

รายงานฉบับสมบูรณ์

โครงการวิจัยโครงการย่อยที่ 4  
**MRI Brain Segmentation**



โดย

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นงลักษณ์ โควาวิสารัช

ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ศูนย์วิจัยทางการแพทย์  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการเงิน 2546

ชื่อโครงการ MRI Brain Segmentation  
ชื่อผู้วิจัยหลัก ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นงลักษณ์ ไคววาสารัช  
ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์  
คณะวิศวกรรมศาสตร์  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้ได้ศึกษา ออกแบบเทคนิควิธีการแบ่งส่วนภาพของสมองและพัฒนาโปรแกรมเพื่อแบ่งส่วนภาพของสมองจากชุดภาพถ่าย MRI ของสมอง โดยใช้วิธีใช้ค่าขีดแบ่งและวิธี 3D Morphological Watershed เป็นวิธีแบ่งส่วนแบบอัตโนมัติ โดยวิธีการแบ่งส่วนโดยอัตโนมัติที่ใช้ค่าขีดแบ่งที่พัฒนาขึ้นพัฒนาจากพื้นฐานความรู้ที่ว่าระดับความสว่างของสมองแบบ White matter, gray matter และ CSF ในภาพ T1-weighted MRI ของสมองจะมีความสว่างจากมากไปน้อย ดังนั้นวิธีใช้ค่าขีดแบ่งที่พัฒนานี้จึงให้ผลการแบ่งส่วนสมองที่ติดกับภาพที่มีข้อมูลในลักษณะดังกล่าว ส่วนวิธี 3D morphological watershed เป็นวิธีที่เหมาะสมจะใช้ภาพที่บริเวณสมองมีความสว่างที่กลมกลืนกันและไม่แตกต่างกันมาก ไม่ควรมีสัญญารอบกวนและควรเป็นบริเวณที่แยกจากส่วนอื่น ๆ อย่างค่อนข้างชัดเจน

แต่ข้อมูลภาพ MRI ส่วนมากมีความหลากหลายเนื่องจากปัจจัยต่าง ๆ เช่น การเลือกวิธีการจัดทำข้อมูลภาพมีหลากหลาย เช่น ทำเป็น T1-weighted หรือ T2-weighted ด้วยเทคนิคย่อยต่าง ๆ การเลือกความหนาของสไลซ์ รวมถึงลักษณะของเครื่อง MRI เอง ทำให้ผลการแบ่งส่วนสมองจากภาพ MRI แบบอัตโนมัติมีความหลากหลายทั้งดีและไม่ดี ดังนั้น ในงานวิจัยนี้จึงได้จัดทำโปรแกรมเครื่องมือซอฟต์แวร์ให้ผู้ใช้สามารถเลือกแบ่งส่วนภาพด้วยตนเองรวมทั้งมีตัวกระทำการ Preprocessing เช่น การทำ Normalization การทำ Diffusion และ Post processing เช่นตัวกระทำการทางสัญญาณวิทยาต่าง ๆ เพื่อให้ผู้ใช้สามารถปรับปรุงข้อมูลก่อนและหลังจากการแบ่งส่วนโดยอัตโนมัติได้ด้วย

เลขหมู่

เลขทะเบียน 014596

วัน, เดือน, ปี ๑๓.๓.๕๓

Project Title                                   MRI Brain Segmentation  
Name of the Main Investigator   Assistant Professor Nongluk Covavisaruch  
  Department of Computer Engineering  
  Faculty of Engineering  
  Chulalongkorn University

## Abstract

This research aims to study and design techniques and develop a program for segmenting brain from brain MR image set. Automatic thresholding and 3D morphological watershed are the two methods for automatic segmentation. The automatic thresholding method is implemented based on the knowledge about the intensities of white matter, gray matter and CSF of the brain in T1-weighted MRI. Hence, the automatic thresholding method gives good segmentation results for such images. The 3D morphological watershed is implemented to suit the image that brain regions are smooth, do not have distinct noise and the brain regions should be separated from non-brain regions quite clearly.

There are many factors that make MR images very much vary, such as the T1-weighted or T2-weighted type taken with many different techniques, the slice thickness, and the characteristics of the MR machine itself. Consequently, segmentation results from automatic segmentation methods also vary among different datasets. Therefore, the implemented program in this research provide manual segmentation tools, preprocessing tools (such as normalization and diffusion), and post processing tools (morphological operators) so that users can improve the image data prior to or after automatic segmentation.

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## กิติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบคุณทุนอุดหนุนโครงการวิจัยร่วมภาครัฐกับเอกชน ปีงบประมาณ 2546 จาก จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยเป็นอย่างสูงที่ได้สนับสนุนการทำวิจัยในครั้งนี้ ขอขอบคุณคณะวิศวกรรมศาสตร์ และภาควิชาวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยและห้างหุ้นส่วนเกร็ดเตอร์ ฟาร์ม่าที่ช่วยสนับสนุนและเอื้อเฟื้อสถานที่และอื่น ๆ ทำให้งานวิจัยเรื่อง MRI Brain Segmentation ได้ดำเนิน กิจหน้าไปได้ด้วยดี

โครงการนี้จะสำเร็จลงมิได้หากไม่ได้ผู้ช่วยวิจัยและนิสิตในที่ปรึกษาที่น่ารักทั้งหลายที่ได้ช่วย ในด้านต่าง ๆ อย่างเต็มที่ ผู้วิจัยขอขอบคุณทุกคนต่อไปนี้คือ คุณนันทนา ชินรุ่งโรจน์ คุณพิพัฒน์ ประทีปอมรกุล คุณภวิพันธุ์ รุจิขจร คุณศักดิ์พงษ์ ทองเลี่ยมนาก คุณอุรวิรัฐ วัฒนชนม์ โดยเฉพาะอย่างยิ่ง คุณกัธร สิมมามี คุณนครินทร์ ดังคะพิภพ และ คุณเจษฎา แสงพานิชย์ ที่ได้ช่วยเหลืออย่างดียิ่ง ผู้วิจัย รู้สึกขอบคุณ รู้ซึ่งถึงน้ำใจและดีนดีใจเป็นอย่างมากในความตั้งใจดี ความอดทน รวมถึงการดูแล ห่วงใยร่วมทุกข์ร่วมสุขระหว่างช่วงเวลาทำงานวิจัยนี้

ผู้วิจัยขอขอบคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นายแพทย์ ทายาท คีสุคจิต ที่ช่วยเหลือให้ผู้วิจัยได้เริ่ม งานวิจัยนี้และให้คำแนะนำช่วยเหลือทุกครั้งที่คุณวิจัยต้องการ ขอขอบคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ แพทย์ หมอหญิงสุกัลยา เลิศล้ำ และคุณมณฑนา โพธิ์ศรี คุณวิชัย ทศพรทรงชัย คุณเพชรลิขัย สุวรรณประดิษฐ์ แห่ง ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยที่ได้เอื้อเฟื้อและอำนวยความสะดวก เกี่ยวกับข้อมูลที่ใช้ในการทดลอง

อีกท่านหนึ่งที่คุณวิจัยขอขอบพระคุณเป็นอย่างสูงคือ ศาสตราจารย์ แพทย์หญิง คุณหญิง นิตยา สุวรรณเวลา ที่ถึงแม้จะได้พบท่านเพียงไม่นาน ท่านก็ได้กรุณาให้ความรู้ คำแนะนำต่าง ๆ ด้วยความ กระจือรื้อน และได้ช่วยไขปริศนาที่คุณวิจัยคิดข้มาเป็นเวลานานให้กระจ่างขึ้นในเวลาอันรวดเร็ว

ท้ายนี้ ผู้วิจัยขอขอบคุณเพื่อนร่วมงานที่ดีคือผู้วิจัยมาตลอดคือผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วิวัฒน์ วัฒนาวุฒิที่ช่วยให้ความสะดวกในการทำงานวิจัยนี้ และที่จะขาดเสียมิได้คือผู้วิจัยขอขอบคุณสมาชิกใน ครอบครัวสำหรับกำลังใจ ความอดทนและการสนับสนุนในทุก ๆ ด้านซึ่งบ่อยครั้งก็ยิ่งเผื่อแผ่ไปถึง ผู้ช่วยวิจัยทั้งหลายด้วย

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นงลักษณ์ โควาวิสารัช



## สารบัญ

บทคัดย่อภาษาไทย	ข
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ก
กิตติกรรมประกาศ	ง
สารบัญ	จ
สารบัญตาราง	ช
สารบัญภาพ	ซ
บทที่	
1 บทนำ	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ	1
1.3 ขั้นตอนการวิจัย	1
1.4 ตารางเวลาปฏิบัติ	2
1.5 ประโยชน์ที่ได้รับ	2
2 ทฤษฎี งานวิจัยที่เกี่ยวข้องและวิธีการที่ใช้	3
2.1 ภาพ MRI ของสมอง	3
2.2 DICOM	5
2.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	7
2.3.1 ประเด็นปัญหาที่มีการวิจัย	7
2.3.2 วิธีการแบ่งส่วนสมอง	8
2.3.3 ประสิทธิภาพของวิธีการแบ่งส่วนสมอง	12
2.4 การประมวลผลภาพ	12
2.4.1 ตัวกรองผ่านต่ำแบบเกาส์เซียน	13
2.4.2 Anisotropic Diffusion	13
2.4.3 การทำชุดข้อมูลให้เป็นบรรทัดฐาน	15
2.4.4 การดำเนินการทางสัณฐานวิทยา	16
2.5 เทคนิควิธีการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองโดยอัตโนมัติจากชุดภาพ MRI ของสมอง	20
2.5.1 การใช้วิธีหาค่าขีดแบ่งแบบอัตโนมัติ	21

2.5.2	การใช้วิธี 3D Morphological Watershed	23
3	เครื่องมือซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้น	25
3.1	โปรแกรมอ่านรายละเอียดไฟล์ DICOM	25
3.1.1	การออกแบบและพัฒนาโปรแกรมอ่านข้อมูลจากไฟล์ DICOM	25
3.1.2	หน้าจอโปรแกรมอ่านข้อมูลจากไฟล์ DICOM	26
3.2	โปรแกรมแบ่งส่วนภาพ MRI ของสมอง	29
3.2.1	การออกแบบและพัฒนาโปรแกรมแบ่งส่วนภาพ MRI ของสมอง	29
3.2.2	โปรแกรมเครื่องมือแบ่งส่วนภาพ MRI ของสมอง	31
4	การทดลองและผลการทดลอง	50
4.1	การทดลอง	
4.1.1	ข้อมูลจำลอง	50
4.1.2	ข้อมูลจากโรงพยาบาล	51
4.2	ผลการทดลองและการวิเคราะห์ผล	52
4.2.1	ผลสำหรับข้อมูลเดิมจากการจำลองและจากโรงพยาบาล	52
4.2.2	ผลของข้อมูลที่ทำกร Preprocess และ Postprocess	59
4.2.3	ผลของการแบ่งส่วนสมองด้วยเครื่องมือแบ่งส่วนแบบ Manual	63
4.2.4	ผลของการแก้ไขข้อมูลที่แบ่งส่วนแล้วด้วยเครื่องมือแบ่งส่วนแบบ Manual	64
5	สรุปและข้อเสนอแนะ	65
5.1	สรุป	65
5.2	ข้อเสนอแนะ	66
รายการอ้างอิง		67
ภาคผนวก ก		70
ภาคผนวก ข		85

## สารบัญตาราง

ตารางที่		
4.1	คุณสมบัติของข้อมูลจำลองของสมองจาก BIC	50
4.2	รายละเอียดช่วงของแต่ละชุดภาพจำลองที่ใช้ทดสอบการแบ่งส่วนสมอง	51
4.3	คุณสมบัติของชุดข้อมูลจากโรงพยาบาล	51
4.4	ผลการทดลองแบ่งส่วนภาพสมองจำลองจากชุดภาพจำลอง	53



ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## สารบัญภาพ

รูปที่		
2.1	ตัวอย่างภาพสมองที่มีความเข้มแสงไม่คงที่	5
2.2	ตัวอย่างภาพจำลองเนื้อเยื่อในสมองที่มีสัญญาณรบกวนและมีความเข้มแสงไม่คงที่	5
2.3	โมเดลการสื่อสาร	6
2.4	ขั้นตอนทั่วไปในการแบ่งส่วนภาพสมอง	10
2.5	กราฟแสดงลักษณะของฟังก์ชัน	14
2.6	การดำเนินการทางสัณฐานวิทยากับภาพลักษณะฐานสอง	17
2.7	ภาพจำลองแสดงวิธี Watershed	18
2.8	ภาพจำลองบริเวณอ่างเก็บน้ำและเขื่อน	19
2.9	ภาพ MRI ของสมองและการประมาณความสัมพันธ์ของค่าระดับเทา ของส่วนประกอบของภาพ	22
2.10	ภาพ MRI ของสมอง	23
3.1	โครงสร้างของโปรแกรมอ่านข้อมูลจาก DICOM	26
3.2	หน้าจอหลัก	27
3.3	DICOM Dictionary	27
3.4	Open Dialog	28
3.5	ส่วนแสดงรูปเป็น Thumbnail	28
3.6	ส่วนแสดงรายละเอียดของไฟล์ DICOM	29
3.7	โครงสร้างของโปรแกรมแบ่งส่วนภาพ MRI ของสมอง	30
3.8	หน้าจอหลัก	31
3.9	เมนู Open Image	32
3.10	หน้าต่าง Raw Data Parameter	32
3.11	หน้าต่าง Open DICOM Image	33
3.12	เมนู Open Segmented Image	33
3.13	เมนู Save Image	33
3.14	หน้าต่าง Save DICOM Image to Folder	34
3.15	เมนู Preprocess	34



## รูปที่

3.16 หน้าต่าง Select Option for Preprocess	35
3.17 หน้าต่าง Diffusion Parameter	35
3.18 หน้าต่าง Gaussian Filter Parameter	35
3.19 เมนู Segment Tools	36
3.20 หน้าต่าง Select Option for Segmentation	36
3.21 หน้าต่าง Option for Segmentation เมื่อผู้ใช้เลือกแบ่งส่วนสมอง จากภาพที่ Preprocess แล้ว	37
3.22 หน้าต่าง Automatic Threshold Option	38
3.23 หน้าจอหลักของโปรแกรมแบ่งส่วนสมองแบบ Manual	39
3.24 แถบแสดงสถานะ	39
3.25 แถบเครื่องมือ	40
3.26 หน้าจอเมื่อคลิกปุ่มแสดงขอบเขตของบริเวณที่แบ่งส่วน	41
3.27 แถบเครื่องมือเพื่อให้ผู้ใช้กำหนดค่า Label และขนาดของแปรงสี	41
3.28 แถบเครื่องมือเพื่อให้ผู้ใช้กำหนดค่าขนาดของยางลบ	42
3.29 แถบเครื่องมือเพื่อให้ผู้ใช้กำหนดค่า Label และประเภทของดินสอ	42
3.30 เมนู File	42
3.31 เมนู Edit	43
3.32 หน้าต่าง Threshold width Seed	44
3.33 เมนู Select	44
3.34 หน้าต่าง Select Label	44
3.35 เมนู Postprocess	46
3.36 แถบเครื่องมือ	46
3.37 แถบแสดงชุดภาพ	46
3.38 แถบแสดงชุดภาพที่ทำการแบ่งส่วนแล้ว	47
3.39 ตัวอย่างบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้ในรูปแบบสีทึบ	47
3.40 ตัวอย่างขอบของบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้ซ้อนทับบนภาพต้นฉบับ	48
3.41 ตัวอย่างบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้ในรูปแบบภาพต้นฉบับ	48
3.42 แถบแสดงกระบวนการที่เสร็จสิ้น	49

## รูปที่

3.43	แถบแสดงที่อยู่ของชุดภาพ	49
4.1	เปรียบเทียบภาพจำลองของสมองทั้ง 3 plane 53	
4.2	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนสมองของชุดภาพจำลองที่ 1(T1 Axial) ซึ่งแบ่งส่วนได้ค้ทั้ง 2 วิธี	53
4.3	ตัวอย่างผลลัพธ์การแบ่งส่วนสมองของชุดภาพจำลองที่ 2 (T1 Coronal)	54
4.4	ตัวอย่างภาพผลลัพธ์การแบ่งส่วนสมองของชุดภาพจำลองที่ 2 (T1 Coronal) ด้วยวิธี Automatic Threshold	54
4.5	ตัวอย่างภาพผลลัพธ์การแบ่งส่วนสมองของชุดภาพจำลองที่ 2 (T1 Coronal) ด้วยวิธี 3D Watershed	55
4.6	ตัวอย่างภาพผลลัพธ์จากการแบ่งส่วนสมองของชุดภาพจำลองที่ 3 (T1 Sagittal)	55
4.7	ตัวอย่างภาพผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจำลอง T2 ด้วยวิธี Automatic Threshold	56
4.8	เปรียบเทียบภาพแบบ T1-weighted MRI กับ T1 FSPGR ที่ได้จากโรงพยาบาล	57
4.9	ตัวอย่างผลลัพธ์การแบ่งส่วนสมองของภาพแบบ T1 FSPGR	58
4.10	ตัวอย่างผลลัพธ์การแบ่งส่วนสมองของภาพแบบ T1 Axial	58
4.11	ตัวอย่างภาพสมองแบบ T2 weighted MRI	59
4.12	ตัวอย่างผลลัพธ์การแบ่งส่วนสมองของภาพแบบ T2-weighted MRI	59
4.13	ตัวอย่างชุดภาพที่มีความสว่างไม่สม่ำเสมอภายในชุดภาพเดียวกัน	60
4.14	ตัวอย่างภาพสมองก่อนและหลังจากการทำ Diffuse	60
4.15	ตัวอย่างผลลัพธ์การแบ่งส่วนสมองของภาพที่ผ่านการทำ Normalize แล้ว	61
4.16	ตัวอย่างผลลัพธ์การแบ่งส่วนสมองของภาพที่ผ่านการทำ Diffuse แล้ว	62
4.17	การทำ Postprocess ด้วยวิธี closing	63
4.18	ตัวอย่างผลการแบ่งส่วนสมองด้วยเครื่องมือแบบ Manual	63
4.19	การปรับแต่งภาพบริเวณสมองด้วยเครื่องมือแบ่งส่วนสมองแบบ Manual	64

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหา

ในปัจจุบัน ความต้องการใช้คอมพิวเตอร์มาช่วยในงานธุรกิจและอุตสาหกรรมมีมากขึ้น ในด้านการแพทย์ก็มีความต้องการใช้คอมพิวเตอร์เพิ่มขึ้นเช่นเดียวกัน การเริ่มใช้เครื่องมือซอฟต์แวร์เพื่อการประมวลผลภาพ มีส่วนช่วยให้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญเฉพาะทางสามารถทำการวิเคราะห์และวางแผนการรักษา หรือวางแผนการผ่าตัด ตลอดจนสามารถประเมินผลการรักษาได้จากภาพถ่ายอวัยวะต่าง ๆ ภายในร่างกายของผู้ป่วยได้อย่างรวดเร็วขึ้น โดยที่ไม่ต้องมีการผ่าตัดจริง และมีผลทำให้ผู้ป่วยไม่ต้องเสี่ยงต่ออันตรายจากการผ่าตัดและการต้องพักฟื้นหลังผ่าตัดอีกด้วย งานวิจัยนี้ได้เน้นการพัฒนากระบวนการสนับสนุนการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองจากชุดภาพถ่าย MRI ของสมองเพื่อช่วยในการวินิจฉัยโรคและเตรียมแผนการรักษา

### 1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ

1. เพื่อหาเทคนิควิธีในการประมวลผลภาพเพื่อการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองจากชุดภาพถ่าย MRI ของสมอง
2. เพื่อพัฒนาเครื่องมือซอฟต์แวร์ในการสาธิตเทคนิควิธีการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองจากชุดภาพถ่าย MRI ของสมอง

### 1.3 ขั้นตอนการวิจัย

1. ศึกษาและรวบรวมข้อมูลภาพ MRI ของสมอง
2. ศึกษาค้นคว้าเทคนิควิธีการแบ่งส่วนภาพต่าง ๆ
3. ออกแบบและพัฒนาซอฟต์แวร์วิธีการประมวลผลภาพและการแบ่งส่วนภาพเพื่อทดสอบกับชุดภาพถ่าย MRI ของสมอง
4. ทดสอบและปรับปรุงเทคนิควิธีที่ออกแบบไว้ให้ดีขึ้น
5. ทดสอบ วิเคราะห์และประเมินผล
6. พัฒนาเครื่องมือซอฟต์แวร์เพื่อช่วยในการแบ่งส่วนภาพถ่าย MRI

7. จัดทำรายงาน
8. เผยแพร่และนำเสนอผลงาน

#### 1.4 ตารางเวลาปฏิบัติ

	M. 1-3	M. 4-6	M. 7-9	M.10-12	M.13-15	M.16-18	M.19-21	M.22-24
ชั้นตอนที่ 1-2								
ชั้นตอนที่ 3-4								
ชั้นตอนที่ 5-6								
ชั้นตอนที่ 7-8								

#### 1.5 ประโยชน์ที่ได้รับ

1. ได้เทคนิควิธีในการประมวลผลภาพเพื่อการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองจากชุดภาพถ่าย MRI ของสมอง
2. ได้เครื่องมือสนับสนุนในการประมวลผลภาพการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองจากชุดภาพถ่าย MRI ที่นำไปประยุกต์ใช้ได้จริง
3. ความรู้ที่ได้จะเป็นประโยชน์ต่อการวิจัยและการเรียนการสอนทั้งในระดับปริญญาบัณฑิตและระดับบัณฑิตศึกษาในแง่การประมวลผลภาพดิจิทัลและคอมพิวเตอร์กราฟิกต่อไป

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



## บทที่ 2

# ทฤษฎี งานวิจัยที่เกี่ยวข้องและวิธีการที่ใช้

### 2.1 ภาพ MRI ของสมอง

ในบรรดา Medical imaging ทั้งหมดนั้น อาจกล่าวได้ว่า Brain imaging มีความสำคัญสูงสุด และใช้กันอย่างกว้างขวางทั้งในทางการตรวจหาโรคทางการแพทย์และใช้เป็นสื่อในการติดต่อกับโลกภายนอกของผู้ป่วยบางประเภท (Direct mind-computer interface) [1] การถ่ายภาพสมองยุคแรก ๆ นั้น ใช้วิธีทางรังสีวิทยาธรรมดาเช่น X-ray เป็นต้น แต่เนื่องจากสมองของคนประกอบด้วยเนื้อเยื่ออ่อนเป็นส่วนใหญ่ จึงไม่สามารถมองเห็นได้ด้วยภาพ X-ray [2] ต่อมามีการนำ CT scan เข้ามาใช้กับภาพสมองของคนเพราะไม่เป็นอันตรายต่อคนไข้และให้รายละเอียดที่สูงกว่า จึงเหมาะสำหรับการใช้ในการตรวจโรค หลังจากนั้นมีการใช้ Positron emission tomography (PET) และ Magnetic resonance imaging (MRI) ภายหลังมีการค้นพบว่า Functional MRI (fMRI) สามารถทำหน้าที่แทน PET ได้โดยไม่เป็นอันตรายต่อคนไข้และไม่ทิ้งรังสีตกค้างไว้อีกด้วย ทำให้ MRI เป็นวิธีที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในปัจจุบัน [2]

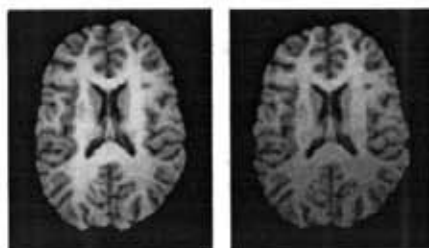
Magnetic Resonance Imaging (MRI) มีชื่อดั้งเดิมคือ Nuclear Magnetic Resonance Imaging (NMRI) แต่มีการตัดคำว่า nuclear ออกเนื่องจากคำนี้มักสื่อไปกับสิ่งที่ให้ความรู้สึกในแง่ลบ เช่น อาวุธสงครามนิวเคลียร์ เป็นต้น แต่ในวงการอื่น ๆ ที่ไม่ใช่ด้านการแพทย์ที่ใช้เทคนิคเดียวกันนี้ก็ยังมีเรียกชื่อโดยใช้ตัวย่อ NMR อยู่ [3]

MRI เป็นวิธีที่ใช้กันอย่างกว้างขวางในการสร้างภาพอวัยวะภายในของสิ่งมีชีวิต มีหลักการคร่าว ๆ คือในชั้นแรกสปีนของนิวเคลียสภายในโมเลกุลของเนื้อเยื่อจะถูกจัดเรียงด้วยสนามแม่เหล็ก ต่อมาจะใส่คลื่นความถี่วิทยุเข้าไปในระนาบที่ตั้งฉากกับสนามแม่เหล็ก เพื่อให้นิวเคลียสของอะตอมไฮโดรเจนบางตัวในโมเลกุลของน้ำเปลี่ยนไปอยู่ในระดับกระตุ้น จากนั้นจะปิดคลื่นวิทยุเพื่อทำให้อะตอมกลับไปอยู่ในสถานะเดิมพร้อมกับปล่อยพลังงานความถี่วิทยุออกมา (Relaxation) ซึ่งจะสามารถตรวจพบได้โดยขดลวดที่อยู่รอบ ๆ คนไข้ เนื่องจากโมเลกุลของน้ำในเนื้อเยื่อแต่ละส่วนจะปลดปล่อยพลังงานไม่เท่ากัน แต่ส่วนในภาพผลลัพธ์จึงมีความเข้มต่าง ๆ กัน ทางด้านการแพทย์มักใช้ภาพ MRI ในการแยกแยะความคิดปกติของเนื้อเยื่อ เช่น เนื้อเยื่อในสมอง เป็นต้น ข้อดีของ MRI คือไม่เป็นอันตรายต่อคนไข้เมื่อเทียบกับวิธี CT scan หรือ X-ray และภาพที่ได้จาก MRI ยังมีความเปรียบต่างสูงกว่า CT scan โดยเฉพาะในภาพสมองและไขสันหลัง [3]

การถ่ายภาพ MRI ของสมองมักกำหนดเงื่อนไข 3 ประการคือ ประการที่หนึ่งเป็นการกำหนดพารามิเตอร์สำหรับการถ่ายเป็นแบบ T1 (Spin-lattice relaxation time) แบบ T2 (Spin-spin relaxation time) หรือแบบ PD (Proton density) ซึ่งเนื้อเยื่อต่างชนิดกันจะให้ผลตอบสนองต่อคลื่นสัญญาณในการถ่ายภาพแต่ละแบบแตกต่างกันไป เงื่อนไขประการที่สองคือการกำหนดระนาบ (Plane) ในการถ่ายภาพเป็นระนาบที่ขนานกับใบหน้า (Coronal plane) ระนาบที่ขนานกับด้านข้าง (Sagittal plane) หรือระนาบที่ตั้งฉากกับแกนศีรษะ (Axial plane) ส่วนเงื่อนไขประการที่สามคือการกำหนดความหนาของแต่ละสไลซ์ เงื่อนไขทั้งสามประการนี้จะมีผลต่อข้อมูลของภาพในแง่ของตำแหน่งของส่วนประกอบของอวัยวะและแง่ของค่าความเข้มแสงของจุดภาพ ในแง่การใช้งานมักนิยมใช้ภาพ MRI สองประเภทคือ T1-weighted MRI และ T2-weighted MRI [3] โดย T1-weighted MRI เป็นที่นิยมมากกว่าเพราะทำให้ White matter, Gray matter และ CSF มีค่าความเปรียบต่างสูง [4] นอกจากนี้ยังมี MRI แบบพิเศษอื่น ๆ อีกซึ่งจะไม่กล่าวถึงรายละเอียดในที่นี้ เช่น Magnetic Resonance Spectroscopy (MRS), Functional MRI (fMRI), Diffusion MRI เป็นต้น [3]

สมองในภาพ T1-weighted MRI สามารถแบ่งออกเป็น 3 ส่วนใหญ่ๆ ด้วยกัน ได้แก่ White matter คือส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อสมอง มีความสว่างสูงสุด Gray matter คือส่วนที่อยู่รอบ ๆ White matter มีความสว่างรองจากสีขาวของ White matter และ CSF (Cerebrospinal Fluid) เป็นเนื้อเยื่อที่มีน้ำหนักเบา ทำหน้าที่ควบคุมสมดุลและลดแรงกระแทกในสมอง และมีสีดำในภาพ T1-weighted MRI ส่วนสมองในภาพ T2-weighted MRI นั้น สีของ CSF จะสว่างกว่า Gray matter และสีขาวของ Gray matter สว่างกว่า White matter [5] อย่างไรก็ตาม ค่าความเข้มของภาพ MRI ของสมองในชุดภาพเดียวกันมักมีความไม่สม่ำเสมอกัน ทั้งนี้อาจเนื่องมาจากคุณสมบัติของเครื่องมือที่ใช้ในแต่ละภาพไม่เท่ากัน

การเปลี่ยนแปลงของ White matter, Gray matter และ CSF ทั้งในส่วนหนึ่งหรือทั้งสมองสามารถแสดงการทำงานของสมองหรืออาการของโรคต่าง ๆ ได้ [6] ภาพ MRI จึงจำเป็นต้องได้รับการแบ่งส่วนตามระดับของความเข้มแสงเพื่อนำไปใช้วินิจฉัยโรค ดังได้กล่าวแล้วว่าเนื้อเยื่อต่างชนิดกันจะมีความเข้มแสงที่แตกต่างกันไป แต่การใช้ค่าความเข้มแสงในการแบ่งส่วนมักจะมีปัญหาเนื่องมาจากสัญญาณรบกวน ค่าความเข้มแสงไม่คงที่ และ Partial volume effect [6] [7] ดังแสดงในรูปที่ 2.1 และ 2.2 ซึ่งเกิดเนื่องจากความละเอียดของสไลซ์ไม่เพียงพอ ทำให้ในแต่ละว็อกเซล (Voxel) มีเนื้อเยื่ออยู่มากกว่าหนึ่งชนิด มีผลให้แต่ละว็อกเซลของสไลซ์นั้น ๆ มีความไม่แน่นอนว่าเป็นเนื้อเยื่ออะไร และทำให้ความเปรียบต่างบริเวณนั้นต่ำลง ปัญหาลักษณะนี้มักเกิดขึ้นกับภาพลำดับต้น ๆ และท้าย ๆ ของชุดภาพ [4] [5] ส่วนค่าความเข้มแสงที่ไม่สม่ำเสมอมักเกิดจากสนามแม่เหล็กและคลื่นความถี่วิทยุที่ใช้ในการสร้างภาพ MRI ไม่สม่ำเสมอ [7]

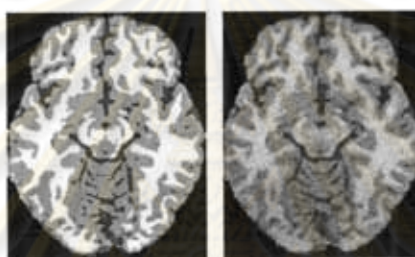


(ก)

(ข)

รูปที่ 2.1 ตัวอย่างภาพสมองที่มีความเข้มแสงไม่คงที่

(ก) ตัวอย่างภาพสมอง (ข) ภาพสมองที่เพิ่มความเข้มแสงที่ไม่คงที่เข้าไป [7]



(ก)

(ข)

รูปที่ 2.2 ตัวอย่างภาพจำลองเนื้อเยื่อในสมองที่มีสัญญาณรบกวนและมีความเข้มแสงไม่คงที่

(ก) ภาพจำลองเนื้อเยื่อในสมอง

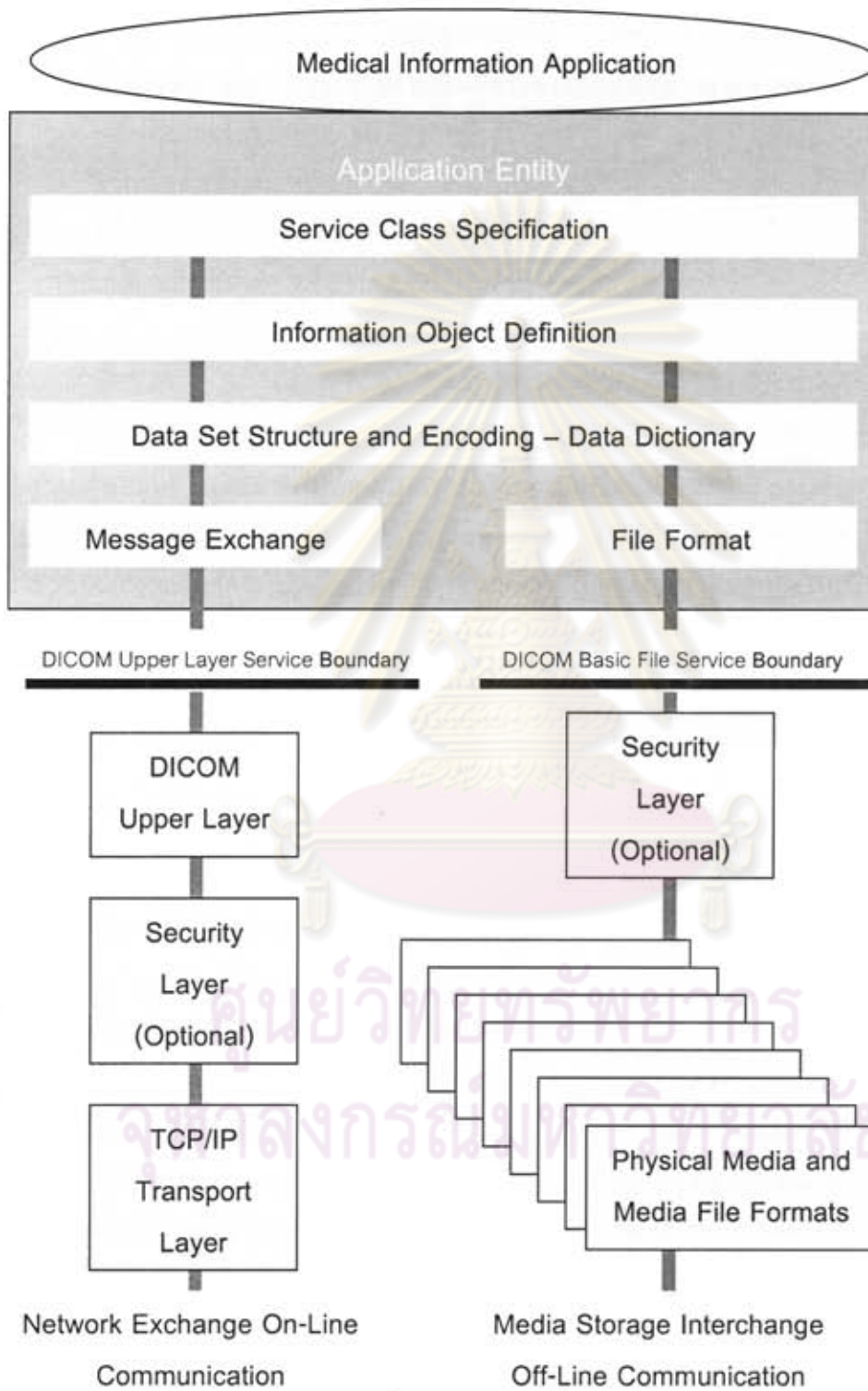
(ข) ภาพสมองที่เพิ่มสัญญาณรบกวน 5% และความเข้มแสงที่ไม่คงที่อีก 20% [7]

## 2.2 DICOM

นับตั้งแต่มีการเริ่มต้นใช้งาน CT ตามด้วยแบบวิธี (Modalities) ในการวิเคราะห์ภาพดิจิทัลทางการแพทย์อื่น ๆ ตั้งแต่ปี ค.ศ. 1970 เป็นต้นมา ปริมาณการใช้คอมพิวเตอร์ในงานทางการแพทย์มีเพิ่มขึ้นเรื่อย ๆ American College of Radiology (ACR) และ National Electrical Manufacturers Association (NEMA) จึงสร้างวิธีที่เป็นมาตรฐานในการถ่ายโอนข้อมูลภาพและข้อมูลที่เกี่ยวข้องระหว่างอุปกรณ์สร้างภาพดิจิทัลทางการแพทย์ที่มีรูปแบบและผลิตจากผู้ผลิตต่างกัน

มาตรฐาน DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) นี้ได้ถูกพัฒนาโดยเน้นไปในทางการวิเคราะห์ภาพทางการแพทย์ อย่างไรก็ตาม ยังสามารถนำไปใช้ในการแลกเปลี่ยนข้อมูลทั้งที่เป็นภาพและไม่ใช่อุปกรณ์ในสถานพยาบาลและสภาพแวดล้อมทางการแพทย์อื่น ๆ





รูปที่ 2.3 โมเดลการสื่อสาร



รูปที่ 2.3 แสดงโมเดลการสื่อสารซึ่งใช้ได้ทั้งการสื่อสารในเครือข่าย (On-line) และในสื่อบันทึกข้อมูล (Off-line) โปรแกรมประยุกต์นั้นอาจมีขอบเขตอย่างใดอย่างหนึ่งดังต่อไปนี้

- บริการชั้นบนสุดให้บริการอย่างเป็นทางการเป็นอิสระจากลักษณะทางกายภาพของการสื่อสารในเครือข่ายและโพรโทคอล เช่น TCP/IP
- บริการเพิ่มข้อมูลแบบ DICOM ให้บริการการเข้าถึงสื่อบันทึกข้อมูลอย่างเป็นทางการในรูปแบบสื่อบันทึกและโครงสร้างของเพิ่มข้อมูลรายละเอียดเพิ่มเติมของ DICOM แสดงไว้ในภาคผนวก ก

## 2.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในทางปฏิบัติ ผู้ที่ทำการแบ่งส่วนสมองส่วนใหญ่จะใช้มือและความรู้เกี่ยวกับสมองช่วยในการแบ่งส่วนภาพสมอง โดยจะทำทีละภาพ การแบ่งส่วนภาพสมองจึงเป็นงานที่หนักและเสียเวลาอย่างมาก ผลของการแบ่งส่วนจึงขึ้นอยู่กับประสบการณ์และความชำนาญของผู้ทำการแบ่งส่วน ทำให้เมื่อทำการแบ่งส่วนซ้ำแล้วผลลัพธ์อาจไม่เหมือนกัน [8] [9] ภายหลังจึงมีการแบ่งส่วนแบบอัตโนมัติ (Automatic segmentation) และการแบ่งส่วนกึ่งอัตโนมัติ (Semi-automatic segmentation)

ในหัวข้อนี้จะได้กล่าวถึงงานวิจัยที่เกี่ยวข้องใน 3 เรื่องหลักคือ ประเด็นปัญหาที่มีการวิจัยวิธีการแบ่งส่วนสมอง และการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของวิธีการแบ่งส่วนสมอง มีรายละเอียดดังต่อไปนี้

### 2.3.1 ประเด็นปัญหาที่มีการวิจัย

กระบวนการแบ่งส่วนภาพสมองโดยทั่ว ๆ ไปอาจแบ่งเป็นปัญหาย่อย ๆ คือ ปัญหาการแยกส่วนที่เป็นกะโหลกออกไป (Skull stripping) การแก้ไขความไม่สม่ำเสมอในภาพ (Compensation for image non-uniformity) และการแบ่งประเภทของแต่ละเนื้อเยื่อ (Labeling of the individual voxels) [6]

สำหรับการแยกส่วนที่เป็นกะโหลกออกไปนั้น มีงานวิจัยออกมาโดยเฉพาะ เนื่องจากบริเวณที่ไม่ใช่สมองบางส่วนจะมีค่าระดับเทาที่ใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อในสมอง ดังนั้นหากแยกส่วนที่เป็นกะโหลกออกไปอย่างมีประสิทธิภาพแล้วจะทำให้ขั้นตอนต่อ ๆ ไปง่ายขึ้น [6] ตัวอย่างงานวิจัยที่น่าสนใจที่น่าสนใจเกี่ยวกับการแยกส่วนที่ไม่ใช่สมองออกจากส่วนของสมองโดยใช้เพียงวิธี Morphological operation อย่างเดียวเท่านั้น คือ Modified three-dimensional fast watershed transform [4] ซึ่งเป็นการทำ 3D watershed transform กับภาพสมองที่กลับค่าระดับเทา (Inverted data) โดยมีการกำหนดค่าของการทำ Pre-flooding ด้วย วิธีนี้ใช้ความรู้เกี่ยวกับสมองคือ White matter จะอยู่ติดกันเป็นชั้นเดียว วิธีนี้ให้ผล

ดีแม้จะมีความสว่างที่ไม่สม่ำเสมอหรือมีสัญญาณรบกวนก็ตาม ข้อดีของวิธีนี้คือเป็นวิธีอัตโนมัติ และความเร็วในการคำนวณขึ้นอยู่กับจำนวนของว็อกเซลเท่านั้น ซึ่งแปรผันแบบเชิงเส้น (Linear) ทำให้สามารถรองรับภาพที่มีความละเอียดสูงชันได้

ส่วนการแก้ไขความไม่สม่ำเสมอของความเข้มแสงในภาพสมองนั้น มีงานวิจัยที่เสนอการทำ Normalization เพื่อช่วยปรับความไม่สม่ำเสมอของความเข้มแสงในภาพโดยใช้อัตราส่วนอันดับที่ 2, 4 หรือ 6 ของฮิสโทแกรมของภาพสมอง [10] โดยอนุพันธ์แต่ละอันดับจะเหมาะกับภาพแต่ละชนิด (T1-weighted, T2-weighted และ density-weighted) แตกต่างกันไป นอกจากนี้การวิเคราะห์ฮิสโทแกรมด้วยวิธีดังกล่าวยังสามารถนำไปใช้ได้กับงานอย่างอื่น เช่น Image registration เป็นต้น

การแก้ปัญหาความเข้มแสงที่ไม่สม่ำเสมอในภาพสมองก่อนทำการประมวลผลต่อไปมีข้อดีหลายประการคือทำให้ภาพทุกภาพสามารถใช้ค่าขีดแบ่งและพารามิเตอร์อื่น ๆ เหมือนกันหมด ทำให้สามารถทำซ้ำได้ง่าย ทำให้การวิเคราะห์ฮิสโทแกรมเพื่อแยกแต่ละยอดของฮิสโทแกรมทำได้ง่ายขึ้น ซึ่งการแยกแต่ละยอดของฮิสโทแกรมเคยมีปัญหาเนื่องจากค่าระดับเทาของแต่ละเนื้อเยื่อใกล้เคียงกันทำให้ยอดของฮิสโทแกรมซ้อนทับกันและแยกเนื้อเยื่อแต่ละชนิดได้ยาก แต่ข้อเสียของวิธีนี้คืออนุพันธ์จะไวต่อสัญญาณรบกวนมากกว่า จึงต้องพิจารณาว่าควรใช้อัตราอันดับใด [10]

### 2.3.2 วิธีการแบ่งส่วนสมอง

สำหรับวิธีการแบ่งส่วนภาพสมอง อาจแบ่งได้เป็นหลายแบบดังนี้ [11] [12]

1. **วิธีใช้ค่าขีดแบ่ง (Thresholding)** วิธีวิเคราะห์ฮิสโทแกรมจะเริ่มจากการแยกส่วนของสมองออกจากสิ่งแวดลอมรอบ ๆ ให้เหลือเฉพาะบริเวณที่สนใจซึ่งมักเป็น White matter และ Gray matter เท่านั้น ซึ่งมีค่าอยู่ในช่วงระดับเทา [a,b] หนึ่ง ๆ เนื่องจากค่าระดับเทาของแต่ละเนื้อเยื่อจะเรียงกันดังนี้เสมอ (ในภาพแบบ T1-weighted MRI): พื้นหลัง, CSF, Gray matter, White matter, ไขมัน [13] ดังนั้น ค่าระดับเทาที่ต่ำกว่า a จะเป็นกะโหลก พื้นหลังและ CSF ส่วนค่าระดับเทาที่สูงกว่า b จะเป็นไขมันและระบบโลหิต เนื่องจากความสว่างของภาพ MRI แต่ละภาพไม่เท่ากัน การหาค่า Threshold a และ b นั้นจึงต้องปรับไปตามแต่ละภาพ ซึ่งการหาค่าเหล่านี้โดยอัตโนมัติเป็นเรื่องยาก เพราะพารามิเตอร์ของ MRI แต่ละชุดแตกต่างกัน และยังขึ้นอยู่กับลักษณะของตัวสมองเองด้วย [13] วิธีหาค่าขีดแบ่งนี้มีข้อเสียคือไม่สามารถแก้ปัญหาความไม่สม่ำเสมอของความเข้มแสงได้ [4] และไม่สามารถใช้เงื่อนไขเดียวกับทั้งภาพหรือทั้งชุดได้ [11]

2. **วิธีเชิงตอบโต้ (Interactive)** ผู้ใช้สามารถกำหนดขอบเขตของบริเวณเนื้อเยื่อที่สนใจด้วยตนเอง โดยโปรแกรมอาจช่วยค้นหาเส้นขอบที่ดีที่สุดจากขอบภาพที่ผู้ใช้งานกำหนดมาให้



3. วิธีการแผ่ขยายบริเวณ (Region growing) วิธีนี้ผู้ใช้กำหนดจุดเริ่มต้นของการแผ่ขยาย (Seed) ลงไปในบริเวณที่ต้องการ ขอบเขตของส่วนที่สนใจจะขยายบริเวณไปโดยดูจากระดับเทาใกล้เคียงกัน วิธีการแผ่ขยายบริเวณมีข้อดีว่าการใช้ค่าขีดแบ่งคือเนื้อเยื่อที่แบ่งออกมาได้จะต้องอยู่ติดกันแน่นอน แต่เนื่องจากเนื้อเยื่อต่างชนิดกันก็อยู่ติดกันและมีระดับเทาใกล้เคียงกัน จึงต้องนำ Morphological operations มาใช้ด้วยเพื่อให้รอยต่อเล็ก ๆ จากเนื้อเยื่อที่ไม่เกี่ยวข้องกันหายไป [9]

