนซ์แม่เหล็ก (Magnetic Resonance Imaging, MRI) ยี่ห้อ Philips Achieva ความแรงสนามแม่เหล็ก 3 เทสลา (3 Tesla) ด้วยเทคนิค DWI (Diffusion-weighted imaging) ที่บริเวณสมองของผู้ป่วยโรคสมองขาดเลือดเฉียบพลัน (Ischemic acute stroke) ในวันที่ 3 หลังจากเริ่มมีอาการ จำนวน 10 คน ใน 1 ชุดข้อมูลประกอบด้วยภาพจำนวน 30 สไลซ์ แต่ละสไลซ์มีความละเอียด 224 x 224 จุดภาพ แต่ละจุดภาพมีขนาด 1.02 x 1.02 ตารางมิลลิเมตร ความหนาของแต่ละสไลซ์ (Slice thickness) เท่ากับ 4 มิลลิเมตร ช่องว่างระหว่างสไลซ์ (Slice gap) เท่ากับ 1 มิลลิเมตร

4.2 เกณฑ์การประเมินประสิทธิภาพ

ปริมาตรของเนื้อสมองตายที่ถูกต้องที่สุดจะต้องวัดจากเนื้อสมองตายภายในสมองจริงเท่านั้น แต่ในความเป็นจริงไม่สามารถหาปริมาตรที่แท้จริงนี้ได้ อีกทั้งปัจจุบันยังไม่มีเครื่องมือหรือโปรแกรมเชิงพาณิชย์ที่สามารถคำนวณหาปริมาตรของเนื้อสมองตายแบบอัตโนมัติหรือกึ่งอัตโนมัติได้อย่างถูกต้องและแม่นยำที่สุด ดังนั้น วิทยานิพนธ์นี้จึงเทียบผลการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายกับผลจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญด้านระบบประสาทและถือเป็นผลลัพธ์มาตรฐาน (Gold standard)

วิทยานิพนธ์นี้ใช้ผลลัพธ์ของการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญด้านระบบประสาทในหน่วยงานโรคหลอดเลือดสมองโดยตรง (Stroke unit) และมีประสบการณ์ในการทำงาน

เกี่ยวกับด้านระบบประสาทมานานมากกว่า 5 ปี โดยนำมาเปรียบเทียบเชิงปริมาณ (Quantitative) ด้วยค่าทางสถิติ 3 ค่าคือ ค่าความไว (Sensitivity) ค่าความถูกต้อง (Precision) และค่าสัมประสิทธิ์ความเหมือนของไดซ์ (Dice similarity coefficient, DSC) [33] ซึ่งจะอธิบายแต่ละวิธีโดยลำดับ รูปที่ 4.1 แสดงตัวอย่างของพื้นที่บริเวณที่เป็นผลลัพธ์จากผลลัพธ์มาตรฐานกับบริเวณที่แบ่งส่วนได้จากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ



รูปที่ 4.1 พื้นที่ TP (True Positive) สีเขียว, FP (False Positive) สีเหลือง, TN (True Negative) สีชมพู และ FN (False Negative) สีฟ้า

เมื่อ	TP	คือ จำนวนจุดภาพที่ขั้นตอนวิธีที่นำเสนอสามารถแบ่งส่วนภาพบริเวณเนื้อสมองตายได้ถูกต้องสอดคล้องกับผลจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ
	TN	คือ จำนวนจุดภาพที่ขั้นตอนวิธีที่นำเสนอและผลจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญไม่สามารถแบ่งส่วนภาพบริเวณเนื้อสมองตายได้
	FP	คือ จำนวนจุดภาพที่ขั้นตอนวิธีที่นำเสนอแบ่งส่วนภาพได้แต่ไม่สอดคล้องกับผลจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ
	FN	คือ จำนวนจุดภาพที่เป็นเนื้อสมองตายจริง แต่ขั้นตอนวิธีที่นำเสนอแบ่งส่วนภาพบริเวณเนื้อสมองตายไม่สอดคล้องกับผลจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ

1) **ค่าความไว (Sensitivity)** คืออัตราส่วนระหว่างพื้นที่ที่ขั้นตอนวิธีที่นำเสนอสามารถแบ่งส่วนภาพบริเวณเนื้อสมองตายได้ถูกต้องสอดคล้องกับผลจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ (**TP**) เทียบกับพื้นที่ที่ได้จากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญด้านระบบประสาททั้งหมด (**TP + FN**) กล่าวคือขั้นตอนวิธีที่นำเสนอมีความสามารถในการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายได้มากเท่าใดเมื่อเทียบกับผลลัพธ์มาตรฐาน ดังแสดงในสมการที่ 4.1

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

2) **ค่าความถูกต้อง (Precision)** คืออัตราส่วนระหว่างพื้นที่ที่ขั้นตอนวิธีที่นำเสนอสามารถแบ่งส่วนภาพบริเวณเนื้อสมองตายได้ถูกต้องสอดคล้องกับผลจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ (TP) เทียบกับพื้นที่ที่ได้จากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอทั้งหมด ($TP + FP$) กล่าวคือขั้นตอนวิธีที่นำเสนอมีความถูกต้องในการแบ่งส่วนภาพบริเวณเนื้อสมองตายที่เป็นเนื้อสมองตายจริงมากเท่าใด ดังแสดงในสมการที่ 4.2

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

3) **ค่าสัมประสิทธิ์ความเหมือนของไดซ์ (Dice similarity coefficient, DSC) [33]** คืออัตราส่วนระหว่างพื้นที่ที่ขั้นตอนวิธีที่นำเสนอสามารถแบ่งส่วนภาพบริเวณเนื้อสมองตายได้ถูกต้องสอดคล้องกับผลจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ (TP) เทียบกับผลรวมของพื้นที่ภายในที่ได้จากการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอและพื้นที่ภายในที่ได้จากการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากผลลัพธ์มาตรฐานดังแสดงในสมการที่ 4.3

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

เมื่อ $A_{segment}$ คือ พื้นที่ภายในที่ได้จากการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ มีค่าเท่ากับ ($TP + FP$)
 A_{gold} คือ พื้นที่ภายในที่ได้จากการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ มีค่าเท่ากับ ($TP + FN$)

จากการเปรียบเทียบผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเปรียบเทียบกับผลลัพธ์มาตรฐาน โดยทดสอบประสิทธิภาพด้วยค่าทางสถิติ 3 ค่า หากผลลัพธ์ของค่าทางสถิติมีค่าเข้าใกล้ 1 แสดงว่าขั้นตอนวิธีที่นำเสนอมีประสิทธิภาพสูง

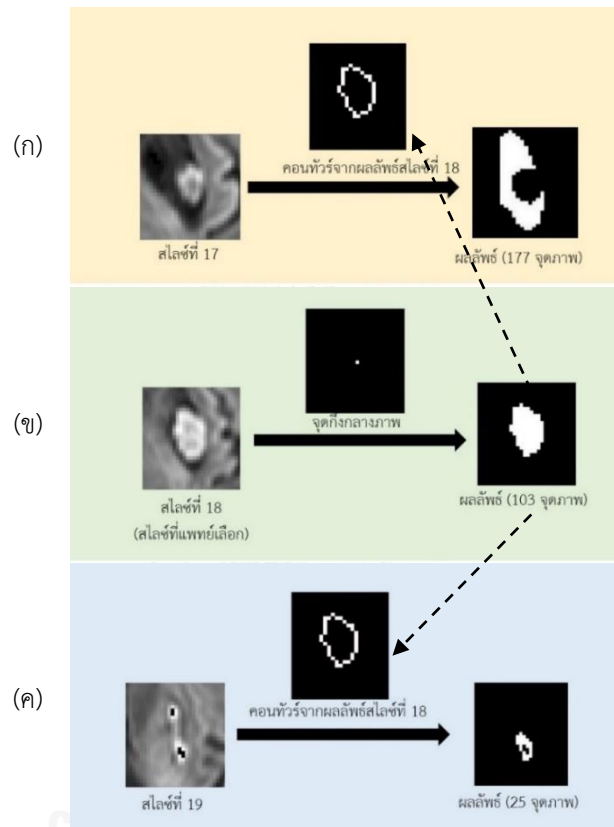
4.3 การทดลองเพื่อหาพารามิเตอร์ที่เหมาะสมในการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตาย

หัวข้อนี้จะกล่าวถึงการกำหนดคอนทัวร์เริ่มต้น (Initial contour) เพื่อใช้ในการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายและการกำหนดบริเวณท้องถิ่นเพื่อกำหนดบริเวณที่ใช้แบ่งแยกข้อสันเหตุบริเวณท้องถิ่นภายในคอนทัวร์ (Local interior region) และภายนอกคอนทัวร์ (Local exterior region) ที่มีความเหมาะสมดังนี้

4.3.1 การกำหนดคอนทัวร์เริ่มต้น

เนื่องจากขนาดของเนื้อสมองตายในสไลซ์ที่แพทย์เลือกมีขนาดใหญ่ที่สุดและสไลซ์อื่นๆ ที่อยู่ถัดไปจากสไลซ์ที่แพทย์เลือกมักมีขนาดเล็กลงตามลำดับดังแสดงในรูปที่ 4.2 โดยในสไลซ์ที่แพทย์

เลือกจะมีการกำหนดคอนทัวร์เริ่มต้นเป็นจุดที่กึ่งกลางภาพ สำหรับการกำหนดคอนทัวร์เริ่มต้นในสไลซ์อื่นๆ ที่กำลังพิจารณาจะใช้ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากสไลซ์ก่อนหน้ามาเป็นคอนทัวร์เริ่มต้นแสดงตัวอย่างในรูปที่ 4.2(ก) และ (ค) หากมีการกำหนดให้ใช้คอนทัวร์เริ่มต้นที่มีขนาดเท่ากับผลลัพธ์ของสไลซ์ก่อนหน้าทั้งชุดภาพจะส่งผลให้การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายได้ผลลัพธ์ไม่ถูกต้อง

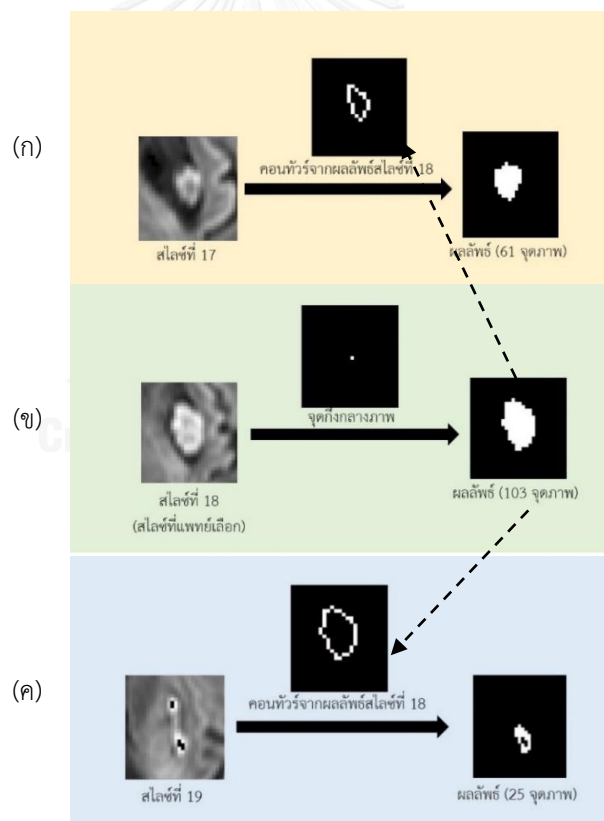


รูปที่ 4.2 ตัวอย่างการกำหนดคอนทัวร์เริ่มต้นและผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพ (ก) ภาพในสไลซ์ที่ 17 คอนทัวร์เริ่มต้นได้จากผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากสไลซ์ที่ 18 และผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพ (ข) ภาพเริ่มต้นสไลซ์ที่ 18 คอนทัวร์เริ่มต้นซึ่งกำหนดโดยจุดกึ่งกลางภาพและภาพผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพ (ค) ภาพในสไลซ์ที่ 19 คอนทัวร์เริ่มต้นได้จากผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากสไลซ์ที่ 18 และภาพผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพ

จากรูปที่ 4.2(ข) ภาพสไลซ์ที่ 18 เป็นสไลซ์ที่แพทย์เลือก มีการใช้คอนทัวร์เริ่มต้นเป็นจุดกึ่งกลางภาพเพื่อทำการแบ่งส่วนภาพและได้ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพ พบว่าสไลซ์ที่อยู่ถัดจากสไลซ์ที่แพทย์เลือกคือภาพสไลซ์ที่ 17 และ 19 มีขนาดของเนื้อสมองตายนี้น้อยกว่าสไลซ์ที่แพทย์เลือก หากใช้ขอบของผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพในสไลซ์ที่แพทย์เลือกดังรูปที่ 4.2(ข) เป็นคอนทัวร์เริ่มต้นสำหรับสไลซ์ถัดไป (สไลซ์ที่ 17 และ 19) จะทำให้ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายนี้น้อยกว่าสไลซ์ที่ 17 และ 19 ได้ผลลัพธ์ที่ไม่ถูกต้องดังภาพผลลัพธ์ในรูปที่ 4.2(ก) และ (ค)

วิทยานิพนธ์นี้จึงมีการกำหนดคอนทัวร์เริ่มต้นในสไลซ์อื่นๆ ที่กำลังพิจารณาโดยนำผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพที่ได้ในสไลซ์ก่อนหน้ามาทำการกร่อนวัตถุให้มีขนาดเล็กลงเพื่อใช้เป็นคอนทัวร์เริ่มต้น เนื่องจากสไลซ์ที่แพทย์เลือกที่มีเนื้อสมองตายขนาดใหญ่ที่สุดและสไลซ์ถัดไปที่อยู่ติดกับสไลซ์ที่แพทย์เลือกเนื้อสมองตายมีขนาดเล็กลงตามลำดับ ดังนั้นจึงกำหนดให้ผลลัพธ์จากสไลซ์ที่แพทย์เลือกมีการกร่อนของวัตถุจำนวนครั้งมากที่สุดคือจำนวน 4 ครั้ง และสไลซ์อื่นๆ ที่อยู่ถัดจากสไลซ์ที่แพทย์เลือกมีการกร่อนของวัตถุจำนวนครั้งลดลงเป็น 3, 2, และ 1 ครั้งตามลำดับความห่างจากสไลซ์ที่แพทย์เลือก เนื่องจากการกร่อนของวัตถุแต่ละครั้งจะได้ผลลัพธ์เป็นวัตถุที่มีขนาดเล็กลง ดังนั้นหากสไลซ์ใดมีการกร่อนของวัตถุแล้วได้ผลลัพธ์ที่เป็น 0 จะกำหนดให้ใช้ผลลัพธ์ของการกร่อนของวัตถุครั้งก่อนหน้ามาเป็นคอนทัวร์เริ่มต้นในสไลซ์ถัดไป

การกร่อนวัตถุของผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากสไลซ์ก่อนหน้าให้มีขนาดเล็กลงเพื่อใช้เป็นคอนทัวร์เริ่มต้นในสไลซ์อื่นๆ ที่พิจารณาจะทำให้ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพมีความถูกต้องยิ่งขึ้นรูปที่ 4.3 แสดงผลลัพธ์การเลือกใช้คอนทัวร์เริ่มต้นและผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพตามวิธีที่ได้นำเสนอ



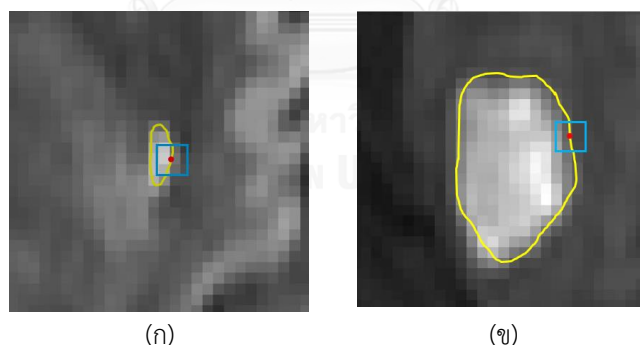
รูปที่ 4.3 ตัวอย่างการกำหนดคอนทัวร์เริ่มต้นและผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพ (ก) ภาพในสไลซ์ที่ 17 คอนทัวร์เริ่มต้นได้จากผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากสไลซ์ที่ 18 ที่กร่อนวัตถุให้คอนทัวร์เริ่มต้นมีขนาดเล็กลง และผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพ (ข) ภาพเริ่มต้นสไลซ์ที่ 18 คอนทัวร์เริ่มต้นซึ่งกำหนดโดยจุดกึ่งกลางภาพและภาพผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพ (ค) ภาพในสไลซ์ที่ 19 คอนทัวร์เริ่มต้นได้จากผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากสไลซ์ที่ 18 ที่กร่อนวัตถุให้คอนทัวร์เริ่มต้นมีขนาดเล็กลง และภาพผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพ

จากรูปที่ 4.3(ก) และ (ค) ภาพสไลซ์ที่ 17 และ 18 เป็นสไลซ์ที่อยู่ถัดออกไปจากสไลซ์ที่แพทย์เลือก มีการกำหนดคอนทราสต์เริ่มต้นโดยการใช้ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากสไลซ์ที่ 18 ซึ่งเป็นสไลซ์ที่แพทย์เลือกรูปที่ 4.3(ข) และกร่อนวัตถุให้มีขนาดเล็กลง พบว่าเมื่อใช้คอนทราสต์เริ่มต้นที่มีขนาดเล็กลงส่งผลให้ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายของภาพสไลซ์ที่ 17 และภาพสไลซ์ที่ 19 ได้ผลลัพธ์ที่ถูกต้องยิ่งขึ้น ในทำนองเดียวกันในสไลซ์อื่นๆ ก็จะได้ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพที่ถูกต้องยิ่งขึ้น

4.3.2 การกำหนดบริเวณท้องถิ่น

การกำหนดบริเวณท้องถิ่นเพื่อจำกัดพื้นที่บริเวณภายในและภายนอกคอนทราสต์เพื่อลดความไม่เป็นเนื้อเดียวกันของภาพ (Heterogeneous) ในวิทยานิพนธ์นี้เลือกใช้ขนาดบริเวณท้องถิ่นเป็นรูปร่างสี่เหลี่ยมจัตุรัส เนื่องจากสี่เหลี่ยมจัตุรัสมีความสะดวกในการเขียนโปรแกรมมากกว่ารูปร่างกลมซึ่งใช้ในงานของ Shawn Lankton และ Allen Tannenbaum [4]

การกำหนดขนาดบริเวณท้องถิ่นคงที่ทั้งชุดภาพโดยไม่คำนึงถึงขนาดของเนื้อสมองตาย จะมีปัญหาในกรณีที่บางสไลซ์ที่กำลังพิจารณามีเนื้อสมองตายขนาดเล็กและเล็กกว่าขนาดบริเวณท้องถิ่นที่เลือกใช้มาก จะส่งผลให้บริเวณสี่เหลี่ยมจัตุรัสที่พิจารณาไม่มีความเป็นบริเวณท้องถิ่นดังรูปที่ 4.4(ก) ในทางตรงกันข้าม หากสไลซ์ที่กำลังพิจารณาเนื้อสมองตายมีขนาดใหญ่และใหญ่มากกว่าขนาดบริเวณท้องถิ่นมาก จะส่งผลให้บริเวณสี่เหลี่ยมจัตุรัสที่พิจารณาไม่มีความเป็นข้อสนเทศท้องถิ่นมากเกินไปดังตัวอย่างรูปที่ 4.4(ข) ส่งผลให้การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายได้ผลลัพธ์ไม่ถูกต้อง



รูปที่ 4.4 การกำหนดขนาดบริเวณท้องถิ่น (สี่เหลี่ยมจัตุรัส) (ก) ขนาดบริเวณท้องถิ่นใหญ่มากเมื่อเทียบกับขนาดเนื้อสมองตาย (ข) ขนาดบริเวณท้องถิ่นเล็กมากเมื่อเทียบกับขนาดของเนื้อสมองตาย

วิทยานิพนธ์นี้จึงมีแนวคิดในการกำหนดบริเวณท้องถิ่นให้มีความเหมาะสมกับขนาดของวัตถุที่จะแบ่งส่วนภาพมากขึ้นโดยกำหนดให้บริเวณท้องถิ่นต้องมีขนาดเล็กกว่าวัตถุ (เนื้อสมองตาย) แต่ต้องไม่เล็กจนเกินไป วิทยานิพนธ์นี้เลือกใช้แบบจำลอง (Model) แทนบริเวณเนื้อสมองตายเป็นรูปร่างกลม ดังนั้นสี่เหลี่ยมจัตุรัสที่ใช้กำหนดบริเวณท้องถิ่นจะต้องมีความกว้างน้อยกว่าเส้นผ่านศูนย์กลางของวงกลมที่แทนเนื้อสมองตายนั่นๆ

4.4 ผลการทดลองและวิเคราะห์ผลการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตาย

หัวข้อนี้จะอธิบายถึงผลการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตาย การประเมินประสิทธิภาพโดยการเปรียบเทียบเชิงปริมาณด้วยค่าทางสถิติ 3 ค่า รวมถึงการวิเคราะห์ผลการทดลองของการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายตามลำดับ

4.4.1 ผลการทดลองการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตาย

จากการทดลองการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายโดยใช้ขั้นตอนวิธีที่ได้นำเสนอ เมื่อนำมาเปรียบเทียบกับผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเทียบกับแพทย์ผู้เชี่ยวชาญด้านระบบประสาทซึ่งถือว่าเป็นผลลัพธ์มาตรฐานได้ผลการแบ่งส่วนภาพแสดงดังตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพทางการแพทย์จากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเทียบกับผลลัพธ์มาตรฐาน

ชุดข้อมูล	สไลซ์ที่พบเนื้อสมองตาย	จำนวนจุดภาพจากผลลัพธ์มาตรฐาน	จำนวนจุดภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ
1	16	4	35
	17	51	38
	18	165	135
	19	109	78
	รวม	329	286
2	17	22	35
	18	71	59
	19	70	46
	20	66	61
	21	113	93
	22	17	48
	รวม	359	342
3	17	24	23
	18	85	60
	19	92	73
	รวม	201	156
4	16	24	37
	17	70	61
	18	107	103
	19	31	35
	20	71	59
	รวม	303	295