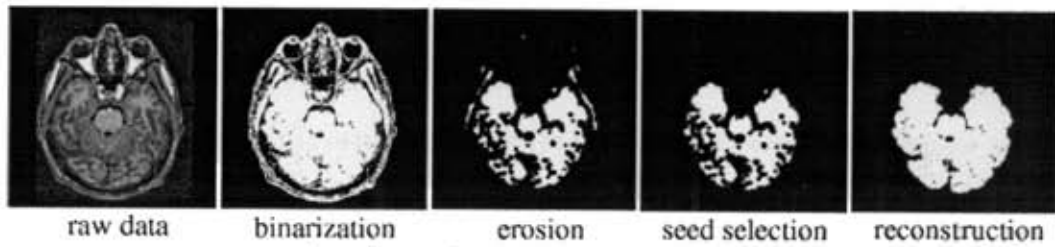
4. วิธี Registration with a deformable atlas นั้นจะนำ Model ที่มีมาเทียบกับภาพสมองเพื่อแบ่งส่วน ข้อดีของวิธีนี้คือสามารถนำความรู้ทางการแพทย์มาช่วยชี้แนะส่วนที่ไม่ชัดเจนในภาพสมองได้ดีขึ้น แต่เนื่องจากความซับซ้อนของภาพสมองเองทำให้การทำเพียง Registration ไม่เพียงพอที่จะทำให้การแบ่งส่วนถูกต้อง [11]

5. วิธีการใช้เส้นแสดงรูปร่างที่ปรับเปลี่ยนได้ (Deformable models หรือ Active contours) เป็นการนำ Snake โดยขบวนการลดฟังก์ชันพลังงานนั่นเอง ข้อเสียของวิธีนี้คือผลลัพธ์ของ Snake ยังขึ้นกับลักษณะและตำแหน่งเริ่มต้นอย่างมาก และวิธีนี้ยังไม่สามารถจัดการกับส่วนที่มีความโค้งสูงๆ ที่แตกต่างกับส่วนอื่นมาก ๆ ได้ โดยข้อเสียเหล่านี้อาจแก้ไขได้โดยใช้วิธี Level set อย่างไรก็ตาม วิธีนี้ก็ยังคงมีปัญหาเกี่ยวกับการคำนวณซึ่งใช้เวลานานเพราะมีข้อมูลจำนวนมาก [11]

แม้ว่าวิธีที่ใช้ในการแบ่งส่วนภาพสมองนั้นมีหลายวิธี แต่ก็ยังไม่มีวิธีใดที่นำไปใช้ในทางการแพทย์ได้อย่างจริงจัง และมักจะมีพารามิเตอร์บางตัวที่ผู้ใช้จะต้องปรับเองเพื่อให้ผลลัพธ์ออกมาดีที่สุด [13]

สำหรับวิธีการใช้ค่าขีดแบ่งนั้นไม่สามารถแบ่งส่วนสมองได้ดีพอ การเปลี่ยนค่าขีดแบ่งเพียงเล็กน้อยอาจทำให้ผลลัพธ์ดีขึ้นหรือเลวลงได้มาก จึงทำให้ต้องใช้วิธีทางสัณฐานวิทยา (Morphology) เพิ่มเติม [4] [13] โดยมักทำ Erosion แล้วเลือกพื้นที่ที่ใหญ่ที่สุดที่เหลืออยู่มาเป็นจุดเริ่มต้นของส่วนของสมองที่ต้องการจริงๆ จากภาพต้นฉบับ [13] อย่างไรก็ตาม รัศมีของ Structure element ก็มีผลอย่างมากต่อคุณภาพของการแบ่งส่วน โดยถ้ารัศมีของ Structure element ของการทำ Erosion น้อยเกินไปก็จะไม่สามารถตัดส่วนที่ไม่ต้องการออกไปได้ทั้งหมด (Under-opening problems) แต่การเลือกรัศมีของ Structure element ของการทำ Erosion ที่ใหญ่เกินไปก็ทำให้ส่วนของสมองที่เป็น Gyrus หายไปได้ (Over-opening problems) ปัญหาการเลือกพารามิเตอร์ที่ยุ่งยากเหล่านี้จึงทำให้วิธีนี้ยังมีข้อเสียอยู่ [13]

รูปที่ 2.4 แสดงขั้นตอนโดยทั่วไปที่ทำการแบ่งส่วนภาพสมอง



รูปที่ 2.4 ขั้นตอนทั่วไปในการแบ่งส่วนภาพสมอง [13]

ห้องปฏิบัติการวิจัย Computer Graphics and Computer Imaging (CGCI Laboratory) ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย มีงานวิจัยหลายงานที่เกี่ยวกับการแบ่งส่วนสมองได้แก่ วิทยานิพนธ์ของภาณุศักดิ์ เอกอารีศักดิ์ [14] ในปีพ.ศ. 2541 ได้ใช้วิธีการวิเคราะห์ฮิสโทแกรมร่วมกับการดำเนินการทางสัณฐานวิทยา โดยเริ่มแบ่งส่วนของสมองโดยใช้วิธีหาค่าขีดแบ่งที่เหมาะสมที่จะแบ่งค่าระดับเทาของส่วนที่เป็น White matter ออกมา การหาค่าขีดแบ่งนี้จะเริ่มจากฮิสโทแกรมของส่วนที่อยู่ในกะโหลกเท่านั้น เพื่อให้แยกความแตกต่างของแต่ละเนื้อเยื่อได้ชัดเจนขึ้น ไม่มีส่วนของอากาศหรือไขมันมาแทรก แล้วจึงปรับฮิสโทแกรมให้เรียบขึ้นโดยหาค่าเฉลี่ยจากบริเวณรอบๆ ในฮิสโทแกรมจนฮิสโทแกรมที่ได้จะมียอดสามยอด แต่ละยอดจะแทนเนื้อเยื่อแต่ละส่วน ได้แก่ White matter, Gray matter และ CSF ในบางกรณีนั้น White matter และ Gray matter อาจจะมียอดเดียวกัน ซึ่งก็ต้องใช้ฮิสโทแกรมของบริเวณย่อยแยกสองส่วนนี้ให้ชัดเจนขึ้น สุดท้ายทำการให้หาค่าขีดแบ่งของทุกภาพแล้วมาเฉลี่ยกันเป็นค่าขีดแบ่งของทั้งชุดเพื่อนำไปแบ่งส่วนของสมองตามที่ต้องการ อย่างไรก็ตาม การใช้ค่าขีดแบ่งในการแบ่งส่วนสมองยังไม่ดีพอเพราะยังมีส่วนที่ไม่ใช่สมองคิดมาเป็นจำนวนมาก งานวิจัยนี้ได้ใช้วิธีต่าง ๆ เพื่อช่วยให้ผลลัพธ์ในการแบ่งส่วนสมองดีขึ้น เช่น การเปรียบเทียบภาพที่อยู่ติดกัน การใช้การดำเนินการทางสัณฐานวิทยามาช่วยปรับปรุงบริเวณด้วย เป็นต้น

ส่วนปีพ.ศ. 2545 โครงการทางวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ของณลินี อภิลักษณ์พาณิชย์ และศโรชนี ปวีณวัฒน์ [15] ได้ใช้วิธีการวิเคราะห์ฮิสโทแกรมโดยมีรายละเอียดใกล้เคียงกับวิทยานิพนธ์ของภาณุศักดิ์ เอกอารีศักดิ์ [14] แต่มีการเปลี่ยนแปลงบางจุด โดยในขั้นแรกจะหาค่าขีดแบ่งจากฮิสโทแกรมเพื่อแยกบริเวณที่เป็นสมองออกจากส่วน CSF และกะโหลก แต่ยังไม่แยกได้ไม่เด่นชัดนัก จึงใช้ความรู้ที่ว่าส่วนที่เป็นสมองจะเป็นส่วนที่มีพื้นที่ขนาดใหญ่ที่สุด ทำให้สามารถตัดส่วนอื่น ๆ ที่เกินออกมาจากส่วนที่เป็นสมองได้ แต่ในบางภาพคือภาพคั่น ๆ หรือภาพท้าย ๆ ซึ่งมีส่วนที่เป็นสมองอยู่น้อย อาจจะทำให้แยกส่วนที่เป็นสมองผิดพลาดได้ ทำให้ต้องใช้ความรู้อีกประการหนึ่งคือสมองเป็นเนื้อเยื่อชั้นเดียวที่



ติดกันทั้งหมด เพราะฉะนั้นจึงเปรียบเทียบภาพที่ติดกันเพื่อพิจารณาหาส่วนที่เป็นสมองที่ขาดหายไป และกำจัดส่วนที่เกินมาจากการวิเคราะห์ในขั้นตอนที่แล้ว

งานวิจัยอีกส่วนหนึ่งของห้องปฏิบัติการวิจัย Computer Graphics and Computer Imaging ได้แก่วิทยานิพนธ์ของทศพล ฐนะทิพานนท์ [12] และงานวิจัยของนงลักษณ์ โควาวิสารัชและทศพล ฐนะทิพานนท์ [16] ในปีพ.ศ. 2542 ซึ่งใช้เทคนิค Snakes: Active Contour Models หรือเส้นแสดงรูปร่างที่ปรับเปลี่ยนได้ เทคนิคนี้ได้รับการคิดค้นขึ้นมาครั้งแรกโดย Kass et al. [17] เนื่องจากการทำ Segmentation โดยทั่วไปยังเป็นเรื่องที่ยากมาก ดังนั้น Snake จึงใช้ความรู้เบื้องต้น (Prior knowledge) เกี่ยวกับตำแหน่งของบริเวณที่น่าจะเป็นขอบของส่วนที่ต้องการซึ่งต้องระบุโดยผู้ใช้ แล้ว Algorithm จึงค่อย ๆ ปรับตำแหน่งนั้นให้ใกล้กับตำแหน่งจริงมากขึ้น [18] โดยทั่วไปแล้วเส้นแสดงรูปร่างที่ปรับเปลี่ยนได้นี้จะปรับตำแหน่งของตัวเองให้มีพลังงานต่ำที่สุด โดยพลังงานนี้ควบคุมด้วยฟังก์ชันพลังงานซึ่งประกอบไปด้วยสองส่วนหลัก ๆ ได้แก่พลังงานภายในและพลังงานภายนอก พลังงานภายในคือลักษณะของเส้นแสดงรูปร่างเอง เช่น ความต่อเนื่อง ความเรียบ ความโค้งของเส้นแสดงรูปร่าง เป็นต้น ส่วนพลังงานภายนอกคือลักษณะของภาพที่เส้นแสดงรูปร่างนั้นกำลังมีปฏิสัมพันธ์อยู่ เช่น ค่าระดับเทา ความแตกต่างของค่าระดับเทาในแต่ละทิศทาง (Gradient) เป็นต้น [18]

นอกจากวิธีต่าง ๆ ที่ได้กล่าวถึงไปแล้ว งานวิจัยทั่วไปในปัจจุบันให้ความสนใจไปในเรื่อง Soft segmentation algorithm มากขึ้น โดยจุดภาพหนึ่ง ๆ อาจถูกแบ่งไปอยู่ได้มากกว่าหนึ่งกลุ่ม (อาจจัดจุดภาพหนึ่งจุดภาพเป็นเนื้อเยื่อได้มากกว่าหนึ่งชนิด) Fuzzy C-means clustering (FCM) เป็นวิธีการแบ่งกลุ่มที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในการแบ่งส่วนภาพ MRI ที่สามารถแก้ปัญหาความไม่สม่ำเสมอได้ในตัวเองด้วย [6] แต่ FCM แบบมาตรฐานก็ไม่สามารถจัดการกับความเข้มแสงที่ไม่สม่ำเสมอได้ดีนัก [7] นักวิจัยบางกลุ่มจึงใช้พจน์ Regularization อันดับหนึ่งและอันดับสองในการปรับความเข้มแสงที่ไม่สม่ำเสมอนี้ แม้ว่าวิธีนี้จะมีประสิทธิภาพที่ดีแต่ก็มีข้อเสียที่วิธีนี้ไม่ค่อยทนต่อสัญญาณรบกวนและยังใช้เวลาในการคำนวณ (Computational complexity) สูงอีกด้วย [7]

Jiang et al. [7] ได้เสนอวิธีการแบ่งส่วนแบบใหม่ที่สามารถใช้กับภาพ MRI ที่มีความสว่างและสัญญาณรบกวนไม่สม่ำเสมอ ซึ่งเริ่มโดยใช้ K-means clustering ก่อนในช่วงแรก เพราะทำงานได้รวดเร็วกว่า FCM แล้วจึงดัดแปลงฟังก์ชันเป้าหมาย (Objective Function) ของ fuzzy C-means (FCM) ให้มีพจน์ใหม่ที่สร้างขึ้นจากข้อมูลของบริเวณข้างเคียง (Neighborhood) ด้วยเพื่อให้ทนต่อความเข้มแสงที่ไม่สม่ำเสมอและสัญญาณรบกวน และเรียกวิธีใหม่นี้ว่า Fast Adaptive Fuzzy C-means (FAFCM) ซึ่งดัดแปลงมาจาก Adaptive Fuzzy C-means (AFCM) อีกที

ปัจจุบันการรวมหลาย ๆ เทคนิคเข้าด้วยกันเพื่อช่วยแบ่งส่วนภาพสมองนั้นได้รับความนิยมอย่างมาก ตัวอย่างเช่น งานวิจัยของ Kapur et al. [19] ที่มีขั้นตอนในการแบ่งส่วนภาพสมองเริ่มต้นด้วย Expectation/maximization segmentation (EM segmentation) ทำให้สามารถแบ่งแยกเนื้อเยื่อได้ตามค่าระดับเทาได้อย่างมีประสิทธิภาพ แต่ค่าระดับเทาอย่างเดียวยังไม่สามารถแยกเนื้อเยื่อได้ดีเพียงพอ จึงนำการดำเนินการทางสัณฐานวิทยา (Morphological operations) มาใช้ร่วมด้วยเพื่อกำจัดส่วนที่ไม่ใช่สมอง ในงานวิจัยนี้กล่าวว่า ถ้าใช้วิธีแบ่งส่วนตอนแรกที่ไม่มีประสิทธิภาพ จะทำให้การดำเนินการทางสัณฐานวิทยาให้ผลลัพธ์ผิดพลาดได้ ส่วนในกรณีของภาพที่ยังแบ่งส่วนได้ไม่ดีก็จะนำ Snake มาใช้ในขั้นตอนสุดท้าย จะเห็นได้ว่างานวิจัยนี้ใช้เทคนิคถึง 3 อย่างช่วยเพื่อให้ได้ผลดีและมีประสิทธิภาพสูงสุด

วิธีอื่น ๆ ที่ใช้กันในการแบ่งส่วนของสมอง เช่น Expert Rule-based systems [20] ซึ่งใช้ความรู้ทางด้านกายวิภาคและสรีรวิทยา มาช่วยในการตั้งกฎแบบ if-then-else เพื่อตัดสินใจว่าว็อกเซลนั้นน่าจะเป็นเนื้อเยื่อชนิดใด โดยพิจารณาจากข้อมูล Feature ต่าง ๆ ของว็อกเซลนั้นและบริเวณรอบ ๆ

งานวิจัยบางชิ้นใช้ความรู้ทางด้านปัญญาประดิษฐ์มาช่วยในการแบ่งส่วนเช่น งานวิจัยของ Li et al. [21] ใช้การแบ่งส่วนทั่ว ๆ ไปแบ่งส่วนภาพสมองก่อน แล้วจึงนำระบบ Expert system ทางด้านกายวิภาคและสรีรศาสตร์มาระบุเนื้อเยื่อของแต่ละส่วน อย่างไรก็ตาม งานวิจัยนี้เน้นการแยกภาพสมองที่ไม่ปกติออกมา มากกว่าการแบ่งส่วนสมองที่แม่นยำ

### 2.3.3 ประสิทธิภาพของวิธีการแบ่งส่วนสมอง

การเปรียบเทียบประสิทธิภาพของแต่ละวิธีที่กล่าวมาทั้งหมดนั้นเป็นเรื่องยากเพราะแต่ละงานวิจัยไม่ได้ใช้ข้อมูลชุดเดียวกัน แต่ถึงแม้จะใช้ข้อมูลชุดเดียวกันดังเช่นงานวิจัยในห้องปฏิบัติการ Computer Graphics and Computer Imaging ซึ่งใช้ข้อมูลชุดเดียวกันคือชุดภาพของผู้ป่วยจากโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ซึ่งมีทั้งหมด 7 ชุด ก็ยังเปรียบเทียบกันได้ยากเนื่องจากแต่ละวิธีก็ให้ผลในชุดภาพที่แตกต่างกันไป อย่างไรก็ตาม การเปรียบเทียบประสิทธิภาพของงานวิจัยเหล่านี้จะเปรียบเทียบกับภาพผลลัพธ์จากการแบ่งส่วนสมองด้วยมือที่ถือว่าถูกต้อง (Ground truth) เป็นหลัก [15]

ความแม่นยำของการแบ่งส่วนสมองในงานวิจัยทั่วไปมักมีค่าเกินกว่า 95% และการแบ่งส่วนสมองควรใช้เวลาในการคำนวณไม่นานนัก เพราะการแบ่งส่วนสมองมักเป็นขั้นตอนแรก ๆ ก่อนจะเริ่มทำขั้นตอนอื่นต่อไป เช่น สร้างรูปทรงสมองสามมิติ เป็นต้น [8]

## 2.4 การประมวลผลภาพ

หัวข้อนี้กล่าวถึงวิธีการประมวลผลภาพที่เกี่ยวข้องในงานวิจัยนี้

### 2.4.1 ตัวกรองผ่านต่ำแบบเกาส์เซียน (Gaussian Lowpass Filter)

ตัวกรองผ่านต่ำใช้สำหรับทำภาพให้เบลอหรือเป็นการปรับภาพให้เรียบ กรณีที่มองในโดเมนของความถี่ตัวกรองผ่านต่ำจะหมายถึงตัวกรองที่กำจัดส่วนประกอบความถี่สูงออกจากภาพ คงเหลือไว้แต่ส่วนประกอบความถี่ต่ำ [22]

สมการพื้นฐานของการกรองในโดเมนของความถี่แสดงได้ดังสมการที่ 2.1

$$G(u, v) = H(u, v)F(u, v) \quad \dots (2.1)$$

เมื่อ  $G(u, v)$  เป็นผลลัพธ์ที่ได้จากการกรองความถี่ต่ำออกมาจากภาพด้วยฟังก์ชันการถ่ายโอน (Transfer function)  $H(u, v)$  และ  $F(u, v)$  เป็นผลการแปลงฟูเรียร์ของภาพที่ต้องการทำให้เบลอ

ตัวกรองผ่านต่ำมีหลายประเภทแตกต่างกันตามลักษณะของฟังก์ชันการถ่ายโอน  $H(u, v)$  สำหรับฟังก์ชันการถ่ายโอนของตัวกรองผ่านต่ำแบบเกาส์เซียนแสดงได้ดังสมการที่ 2.2

$$H(u, v) = e^{-D^2(u, v)/2\sigma^2} \quad \dots (2.2)$$

เมื่อ  $D(u, v)$  เป็นระยะทางจากจุดศูนย์กลางของผลการแปลงฟูเรียร์ และ  $\sigma$  เป็นส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของฟังก์ชันเกาส์เซียน

### 2.4.2 Anisotropic Diffusion

การประมวลผลภาพโดยใช้เทคนิค Scale-space ที่ใช้วิธีการนำหน้าากเกาส์เซียนมาคอนโวลูทกับภาพมีข้อเสียคือการระบุตำแหน่งของขอบภาพให้อู้งอที่สเกลหยาบ (Coarse scale) ทำให้ยากส่วนวิธี Diffusion นั้นมีข้อดีคือที่สเกลหยาบ ขอบของบริเวณ (Region boundary) ยังคงรักษาความชัด (Sharp) อยู่ [23]

หลักการ

สมการ Anisotropic diffusion แสดงได้ดังสมการที่ 2.3

$$I_t = \text{div}(c(x, y, t)\nabla I) = c(x, y, t)\nabla^2 I + \nabla c \cdot \nabla I \quad \dots (2.3)$$

โดยที่  $c$  คือสัมประสิทธิ์การแพร่

เป้าหมายของการประมวลผลภาพที่ต้องการทำให้พื้นที่ภายในบริเวณให้เรียบ (Smoothing) ในขณะที่ขอบของบริเวณนั้นยังคงชัดเช่นเดิม จึงควรกำหนดค่าสัมประสิทธิ์การแพร่เป็น 1 สำหรับภายในบริเวณของภาพ และเป็น 0 สำหรับขอบของบริเวณของภาพ แต่การกำหนดเช่นนี้ในทางปฏิบัติเป็นไปได้



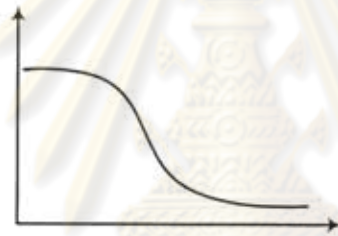
ได้ยากเพราะจะไม่สามารถบอกได้ว่าจุดใดคือขอบของบริเวณในภาพแต่ละสเกล ดังนั้น สิ่งที่ทำได้คือการหาขอบภาพที่ใกล้เคียง

ให้  $E(x, y, t)$  เป็นขอบภาพซึ่งหาได้จากสมการที่ 2.4 นั่นคือ  $E(x, y, t)$  เป็นค่าเกรเดียนต์ของค่าความสว่างของภาพ ในเชิงอุดมคติค่า  $E$  จะมีค่าเท่ากับ 0 ภายในบริเวณ และมีค่ามากกว่า 0 ณ จุดที่เป็นขอบภาพ

$$E(x, y, t) = \nabla I(x, y, t) \quad \dots (2.4)$$

ค่า  $c$  หาจากสมการที่ 2.5 โดยที่ฟังก์ชัน  $g$  เป็นฟังก์ชันการลดลงแบบทางเดียวที่ไม่เป็นลบ ตัวอย่างของฟังก์ชัน  $g$  แสดงได้ดังรูปที่ 2.5 โดยที่  $g(0) = 1$

$$c = g(\|E\|) \quad \dots (2.5)$$



รูปที่ 2.5 กราฟแสดงลักษณะของฟังก์ชัน  $g$

ดังนั้น ถ้าค่า  $E$  มีค่าน้อย ๆ (จุดที่อยู่ในบริเวณ) จะได้ค่า  $c$  มีค่ามาก และถ้าค่า  $E$  มีค่ามาก ๆ จะได้ค่า  $c$  มีค่าน้อย

#### การประยุกต์ใช้งาน

สมการที่ 2.3 สามารถแปลงเป็นสมการเต็มหน่วย (Discrete equation) ได้ดังสมการที่ 2.6

$$I'_{i,j}{}^{t+1} = I'_{i,j}{}^t + \lambda [c_N \cdot \nabla_N I + c_S \cdot \nabla_S I + c_E \cdot \nabla_E I + c_W \cdot \nabla_W I]_{i,j} \quad \dots (2.6)$$

เมื่อ  $0 \leq \lambda \leq 1/4$  เพื่อให้สมการมีเสถียรภาพ

สมการที่ 2.7 แสดงการคำนวณ  $\nabla I$  ในทิศทางสี่ทิศ ณ ตำแหน่ง  $i, j$  ใด ๆ

$$\begin{aligned} \nabla_N I_{i,j} &\equiv I_{i-1,j} - I_{i,j} \\ \nabla_S I_{i,j} &\equiv I_{i+1,j} - I_{i,j} \\ \nabla_E I_{i,j} &\equiv I_{i,j+1} - I_{i,j} \\ \nabla_W I_{i,j} &\equiv I_{i,j-1} - I_{i,j} \end{aligned} \quad \dots (2.7)$$

ส่วนค่า  $c$  หาได้จากสมการที่ 2.8

$$\begin{aligned} c'_{N,i,j} &= g(|\nabla_N I'_{i,j}|) \\ c'_{S,i,j} &= g(|\nabla_S I'_{i,j}|) \\ c'_{E,i,j} &= g(|\nabla_E I'_{i,j}|) \\ c'_{W,i,j} &= g(|\nabla_W I'_{i,j}|) \end{aligned} \quad \dots (2.8)$$

และฟังก์ชัน  $g$  ที่ใช้แสดงดังสมการที่ 2.9 และ 2.10

$$g(\nabla I) = e^{-(\|\nabla I\|/K)^2} \quad \dots (2.9)$$

$$g(\nabla I) = \frac{1}{1 + \left(\frac{\|\nabla I\|}{K}\right)^2} \quad \dots (2.10)$$

### 2.4.3 การทำชุดข้อมูลให้เป็นบรรทัดฐาน (Dataset Normalization)

การทำชุดข้อมูลให้เป็นบรรทัดฐานเป็นการดำเนินการระดับจุดภาพ จุดประสงค์ของการทำ Normalize คือลดความแปรปรวนของค่าระดับเทาของจุดภาพทั้งหมด เพื่อให้ง่ายต่อการนำภาพไปประมวลผลในขั้นตอนอื่น ๆ [24]

กำหนดให้ภาพระดับเทา  $I$  ขนาด  $N \times N$  เมื่อ  $I(i, j)$  เป็นค่าระดับเทาของจุดภาพแถวที่  $i$  คอลัมน์ที่  $j$  ค่าเฉลี่ย ( $M$ ) และค่าความแปรปรวน ( $VAR$ ) ของภาพระดับเทา  $I$  นิยามดังสมการที่ 2.11 และ 2.12 ตามลำดับ

$$M(I) = \frac{1}{N^2} \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} I(i, j) \quad \dots (2.11)$$

$$VAR(I) = \frac{1}{N^2} \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} (I(i, j) - M(I))^2 \quad \dots (2.12)$$

กำหนดให้  $G(i, j)$  เป็นค่าระดับเทาที่ทำให้เป็นบรรทัดฐานของจุดภาพ ณ ตำแหน่ง  $(i, j)$  ซึ่งมีนิยามดังสมการที่ 2.13

$$G(i, j) = \begin{cases} M_0 + \sqrt{\frac{VAR_0(I(i, j) - M)^2}{VAR}} & \text{if } I(i, j) > M \\ M_0 - \sqrt{\frac{VAR_0(I(i, j) - M)^2}{VAR}} & \text{otherwise} \end{cases} \quad \dots (2.13)$$



เมื่อ  $M_0$  และ  $VAR_0$  เป็นค่าเฉลี่ยและค่าความแปรปรวน(สำหรับทั้งชุดภาพ)ที่ต้องการตามลำดับ

#### 2.4.4 การดำเนินการทางสัณฐานวิทยา (Morphological Operations)

การดำเนินการทางสัณฐานวิทยาที่ใช้ในงานวิจัยนี้ได้แก่ การขยายขนาด การกร่อน และ Morphological watershed มีรายละเอียดดังนี้

##### 1. การขยายขนาด (Morphological Dilation)

การขยายขนาดเป็นการขยายขนาดของบริเวณในภาพเพื่อจุดประสงค์บางประการ เช่น เพื่อปิดรูเล็ก ๆ ในบริเวณ หรือใช้เพื่อช่วยให้บริเวณสองบริเวณที่ไม่มีสมาชิกร่วมกันแต่อยู่ใกล้กันสามารถต่อเชื่อมกันได้ เป็นต้น

กระบวนการการขยายขนาดทำได้โดยวางสมาชิกโครงสร้าง (Structure element) ลงบนภาพแล้วเลื่อนสมาชิกโครงสร้างในลักษณะเดียวกับการทำคอนโวลูชัน แต่ต่างกันที่ขั้นตอนการดำเนินการกระบวนการการขยายมีขั้นตอนดังนี้

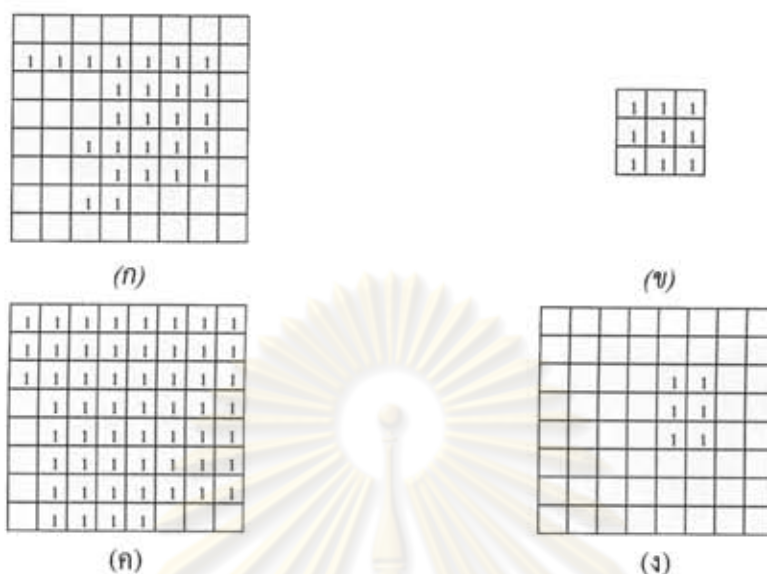
1. ถ้าจุดศูนย์กลางของสมาชิกโครงสร้างตรงกับค่า '0' ในภาพ ไม่ต้องดำเนินการใด ๆ และให้เลื่อนสมาชิกโครงสร้างไปยังจุดภาพถัดไป
2. ถ้าจุดศูนย์กลางของสมาชิกโครงสร้างตรงกับค่า '1' ในภาพ ให้ดำเนินการด้วยตัวดำเนินการทางตรรกะออร์ (OR) ระหว่างภาพกับสมาชิกโครงสร้าง

รูปที่ 2.6 (ค) แสดงภาพหลังจากการทำการขยายขนาดรูปที่ 2.6 (ก) ด้วยสมาชิกโครงสร้างดังรูปที่ 2.6 (ข) จะเห็นได้ว่าวัตถุในภาพซึ่งมีค่า '1' มีการขยายขนาดเพิ่มขึ้น

##### 2. การกร่อน (Morphological Erosion)

การกร่อนเป็นการดำเนินการทางสัณฐานวิทยาเช่นเดียวกับการขยายขนาด แต่ให้ผลลัพธ์ในลักษณะที่ตรงกันข้าม นั่นคือการกร่อนจะลดขนาดของวัตถุให้เล็กลง แสดงดังรูปที่ 2.6 (ง) ขั้นตอนการประมวลผลทำเช่นเดียวกับการขยายขนาด แต่ดำเนินการต่างกันดังนี้

1. ถ้าจุดศูนย์กลางของสมาชิกโครงสร้างตรงกับค่า '0' ในภาพ ไม่ต้องดำเนินการใด ๆ และให้เลื่อนสมาชิกโครงสร้างไปยังจุดภาพถัดไป
2. ถ้าจุดศูนย์กลางของสมาชิกโครงสร้างตรงกับค่า '1' ในภาพ ให้พิจารณาว่าถ้ามีจุดภาพค่า '1' ในสมาชิกโครงสร้างเลขออกมาจากวัตถุซึ่งมีค่า '1' ในภาพ ให้เปลี่ยนค่า '1' ณ ตำแหน่งที่เป็นจุดศูนย์กลางในภาพเป็นค่า '0'



รูปที่ 2.6 การดำเนินการทางสัณฐานวิทยาเกี่ยวกับภาพลักษณะฐานสอง [25]

(ก) ภาพลักษณะฐานสอง (ข) สมาชิก โครงสร้าง

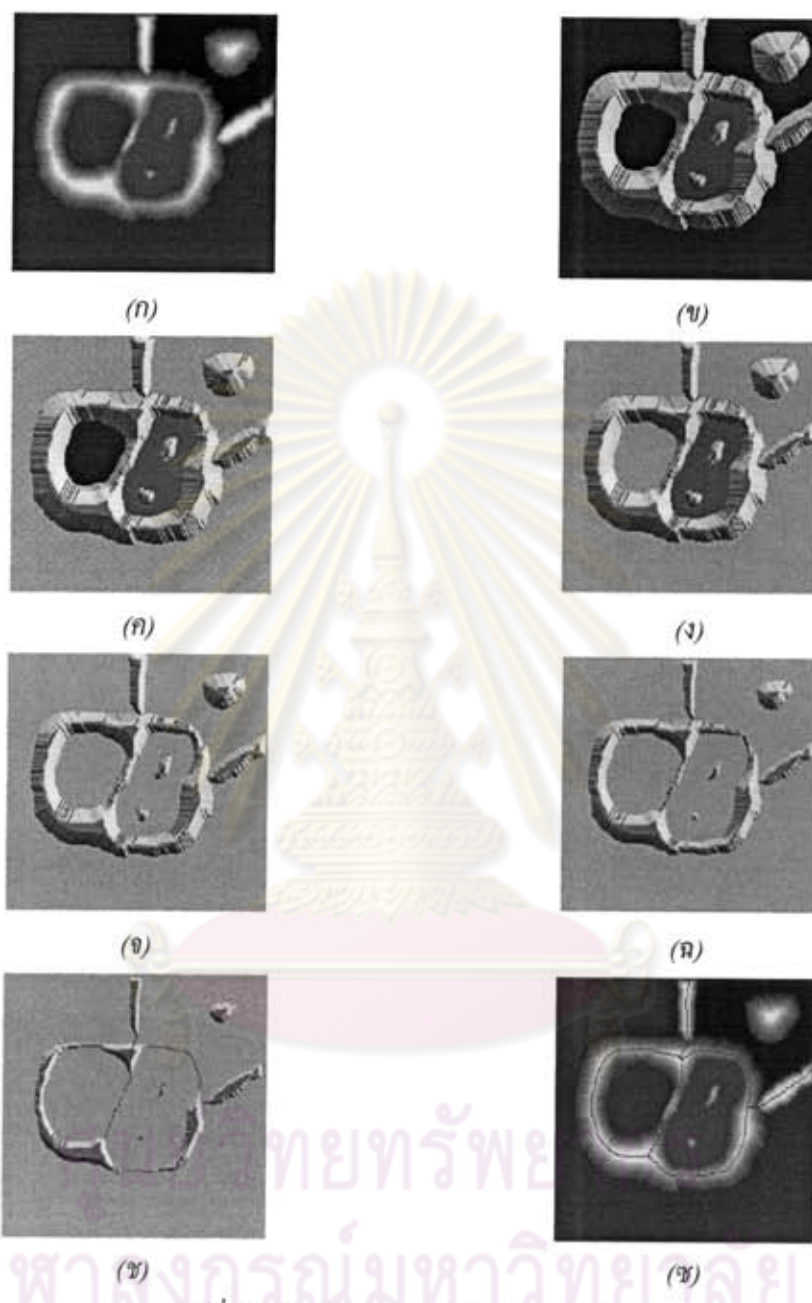
(ค) การขยายขนาด และ (ง) การกร่อน

### 3. Morphological Watershed

พื้นฐานของวิธี Morphological Watershed คือการเปลี่ยนจากภาพ 2 มิติเป็น 3 มิติซึ่งประกอบด้วยคู่อันดับจากภาพ  $(x, y)$  กับค่าระดับเทา  $(z)$  โดยจุดต่าง ๆ ในภาพจะถูกแบ่งออกเป็น 3 ชนิดคือ (1) บริเวณของจุดภาพ (2) จุดภาพที่ถูกน้ำท่วมแล้วซึ่งอยู่รวมกันเป็นบริเวณ และ (3) จุดที่เป็นจุดเชื่อมต่อของสองบริเวณ สำหรับบริเวณใด ๆ จุดภาพที่ตรงกับเงื่อนไข (2) เรียกว่าอ่างเก็บน้ำ (Catchment basin) ส่วนจุดภาพที่ตรงกับเงื่อนไข (3) เรียกว่าเส้นแบ่ง (Divide lines) หรือ Watershed line [22]

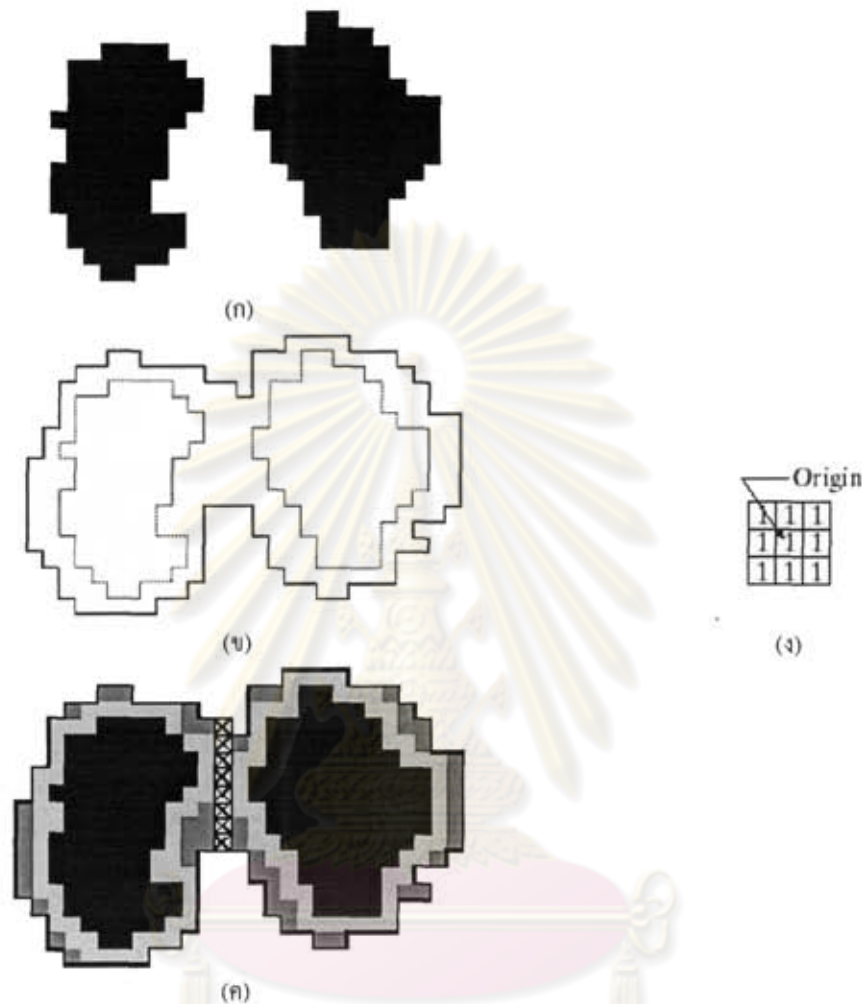
วัตถุประสงค์หลักของการวิธีแบ่งส่วนภาพแบบ Watershed คือการค้นหา Watershed line โดยมีแนวคิดง่าย ๆ คือ สมมติให้แต่ละบริเวณถูกเจาะรูแล้วถูกเติมน้ำในอัตราคงที่จากด้านล่างจนเต็มทั้งภาพ ในขณะที่น้ำถูกเติมให้สูงขึ้นในแต่ละอ่างเก็บน้ำนั้น เขื่อนจะถูกสร้างขึ้นเพื่อป้องกันการรวมกันของอ่างเก็บน้ำ โดยเขื่อนที่ได้นี้เป็นขอบเขตที่ต่อเนื่อง ซึ่งคือผลลัพธ์ที่ได้จากวิธี Watershed นั้นเอง

จากรูปที่ 2.7 จะแสดงการอธิบายการแบ่งส่วนภาพด้วยวิธี Watershed ให้ชัดเจนยิ่งขึ้น โดยรูปที่ 2.7 (ก) แสดงภาพระดับเทา และรูปที่ 2.7 (ข) แสดงรูปที่ 2.7 (ก) ในเชิงแผนที่ ส่วนที่เป็นภูเขาสูงจะตรงกับส่วนที่มีค่าระดับเทาสูง ๆ เพื่อให้ง่ายในการตีความ ภูเขาจะถูกทำให้แสงและเงาโดยด้านหลังของภูเขาแสงจะมีค (ต้องระวังไม่ให้สับสนกับค่าระดับเทา)



รูปที่ 2.7 ภาพจำลองแสดงวิธี Watershed[22]

- (ก) ภาพต้นฉบับ (ข) ภาพในเชิงผกผันที่ (ค)-(ง) ขั้นตอนในการเติมน้ำให้ท่วม 2 ขั้นตอน  
 (จ) ผลจากการให้น้ำท่วมเพิ่มขึ้น  
 (ฉ) น้ำท่วมเพิ่มขึ้นทำให้อ่างเก็บน้ำ 2 อ่างเริ่มรวมกัน (เขื่อนเริ่มถูกสร้างขึ้น)  
 (ช) เขื่อนมีขนาดยาวขึ้น (ซ) ผลลัพธ์ที่ได้จากวิธี Watershed



รูปที่ 2.8 ภาพจำลองบริเวณอ่างเก็บน้ำและเขื่อน[22]

(ก) อ่างเก็บน้ำ 2 อ่างในขั้นตอนที่  $n-1$

(ข) น้ำท่วมในขั้นตอนที่  $n$  ทำให้น้ำจากทั้งสองอ่างเก็บน้ำรวมกัน

(ค) ผลจากการทำการขยายขนาดและสร้างเขื่อน (ง) โครงสร้างของการ ขยายขนาด

สมมติให้ในแต่ละบริเวณที่อยู่ต่ำถูกเจาะรู (แต่ละบริเวณคือบริเวณสีมืดในรูปที่ 2.7 (ข)) และพื้นที่ของทั้งแผนที่ถูกเติมน้ำให้ท่วมจากด้านล่างในอัตราคงที่จากส่วนที่ถูกเจาะรูไว้ ในรูปที่ 2.7 (ค) แสดงระยะแรกของน้ำท่วม โดยบริเวณสีเทาสว่างตรงกับบริเวณพื้นหลังของภาพที่มีสีมืดมากจึงถูกน้ำท่วมก่อน ในเวลาต่อมาในรูปที่ 2.7 (ง) และ (จ) จะเห็นว่ามีย่างเก็บน้ำ 2 อ่างถูกน้ำท่วม และถ้าหากว่าน้ำท่วมไปเรื่อย ๆ ในที่สุดน้ำจากอ่างเก็บน้ำหนึ่งก็จะล้นไปสู่อ่างเก็บน้ำอื่น แสดงดังรูปที่ 2.7 (ฉ) และ (ช)



เชื่อมจะถูกสร้าง (มีขนาด 1 จุดภาพ) เพื่อป้องกันไม่ให้อ่างเก็บน้ำรวมกัน กระบวนการนี้จะดำเนินไปเรื่อย ๆ จะกระทั่งน้ำท่วมทั้งพื้นที่ เชื่อมที่ได้คือผลลัพธ์สุดท้ายดังรูปที่ 2.7 (ข) เส้นสีดำในรูปแสดงให้เห็นเชื่อม

วิธีการสร้างเชื่อมนี้อยู่บนพื้นฐานของภาพลักษณะฐานสอง (Binary image) วิธีการง่ายที่สุดใน การสร้างเชื่อมซึ่งแบ่งเขตของจุดภาพโดยใช้การขยายขนาด (Morphological Dilation)

การสร้างเชื่อมโดยใช้การขยายขนาดแสดงดังรูปที่ 2.8 โดยรูปที่ 2.8 (ก) แสดงอ่างเก็บน้ำ 2 อ่าง ที่ขั้นตอนที่  $n-1$  ส่วนรูปที่ 2.8 (ข) แสดงขั้นตอนที่  $n$  น้ำนั้นล้นจากอ่างเก็บน้ำหนึ่งไปยังอีกอ่างเก็บน้ำ หนึ่ง เชื่อมจึงต้องถูกสร้างขึ้น กำหนดให้  $M_1$  และ  $M_2$  แทนเขตของจุดภาพของทั้งสองอ่างเก็บน้ำในรูปที่ 2.8 (ก) ในขั้นตอนที่  $n-1$

กำหนดให้บริเวณทั้งหมดในรูปที่ 2.8 (ข) แทนด้วย  $q$  จากนั้นทำการขยายขนาดบริเวณ  $M_1$  และ  $M_2$  โดยใช้โครงสร้างในรูปที่ 2.8 (ง) โดยมีเงื่อนไข 2 ประการคือ (1) การขยายขนาดต้องอยู่ในขอบเขต ของ  $q$  และ (2) การขยายขนาดจะต้องไม่ทับกับจุดที่ทำให้ทั้งสองเขตรวมกัน รูปที่ 2.8 (ค) แสดงการ ขยายขนาดครั้งแรกและครั้งที่สอง ผลลัพธ์ที่ได้คือจุดภาพที่ตรงตามเงื่อนไขทั้งสองข้อแสดงดังจุดภาพ รูปกากบาทในรูปที่ 2.8 (ค) ซึ่งมีลักษณะเป็นเส้นมีความกว้าง 1 จุดภาพ

## 2.5 เทคนิควิธีการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองจากชุดภาพ MRI ของสมองใน งานวิจัยนี้

ในงานวิจัยนี้ทำการแบ่งส่วนภาพเนื้อสมองจากชุดภาพแบบ T1-weighted MRI เทคนิควิธีการ แบ่งส่วนภาพสมองโดยอัตโนมัติจากชุดภาพ MRI ของสมองในงานวิจัยนี้แบ่งเป็น 2 วิธีโดยอิงกับวิธีใช้ ค่าขีดแบ่งและวิธี 3D Morphological Watershed ซึ่งโดยทฤษฎีแล้ว ผลของการแบ่งส่วนแบบการใช้ค่า ขีดแบ่งจะตัดส่วนของสีค่าภายในบริเวณกลางสมองทิ้งไป และวิธี 3D Morphological Watershed จะไม่ ตัดส่วนนี้ออกจากบริเวณที่ถือว่าเป็นสมอง

นอกจากนี้ ในงานวิจัยยังได้เตรียมเครื่องมือ Preprocessing คือ Normalization เพื่อแก้ไขปัญหา ความไม่สม่ำเสมอของชุดข้อมูล และตัวกรอง Diffusion และตัวกรองผ่านค่าแบบเกาส์เซียนเพื่อปรับให้ ภาพมีความกลมกลืนกันมากขึ้น ซึ่งการใช้ Preprocessing อาจทำให้ผลของการแบ่งส่วนอัตโนมัติดีขึ้น ได้ในชุดข้อมูลบางชุด และเครื่องมือ Postprocessing เพื่อปรับแต่งบริเวณที่ได้จากการแบ่งส่วนให้ ได้ผลถูกต้องตามต้องการมากขึ้นคือการดำเนินการทางสัญฐานวิทยา Opening, Erosion, Diffusion และ Closing และเครื่องมือกลุ่มสุดท้ายคือเครื่องมือ Manual Segmentation เพื่อแบ่งส่วนภาพสมองโดยใช้ ค่าขีดแบ่งที่ผู้ใช้สามารถลองกำหนดค่าเองได้ รวมทั้งเครื่องมืออื่น ๆ ที่ช่วยในการปรับแต่งผลลัพธ์ของ

การแบ่งส่วนที่ได้ทำมาก่อนหน้า ซึ่งเครื่องมือ Manual Segmentation มักจะถูกใช้งานในการปฏิบัติงานจริงเนื่องจากยังไม่มีวิธีการแบ่งส่วนแบบอัตโนมัติใดที่ให้ผลดีกับทุก ๆ ภาพหรือทุก ๆ ชุดข้อมูล

### 2.5.1 การใช้วิธีหาค่าขีดแบ่งแบบอัตโนมัติ

ฮิสโทแกรมสำหรับภาพแบบ T1-weighted MRI ของสมองมีลักษณะเป็นกราฟที่มี 3 ยอดหลัก ดังรูปที่ 2.9 โดยที่ยอดซ้ายสุดเป็นบริเวณที่มีมืดที่สุดจะแทนส่วนของพื้นหลัง (Background) หรืออากาศ ยอดทางขวาที่สว่างที่สุดจะแทนส่วนประกอบของไขมัน ส่วนยอดที่อยู่ในช่วงค่าระดับเทาที่อยู่บริเวณกลาง ๆ เป็นส่วนของสมอง (White matter และ gray matter)

ขั้นตอนวิธีที่ใช้ในงานวิจัยนี้ มีดังนี้

1. หาฮิสโทแกรมของภาพทุก ๆ ภาพในชุดภาพเดียวกัน
2. ทำฮิสโทแกรมให้ชิดกันแล้วจึงทำให้เรียบโดยการใส่ค่าเฉลี่ยหลาย ๆ รอบ
3. เลือกใช้เฉพาะฮิสโทแกรมที่มียอดหลัก ๆ 2-3 ยอด
4. เนื่องจากงานวิจัยนี้ต้องการหาขอบของสมองซึ่งประกอบด้วย gray matter และ white matter จึงหาค่าขีดแบ่งจากฮิสโทแกรมมา 2 ค่า โดยกรณีที่มีฮิสโทแกรมมี 2 ยอดก็จะเลือกค่า Valley ทางซ้ายและทางขวาของยอดที่ 2 ส่วนกรณีที่มี 3 ยอดก็จะเลือกค่า Valley ทางซ้ายของยอดที่ 2 และค่า Valley ทางขวาของยอดที่ 3
5. เรียงลำดับค่าตัวแทนที่ได้จากข้อ 4 จากน้อยไปมาก เลือกใช้เฉพาะค่าที่อยู่ในช่วง  $\bar{x} \pm 0.5S.D.$  เท่านั้น เลือกตัวแทนของแต่ละ array ด้วยค่าน้ำหนักเท่ากับ 0.5 (คือค่า median) ค่าน้ำหนักนี้ปรับได้ตั้งแต่ 0 ถึง 1 ค่าขีดแบ่งที่เลือกปรับค่าได้ตามค่าน้ำหนักในสมการที่ 2.14 ดังนี้

$$thres = w \times thres_{Min} + (1 - w) \times thres_{Max} \quad \dots (2.14)$$

โดย  $thres_{Min}$  และ  $thres_{Max}$  คือค่าต่ำสุดและสูงสุดในช่วง  $\bar{x} \pm 0.5S.D.$

6. ปรับค่าขีดแบ่งที่เลือกให้เข้ากับฮิสโทแกรมแต่ละภาพ (เนื่องจากอาจมีการปรับให้ชิดกันก่อนทำให้เรียบ) แล้วจึงแบ่งส่วนภาพนั้น ๆ โดยกำหนดให้ค่านี้น้อยกว่าค่าขีดแบ่งทางซ้ายและค่าที่มากกว่าค่าขีดแบ่งทางขวาเป็นสีดำ (บริเวณที่เป็นสีดำนี้อาจเป็นส่วนที่ไม่ใช่สมอง)
7. ปรับบริเวณที่แบ่งส่วนได้ให้มีความถูกต้องมากขึ้นโดยทำ Erosion แล้วตามด้วย Dilation เพื่อกำจัดบริเวณส่วนเกินออกไป
8. ทำ Labeling เพื่อกำหนด Label ให้กับบริเวณที่เหลือในแต่ละภาพแล้วหาบริเวณที่ใหญ่ที่สุดในแต่ละภาพ

9. ตรวจสอบความต่อเนื่องของบริเวณในชุดภาพ เนื่องจากสมองมีลักษณะเป็นวัตถุก้อนหนึ่งซึ่งหากตัดแบ่งเป็นแผ่น ๆ ก็จะเปรียบเสมือนกับบริเวณที่หาไว้จากข้อ 8 ซึ่งถ้ามองในมิติที่ 3 กวจะต้องพบว่าบริเวณที่ตรงกันหรือบริเวณที่อยู่ใกล้เคียงก็ยังคงเป็นสมอง ดังนั้นจึงทำการตรวจสอบความต่อเนื่องของบริเวณโดยเรียงลำดับการตรวจสอบเป็น 3 แบบตามลักษณะของชุดภาพคือ

- 1) กรณีชุดภาพมีขนาดสมองเรียงจากเล็กไปใหญ่แล้วกลับเล็กลงในภาพลำดับท้าย ๆ ของชุดภาพ ให้ทำการตรวจสอบจากภาพที่อยู่ลำดับกลาง ๆ ของชุดข้อมูลไปหาภาพที่อยู่ลำดับต้น ๆ แล้วทำย้อนกลับมาหาภาพที่อยู่ในลำดับท้าย ๆ แล้วกลับมาลำดับต้น ๆ ใหม่
- 2) กรณีชุดภาพมีขนาดสมองเรียงจากใหญ่ไปเล็ก ให้ทำการตรวจสอบจากภาพที่อยู่ในลำดับต้น ๆ มาหาภาพที่อยู่ในลำดับท้าย ๆ แล้วทำย้อนกลับมาหาภาพที่อยู่ในลำดับต้น ๆ ใหม่
- 3) กรณีชุดภาพมีขนาดสมองเรียงจากเล็กไปใหญ่ ให้ทำการตรวจสอบจากภาพที่อยู่ในลำดับท้าย ๆ มาหาภาพที่อยู่ในลำดับต้น ๆ แล้วทำย้อนกลับมาหาภาพที่อยู่ในลำดับท้าย ๆ ใหม่



(ก)



(ข)

				blood > 48hrs fat			
T1	CSF	calcium	grey matter	white matter	bone marrow		melanin
T2	bone fat	white matter	grey matter	CSF	brain edema water		

(ค)

รูปที่ 2.9 ภาพ MRI ของสมองและการประมาณความสัมพันธ์ของค่าระดับเทาของส่วนประกอบของภาพ

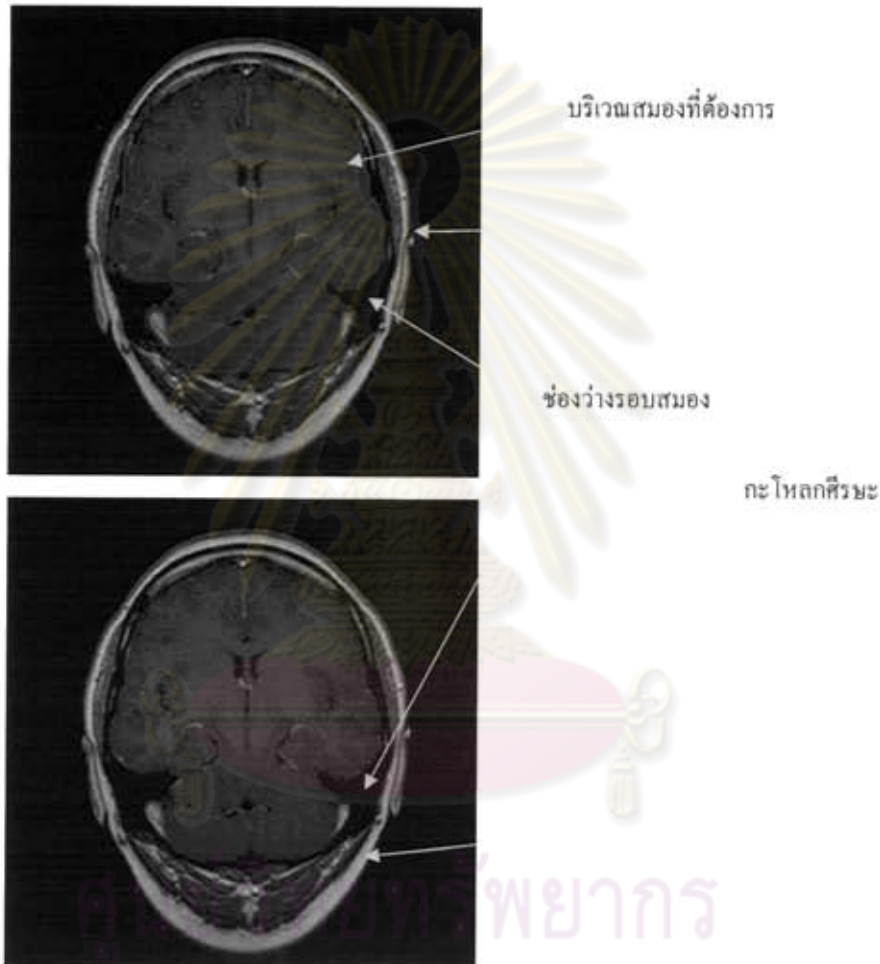
(ก) ภาพ T1-weighted MRI ของสมอง [14] (ข) ฮิสโทแกรมของภาพ (ก) [14]

(ค) แผนภาพการกระจายของค่าระดับเทาของส่วนประกอบในภาพ MRI [5]



## 2.5.2 การใช้วิธี 3D Morphological Watershed

การแบ่งส่วนภาพ MRI ของสมอง โดยใช้วิธี Watershed นั้นจะมีการปรับปรุงวิธีการจากทฤษฎีที่ได้กล่าวถึงไปแล้วเล็กน้อยเพื่อให้สอดคล้องกับลักษณะของภาพ MRI ของสมอง ดังนี้



รูปที่ 2.10 ภาพ MRI ของสมอง

1. เนื่องจากภาพ MRI ของสมอง เป็นภาพ 3 มิติ คือ มี 2 มิติ ( $x, y$ ) ในแต่ละสไลซ์ และมิติที่ 3 คือมิติของลำดับสไลซ์ ( $z$ ) ตัวอย่างเช่น ภาพ MRI ของสมองสไลซ์ที่ 1 จุดภาพที่  $x=2, y=3$  จะได้ว่าพิกัด  $(x, y, z)$  ของจุดภาพคือ  $(2, 3, 1)$  ดังนั้นมิติของคู่อันดับของจุดภาพที่ใช้ในวิธีการ Watershed นี้จะใช้เป็น 3 มิติ ส่วนมิติของค่าระดับเทา (ความสูงของภูเขา) จะเป็นมิติที่ 4 แทนด้วย  $g$  ตัวอย่างเช่น ถ้า



กล่าวถึงภาพ MRI ของสมอง สไลด์ที่ 1 จุดภาพที่  $x=2, y=3$  มีค่าระดับเทา (ความสูงของภูเขา) เป็น 200 จะได้ว่าพิกัดของจุดภาพ  $(x, y, z, g)$  คือ  $(2, 3, 1, 200)$  เป็นต้น

2. เนื่องด้วยการแบ่งส่วนภาพนี้ต้องการผลลัพธ์เฉพาะบริเวณสมองเท่านั้น วิธีการแบ่งส่วนภาพจึงต้องขจัดเอาบริเวณช่องว่างรอบสมองและกะโหลกศีรษะออกไป จากรูปที่ 2.10 จะเห็นว่าบริเวณช่องว่างระหว่างสมองกับกะโหลกซึ่งเป็นส่วนที่แบ่งสมองออกจากกะโหลกมีสีมืดเข้ม ดังนั้น ในการแบ่งส่วนภาพสมองโดยวิธี Watershed นี้ จะใช้ส่วนที่เป็นสีมืดเป็นส่วนที่เป็นภูเขาสูงเพื่อใช้เป็นเขื่อนกั้นระหว่างสมองกับกะโหลก และส่วนที่มีสีสว่างเป็นส่วนที่เป็นบริเวณต่ำแทน

3. ผลลัพธ์ที่ได้จากวิธี Watershed จะได้เขื่อนกั้นซึ่งแบ่งภาพออกเป็นบริเวณต่าง ๆ ในงานวิจัยนี้เลือกส่วนที่เป็นสมองโดยเลือกบริเวณใน 3 มิติของพิกัดภาพ (หรือปริมาตร) ที่ใหญ่ที่สุดเป็นคำตอบ



ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## บทที่ 3

### เครื่องมือซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้น

เครื่องมือซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นแบ่งเป็นโปรแกรมหลัก 2 โปรแกรม คือโปรแกรมอ่านรายละเอียดไฟล์ DICOM และโปรแกรมแบ่งส่วนภาพ MRI ของสมอง ถูกพัฒนาโดยใช้ภาษา Visual Basic และ C/C++ เป็นหลักและพัฒนาในระบบปฏิบัติการ Microsoft Windows ซึ่งมีความต้องการของระบบในการใช้งานดังนี้

- หน่วยประมวลผลความเร็ว 1 GHz หรือสูงกว่า
- หน่วยความจำขนาด 512 MB ขึ้นไป
- พื้นที่ว่างบนฮาร์ดดิสก์อย่างน้อย 10 MB
- การ์ดแสดงผลที่ความละเอียด 800x600 ขึ้นไป
- ระบบปฏิบัติการ Microsoft Windows XP

#### 3.1 โปรแกรมอ่านรายละเอียดไฟล์ DICOM

งานวิจัยนี้ได้ออกแบบและพัฒนาโปรแกรมอ่านข้อมูลภาพจากไฟล์ DICOM โดยโปรแกรมสามารถเปิดไฟล์เพื่ออ่านข้อมูลและภาพ และแสดงรายละเอียดต่าง ๆ จากไฟล์ชนิด DICOM ได้

##### 3.1.1 การออกแบบและพัฒนาโปรแกรมอ่านข้อมูลจากไฟล์ DICOM

โปรแกรมที่ใช้ในการอ่านข้อมูลจากไฟล์ DICOM ประกอบด้วย 2 โปรแกรมคือ โปรแกรมแสดงข้อมูลและภาพจากไฟล์ DICOM และ โปรแกรม (DLL) อ่านข้อมูลและภาพจากไฟล์ DICOM ดังรูปที่ 3.1 ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

##### 1. โปรแกรมแสดงข้อมูลและภาพจากไฟล์ DICOM

โปรแกรมที่ 1 นี้เป็นส่วนที่ใช้ในการรับ Path ของไฟล์ข้อมูล DICOM และไฟล์ DICOM Dictionary โดยผู้ใช้งานโปรแกรมเป็นผู้ระบุ จากนั้นส่งข้อมูล Path ให้โปรแกรมที่ 2 เพื่อทำการอ่านข้อมูลจากไฟล์ สุดท้ายโปรแกรมที่ 1 จึงรอรับข้อมูลกลับจากโปรแกรมที่ 2 เพื่อแสดงผลออกทางหน้าจอ

## 2. โปรแกรม (DLL) อ่านข้อมูลและภาพจากไฟล์ DICOM

โปรแกรมที่ 2 นี้เป็นโปรแกรมในรูปแบบ DLL ซึ่งจะถูกรวมกับโปรแกรมที่ 1 เรียกใช้งาน มีหน้าที่อ่านข้อมูลจากไฟล์ DICOM และ ไฟล์ DICOM Dictionary ซึ่งประกอบด้วยข้อมูล Tag และภาพ แล้วจึงส่งข้อมูลให้กับโปรแกรมที่ 1 ใช้ในการแสดงผล

### 3.1.2 หน้าจอโปรแกรมอ่านข้อมูลจากไฟล์ DICOM

หน้าจอหลักของโปรแกรม ดังรูปที่ 3.2 ใช้ในการเลือกไฟล์ข้อมูลชนิด DICOM โดยในการอ่านข้อมูลจากไฟล์นั้น โปรแกรมจำเป็นต้องทราบรายละเอียดและความหมายของ Tag จากไฟล์ DICOM Dictionary ถ้าหากผู้ใช้ไม่กำหนดไฟล์ DICOM Dictionary ให้กับโปรแกรม โปรแกรมจะอ่านไฟล์ DICOM Dictionary เองอัตโนมัติจากไฟล์ Dicom.dic ซึ่งมีอยู่แล้วใน Directory เดียวกันกับโปรแกรม แต่ถ้าหากผู้ใช้ต้องการเลือกไฟล์ DICOM Dictionary เองสามารถทำได้โดยเลือกที่แท็บเมนู DicomDic และเลือกไฟล์โดยเลือกที่ปุ่ม Browse แล้วเลือกปุ่ม Open เพื่อแสดงข้อมูลของแต่ละ Tag ดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.1 โครงสร้างของโปรแกรมอ่านข้อมูลจาก DICOM

เมื่อเลือก DICOM Dictionary เรียบร้อยแล้วจึงสามารถเปิดไฟล์ชนิด DICOM ได้ โดยเลือกที่แท็บเมนู DicomFile แล้วเลือกปุ่ม Open DICOM File โปรแกรมจะแสดง Dialog เพื่อให้ผู้ใช้เลือกไฟล์ DICOM ซึ่งสามารถเลือกเปิดไฟล์หลายไฟล์ได้พร้อมกัน แสดงดังรูปที่ 3.4

เมื่อเลือกไฟล์ที่ต้องการเปิดแล้วจึงเลือกปุ่ม OK โปรแกรมจะแสดงรูปเป็น Thumbnail เรียงต่อกัน ดังรูปที่ 3.5

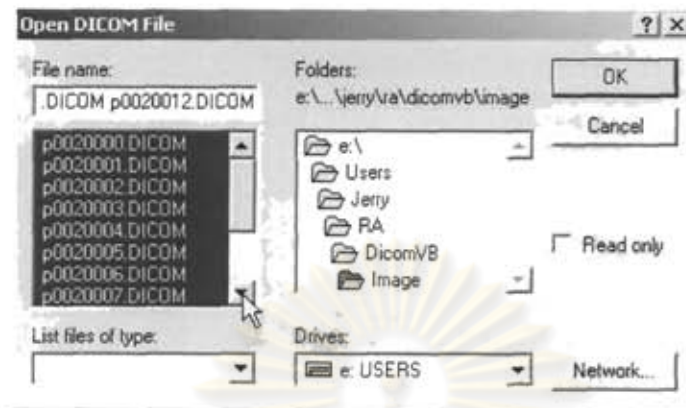


รูปที่ 3.2 หน้าจอหลัก

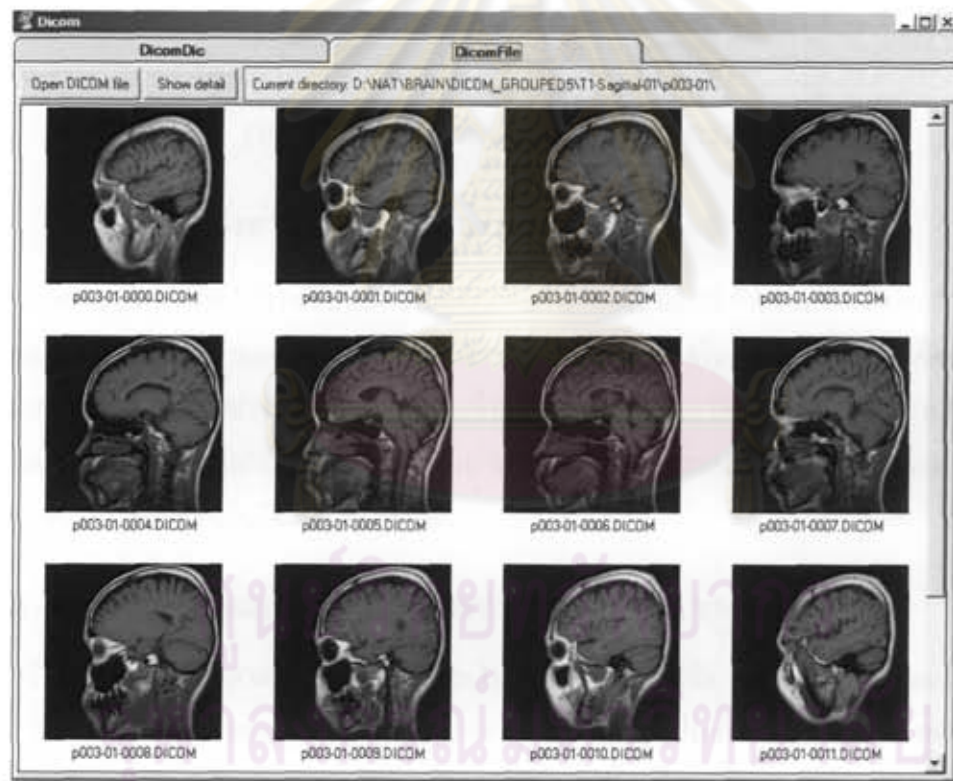
No	Tag	VR	Name	VM	Version
1	(0041,1041)	UI	Pac3IRReferencedImageSOPClassUID	1	PAPYRUS31
2	(0041,8075)	US	Pac3IRNumberOfImages	1	PAPYRUS3
3	(2100,0170)	IS	NumberOfFile	1	DICOM3
4	(0054,1401)	CS	DeadTimeCorrectionFlag	1	DICOM3
5	(0054,1324)	DS	DeadTimeFactor	1	DICOM3
6	(0054,1203)	DS	DetectorElementSize	2	DICOM3
7	(0054,1104)	LD	DetectorLineOfResponseUsed	1	DICOM3
8	(300a,02d2)	DS	ControlPointRelativePosition	1	DICOM3
9	(300a,02b0)	SQ	ChannelShieldSequence	1	DICOM3
10	(300a,0234)	IS	ApplicationSetupNumber	1	DICOM3

รูปที่ 3.3 DICOM Dictionary



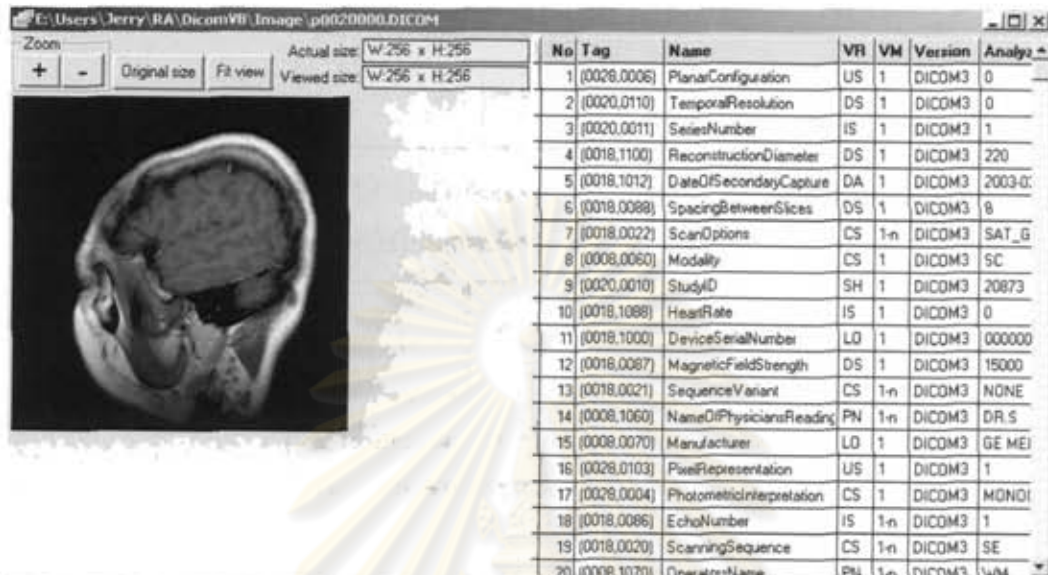


รูปที่ 3.4 Open Dialog



รูปที่ 3.5 ส่วนแสดงรูปเป็น Thumbnail

เมื่อต้องการดูรายละเอียดข้อมูลไฟล์ DICOM ที่ได้เปิดไว้ สามารถเลือกปุ่ม Show detail หรือ Double click ที่รูปเพื่อดูรายละเอียดได้ แสดงดังรูปที่ 3.6 โดยโปรแกรมจะแสดงหมายเลข Tag ความหมายของ Tag ค่า VR ค่า VM ตามที่กำหนดไว้ใน Dictionary และจะแสดง Analyzed Value ของ Tag แต่ละ Tag



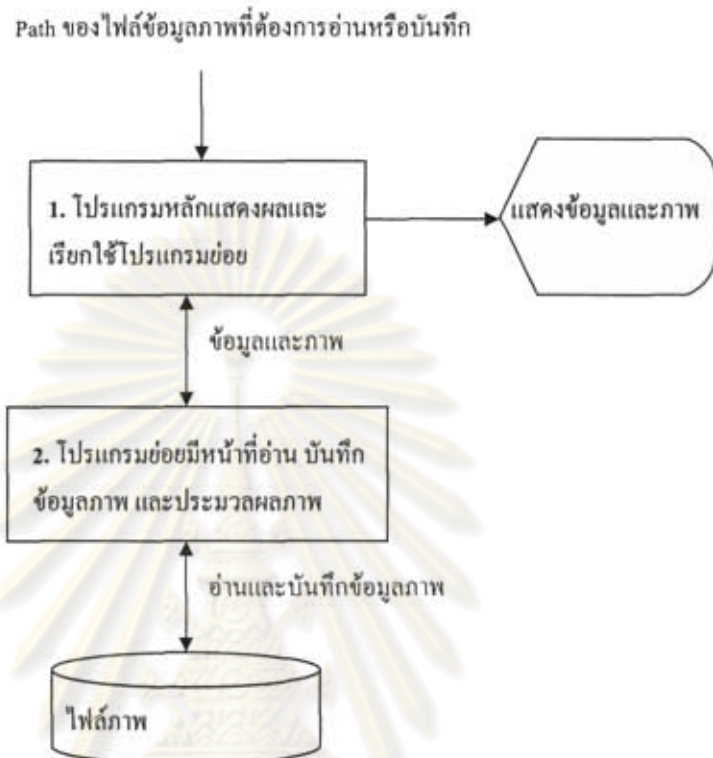
รูปที่ 3.6 ส่วนแสดงรายละเอียดของไฟล์ DICOM

### 3.2 โปรแกรมแบ่งส่วนภาพ MRI ของสมอง

จากการสังเกตการใช้งานซอฟต์แวร์ที่คล้ายกับโปรแกรมที่จัดทำในงานวิจัยนี้จากเจ้าหน้าที่ที่โรงพยาบาล และเพื่อความเหมาะสมและความสะดวกในการใช้งานจริง ผู้วิจัยจึงได้มีแนวคิดพัฒนาให้โปรแกรมของการวิจัยประกอบด้วยฟังก์ชันที่สามารถแบ่งส่วนภาพสมองจากชุดภาพ MRI โดยอัตโนมัติ และฟังก์ชันที่แบ่งส่วนภาพสมองแบบ Manual ซึ่งสามารถนำไปปรับปรุงภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการแบ่งส่วนโดยอัตโนมัติมาก่อนได้ด้วย

#### 3.2.1 การออกแบบและพัฒนาโปรแกรมแบ่งส่วนภาพ MRI ของสมอง

โปรแกรมแบ่งส่วนภาพสมองประกอบด้วยโปรแกรม 2 ส่วนคือ โปรแกรมหลักและโปรแกรมย่อย (DLL) โดยโปรแกรมหลักจะมีหน้าที่แสดงภาพ เรียกใช้งานโปรแกรมย่อย และแสดงผลฟังก์ชันการทำงาน แสดงดังรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.7 โครงสร้างของโปรแกรมแบ่งส่วนภาพ MRI ของสมอง

### 1. โปรแกรมหลัก

โปรแกรมที่ 1 นี้มีหน้าที่ในการรับและแสดงข้อมูลให้กับผู้ใช้ รวมทั้งเรียกการทำงานไปยังโปรแกรมย่อยเพื่อประมวลผลภาพ

### 2. โปรแกรมย่อย

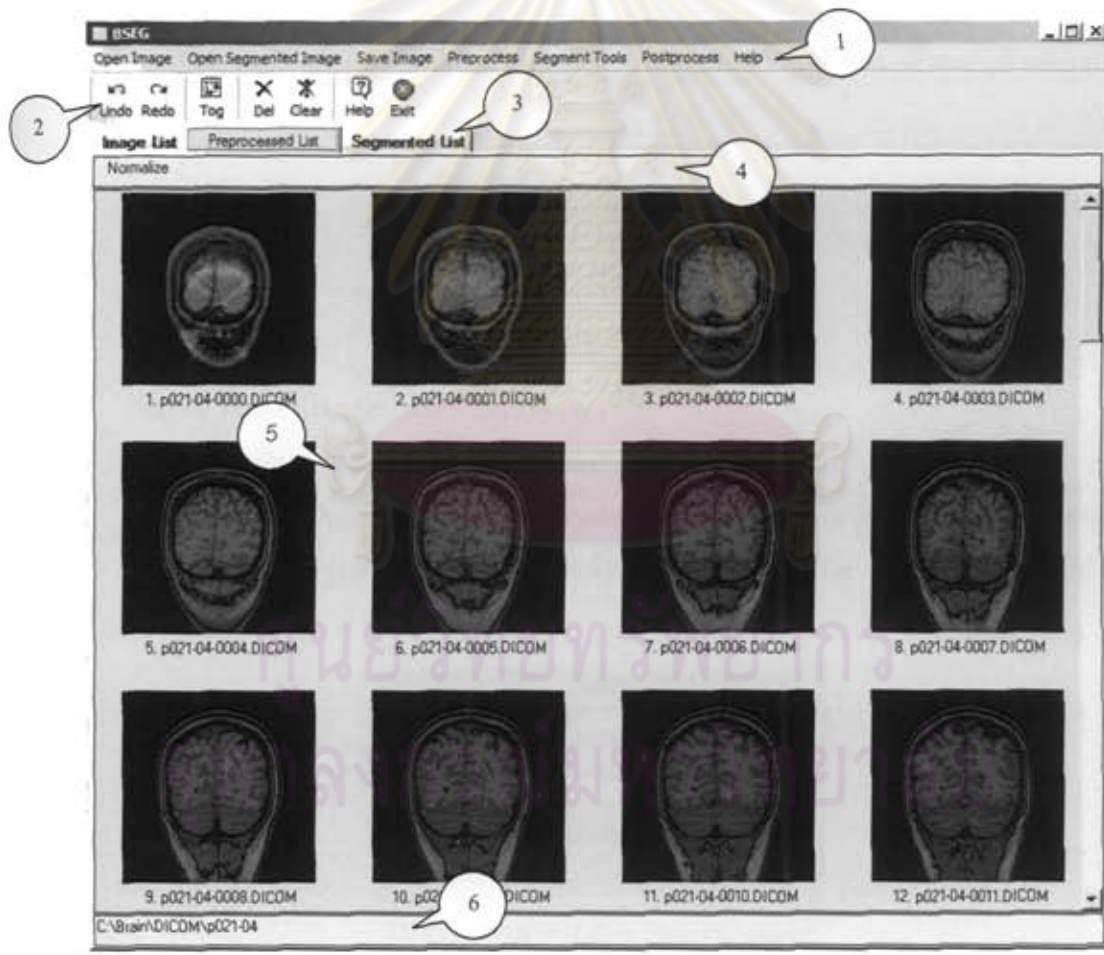
โปรแกรมย่อยนี้มีลักษณะเป็นโปรแกรม DLL โดยในแต่ละหน้าที่การทำงานจะถูกแบ่งออกเป็นแต่ละกลุ่มของ DLL ประกอบด้วย กลุ่มเปิดเพิ่มข้อมูลภาพ กลุ่มบันทึกเพิ่มข้อมูลภาพ กลุ่ม Preprocessing กลุ่มแบ่งส่วนภาพ และ กลุ่ม Postprocessing โดย DLL ในแต่ละกลุ่มนั้นจะสามารถเพิ่มเติมและลบออกได้ตามความต้องการของผู้ใช้งาน



### 3.2.2 โปรแกรมเครื่องมือแบ่งส่วนภาพ MRI ของสมอง

หน้าจอหลักของเครื่องมือแบ่งส่วนสมองแสดงดังรูปที่ 3.8 มีส่วนประกอบต่างๆ ดัง ต่อไปนี้

1. เมนูคำสั่ง
2. แถบเครื่องมือ
3. แถบแสดงชุดภาพ
4. แถบแสดงกระบวนการที่เสร็จสิ้น
5. หน้าจอแสดงภาพ
6. แถบแสดงที่อยู่ของชุดภาพ



รูปที่ 3.8 หน้าจอหลัก

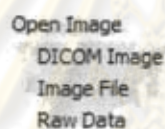
## 1. เมนูคำสั่ง

เมนูคำสั่งประกอบด้วย 6 เมนูคำสั่งได้แก่

- 1) คำสั่ง Open Image
- 2) คำสั่ง Open Segmented Image
- 3) คำสั่ง Save Image
- 4) คำสั่ง Preprocess
- 5) คำสั่ง Segment Tools
- 6) คำสั่ง Post Process

### 1) คำสั่ง Open Image

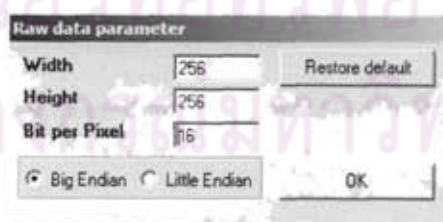
คำสั่ง Open Image ใช้เปิดภาพสมองที่จะนำมาประมวลผล ประกอบด้วยเมนูย่อยดังรูปที่ 3.9 ดังนี้



Open Image  
 DICOM Image  
 Image File  
 Raw Data

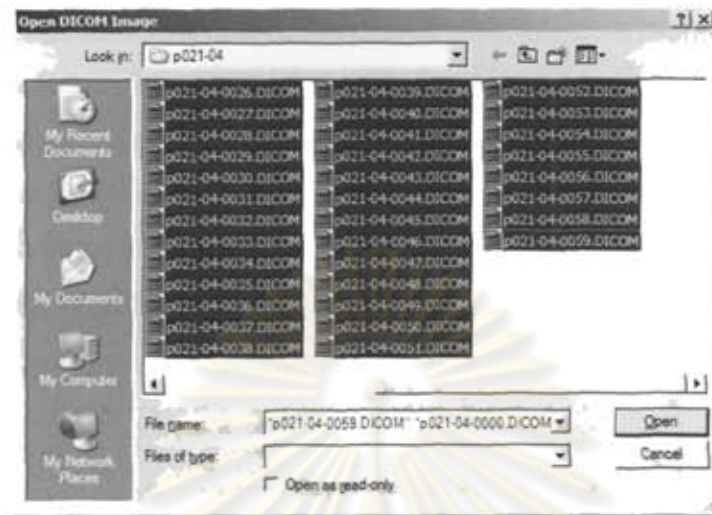
รูปที่ 3.9 เมนู Open Image

- DICOM Image เปิดภาพประเภท DICOM
- Image File เปิดรูปภาพประเภทอื่นๆ เช่น BMP JPEG
- Raw Data เปิดข้อมูลดิบ ซึ่งผู้ใช้ต้องกำหนดค่าต่างๆ ของข้อมูลดิบที่จะเปิดได้แก่ ขนาดของภาพ จำนวนบิตต่อหนึ่งจุดภาพ และเลือกรูปแบบข้อมูลว่าเป็น Big Endian หรือ Little Endian ดังรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.10 หน้าต่าง Raw Data Parameter

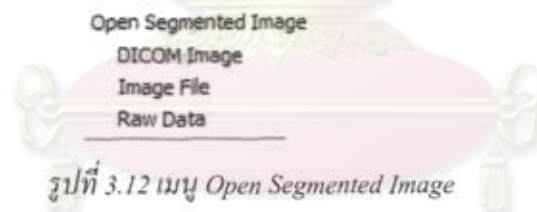
โดยคำสั่ง Open Image สามารถเปิดภาพหลายภาพพร้อมกันได้ ดังรูปที่ 3.11



รูปที่ 3.11 หน้าต่าง Open DICOM Image

## 2) คำสั่ง Open Segmented Image

คำสั่งนี้ใช้ร่วมกับคำสั่ง Open Image เพื่อเปิดภาพของบริเวณที่แบ่งส่วนแล้ว โดยคำสั่ง Open Segmented Image ต้องเปิดภาพที่มีชื่อตรงกับภาพที่เปิดจากคำสั่ง Open Image เท่านั้น ประกอบด้วยเมนูย่อยดังรูปที่ 3.12



รูปที่ 3.12 เมนู Open Segmented Image

- DICOM Image เปิดภาพประเภท DICOM
- Image File เปิดไฟล์รูปภาพประเภทอื่นๆ เช่น BMP JPEG
- Raw Data เปิดข้อมูลดิบ

โดยคำสั่ง Open Segmented Image สามารถเปิดภาพหลายภาพพร้อมกันได้เช่นกัน

## 3) คำสั่ง Save Image

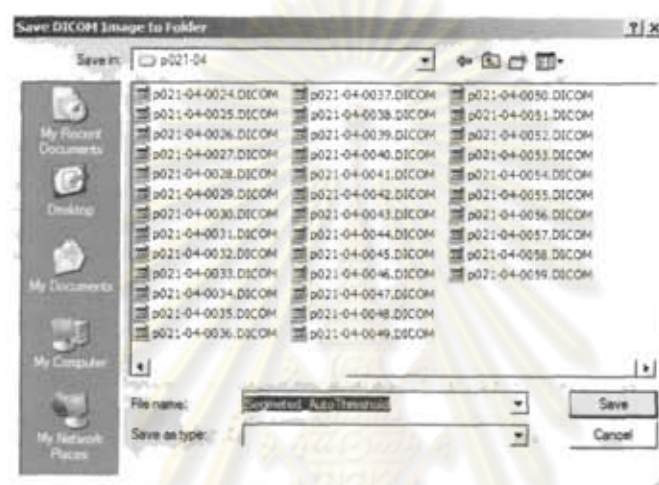
คำสั่ง Save Image ใช้บันทึกภาพของบริเวณที่แบ่งส่วนแล้ว ประกอบด้วยเมนูย่อยดังรูปที่ 3.13



รูปที่ 3.13 เมนู Save Image



- DICOM Image บันทึกภาพบริเวณสมองที่แบ่งส่วนแล้วเป็นภาพประเภท DICOM
  - Image File บันทึกภาพบริเวณสมองที่แบ่งส่วนแล้วเป็นรูปภาพประเภทอื่น ๆ เช่น BMP JPEG
  - Raw Data บันทึกภาพบริเวณสมองที่แบ่งส่วนแล้วเป็นข้อมูลดิบ
- การบันทึกภาพบริเวณที่แบ่งส่วนแล้วเป็นการบันทึกทั้งชุดภาพ โดยชื่อที่กำหนดในช่อง File name ในรูปที่ 3.14 จะเป็นชื่อของโฟลเดอร์ที่เก็บชุดภาพนั้น



รูปที่ 3.14 หน้าต่าง Save DICOM Image to Folder

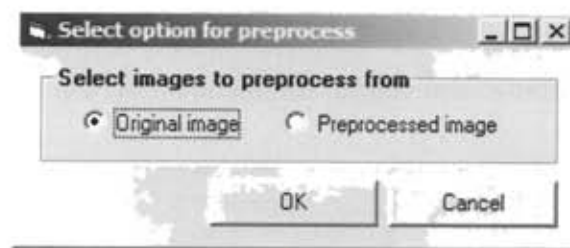
#### 4) คำสั่ง Preprocess

คำสั่ง Preprocess ใช้สำหรับประมวลผลภาพเบื้องต้นเพื่อปรับภาพก่อนทำการแบ่งส่วน ประกอบด้วยเมนูย่อยดังรูปที่ 3.15



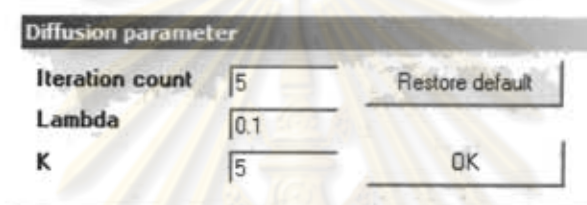
รูปที่ 3.15 เมนู Preprocess

- Diffuse การทำให้ภาพกลมกลืนกัน (Smoothing) โดยคงความชัดเจนของขอบภาพไว้
  - Gaussian Filter กำจัดสัญญาณรบกวน (Noise) ภายในภาพ
  - Normalize ประมวลผลให้ทั้งชุดภาพมีความเข้มแสงเป็นบรรทัดฐานเดียวกัน
- หลังจากเลือกเมนูย่อยเพื่อจะทำการ Preprocess แล้วจะปรากฏหน้าต่างเพื่อให้ผู้ใช้เลือกที่จะทำการ Preprocess จากภาพต้นฉบับหรือจากภาพที่ Preprocess แล้ว ดังรูปที่ 3.16



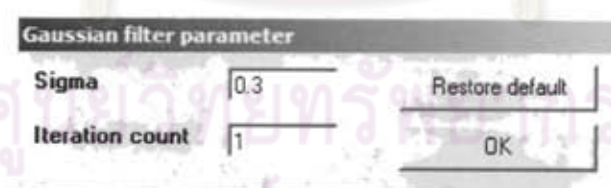
รูปที่ 3.16 หน้าต่าง Select Option for Preprocess

การ Preprocess ด้วยวิธี Diffuse และ Gaussian Filter ผู้ใช้ต้องกำหนดค่าตัวแปรที่ใช้ในการคำนวณ หรือสามารถใช้ค่าเริ่มต้นได้โดยเลือกที่ปุ่ม Restore default ดังรูปที่ 3.17 และ 3.18



รูปที่ 3.17 หน้าต่าง Diffusion Parameter

- โดย Iteration count คือจำนวนรอบที่จะทำการคำนวณ จำนวนรอบที่มากทำให้ความกลมกลืนของภาพมากขึ้น
- Lambda ( $\lambda$ ) คือตัวแปรของฟังก์ชัน Diffuse โดย  $0 < \lambda \leq 0.25$
- K คือค่าความกว้างของกราฟฟังก์ชัน โดย  $K > 0$  และค่า K ที่มากขึ้นจะทำให้ความกลมกลืนของภาพมากขึ้น

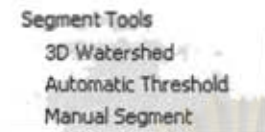


รูปที่ 3.18 หน้าต่าง Gaussian Filter Parameter

- โดย Sigma ( $\sigma$ ) คือค่าความกว้างของกราฟฟังก์ชัน Gaussian โดย  $\sigma > 0$  และค่า  $\sigma$  ที่มากขึ้นจะทำให้ความกลมกลืนของภาพมากขึ้น
- Iteration count คือจำนวนรอบที่จะทำการคำนวณ จำนวนรอบที่มากทำให้สัญญาณรบกวนน้อยลง และเกิดความเลือน (Blur) ของภาพมากขึ้นด้วย