ตัวเอียงแสดงหมายเลขสไลซ์ที่แพทย์เลือก, ตัวหนาแสดงจำนวนจุดภาพรวม

ตารางที่ 4.1(ต่อ) ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพทางการแพทย์จากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเทียบกับผลลัพธ์มาตรฐาน

ชุดข้อมูล	สไลซ์ที่พบเมื่อสมองตาย	จำนวนจุดภาพจากผลลัพธ์มาตรฐาน	จำนวนจุดภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ
5	15	28	31
	<u>16</u>	47	43
	17	6	43
	รวม	81	117
6	19	55	26
	<u>20</u>	109	85
	21	88	64
	22	3	0
	รวม	255	175
7	13	6	0
	14	3	0
	15	2	0
	16	11	19
	17	35	39
	18	79	60
	<u>19</u>	96	70
	20	56	49
	รวม	288	237
8	15	99	72
	16	183	155
	<u>17</u>	195	189
	18	177	137
	รวม	654	553
9	15	0	41
	16	24	68
	<u>17</u>	112	102
	18	77	70
	รวม	213	281
10	17	40	40
	18	88	85
	<u>19</u>	173	154
	20	157	138
	รวม	485	417

ตัวเอียงแสดงหมายเลขสไลซ์ที่แพทย์เลือก, ตัวหนาแสดงจำนวนจุดภาพรวม

4.4.2 การประเมินประสิทธิภาพโดยอ้างอิงค่าทางสถิติ

การประเมินประสิทธิภาพโดยการเปรียบเทียบเชิงปริมาณโดยการอ้างอิงค่าทางสถิติ 3 ค่า พบว่าการแบ่งส่วนภาพบริเวณเนื้อสมองตายโดยขั้นตอนวิธีที่นำเสนอมีความไวเฉลี่ยในการแบ่งส่วนภาพบริเวณเนื้อสมองตายเท่ากับ 0.83 มีความถูกต้องเฉลี่ยในการแบ่งส่วนภาพบริเวณเนื้อสมองตายเท่ากับ 0.85 และมีค่าสัมประสิทธิ์ความเหมือนของไคซ์เท่ากับ 0.80 เมื่อเทียบกับผลลัพธ์มาตรฐาน แสดงผลการประเมินประสิทธิภาพโดยอ้างอิงค่าทางสถิติดังตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 ผลลัพธ์การเปรียบเทียบเชิงปริมาณโดยอ้างอิงค่าทางสถิติ 3 ค่าคือ Sensitivity, Precision และ DSC ของชุดข้อมูล 10 ชุดตามลำดับ

ชุดข้อมูล	Sensitivity	Precision	Dice Similarity Coefficient (DSC)
1	0.82	0.78	0.70
2	0.87	0.83	0.80
3	0.77	0.94	0.84
4	0.68	0.62	0.64
5	0.94	0.65	0.68
6	0.66	1.00	0.79
7	0.87	0.90	0.86
8	0.82	0.99	0.90
9	0.94	0.78	0.81
10	0.91	0.97	0.94
ค่าเฉลี่ย	0.83	0.85	0.80

จากตารางที่ 4.2 พบว่าค่าทางสถิติทั้ง 3 ค่าได้แก่ค่าความไว ค่าความถูกต้อง และค่าสัมประสิทธิ์ความเหมือนของไคซ์มีค่าเข้าใกล้ 1 ซึ่งแสดงว่าขั้นตอนวิธีที่นำเสนอมีประสิทธิภาพการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายค่อนข้างดี

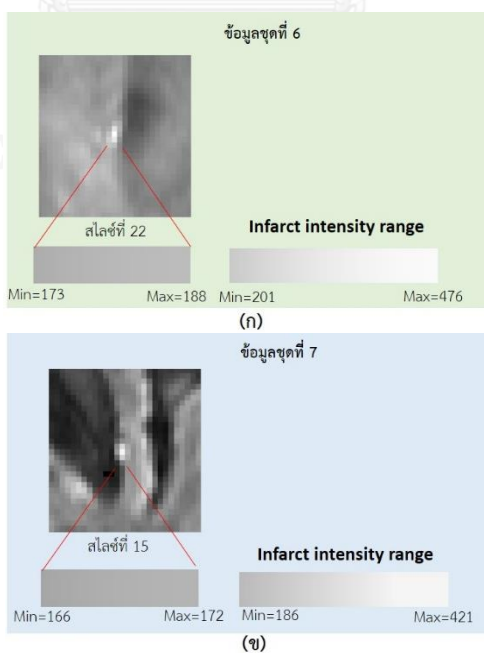
4.4.3 การวิเคราะห์ผลการทดลองการแบ่งส่วนเนื้อสมองตาย

ผลการทดลองการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายโดยรวมพบว่าพื้นที่ส่วนใหญ่จากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอน้อยกว่าผลลัพธ์มาตรฐานโดยมีค่าความไวเฉลี่ยเท่ากับ 0.83 มีความถูกต้องเฉลี่ยเท่ากับ 0.85 และมีค่าสัมประสิทธิ์ความเหมือนของไคซ์เท่ากับ 0.80 ตามลำดับ โดยพบปัญหาแบ่งออกเป็น 3 ประเด็นหลักคือ ปัญหาบริเวณสไลซ์ต้นๆ และสไลซ์ปลายๆ ที่พบเนื้อสมองตาย ปัญหาเกี่ยวกับลักษณะกายวิภาคศาสตร์ของสมอง และปัญหาความไม่เกี่ยวเนื่องกันของข้อมูลเนื้อสมองตายในสไลซ์ที่อยู่ติดกันตามลำดับดังนี้

1) ปัญหาบริเวณสไลซ์ต้นๆ และสไลซ์ปลายๆ ที่พบเนื้อสมองตาย

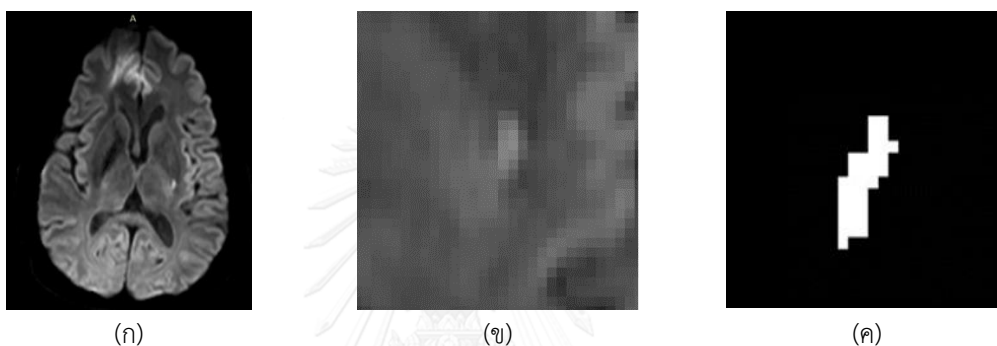
ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอจากตารางที่ 4.1 พบว่าขั้นตอนวิธีที่นำเสนอส่วนมากจะได้ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพน้อยกว่าผลลัพธ์มาตรฐาน โดยพิจารณาในแต่ละชุดข้อมูลจะเห็นว่าผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากสไลซ์ที่แพทย์เลือกได้ผลลัพธ์มากที่สุด และสไลซ์ที่อยู่ถัดออกไปจากสไลซ์ที่แพทย์เลือกมีผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพน้อยลงตามลำดับ แต่เมื่อสังเกตบริเวณสไลซ์ต้นๆ และสไลซ์ปลายๆ ที่พบเนื้อสมองตายในบางชุดข้อมูลพบว่าขั้นตอนวิธีที่นำเสนอไม่สามารถแบ่งส่วนภาพได้หรือแบ่งส่วนภาพได้ แต่ได้ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพที่ไม่ถูกต้อง ในหัวข้อนี้จะอธิบายปัญหาบริเวณสไลซ์ต้นๆ และสไลซ์ปลายๆ ที่พบปัญหาออกเป็น 2 ข้อดังนี้

1.1) จำนวนสไลซ์ที่พบเนื้อสมองตายจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอและผลลัพธ์มาตรฐาน เท่ากันทุกชุดข้อมูล มีเพียง 2 ชุดภาพ (คือชุดภาพที่ 6 และ 7) จากตารางที่ 4.1 ที่ขั้นตอนวิธีที่นำเสนอพบจำนวนสไลซ์ที่เป็นเนื้อสมองตายน้อยกว่าผลลัพธ์มาตรฐาน เนื่องจากบริเวณสไลซ์ปลายๆ ที่พบเนื้อสมองตายในชุดภาพที่ 6 แสดงในรูปที่ 4.5(ก) และสไลซ์ปลายๆ ต้นๆ ที่พบเนื้อสมองตายในชุดภาพที่ 7 แสดงในรูปที่ 4.5(ข) เนื้อสมองตายนี้นั้นมีขนาดเล็กมากเมื่อเทียบกับสไลซ์ที่แพทย์เลือกและบริเวณเนื้อสมองตายนี้นั้นไม่อยู่ในช่วงความเข้มสัญญาณของเนื้อสมองตายที่ได้สอนระบบไว้ดังแสดงในรูปที่ 4.5 ทำให้สไลซ์นั้นไม่ถูกนำมาพิจารณา ส่งผลให้ขั้นตอนวิธีที่นำเสนอได้จำนวนสไลซ์ที่เป็นเนื้อสมองตายน้อยกว่าผลลัพธ์มาตรฐาน



รูปที่ 4.5 ช่วงความเข้มสัญญาณในสไลซ์ต้นๆ และปลายๆ ที่กำลังพิจารณา เปรียบเทียบกับช่วงความเข้มสัญญาณของเนื้อสมองตาย (ก) สไลซ์ที่ 22 ในชุดข้อมูลที่ 6 มีค่าความเข้มสัญญาณไม่อยู่ในช่วงความเข้มสัญญาณของเนื้อสมองตาย (ข) สไลซ์ที่ 15 ในชุดข้อมูลที่ 7 มีค่าความเข้มสัญญาณไม่อยู่ในช่วงความเข้มสัญญาณของเนื้อสมองตาย

1.2) ขนาดผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอมีจำนวนจุดภาพมากกว่าผลลัพธ์มาตรฐาน โดยเฉพาะบริเวณสไลซ์ต้นที่พบเนื้อสมองตาย (ในข้อมูลชุดที่ 1, 4, 7 และ 9) และทั้งบริเวณสไลซ์ต้นและสไลซ์ปลายที่พบเนื้อสมองตาย (ในชุดข้อมูลที่ 2 และ 5) ดังตัวอย่างรูปที่ 4.6 ที่เป็นสไลซ์ต้นที่พบเนื้อสมองตาย (สไลซ์ที่ 16) ของชุดข้อมูลที่ 1 พบว่าเนื้อสมองตายมีขนาดเล็กและจุดภาพบริเวณขอบของเนื้อสมองตายมีค่าใกล้เคียงกับจุดภาพบริเวณข้างเคียงดังรูปที่ 4.6(ข) ซึ่งไม่สามารถแยกขอบของเนื้อสมองตายที่แท้จริงได้อย่างชัดเจน ทำให้แอกทิฟคอนทัวร์นำจุดภาพบริเวณข้างเคียงนั้นมาเป็นผลลัพธ์ของเนื้อสมองตายด้วย ดังนั้นผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอจึงมีขนาดใหญ่กว่าผลลัพธ์มาตรฐานดังรูปที่ 4.6(ค)



รูปที่ 4.6 ตัวอย่างภาพทางการแพทย์ที่พบเนื้อสมองตายและผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพ (ก) ภาพ DWI ที่พบเนื้อสมองตายมีขนาดเล็กและจุดภาพบริเวณขอบของเนื้อสมองตายมีค่าใกล้เคียงกับจุดภาพบริเวณข้างเคียง (ข) ภาพขยายของภาพ DWI บริเวณที่พบเนื้อสมองตาย (ค) ภายขยายของผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเปรียบเทียบขนาดกับภาพ (ข)

จากปัญหาสไลซ์ต้นๆ และสไลซ์ปลายๆ ที่พบเนื้อสมองตายที่มีขนาดเล็กมากเมื่อเทียบกับสไลซ์ที่แพทย์เลือกและมีความเข้มสัญญาณต่ำ มีความแตกต่างจากบริเวณเนื้อเยื่อข้างเคียงไม่มากนักส่งผลให้เกิดความผิดพลาดในการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตาย ดังนั้นวิทยานิพนธ์นี้จึงมีการประเมินประสิทธิภาพของขั้นตอนวิธีที่นำเสนอใหม่ โดยนำผลลัพธ์ที่ได้ตารางที่ 4.1 มาตัดภาพสไลซ์ต้นทั้ง 1 สไลซ์ และภาพสไลซ์ปลายทั้ง 1 สไลซ์ ยกเว้นในกรณีที่สไลซ์ต้นและสไลซ์ปลายเป็นสไลซ์ที่แพทย์เลือก ก็จะคงสไลซ์นั้นไว้ ได้ผลลัพธ์ดังแสดงในตารางที่ 4.3

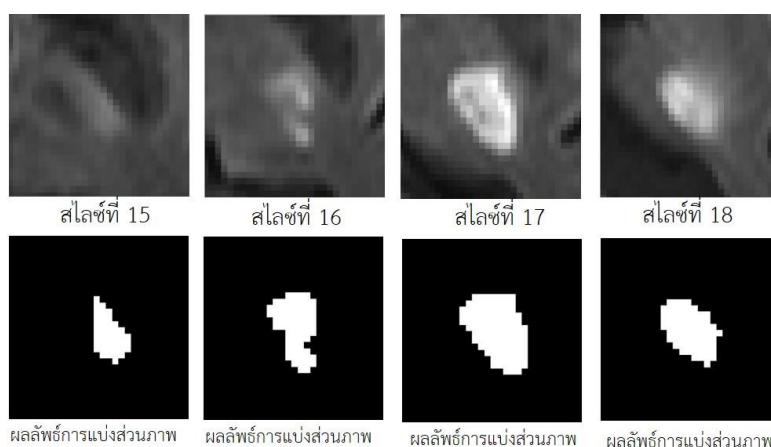
จากตารางที่ 4.3 แสดงผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพบริเวณเนื้อสมองตายของขั้นตอนวิธีที่นำเสนอหลังจากไม่พิจารณาบริเวณสไลซ์ต้นและสไลซ์ปลายที่พบเนื้อสมองตาย พบว่าขั้นตอนวิธีที่นำเสนอมีค่าความไวเฉลี่ย ค่าความถูกต้องเฉลี่ย และค่าสัมประสิทธิ์ความเหมือนของโดซีในการแบ่งส่วนภาพบริเวณเนื้อสมองตายเท่ากับ 0.84, 0.94 และ 0.88 เมื่อเทียบกับผลลัพธ์มาตรฐานตามลำดับ จะเห็นว่าเมื่อไม่พิจารณาสไลซ์ที่เป็นปัญหาสำหรับการแบ่งส่วนเนื้อสมองตายพบว่าขั้นตอนวิธีที่นำเสนอมีประสิทธิภาพสูงมากขึ้น

ตารางที่ 4.3 ผลลัพธ์การเปรียบเทียบเชิงปริมาณโดยอ้างอิงค่าทางสถิติ 3 ค่าคือ Sensitivity, Precision และ DSC ของชุดข้อมูล 10 ชุด โดยไม่พิจารณาสไลซ์ต้นและสไลซ์ปลายที่พบเนื้อสมองตายตามลำดับ

ชุดข้อมูล	Sensitivity	Precision	Dice Similarity Coefficient (DSC)
1	0.78	1.00	0.88
2	0.80	0.99	0.88
3	0.73	0.98	0.84
4	0.81	0.84	0.82
5	0.91	1.00	0.96
6	0.78	1.00	0.88
7	0.83	0.97	0.88
8	0.90	0.99	0.94
9	0.96	0.68	0.74
10	0.92	0.99	0.96
ค่าเฉลี่ย	0.84	0.94	0.88

วิทยานิพนธ์นี้มีการตัดสไลซ์ต้นและสไลซ์ปลายทิ้งเพื่อความเป็นระบบและอัตโนมัติจึงใช้หลักเกณฑ์เดียวกันในการตัดสไลซ์ทั้ง 10 ชุดข้อมูลดังกล่าวมาแล้วนั้น แต่เนื่องจากบางชุดข้อมูลที่พบปัญหาที่สไลซ์ต้นเพียงอย่างเดียว (ในข้อมูลชุดที่ 1, 4, 7 และ 9) ทำให้ต้องตัดสไลซ์ปลายทิ้งไปด้วยจึงอาจทำให้ผลการประเมินประสิทธิภาพของขั้นตอนวิธีที่นำเสนอผิดไปจากที่ควรจะเป็นได้

ตัวอย่างผลการแบ่งส่วนภาพในชุดข้อมูลที่ 9 ดังแสดงในรูปที่ 4.7 พบปัญหาที่สไลซ์ต้น (สไลซ์ที่ 15) ที่แบ่งส่วนภาพไม่ถูกต้อง ส่วนสไลซ์ปลาย (สไลซ์ที่ 18) เป็นสไลซ์ที่ได้ผลลัพธ์การแบ่งส่วนเนื้อสมองตายที่ถูกต้อง แต่เนื่องจากเกณฑ์ในการตัดสไลซ์ทั้งสไลซ์ต้นและสไลซ์ปลายทิ้ง ทำให้สไลซ์ที่ 18 ถูกตัดทิ้งด้วย ส่งผลให้ค่าทางสถิติของชุดข้อมูลที่ 9 ที่ถูกตัดสไลซ์ต้นและสไลซ์ปลายทิ้งมีค่าความไวและค่าสัมประสิทธิ์ความเหมือนของโดซ์ต่ำกว่าการพิจารณาทุกสไลซ์ที่พบเนื้อสมองตาย ซึ่งถือว่าเป็นข้อจำกัดอย่างหนึ่งของขั้นตอนวิธีที่นำเสนอของวิทยานิพนธ์นี้

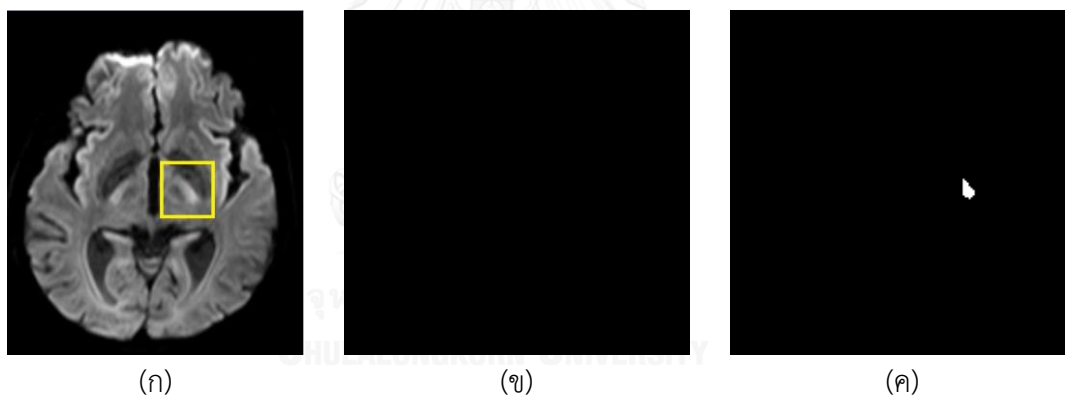


รูปที่ 4.7 ตัวอย่างข้อมูลชุดที่ 9 ที่พบเนื้อสมองตายและผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตาย

2) ปัญหาจากลักษณะกายวิภาคศาสตร์ของสมอง

ลักษณะของสมองใหญ่ (Cerebrum) ประกอบด้วย 2 ซีกแยกออกจากกันเป็นสมองซีกซ้าย และซีกขวาด้วยระนาบแบ่งซีกขวาโดยช่องตามยาวแนวกลาง (Medial longitudinal fissure) เมื่อตัดสมองในแนวขวางก็จะเห็นสมองแบ่งแยกเป็น 2 ซีก โดยสมองทั้งสองซีกจะมีลักษณะเหมือนกัน

จากตัวอย่างข้อมูลชุดที่ 9 ดังแสดงในรูปที่ 4.8(ก) ภายในบริเวณที่สนใจ (กรอบสี่เหลี่ยม) ไม่ใช่บริเวณเนื้อสมองตาย แต่เป็นส่วนด้านหลังของ Internal capsule ซึ่งปรากฏทั้งสองซีกสมอง ณ ตำแหน่งเดียวกันมีค่าความเข้มสัญญาณสูงกว่าเนื้อเยื่อสมองข้างเคียง หากมีการพิจารณาและแบ่งส่วนภาพด้วยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญด้านระบบประสาท แพทย์ผู้ทำการประเมินจะอาศัยความรู้ทางกายวิภาคศาสตร์ของสมองทำให้รู้ว่าสไลซ์นั้นไม่ใช่เนื้อสมองตายจึงไม่พิจารณาสไลซ์นั้นแสดงในรูปที่ 4.8(ข) แต่เนื่องจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเมื่อมีการกำหนดบริเวณที่สนใจและภายในบริเวณที่สนใจนั้นมีความเข้มสัญญาณอยู่ในช่วงหรือคาบเกี่ยวช่วงความเข้มของเนื้อสมองตายจะต้องทำการแบ่งส่วนภาพในสไลซ์นั้น ส่งผลให้ได้ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายที่ได้ไม่ถูกต้องดังแสดงในรูปที่ 4.8(ค) ซึ่งเป็นข้อจำกัดอีกหนึ่งของขั้นตอนวิธีที่นำเสนอในวิทยานิพนธ์นี้