### 5) คำสั่ง Segment Tools

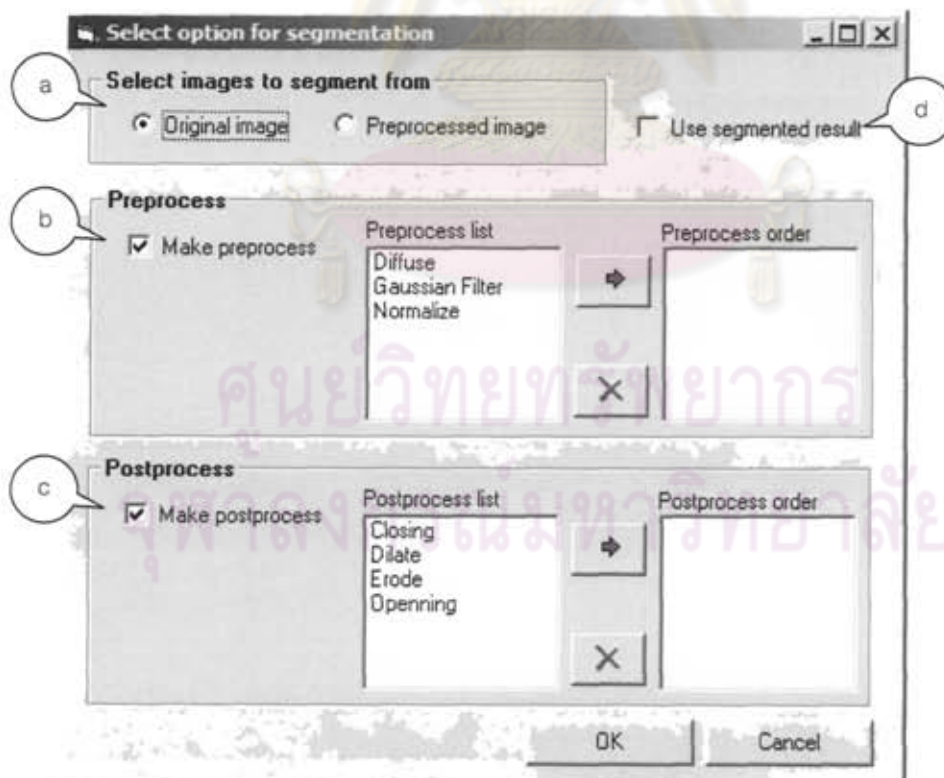
คำสั่ง Segment Tools ใช้สำหรับแบ่งส่วนภาพสมอง โดยประกอบด้วยเมนูย่อยดังรูปที่ 3.19



รูปที่ 3.19 เมนู Segment Tools

- 3D Watershed แบ่งส่วนสมองอย่างอัตโนมัติโดยใช้วิธี 3D Watershed
- Automatic Threshold แบ่งส่วนสมองโดยการคำนวณค่าขีดแบ่งเพื่อแยกสมองออกจากบริเวณอื่น ๆ ของภาพอย่างอัตโนมัติ
- Manual Segment เครื่องมือสำหรับแบ่งส่วนแบบ Manual โดยผู้ใช้สามารถสร้างบริเวณใหม่ หรือ แก้ไขบริเวณจากบริเวณที่ถูกแบ่งส่วนแบบอัตโนมัติ โดยจะอธิบายรายละเอียดในลำดับถัดไป

หลังจากเลือกเมนูย่อยเพื่อจะทำการแบ่งส่วนสมองแล้วจะปรากฏหน้าต่างเพื่อให้ผู้ใช้งานตั้งค่าตัวเลือกต่าง ๆ ดังรูปที่ 3.20

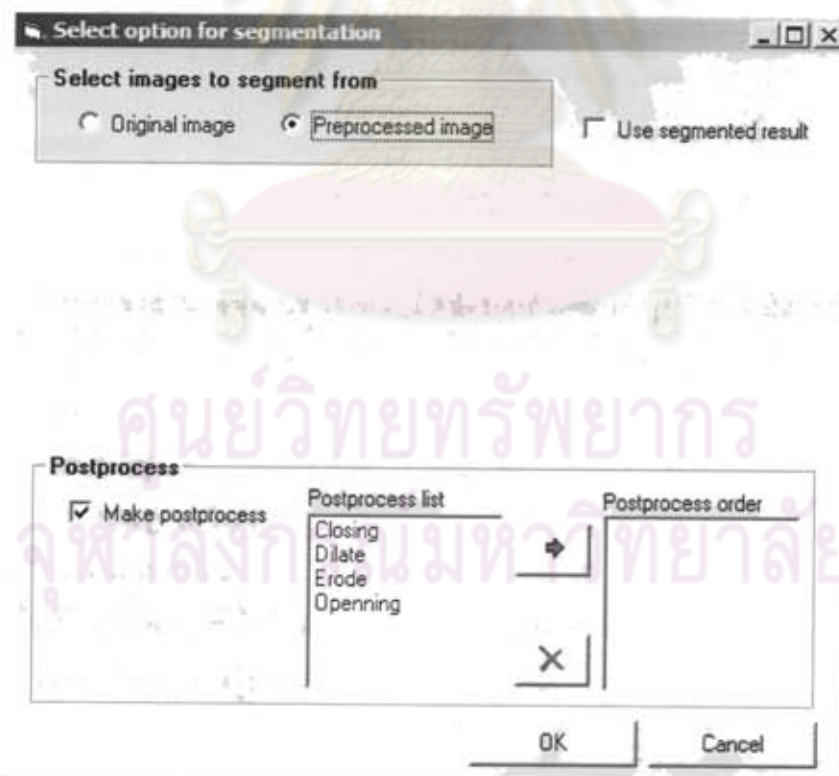


รูปที่ 3.20 หน้าต่าง Select Option for Segmentation



ตัวเลือกในหน้าต่าง Select Option for Segmentation ประกอบด้วย 4 กลุ่มได้แก่

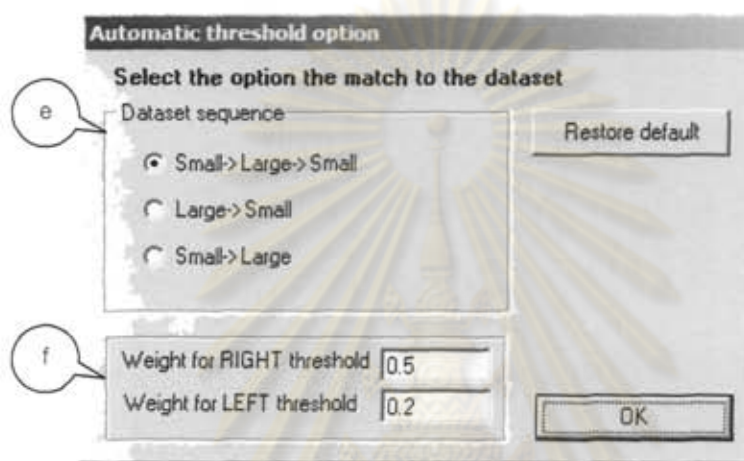
- Select Image to Segment from (a) ผู้ใช้เลือกที่จะทำการแบ่งส่วนสมองจากภาพต้นฉบับโดยเลือกที่ Radio button ปุ่ม Original image หรือจากภาพที่ Preprocess แล้ว โดยเลือกที่ Radio button ปุ่ม Preprocessed image
- Preprocess (b) กำหนดกระบวนการ Preprocess ที่ต้องการทำตามลำดับโดยตัวเลือกกลุ่มนี้จะไม่สามารถกำหนดได้หากผู้ใช้เลือกแบ่งส่วนสมองจากภาพที่ Preprocess แล้ว ดังรูปที่ 3.21 รายละเอียดของกระบวนการ Preprocess ระบุไว้แล้วในหัวข้อ คำสั่ง Preprocess
- Postprocess (c) กำหนดกระบวนการ Postprocess ที่ต้องการทำตามลำดับ รายละเอียดของกระบวนการ Postprocess จะระบุต่อไปในหัวข้อ คำสั่ง Postprocess
- Use segmented result (d) ตัวเลือกสำหรับการแบ่งส่วนแบบ Manual เท่านั้น โดยหากเลือก (Tick) ที่ Check box โปรแกรมจะส่งต่อบริเวณที่แบ่งส่วนได้ให้กับเครื่องมือแบ่งส่วนภาพแบบ Manual



รูปที่ 3.21 หน้าต่าง Option for Segmentation เมื่อผู้ใช้เลือกแบ่งส่วนสมองจากภาพที่ Preprocess แล้ว

การแบ่งส่วนสมองอย่างอัตโนมัติโดยใช้วิธี Automatic Threshold มีค่าตัวแปรซึ่งผู้ใช้ต้องกำหนด 2 กลุ่ม ดังรูปที่ 3.22 ได้แก่

- Dataset sequence (e) ลำดับขนาดของสมองจากภาพแรกถึงภาพสุดท้าย
- Weight for Threshold (f) ค่าถ่วงน้ำหนักสำหรับค่าขีดแบ่งสองค่าคือค่าขีดแบ่งทางซ้ายและค่าขีดแบ่งทางขวา โดยค่าถ่วงน้ำหนักทั้งสองมีค่าตั้งแต่ 0 ถึง 1



รูปที่ 3.22 หน้าต่าง Automatic Threshold Option

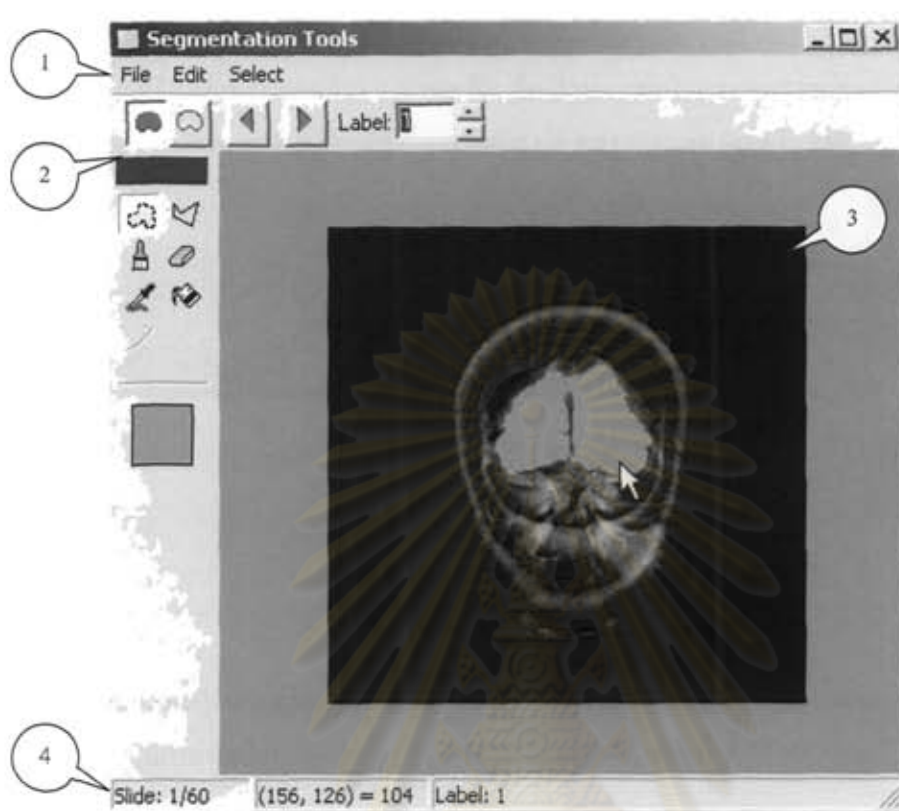
### Manual Segment

เครื่องมือแบ่งส่วนสมองแบบ Manual รับข้อมูลภาพสมองและภาพที่ทำการแบ่งส่วนแล้วจากโปรแกรมหลัก ผ่านทางเมนู Segment Tools -> Manual Segment

เครื่องมือแบ่งส่วนสมองแบบ Manual มีหน้าจอหลักแสดงดังรูปที่ 3.23 มีส่วนประกอบต่าง ๆ ดังต่อไปนี้

1. เมนู
2. แถบเครื่องมือ
3. หน้าจอแสดงภาพ
4. แถบแสดงสถานะ

เพื่อให้ง่ายต่อความเข้าใจในการใช้งานจึงขออธิบายรายละเอียดของส่วนแสดงภาพและข้อมูลก่อน จากนั้นจึงจะอธิบายถึงวิธีใช้เครื่องมือ



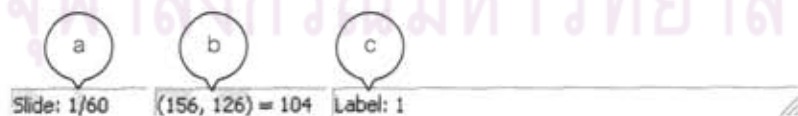
รูปที่ 3.23 หน้าจอหลักของโปรแกรมแบ่งส่วนสมองแบบ Manual

#### หน้าจอแสดงภาพ (3)

หน้าจอแสดงภาพใช้แสดงภาพสมองซึ่งเป็นภาพต้นฉบับ และใช้แสดงภาพที่แบ่งส่วนแล้วซึ่งแสดงเป็นสีต่าง ๆ แยกต่างหากตามค่า Label

#### แถบแสดงสถานะ (4)

แถบแสดงสถานะประกอบด้วย 3 ส่วน แสดงดังรูปที่ 3.24 ส่วนแรก (a) ทำหน้าที่แสดงหมายเลขสไลซ์ปัจจุบันและจำนวนสไลซ์ทั้งหมด ส่วนที่สอง (b) ทำหน้าที่แสดงพิกัดที่เมาส์ชี้ และค่าระดับเทาของสมอง และส่วนที่สาม (c) แสดงค่า Label ของภาพที่แบ่งส่วนแล้ว ณ ตำแหน่งที่เมาส์ชี้อยู่



รูปที่ 3.24 แถบแสดงสถานะ



### แถบเครื่องมือ (2)

แถบเครื่องมือประกอบด้วย 2 ส่วนหลัก คือ ส่วนแสดงปุ่มควบคุมการแสดงผลและกำหนดค่าของเครื่องมือ และส่วนแสดงเครื่องมือ ซึ่งแสดงดังรูปที่ 3.25 (ก) และ (ข) ตามลำดับ





(ก)

(ข)

รูปที่ 3.25 แถบเครื่องมือ

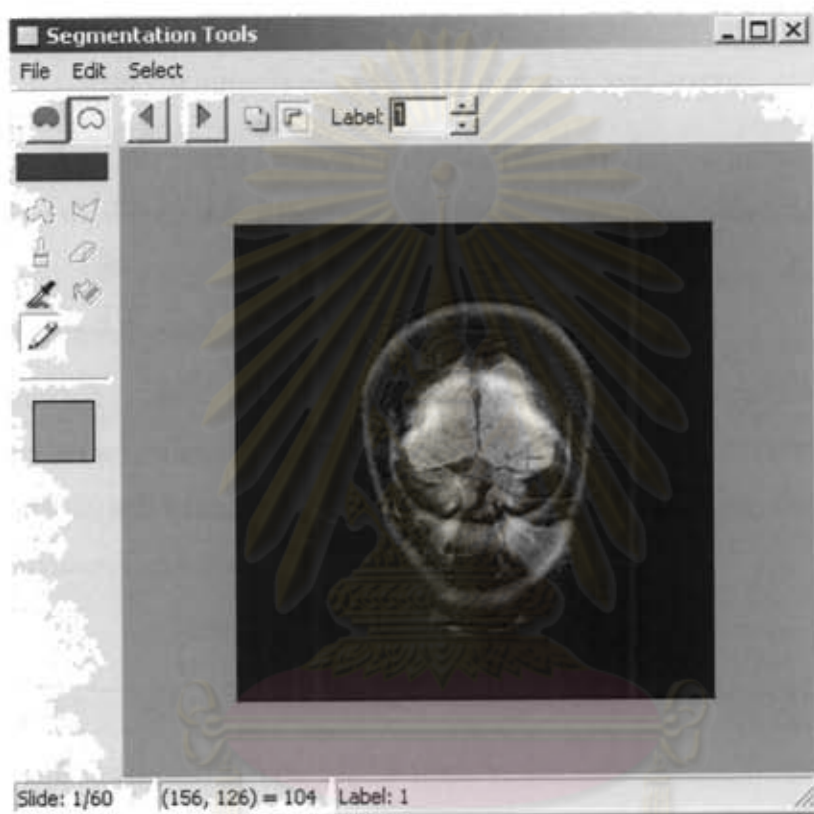
ส่วนแสดงปุ่มควบคุมการแสดงผลและกำหนดค่าของเครื่องมือ ประกอบด้วย

- ปุ่มกำหนดการแสดงผลที่แบ่งส่วนแล้ว (d) สามารถแสดงได้ 2 ลักษณะ คือ แสดงบริเวณที่แบ่งส่วน  หรือแสดงขอบเขตของบริเวณที่แบ่งส่วน 
- ปุ่มเลือกสไลซ์ (e) สามารถเลือกสไลซ์ก่อนหน้าหรือสไลซ์ถัดไปได้
- ส่วนกำหนดค่าของเครื่องมือ (f) เป็นส่วนที่ใช้กำหนดค่าคุณสมบัติของเครื่องมือแต่ละชนิด

ส่วนแสดงเครื่องมือ ประกอบด้วย




- Free hand selection (g) 
- Polygon selection (h) 
- แปรงสี (Brush) (i) 
- ยางลบ (Eraser) (j) 
- ตั้วดูดสี (Eyedropper) (k) 
- เทสี (Fill) (l) 
- ดินสอ (Pencil) (m) 
- ส่วนแสดงสีของ Label (n) 

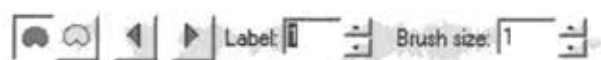
เมื่อกดปุ่มแสดงภาพที่แบ่งส่วนแบบแสดงบริเวณจะสามารถใช้เครื่องมือ Free hand selection Polygon selection แปรงสี ขางลบ ตัวจุดสี และเทสีได้ แต่จะไม่สามารถใช้เครื่องมือดินสอได้ ดังแสดงในรูปที่ 3.25(ข) เมื่อกดปุ่มแสดงภาพที่แบ่งส่วนแบบแสดงขอบเขตจะสามารถใช้เครื่องมือมือตัวจุดสีกับดินสอได้เท่านั้น ดังแสดงในรูปที่ 3.26



รูปที่ 3.26 หน้าจอเมื่อกดปุ่มแสดงขอบเขตของบริเวณที่แบ่งส่วน

การใช้งานเครื่องมือต่าง ๆ มีรายละเอียดดังนี้

- Selection (g, h) มีให้เลือกใช้ 2 อย่าง คือ Free hand selection  กับ Polygon selection  เป็นการเลือกพื้นที่ที่ต้องการทำงาน บริเวณที่ไม่ได้ถูกเลือกจะไม่มีผลกระทบต่อการใช้เครื่องมืออื่น ๆ สำหรับ Selection จะมีส่วนให้ผู้ใช้สามารถกำหนดค่า Label ได้ เพื่อให้สามารถใช้ร่วมกับเมนู Edit->Fill Selection เพื่อเติมพื้นที่ที่เลือกไว้ด้วยสีของ Label ที่กำหนดไว้
- แปรงสี (i)  ใช้ระบายบริเวณที่ต้องการ ผู้ใช้สามารถเลือก Label และขนาดของแปรงได้ดังรูปที่ 3.27








รูปที่ 3.27 แถบเครื่องมือเพื่อให้ผู้ใช้กำหนดค่า Label และขนาดของแปรงสี

1. ยางลบ (j)  ใช้ลบบริเวณที่ไม่ต้องการ โดยผู้ใช้สามารถเลือกขนาดของยางลบได้



รูปที่ 3.28 แถบเครื่องมือเพื่อให้ผู้ใช้กำหนดค่าขนาดของยางลบ

2. ตัวจุดสี (k)  ใช้จุดสีที่ต้องการจากภาพที่แบ่งส่วนแล้ว เมื่อคลิกตำแหน่งของสีที่ต้องการแล้วจะทำให้ค่า Label กับส่วนแสดงสีของ Label ที่แสดงบนแถบเครื่องมือเปลี่ยนแปลง
3. เทสี (l)  ทำการ Flood fill สีที่กำหนดไว้ โดยมี Seed point คือตำแหน่งที่คลิก โดยจะเทสีทั่วบริเวณที่เป็นสีเดียวกันกับตำแหน่งที่คลิก
4. ดินสอ (m)  ดินสอใช้สำหรับวาดเส้นซึ่งเป็นขอบเขตของส่วนที่แบ่งส่วนแล้ว ส่วนกำหนดค่าเครื่องมือของดินสอประกอบด้วยการกำหนดค่า Label และการกำหนดประเภทของดินสอ ดินสอมี 2 ประเภทคือ ดินสอสำหรับเพิ่มขอบเขต (Add Boundary) (o)  กับดินสอสำหรับลบขอบเขต (Subtract Boundary) (p) 

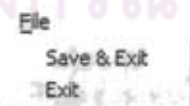


รูปที่ 3.29 แถบเครื่องมือเพื่อให้ผู้ใช้กำหนดค่า Label และประเภทของดินสอ

## เมนู

### File

ประกอบด้วย 2 เมนูย่อย ได้แก่ Save & Exit ใช้สำหรับบันทึกและออกจากโปรแกรม และ Exit ใช้สำหรับออกจากโปรแกรม แสดงดังรูปที่ 3.30



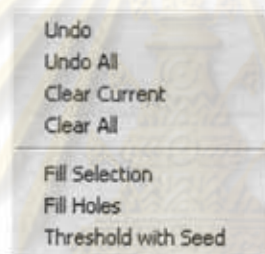
รูปที่ 3.30 เมนู File



Edit

ประกอบด้วยเมนูย่อยแสดงดังรูปที่ 3.31 ดังนี้

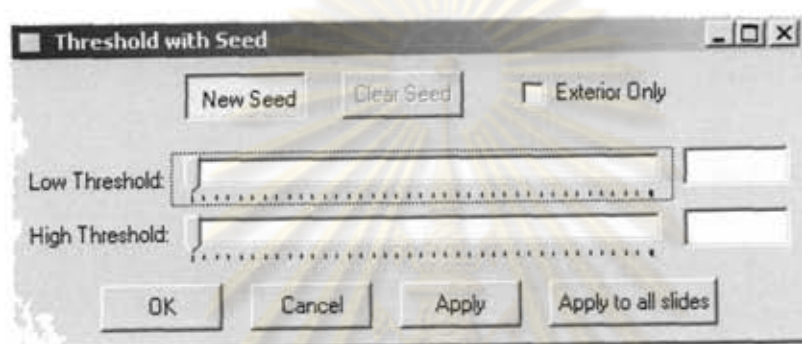
- Undo ยกเลิกการกระทำก่อนหน้าของสไลซ์ปัจจุบัน ซึ่งสามารถยกเลิกได้ 1 ขั้นตอนก่อนหน้าเท่านั้น
- Undo All ยกเลิกการกระทำก่อนหน้าของสไลซ์ทุกสไลซ์ สามารถยกเลิกได้ 1 ขั้นตอนก่อนหน้าเท่านั้นเช่นกัน
- Clear ลบบริเวณที่แบ่งส่วนแล้วทั้งหมดออกจากสไลซ์ปัจจุบัน
- Clear All ลบบริเวณที่แบ่งส่วนแล้วทั้งหมดออกจากสไลซ์ทุกสไลซ์
- Fill Selection เติมสีของ Label ที่กำหนดไว้ข้างในพื้นที่ที่เลือกไว้
- Fill Holes ปิดรูของ Label ที่กำหนดไว้



รูปที่ 3.31 เมนู Edit

- Threshold with Seed เป็นการแบ่งส่วนภาพโดยการกำหนดช่วงของค่า Threshold พร้อมทั้ง Seed point ของการทำ Region growing ให้กับรูป เมื่อคลิกที่เมนูย่อยนี้จะมีหน้าต่างดังรูปที่ 3.32 แสดงขึ้นมาซึ่งประกอบไปด้วย
  - ปุ่ม New Seed กดปุ่มนี้เพื่อเพิ่ม Seed point ในการทำ Region growing การเพิ่ม Seed point ทำได้โดย คลิกที่ตำแหน่งบนภาพต้นฉบับที่ต้องการให้เป็น Seed point และสามารถมีได้หลาย Seed point
  - ปุ่ม Clear Seed เพิ่มลบ Seed point ที่กำหนดไว้ทั้งหมด
  - Exterior Only check box เลือกเมื่อต้องการเฉพาะขอบเขตรอบนอกของบริเวณที่แบ่งส่วนเท่านั้น ซึ่งเป็นการกำจัดรูภายในบริเวณที่แบ่งส่วน
  - แถบเลื่อน Low Threshold กับ High Threshold ใช้กำหนดช่วงของค่า Threshold ซึ่งเป็นช่วงของค่าระดับเทาที่สนใจ
  - ปุ่ม OK ยืนยันการทำ Threshold with seed และปิดหน้าต่าง

- ปุ่ม Cancel ยกเลิกการทำ Threshold with seed และปิดหน้าต่าง
- ปุ่ม Apply ยืนยันการทำ Threshold with seed กับสไลด์ปัจจุบัน และยังไม่ปิดหน้าต่าง
- ปุ่ม Apply to all slides ยืนยันการทำ Threshold with seed กับสไลด์ทั้งหมด โดยใช้ค่า Threshold และ Seed point เดียวกันทุกสไลด์ และยังไม่ปิดหน้าต่าง

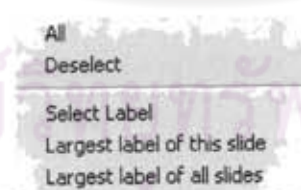


รูปที่ 3.32 หน้าต่าง Threshold with Seed

### Select

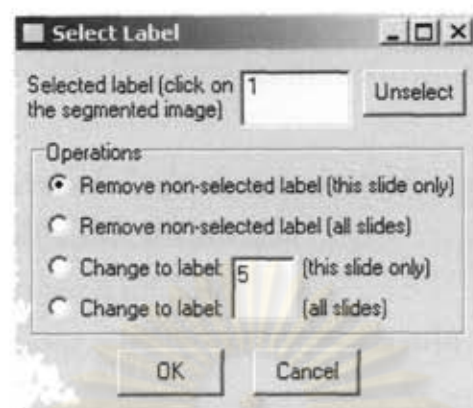
ประกอบด้วยเมนูย่อยแสดงดังรูปที่ 3.33 ดังนี้

- All เลือกบริเวณทั้งหมด
- Deselect ยกเลิกการเลือกบริเวณ



รูปที่ 3.33 เมนู Select

- Select Label เป็นการเลือก Label ที่สนใจเพื่อมาดำเนินการบางอย่าง เมื่อคลิกที่เมนูย่อยนี้จะมีหน้าต่างแสดงดังรูปที่ 3.34 แสดงขึ้นมา ประกอบด้วยส่วนต่าง ๆ ดังนี้
  - List box แสดง Label ที่ถูกเลือก การเลือก Label มาใส่ใน List box ทำได้โดยคลิก Label ที่ต้องการในภาพที่แบ่งส่วนแล้ว



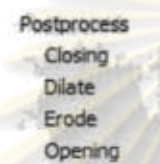
รูปที่ 3.34 หน้าต่าง Select Label

- ปุ่ม Unselect เมื่อกดเลือก Label ใน List box ที่ต้องการลบทิ้ง ให้กดปุ่ม Unselect เพื่อลบ Label ออกจาก List box
  - Operation ประกอบด้วย 4 ตัวดำเนินการ คือ
    1. Remove non-selected label (this slice only) กำจัด Label ที่ไม่ได้เลือกไว้ใน List box โดยจะทำกับภาพสไลซ์ปัจจุบัน
    2. Remove non-selected label (all slices) กำจัด Label ที่ไม่ได้เลือกไว้ใน List box โดยจะทำกับภาพสไลซ์ทุกสไลซ์
    3. Change to label (this slice only) เปลี่ยน Label ที่เลือกไว้ใน List box เป็น Label ใหม่ ตามที่กำหนดไว้ใน Edit box โดยจะทำกับภาพสไลซ์ปัจจุบัน
    4. Change to label (all slices) เปลี่ยน Label ที่เลือกไว้ใน List box เป็น Label ใหม่ ตามที่กำหนดไว้ใน Edit box โดยจะทำกับภาพสไลซ์ทุกสไลซ์
  - ปุ่ม OK ตกลงดำเนินการ
  - ปุ่ม Cancel ยกเลิกการดำเนินการ
- Largest label of this slice เลือกให้เหลือแต่ Label ที่มีพื้นที่ใหญ่ที่สุดของสไลซ์ปัจจุบัน โดยจะกำจัด Label อื่น ๆ ทั้งหมด
  - Largest label of all slices เลือกให้เหลือแต่ Label ที่มีพื้นที่ใหญ่ที่สุดของทุกสไลซ์รวมกัน โดยจะกำจัด Label อื่น ๆ ทั้งหมด และจะกระทำกับทุกสไลซ์

## 6) คำสั่ง Postprocess

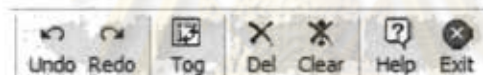
คำสั่ง Postprocess ใช้สำหรับประมวลผลหลังจากคำนวณหาบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้แล้ว ประกอบด้วยเมนูย่อย ดังรูปที่ 3.35

- Closing การปิดช่องว่างขนาดเล็กที่อยู่ในบริเวณที่แบ่งส่วนได้
- Dilate การขยายขนาดบริเวณของสมองให้ใหญ่ขึ้น
- Erode การกร่อนบริเวณของสมองให้เล็กลง
- Opening การกำจัดบริเวณขนาดเล็กที่อยู่นอกบริเวณที่แบ่งส่วนได้



รูปที่ 3.35 เมนู Postprocess

## 2. แถบเครื่องมือ

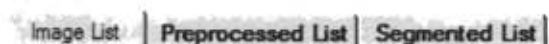


รูปที่ 3.36 แถบเครื่องมือ

แถบเครื่องมือประกอบด้วย 7 ปุ่มดังรูปที่ 3.36 ได้แก่

- Undo ยกเลิกการกระทำก่อนหน้าซึ่งสามารถยกเลิกการกระทำได้ 1 ขั้นตอนเท่านั้น
- Redo ทำซ้ำการกระทำที่ยกเลิกไป
- Tog สลับ (Toggle) การแสดงผลภาพในหน้าจอแสดงภาพระหว่างภาพสไลซ์ขนาดใหญ่และเล็ก
- Del ลบสไลซ์ที่เลือกจากหน้าจอแสดงภาพ
- Clear ลบสไลซ์ทั้งหมดจากหน้าจอแสดงภาพ
- Help แสดงคู่มือการใช้งานเครื่องมือแบ่งส่วนสมอง
- Exit ออกจากโปรแกรม

## 3. แถบแสดงชุดภาพ



รูปที่ 3.37 แถบแสดงชุดภาพ



แถบแสดงชุดภาพทำงานร่วมกับหน้าจอแสดงภาพ โดยประกอบด้วย 3 แถบดังรูปที่ 3.37 ได้แก่ Image List แสดงชุดภาพต้นฉบับ

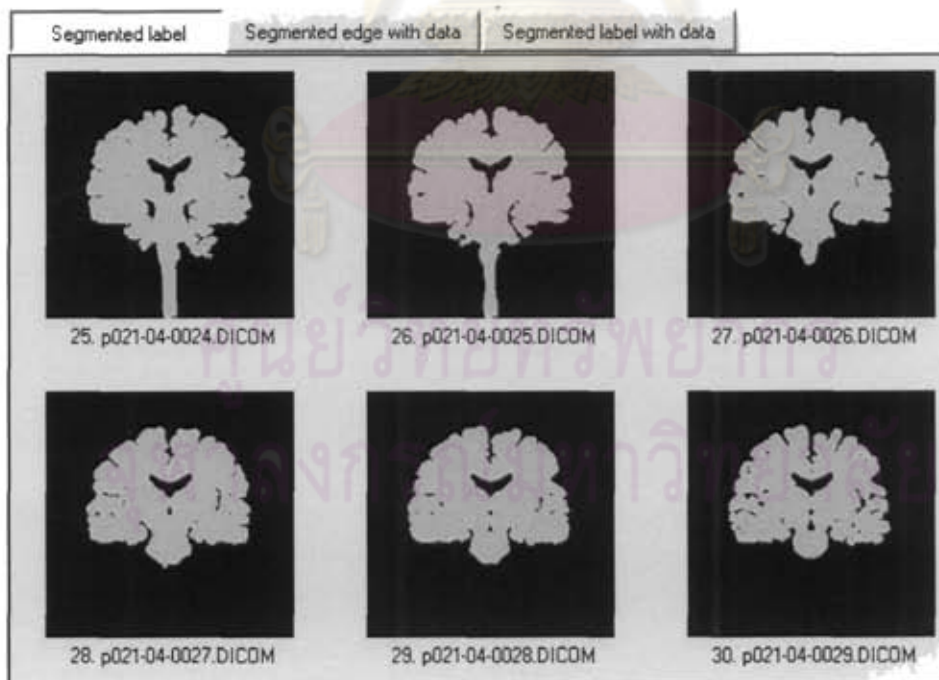
Preprocessed List แสดงชุดภาพที่ผ่านการ Preprocess แล้ว

Segmented List แสดงชุดภาพที่ทำการแบ่งส่วนแล้ว โดยประกอบด้วย 3 กลุ่มย่อย ดังรูปที่ 3.38 ดังนี้คือ

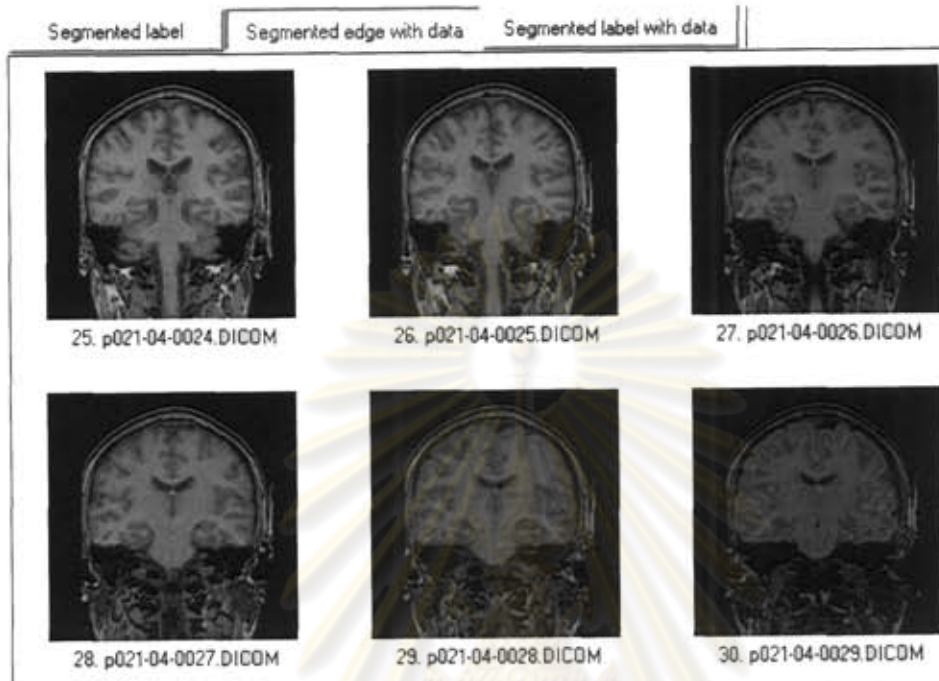
- Segmented Label (g) แสดงบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้ในรูปแบบสีทึบ ดังตัวอย่างในรูปที่ 3.39
- Segmented Edge with Data (h) แสดงขอบของบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้ซ้อนทับบนภาพต้นฉบับ ดังตัวอย่างในรูปที่ 3.40
- Segmented Label with Data (i) แสดงบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้ในรูปแบบภาพต้นฉบับ ดังตัวอย่างในรูปที่ 3.41



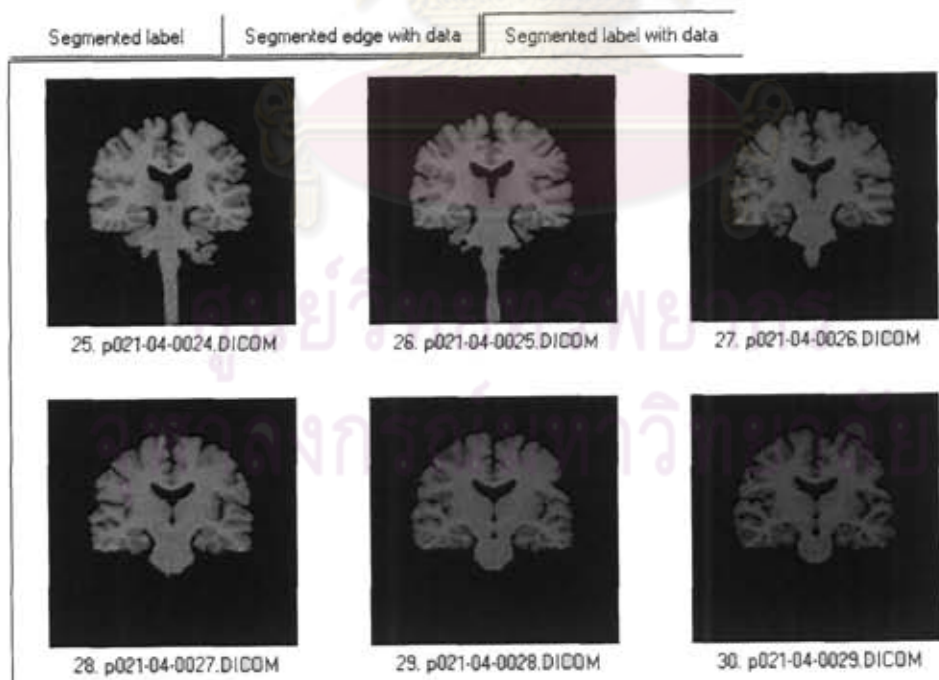
รูปที่ 3.38 แถบแสดงชุดภาพที่ทำการแบ่งส่วนแล้ว



รูปที่ 3.39 ตัวอย่างบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้ในรูปแบบสีทึบ



รูปที่ 3.40 ตัวอย่างขอบของบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้ซ้อนทับบนภาพต้นฉบับ



รูปที่ 3.41 ตัวอย่างบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้ในรูปแบบภาพต้นฉบับ

#### 4. แถบแสดงกระบวนการที่เสร็จสิ้น

Normalize , Diffuse

#### รูปที่ 3.42 แถบแสดงกระบวนการที่เสร็จสิ้น

รูปที่ 3.42 แสดงตัวอย่างกระบวนการ Preprocess สองขั้นตอน ได้แก่ Normalize และ Diffuse ที่ได้ประมวลผลไปแล้ว ซึ่งแสดงบนแถบแสดงกระบวนการที่เสร็จสิ้น

#### 5. แถบแสดงที่อยู่ของชุดภาพ

C:\Brain\DICOM\p021-04

#### รูปที่ 3.43 แถบแสดงที่อยู่ของชุดภาพ

รูปที่ 3.43 แสดงแถบที่อยู่ของชุดภาพที่ผู้ใช้เปิดล่าสุดและแสดงอยู่ในหน้าจอแสดงผล

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## บทที่ 4

### การทดลองและผลการทดลอง

ในงานวิจัยนี้ได้ทดลองแบ่งส่วนภาพ MRI ของสมองโดยวิธีอัตโนมัติจากเครื่องมือซอฟต์แวร์ที่ได้พัฒนาขึ้น รวมทั้งการใช้เครื่องมือแบบ Manual segmentation โดยทดลองกับข้อมูลจำลองและข้อมูลจริงจากโรงพยาบาลดังนี้

#### 4.1 การทดลอง

ข้อมูลที่ใช้ในการทดลองในงานวิจัยนี้แบ่งเป็น 2 กลุ่ม ได้แก่ ข้อมูลจำลองและข้อมูลจากโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ดังนี้

##### 4.1.1 ข้อมูลจำลอง

ข้อมูลจำลองได้จาก McConnell Brain Imaging Centre (BIC), Montreal Neurological Institute, McGill University ประเทศแคนาดา [26] ซึ่งผ่านทางอินเทอร์เน็ต มีลักษณะเป็นข้อมูลดิบ (Raw data) ซึ่งจำลองภาพสมอง Axial plane โดยเลือกใช้ข้อมูล 2 ประเภทคือ T1 และ T2 แสดงรายละเอียดคุณสมบัติของข้อมูลทั้งสอง ดังตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 คุณสมบัติของข้อมูลจำลองของสมองจาก BIC

คุณสมบัติ	ข้อมูลดิบที่ 1	ข้อมูลดิบที่ 2
ชนิดของภาพ MRI	T1	T2
Plane	Axial	Axial
Slice thickness	1 mm	1 mm
Noise	3%	3%
Intensity non-uniformity (RF)	20%	20%
ขนาด	181x217	181x217
จำนวนภาพ	181	181

เพื่อให้การทดสอบภาพจำลองของสมองเปรียบเทียบได้กับการทดสอบภาพสมองจริงจากโรงพยาบาล จึงต้องนำข้อมูลสังเคราะห์ดังกล่าวมาใส่เพิ่มเป็น Coronal plane และ Sagittal plane



รวมทั้งแปลงประเภทข้อมูลเป็น DICOM เพื่อเลือกเปิดเฉพาะภาพในช่วงเดียวกับภาพสมองจริงจากโรงพยาบาล โดยแสดงรายละเอียดช่วงของภาพที่ใช้ทดลองดังตารางที่ 4.2 โดยชุดภาพที่ 1 และ 4 คือชุดภาพจาก BIC แบบ T1-Weighted MRI และ T2-Weighted MRI ตามลำดับ ส่วนชุดภาพที่ 2, 3 และชุดภาพที่ 5, 6 คือชุดภาพที่แปลงจากชุดภาพที่ 1 และ 4 ในแนวอื่น ๆ ตามลำดับ

ตารางที่ 4.2 รายละเอียดช่วงของแต่ละชุดภาพจำลองที่ใช้ทดสอบการแบ่งส่วนสมอง

ชุดภาพ จำลองที่	ชนิดของ ภาพ MRI	Plane	ขนาด	ช่วงของภาพที่ใช้ (หมายเลขภาพ)	จำนวน ภาพที่ใช้
1	T1	Axial	181x217	025-140	116
2	T1	Coronal	181x181	025-190	165
3	T1	Sagittal	217x181	025-140	116
4	T2	Axial	181x217	025-140	116
5	T2	Coronal	181x181	025-190	165
6	T2	Sagittal	217x181	025-140	116

#### 4.1.2 ข้อมูลจากโรงพยาบาล

ข้อมูลจากโรงพยาบาลเป็นภาพสมองจริงจากเครื่อง MRI ที่ได้รับจากโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ ซึ่งเป็นข้อมูลประเภท DICOM ชุดภาพที่นำมาทดลองประกอบด้วย 4 กลุ่ม ดังตารางที่ 4.3 โดยกลุ่มที่ 3 คือ T1 FSPGR ที่ถ่ายใน Coronal plane คือภาพ T1-weighted MRI ที่ใช้เทคนิคพิเศษ (FSPGR) เป็นชุดภาพที่เก็บรายละเอียดได้มากที่สุดโดยมีความหนาของสไลซ์น้อยและเป็นชุดภาพที่ใช้งานมากในโรงพยาบาล ชุดภาพกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2 นั้นเป็นชุดภาพ T1-weighted MRI แต่สังเกตได้ว่ามีคกว่าชุดภาพกลุ่มที่ 3 ส่วนชุดภาพกลุ่มที่ 4 เป็นชนิด T2-weighted MRI

ตารางที่ 4.3 คุณสมบัติของชุดข้อมูลจากโรงพยาบาล

คุณสมบัติ	กลุ่มที่ 1	กลุ่มที่ 2	กลุ่มที่ 3	กลุ่มที่ 4
ชนิดของภาพ MRI	T1	T1	T1 FSPGR	T2
Plane	Axial	Sagittal	Coronal	Coronal
Slice thickness	6 mm	6 mm	2.4 mm	3 mm
ขนาด	256 x 256	256 x 256	256 x 256	256 x 256
จำนวนภาพในแต่ละชุดภาพ	17	13	60	20

ในงานวิจัยนี้ได้ทำการทดลองแบ่งส่วนสมองทั้งกับข้อมูลจำลองและข้อมูลจริงจากโรงพยาบาล ด้วยวิธีแบ่งส่วนภาพสมองแบบอัตโนมัติ 2 วิธี คือ Automatic Threshold และ 3D Watershed โดยแยกเป็น 2 ส่วนคือทำกับข้อมูลเดิมโดยไม่ทำการ Preprocess ใด ๆ การทดลองทำ Preprocessing และ Postprocessing และการทดลองใช้เครื่องมือ Manual Segmentation

## 4.2 ผลการทดลองและการวิเคราะห์ผล

หัวข้อนี้แสดงผลการทดลองของวิธี Automatic Threshold และ 3D Watershed ที่ทำกับข้อมูลเดิมจากการจำลองและจากโรงพยาบาลโดยไม่ทำการ Preprocess ใด ๆ ข้อมูลที่ทดลองทำ Preprocess และทดลองทำ Postprocess โดยใช้คนเป็นผู้ตัดสินผลการแบ่งส่วน เกณฑ์ที่ใช้ตัดสินจะดูจากความถูกต้องของบริเวณที่แบ่งส่วนได้ในแต่ละภาพประกอบกับจำนวนภาพที่ถูกต้องในชุดภาพนั้น ๆ ในกรณีที่ภาพจำนวน 85% ของชุดภาพมีความถูกต้อง จะรายงานผลการทดลองว่า “ดี” ในกรณีที่ภาพส่วนใหญ่ได้ผลการแบ่งส่วนถูกต้องบ้างไม่ถูกต้องบ้างแต่ผู้ตัดสินเห็นว่าสามารถแก้ไขปรับปรุงผลให้ถูกต้องได้ง่ายโดยเครื่องมือแบ่งส่วนแบบ Manual Segment ก็จะรายงานผลว่า “ดีพอใช้” แต่ถ้าผลส่วนใหญ่ไม่ถูกต้องก็จะรายงานผลว่า “ไม่ดี” นอกจากนี้ ในผลการทดลองยังได้แสดงตัวอย่างผลของการแบ่งส่วนสมองหรือการปรับแต่งภาพผลลัพธ์โดยใช้เครื่องมือแบบ Manual ตามลำดับ

### 4.2.1 ผลสำหรับข้อมูลเดิมจากการจำลองและจากโรงพยาบาล

ผลที่ได้จากการทดลองกับข้อมูลที่ไม่มีการทำ Preprocess หรือ Postprocess มีดังนี้

#### 1. ผลสำหรับข้อมูลจำลอง

ผลการทดลองแบ่งส่วนภาพจำลองของสมองแยกตามชนิดของภาพที่เป็น T1-Weighted MRI หรือ T2-Weighted MRI และ Plane ของภาพแสดงรายละเอียดได้ดังตารางที่ 4.4

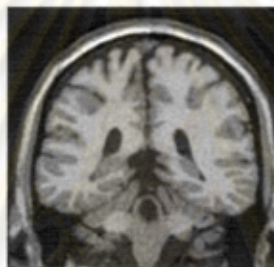
จะเห็นได้ว่าภาพจำลองที่เป็น T1-Weighted ส่วนใหญ่จะมีผลลัพธ์การแบ่งส่วนสมองที่ดี โดยชุดภาพจำลอง T1-Weighted MRI แบบ Axial plane มีผลลัพธ์การแบ่งส่วนดีที่สุดสำหรับทั้งสองวิธี เนื่องจากลักษณะภาพสมองแบบ Axial plane นี้มีการแบ่งแยกระหว่างบริเวณสมองและกะโหลกชัดเจนกว่าภาพใน plane อื่น ๆ ดังรูปที่ 4.1 และตัวอย่างการแบ่งส่วนภาพจำลองแบบ Axial plane แสดงดังรูปที่ 4.2 ส่วนภาพจำลองที่เป็น T2-weighted นั้นทั้งสองวิธีได้ผลลัพธ์การแบ่งส่วนไม่ดีทั้ง 3 plane

ตารางที่ 4.4 ผลการทดลองแบ่งส่วนภาพสมองจำลองจากชุดภาพจำลอง

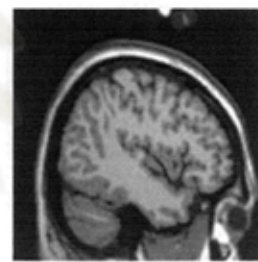
ชุดภาพ จำลองที่	ชนิดของ ภาพ MRI	Plane	ผลลัพธ์การแบ่งส่วนสมอง	
			วิธี Automatic Threshold	วิธี 3D Watershed
1	T1	Axial	ดี	ดี
2	T1	Coronal	ดีพอใช้	ดีพอใช้
3	T1	Sagittal	ดี	ดีพอใช้
4	T2	Axial	ไม่ดี	ไม่ดี
5	T2	Coronal		
6	T2	Sagittal		



(ก)



(ข)

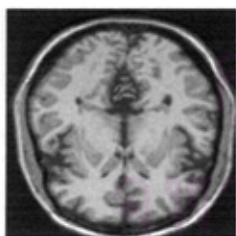


(ค)

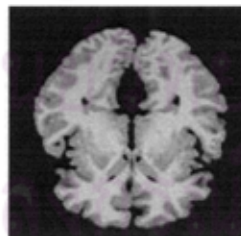
รูปที่ 4.1 เปรียบเทียบภาพจำลองของสมองทั้ง 3 plane

(ก) ภาพจำลองของสมองแบบ Axial plane (ข) ภาพจำลองของสมองแบบ Coronal plane

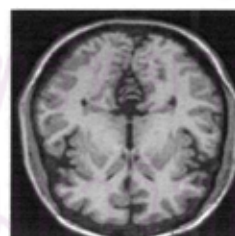
(ค) ภาพจำลองของสมองแบบ Sagittal plane



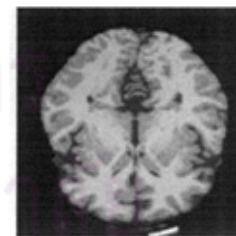
(ก)



(ข)



(ค)

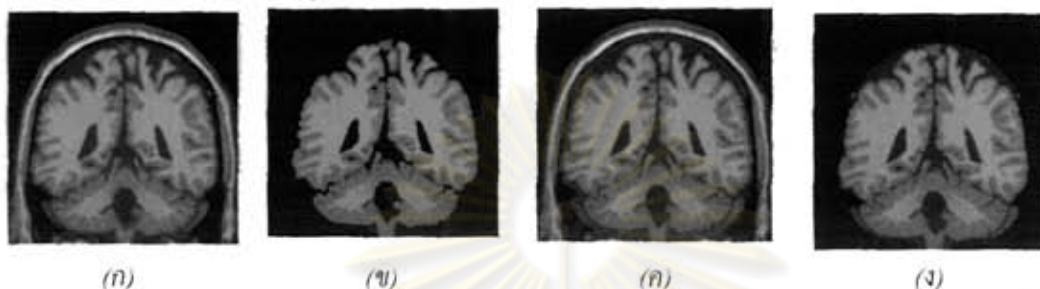


(ง)

รูปที่ 4.2 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนสมองของชุดภาพจำลองที่ 1 (T1 Axial) ซึ่งแบ่งส่วนได้ดีทั้ง 2 วิธี (แสดงเป็นภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับและภาพบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้) (ก) และ (ข) เป็นผลลัพธ์จากวิธี Automatic Threshold (ค) และ (ง) เป็นผลลัพธ์จากวิธี 3D Watershed



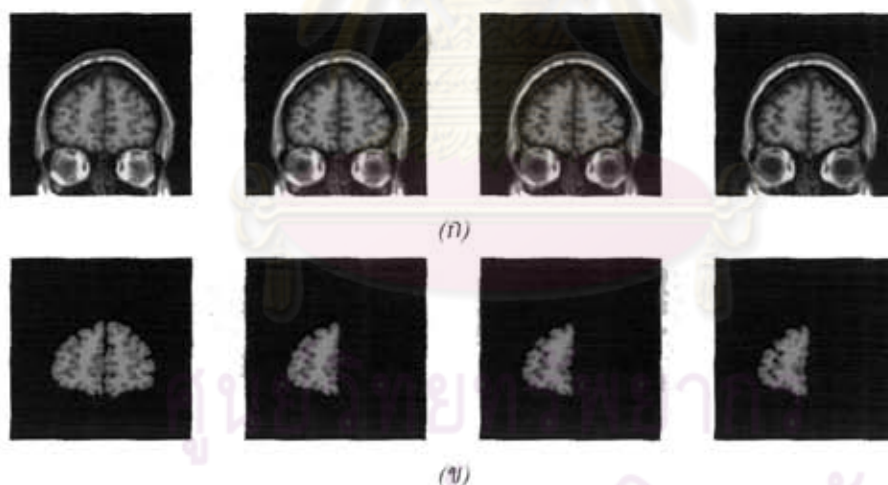
การแบ่งส่วนชุดภาพจำลอง T1-Weighted MRI แบบ Coronal plane นั้นพบว่าภาพส่วนใหญ่ถูกแบ่งส่วนได้ดีด้วยทั้งสองวิธีดังรูปที่ 4.3 แต่ก็มีบางภาพในลำดับท้าย ๆ ของชุดภาพ อาจถูกแบ่งส่วนสมองได้ไม่ครบถ้วน (ด้วยวิธี Automatic Threshold) หรือเกินจากบริเวณสมองออกไป (ด้วยวิธี 3D Watershed) แสดงตัวอย่างดังรูปที่ 4.4 และ 4.5



รูปที่ 4.3 ตัวอย่างผลลัพธ์การแบ่งส่วนสมองของชุดภาพจำลองที่ 2 (T1 Coronal) ซึ่งแบ่งส่วนได้ดีทั้ง 2 วิธีในภาพบริเวณกลาง ๆ ของสมอง

(แสดงเป็นภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับและภาพบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้)

(ก) และ (ข) เป็นผลลัพธ์จากวิธี Automatic Threshold (ค) และ (ง) เป็นผลลัพธ์จากวิธี 3D Watershed

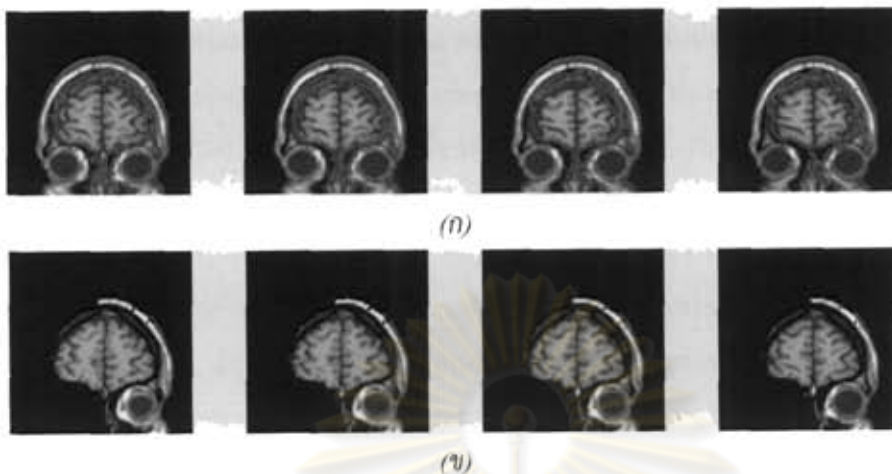


รูปที่ 4.4 ตัวอย่างภาพผลลัพธ์การแบ่งส่วนสมองของชุดภาพจำลองที่ 2 (T1 Coronal) ด้วยวิธี Automatic Threshold ซึ่งช่วงท้ายของชุดภาพแบ่งส่วนสมองได้ไม่ครบถ้วน

(ก) ภาพขอบของบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้ซ้อนทับบนภาพต้นฉบับ

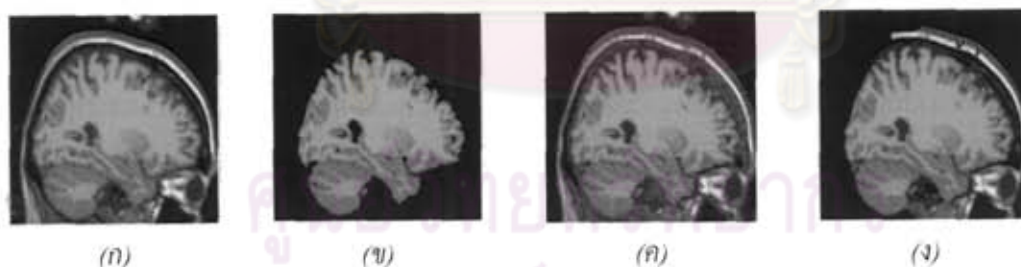
(ข) ภาพบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้ในรูปแบบภาพต้นฉบับ





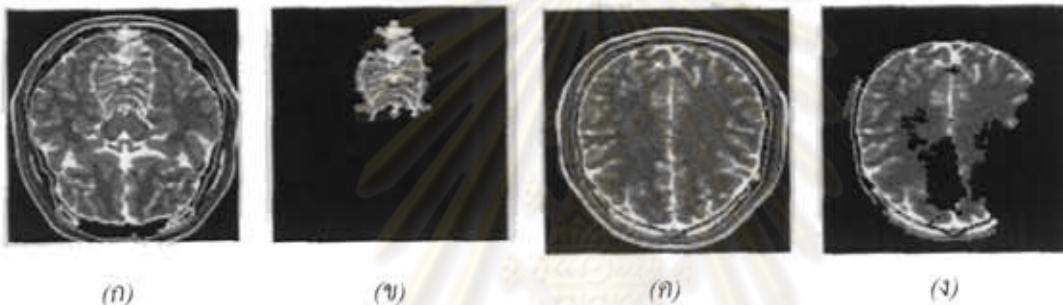
รูปที่ 4.5 ตัวอย่างภาพผลลัพธ์การแบ่งส่วนสมองของชุดภาพจำลองที่ 2 (T1 Coronal) ด้วยวิธี 3D Watershed ซึ่งช่วงท้ายแบ่งส่วนได้เกินจากบริเวณสมองออกไป  
(ก) ภาพขอบของบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้ซ้อนทับบนภาพต้นฉบับ  
(ข) ภาพบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้ในรูปแบบภาพต้นฉบับ

ส่วนชุดภาพจำลอง T1-Weighted MRI แบบ Sagittal plane นั้นพบว่าแบ่งส่วนสมองได้ดีด้วยวิธี Automatic Threshold ดังรูปที่ 4.6(ก) และ (ข) แบ่งส่วนสมองได้ดีพอใช้ด้วยวิธี 3D Watershed โดยผลลัพธ์การแบ่งส่วนด้วยวิธี 3D Watershed นั้นบางภาพได้บริเวณที่เกินจากสมองมาด้วย แสดงตัวอย่างดังรูปที่ 4.6 (ค) และ (ง)



รูปที่ 4.6 ตัวอย่างภาพผลลัพธ์จากการแบ่งส่วนสมองของชุดภาพจำลองที่ 3 (T1 Sagittal) ซึ่งแบ่งส่วนได้ดีด้วยวิธี Automatic Threshold และแบ่งส่วนได้บริเวณที่เกินจากสมองออกไปด้วยวิธี 3D Watershed  
(แสดงเป็นภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับและภาพบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้)  
(ก) และ (ข) เป็นผลลัพธ์จากวิธี Automatic Threshold (ค) และ(ง) เป็นผลลัพธ์จากวิธี 3D Watershed

ส่วนภาพจำลองสมองแบบ T2-weighted MRI นั้น ทั้งสองวิธีแบ่งส่วนได้ผลลัพธ์ที่ไม่ถูกต้องในทุก plane ดังตัวอย่างในรูปที่ 4.7 โดยวิธี Automatic Threshold นั้นแบ่งส่วนได้บริเวณที่เล็กกว่าสมองจริงมาก ดังรูปที่ 4.7 (ก) และ (ข) ทั้งนี้เนื่องจากวิธี Automatic Threshold ถูกออกแบบมาให้เหมาะสมกับภาพแบบ T1-weighted MRI แต่ระดับสีของเนื้อสมองในภาพ T2-weighted MRI นั้นอาจกล่าวได้ว่าสีของสมองกลับกันกับภาพแบบ T1-weighted MRI จึงได้ผลการแบ่งส่วนไม่ถูกต้อง ส่วนวิธี 3D Watershed นั้นแบ่งส่วนได้บริเวณสมองมากกว่าแต่ก็ยังได้ผลไม่ครบถ้วน เนื่องจากเนื้อสมองในภาพ T2-weighted MRI มีบริเวณย่อยที่เป็นสีอ่อนอยู่มาก ทำให้แบ่งส่วนสมองออกได้หลายชิ้นตามหลักการของวิธี 3D Watershed ดังรูปที่ 4.7 (ค) และ (ง)



รูปที่ 4.7 ตัวอย่างภาพผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจำลอง T2 ด้วยวิธี Automatic Threshold (แสดงเป็นภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับและภาพบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้) (ก) และ (ข) เป็น ผลลัพธ์จากวิธี Automatic Threshold (ค) และ (ง) เป็นผลลัพธ์จากวิธี 3D Watershed

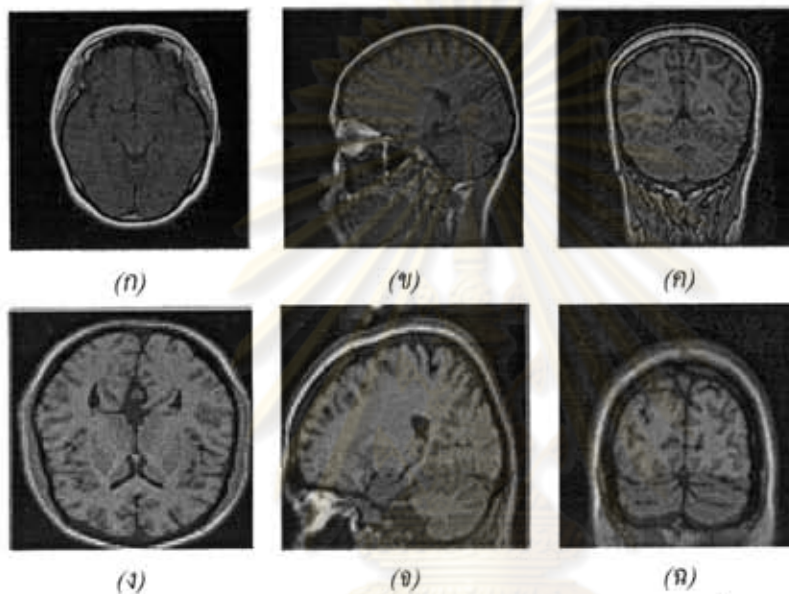
กล่าวโดยสรุปได้ว่า สำหรับชุดภาพจำลองแบบ T1-weighted MRI นั้นผลการแบ่งส่วนสมองทำได้ดีทั้งสองวิธี โดย Plane ที่แบ่งส่วนได้ดีที่สุดคือ Axial plane เนื่องจากเนื้อสมองแบ่งแยกจากกะโหลกชัดเจนกว่า Plane อื่น ๆ ส่วนชุดภาพจำลองแบบ T2-weighted MRI นั้น ผลการแบ่งส่วนสมองทำได้ไม่ดีในทุก Plane

## 2. ผลสำหรับข้อมูลจากโรงพยาบาล

ผลการทดลองแบ่งส่วนภาพสมองของข้อมูลจากโรงพยาบาลทั้ง 4 กลุ่มมีความหลากหลายมาก ตัวอย่างเช่นการใช้วิธีการแบ่งส่วนแบบอัตโนมัติวิธีเดียวกันกับชุดภาพชนิดเดียวกัน (เช่น T1 FSPGR เหมือนกัน) แต่ต่างผู้ป่วยกัน ก็ให้ผลแตกต่างกันไป หรือการใช้วิธีเดียวกันกับชุดภาพชนิดเดียวกัน แต่สไลซ์มาต่างกัน (เช่น T1 ใน Axial หรือ Sagittal plane) ในผู้ป่วยคนเดียวกันก็ได้ผลต่างกัน ดังนั้นในหัวข้อนี้จะรายงานและวิเคราะห์ผลตามชนิดของชุดภาพที่ทดลองดังมีรายละเอียดดังนี้

### กลุ่มชุดภาพ T1

ภาพในกลุ่มนี้แบ่งได้เป็น 2 แบบคือภาพ T1-weighted MRI ที่ทางโรงพยาบาลเก็บภาพ 2 plane คือ Axial และ Sagittal และภาพ T1 FSPGR ซึ่งถ่ายใน Coronal plane ลักษณะภาพ T1 และ T1 FSPGR สองแบบมีความแตกต่างกันหลายประการคือภาพ T1 FSPGR มีความหนาของแต่ละสไลซ์น้อยกว่าและสว่างกว่าภาพ T1 Axial และ T1 Sagittal ดังตัวอย่างภาพในรูปที่ 4.8

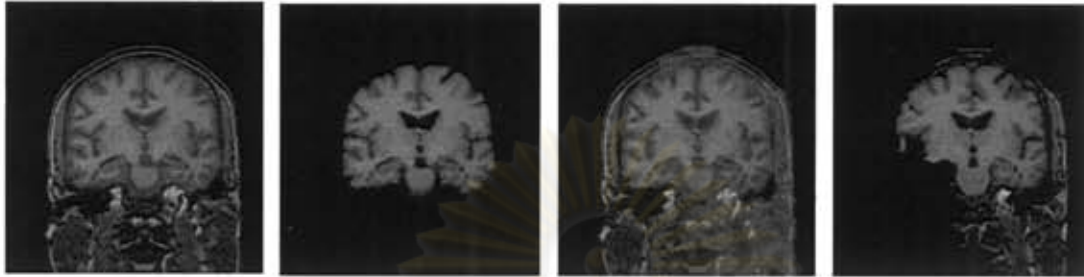


รูปที่ 4.8 เปรียบเทียบภาพแบบ T1-weighted MRI กับ T1 FSPGR ที่ได้จาก  
โรงพยาบาล (ก) – (ค) และภาพจำลอง (ง) – (ฉ)

ผลของการแบ่งส่วนแบบอัตโนมัติสำหรับชุดภาพ T1 FSPGR พบว่าวิธี Automatic Threshold ให้ผลดีแต่ไม่ครบทุกชุดภาพ วิธี 3D Watershed ไม่มีชุดภาพใดเลยที่ให้ผลถูกต้องดังตัวอย่างในรูปที่ 4.9 สำหรับชุดภาพ T1 Axial และ T1 Sagittal วิธี 3D Watershed ให้ผลดีแต่ไม่ครบทุกชุดภาพในขณะที่วิธี Automatic Threshold ให้ผลไม่ดีดังตัวอย่างในรูปที่ 4.10 ทั้งนี้อาจเนื่องมาจากการที่สีของเนื้อสมองในภาพสมอง T1-weighted MRI มีสีเข้มและมีความเปรียบต่างน้อยกว่าในภาพสมอง T1 FSPGR และแตกต่างจากภาพจำลองแบบ T1 อีกด้วย (ดังรูปที่ 4.8) ทำให้ภาพสมอง T1-weighted MRI ถูกแบ่งส่วนได้ไม่ดีด้วยวิธี Automatic Threshold เพราะวิธี Automatic Threshold นี้เหมาะกับภาพที่มีความเปรียบต่างสูงและมีฮิสโทแกรมของข้อมูลแยกเป็น 2 - 3 กลุ่มอย่างชัดเจนจึงจะเลือกค่า Threshold ที่เหมาะสมมาใช้ได้ ในขณะที่หลักการของวิธี 3D Watershed ไม่ขึ้นอยู่กับสีของเนื้อสมอง แต่ขึ้นอยู่กับลักษณะการแยกตัวจากกันของบริเวณสมองกับบริเวณที่ไม่ใช่สมอง ก็ต้องแยกกันชัดเจนและมีบริเวณสีดำ



กั้นกลางระหว่างบริเวณสมองกับบริเวณที่ไม่ใช่สมอง ดังนั้นวิธี 3D Watershed จึงแบ่งส่วนภาพสมองแบบ T1-weighted MRI ได้ดี



(ก)

(ข)

(ค)

(ง)

รูปที่ 4.9 ตัวอย่างผลลัพธ์การแบ่งส่วนสมองของภาพแบบ T1 FSPGR ซึ่งแบ่งส่วนได้ดีด้วยวิธี

*Automatic Threshold* แต่แบ่งส่วนได้ไม่ดีด้วยวิธี 3D Watershed

(แสดงเป็นภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับและภาพบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้)

(ก) และ (ข) เป็น ผลลัพธ์จากวิธี *Automatic Threshold* (ค) และ(ง) เป็นผลลัพธ์จากวิธี 3D Watershed



(ก)

(ข)

(ค)

(ง)

รูปที่ 4.10 ตัวอย่างผลลัพธ์การแบ่งส่วนสมองของภาพแบบ T1 Axial ซึ่งแบ่งส่วนได้ดีด้วยวิธี

*Automatic Threshold* แต่แบ่งส่วนได้ดีด้วยวิธี 3D Watershed

(แสดงเป็นภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับและภาพบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้)

(ก) และ (ข) เป็น ผลลัพธ์จากวิธี *Automatic Threshold* (ค) และ(ง) เป็นผลลัพธ์จากวิธี 3D Watershed

#### กลุ่มชุดภาพ T2

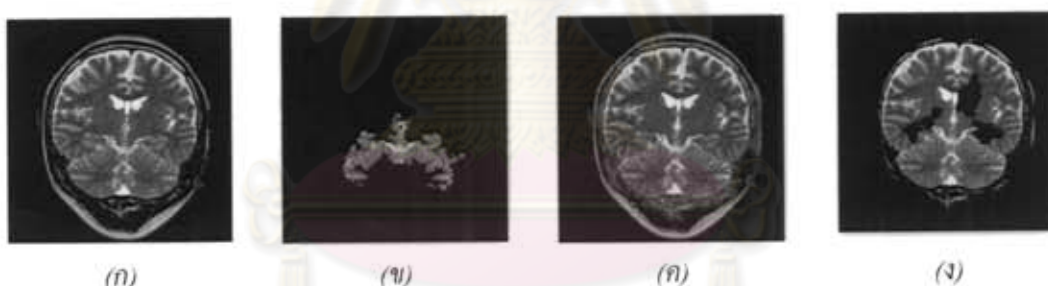
ชุดภาพ T2-weighted MRI ที่ได้จากโรงพยาบาลมีลักษณะคล้ายกับภาพจำลองที่ใช้ในการทดลองดังรูปที่ 4.11 จากการทดลองจึงได้ผลลัพธ์การแบ่งส่วนเช่นเดียวกับข้อมูลจำลอง คือแบ่งส่วนได้ไม่ดีทั้งสองวิธี โดยข้อมูลจากโรงพยาบาลนี้มีภาพสมองแบบ T2-weighted MRI เพียงทิศทางเดียวคือ Coronal แสดงตัวอย่างผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพแบบ T2-weighted MRI ดังรูปที่ 4.12 ซึ่งจะเห็นได้ว่า



การแบ่งส่วนด้วยวิธี Automatic Threshold ได้บริเวณที่แบ่งส่วนได้เล็กน้อย เนื่องจากภาพชนิดนี้มีสีของเนื้อสมองกลับกันแบบ T1 ซึ่งถูกใช้เป็นความรู้ของวิธีการแบ่งส่วนแบบใช้ค่าขีดแบ่ง จึงทำให้ผลลัพธ์ที่ได้ไม่ถูกต้อง ขณะที่การแบ่งส่วนด้วยวิธี 3D Watershed จะได้บริเวณที่แบ่งส่วนได้มีขนาดใหญ่กว่า แต่เนื้อสมองบางส่วนก็ยังคงตัดทิ้งไป ทั้งนี้เนื่องจากภาพแบบ T2-weighted MRI นี้เนื้อสมองมีรายละเอียดมากดังรูปที่ 4.11 จึงก่อให้เกิดบริเวณย่อย ๆ หลายบริเวณภายในสมอง ซึ่งไม่เหมาะกับหลักการของวิธีนี้



รูปที่ 4.11 ตัวอย่างภาพสมองแบบ T2 weighted MRI (ก) ภาพจำลอง (ข) ภาพจากโรงพยาบาล



รูปที่ 4.12 ตัวอย่างผลลัพธ์การแบ่งส่วนสมองของภาพแบบ T2-weighted MRI

ซึ่งแบ่งส่วนได้ไม่คี่ทั้งสองวิธี

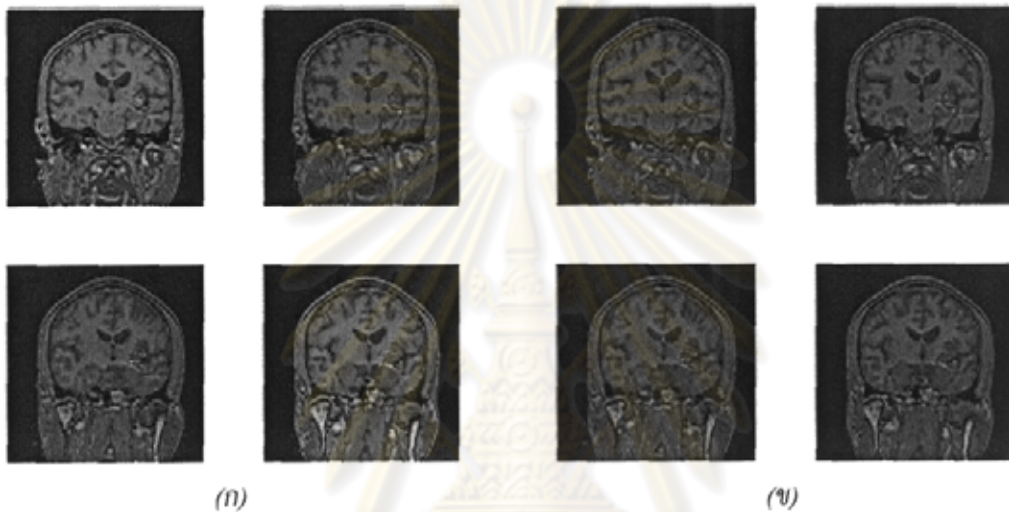
(แสดงเป็นภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับและภาพบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้)  
(ก) และ (ข) เป็น ผลลัพธ์จากวิธี Automatic Threshold (ค) และ (ง) เป็นผลลัพธ์จากวิธี 3D Watershed

## 4.2.2 ผลของข้อมูลที่ทำการ Preprocess และ Postprocess

### 1. การทำ Preprocess

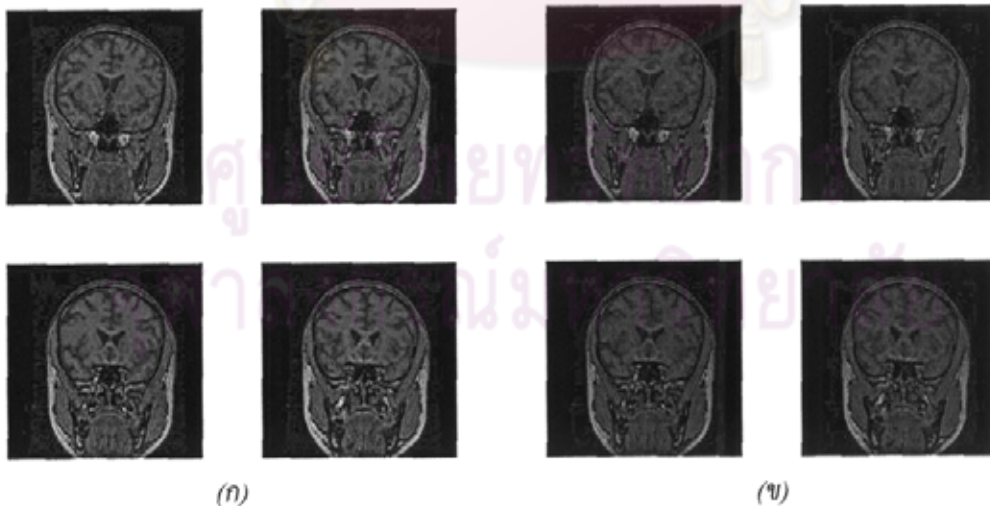
การทำ Preprocess เป็นกระบวนการที่อาจช่วยปรับปรุงภาพนำเข้าให้เหมาะสำหรับการแบ่งส่วนมากขึ้น เช่นการทำ Normalize ช่วยให้ชุดภาพที่แต่ละภาพมีค่าความสว่างไม่สม่ำเสมอถูกปรับเป็นความสว่างที่สม่ำเสมอทั้งชุดภาพดังรูปที่ 4.13 หรือการทำ Diffuse ช่วยให้บริเวณในภาพมีความ

กลมกลืนกันมากขึ้นดังรูปที่ 4.14 โดยที่ขอบภาพยังคงชัดเจนอยู่ เนื่องจากภาพสมองบางภาพที่มีรายละเอียดมากอาจถูกแบ่งส่วนได้หลายบริเวณย่อย ดังนั้นการทำ Diffuse ให้บริเวณในภาพมีความกลมกลืนกันจึงอาจช่วยให้แบ่งส่วนสมองให้ได้บริเวณที่กว้างขึ้นได้ ตัวอย่างชุดภาพที่เมื่อทำ Normalize แล้วแบ่งส่วนสมองได้ดีขึ้นแสดงดังรูปที่ 4.15 และตัวอย่างชุดภาพที่เมื่อทำ Diffuse แล้วแบ่งส่วนสมองได้ดีขึ้นดังรูปที่ 4.16



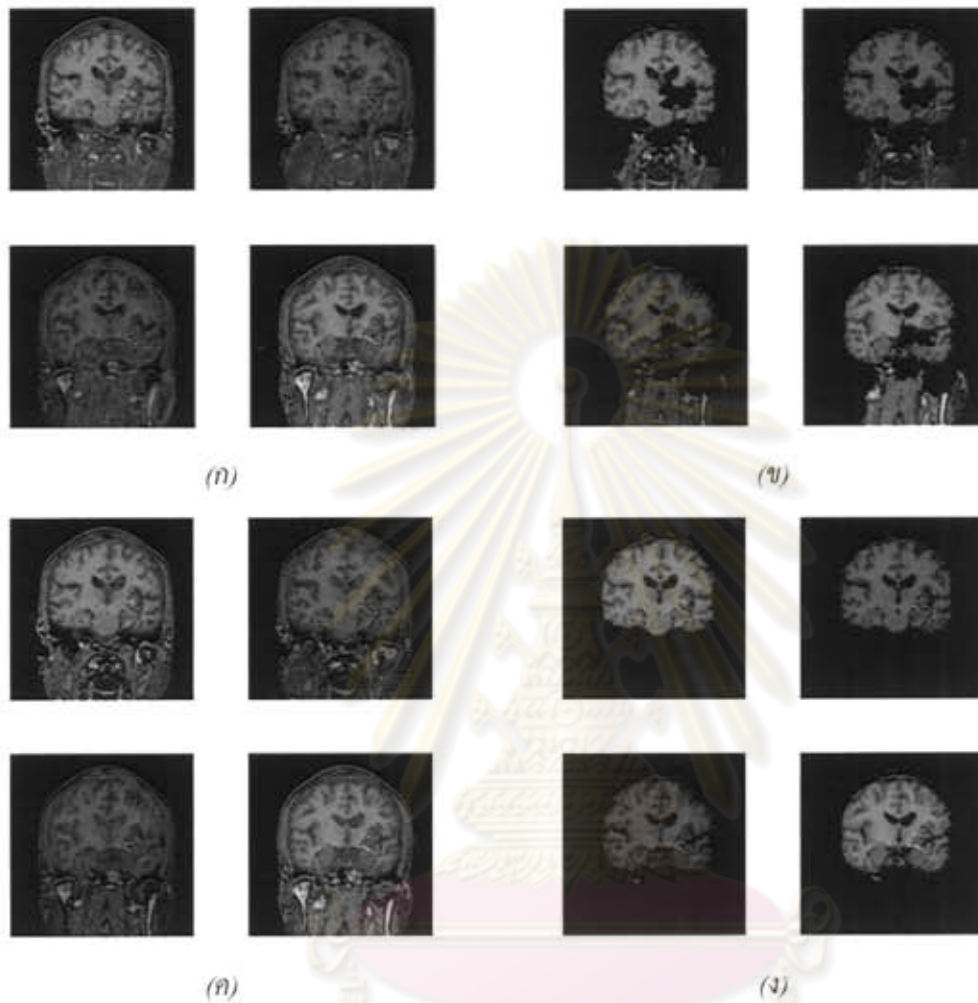
รูปที่ 4.13 ตัวอย่างชุดภาพที่มีความสว่างไม่สม่ำเสมอภายในชุดภาพเดียวกัน

(ก) ภาพต้นฉบับประกอบด้วยภาพที่สว่างและมีดสลับกัน (ข) ผลลัพธ์หลังจากการทำ Normalize



รูปที่ 4.14 ตัวอย่างภาพสมองก่อนและหลังจากการทำ Diffuse

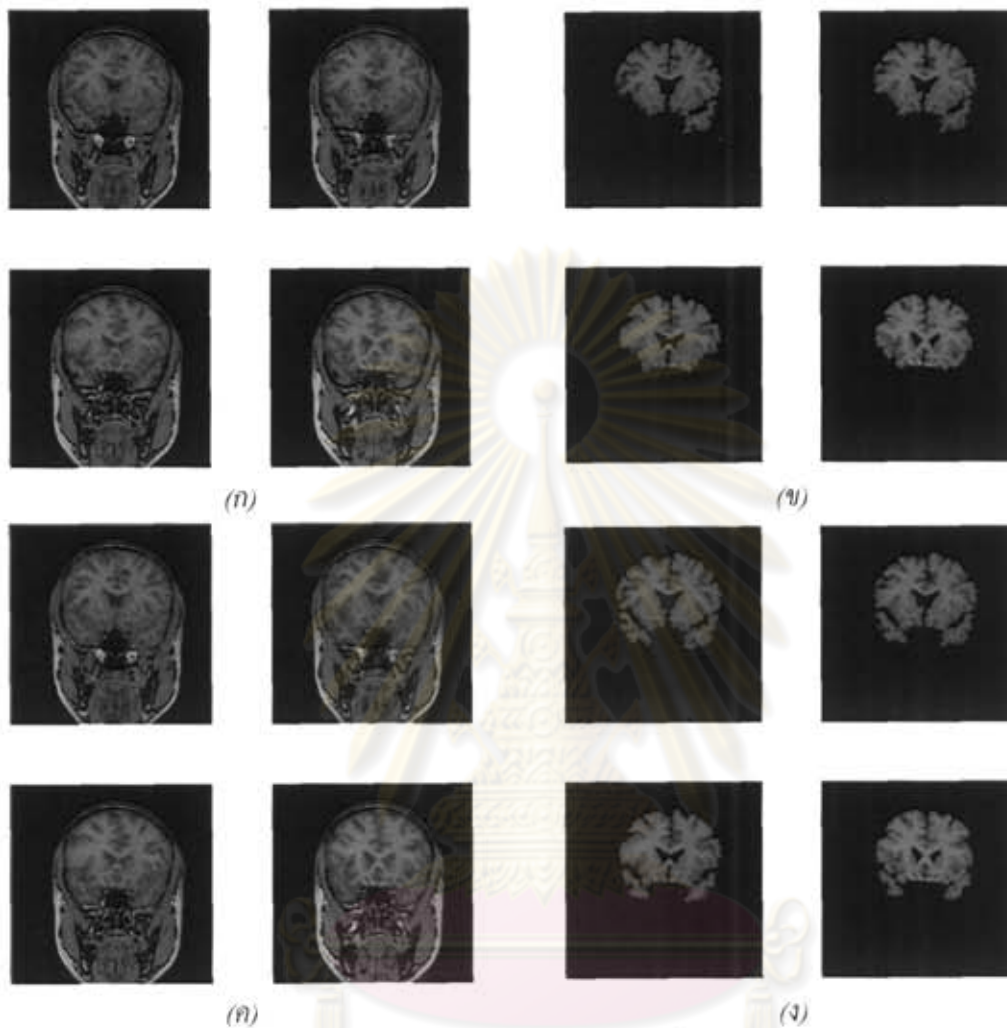
(ก) ภาพต้นฉบับ (ข) ผลลัพธ์หลังจากการทำ Diffuse



รูปที่ 4.15 ตัวอย่างผลลัพธ์การแบ่งส่วนสมองของภาพที่ผ่านการทำ *Normalize* แล้ว (แสดงเป็นภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับและภาพบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้)

(ก) และ (ข) ผลลัพธ์จากการแบ่งส่วนภาพสมองโดยไม่ได้ทำ *Normalize*

(ค) และ (ง) เป็นผลลัพธ์จากการแบ่งส่วนภาพสมองหลังจากทำ *Normalize*



รูปที่ 4.16 ตัวอย่างผลลัพธ์การแบ่งส่วนสมองของภาพที่ผ่านการทำ Diffuse แล้ว (แสดงเป็นภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับและภาพบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้)

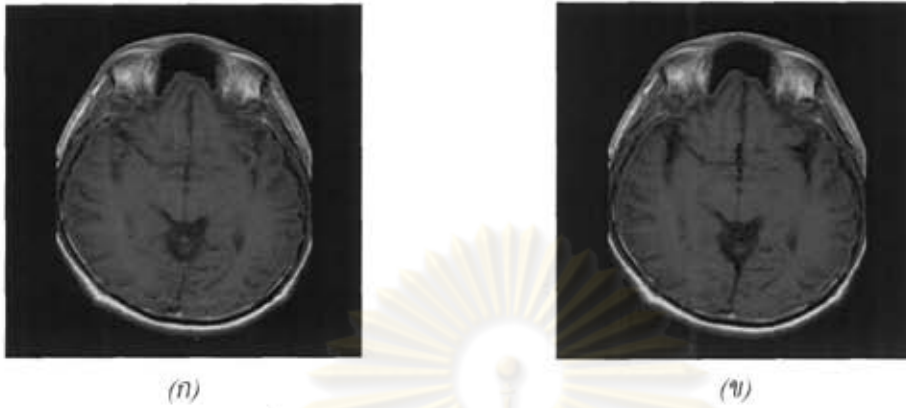
(ก) และ (ข) ผลลัพธ์จากการแบ่งส่วนภาพสมองโดยไม่ได้ทำ Diffuse

(ค) และ(ง) เป็นผลลัพธ์จากการแบ่งส่วนภาพสมองหลังจากทำ Diffuse

## 2. การทำ Postprocess

Postprocess เป็นกระบวนการปรับแต่งบริเวณของสมองที่แบ่งส่วนได้ให้มีความถูกต้องมากขึ้น โดยจะเลือกทำ Postprocess ด้วยวิธีการใด ย่อมขึ้นอยู่กับลักษณะบริเวณสมองที่ได้มาจากแต่ละวิธี และแต่ละชุดภาพ ยกตัวอย่างการทำ Postprocess ด้วยวิธี closing ซึ่งเป็นการอุดช่องว่างเล็กๆ ภายในบริเวณสมอง ดังรูปที่ 4.17 เป็นต้น





(ก)

(ข)

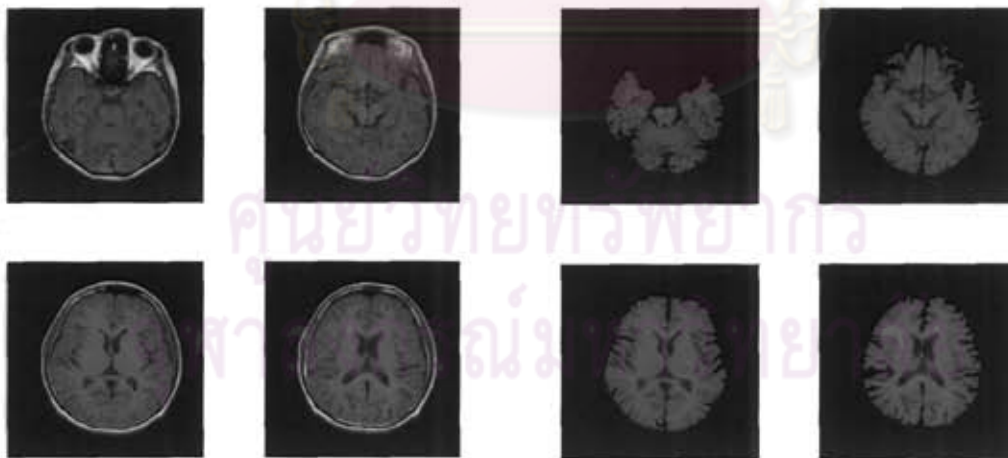
รูปที่ 4.17 การทำ Postprocess ด้วยวิธี closing

(ก) ภาพผลลัพธ์จากการแบ่งส่วน

(ข) ภาพผลลัพธ์จากการแบ่งส่วนและทำ Postprocess ด้วยวิธี closing

#### 4.2.3 ผลของการแบ่งส่วนสมองด้วยเครื่องมือแบ่งส่วนแบบ Manual

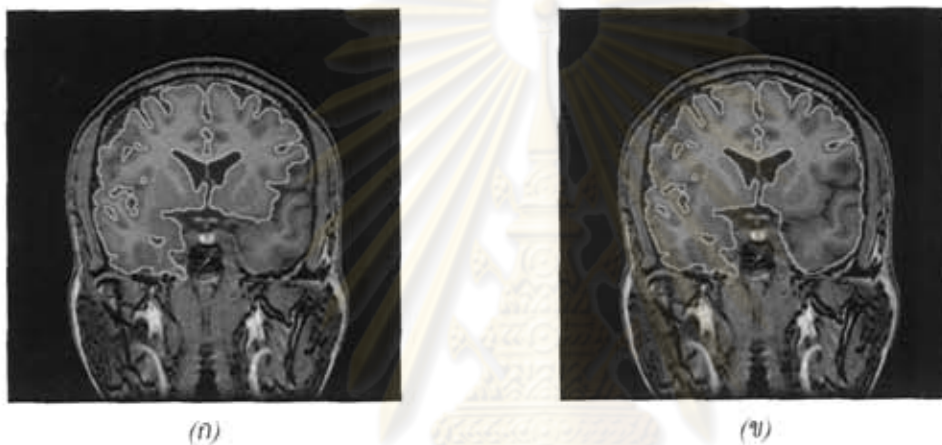
ผลของการแบ่งส่วนสมองโดยใช้เครื่องมือแบ่งส่วนแบบ Manual นั้นขึ้นอยู่กับ การเลือก Seed point และการเลือกค่า Threshold ทั้งค่า Low threshold และ High threshold โดยแสดงตัวอย่างผลการแบ่งส่วนสมองด้วยเครื่องมือแบบ Manual ดังรูปที่ 4.18



รูปที่ 4.18 ตัวอย่างผลการแบ่งส่วนสมองด้วยเครื่องมือแบบ Manual

#### 4.2.4 ผลของการแก้ไขข้อมูลที่แบ่งส่วนแล้วด้วยเครื่องมือแบ่งส่วนแบบ Manual

หลังจากขั้นตอนการแบ่งส่วน รวมทั้งการทำ Preprocess และ Postprocess แล้ว หากผลลัพธ์การแบ่งส่วนที่ได้ยังไม่สมบูรณ์ ได้บริเวณสมองไม่ครบถ้วนหรือเกินจากบริเวณสมองจริง สามารถใช้เครื่องมือแบ่งส่วนสมองแบบ Manual ในการปรับแต่งบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้ตามต้องการ ยกตัวอย่างการปรับแต่งภาพด้วย pencil ซึ่งเป็นหนึ่งในเครื่องมือแบ่งส่วนสมองแบบ Manual ปรับแต่งขอบให้ได้บริเวณสมองครบถ้วนขึ้นดังรูปที่ 4.19