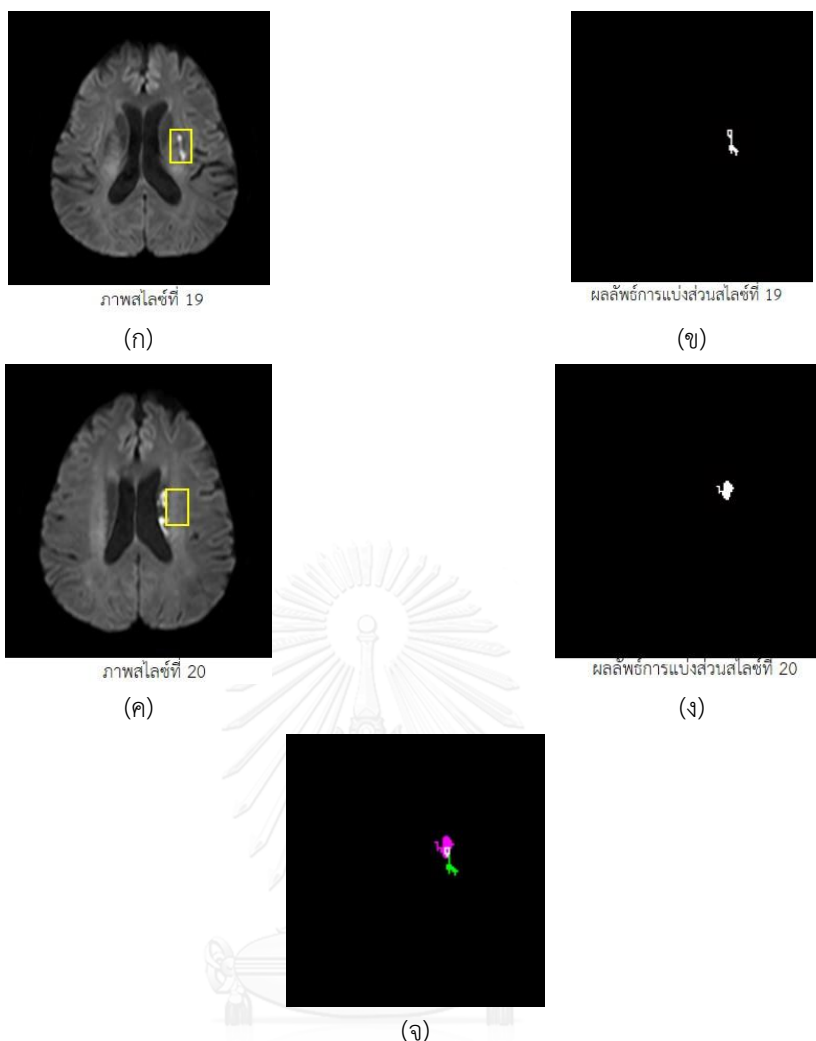


รูปที่ 4.8 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเปรียบเทียบกับผลลัพธ์มาตรฐาน (ก) ภาพทางการแพทย์ DWI ภายในบริเวณที่สนใจ (กรอบสี่เหลี่ยม) คือบริเวณส่วนด้านหลังของ Internal capsule มีอยู่ทั้งสองข้างของสมองและมีความเข้มของสัญญาณอยู่ในช่วงความเข้มสัญญาณของเนื้อสมองตาย (ข) ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากผลลัพธ์มาตรฐาน (ค) ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ

3) ปัญหาความไม่เกี่ยวเนื่องกันของข้อมูลเนื้อสมองตายในสไลซ์ที่อยู่ติดกัน

จากการเรียนรู้ข้อมูลของเนื้อสมองตายพบว่าลักษณะของเนื้อสมองตายก่อนเดียวกันควรจะมีความต่อเนื่อง (Connect) และมีความเข้มสัญญาณที่ใกล้เคียงกันทั้งก่อน

จากตัวอย่างชุดข้อมูลที่ 4 ในรูปที่ 4.9 เมื่อดูด้วยตาพบว่าตำแหน่งที่พบเนื้อสมองตายในภาพสไลซ์ที่ 19 และ 20 ไม่มีความต่อเนื่องหรือเกี่ยวเนื่องกัน ซึ่งอาจจะเป็นเนื้อสมองตายคนละก้อน ดังแสดงในรูปที่ 4.9(ก) และรูปที่ 4.9(ค) แต่ขั้นตอนวิธีที่นำเสนอให้ผลผิดพลาด ดังจะได้อธิบายต่อไป



รูปที่ 4.9 การแบ่งส่วนภาพบริเวณเนื้อสมองตายกรณีจุดภาพที่ตำแหน่งเดียวกันในสไลซ์ที่ติดกันไม่มีความเกี่ยวเนื่อง (ก) และ (ค) ภาพสไลซ์ที่ 19 และสไลซ์ที่ 20 ตามลำดับ บริเวณที่สนใจแสดงด้วยกรอบสี่เหลี่ยม (ข) และ (ง) ผลลัพธ์ที่ได้จากการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายของภาพสไลซ์ที่ 19 และ 20 ตามลำดับ (จ) ผลลัพธ์การตรวจสอบเงื่อนไขการเป็นเนื้อสมองตายของภาพสไลซ์ที่ 19 และ 20 พบว่าสไลซ์ที่ 19 และ 20 มีตำแหน่งจุดภาพที่ตำแหน่งเดียวกันเชื่อมต่อกัน

เนื่องจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอจะมีการกำหนดบริเวณที่สนใจใหม่ เพื่อใช้เป็นบริเวณที่สนใจในสไลซ์ที่กำลังพิจารณา (สไลซ์ที่ 20) โดยกำหนดให้มีขนาดเท่ากับขนาดบริเวณที่สนใจจากผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากสไลซ์ก่อนหน้า (สไลซ์ที่ 19) ดังรูปที่ 4.9(ก) และขยายขนาดด้านละ 2 จุดภาพจากนั้นต้องพิจารณาภายในบริเวณที่สนใจว่ามีค่าความเข้มสัญญาณอยู่ในช่วงความเข้มสัญญาณของเนื้อสมองตายหรือไม่ พบว่าค่าความเข้มสัญญาณบริเวณที่สนใจในสไลซ์ที่ 20 อยู่ในช่วงความเข้มสัญญาณของเนื้อสมองตายจึงต้องทำการแบ่งส่วนภาพในสไลซ์นั้น ส่งผลให้ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพในสไลซ์ที่ 20 แบ่งส่วนภาพได้ไม่ถูกต้องแสดงตัวอย่างในรูปที่ 4.9(ง) อีกทั้งจากการออกแบบขั้นตอน

วิธีที่นำเสนอจะใช้ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากสไลซ์ที่ 19 เป็นคอนทราสต์เริ่มต้นในสไลซ์ที่ 20 พบว่าตำแหน่งผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากสไลซ์ที่ 19 อยู่ห่างจากบริเวณเนื้อสมองตายที่ต้องการแบ่งส่วนในสไลซ์ที่ 20 ส่งผลให้แอกทีฟคอนทราสต์แบ่งส่วนภาพในสไลซ์ที่ 20 ได้ผลลัพธ์ที่ไม่ถูกต้อง และเมื่อได้ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพต้องนำมาตรวจสอบเงื่อนไขการเป็นเนื้อสมองตาย จากรูปที่ 4.9(จ) พบว่าสไลซ์ที่ 20 มีตำแหน่งจุดภาพเชื่อมต่อกับตำแหน่งจุดภาพเดียวกันในสไลซ์ที่ 19 โดยมีค่าความเข้มสัญญาณและขนาดของผลลัพธ์อยู่ในเงื่อนไขที่กำหนดจึงต้องถือว่าสไลซ์ที่ 20 เป็นผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพของเนื้อสมองตายจริง ซึ่งส่งผลให้ผลลัพธ์ที่ได้ไม่ถูกต้อง ดังนั้นกรณีปัญหาความไม่เกี่ยวเนื่องกันของข้อมูลเนื้อสมองตายในสไลซ์ที่อยู่ติดกันจึงเป็นข้อจำกัดอีกหนึ่งข้อของขั้นตอนวิธีที่นำเสนอในวิทยานิพนธ์

4.5 การหาปริมาตรของเนื้อสมองตาย

การที่ปริมาตรของเนื้อสมองตายจะถูกต้องหรือไม่นั้น ขึ้นอยู่กับผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายที่ได้ โดยวิธีการคำนวณปริมาตรทำได้ดังกล่าวถึงแล้วในหัวข้อ 3.4 และค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของปริมาตรของเนื้อสมองตายสามารถหาได้จากสมการที่ 4.4

$$\text{เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน} = (\text{ปริมาตรจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ} - \text{ปริมาตรจากผลลัพธ์มาตรฐาน}) / \text{ปริมาตรจากผลลัพธ์มาตรฐาน} \times 100 \quad (4.4)$$

ผลลัพธ์การคำนวณปริมาตรของเนื้อสมองตายและเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของทั้งชุดข้อมูลแสดงในตารางที่ 4.4 โดยมีค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุดคือ 2.6 เปอร์เซ็นต์จากข้อมูลภาพชุดที่ 4 และมากที่สุดคือ 44.4 เปอร์เซ็นต์จากข้อมูลชุดภาพที่ 5 จากตารางที่ 4.4 พบว่าชุดข้อมูลส่วนใหญ่จากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอมีปริมาตรน้อยกว่าผลลัพธ์มาตรฐาน ยกเว้นชุดที่ 5 และ 9 ที่มากกว่า จากการวิเคราะห์ผลพบว่าบริเวณสไลซ์ปลายที่พบเนื้อสมองตายในชุดข้อมูลที่ 5 เนื้อสมองตายมีขนาดเล็กและจุดภาพมีค่าความเข้มสัญญาณใกล้เคียงกับจุดภาพบริเวณข้างเคียง ทำให้แอกทีฟคอนทราสต์นำจุดภาพบริเวณข้างเคียงมาเป็นผลลัพธ์ของเนื้อสมองตาย ส่วนบริเวณสไลซ์ต้นที่พบเนื้อสมองตายในชุดข้อมูลที่ 9 พบว่าวัตถุบริเวณที่มีความเข้มสัญญาณสูงภายในบริเวณที่สนใจไม่ใช่เนื้อสมองตายแต่เป็นเนื้อสมองปกติที่อยู่ส่วนหลังของ Internal capsule หากมีการนำความรู้เกี่ยวกับกายวิภาคศาสตร์ของสมองมาประกอบแบบเดียวกับที่แพทย์ผู้เชี่ยวชาญใช้ในการตัดสินใจว่าเป็นก้อนเนื้อสมองตายหรือไม่ก็จะช่วยแก้ปัญหานี้ได้ ดังนั้นวิทยานิพนธ์นี้จึงประเมินประสิทธิภาพของขั้นตอนวิธีที่นำเสนออีกครั้ง โดยตัดสไลซ์ต้นและสไลซ์ปลายที่มีปัญหาดังที่กล่าวมาแล้ว (ในหัวข้อ 4.4.3) แสดงผลลัพธ์ในตารางที่ 4.4

ตารางที่ 4.4 แสดงผลลัพธ์ปริมาณรวมของเนื้อสมองตายและเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของทั้งชุดข้อมูล และตัดสไลซ์ต้นและสไลซ์ปลายที่มีปัญหาทั้ง โดยเทียบผลลัพธ์จากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอกับผลลัพธ์มาตรฐาน

ชุดข้อมูล	ปริมาณรวมจากผลลัพธ์มาตรฐาน (ลูกบาศก์มิลลิเมตร)		ปริมาณรวมจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ (ลูกบาศก์มิลลิเมตร)		เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน (%)	
	รวมทุกสไลซ์	ตัดสไลซ์ต้นและสไลซ์ปลาย	รวมทุกสไลซ์	ตัดสไลซ์ต้นและสไลซ์ปลาย	รวมทุกสไลซ์	ตัดสไลซ์ต้นและสไลซ์ปลาย
1	1,711	1,124	1,488	900	-13.1	-19.9
2	1,868	1,665	1,779	1,347	-4.7	-19.1
3	1,046	921	812	692	-22.4	-24.9
4	1,576	1,082	1,535	1,035	-2.6	-4.3
5	421	244	609	224	44.4	-8.5
6	1,327	567	910	442	-31.4	-22.0
7	1,498	1,092	1,233	879	-17.7	-19.5
8	3,402	1,966	2,877	1,789	-15.4	-9.0
9	1,108	707	1,462	884	31.9	25.0
10	2,383	1,358	2,169	1,243	-9.0	-8.4

จากตารางที่ 4.4 พบว่าเมื่อตัดสไลซ์ต้นและสไลซ์ปลายที่พบปัญหาบ่อยที่สุดทั้งโดยใช้หลักเกณฑ์การตัดสไลซ์เดียวกันทั้ง 10 ชุดข้อมูลทำให้ขั้นตอนวิธีที่นำเสนอมีเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุดและมากที่สุดเท่ากับ 4.3 และ 25 เปอร์เซ็นต์ ดังได้วิเคราะห์ไว้ในหัวข้อ 4.4.3 แล้วว่าพื้นที่ส่วนใหญ่จากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอมีค่าน้อยกว่าพื้นที่จากผลลัพธ์มาตรฐาน แต่ในสไลซ์ต้นและสไลซ์ปลายที่มีปัญหากลับได้พื้นที่มากกว่า ทำให้การคำนวณปริมาณจากชุดข้อมูลที่รวมทุกสไลซ์ในตารางที่ 4.4 ใกล้เคียงกับผลลัพธ์มาตรฐานมากกว่าปริมาณจากชุดข้อมูลที่ตัดสไลซ์ต้นและปลายทิ้ง

อย่างไรก็ตาม ปริมาณที่คำนวณได้มีความคลาดเคลื่อนได้มาก เนื่องจากภาพสไลซ์จากเทคนิค DWI ที่ใช้ในวิทยานิพนธ์นี้มีความหนา 4 มิลลิเมตร และช่องว่างระหว่างสไลซ์ (Slice gap) 1 มิลลิเมตร ทำให้การแบ่งส่วนภาพผิดพลาดไปเพียง 1 จุดภาพ ส่งผลให้การคำนวณปริมาตรแตกต่างกันได้ถึง 5.2 ลูกบาศก์มิลลิเมตร (1 จุดภาพ $\times [(1.02 \times 1.02 \times 4) + (1.02 \times 1.02 \times 1)]$ ลูกบาศก์มิลลิเมตร)

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้ประยุกต์ใช้เทคนิคการแบ่งส่วนภาพทางการแพทย์ MRI เทคนิค Diffusion-weighted imaging (DWI) ด้วยวิธีที่นำเสนอโดย Tony F. Chan และ Luminita A. Vese [3] และที่นำเสนอโดย Shawn Lankton และ Allen Tannenbaum [4] เพื่อหาปริมาตรของเนื้อสมองตาย (Infarct) จากโรคสมองขาดเลือดเฉียบพลัน (Acute Ischemic Stroke) จากภาพทางการแพทย์ MRI ด้วยเทคนิค DWI ในวันที่ 3 หลังจากเกิดอาการซึ่งจะเห็นความเข้มสัญญาณบริเวณเนื้อสมองตายได้ชัดเจนที่สุด โดยขั้นตอนวิธีที่นำเสนอทดสอบกับภาพ DWI 10 ชุดข้อมูล ในแต่ละชุดข้อมูลประกอบไปด้วย 30 ภาพ

ขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเริ่มจากบริเวณที่แพทย์ผู้เชี่ยวชาญเลือกให้ครอบคลุมบริเวณเนื้อสมองตายที่มีขนาดใหญ่ที่สุดและมีความเข้มสัญญาณสูงที่สุดในชุดภาพ จากนั้นจะทำการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอที่ไล่สไลซ์ไปทางข้างหน้าจนกว่าจะถึงสไลซ์สุดท้ายหรือไม่ตรงตามเงื่อนไขเนื้อสมองตายก็จะย้อนกลับมาพิจารณาสไลซ์ที่ติดกับสไลซ์ที่แพทย์เลือกไปในทิศทางตรงกันข้ามตามลำดับ

วิทยานิพนธ์นี้มีการสอนระบบให้เรียนรู้ข้อมูลของเนื้อสมองตายจากผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากสไลซ์ที่แพทย์เลือกเพื่อใช้กำหนดเงื่อนไขการเป็นเนื้อสมองตาย 3 ข้อ คือเนื้อสมองตายในสไลซ์ที่กำลังพิจารณาต้องมีความเข้มอยู่ในช่วงหรือคาบเกี่ยวกับช่วงความเข้มสัญญาณของเนื้อสมองตายเงื่อนไขข้อที่สองเนื้อสมองตายก่อนเดียวกันในสไลซ์ที่ติดกันจะต้องมีตำแหน่งจุดภาพเชื่อมต่อกัน และเงื่อนไขข้อสุดท้ายคือในสไลซ์ที่กำลังพิจารณา เนื้อสมองตายสามารถมีขนาดใหญ่กว่าขนาดเนื้อสมองตายในสไลซ์ที่แพทย์เลือกไม่เกิน 10 เปอร์เซ็นต์ และจะใช้ทั้ง 3 ข้อเป็นเกณฑ์ในการพิจารณาความเป็นเนื้อสมองตายในสไลซ์อื่นๆ

การประเมินประสิทธิภาพของผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเปรียบเทียบกับแพทย์ผู้เชี่ยวชาญด้านระบบประสาทซึ่งถือเป็นผลลัพธ์มาตรฐาน พร้อมทั้งประเมินประสิทธิภาพโดยการเปรียบเทียบเชิงปริมาณ (Quantitative) โดยการอ้างอิงค่าทางสถิติ 3 ค่าคือค่าความไว (Sensitivity) ค่าความถูกต้อง (Precision) และค่าสัมประสิทธิ์ความเหมือนของไดซ์ (Dice similarity coefficient, DSC)

จากวิทยานิพนธ์นี้พบว่าขั้นตอนวิธีที่นำเสนอสามารถแบ่งส่วนภาพบริเวณเนื้อสมองตายโดยมีค่าความไวเฉลี่ยเท่ากับ 0.83 ค่าความถูกต้องเฉลี่ยเท่ากับ 0.85 และค่าสัมประสิทธิ์ความเหมือนของ

ได้เฉลี่ยเท่ากับ 0.80 ตามลำดับ ซึ่งแสดงให้เห็นว่าขั้นตอนวิธีที่นำเสนอมีความสามารถในการแบ่งส่วนภาพบริเวณเนื้อสมองตายได้มากเมื่อเทียบกับผลลัพธ์มาตรฐาน และผลลัพธ์ที่ได้เป็นเนื้อสมองตายจริงและมีความเหมือนกับผลลัพธ์มาตรฐานสูง สำหรับปริมาตรรวมของแต่ละชุดข้อมูลโดยเปรียบเทียบจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอกับผลลัพธ์มาตรฐานมีเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนต่ำที่สุดคือ 2.6 เปอร์เซ็นต์และสูงที่สุดคือ 44.4 เปอร์เซ็นต์ พบว่าปริมาตรรวมของแต่ละชุดข้อมูลมีความคลาดเคลื่อนค่อนข้างสูง จากการทดลองการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอพบว่ามีปัญหาหลักๆ ที่พบ 3 ข้อ คือ

1) ปัญหาบริเวณสไลซ์ต้นๆ และสไลซ์ปลายๆ ที่พบเนื้อสมองตายเนื่องจากพบเนื้อสมองตายมีขนาดเล็กมากและมีความเข้มสัญญาณใกล้เคียงกับจุดภาพบริเวณข้างเคียง ซึ่งไม่สามารถแยกขอบของเนื้อสมองตายที่แท้จริงได้อย่างชัดเจน ทำให้แอกทิฟคอนทัวร์นำจุดภาพบริเวณข้างเคียงนั้นมาเป็นผลลัพธ์ของเนื้อสมองตายซึ่งทำให้ได้ผลลัพธ์ที่ไม่ถูกต้อง จึงเป็นข้อจำกัดของขั้นตอนวิธีที่นำเสนอที่ไม่สามารถแบ่งส่วนภาพได้ดีในกรณีที่ว่าจุดภาพมีขนาดเล็กมากและมีความเข้มสัญญาณไม่เป็นเนื้อเดียว (Heterogeneous)

2) ปัญหาจากลักษณะกายวิภาคศาสตร์ของสมอง หากมีเนื้อสมองปกติที่มีความเข้มสัญญาณสูงกว่าเนื้อเยื่อข้างเคียงวางตัวอยู่ทั้งสองข้างของสมองและวางตัวภายในบริเวณที่สนใจใกล้เคียงบริเวณที่พบเนื้อสมองตาย จะทำให้แอกทิฟคอนทัวร์จากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอแบ่งส่วนภาพได้ผลลัพธ์ไม่ถูกต้อง

3) ปัญหาความไม่เกี่ยวเนื่องกันของข้อมูลเนื้อสมองตายในสไลซ์ที่อยู่ติดกัน หากสไลซ์ที่อยู่ติดกันเนื้อสมองตายอยู่คนละตำแหน่งและไม่มีความต่อเนื่องกันเมื่อมีการแบ่งส่วนภาพภายในบริเวณที่สนใจหากอยู่ในช่วงความเข้มสัญญาณของเนื้อสมองตายจะส่งผลให้แอกทิฟคอนทัวร์จากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอแบ่งส่วนภาพบริเวณที่ไม่ใช่เนื้อสมองตายมาส่งผลให้ได้ผลลัพธ์ไม่ถูกต้อง

จากปัญหาทั้ง 3 ข้อ ปัญหาส่วนมากจะพบบริเวณสไลซ์ต้นหรือสไลซ์ปลายหรือทั้งสไลซ์ต้นและสไลซ์ปลายที่พบเนื้อสมองตาย ส่งผลให้การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายมีความคลาดเคลื่อนสูงเมื่อนำมาคำนวณปริมาตรจึงส่งผลให้มีความคลาดเคลื่อนมากยิ่งขึ้นอีกด้วย จากปัญหาดังกล่าวในวิทยานิพนธ์นี้จึงมีการตัดสไลซ์ต้นทั้ง 1 สไลซ์และสไลซ์ปลายทั้ง 1 สไลซ์ โดยใช้หลักเกณฑ์การตัดสไลซ์เดียวกันทั้ง 10 ชุดข้อมูลเพื่อประเมินประสิทธิภาพของขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ พบว่าขั้นตอนวิธีที่นำเสนอสามารถแบ่งส่วนภาพบริเวณเนื้อสมองตายมีค่าความไวเฉลี่ยเท่ากับ 0.84 ค่าความถูกต้องเฉลี่ยเท่ากับ 0.94 และค่าสัมประสิทธิ์ความเหมือนของได้เฉลี่ยเท่ากับ 0.88 ตามลำดับ สำหรับปริมาตรรวมของแต่ละชุดข้อมูลเมื่อตัดสไลซ์ต้นและปลายทั้งมีเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนต่ำที่สุดคือ 4.3 เปอร์เซ็นต์และสูงที่สุดคือ 25 เปอร์เซ็นต์