รูปที่ 4.19 การปรับแต่งภาพบริเวณสมองด้วยเครื่องมือแบ่งส่วนสมองแบบ Manual

(ก) ภาพผลลัพธ์จากการแบ่งส่วน

(ข) ภาพผลลัพธ์จากการปรับแต่งภาพบริเวณสมองด้วยเครื่องมือแบ่งส่วนสมองแบบ Manual

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## บทที่ 5

### สรุปและข้อเสนอแนะ

#### 5.1 สรุป

งานวิจัยนี้ได้ศึกษา ออกแบบและพัฒนาโปรแกรมเพื่อการแบ่งส่วนภาพของสมองจากชุดภาพถ่าย MRI ของสมอง โดยมีโปรแกรมที่ช่วยในการแบ่งส่วนแบบอัตโนมัติ 2 วิธีคือการใช้ค่าขีดแบ่งและการใช้วิธี 3D Morphological Watershed ทั้งนี้ เนื่องจากข้อมูลภาพ MRI ของสมองมีความหลากหลายและแตกต่างกันได้แม้ว่าจะเป็นข้อมูลในชุดภาพที่ถ่ายในคราวเดียวกัน ทำให้วิธีแบบอัตโนมัติทั้งสองวิธีไม่สามารถให้ผลที่ติดกับทุก ๆ ชุดภาพได้ ดังนั้น ในการพัฒนาโปรแกรมเครื่องมือซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการแบ่งส่วนภาพสมองนี้จึงได้จัดทำเครื่องมือที่ช่วยในการแบ่งส่วนภาพสมองแบบ Manual ขึ้นด้วย เครื่องมือแบบ Manual ที่จัดทำไว้นี้ สามารถนำไปแบ่งส่วนภาพสมองได้ทั้งจากภาพที่แบ่งส่วนมาก่อนแล้วและจากภาพที่ยังไม่เคยถูกแบ่งส่วนมาก่อน ทำให้ผู้ใช้งานมีความสะดวกในการทำงาน

นอกจากนี้ โปรแกรมแบ่งส่วนสมองที่จัดทำขึ้นนี้สามารถอ่านไฟล์และแสดงรายละเอียดต่าง ๆ ของไฟล์ DICOM ได้ โปรแกรมหลักสามารถอ่านข้อมูลภาพชนิด BMP หรือ JPG หรือไฟล์ DICOM ได้ เมื่อผู้ใช้งานแบ่งส่วนสมองแล้ว สามารถบันทึกผลไว้ใช้งานต่อไปได้อีกเป็นไฟล์ชนิด BMP หรือ JPG หรือไฟล์ชนิด DICOM ได้

ในการทดสอบกับข้อมูลภาพ MRI ของสมองที่ได้จากการสังเคราะห์ในแนวต่าง ๆ (Axial, Coronal และ Sagittal) พบว่า วิธีแบ่งส่วนภาพแบบอัตโนมัติที่ใช้ค่าขีดแบ่งให้ผลที่ดีกว่าแบบ 3D Morphological Watershed โดยผลของภาพแบบ Axial ได้ผลดีกว่าในแนว Coronal ส่วนภาพในแนว Sagittal นั้น วิธีแบ่งส่วนภาพแบบอัตโนมัติให้ผลดี แต่วิธี 3D Morphological Watershed ได้ผลพอใช้ได้ โดยมีข้อผิดพลาดคือได้กระตุกติดมากับบริเวณที่แบ่งส่วนได้

สำหรับชุดข้อมูลจริงจากโรงพยาบาล งานวิจัยนี้ได้ทดสอบกับภาพชนิด T1 FSPGR และ T1-weighted ผลที่ได้มีความหลากหลายคือมีทั้งชุดภาพที่ได้ผลดีและไม่ดี เมื่อดูเฉพาะผลสำหรับชุดภาพทดสอบชนิด T1 Fast SPGR ซึ่งเป็นชนิดภาพที่มีการใช้งานบ่อย พบว่าวิธีแบ่งส่วนภาพแบบอัตโนมัติที่ใช้ค่าขีดแบ่งให้ผลที่ดี แต่วิธี 3D Morphological Watershed ให้ผลไม่ดี โดยพบว่าการทำ Preprocessing โดยการทำให้เป็นบรรทัดฐาน (Normalization) ก่อนการแบ่งส่วนอัตโนมัติทำให้ผลการแบ่งส่วนดีขึ้น

บ้างในบางชุดภาพ ส่วนผลการทดสอบกับชุดภาพชนิด T1-weighted MRI แบบ Axial plane และ Sagittal plane ซึ่งได้จากโรงพยาบาลนั้นภาพส่วนใหญ่มีดีและจำนวนภาพต่อชุดภาพน้อย เมื่อแบ่งส่วนสมองแล้วได้ผลคือวิธีแบ่งส่วนภาพแบบอัตโนมัติที่ใช้ค่าขีดแบ่งให้ผลไม่ดี แต่วิธี 3D Morphological Watershed ให้ผลการแบ่งส่วนที่ดีกว่า

## 5.2 ข้อเสนอแนะ

1. เนื่องจากธรรมชาติของข้อมูลภาพ MRI มีความหลากหลายมาก ทำให้การหาค่าและการตั้งค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ ของแต่ละวิธีเปลี่ยนแปลงได้มากและส่งผลให้การแบ่งส่วนแบบอัตโนมัติจากงานวิจัยนี้ให้ผลที่ดีหรือไม่ดีได้ ดังนั้น หากมีการศึกษากับข้อมูลภาพจริงแบบต่าง ๆ จำนวนมาก ๆ อย่างจริงจังก็อาจทำให้สามารถพัฒนาขั้นตอนวิธีที่เหมาะสมกับข้อมูลแบบนั้น ๆ ได้มากขึ้น
2. เนื่องจากเทคนิคการเก็บข้อมูลแต่ละแบบทำให้ภาพแตกต่างกันไปแม้จะเป็นภาพชนิด T1-weighted เหมือนกัน (เช่น T1 และ T1 FSPGR เป็นต้น) จึงควรต้องศึกษาภาพแต่ละชนิดที่เก็บจากเทคนิคที่แตกต่างกันนั้นให้ละเอียดก่อนและควรปรับปรุงขั้นตอนวิธีให้ตรงกับข้อมูลภาพชนิดนั้น ๆ น่าจะทำให้ได้ขั้นตอนวิธีที่ดีขึ้นได้อีก
3. การนำผลจากการแบ่งส่วนของสมองไปประกอบเป็นภาพ 3 มิติ ก็จะทำให้บุคคลากรทางการแพทย์สามารถใช้งานประกอบกับการทำงานจริงได้ต่อไป

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



## รายการอ้างอิง

1. Medical Imaging. Available from:  
<[http://en.wikipedia.org/wiki/Medical\\_image\\_processing](http://en.wikipedia.org/wiki/Medical_image_processing)>,2004.
2. Brain Imaging. Available from: <[http://en.wikipedia.org/wiki/Brain\\_imaging](http://en.wikipedia.org/wiki/Brain_imaging)>, 2004
3. Magnetic resonance imaging. Available from:  
<[http://en.wikipedia.org/wiki/Magnetic\\_resonance\\_imaging](http://en.wikipedia.org/wiki/Magnetic_resonance_imaging)>, 2004.
4. Horst K. Hahn and Heinz-Otto Peitgen. "The Skull Stripping Problem in MRI Solved by a Single 3D Watershed Transform" Proc. MICCAI, LNCS 1935: 134-143, Springer, Berlin, 2000.
5. C. Rorden, MRIcro tutorial. Available from: <[www.cla.sc.edu/psyc/faculty/rorden/mritut.html](http://www.cla.sc.edu/psyc/faculty/rorden/mritut.html)>, 2004.
6. D.W. Shattuck, S.R. Sandor-Leahy, K.A. Schaper, D.A. Rottenberg, and R.M. Leahy, "Magnetic Resonance Image Tissue Classification Using a Partial Volume Model," NeuroImage, Vol. 13, No. 5, May 2001, pp. 856-876.
7. Lei Jiang and Wenhui Yang, "A Modified Fuzzy C-Means Algorithm for Segmentation of Magnetic Resonance Images", VIIth Digital Image Computing: Techniques and Applications, 10-12 Dec. 2003, Sydney.
8. Zu Y. Shan, Guang H. Yue and Jing Z. Liu, "Automated Histogram-Based Brain Segmentation in T1-Weighted Three-Dimensional Magnetic Resonance Head Images", NeuroImage, Volume 17, Issue 3, November 2002, Pages 1587-1598.
9. Rik Stokking, Koen L. Vincken and Max A. Viergever, "Automatic Morphology-Based Brain Segmentation (MBRASE) from MRI-T1 Data", NeuroImage, Volume 12, Issue 6, December 2000, Pages 726-738.
10. James D. Christensen, "Normalization of brain magnetic resonance images using histogram even-order derivative analysis", Magnetic Resonance Imaging, Volume 21, Issue 7, September 2003, Pages 817-820.
11. C. Baillard, P. Hellier and C. Barillot, "Segmentation of brain 3D MR images using level sets and dense registration", Medical Image Analysis 5 (2001) 185-194.

12. ทศพล ชนะทิพานนท์, “วิธีการประมวลผลภาพดิจิทัลสำหรับการแบ่งส่วนที่เป็นสมองจากภาพเอ็มอาร์ไอด้วยเทคนิคการใช้เส้นแสดงรูปร่างที่ปรับเปลี่ยนได้”, วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต, จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2542.
13. J.-F. Mangin, O. Coulon, and V. Frouin. Robust brain segmentation using histogram scalespace analysis and mathematical morphology. In Proc. 1st MICCAI, LNCS-1496, pages 1230-- 1241, MIT, Boston, Oct. 1998.
14. ภาณุศักดิ์ เอกอารีศักดิ์, “การพัฒนาวิธีการแยกบริเวณสมองโดยอัตโนมัติสำหรับภาพเอ็มอาร์ไอ”, วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต, จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2541.
15. นลินี อภิลักษณ์พานิชย์ และ สโรชนี ปวีณวัฒน์, “โปรแกรมแบ่งส่วนสมองจากภาพ MRI”, โครงการวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต, จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2545.
16. T. Tanatipanond and N. Covavisaruch. A Multiscale Approach to Deformable Contour for Brain MR Images by Genetic Algorithm. The Third Annual National Symposium on Computational Science and Engineering (1999): 306-315.
17. M. Kass, A. Witkin and D. Terzopoulos. Snakes – active contour models. International Journal of Computer Vision, vol. 1, no. 2, (1987): 259-268.
18. D.Young. Active Contour Models (Snakes). Available from:  
<<http://www.cogs.susx.ac.uk/users/davidy/teachvision/vision7.html>>,2004.
19. Tina Kapur, W. Eric L. Grimson, William M. Wells III and Ron Kikinis, “Segmentation of brain tissue from magnetic resonance images”, Medical Image Analysis (1996) volume 1, number 2, pp 109–127
20. Sai Prasad Raya, “Low-level Segmentation of 3-D Magnetic Resonance Brain Images – A Rule-based System”, IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 9, No. 3, September 1990
21. Chunlin Li, Dmitry B. Goldgof, and Lawrence O. Hall, “Knowledge-Based Classification and Tissue Labeling of MR Images of Human Brain”, IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 12, No. 4, December 1993.
22. R. C. Gonzalez and R. E. Woods. Digital Image Processing, 2<sup>nd</sup> edition. U.S.A.: Prentice-Hall, Inc., 2002.

23. Pietro Perona, and Jitendra Malik. Scale-Space and Edge Detection Using Anisotropic Diffusion. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 12, 7 (1990): 629-639.
24. Lin Hong, Yifei Wan, and A. K. Jain. Fingerprint Image Enhancement: Algorithm and Performance Evaluation. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 20, 8 (1998): 777-789.
25. S. E. Umbaugh. Computer Vision and Image Processing: A Practical Approach Using C/VItools. U.S.A.: Prentice-Hall, Inc., 1998.
26. BrainWeb: Simulated MRI Volumes for Normal Brain. Available from: <[http://www.bic.mni.mcgill.ca/brainweb/selection\\_normal.html](http://www.bic.mni.mcgill.ca/brainweb/selection_normal.html)>, 2004.



ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## ภาคผนวก ก

# Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)

### ก1. บทนำ

มาตรฐาน DICOM ที่ ACR-NEMA สร้างขึ้นนี้มีลักษณะเป็นเอกสารที่ถูกแบ่งเป็นหลาย ๆ ส่วน ซึ่งเป็นอิสระต่อกัน โดยสร้างในรูปแบบที่เป็นแนวทางทั้งหมด 16 ส่วนดังนี้

- PS 3.1: Introduction and Overview
- PS 3.2: Conformance
- PS 3.3: Information Object Definitions
- PS 3.4: Service Class Specifications
- PS 3.5: Data Structure and Encoding
- PS 3.6: Data Dictionary
- PS 3.7: Message Exchange
- PS 3.8: Network Communication Support for Message Exchange
- PS 3.9: Point-to-Point Communication Support for Message Exchange
- PS 3.10: Media Storage and File Format for Data Interchange
- PS 3.11: Media Storage Application Profiles
- PS 3.12: Storage Functions and Media Formats for Data Interchange
- PS 3.13: Print Management Point-to-Point Communication Support
- PS 3.14: Grayscale Standard Display Function
- PS 3.15: Security Profiles
- PS 3.16: Content Mapping Resource

#### ก1.1 มาตรฐาน DICOM

มาตรฐานที่มีอยู่ในปัจจุบัน ACR-NEMA ได้มีการปรับปรุงหลัก ๆ จากรุ่นก่อน ๆ ดังนี้



1. สามารถนำไปใช้ในสภาพแวดล้อมที่เป็นเครือข่าย (Network) ได้ โดยมาตรฐานที่ ACR-NEMA กำหนดนั้นนำไปใช้ได้เฉพาะสภาพแวดล้อมแบบจุดต่อจุด (Point-to-Point) เท่านั้น ถ้าหากต้องการนำไปใช้งานในเครือข่ายต้องมีส่วนติดต่อสื่อสารเครือข่าย (Network Interface Unit) อยู่เองโดย DICOM จะรองรับการทำงานที่ใช้โพรโทคอลแบบ TCP/IP
2. สามารถนำไปใช้กับสื่อบันทึกแบบไม่เชื่อมต่อตรง (Off-line media) โดยมาตรฐานของ ACR-NEMA นี้จะไม่กำหนดรูปแบบของแฟ้มข้อมูลหรือลักษณะทางกายภาพของสื่อบันทึกหรือระบบแฟ้มข้อมูลเชิงตรรกะ ซึ่ง DICOM จะรองรับการทำงานของสื่อบันทึกที่เป็นมาตรฐานทางอุตสาหกรรม เช่น CD-R MOD และระบบแฟ้มข้อมูลเชิงตรรกะ เช่น ISO9660 และระบบแฟ้มข้อมูลของ PC (FAT16)
3. กำหนดวิธีการที่ทำให้อุปกรณ์สามารถโต้ตอบกับคำสั่งและข้อมูลซึ่งถูกแลกเปลี่ยน โดยผ่านทางแนวคิดของ Service Class ความหมายของคำสั่ง และข้อมูลที่เกี่ยวข้อง
4. กำหนดระดับของความสอดคล้องกัน DICOM ได้อธิบายอย่างชัดเจนถึงวิธีการที่ผู้ปฏิบัติจะต้องกำหนดโครงสร้างซึ่งอธิบายความสอดคล้องกันของทางเลือกต่าง ๆ ที่ระบุขึ้นใช้
5. มีโครงสร้างเป็นแบบเอกสารหลาย ๆ ส่วนแยกจากกัน
6. ใช้รูปแบบของวัตถุข้อมูล (Information Object) ไม่เพียงแต่กับภาพเท่านั้น แต่ยังถูกใช้กับ Waveform รายงาน และการพิมพ์ เป็นต้น
7. กำหนดเทคนิคที่ใช้ระบุลักษณะเฉพาะของวัตถุข้อมูล ซึ่งจะช่วยให้ไม่เกิดความกำกวมระหว่างวัตถุข้อมูลในขณะที่ทำงานร่วมกันระหว่างเครือข่าย

## ก2. คำจำกัดความ

**Attribute:** คุณสมบัติของวัตถุข้อมูล Attribute มีชื่อและค่าซึ่งไม่ขึ้นอยู่กับการสร้างในการเข้ารหัส

**Command:** การร้องขอการทำงานกับข้อมูลผ่านเครือข่าย

**Command Element:** การเข้ารหัสของพารามิเตอร์ของ Command ซึ่งขนส่งค่าของพารามิเตอร์

**Command Stream:** ผลลัพธ์จากการเข้ารหัสเซตของ DICOM Command โดยใช้โครงสร้างการเข้ารหัสของ DICOM

**Conformance Statement:** การบรรยายอย่างเป็นทางการซึ่งอธิบายถึงการนำผลิตภัณฑ์ไปปฏิบัติ (Implementation) โดยใช้มาตรฐาน DICOM

- Data Dictionary:** การลงทะเบียนของ DICOM Data Element ซึ่งแต่ละ Data Element ถูกกำหนดให้มี Unique Tag ชื่อ ค่า และความหมาย
- Data Element:** หน่วยของข้อมูลแต่ละรายการใน Data Dictionary
- Data Set:** โครงสร้างของข้อมูลที่สัมพันธ์กัน โดยข้อมูลแต่ละรายการใน Data Set คือ Data Element
- Data Stream:** ผลลัพธ์จากการเข้ารหัส Data Set โดยใช้โครงสร้างการเข้ารหัสของ DICOM
- Information Object:** ใช้เรียกสิ่งที่มีอยู่จริง เช่น CT Image และ Structured Report เป็นต้น
- Information Object Class:** คำอธิบายอย่างเป็นทางการของ Information Object
- Information Object Instant:** Instant ของ Information Object Class ที่เกิดขึ้น
- Message:** ข้อมูลที่ถูกแลกเปลี่ยนระหว่างโปรแกรมประยุกต์ DICOM ที่ทำงานร่วมกัน
- Service Class:** การอธิบายถึงบริการที่ถูกรองรับด้วยโปรแกรมประยุกต์ DICOM ที่ทำงานร่วมกัน

### ก3. สัญลักษณ์และตัวย่อ

ACSE	Association Control Service Element
CT	Computed Tomography
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
HIS	Hospital Information System
OSI	Open Systems Interconnection Systems
PACS	Picture Archiving and Communication Systems
RIS	Radiology Information System
TCP/IP	Transmission Control Protocol/Internet Protocol

### ก4. เป้าหมายของมาตรฐาน DICOM

มาตรฐาน DICOM นั้นช่วยอำนวยความสะดวกให้การทำงานระหว่างอุปกรณ์สอดคล้องกัน โดยเฉพาะอย่างยิ่ง

- กำหนดความหมายของคำสั่งและข้อมูลที่เกี่ยวข้องให้กับอุปกรณ์ที่ทำงานร่วมกัน
- กำหนดความหมายของการบริการที่เกี่ยวข้องกับเพิ่มข้อมูล รูปแบบเพิ่มข้อมูล และ Directory ของข้อมูลที่สำคัญสำหรับการสื่อสารแบบไม่เชื่อมต่อตรง

- Conformance Statement จะต้องกำหนดสารสนเทศอย่างเพียงพอสำหรับหน้าที่ของการทำงานระหว่างอุปกรณ์
- อำนวยความสะดวกในการทำงานในสภาพแวดล้อมแบบเครือข่าย
- อำนวยความสะดวกในการรองรับโปรแกรมประยุกต์เกี่ยวกับภาพทางการแพทย์ในอนาคต
- ใช้มาตรฐานที่เป็นสากลเท่าที่เป็นไปได้ และ DICOM เองถูกสร้างให้สอดคล้องกับเอกสารสำหรับมาตรฐานที่เป็นสากล

## ก5. ภาพรวมของเนื้อหาของมาตรฐาน DICOM

มาตรฐาน DICOM นั้นประกอบด้วยเอกสารที่เป็นแนวทางทั้งหมด 16 ส่วน รายละเอียดสรุปโดยคร่าว ๆ มีดังนี้

### *PS 3.1 Introduction and Overview*

ส่วนนี้จะกล่าวถึงภาพรวมทั้งหมดของมาตรฐาน DICOM โดยประกอบไปด้วยประวัติ ขอบเขต จุดมุ่งหมาย และ โครงสร้าง (ดังที่ได้กล่าวแล้วในหัวข้อที่ ก1 ถึง ก4)

### *PS 3.2 Conformance*

ส่วนนี้กำหนดหลักเกณฑ์ในการปฏิบัติให้สอดคล้องกับมาตรฐาน DICOM ดังนี้

- Conformance Requirement กำหนดความต้องการทั่วไปที่ต้องมีเพื่อปฏิบัติให้สอดคล้อง
- Conformance Statement กำหนดโครงสร้างของการบรรยายถึงความสอดคล้อง โดยกำหนดสารสนเทศที่ต้องแสดงในการบรรยายถึงความสอดคล้อง

ใน PS 3.2 นี้จะไม่ได้กำหนดวิธีการตรวจสอบหรือทดสอบในการประเมินการปฏิบัติว่าสอดคล้องกับมาตรฐานหรือไม่

### *PS 3.3 Information Object Definitions*

ส่วนนี้จะกำหนดจำนวนของ Information Object Class ซึ่งอธิบายถึงวัตถุต่าง ๆ ที่นำไปใช้ในการสื่อสารของภาพดิจิทัลทางการแพทย์และสารสนเทศที่เกี่ยวข้อง แต่ละ Information Object Class จะอธิบายถึงวัตถุประสงค์และ Attribute ของมันเอง

Information Object Class มีอยู่ 2 ประเภทคือ Normalized และ Composite

Information Object Class แบบ Normalize นั้นจะมีเพียงแต่ Attribute ที่สืบทอดมาจาก Entity ซึ่งมันเป็นตัวแทนเท่านั้น



Information Object Class แบบ Composite จะมี Attribute เพิ่มเติมจาก Entity ที่มันสืบทอดมา ตัวอย่างเช่น Computed Tomography Image Information Object Class มี Attribute ที่สืบทอดมาจาก Image (เช่น image date) และ Attribute อื่นที่เกี่ยวข้องแต่ไม่ได้สืบทอดจาก Image (เช่น patient name)

Information Object Instance จะถูกสร้างขึ้นเพื่อแสดงถึง Entity ต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นเป็นวัตถุจริง ทำให้ Attribute ของ Information Object Class มีค่าเกิดขึ้น ค่าของ Attribute อาจถูกเปลี่ยนแปลงได้ในเวลาต่อมาด้วยการทำงานแบบต่าง ๆ ที่ขึ้นอยู่กับชุดของการบริการที่เกี่ยวข้องกับ Information Object Instance นั้น ๆ และถูกกำหนดโดย Service Class

#### *PS 3.4 Service Class Specifications*

ส่วนนี้จะอธิบายถึงจำนวนของ Service Class ซึ่งทำงานเกี่ยวเนื่องกับ Information Object หนึ่งตัวหรือมากกว่า และเกี่ยวเนื่องกับ Command หนึ่งตัวหรือมากกว่า Service Class Specifications จะกำหนดความต้องการสำหรับ Command Elements และแสดงถึงผลลัพธ์เมื่อ Command นั้นถูกกระทำกับ Information Object โดย Service Class Specifications จะกำหนดความต้องการสำหรับทั้งผู้ให้และผู้รับบริการในการสื่อสาร

ตัวอย่างของ Service Class ได้แก่

- Storage Service Class
- Query/Retrieve Service Class
- Basic Worklist Management Service Class
- Print Management Service Class

#### *PS 3.5 Data Structure and Semantics*

ส่วนนี้จะกำหนดวิธีการสร้างและการเข้ารหัส Data Set ที่ได้จากการใช้ Information Object และ Service Class ใน PS 3.3 และ PS 3.4 และเทคนิควิธีการบีบอัดภาพต่าง ๆ จะถูกกำหนดในส่วนนี้ด้วย

ส่วนนี้จะกำหนดกฎเกณฑ์ที่สำคัญในการเข้ารหัสเพื่อสร้าง Data Stream ที่ถูกขนส่งใน Message โดย Data Stream นี้เกิดจากการรวมกันของ Data Element ซึ่งเป็นตัวสร้าง Data Set นั้นเอง

#### *PS 3.6 Data Dictionary*

ส่วนนี้จะเป็นส่วนรวบรวมในการลงทะเบียน DICOM Data Element ทั้งหมดที่ใช้ในการแสดงถึงสารสนเทศ เพื่อให้ Data Element ที่ถูกเข้ารหัสสามารถถูกเข้าใจในการแลกเปลี่ยนข้อมูล โดยส่วนนี้จะประกอบไปด้วยรายการต่าง ๆ ที่ถูกกำหนดให้ Unique



ในแต่ละ Element ประกอบด้วย

- Unique Tag ประกอบด้วย Group Number และ Element Number
- Name
- Value Representation (ชนิดของค่าข้อมูล เช่น Character String)
- Value Multiplicity (จำนวนของค่าคือ Attribute)
- อื่น ๆ ที่ต้องการให้มี

### *PS 3.7 Message Exchange*

ส่วนนี้จะกำหนดทั้งบริการและโพรโทคอลที่ถูกใช้โดยโปรแกรมประยุกต์ในการแลกเปลี่ยน Message ผ่านทางบริการรองรับการสื่อสารที่กำหนดใน PS 3.8 โดย Message นี้ประกอบด้วย Command Stream กำหนดใน PS 3.7 และตามด้วย Optional Data Stream กำหนดใน PS 3.5

### *PS 3.8 Network Communication Support for Message Exchange*

ส่วนนี้จะกำหนดบริการทางการสื่อสารและส่วนสำคัญที่โพรโทคอลชั้นบนสุดจะต้องรองรับ เพื่อให้แน่ใจว่าการสื่อสารระหว่างโปรแกรมประยุกต์ในเครือข่ายเป็นไปอย่างมีประสิทธิภาพ

### *PS 3.9 Retired (Formerly Point-to-Point Communication Support for Message Exchange)*

ในมาตรฐานเดิมส่วนนี้จะกำหนดบริการและโพรโทคอลที่ใช้สำหรับการสื่อสารแบบ Point-to-Point แต่ในปัจจุบันส่วนนี้ได้ยกเลิกไปแล้ว

### *PS 3.10 Media Storage and File Format*

ส่วนนี้จะกำหนดโมเดลของสื่อบันทึกข้อมูล โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อกำหนดกรอบการทำงานในการแลกเปลี่ยนข้อมูลภาพทางการแพทย์ที่มีหลากหลายชนิดและสารสนเทศที่เกี่ยวข้องระหว่างลักษณะทางกายภาพของสื่อบันทึกที่แตกต่างกัน

### *PS 3.11 Media Storage Application Profiles*

ส่วนนี้จะกำหนดว่าโปรแกรมประยุกต์ที่สร้างขึ้นควรจะต้องอ้างถึงความสอดคล้องกับส่วนใดบ้างของมาตรฐาน DICOM

**PS 3.12 Storage Functions and Media Formats for Data Interchange**

ส่วนนี้จะอำนวยความสะดวกในการแลกเปลี่ยนสารสนเทศระหว่างโปรแกรมประยุกต์ โดยกำหนด

- โครงสร้างสำหรับอธิบายความสัมพันธ์ระหว่างโมเดลของสื่อบันทึกและลักษณะสื่อบันทึกทางกายภาพและรูปแบบของสื่อบันทึก
- ลักษณะสื่อบันทึกทางกายภาพและรูปแบบสื่อบันทึกที่เกี่ยวข้อง

**PS 3.13 Retired (Formerly Print Management Point-to-Point Communication Support)**

ในมาตรฐานเดิมส่วนนี้จะกำหนดบริการและโปรโตคอลที่ใช้สำหรับการสื่อสารแบบ Point-to-Point ในบริการจัดการการพิมพ์ แต่ในปัจจุบันส่วนนี้ได้ยกเลิกไปแล้ว

**PS 3.14 Grayscale Standard Display Function**

ส่วนนี้จะกำหนดฟังก์ชันมาตรฐานในการแสดงภาพระดับเทา โดยฟังก์ชันจะมีหน้าที่ Calibrate ระบบการแสดงผลที่แตกต่างกันให้แสดงภาพได้สอดคล้องกัน

**PS 3.15 Security Profiles**

ส่วนนี้จะกำหนดโครงสร้างของการรักษาความปลอดภัย โดยไม่ได้กำหนดว่าจะต้องใช้นโยบายแบบใด ขึ้นอยู่กับผู้ดูแลระบบว่าจะใช้แบบใดที่เหมาะสม

**PS 3.16 Content Mapping Resource**

ส่วนนี้จะกำหนดแม่แบบในการสร้างเอกสารให้อยู่ในรูปแบบของ DICOM Information Object การเข้ารหัสต่าง ๆ พจนานุกรม และรหัสจะถูกแปลเป็นภาษาใดบ้าง

**ก6. DICOM File**

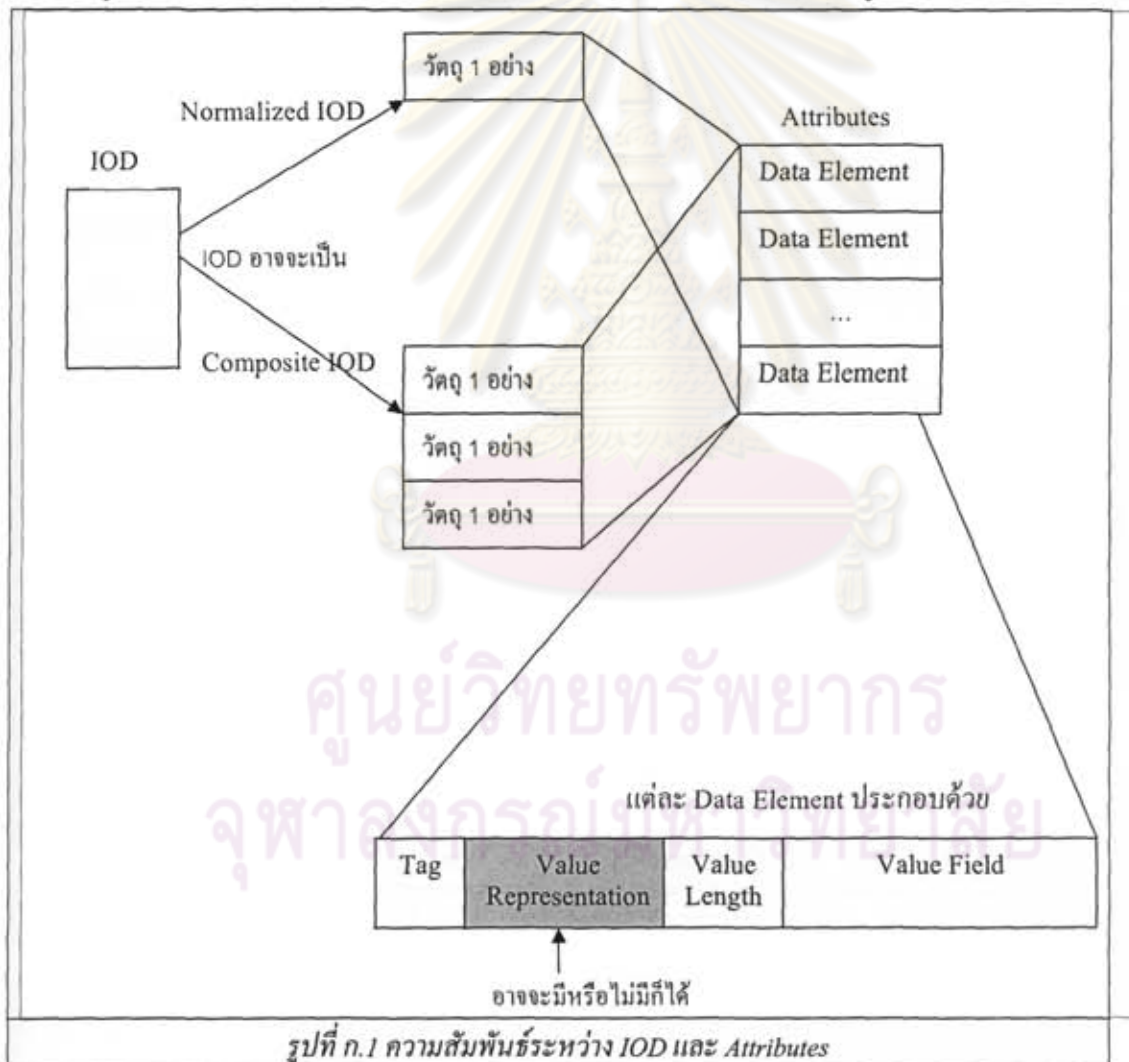
เนื่องจาก DICOM นั้นถูกออกแบบอยู่บนพื้นฐานเชิงวัตถุ (Object-oriented) ดังนั้นก่อนที่จะกล่าวถึงรายละเอียดรูปแบบของแฟ้มข้อมูลแบบ DICOM จำเป็นต้องทำความเข้าใจโครงสร้างในการเก็บข้อมูล DICOM และความหมายของคำเหล่านี้ก่อนคือ

### 1. Information Object Definition (IOD)

IOD กล่าวอย่างง่ายได้ว่าเป็นกลุ่มของข้อมูลที่เกี่ยวข้องกันอยู่ในวัตถุสิ่งหนึ่ง อาจจะเป็น ผู้ป่วย หรือ ภาพ เป็นต้น ส่วนในรูปแบบเชิงวัตถุ นั้น IOD หมายถึงคลาสของวัตถุที่มีอยู่ ถ้าหาก IOD เก็บข้อมูลของ วัตถุหนึ่งอย่างจะเรียกว่า Normalized IOD แต่ถ้า IOD เก็บข้อมูลของวัตถุหลาย ๆ อย่างที่มีความสัมพันธ์กันจะถูกเรียกว่า Composite IOD

### 2. Attributes

Attributes คือคุณสมบัติต่างที่ใช้อธิบายวัตถุใน IOD เช่น ชื่อผู้ป่วย ข้อมูลจุดภาพ เป็นต้น ในการเก็บข้อมูล Attributes นั้นจะเก็บเป็น โครงสร้างเรียกว่า Data Elements ตัวอย่างดังรูปที่ ก.1



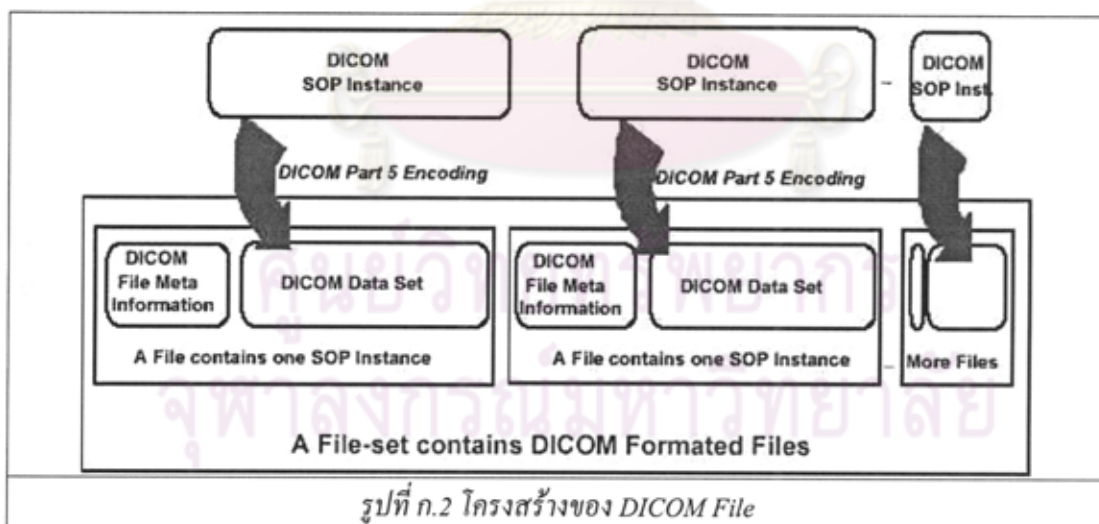
### 3. Data Elements

Data Elements คือการเก็บข้อมูลในแต่ละ Attributes เป็นโครงสร้าง โดยประกอบด้วย

- Data Element Tag (Tag) คือหมายเลขและประจำตัวของแต่ละ Attributes
- Value Representation (VR) คือชนิดของข้อมูลที่เก็บอยู่ใน Value Field เช่น เลขจำนวนเต็ม แบบมีเครื่องหมาย หรือเป็นตัวอักษร เป็นต้น ซึ่ง VR นี้ อาจจะมีหรือไม่มีก็ได้ ถ้าหากไม่มี โดยปกติแล้วสามารถไปค้นหาชนิดของข้อมูลที่ ACR-NEMA กำหนดไว้สำหรับแต่ละ Tag ใน Data Dictionary ได้ ถ้าหากยังไม่พบอีกแสดงว่าผู้ที่เก็บข้อมูลไม่ต้องการให้ผู้อื่นทราบชนิดของข้อมูลที่เก็บใน Value Filed
- Value Length คือ ขนาดความยาวของ Value Field
- Value Filed คือ ข้อมูลที่เก็บ ตัวอย่างเช่น ข้อมูลชื่อคนไข้ ชื่อโรงพยาบาล เป็นต้น โดยชนิดของข้อมูลจะขึ้นอยู่กับ VR

### โครงสร้างไฟล์ DICOM

รูปที่ ก.2 แสดงรูปแบบไฟล์ DICOM ซึ่งประกอบด้วย 2 ส่วนหลัก ได้แก่ DICOM File Meta Information และ DICOM Data Set





### 1) DICOM File Meta Information

DICOM File Meta Information เป็นส่วนหัวของ DICOM File ประกอบด้วย Preamble มีเนื้อที่ 128 ไบต์ เป็นบริเวณว่างไว้สำหรับเก็บ comment ได้ ตามด้วย Prefix ขนาด 4 ไบต์เก็บคำว่า DICM และตามด้วย File Meta Element แสดงดังตารางที่ ก.1

### 2) DICOM Data Set

Data set เป็นส่วนเก็บข้อมูลต่าง ๆ ของไฟล์ ทั้งส่วนที่เป็นข้อมูลและภาพด้วย ประกอบด้วย Tag, Value Representation (optional), VL-Value length และ Value Field โดย Data Element หลาย ๆ element รวมกันเรียกว่า Data Set

Tag คือ สิ่งบ่งบอกถึงชนิดของข้อมูลใน Data element ประกอบด้วย Group number และ Element number เช่น Tag มีค่าเป็น 0010 0010 เลข 4 ตัวแรกคือ Group number สื่อถึง Data element นี้เป็นข้อมูลเกี่ยวกับคนไข้ เลข 4 ตัวหลังคือ Element number สื่อว่าเป็นชนิดชื่อคนไข้



ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ ก.1 DICOM File Meta Information

Attribute Name	Tag	Type	Attribute Description
File Preamble	No Tag or Length Fields	1	A fixed 128 byte field available for Application Profile or implementation specified use. If not used by an Application Profile or a specific implementation all bytes shall be set to 00H.  File-set Readers or Updaters shall not rely on the content of this Preamble to determine that this File is or is not a DICOM File.
DICOM Prefix	No Tag or Length Fields	1	Four bytes containing the character string "DICM". This Prefix is intended to be used to recognize that this File is or not a DICOM File.
Group Length	{0002,0000}	1	Number of bytes following this File Meta Element (end of the Value field) up to and including the last File Meta Element of the Group 2 File Meta Information
File Meta Information Version	{0002,0001}	1	This is a two byte field where each bit identifies a version of this File Meta Information header. In version 1 the first byte value is 00H and the second value byte value is 01H.  Implementations reading Files with Meta Information where this attribute has bit 0 (lsb) of the second byte set to 1 may interpret the File Meta Information as specified in this version of PS 3.10. All other bits shall not be checked.  Note: A bit field where each bit identifies a version, allows explicit indication of the support of multiple previous versions. Future versions of the File Meta Information that can be read by version 1 readers will have bit 0 of the second byte set to 1
Media Storage SOP Class UID	{0002,0002}	1	Uniquely identifies the SOP Class associated with the Data Set. SOP Class UIDs allowed for media storage are specified in PS 3.4 of the DICOM Standard - Media Storage Application Profiles.
Media Storage SOP Instance UID	{0002,0003}	1	Uniquely identifies the SOP Instance associated with the Data Set placed in the file and following the File Meta Information.
Transfer Syntax UID	{0002,0010}	1	Uniquely identifies the Transfer Syntax used to encode the following Data Set. This Transfer Syntax does not apply to the File Meta Information.  Note: It is recommended to use one of the DICOM Transfer Syntaxes supporting explicit Value Representation encoding to facilitate interpretation of File Meta Element Values (See PS 3.5 of the DICOM Standard).
Implementation Class UID	{0002,0012}	1	Uniquely identifies the implementation which wrote this file and its content. It provides an unambiguous identification of the type of implementation which last wrote the file in the event of interchange problems. It follows the same policies as defined by PS 3.7 of the DICOM Standard (association negotiation).
Implementation Version Name	{0002,0013}	3	Identifies a version for an Implementation Class UID (0002,0012) using up to 16 characters of the repertoire identified in Section 8.5. It follows the same policies as defined by PS 3.7 of the DICOM Standard (association negotiation).

**Group number ของ Tag มีดังนี้**

0000 Command	0008 Identifying	0010 Patient
0018 Acquisition	0020 Relationship	0028 Image Presentation
4000 Text	6000-601E (even) Overlay	7FE0 Pixel Data

**ตัวอย่าง Element number ของ Tag ที่น่าสนใจ**

หมายเหตุ

*AT = text ascii / AN = numeric ascii / BI = binary value 16 bit / BD = binary value 32 bit  
S = single value / M = multiple values*

(nnnn,0000) BD S Group Length # of bytes in group nnnn (nnnn,4000) AT M Comments
(0008,0010) AT S Recognition Code # ACR-NEMA 1.0 or 2.0 (0008,0020) AT S Study Date # yyyy.mm.dd (0008,0021) AT S Series Date # yyyy.mm.dd (0008,0022) AT S Acquisition Date # yyyy.mm.dd (0008,0023) AT S Image Date # yyyy.mm.dd (0008,0030) AT S Study Time # hh.mm.ss.frac (0008,0031) AT S Series Time # hh.mm.ss.frac (0008,0032) AT S Acquisition Time # hh.mm.ss.frac (0008,0033) AT S Image Time # hh.mm.ss.frac (0008,0060) AT S Modality # CT,NM,MR,DS,DR,US,OT
(0010,0010) AT S Patient Name (0010,0020) AT S Patient ID (0010,0030) AT S Patient Birthdate # yyyy.mm.dd (0010,0040) AT S Patient Sex # M, F, O for other (0010,1010) AT S Patient Age # xxxD or W or M or Y
(0018,0010) AT M Contrast/Bolus Agent # or NONE (0018,0030) AT M Radionuclide (0018,0050) AN S Slice Thickness # mm (0018,0060) AN M KVP (0018,0080) AN S Repetition Time # ms (0018,0081) AN S Echo Time # ms (0018,0082) AN S Inversion Time # ms (0018,1120) AN S Gantry Tilt # degrees
(0020,1040) AT S Position Reference # eg. iliac crest (0020,1041) AN S Slice Location # in mm (signed) (0028,0010) BI S Rows (0028,0011) BI S Columns (0028,0030) AN M Pixel Size # row\col in mm (0028,0100) BI S Bits Allocated # eg. 12 bit for CT (0028,0101) BI S Bits Stored # eg. 16 bit (0028,0102) BI S High Bit # eg. 11 (0028,0103) BI S Pixel Representation # 1 signed, 0 unsigned



(7FE0,0010) BI M Pixel Data # as described by group 0028

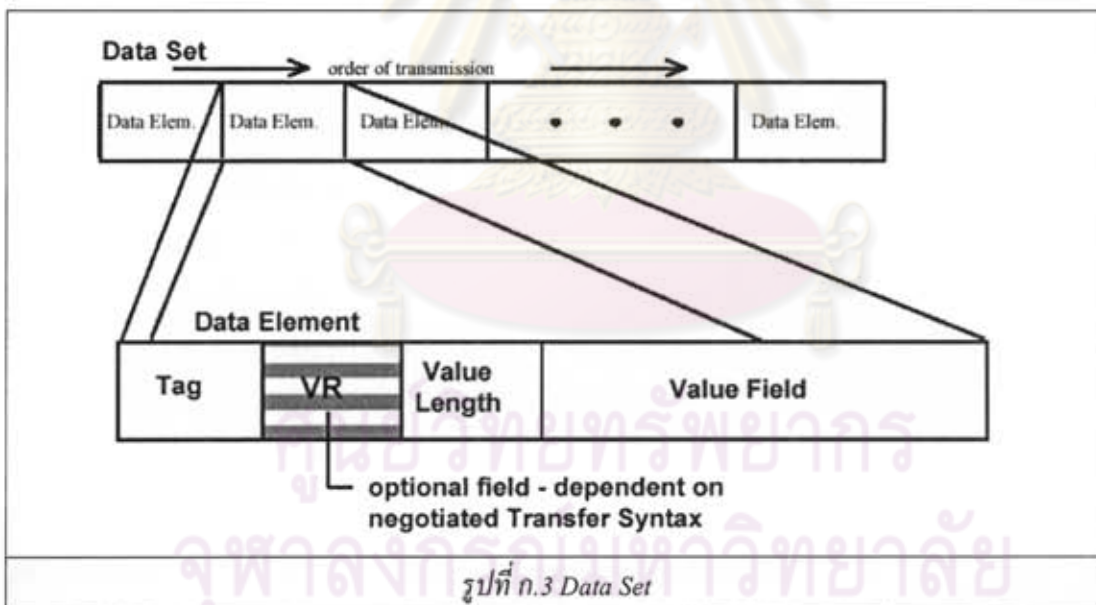
สังเกตว่า Group number มีค่าเป็นเลขคู่ทั้งหมด Group เหล่านี้คือ Standard element และ Group number ที่เป็นเลขคี่จะเตรียมไว้เฉพาะสำหรับ Vendor เพื่อกำหนดค่าเป็นของตัวเอง ซึ่งก็ต้องปฏิบัติตามลักษณะที่มาตรฐานกำหนด

*VR-Value Representation (optional)* จะอธิบายถึง Data type ของ Value มีค่าได้ 2 แบบคือ Explicit หรือ Implicit ถ้าค่าเป็น Explicit จะอธิบาย Data type ใน Field นี้ซึ่งมี 2 ไบต์ แต่ถ้าเป็น Implicit ใน Field นี้จะว่างเปล่า

*VL-Value length* คือ ความยาวของ Value มีขนาด 4 ไบต์ เช่น ถ้า Data element นี้เป็นข้อมูลชื่อคน ใช้ Value มีค่าเท่ากับ 'Roentgen' ความยาวคือ 8

*Value Field* คือ ข้อมูลที่แท้จริง เนื้อที่มีขนาดเป็นเลขคู่ใดๆ อาจเป็น Single value หรือ Multiple value ก็ได้ตามค่า VM-Value multiplicity ของ Data element นั้นๆ

ลักษณะการเก็บข้อมูลใน Data Set แสดงดังรูปที่ ก.3 คือ จะเก็บเรียงตาม Data element ที่มี Group number และ Element number จากน้อยไปหามาก อย่างละ 1 Element เท่านั้นในไฟล์หนึ่งไฟล์



### ข้อมูลเกี่ยวกับ Pixel data

จะเห็นว่าข้อมูล Pixel data จะเก็บอยู่เป็นลำดับท้ายๆ ใน Dataset โดยมี Group number m เกี่ยวข้อง 2 กลุ่มด้วยกัน Element number ที่สำคัญในการดึงข้อมูลภาพออกมาได้แก่



1. Samples per pixel (0028,0002) คือจำนวนค่าสีต่อ 1 pixel เช่น ถ้าเป็นภาพ 24 บิต(ดูจาก Bit allocated) ค่า Samples จะเป็น 3 คือค่าสี Red, Green and Blue values ถ้าเป็นภาพ 8 บิต ค่า samples จะเป็น 1
2. Number of Frames (0028,0008) จำนวนรูปที่มีในไฟล์
3. Rows (0028,0010) ความสูงของภาพ
4. Columns (0028,0011) ความกว้างของภาพ
5. Bits Allocated (0028,0100) จำนวนบิตที่จองในหน่วยความจำสำหรับ 1 Pixel เช่น 16 บิต
6. Bits Stored (0028,0101) จำนวนบิตที่ใช้เก็บข้อมูลสำหรับ 1 Pixel เช่น 12 บิต(ซึ่งถ้าจองไว้ 16 บิตก็จะมีบิตเหลือว่างไว้ 4 บิต)
7. Length of pixel data จำนวนบิตที่ใช้ทั้งหมด (ซึ่งจะเท่ากับ Rows \* Columns \* (Bits Allocated \* samples per pixel) ถ้าเป็นข้อมูลเป็นที่ไม่บีบอัด)
8. High bit ตำแหน่งของบิตที่เป็น Most significant bit

ลักษณะการเก็บข้อมูลอาจเป็นได้หลายลักษณะ คือ

1. **Native format** หมายถึง ข้อมูลที่ไม่มีการบีบอัด การเก็บจะเรียง pixel ต่อกันไปเรื่อยๆ จากบนลงล่างและซ้ายไปขวา
2. **Encapsulated format** หมายถึงข้อมูลที่มีการบีบอัด ทำได้หลายวิธี ได้แก่
  - JPEG lossy 8 bit
  - JPEG lossy 12 bit
  - JPEG lossless
  - Run Length Encoding

ส่วนที่บ่งบอกถึงวิธีการบีบอัดของไฟล์ DICOM คือ Data element (0028,0004) หรือ Photometric interpretation ซึ่งถ้ามีค่าเป็น YBR\_FULL\_422 หรือ YBR\_PARTIAL\_422 จะแสดงว่าใช้วิธีบีบอัดแบบ JPEG coding process 1 (non hierarchical with Huffman coding) เป็นต้น

ลักษณะของส่วน Pixel data จะแบ่งเป็นส่วนย่อยๆ ซึ่งสามารถคลายข้อมูลโดยใช้ Decoder ตามประเภทของการบีบอัด ซึ่งสามารถใช้ได้กับทั้งไฟล์ที่มี Single frame และ Multiple frame ตัวอย่างของ Pixel data ของไฟล์ DICOM ประเภทบีบอัด แสดงได้ดังรูปที่ ก.4 และ ก.5

EXAMPLE FOR ELEMENTS OF AN ENCODED SINGLE-FRAME IMAGE DEFINED AS A SEQUENCE OF THREE FRAGMENTS WITHOUT BASIC OFFSET TABLE ITEM VALUE

Pixel Data Element Tag	Value Representation		Data Element Length	Data Element									
				Basic Offset Table with NO Item Value			First Fragment (Single Frame) of Pixel Data						
	Item Tag	Item Length	Item Value	Item Tag	Item Length	Item Value	Item Tag	Item Length	Item Value				
(7FE0, 0010) with VR of OB	OB	0000H	Reserved	FFFF	FFFFH	undefined length	(FFFE, E000)	0000	0000H	(FFFE, E000)	0000	04C8H	Compressed Fragment
4 bytes	2 bytes	2 bytes	4 bytes	4 bytes	4 bytes	4 bytes	4 bytes	4 bytes	4 bytes	4 bytes	4 bytes	4 bytes	04C8H bytes

Data Element Continued										
Second Fragment (Single Frame) of Pixel Data			Third Fragment (Single Frame) of Pixel Data			Sequence Delimiter Item				
Item Tag	Item Length	Item Value	Item Tag	Item Length	Item Value	Sequence Delim. Tag	Item Length			
(FFFE, E000)	0000	024AH	Compressed Fragment	(FFFE, E000)	0000	0628H	Compressed Fragment	(FFFE, E00D)	0000	000H
4 bytes	4 bytes	024AH bytes	4 bytes	4 bytes	0628H bytes	4 bytes	4 bytes			

รูปที่ ก.4 ตัวอย่าง Data Element แบบ Single frame

EXAMPLES OF ELEMENTS FOR AN ENCODED TWO-FRAME IMAGE DEFINED AS A SEQUENCE OF THREE FRAGMENTS WITH BASIC TABLE ITEM VALUES

Pixel Data Element Tag	Value Representation		Data Element Length	Data Element													
				Basic Offset Table with Item Value			First Fragment (Frame 1) of Pixel Data										
	Item Tag	Item Length	Item Value	Item Tag	Item Length	Item Value	Item Tag	Item Length	Item Value								
(7FE0, 0010) with VR of OB	OB	0000H	Reserved	FFFF	FFFFH	undefined length	(FFFE, E000)	0000	0008H	0000	0000H	0000	0646H	(FFFE, E000)	0000	02C8H	Compressed Fragment
4 bytes	2 bytes	2 bytes	4 bytes	4 bytes	4 bytes	4 bytes	4 bytes	4 bytes	4 bytes	4 bytes	4 bytes	4 bytes	4 bytes	4 bytes	4 bytes	02C8H bytes	

Data Element Continued										
Second Fragment (Frame 1) of Pixel Data			Third Fragment (Frame 2) of Pixel Data			Sequence Delimiter Item				
Item Tag	Item Length	Item Value	Item Tag	Item Length	Item Value	Sequence Delimiter Tag	Item Length			
(FFFE, E000)	0000	036EH	Compressed Fragment	(FFFE, E000)	0000	0BC8H	Compressed Fragment	(FFFE, E00D)	0000	0000H
4 bytes	4 bytes	036EH bytes	4 bytes	4 bytes	0BC8H bytes	4 bytes	4 bytes			

รูปที่ ก.5 ตัวอย่าง Data Element แบบ Multiple frame

## ภาคผนวก ข

### ตัวอย่างชุดภาพและผลลัพธ์จากการแบ่งส่วนภาพ

เนื้อหาในภาคผนวก ข เป็นตัวอย่างชุดภาพและผลลัพธ์จากการแบ่งส่วนภาพ โดยแบ่งกลุ่มการ  
แสดงตัวอย่างดังนี้

#### ชุดภาพจำลอง

- ชุดภาพแบบ T1-weighted MRI, axial plane
- ชุดภาพแบบ T1-weighted MRI, coronal plane
- ชุดภาพแบบ T1-weighted MRI, sagittal plane
- ชุดภาพแบบ T2-weighted MRI, axial plane
- ชุดภาพแบบ T2-weighted MRI, coronal plane
- ชุดภาพแบบ T2-weighted MRI, sagittal plane

#### ชุดภาพจากโรงพยาบาล

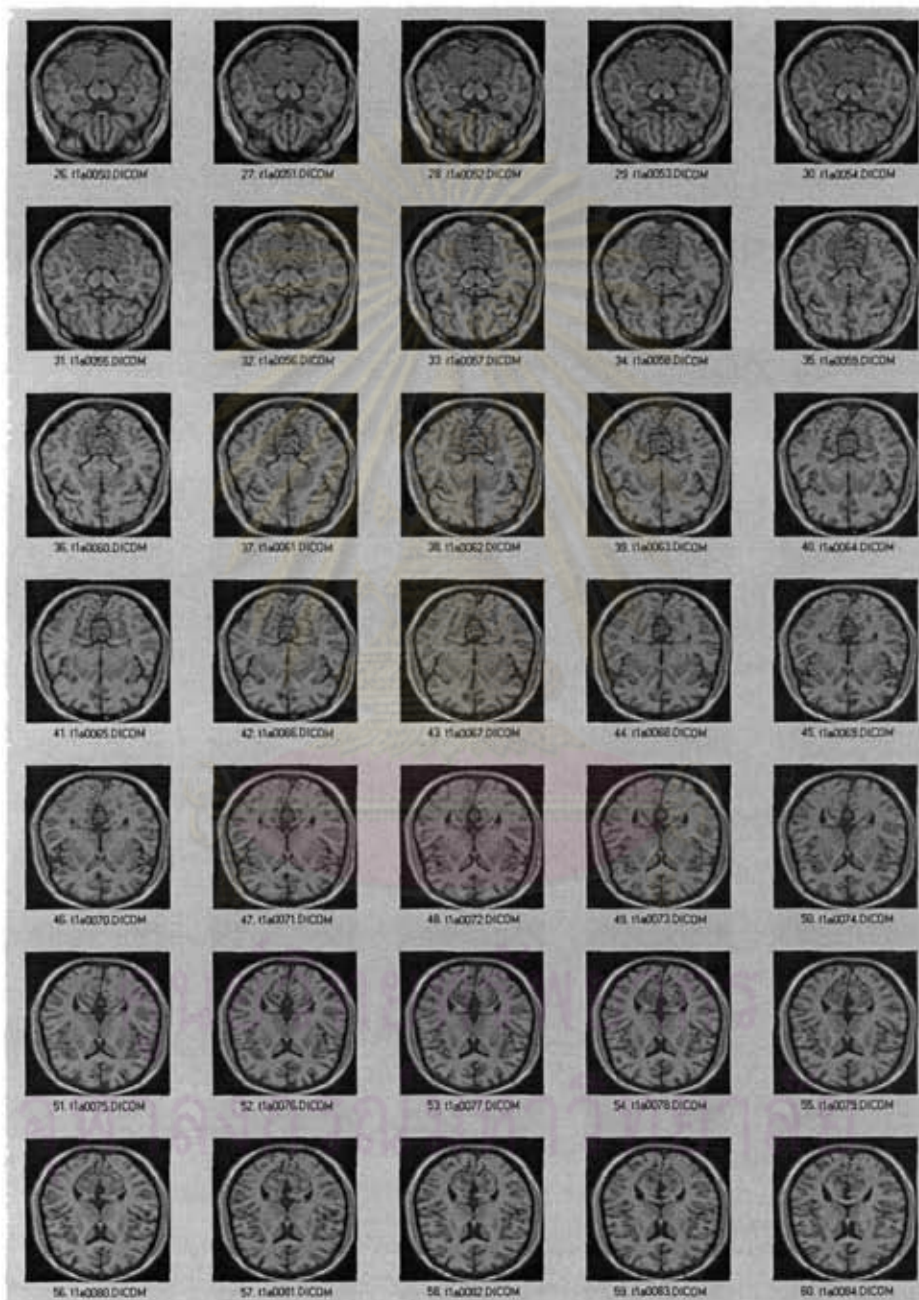
- T1-weighted MRI, axial plane
- T1-weighted MRI, sagittal plane
- T1 FSPGR, coronal plane
- T2-weighted MRI, coronal plane

แสดงผลลัพธ์จากการแบ่งส่วนจาก 2 วิธีคือ Automatic Threshold และ 3D Watershed แต่ละ  
วิธีแสดงผลลัพธ์ใน 2 รูปแบบได้แก่ ภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับ และภาพ  
เฉพาะบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

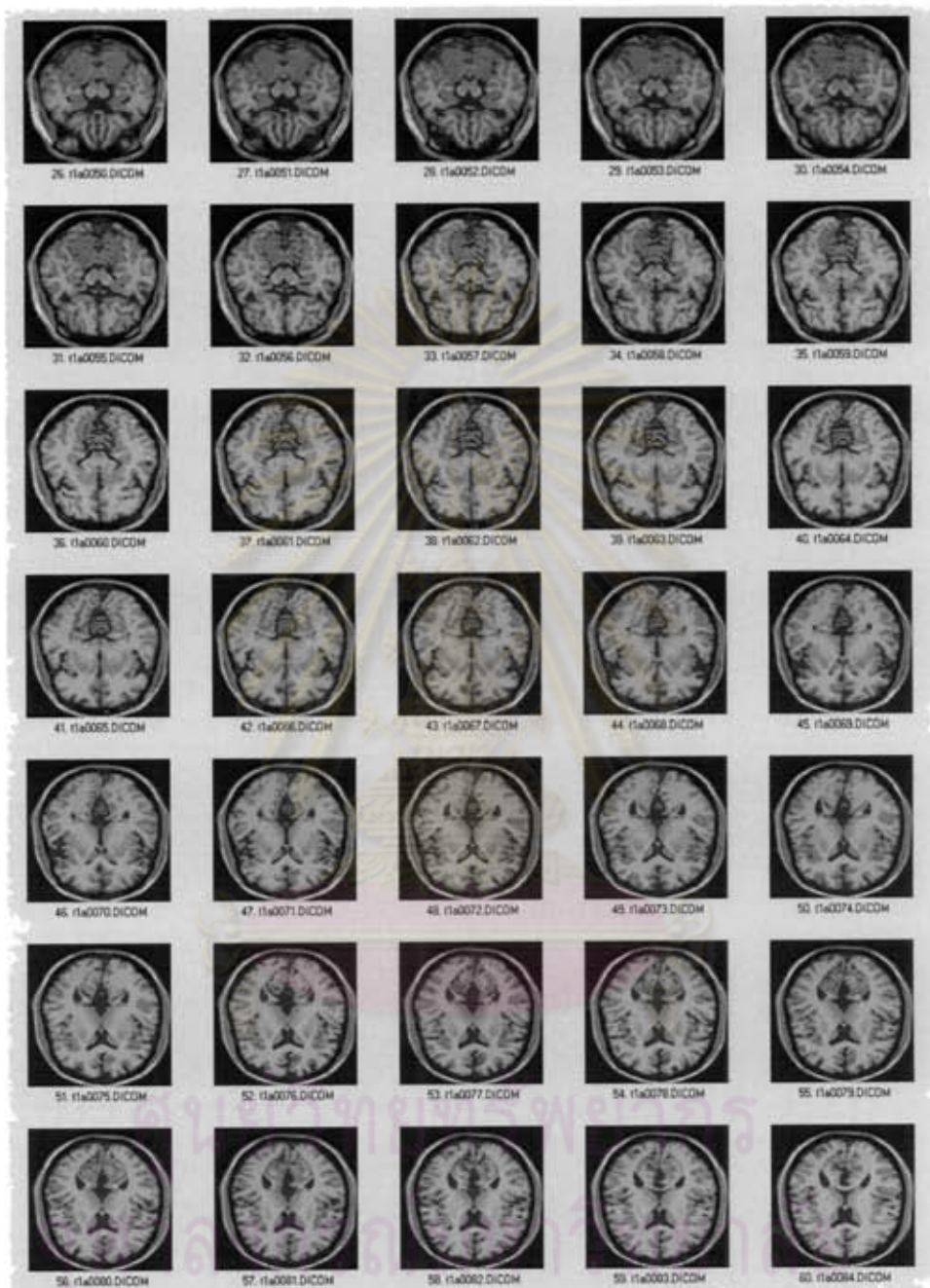
## ข1. ชุดภาพจำลอง

### ข1.1 ชุดภาพแบบ T1-weighted MRI, axial plane

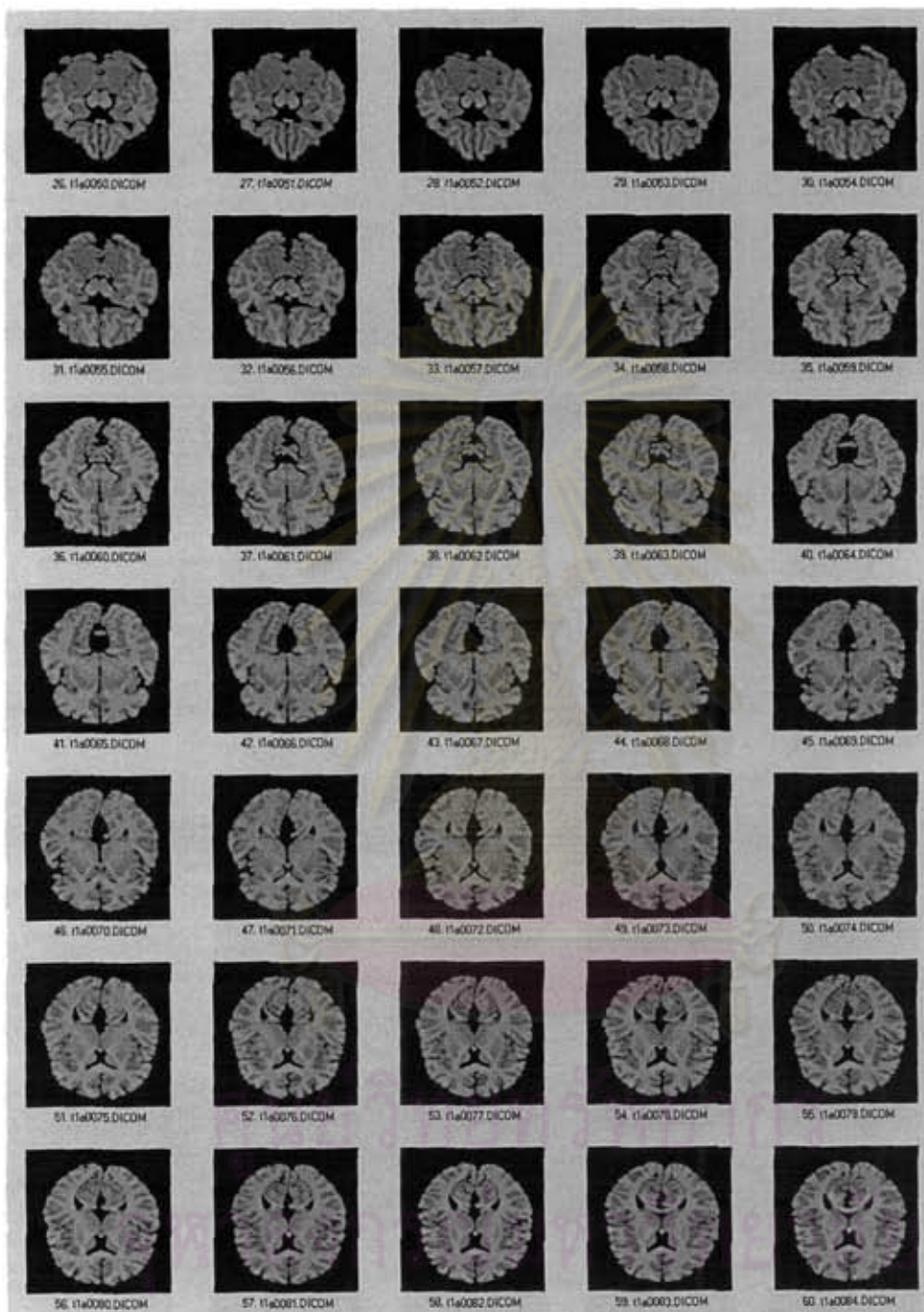


รูปที่ ข1 ภาพต้นฉบับของชุดภาพจำลองแบบ T1-weighted MRI, axial plane

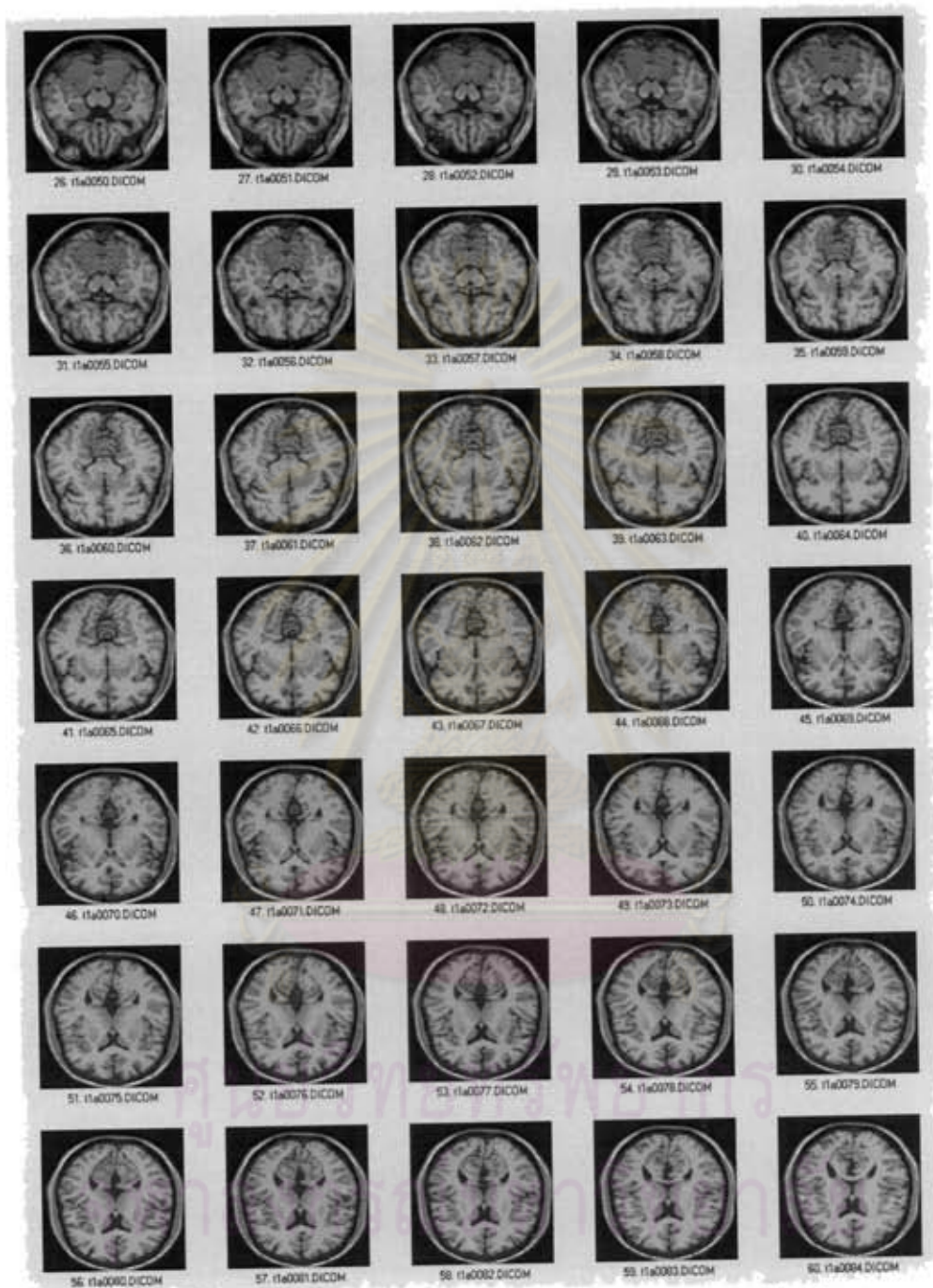




รูปที่ ข2 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจำลองแบบ *T1-weighted MRI, axial plane*  
 ด้วยวิธี *Automatic Threshold* (ภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับ)

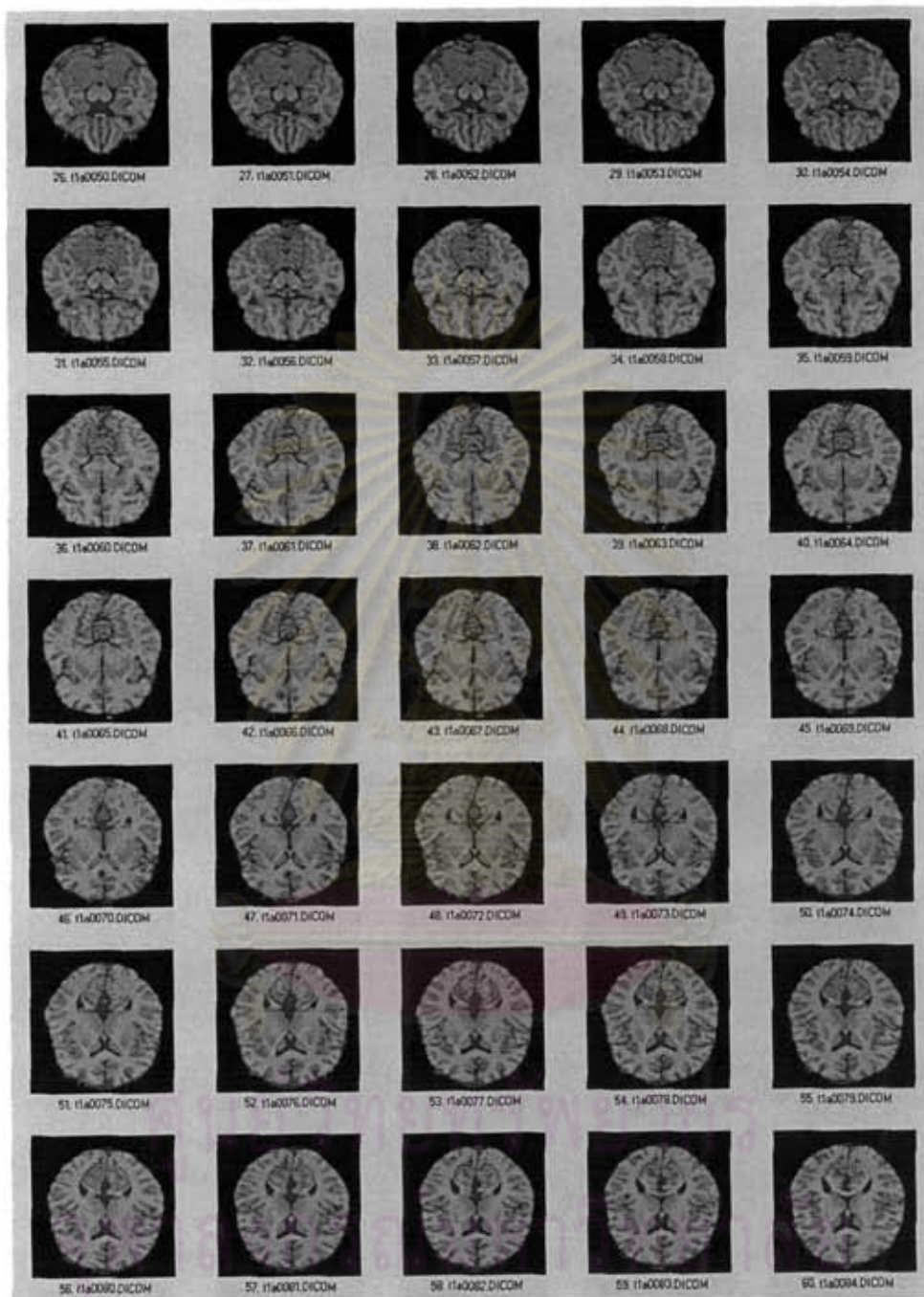


รูปที่ ข3 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจำลองแบบ *T1-weighted MRI, axial plane*  
ด้วยวิธี *Automatic Threshold* (ภาพของบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้)



รูปที่ ข4 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจำลองแบบ *T1-weighted MRI, axial plane* ด้วยวิธี *3D Watershed*  
(ภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับ)

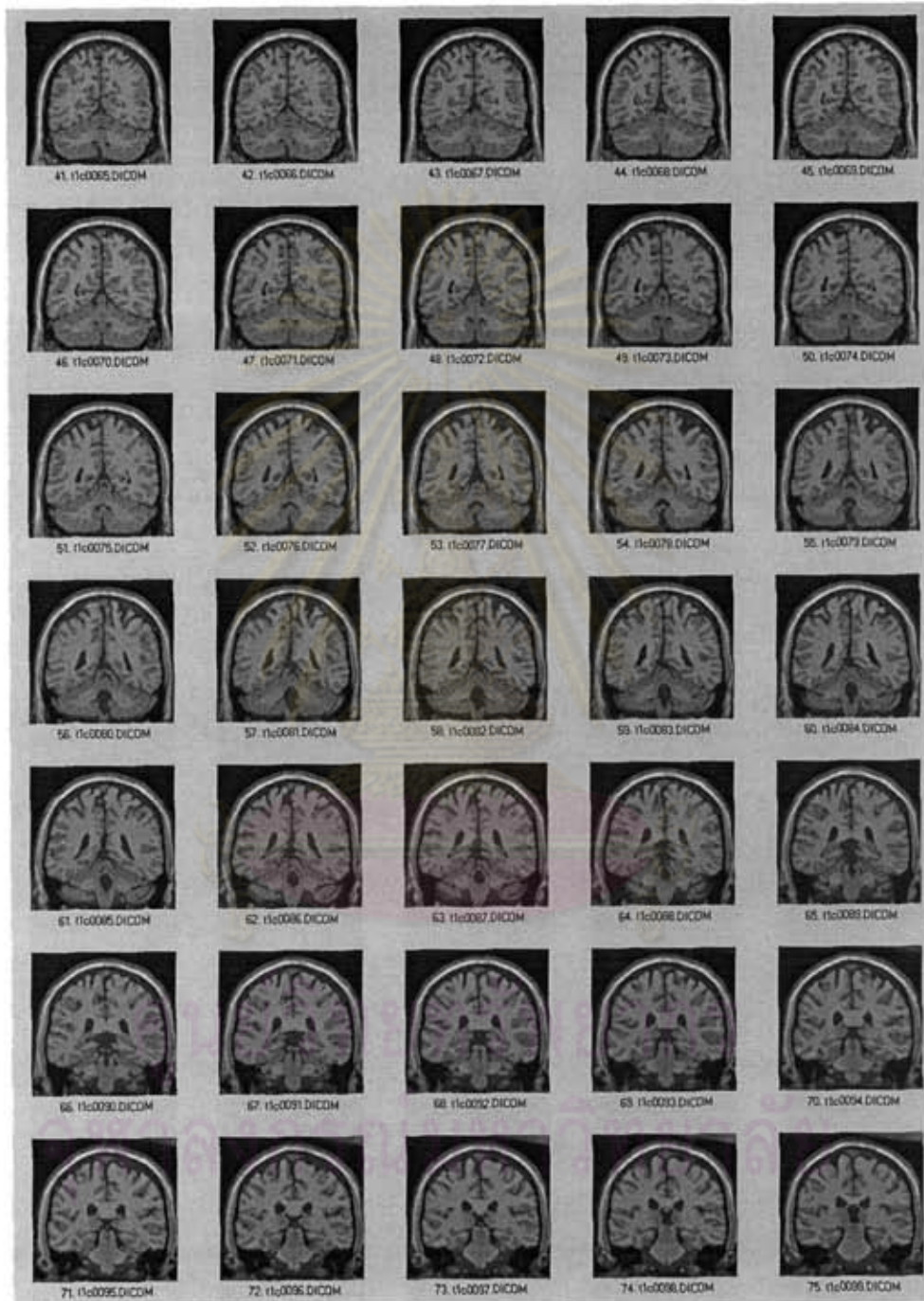




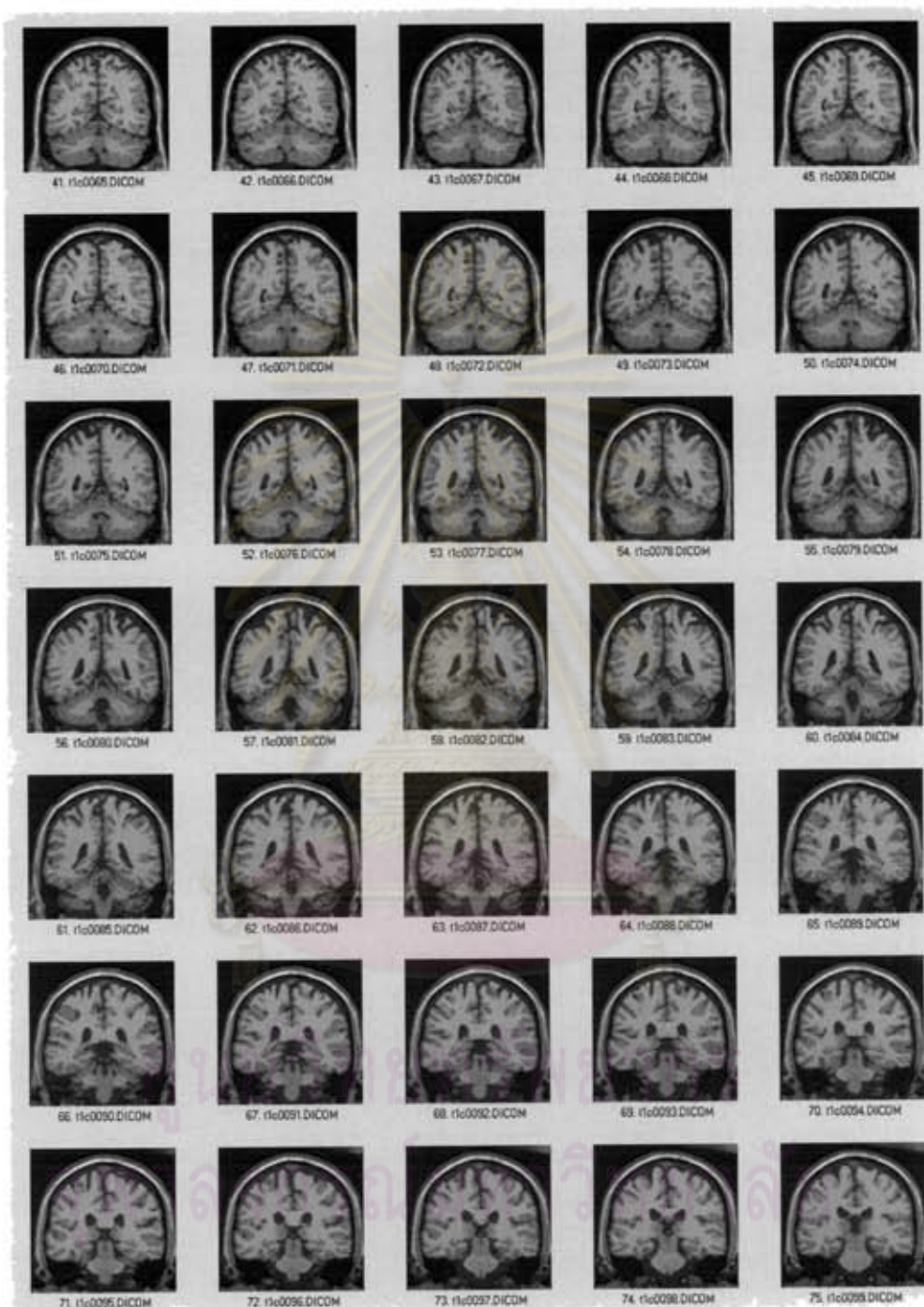
รูปที่ ขร ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพแบบ T1-weighted MRI, axial plane ด้วยวิธี 3D Watershed (ภาพของบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้)



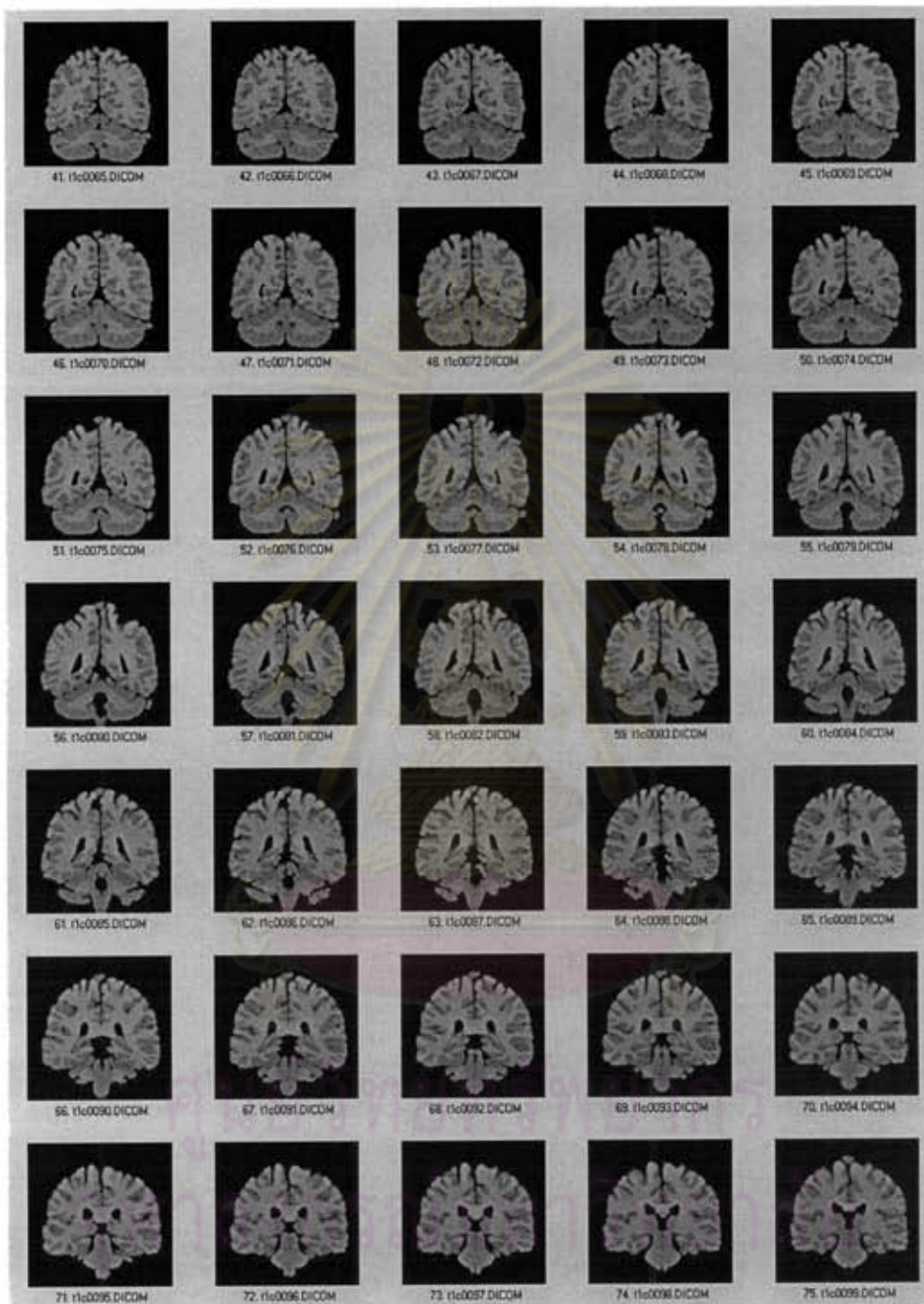
## ข1.2 ชุดภาพแบบ T1-weighted MRI, coronal plane



รูปที่ ข6 ภาพต้นฉบับของชุดภาพจำลองแบบ T1-weighted MRI, coronal plane

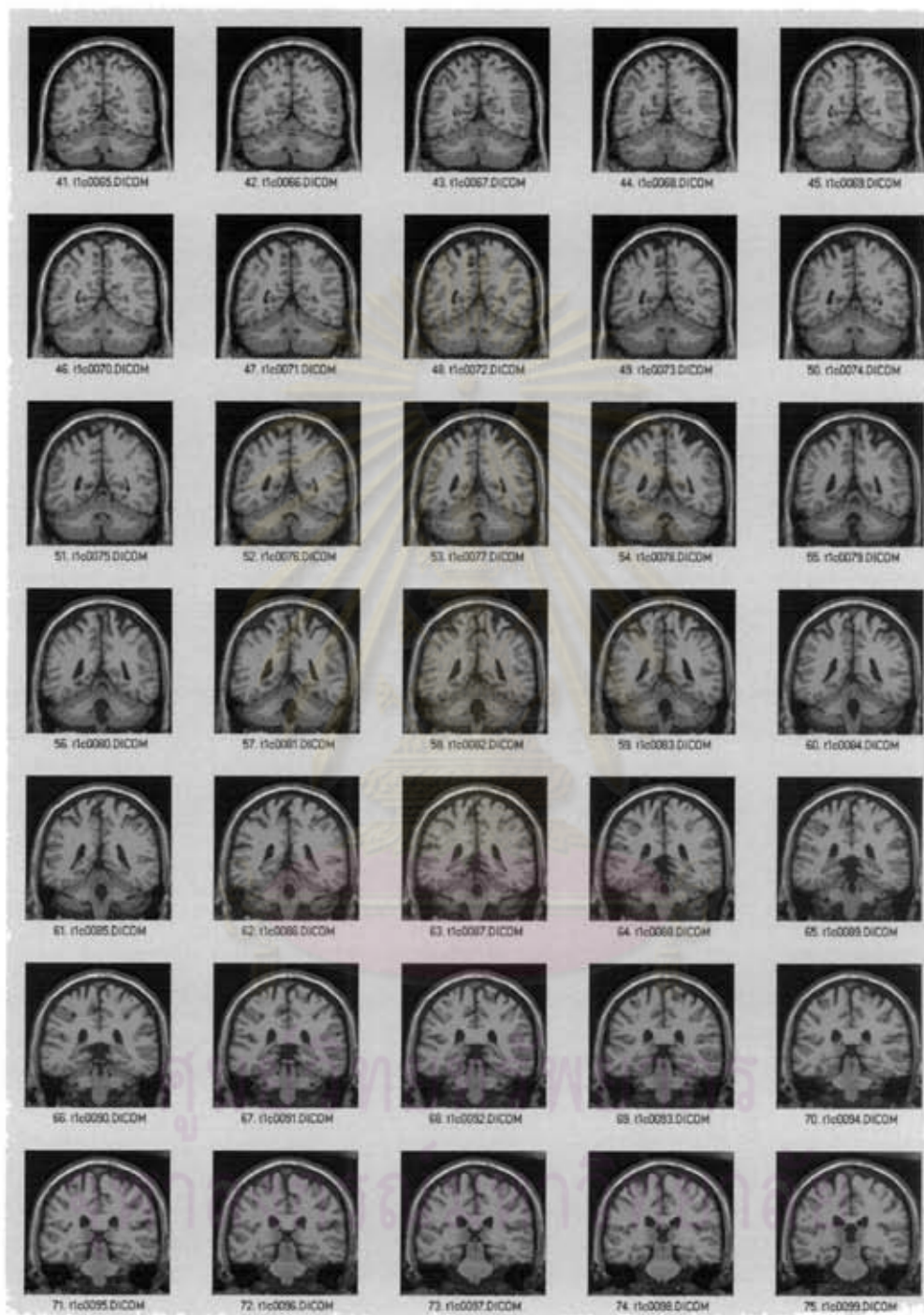


รูปที่ ๗ ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจำลองแบบ *T1-weighted MRI, coronal plane* ด้วยวิธี *Automatic Threshold* (ภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับ)