อย่างไรก็ตาม พบว่าเมื่อมีการตัดสไลซ์ต้นและสไลซ์ปลายทิ้ง หากชุดภาพนั้นๆ พบปัญหาที่สไลซ์ต้นหรือสไลซ์ปลายเพียงอย่างเดียว การตัดสไลซ์ทั้งต้นและปลายทิ้งเหมือนกันทุกชุดภาพ จะ

ทำให้สไลซ์ที่ไม่มีปัญหาถูกตัดทิ้งไปด้วย ส่งผลให้ปริมาตรที่คำนวณได้มีความคลาดเคลื่อนมากกว่าการพิจารณาทั้งชุดข้อมูลโดยไม่ตัดสไลซ์ทิ้ง ซึ่งถือว่าเป็นข้อจำกัดของขั้นตอนวิธีที่นำเสนอในวิทยานิพนธ์นี้

นอกจากนี้เปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของการคำนวณปริมาตรเนื้อสมองตายเกิดได้จากข้อจำกัดของข้อมูลภาพจากเทคนิค DWI ในวิทยานิพนธ์นี้มีการเก็บข้อมูลภาพโดยมีความหนาของแต่ละสไลซ์เท่ากับ 4 มิลลิเมตร และมีช่องว่างระหว่างสไลซ์เท่ากับ 1 มิลลิเมตร ดังนั้นความหนาของแต่แต่ละสไลซ์เท่ากับ 5 มิลลิเมตร ซึ่งมีความหนาค่อนข้างมาก หากผลการแบ่งส่วนภาพผิดพลาดไปเพียง 1 จุดภาพ ก็จะทำให้ปริมาตรที่คำนวณได้แตกต่างกันถึง 5.2 ลูกบาศก์มิลลิเมตร

อีกทั้งยังพบว่าการเลือกใช้คอนทัวร์เริ่มต้นและขนาดบริเวณท้องถิ่นที่ใช้พิจารณาความเป็นข้อสนเทศบริเวณท้องถิ่นควรมีการปรับเลือกใช้ให้เหมาะสมกับข้อมูลภาพ หากมีขนาดเล็กหรือใหญ่จนเกินไปก็จะส่งผลให้ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพได้ผลลัพธ์ไม่ดี ซึ่งปัญหาทั้งหมดนี้ส่งผลให้เกิดความคลาดเคลื่อนในการหาปริมาตรของเนื้อสมองตายด้วย

5.2 ข้อเสนอแนะ

ขั้นตอนวิธีที่นำเสนอมีข้อจำกัดเกี่ยวกับลักษณะกายวิภาคศาสตร์ของสมอง หากจะนำขั้นตอนวิธีมาประยุกต์ใช้ ควรมีการตรวจสอบลักษณะกายวิภาคศาสตร์ของสมองว่ามีเนื้อสมองปกติที่ไม่ใช่เนื้อสมองตาย แต่วางตัวอยู่ทั้งสองข้างของซีกสมองและอยู่ในตำแหน่งใกล้เคียงกับเนื้อสมองตายหรือไม่ เนื่องจากบริเวณเนื้อสมองปกติอาจมีความเข้มสัญญาณใกล้เคียงกับบริเวณเนื้อสมองตายอาจส่งผลให้เกิดความคลาดเคลื่อนในการแบ่งส่วนภาพได้ และควรหาวิธีกำจัดบริเวณที่จะส่งผลให้การแบ่งส่วนภาพผิดพลาดได้

ขั้นตอนวิธีที่นำเสนอยังให้ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายบริเวณสไลซ์ต้นและสไลซ์ปลายที่พบเนื้อสมองตายที่มีขนาดเล็กมากและมีความเข้มสัญญาณใกล้เคียงกับเนื้อสมองข้างเคียงได้ไม่ดี ควรมีการศึกษาวิจัยเพื่อแก้ปัญหานี้ต่อไป

รายการอ้างอิง

- [1] P. A. Dharmasoroja, "Thai Stroke Society," *Journal of Thai Stroke Society*, vol. 14, January-April, 2015 2015.
- [2] A. D. I. Center. "Magnetic Resonance Imaging (MRI) Scanner," Available from: <http://aimc.mahidol.ac.th/mri.html> [2014, January 21]
- [3] T. F. Chan and L. A. Vese, "Active Contours Without Edges," *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 10, pp. 266-277, 2001.
- [4] S. Lankton and A. Tannenbaum, "Localizing Region-Based Active Contours," *IEEE transactions on image processing : a publication of the IEEE Signal Processing Society*, vol. 17, pp. 2029-2039, 2008.
- [5] J. H. Burdette, P. E. Ricci, N. Petitti, and A. D. Elster, "Cerebral infarction: time course of signal intensity changes on diffusion-weighted MR images," *American Journal of Roentgenology*, vol. 171, pp. 791-795, 1998/09/01 1998.
- [6] อ. เจษฎฐาญาณเมธา. Principles of Pharmacotherapy in ischemic stroke [Online].
- [7] N. Lawrence and Tanenbaum, "3T MRI in Clinical Practice," *Applied radiology, The journal of practical medical imaging and management*.
- [8] "Brain Ischemia -Imaging in Acute Stroke " Available from: <http://www.radiologyassistant.nl/en/p483910a4b6f14/brain-ischemia-imaging-in-acute-stroke.html> [2014, February 11]
- [9] อ. ขวาลภาฤทธิ์, *Clinical MRI in Common CNS disease* vol. 1. Bangkok: Department of Radiology, Division Diagnostics Radiology, Faculty of Medicine Siriraj Hospital, 2009.
- [10] "บันทึกการฟื้นฟูอาการอัมพาตครึ่งซีกจากโรคเส้นเลือดสมอง " Bangkok, Thailand. Available from: <http://rehab2554.alotSPACE.com/stroke.php> [2013, September 23]
- [11] K. Limpastan, *Cerebrovascular diseases*. Chiang Mai University: Department of Surgery, Chiang Mai University, 2010.
- [12] W. Sripairojthikoon. "Blood Supply of central nervous system and cerebrospinal fluid," [Online]. Mahidol University, Thailand. Available from:

- [http://elearning.dt.mahidol.ac.th/departments/anatomy/course/DTAN242/sheet/Blood_supply\(311\).pdf](http://elearning.dt.mahidol.ac.th/departments/anatomy/course/DTAN242/sheet/Blood_supply(311).pdf) [2013, October, 8]
- [13] "Blood Supply of the Central Nervous System (Gross Anatomy of the Brain) Part 2 " Available from: <http://what-when-how.com/neuroscience/blood-supply-of-the-central-nervous-system-gross-anatomy-of-the-brain-part-2> [2013, October 8]
- [14] P. i. group. "What is an MRI (Magnetic Resonance Imaging) Scanner?," Available from: <http://www.mrithailand.com/> [2014, March 4]
- [15] M. Thumher. "Brain Ischemia-Imaging in Acute Stroke," [Online]. Department of Radiology,Vienna. Available from: <http://rad.desk.nl/en/483910a4b6f14> [2014, February 11]
- [16] A. Ahirwar, "Study of Techniques used for Medical Image Segmentation and Computation of Statistical Test for Region Classification of Brain MRI," *International Journal of Information Technology and Computer Science*, vol. 5, pp. 44-53, 2013.
- [17] R. Malladi, J. A. Sethian, and B. C. Vemuri, "Shape modeling with front propagation: a level set approach," *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, vol. 17, pp. 158-175, 1995.
- [18] D. Mumford and J. Shah, "Optimal approximations by piecewise smooth functions and associated variational problems," *Communications on Pure and Applied Mathematics*, vol. 42, pp. 577-685, 1989.
- [19] S. Phumeechanya, "Active Contour Using Local Regional Information on Extendable Search Lines for Image Segmentation," Doctoral dissertation, Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Department of Electrical Engineering, Chulalongkorn Univesity, 2009.
- [20] R. C. Gonzalez and R. E. Woods, *Digital Image Processing*, 3 ed. vol. 3. United States of America: Pearson Education International, 2010.
- [21] M. G. Lansberg, M. W. O'Brien, D. C. Tong, M. E. Moseley, and G. W. Albers, "Evolution of cerebral infarct volume assessed by diffusion-weighted magnetic resonance imaging," *Archives of Neurology*, vol. 58, pp. 613-617, 2001.

- [22] P. W. Schaefer, G. J. Hunter, J. He, L. M. Hamberg, A. G. Sorensen, L. H. Schwamm, *et al.*, "Predicting Cerebral Ischemic Infarct Volume with Diffusion and Perfusion MR Imaging," *American Journal of Neuroradiology*, vol. 23, pp. 1785-1794, November 1, 2002 2002.
- [23] T. Tourdias, P. Renou, I. Sibon, J. Asselineau, L. Bracoud, M. Dumoulin, *et al.*, "Final Cerebral Infarct Volume Is Predictable by MR Imaging at 1 Week," *American Journal of Neuroradiology*, vol. 32, pp. 352-358, February 1, 2011 2011.
- [24] J. Xuad, T. Adah, and Y. Wang, "Segmentation of Magnetic Resonance Brain Image: Integrating Region Growing and Edge Detection," *IEEE*, pp. 544-546, 1995.
- [25] C. Xu and J. L. Prince, "Generalized gradient vector flow external force for active contours," *Elsevier Science* pp. 131-139, 1998.
- [26] G. Zhu, S. Zhang, Q. Zeng, and C. Wang, "Gradient vector flow active contours with prior directional information," *Pattern Recognition Letters*, vol. 31, pp. 845-856, 2010.
- [27] D. L. Pham, C. Xu, and J. L. Prince, "Current Methods in Medical Image Segmentation," pp. 316-327, 2000.
- [28] N. Hevia-Montiel, J. R. Jimenez-Alaniz, V. Medina-Banuelos, O. Yanez-Suarez, C. Rosso, Y. Samson, *et al.*, "Robust Nonparametric Segmentation of Infarct Lesion from Diffusion-Weighted MR Images," in 29th Annual International Conference of the IEEE, Lyon, France, 2007.
- [29] J. Zhang and J. Hu, "Image Segmentation Based on 2D Otsu Method with Histogram Analysis," in 2008 International Conference on Computer Science and Software Engineering, 2008.
- [30] K.Somasundaram and T.Kalaiselvi, "A Comparative Study of Segmentation Techniques used for MR Brain Images," in The 2009 International Conference on Image Processing, Computer Vision, & Pattern Recognition, Las Vegas, Nevada, USA, 2009.
- [31] 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 2011 IEEE

International Conference on Signal and Image Processing Applications (ICSIPA2011), Kuala Lumpur, 2011.

- [32] S. Sukumar. "*Echo planar imaging on high field microimaging systems*," CA,USA. Available from: <http://www.iisc.ernet.in/currsci/mar25/articles24.htm> [2015, September 24]
- [33] L. R. Dice, "Measures of the Amount of Ecologic Association Between Species," *Ecology*, vol. 26, pp. 297-302, 1945.





ภาคผนวก

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ภาคผนวก ก

ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอที่ละสไลซ์

ข้อมูลที่ใช้ทดลองในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ภาพมีขนาดเมตริกซ์ 224 x224 จุดภาพ แต่ละจุดภาพมีขนาด 1.02 x 1.02 ตารางมิลลิเมตร ความหนาของแต่ละสไลซ์ (Slice thickness) เท่ากับ 4 มิลลิเมตร ช่องว่างระหว่างสไลซ์ (Slice gap) เท่ากับ 1 มิลลิเมตร

ตารางที่ ก-1 แสดงข้อมูลการแบ่งส่วนภาพและปริมาตรของเนื้อสมองตายขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ

ชุดข้อมูล	สไลซ์ที่พบเนื้อสมองตาย	ค่า Min ของผลลัพธ์	ค่า Max ของผลลัพธ์	จำนวนจุดภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ (Pixel)	ปริมาตรของเนื้อสมองตาย (mm ³)
1	16	122	122	35	182.07
	17	123	256	38	197.68
	18	122	318	135	702.27
	19	141	268	78	405.76
	รวม			286	1,487.77
2	17	237	315	35	182.07
	18	280	494	59	306.92
	19	341	553	46	239.29
	20	305	556	61	317.32
	21	234	572	93	483.79
	22	236	343	48	249.70
รวม			342	1,779.08	
3	17	266	499	23	119.65
	18	313	516	60	312.12
	19	234	566	73	379.75
	รวม			156	811.51
4	16	153	308	37	192.47
	17	151	279	61	317.32
	18	147	322	103	535.81
	19	186	321	35	182.07
	20	166	314	59	306.92
	รวม			295	1,534.59

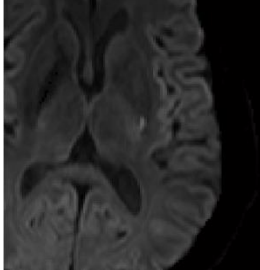

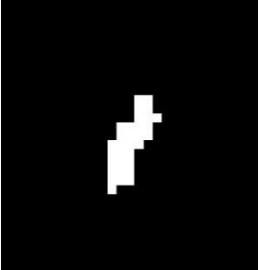
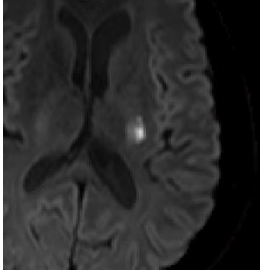
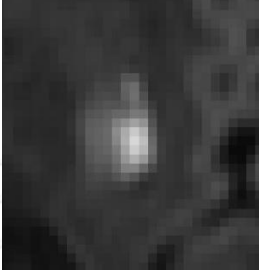
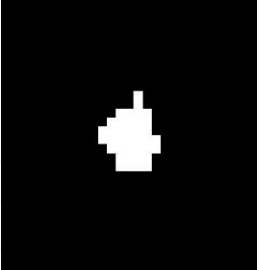
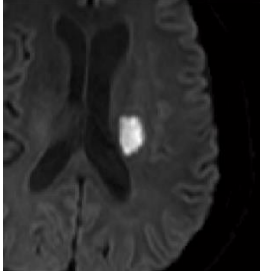
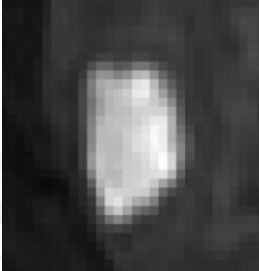
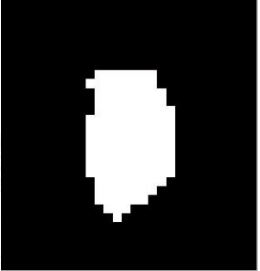
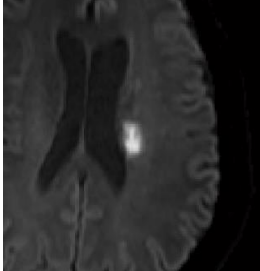
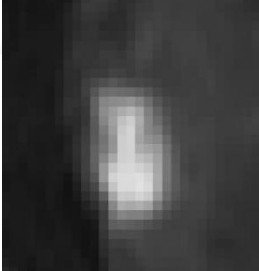
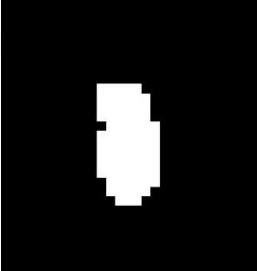
หมายเหตุ: ตัวหนาคือสไลซ์ที่แพทย์เลือก

ตารางที่ ก-1 (ต่อ) แสดงข้อมูลการแบ่งส่วนภาพและปริมาตรของเนื้อสมองตายขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ

ชุดข้อมูล	สไลซ์ที่พบเนื้อสมองตาย	ค่า Min ของผลลัพท์	ค่า Max ของผลลัพท์	จำนวนจุดภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ (Pixel)	ปริมาตรของเนื้อสมองตาย (mm ³)
5	15	155	232	31	161.26
	16	154	397	43	223.69
	17	156	163	43	223.69
	รวม			117	608.63
6	19	208	422	26	135.25
	20	201	476	85	442.17
	21	202	399	64	332.93
	รวม			175	910.35
7	16	204	259	19	98.84
	17	186	301	39	202.88
	18	211	344	60	312.12
	19	186	421	70	364.14
	20	186	281	49	254.90
	รวม			237	1,232.87
8	15	256	528	72	374.54
	16	255	534	155	806.31
	17	212	569	189	983.18
	18	286	515	137	712.67
	รวม			553	2,876.71
9	15	160	169	41	213.28
	16	159	240	68	353.74
	17	159	375	102	530.60
	18	181	308	70	364.14
	รวม			281	1,461.76
10	17	281	411	40	208.08
	18	275	460	85	442.17
	19	274	646	154	801.108
	20	342	601	138	717.876
	รวม			417	2,169.23

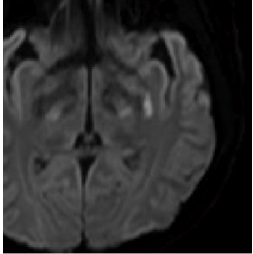

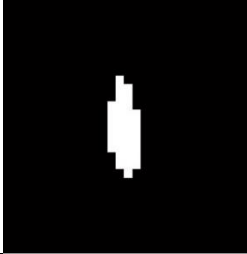
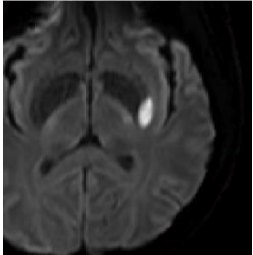
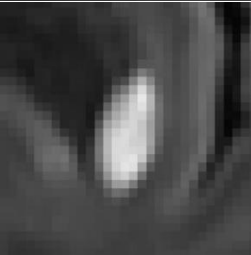
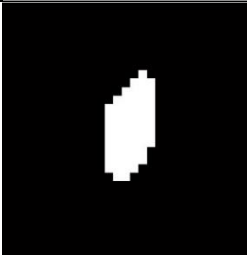
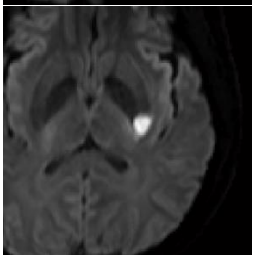
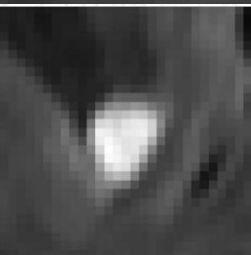
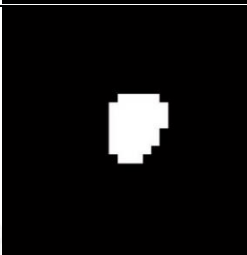
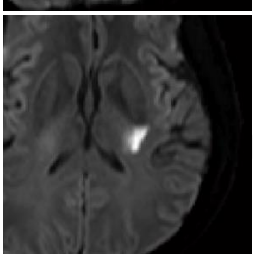
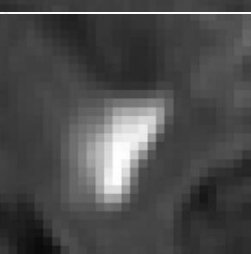
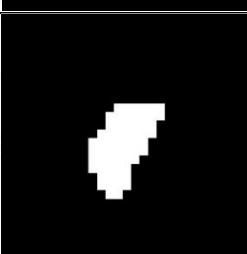
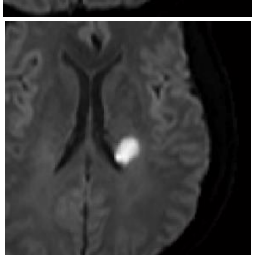
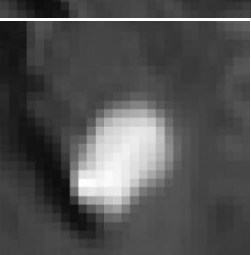
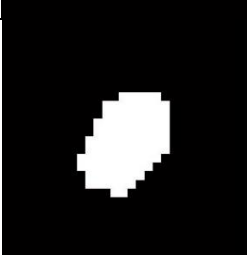
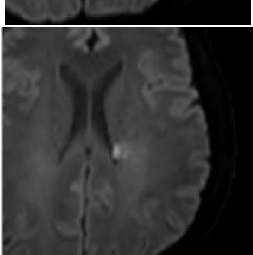
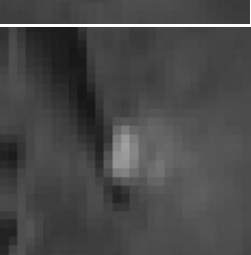
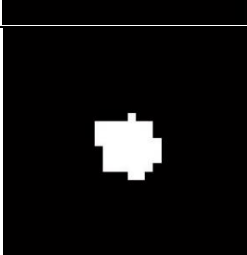
หมายเหตุ: ตัวหนาคือสไลซ์ที่แพทย์เลือก

ตารางที่ ก-2 แสดงผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพและปริมาตรของเนื้อสมองตายขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ
ข้อมูลชุดที่ 1

สไลซ์ที่พบ	ภาพต้นแบบ	ภาพต้นแบบขยายบริเวณเนื้อสมองตาย (Zoom)	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตาย
16			 35 จุดภาพ 182.07 mm ³
17			 38 จุดภาพ 197.68 mm ³
18			 135 จุดภาพ 702.27 mm ³
19			 78 จุดภาพ 405.76 mm ³

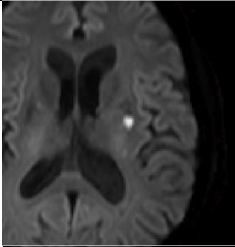
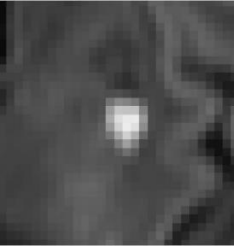
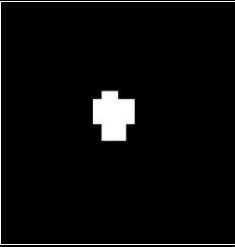
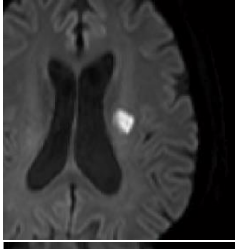
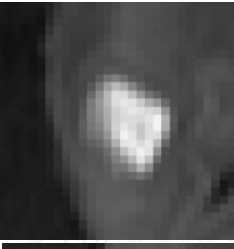
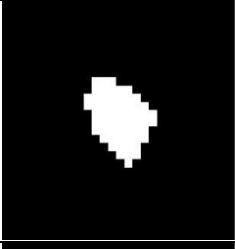
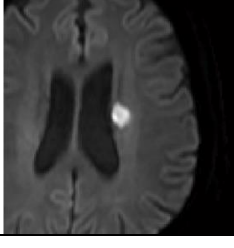
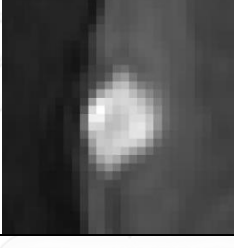
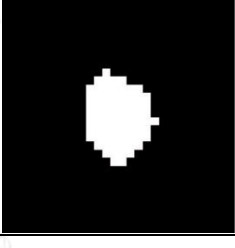
ตารางที่ ก-3 แสดงผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพและปริมาตรของเนื้อสมองตายขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ

ข้อมูลชุดที่ 2

สไลซ์ที่พบ	ภาพต้นแบบ	ภาพต้นแบบขยายบริเวณเนื้อสมองตาย (Zoom)	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตาย
17			 <p>35 จุดภาพ 182.07 mm³</p>
18			 <p>59 จุดภาพ 306.92 mm³</p>
19			 <p>46 จุดภาพ 239.29 mm³</p>
20			 <p>61 จุดภาพ 317.32 mm³</p>
21			 <p>93 จุดภาพ 483.79 mm³</p>
22			 <p>48 จุดภาพ 249.70 mm³</p>

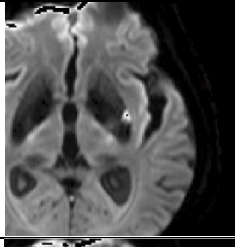
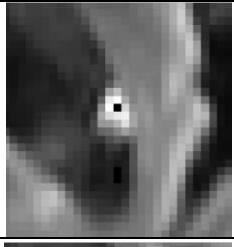
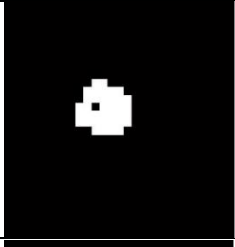
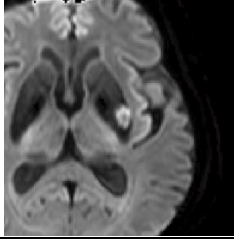
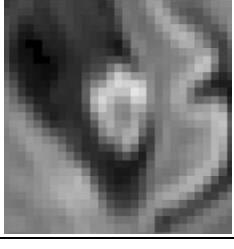
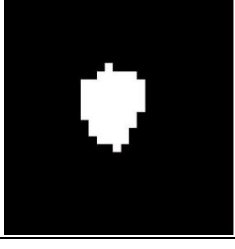
ตารางที่ ก-4 แสดงผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพและปริมาตรของเนื้อสมองตายขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ

ข้อมูลชุดที่ 3

สไลซ์ที่พบ	ภาพต้นแบบ	ภาพต้นแบบขยายบริเวณเนื้อสมองตาย (Zoom)	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตาย
17			 <p>23 จุดภาพ 119.65 mm³</p>
18			 <p>60 จุดภาพ 312.12 mm³</p>
19			 <p>73 จุดภาพ 379.75 mm³</p>

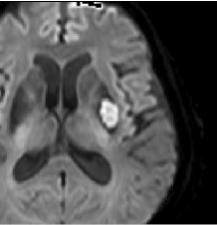
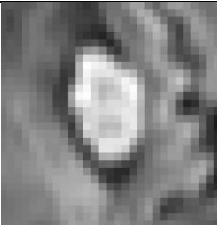
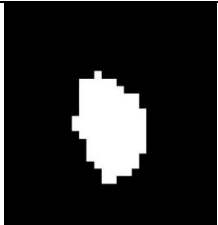


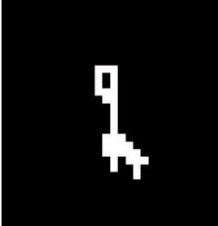
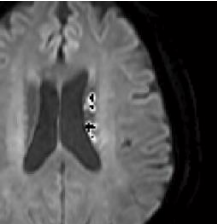

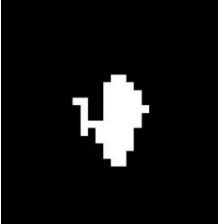
ตารางที่ ก-5 แสดงผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพและปริมาตรของเนื้อสมองตายขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ

ข้อมูลชุดที่ 4

สไลซ์ที่พบ	ภาพต้นแบบ	ภาพต้นแบบขยายบริเวณเนื้อสมองตาย (Zoom)	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตาย
16			 <p>37 จุดภาพ 192.47 mm³</p>
17			 <p>61 จุดภาพ 317.32 mm³</p>

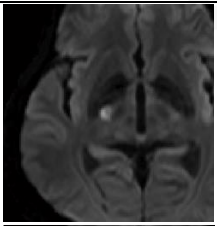
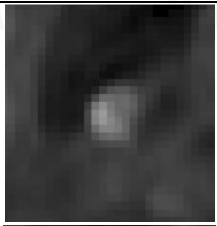
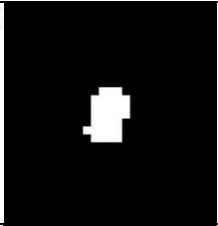
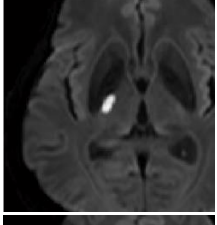
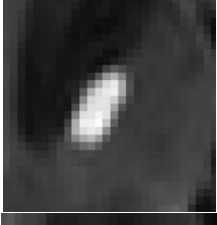
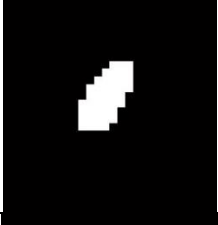
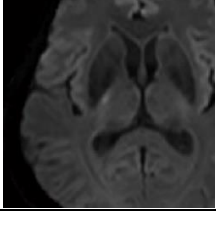

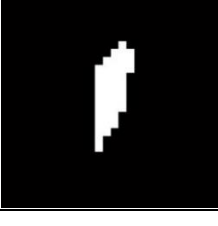
ตารางที่ ก-5 (ต่อ) แสดงผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพและปริมาตรของเนื้อสมองตายขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ

ข้อมูลชุดที่ 4

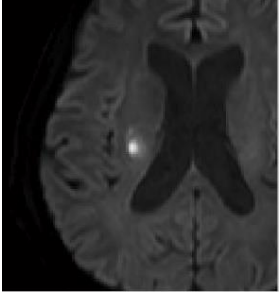
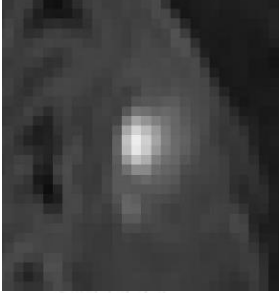
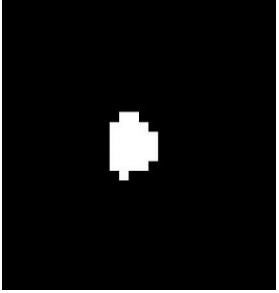
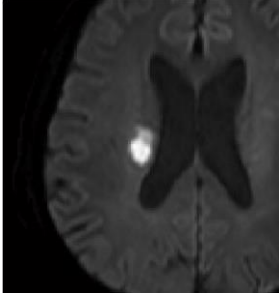
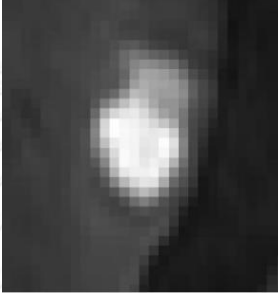
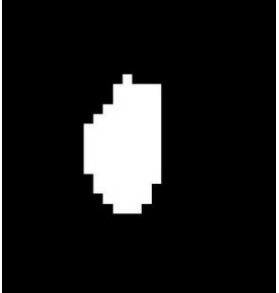
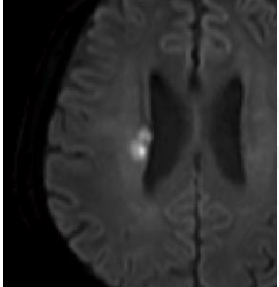
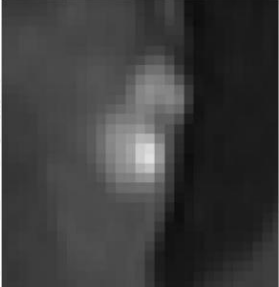
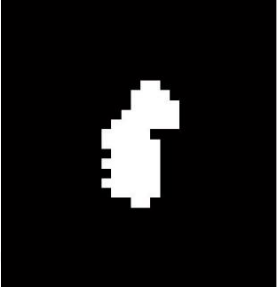
สไลซ์ที่พบ	ภาพต้นแบบ	ภาพต้นแบบขยายบริเวณเนื้อสมองตาย (Zoom)	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตาย
18			 103 จุดภาพ 535.81 mm ³
19			 35 จุดภาพ 182.07 mm ³
20			 59 จุดภาพ 306.92 mm ³

ตารางที่ ก-6 แสดงผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพและปริมาตรของเนื้อสมองตายขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ

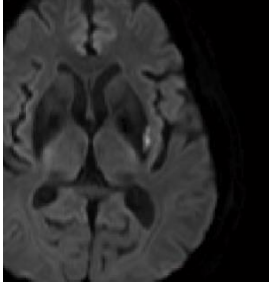
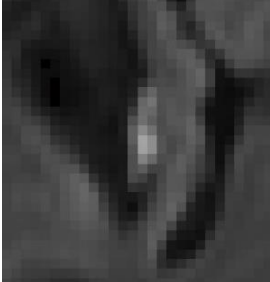
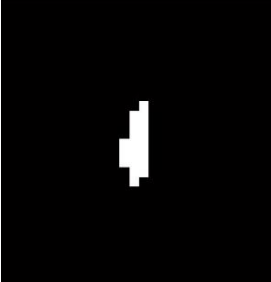
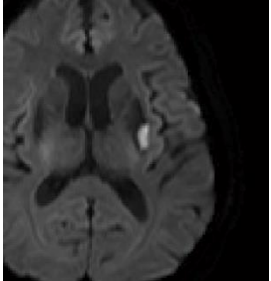
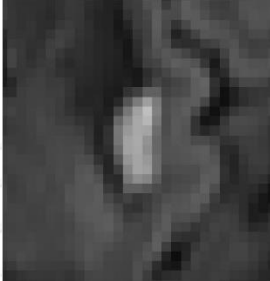
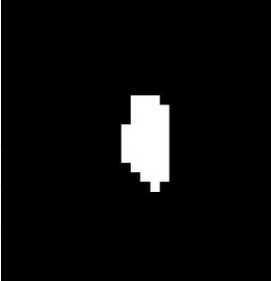
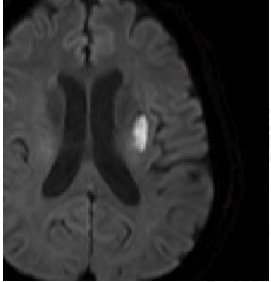
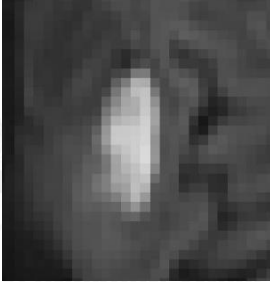
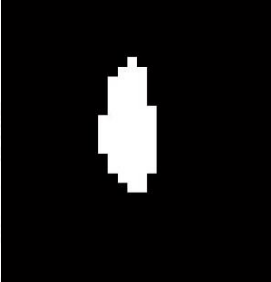
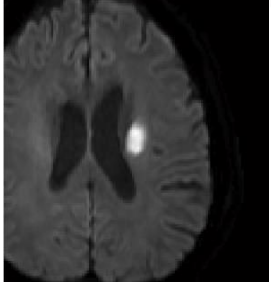
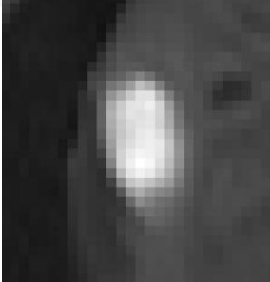
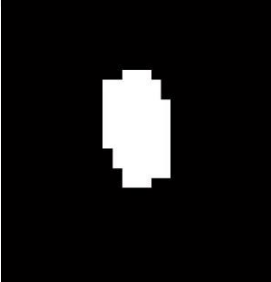
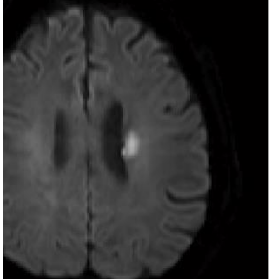
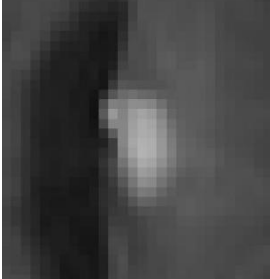
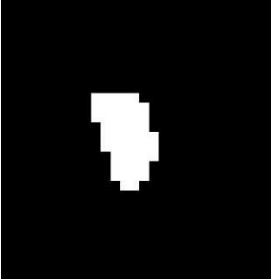
ข้อมูลชุดที่ 5

สไลซ์ที่พบ	ภาพต้นแบบ	ภาพต้นแบบขยายบริเวณเนื้อสมองตาย (Zoom)	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตาย
15			 31 จุดภาพ 161.26 mm ³
16			 43 จุดภาพ 223.69 mm ³
17			 43 จุดภาพ 223.69 mm ³

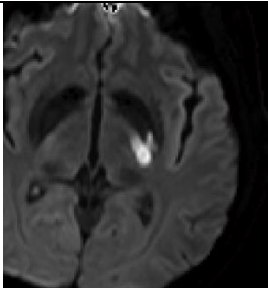
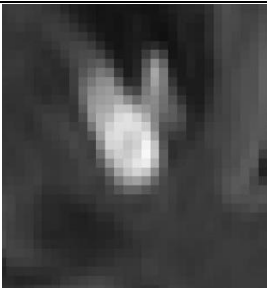
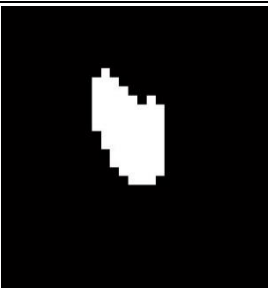
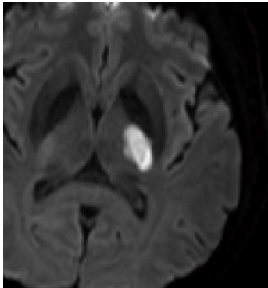
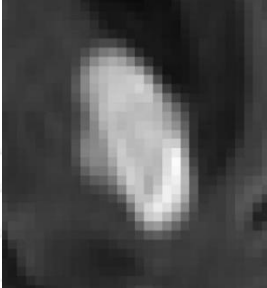
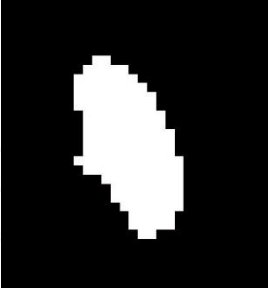
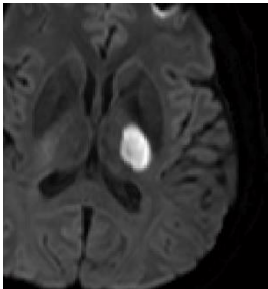
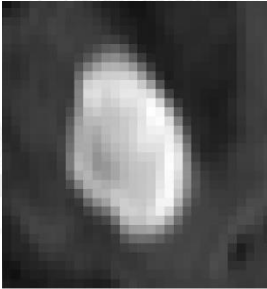
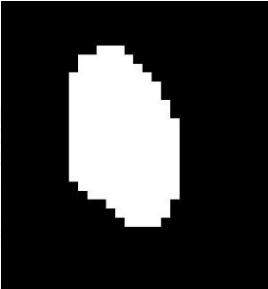
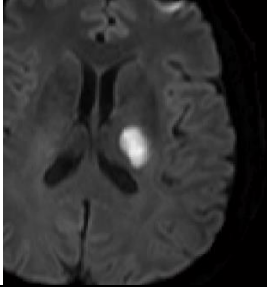
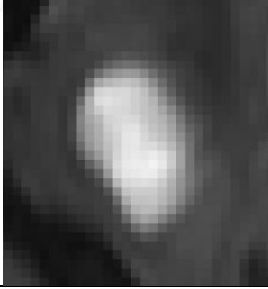
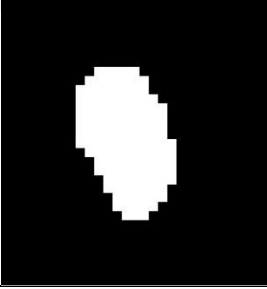
ตารางที่ ก-7 แสดงผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพและปริมาตรของเนื้อสมองตายขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ
ข้อมูลชุดที่ 6

สไลซ์ที่พบ	ภาพต้นแบบ	ภาพต้นแบบขยายบริเวณเนื้อสมองตาย (Zoom)	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตาย
19			 26 จุดภาพ 135.25 mm ³
20			 85 จุดภาพ 442.17 mm ³
21			 64 จุดภาพ 332.93 mm ³

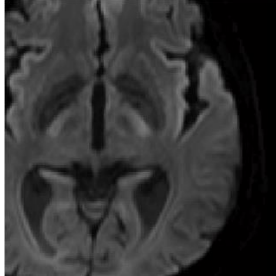

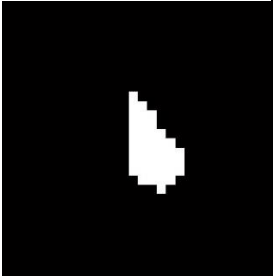
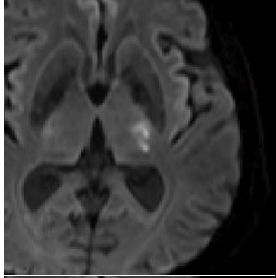
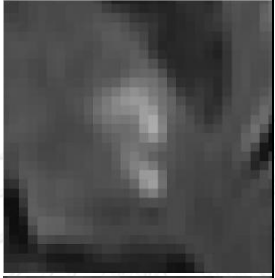
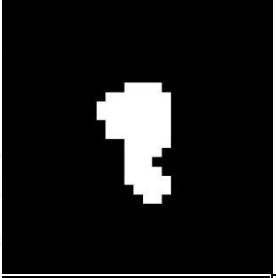
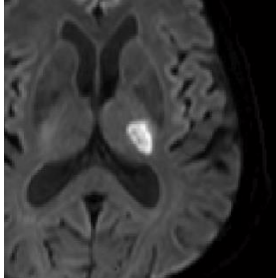
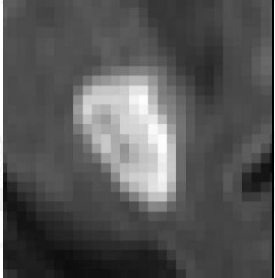
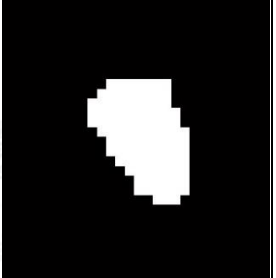
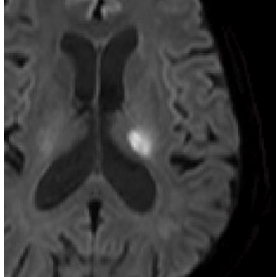
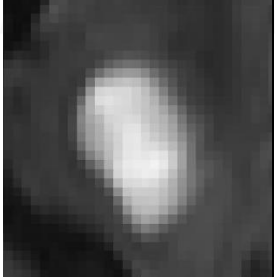
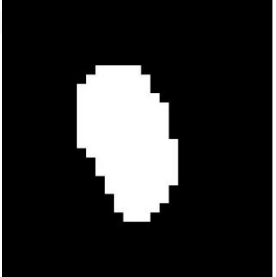
ตารางที่ ก-8 แสดงผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพและปริมาตรของเนื้อสมองตายขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ
ข้อมูลชุดที่ 7

สไลซ์ที่พบ	ภาพต้นแบบ	ภาพต้นแบบขยายบริเวณเนื้อสมองตาย (Zoom)	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตาย	
16				19 จุดภาพ 98.84 mm ³
17				39 จุดภาพ 202.88 mm ³
18				60 จุดภาพ 312.12 mm ³
19				70 จุดภาพ 364.14 mm ³
20				49 จุดภาพ 254.90 mm ³

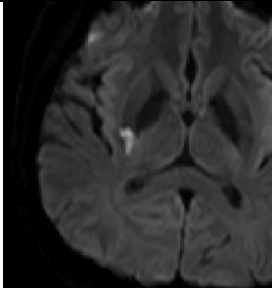
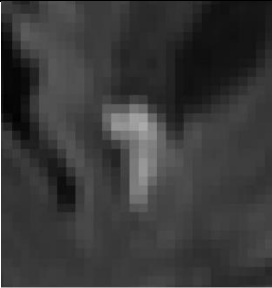
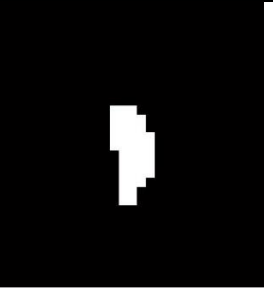
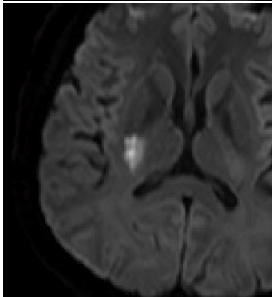
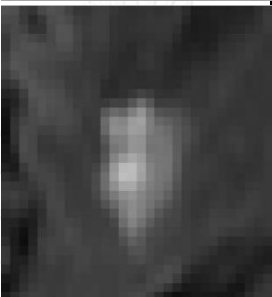
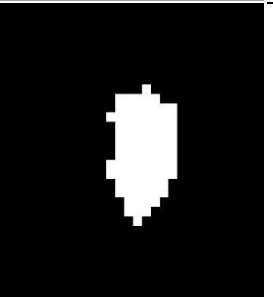
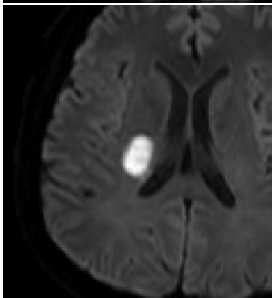

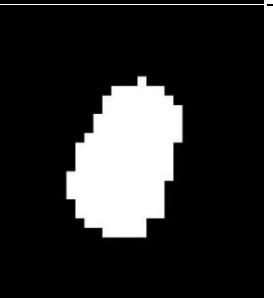
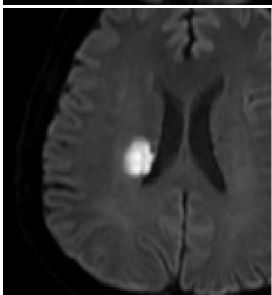
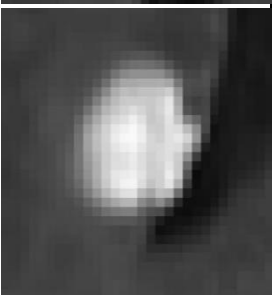
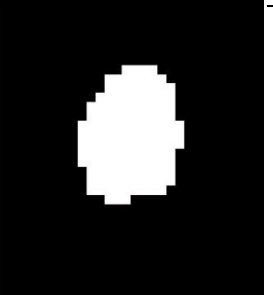
ตารางที่ ก-9 แสดงผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพและปริมาตรของเนื้อสมองตายขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ
ข้อมูลชุดที่ 8

สไลซ์ที่พบ	ภาพต้นแบบ	ภาพต้นแบบขยายบริเวณเนื้อสมองตาย (Zoom)	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตาย
15			 72 จุดภาพ 374.54 mm ³
16			 155 จุดภาพ 806.31 mm ³
17			 189 จุดภาพ 983.18 mm ³
18			 137 จุดภาพ 712.67 mm ³

ตารางที่ ก-10 แสดงผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพและปริมาตรของเนื้อสมองตายขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ
ข้อมูลชุดที่ 9

สไลซ์ที่พบ	ภาพต้นแบบ	ภาพต้นแบบขยายบริเวณเนื้อสมองตาย (Zoom)	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตาย
15			 41 จุดภาพ 213.28 mm ³
16			 68 จุดภาพ 353.74 mm ³
17			 102 จุดภาพ 530.60 mm ³
18			 70 จุดภาพ 364.14 mm ³

ตารางที่ ก-11 แสดงผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพและปริมาตรของเนื้อสมองตายขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ
ข้อมูลชุดที่ 10

สไลซ์ที่พบ	ภาพต้นแบบ	ภาพต้นแบบขยายบริเวณเนื้อสมองตาย (Zoom)	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตาย
17			 40 จุดภาพ 208.08 mm ³
18			 85 จุดภาพ 442.17 mm ³
19			 154 จุดภาพ 801.11 mm ³
20			 138 จุดภาพ 717.88 mm ³

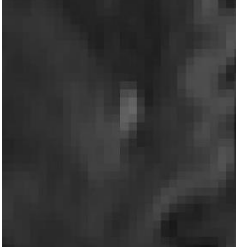
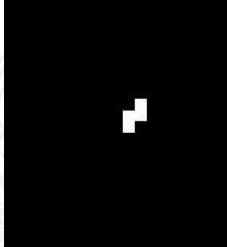
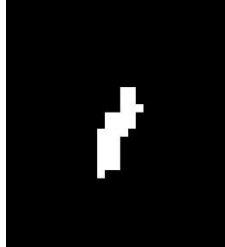
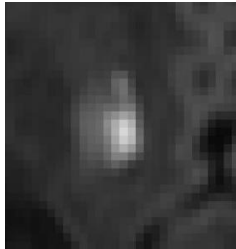
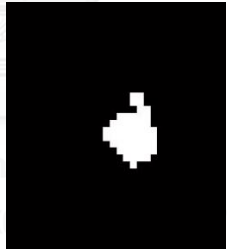
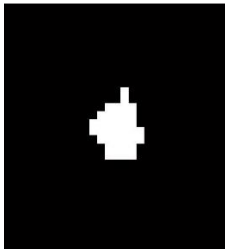
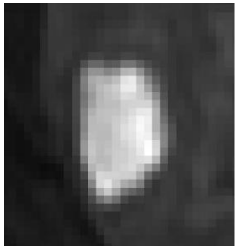
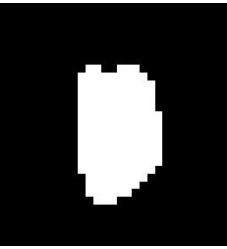
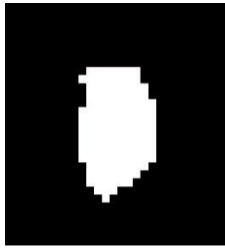
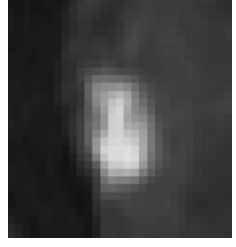
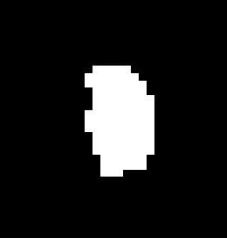
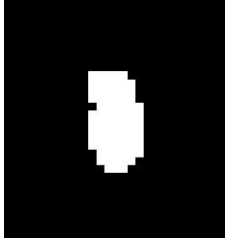
ภาคผนวก ข

ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเปรียบเทียบกับ Gold standard

ข้อมูลที่ใช้ทดลองในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ภาพมีขนาดเมตริกซ์ 224 x224 จุดภาพ แต่ละจุดภาพมีขนาด 1.02 x 1.02 ตารางมิลลิเมตร ความหนาของแต่ละสไลซ์ (Slice thickness) เท่ากับ 4 มิลลิเมตร ช่องว่างระหว่างสไลซ์ (Slice gap) เท่ากับ 1 มิลลิเมตร

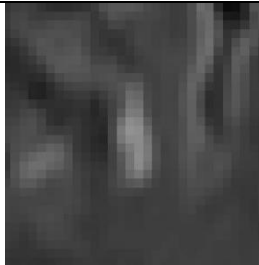
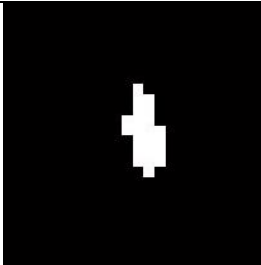
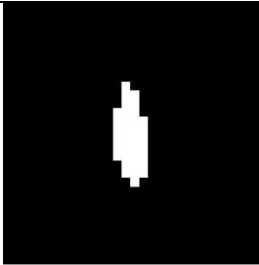
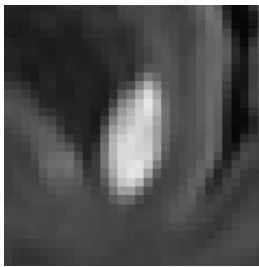
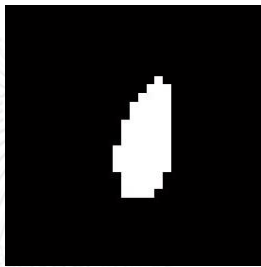
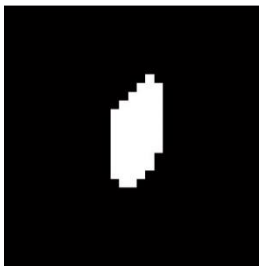
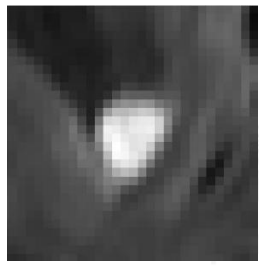
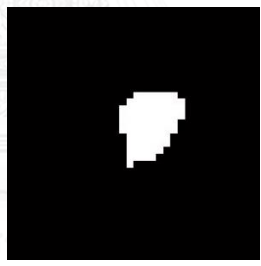
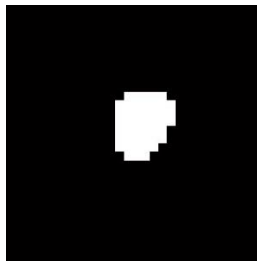
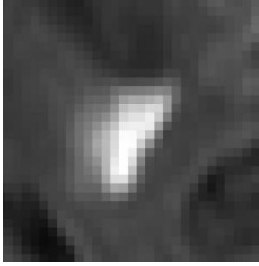
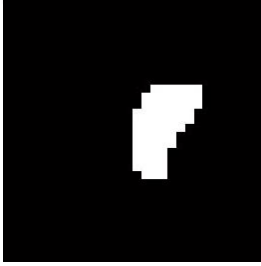
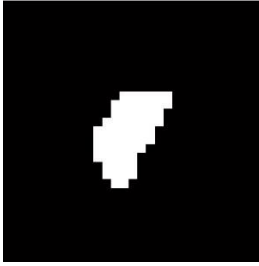
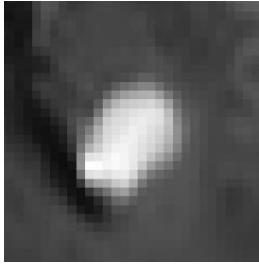
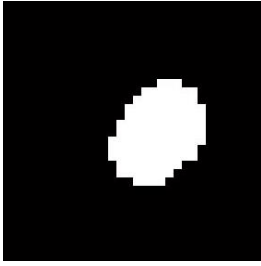
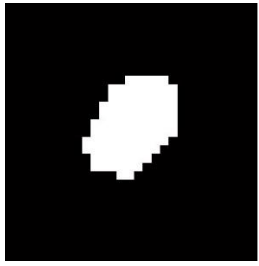
ตารางที่ ข-1 แสดงผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเปรียบเทียบกับ Gold standard

ข้อมูลชุดที่ 1

สไลซ์ที่พบ	ภาพต้นแบบขยายบริเวณเนื้อสมองตาย (Zoom)	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจาก Gold standard	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ
16		 4 จุดภาพ	 35 จุดภาพ
17		 51 จุดภาพ	 38 จุดภาพ
18		 165 จุดภาพ	 135 จุดภาพ
19		 109 จุดภาพ	 78 จุดภาพ

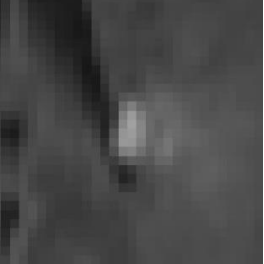
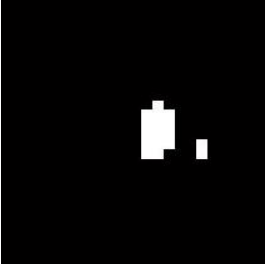
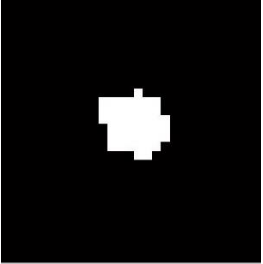
ตารางที่ ข-2 แสดงผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเปรียบเทียบกับ Gold standard

ข้อมูลชุดที่ 2

สไลซ์ที่พบ	ภาพต้นแบบขยายบริเวณเนื้อสมองตาย (Zoom)	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจาก Gold standard	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ
17		 22 จุดภาพ	 35 จุดภาพ
18		 71 จุดภาพ	 59 จุดภาพ
19		 165 จุดภาพ	 135 จุดภาพ
20		 66 จุดภาพ	 61 จุดภาพ
21		 113 จุดภาพ	 93 จุดภาพ

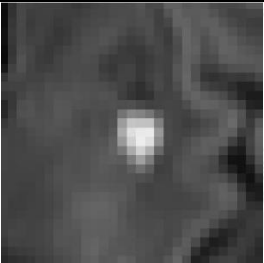
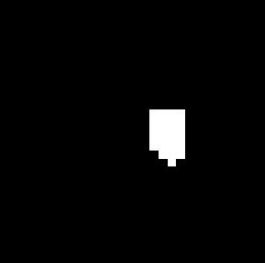
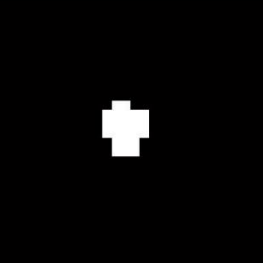
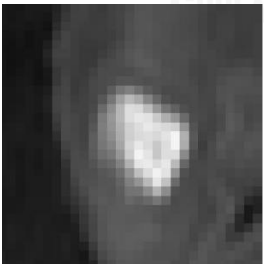
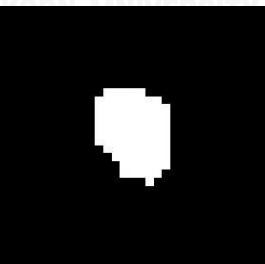
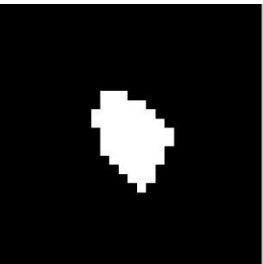
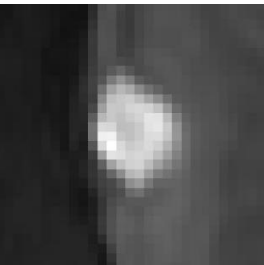
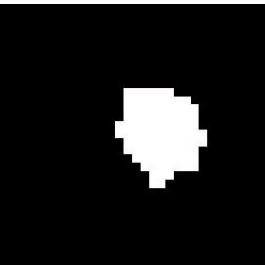
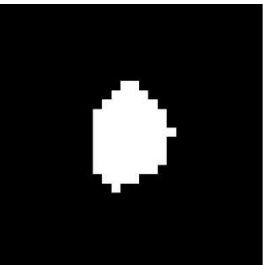
ตารางที่ ข-2 (ต่อ) แสดงผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเปรียบเทียบกับ Gold standard

ข้อมูลชุดที่ 2

สไลซ์ที่พบ	ภาพต้นแบบขยายบริเวณเนื้อสมองตาย (Zoom)	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจาก Gold standard	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ
22		 17 จุดภาพ	 48 จุดภาพ

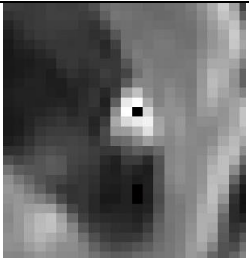
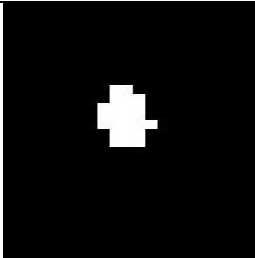
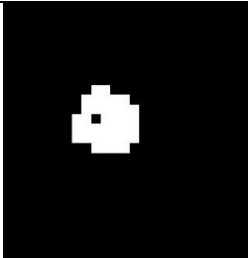
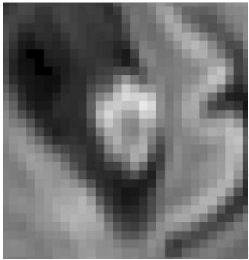
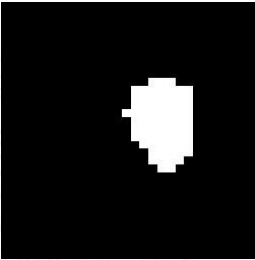
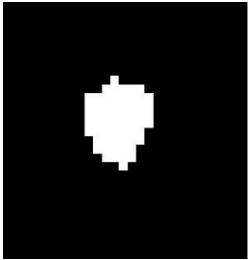
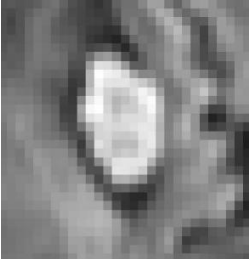
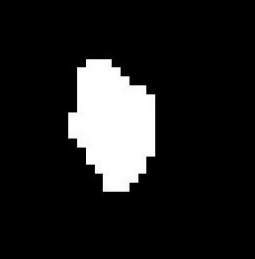
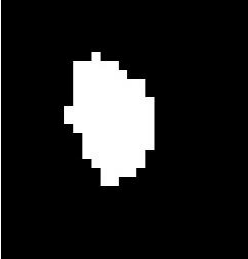
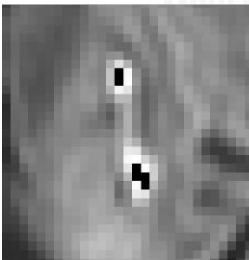
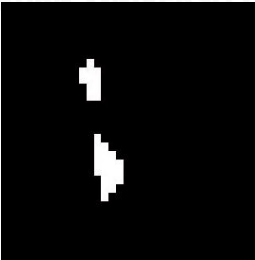
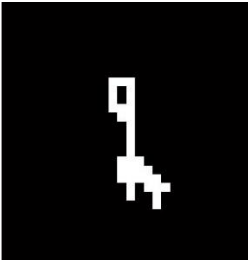
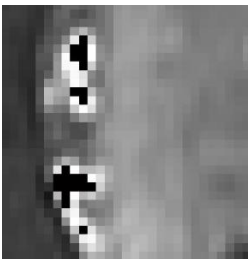
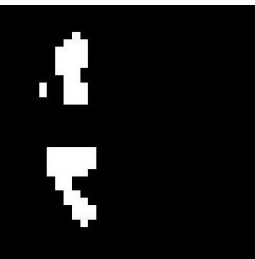
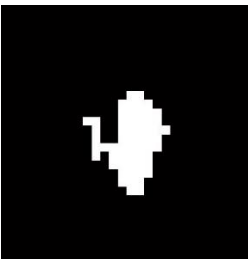
ตารางที่ ข-3 แสดงผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเปรียบเทียบกับ Gold standard

ข้อมูลชุดที่ 3

สไลซ์ที่พบ	ภาพต้นแบบขยายบริเวณเนื้อสมองตาย (Zoom)	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจาก Gold standard	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ
17		 24 จุดภาพ	 23 จุดภาพ
18		 85 จุดภาพ	 60 จุดภาพ
19		 92 จุดภาพ	 73 จุดภาพ

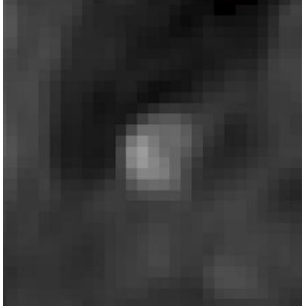
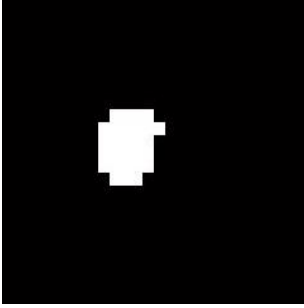
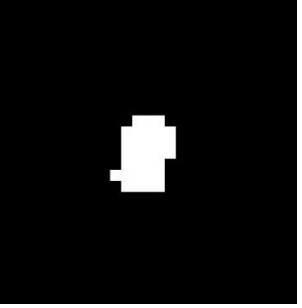
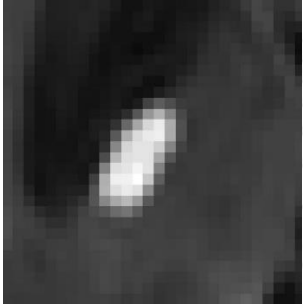
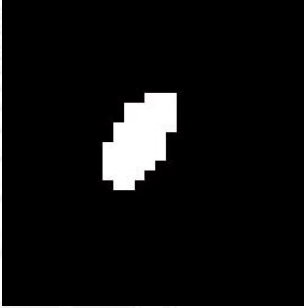
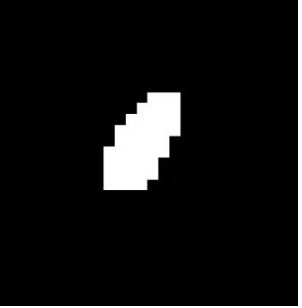
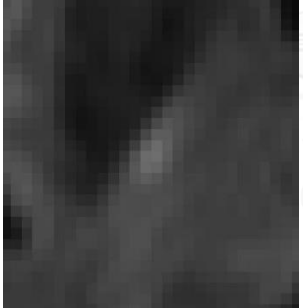
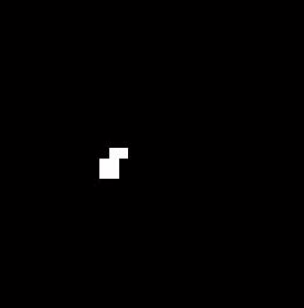
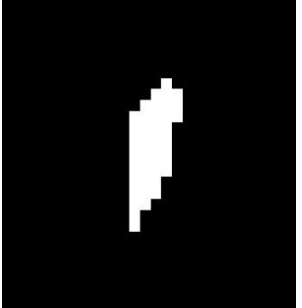
ตารางที่ ข-4 แสดงผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเปรียบเทียบกับ Gold standard

ข้อมูลชุดที่ 4

สไลซ์ที่พบ	ภาพต้นแบบขยายบริเวณเนื้อสมองตาย (Zoom)	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจาก Gold standard	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ
16		 24 จุดภาพ	 37 จุดภาพ
17		 70 จุดภาพ	 61 จุดภาพ
18		 107 จุดภาพ	 103 จุดภาพ
19		 31 จุดภาพ	 35 จุดภาพ
20		 71 จุดภาพ	 59 จุดภาพ

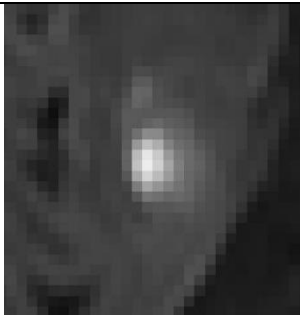
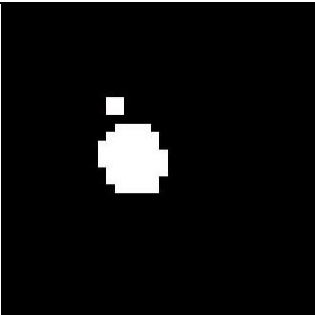
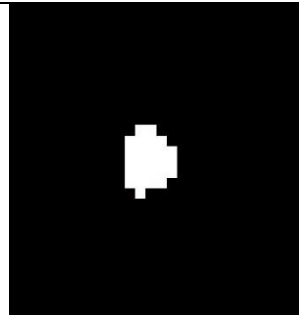
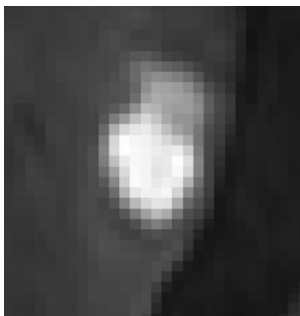
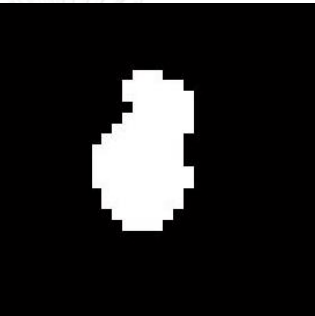
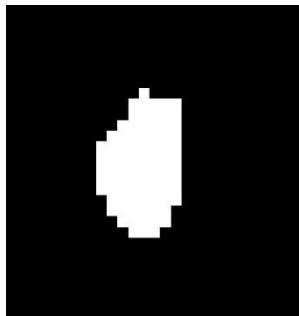
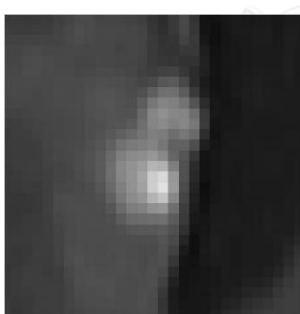
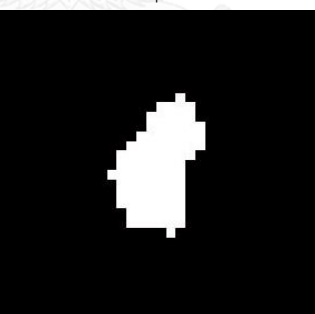
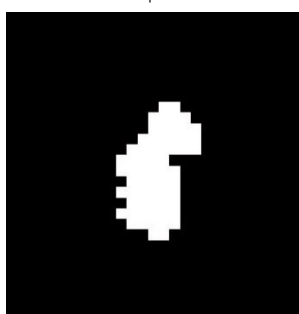
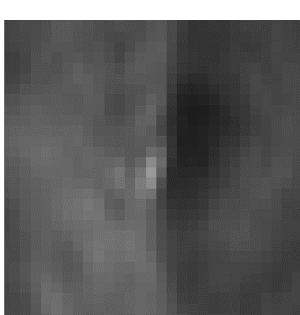
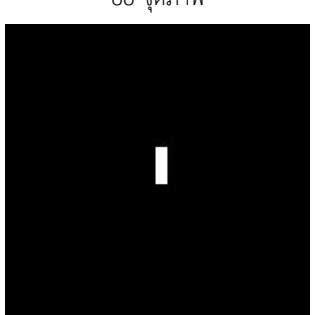
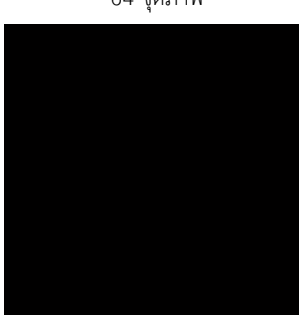
ตารางที่ ข-5 แสดงผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเปรียบเทียบกับ Gold standard

ข้อมูลชุดที่ 5

สไลซ์ที่พบ	ภาพต้นแบบขยายบริเวณเนื้อสมองตาย (Zoom)	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจาก Gold standard	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ
15		 28 จุดภาพ	 31 จุดภาพ
16		 47 จุดภาพ	 43 จุดภาพ
17		 6 จุดภาพ	 43 จุดภาพ

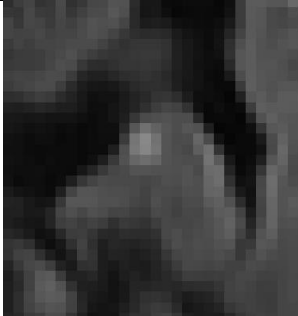
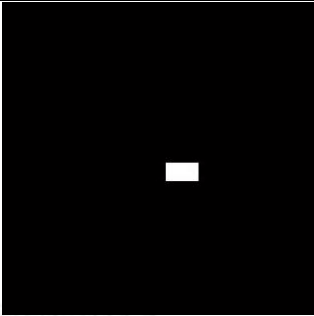
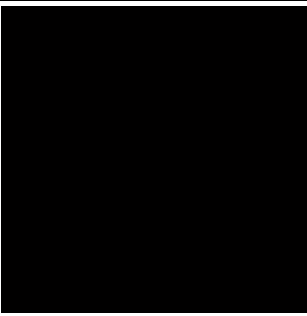
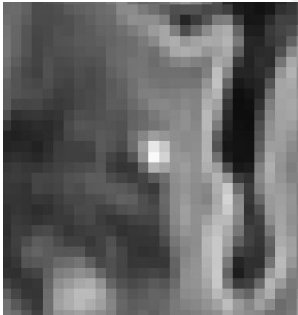
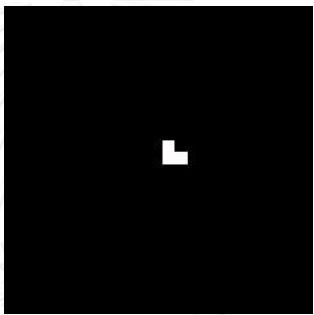
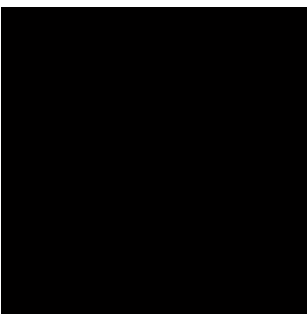
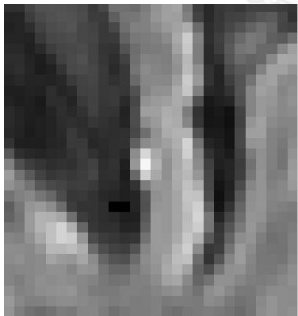
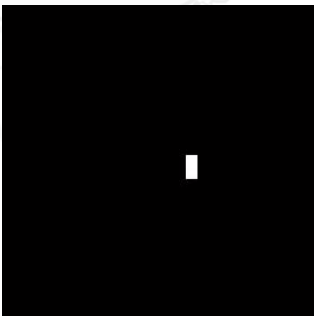
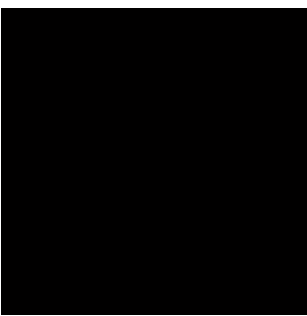
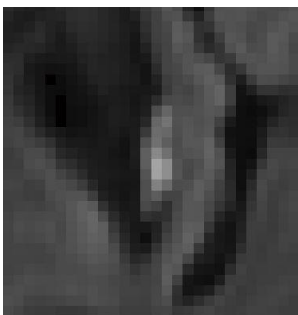
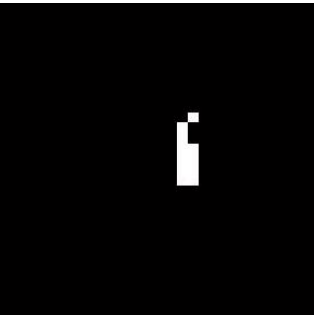
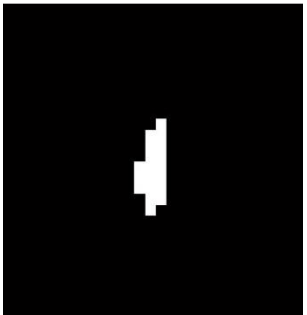
ตารางที่ ข-6 แสดงผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเปรียบเทียบกับ Gold standard

ข้อมูลชุดที่ 6

สไลซ์ที่พบ	ภาพต้นแบบขยายบริเวณเนื้อสมองตาย (Zoom)	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจาก Gold standard	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ
19		 55 จุดภาพ	 26 จุดภาพ
20		 109 จุดภาพ	 85 จุดภาพ
21		 88 จุดภาพ	 64 จุดภาพ
22		 3 จุดภาพ	 0 จุดภาพ

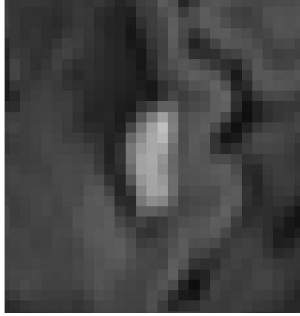
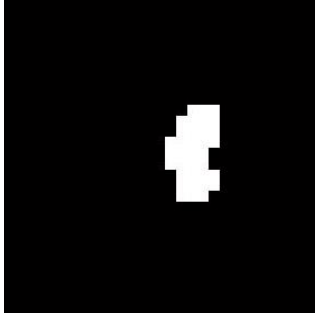
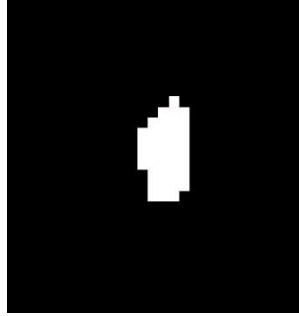
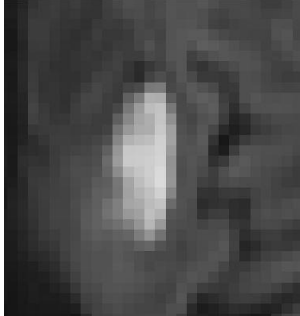
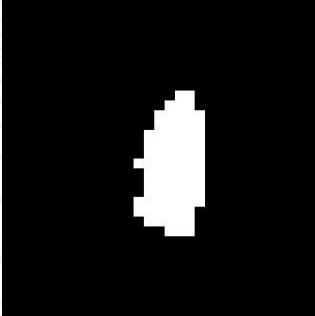
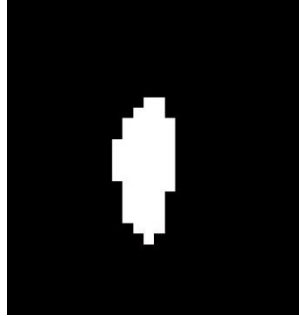
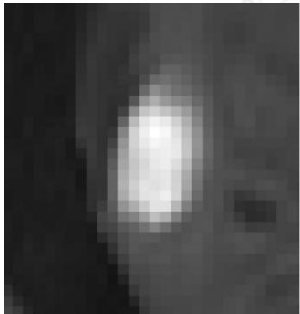
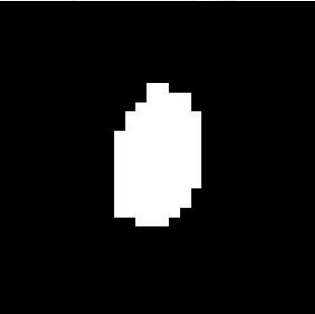
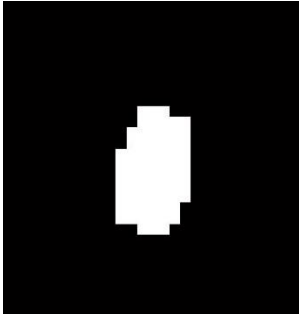
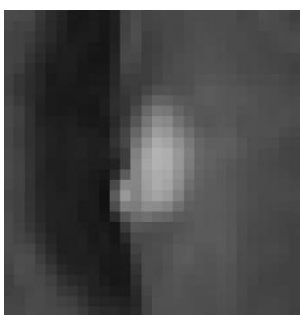
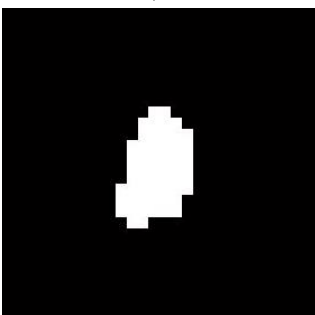
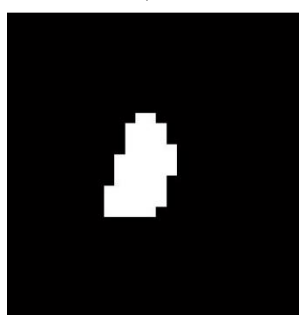
ตารางที่ ข-7 แสดงผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเปรียบเทียบกับ Gold standard

ข้อมูลชุดที่ 7

สไลซ์ที่พบ	ภาพต้นแบบขยายบริเวณเนื้อสมองตาย (Zoom)	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจาก Gold standard	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ
13		 6 จุดภาพ	 0 จุดภาพ
14		 3 จุดภาพ	 0 จุดภาพ
15		 2 จุดภาพ	 0 จุดภาพ
16		 11 จุดภาพ	 19 จุดภาพ

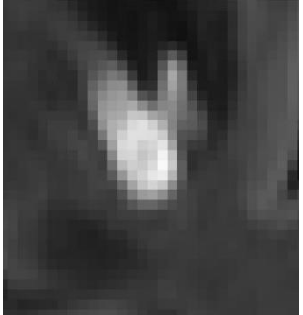
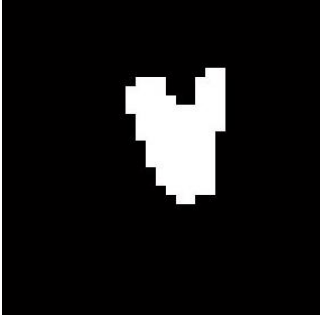
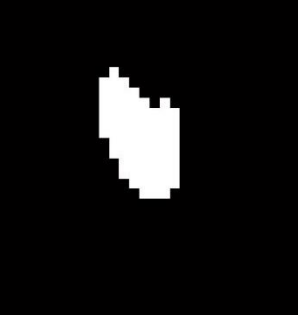
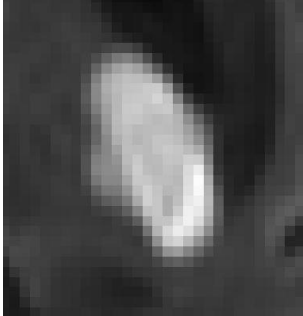
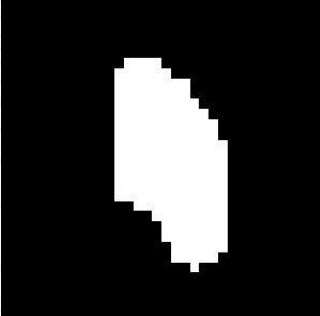
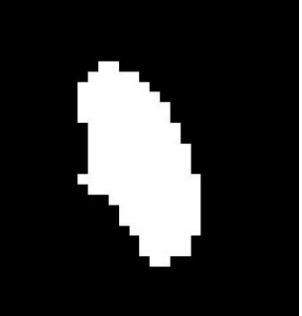
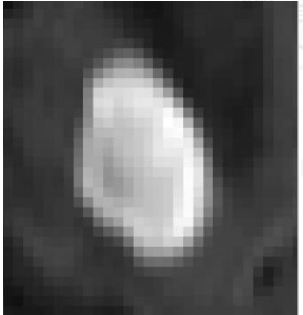
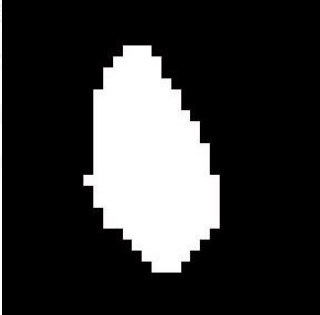
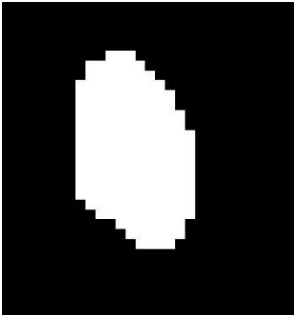
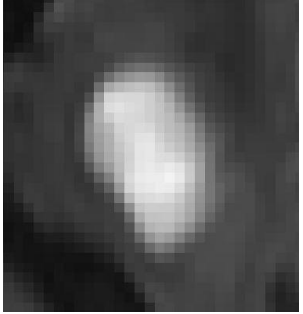
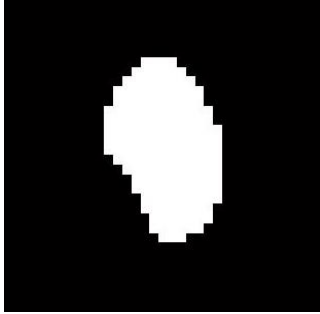
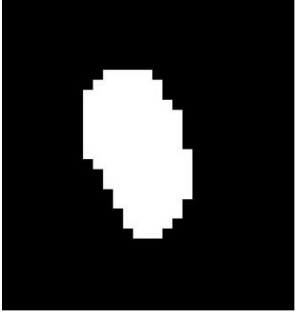
ตารางที่ ข-7 (ต่อ) แสดงผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเปรียบเทียบกับ Gold standard

ข้อมูลชุดที่ 7

สไลซ์ที่พบ	ภาพต้นแบบขยายบริเวณเนื้อสมองตาย (Zoom)	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจาก Gold standard	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ
17		 35 จุดภาพ	 39 จุดภาพ
18		 79 จุดภาพ	 60 จุดภาพ
19		 96 จุดภาพ	 70 จุดภาพ
20		 56 จุดภาพ	 49 จุดภาพ

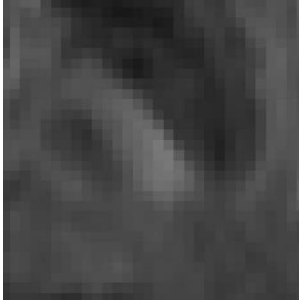

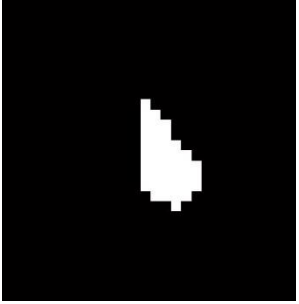
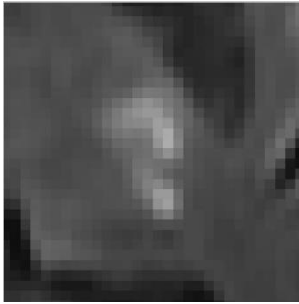
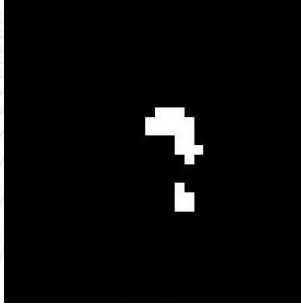
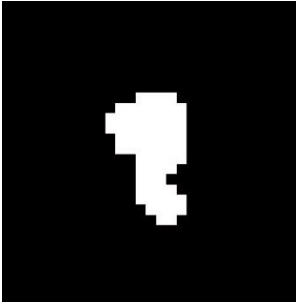
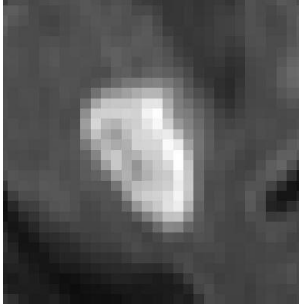
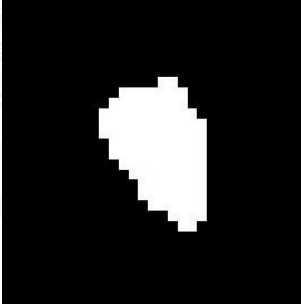
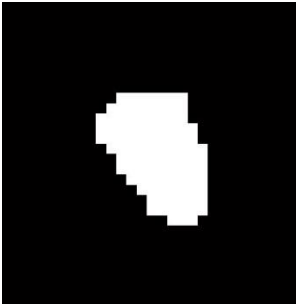
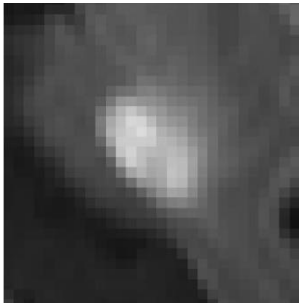
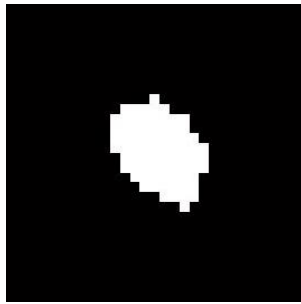
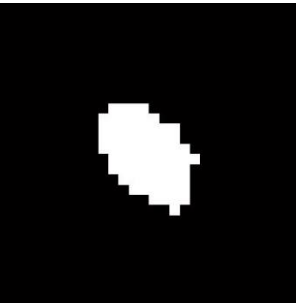
ตารางที่ ข-8 แสดงผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเปรียบเทียบกับ Gold standard

ข้อมูลชุดที่ 8

สไลซ์ที่พบ	ภาพต้นแบบขยายบริเวณเนื้อสมองตาย (Zoom)	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจาก Gold standard	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ
15		 99 จุดภาพ	 72 จุดภาพ
16		 183 จุดภาพ	 155 จุดภาพ
17		 195 จุดภาพ	 189 จุดภาพ
18		 177 จุดภาพ	 137 จุดภาพ

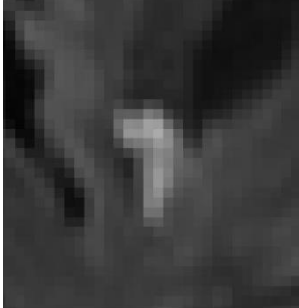
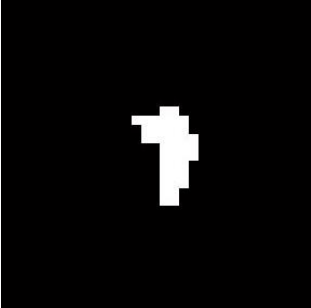
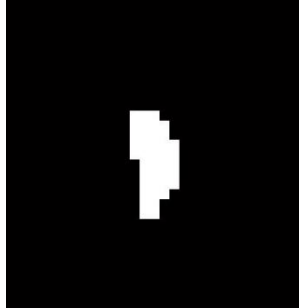
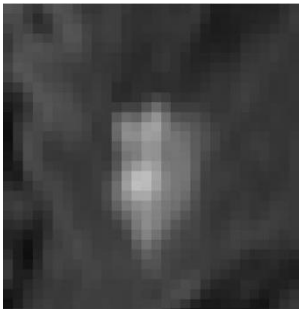
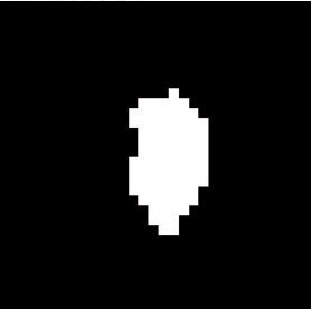
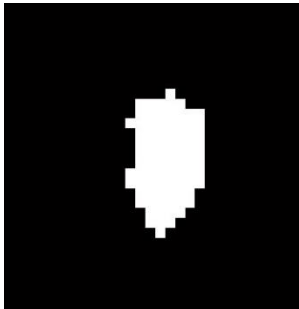
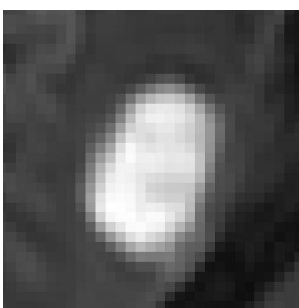
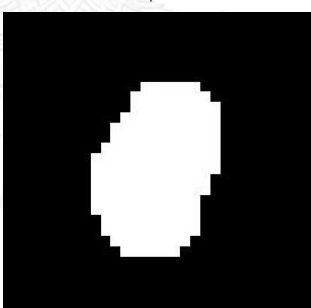
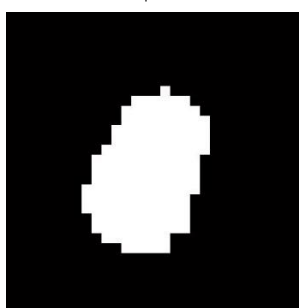
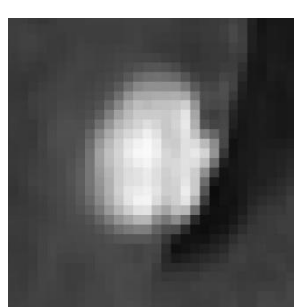
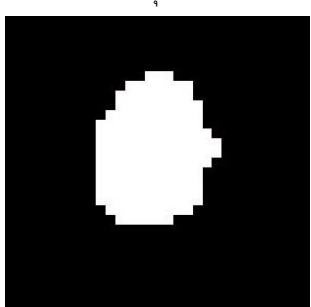
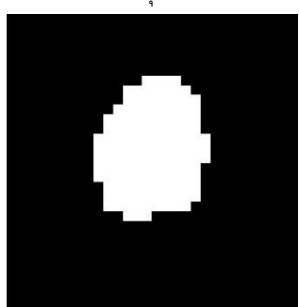
ตารางที่ ข-9 แสดงผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเปรียบเทียบกับ Gold standard

ข้อมูลชุดที่ 9

สไลซ์ที่พบ	ภาพต้นแบบขยายบริเวณเนื้อสมองตาย (Zoom)	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจาก Gold standard	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ
15		 0 จุดภาพ	 41 จุดภาพ
16		 24 จุดภาพ	 68 จุดภาพ
17		 112 จุดภาพ	 102 จุดภาพ
18		 77 จุดภาพ	 70 จุดภาพ

ตารางที่ ข-10 แสดงผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเปรียบเทียบกับ Gold standard

ข้อมูลชุดที่ 10

สไลซ์ที่พบ	ภาพต้นแบบขยายบริเวณเนื้อสมองตาย (Zoom)	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจาก Gold standard	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ
17		 40 จุดภาพ	 40 จุดภาพ
18		 88 จุดภาพ	 85 จุดภาพ
19		 173 จุดภาพ	 154 จุดภาพ
20		 157 จุดภาพ	 138 จุดภาพ

ภาคผนวก ค

การประเมินประสิทธิภาพโดยการเปรียบเทียบเชิงปริมาณโดยการอ้างอิงค่าทางสถิติ

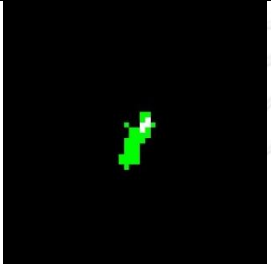
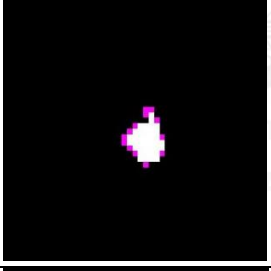
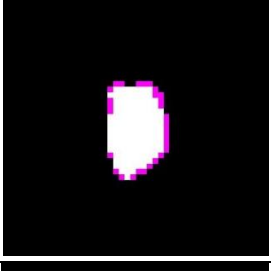
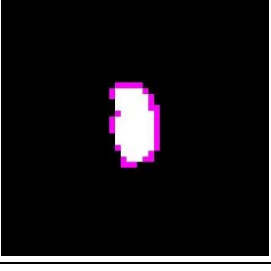
พื้นที่สีเขียว คือผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ

พื้นที่สีชมพู คือผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองตายจากผลลัพธ์มาตรฐาน

พื้นที่สีขาว คือบริเวณที่มีการซ้อนทับกันระหว่างขั้นตอนวิธีที่นำเสนอและผลลัพธ์มาตรฐาน

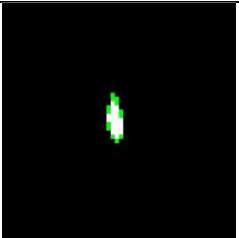
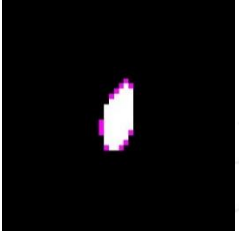
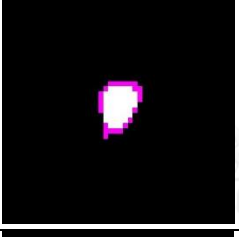
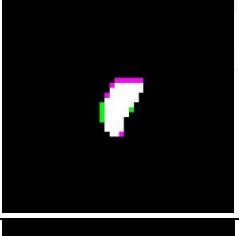
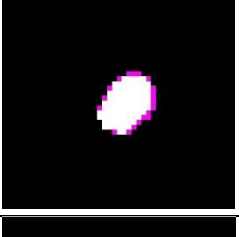
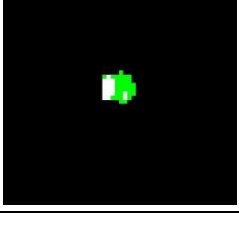
ตารางที่ ค-1 แสดงประสิทธิภาพโดยเปรียบเทียบเชิงปริมาณโดยการอ้างอิงค่าทางสถิติ

ข้อมูลชุดที่ 1

สไลซ์ที่พบ	ภาพผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเทียบกับ Gold standard	TP	FP	FN	Sensitivity	Precision	DSC
16		4	31	0	1.00	0.11	0.21
17		38	0	13	0.75	1.00	0.85
18		135	0	30	0.82	1.00	0.90
19		78	0	31	0.72	1.00	0.83

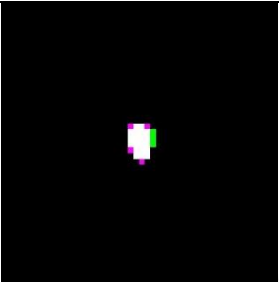
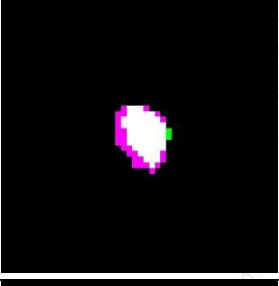
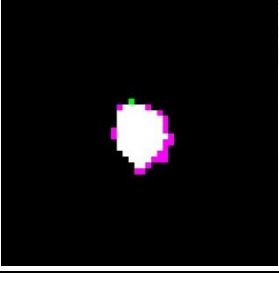
ตารางที่ ค-2 แสดงประสิทธิภาพโดยเปรียบเทียบเชิงปริมาณโดยการอ้างอิงค่าทางสถิติ

ข้อมูลชุดที่ 2

สไลซ์ที่พบ	ภาพผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเทียบกับ Gold standard	TP	FP	FN	Sensitivity	Precision	DSC
17		22	13	0	1.00	0.63	0.77
18		59	0	12	0.83	1.00	0.91
19		46	0	24	0.66	1.00	0.79
20		59	2	7	0.89	0.97	0.93
21		93	0	20	0.82	1.00	0.90
22		17	31	0	1.00	0.35	0.52

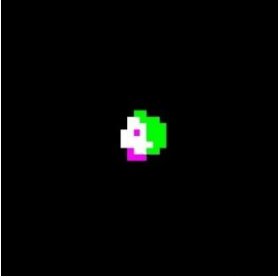
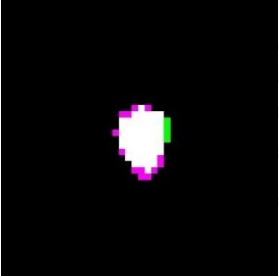
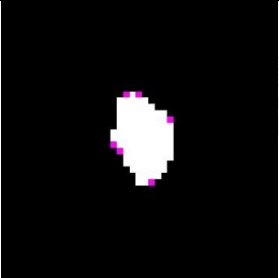
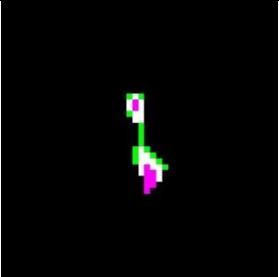
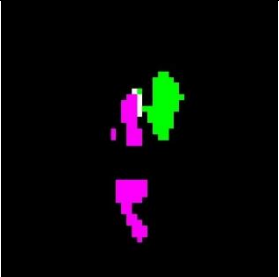
ตารางที่ ค-3 แสดงประสิทธิภาพโดยเปรียบเทียบเชิงปริมาณโดยการอ้างอิงค่าทางสถิติ

ข้อมูลชุดที่ 3

สไลซ์ที่พบ	ภาพผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเทียบกับ Gold standard	TP	FP	FN	Sensitivity	Precision	DSC
17		20	3	4	0.83	0.87	0.85
18		58	2	27	0.68	0.97	0.80
19		72	1	20	0.78	0.99	0.87

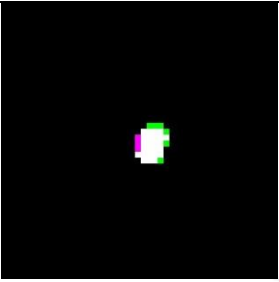
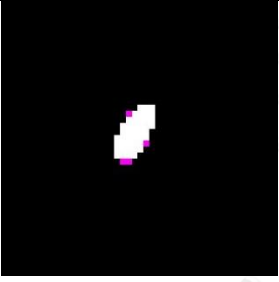
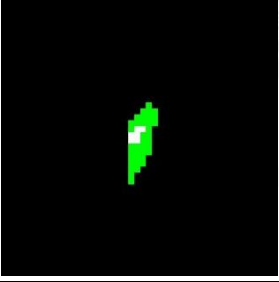
ตารางที่ ค-4 แสดงประสิทธิภาพโดยเปรียบเทียบเชิงปริมาณโดยการอ้างอิงค่าทางสถิติ

ข้อมูลชุดที่ 4

สไลซ์ที่พบ	ภาพผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเทียบกับ Gold standard	TP	FP	FN	Sensitivity	Precision	DSC
16		19	18	5	0.79	0.51	0.62
17		57	4	13	0.81	0.93	0.87
18		101	2	6	0.94	0.98	0.96
19		21	14	10	0.68	0.60	0.64
20		5	54	66	0.07	0.08	0.08

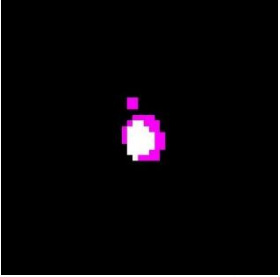
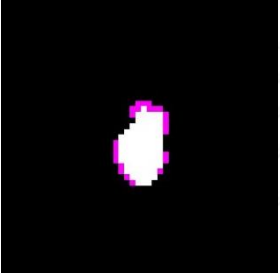
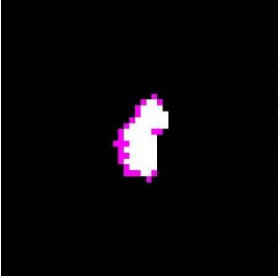
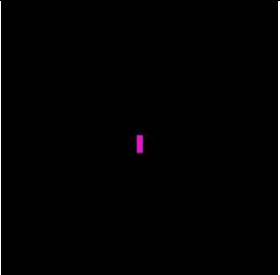
ตารางที่ ค-5 แสดงประสิทธิภาพโดยเปรียบเทียบเชิงปริมาณโดยการอ้างอิงค่าทางสถิติ

ข้อมูลชุดที่ 5

สไลซ์ที่พบ	ภาพผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเทียบกับ Gold standard	TP	FP	FN	Sensitivity	Precision	DSC
15		25	6	3	0.89	0.81	0.85
16		43	0	4	0.91	1.00	0.96
17		6	37	0	1.00	0.14	0.24

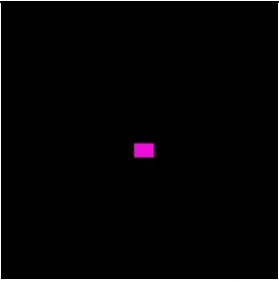
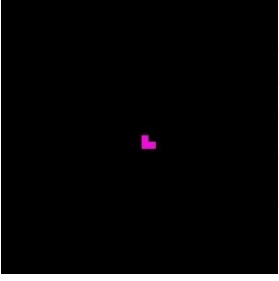
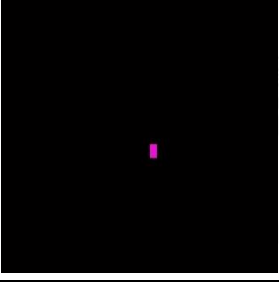
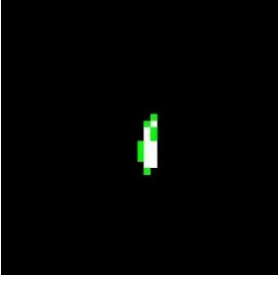
ตารางที่ ค-6 แสดงประสิทธิภาพโดยเปรียบเทียบเชิงปริมาณโดยการอ้างอิงค่าทางสถิติ

ข้อมูลชุดที่ 6

สไลซ์ที่พบ	ภาพผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเทียบกับ Gold standard	TP	FP	FN	Sensitivity	Precision	DSC
19		26	0	29	0.47	1.00	0.64
20		85	0	24	0.78	1.00	0.88
21		64	0	24	0.73	1.00	0.84
22		0	0	3	-	0.00	0.00

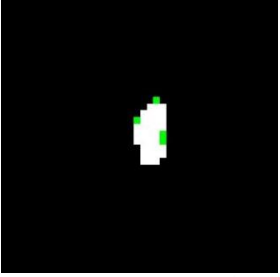
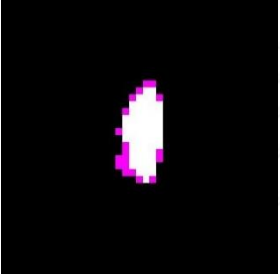
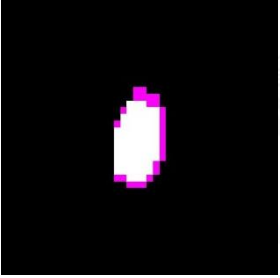
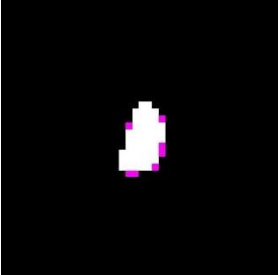
ตารางที่ ค-7 แสดงประสิทธิภาพโดยเปรียบเทียบเชิงปริมาณโดยการอ้างอิงค่าทางสถิติ

ข้อมูลชุดที่ 7

สไลซ์ที่พบ	ภาพผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเทียบกับ Gold standard	TP	FP	FN	Sensitivity	Precision	DSC
13		0	0	6	-	0.00	0.00
14		0	0	3	-	0.00	0.00
15		0	0	2	-	0.00	0.00
16		11	8	0	1.00	0.58	0.73

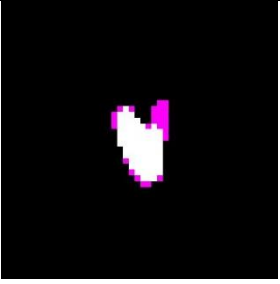
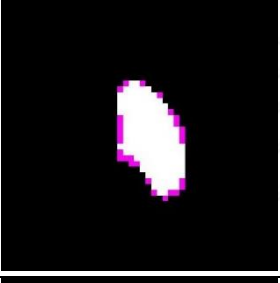
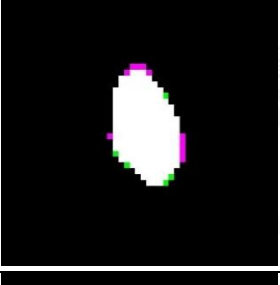
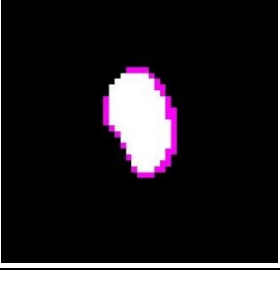
ตารางที่ ค-7 (ต่อ) แสดงประสิทธิภาพโดยเปรียบเทียบเชิงปริมาณโดยการอ้างอิงค่าทางสถิติ

ข้อมูลชุดที่ 7

สไลซ์ที่พบ	ภาพผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเทียบกับ Gold standard	TP	FP	FN	Sensitivity	Precision	DSC
17		35	4	0	1.00	0.90	0.95
18		60	0	19	0.76	1.00	0.86
19		70	0	26	0.73	1.00	0.84
20		49	0	7	0.88	1.00	0.93

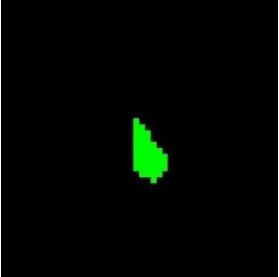
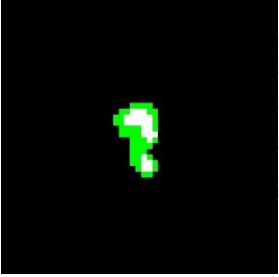
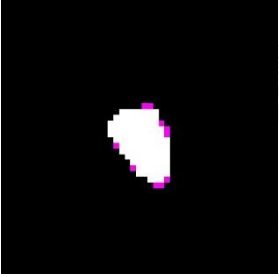
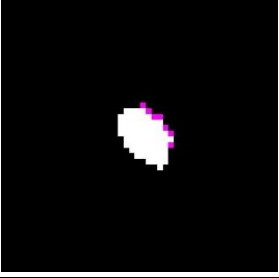
ตารางที่ ค-8 แสดงประสิทธิภาพโดยเปรียบเทียบเชิงปริมาณโดยการอ้างอิงค่าทางสถิติ

ข้อมูลชุดที่ 8

สไลซ์ที่พบ	ภาพผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเทียบกับ Gold standard	TP	FP	FN	Sensitivity	Precision	DSC
15		72	0	27	0.73	1.00	0.84
16		155	0	28	0.85	1.00	0.92
17		184	5	11	0.94	0.97	0.96
18		137	0	40	0.77	1.00	0.87

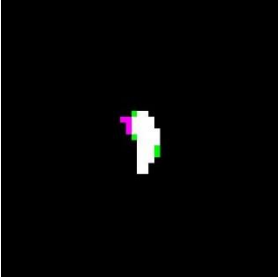
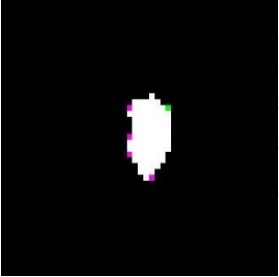
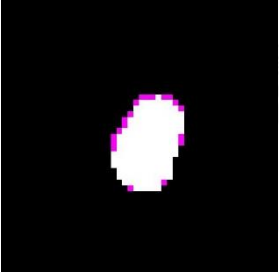
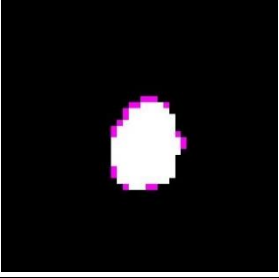
ตารางที่ ค-9 แสดงประสิทธิภาพโดยเปรียบเทียบเชิงปริมาณโดยการอ้างอิงค่าทางสถิติ

ข้อมูลชุดที่ 9

สไลซ์ที่พบ	ภาพผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเทียบกับ Gold standard	TP	FP	FN	Sensitivity	Precision	DSC
15		0	41	0	-	0.00	0.00
16		24	44	0	1.00	0.35	0.52
17		102	0	10	0.91	1.00	0.95
18		70	0	7	0.91	1.00	0.95

ตารางที่ ค-10 แสดงประสิทธิภาพโดยเปรียบเทียบเชิงปริมาณโดยการอ้างอิงค่าทางสถิติ

ข้อมูลชุดที่ 10

สไลซ์ที่พบ	ภาพผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอเทียบกับ Gold standard	TP	FP	FN	Sensitivity	Precision	DSC
17		36	4	4	0.90	0.90	0.90
18		84	1	4	0.95	0.99	0.97
19		154	0	19	0.89	1.00	0.94
20		138	0	19	0.88	1.00	0.94

ภาคผนวก ง

ผลงานตีพิมพ์ที่เป็นส่วนหนึ่งของวิทยานิพนธ์นี้

1. บทความเรื่อง “Acute Stroke Brain Infarct Segmentation in DWI Images” นำเสนอในงานประชุมวิชาการ 2015 2nd International Conference on Biomedical and Bioinformatics Engineering (ICBBE 2015) จัดที่ประเทศฮ่องกง ระหว่างวันที่ 27-28 สิงหาคม 2558 และได้ตีพิมพ์ในวารสารวิชาการ International Journal of Pharma Medicine and Biological Sciences ประจำเดือนเมษายน 2558 เล่มที่ 4 ฉบับที่ 2 หน้าที่ 115-122



ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นางสาววนิดา เจริญสุข เกิดวันที่ 28 สิงหาคม 2530 ที่จังหวัดร้อยเอ็ด จบการศึกษา ระดับชั้นมัธยมศึกษาที่โรงเรียนยุพราชวิทยาลัย จังหวัดเชียงใหม่ ในปีการศึกษา 2548 สำเร็จ การศึกษาระดับปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต สาขารังสีเทคนิค คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ในปีการศึกษา 2553 และเข้าศึกษาต่อในหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช (สหสาขาวิชา) คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปี การศึกษา 2555