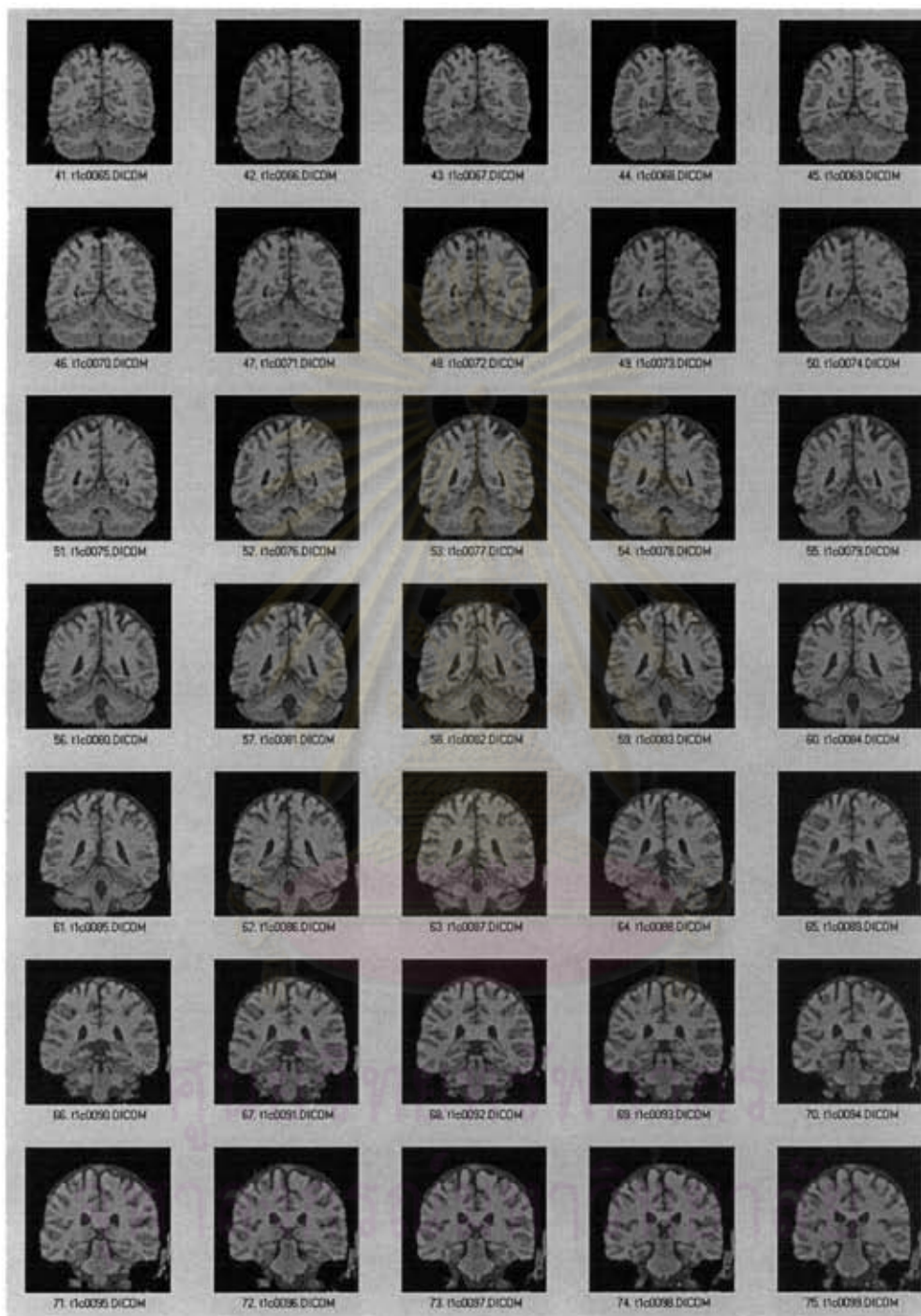
รูปที่ ๗๘ ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจำลองแบบ *T1-weighted MRI, coronal plane*  
 ด้วยวิธี *Automatic Threshold* (ภาพของบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้)





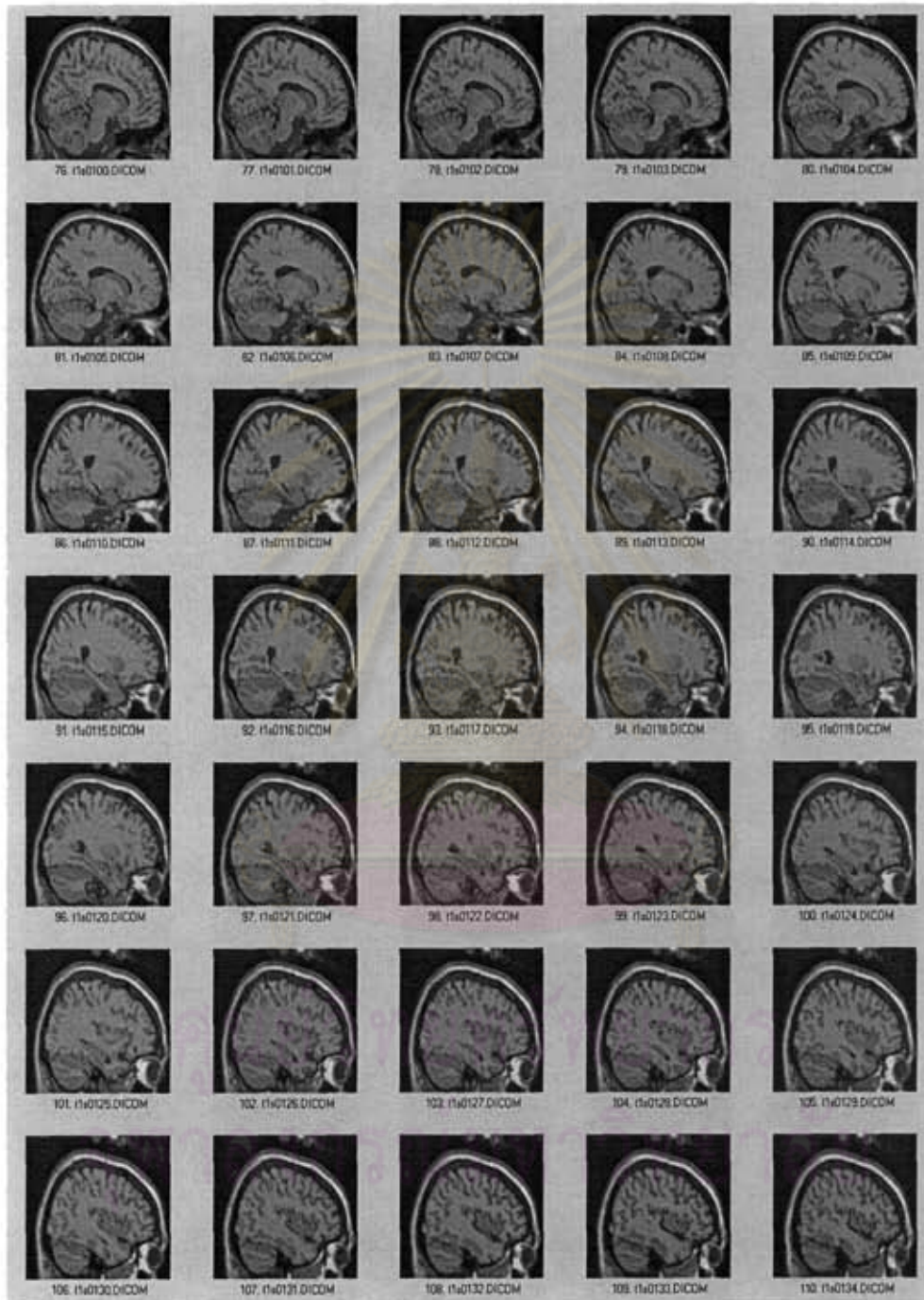
รูปที่ ข9 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจำลองแบบ *T1-weighted MRI, coronal plane*  
ด้วยวิธี *3D Watershed* (ภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับ)



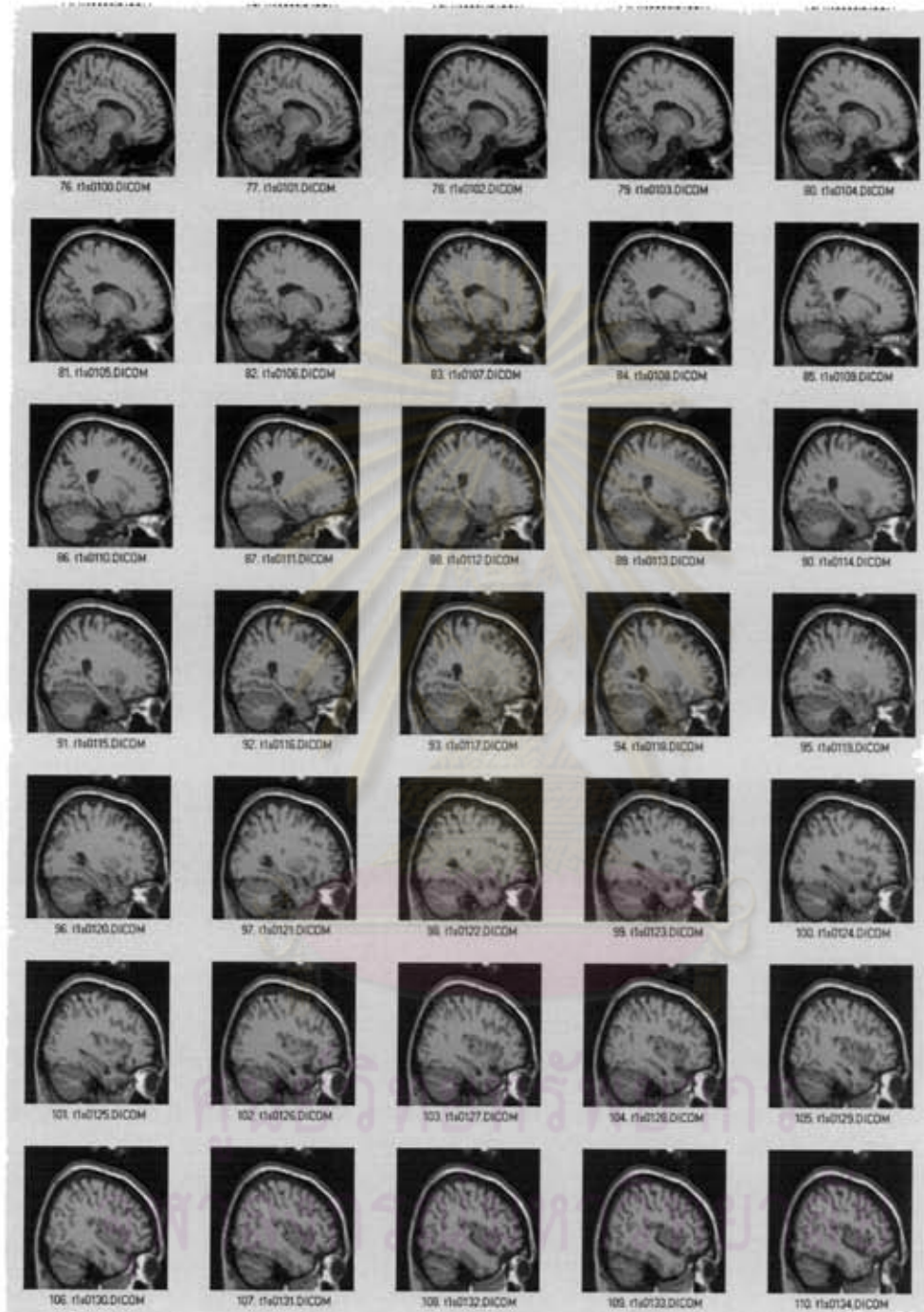


รูปที่ ข10 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจำลองแบบ *T1-weighted MRI, coronal plane*  
 ด้วยวิธี *3D Watershed* (ภาพของบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้)

### ข1.3 ชุดภาพแบบ T1-weighted MRI, sagittal plane

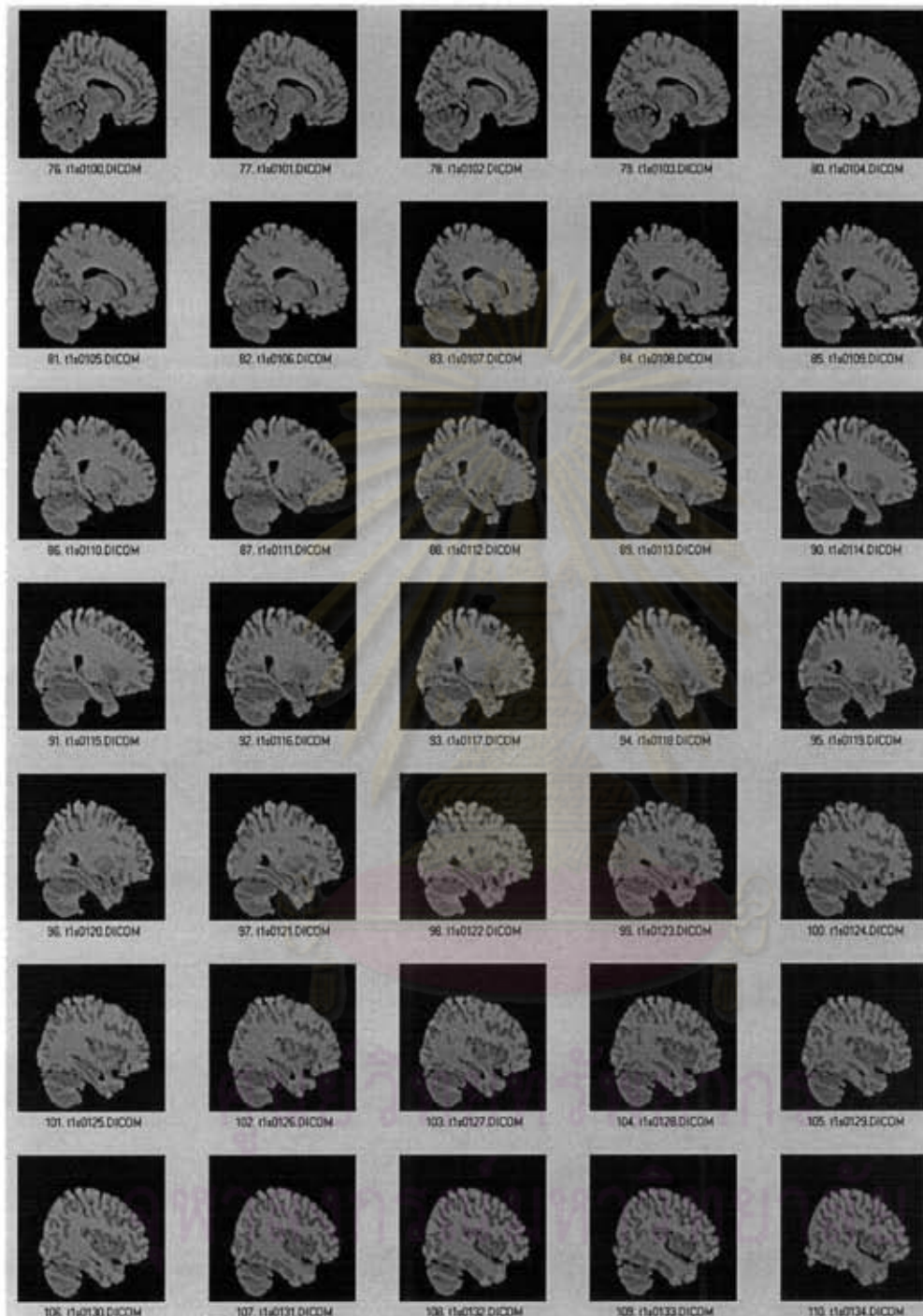


รูปที่ ข11 ภาพต้นฉบับของชุดภาพจำลองแบบ T1-weighted MRI, sagittal plane



รูปที่ ข12 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจำลองแบบ *T1-weighted MRI, sagittal plane* ด้วยวิธี *Automatic Threshold* (ภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับ)

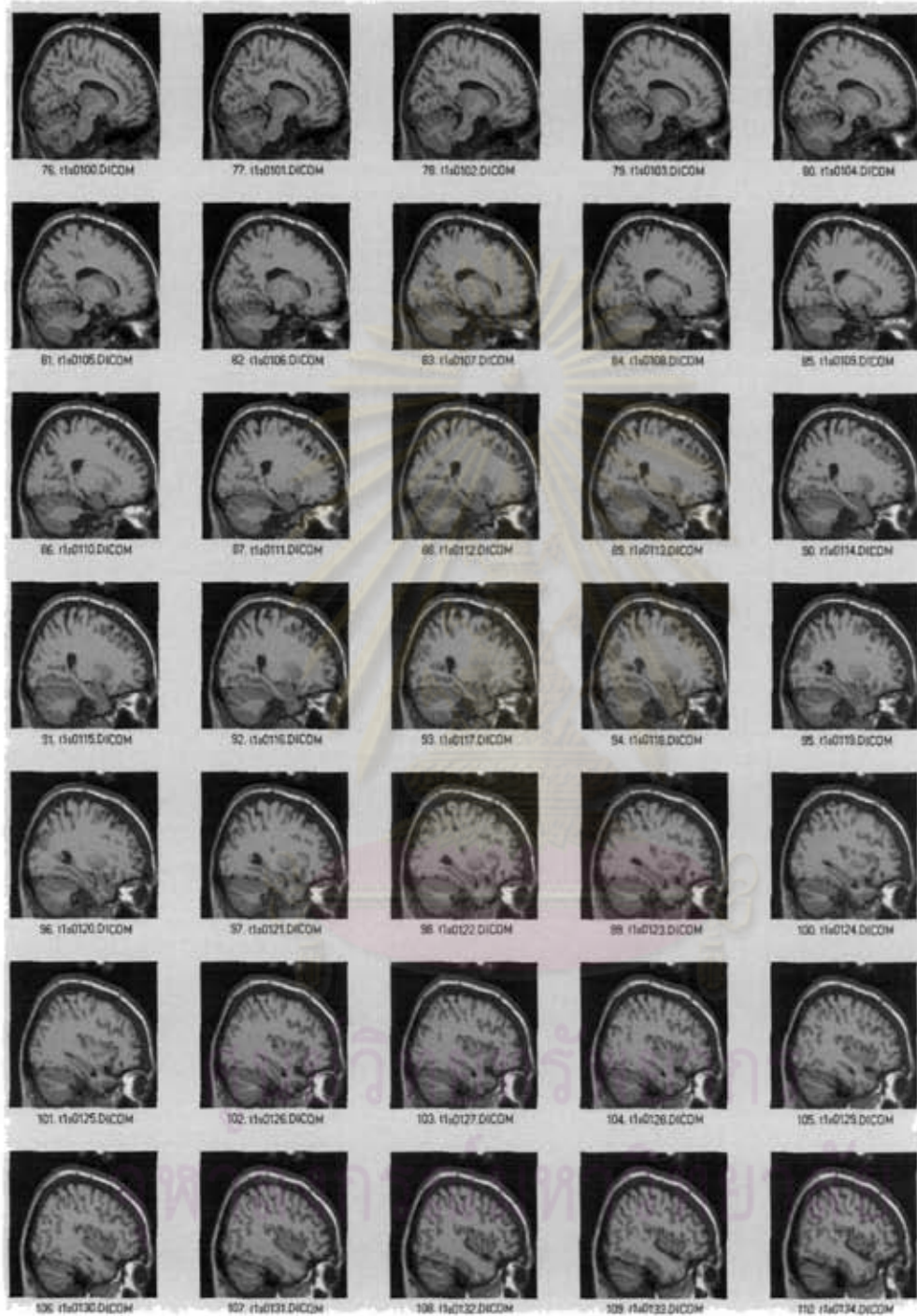




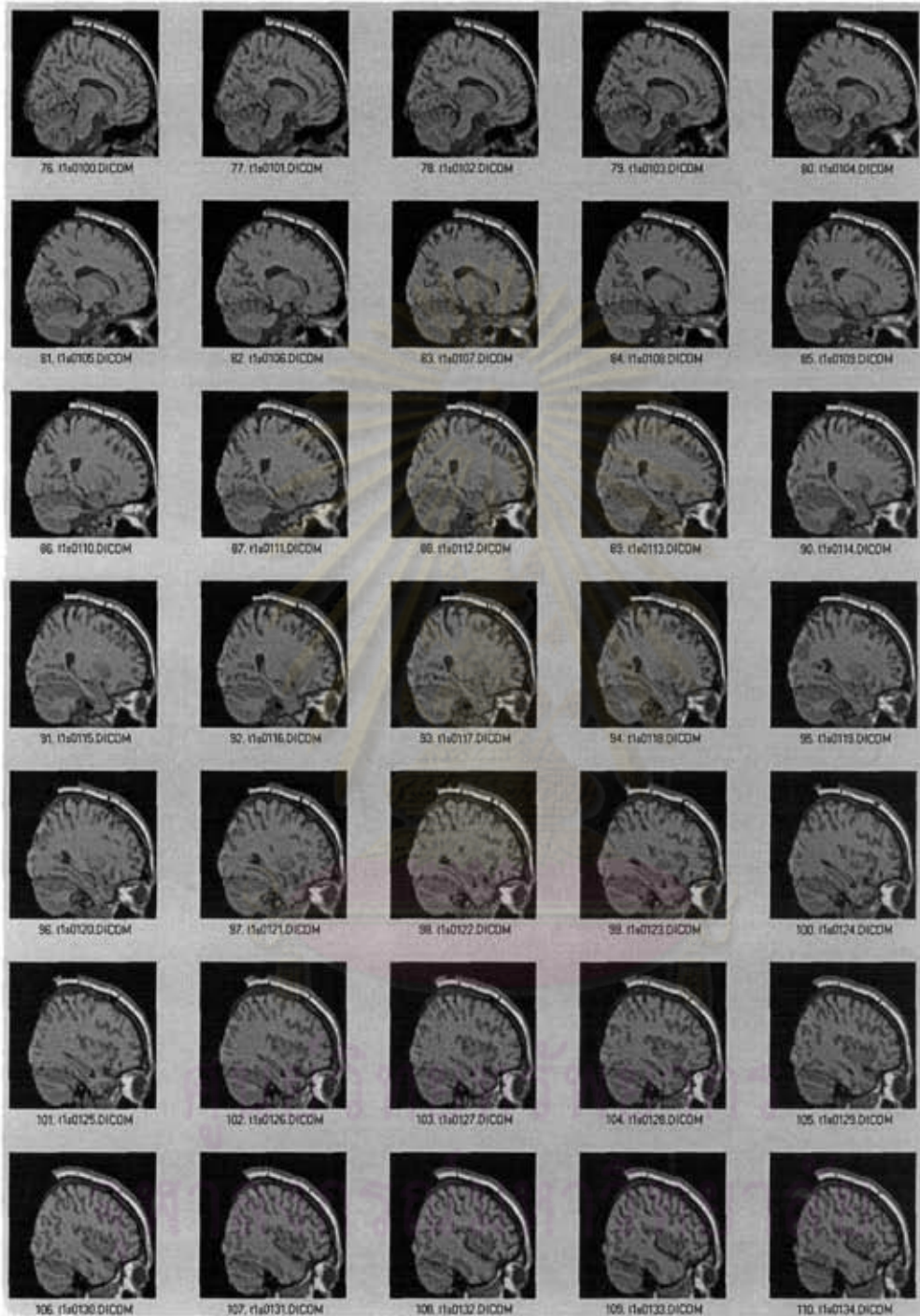
รูปที่ ข13 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจำลองแบบ T1-weighted MRI, sagittal plane

ด้วยวิธี Automatic Threshold (ภาพของบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้)





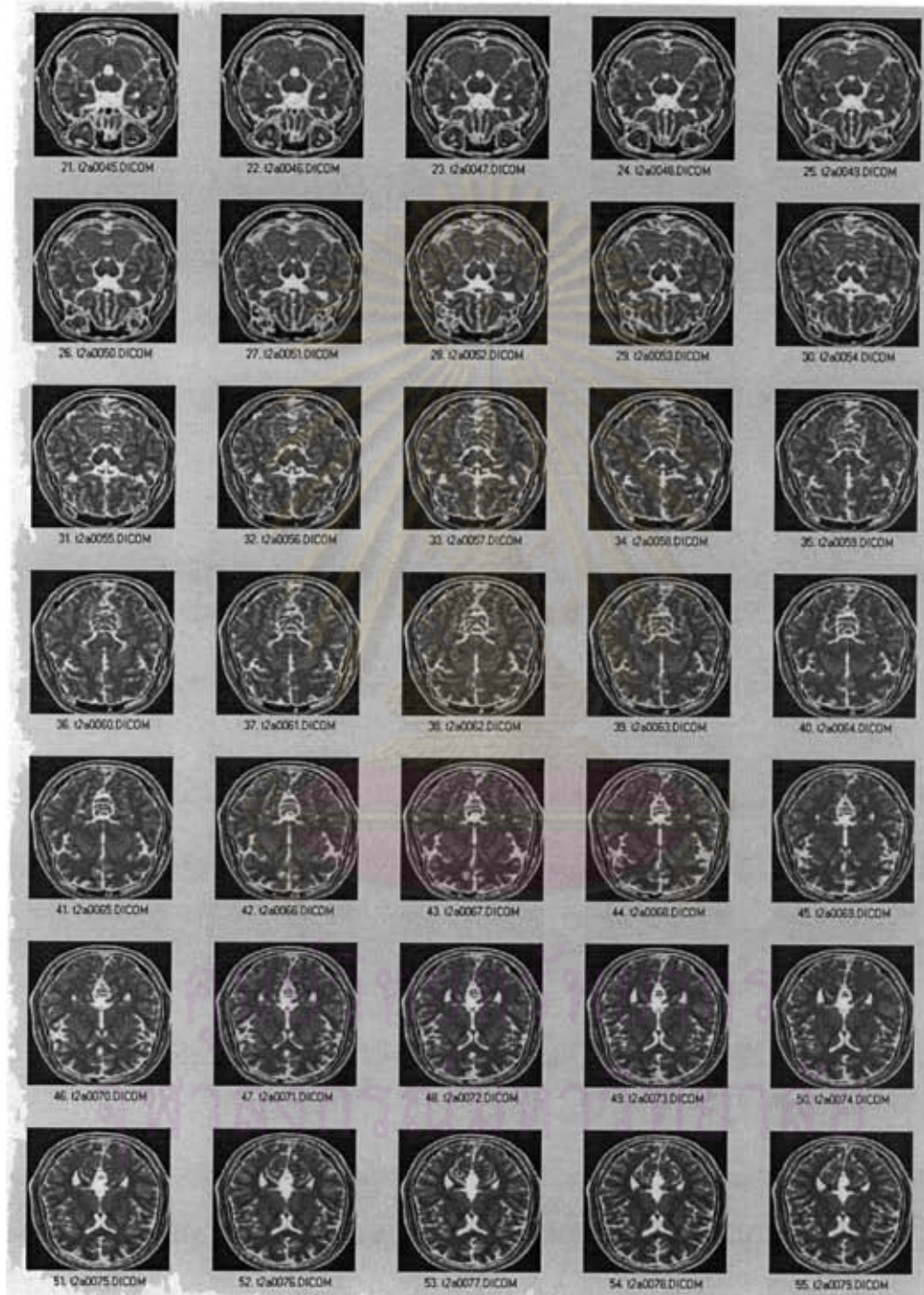
รูปที่ ข14 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจำลองแบบ T1-weighted MRI, sagittal plane  
ด้วยวิธี 3D Watershed (ภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับ)



รูปที่ ข15 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจำลองแบบ *T1-weighted MRI, sagittal plane*  
 ด้วยวิธี *3D Watershed* (ภาพของบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้)

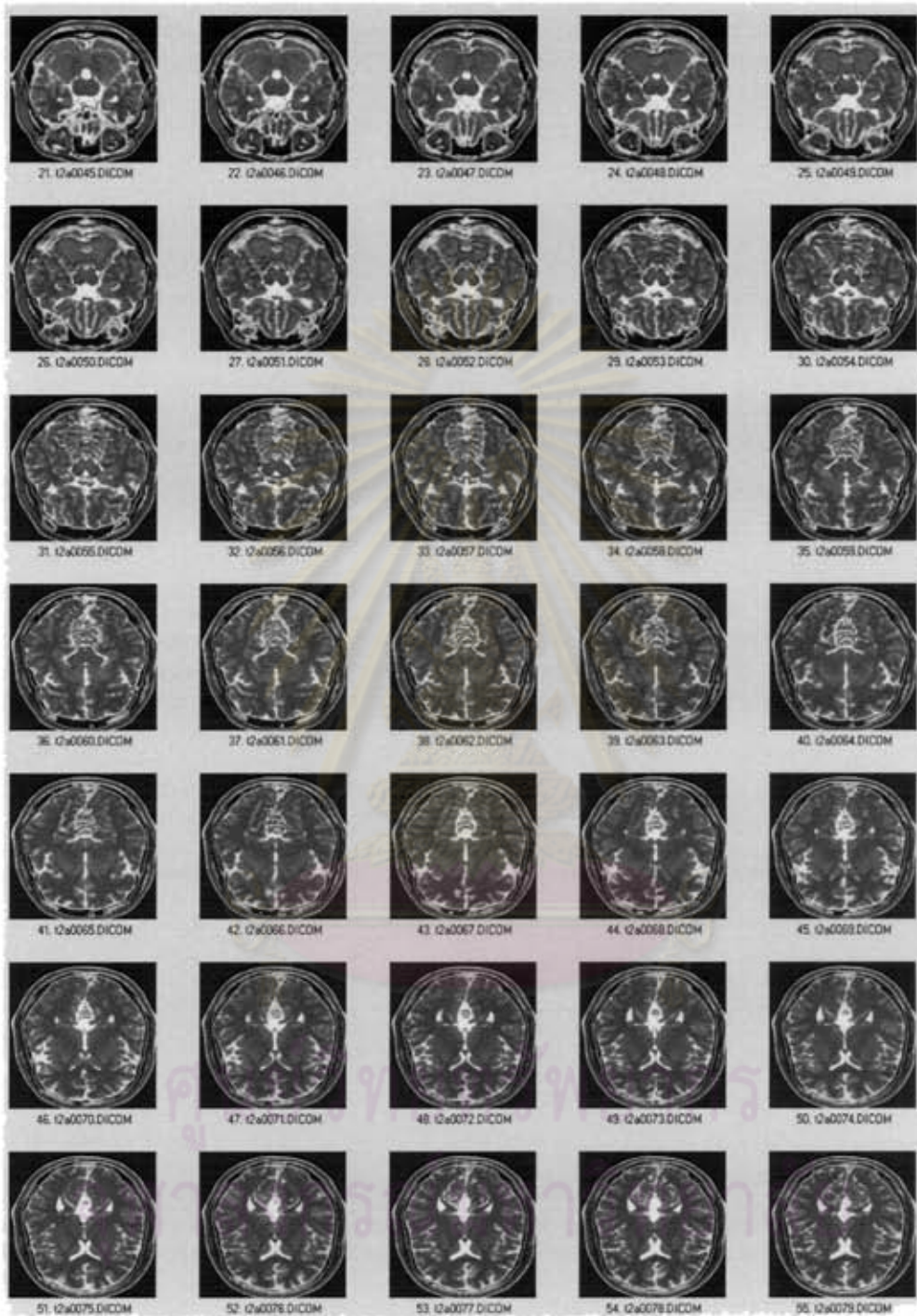


#### ข1.4 ชุดภาพแบบ T2-weighted MRI, axial plane

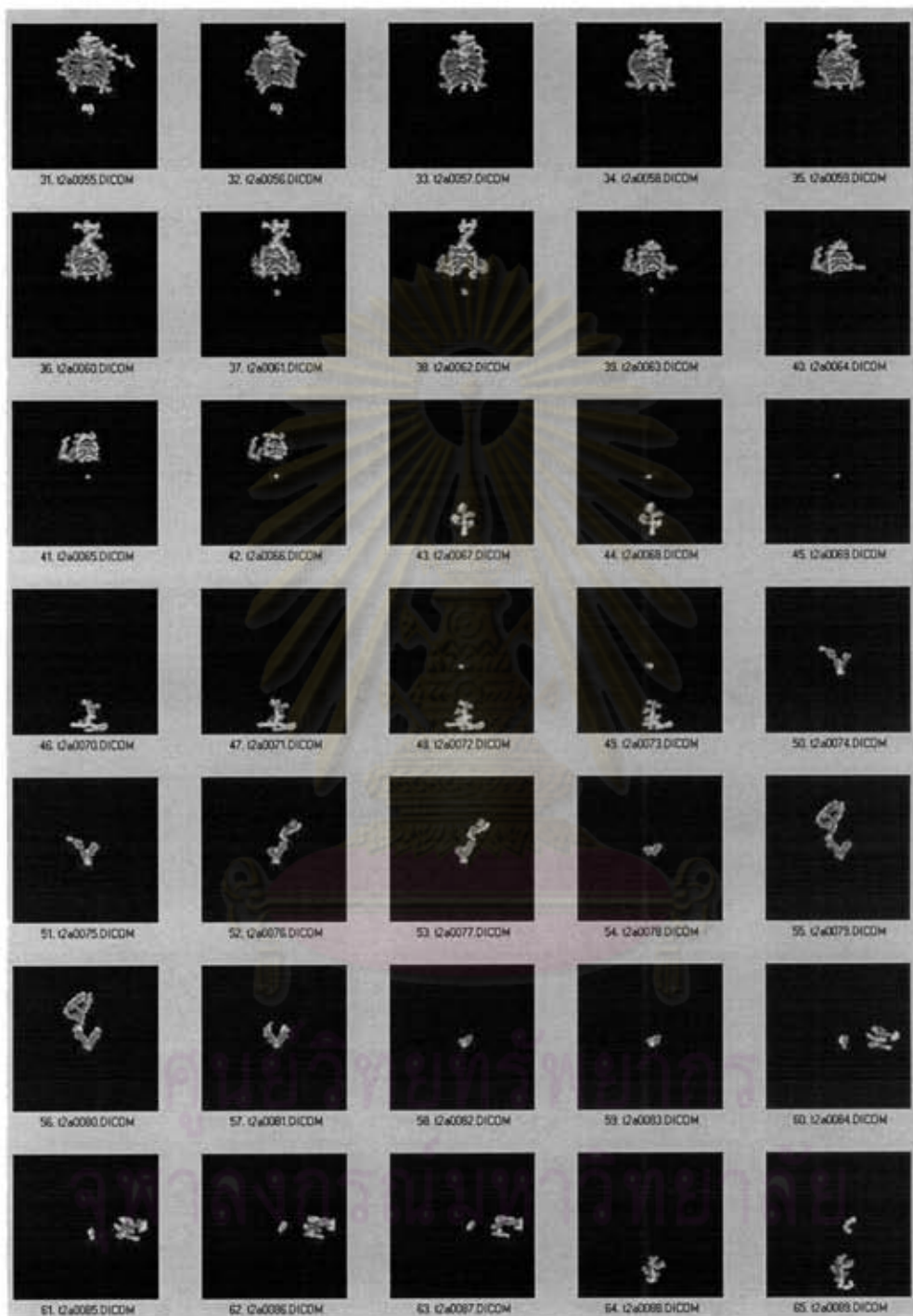


รูปที่ ข16 ภาพต้นฉบับของชุดภาพจำลองแบบ T2-weighted MRI, axial plane

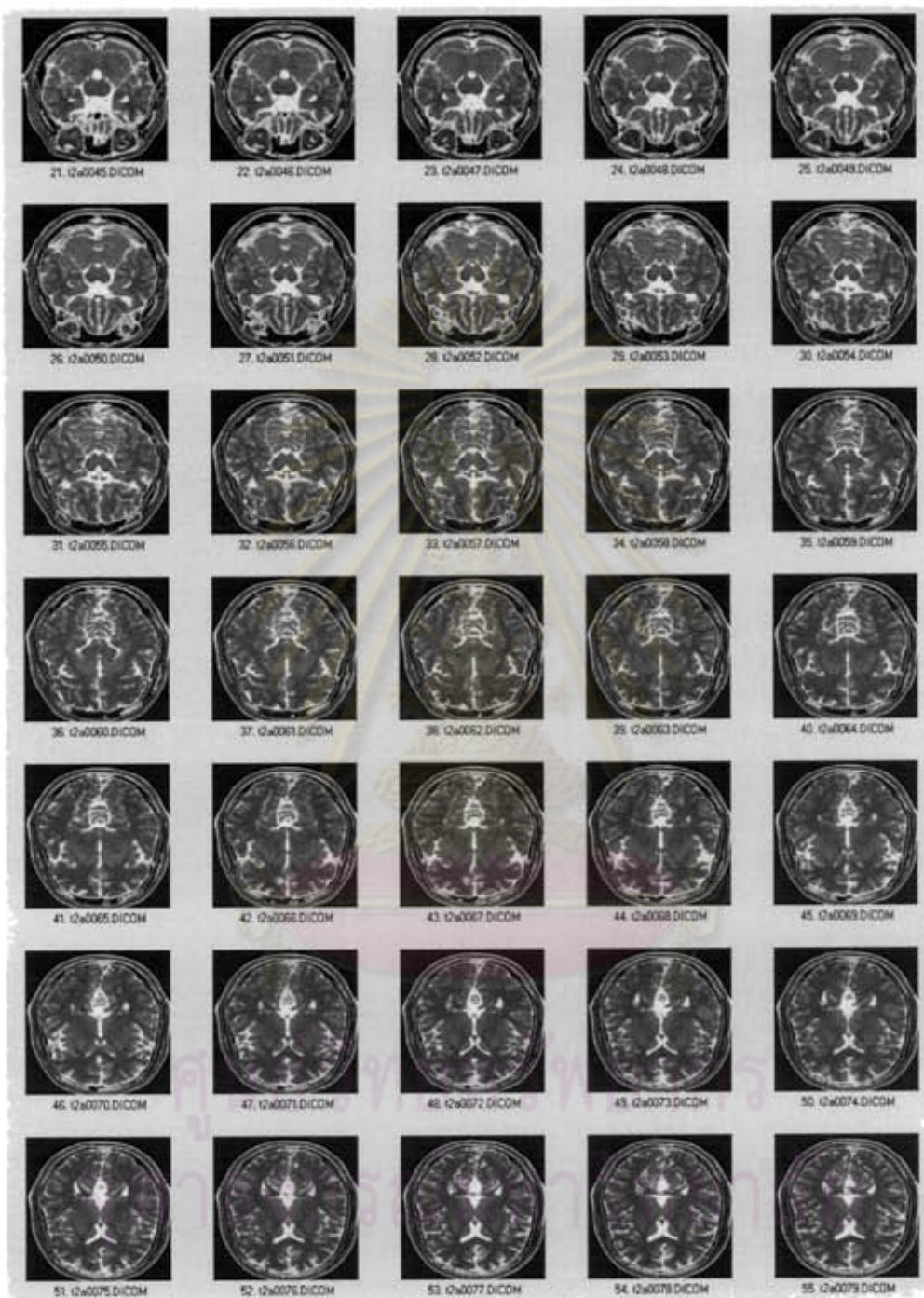




รูปที่ ข17 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจำลองแบบ T1-weighted MRI, axial plane  
ด้วยวิธี Automatic Threshold (ภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับ)

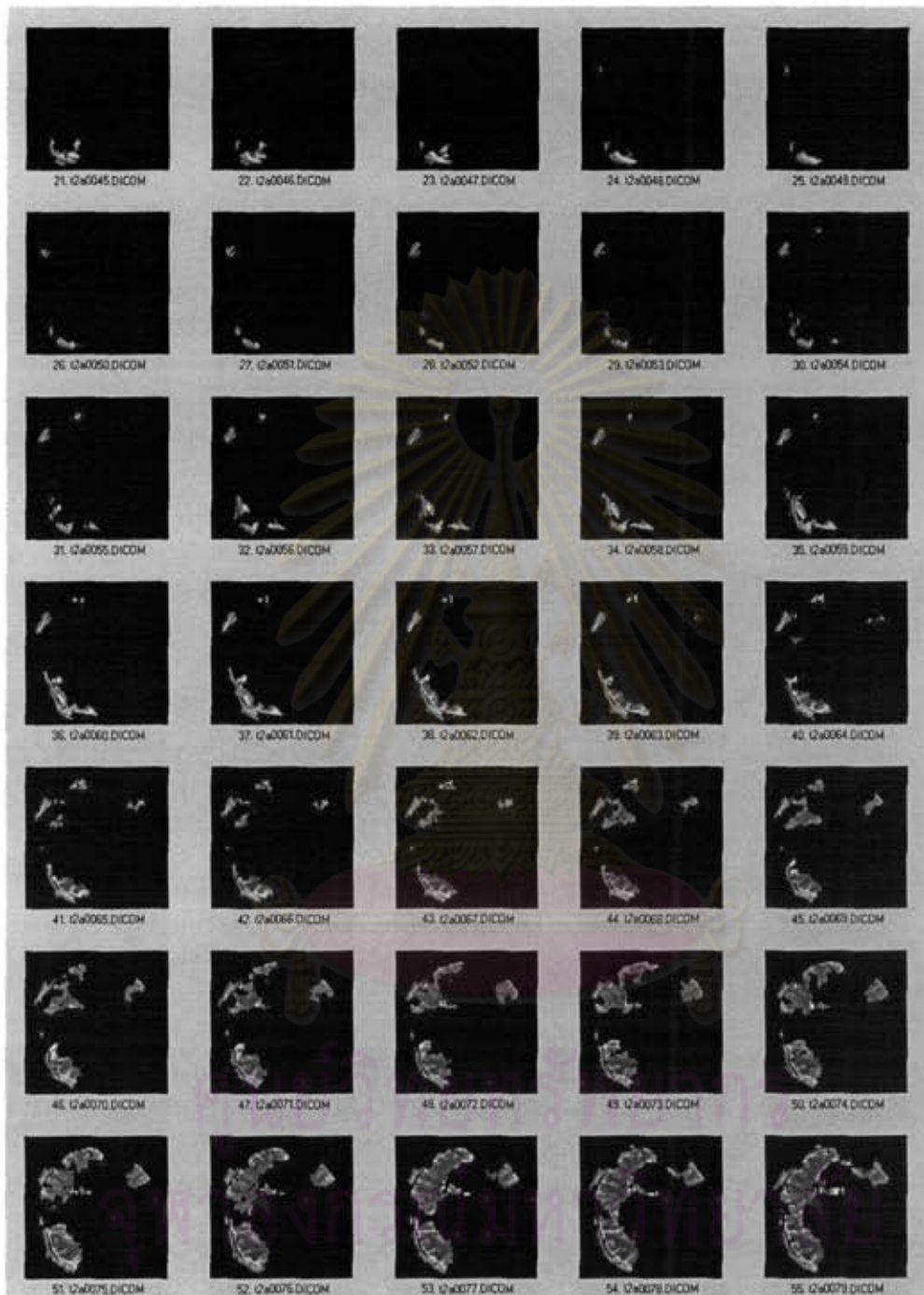


รูปที่ ข18 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจำลองแบบ T2-weighted MRI, axial plane  
ด้วยวิธี Automatic Threshold (ภาพของบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้)



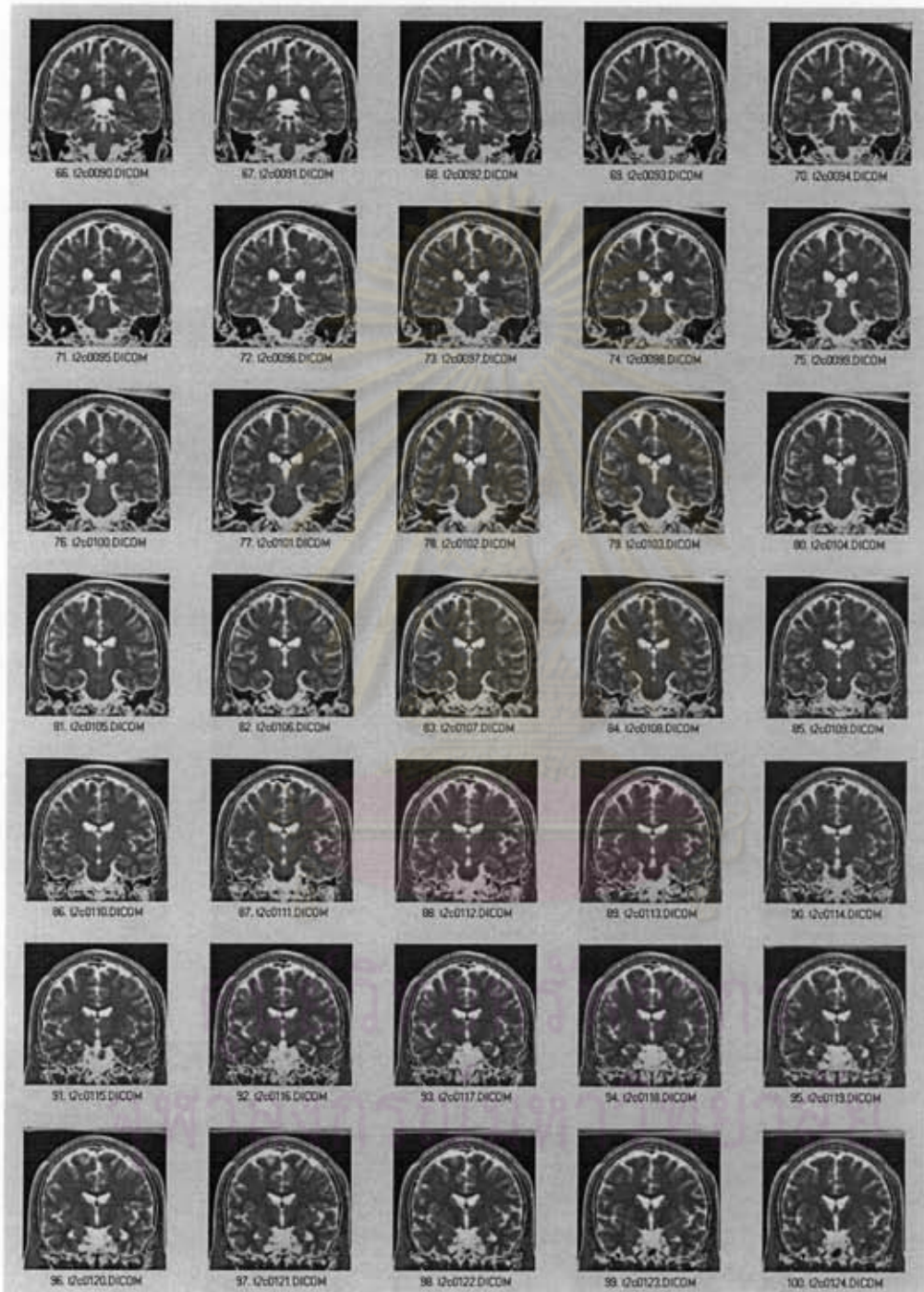
รูปที่ ข19 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจำลองแบบ T2-weighted MRI, axial plane  
ด้วยวิธี 3D Watershed (ภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับ)





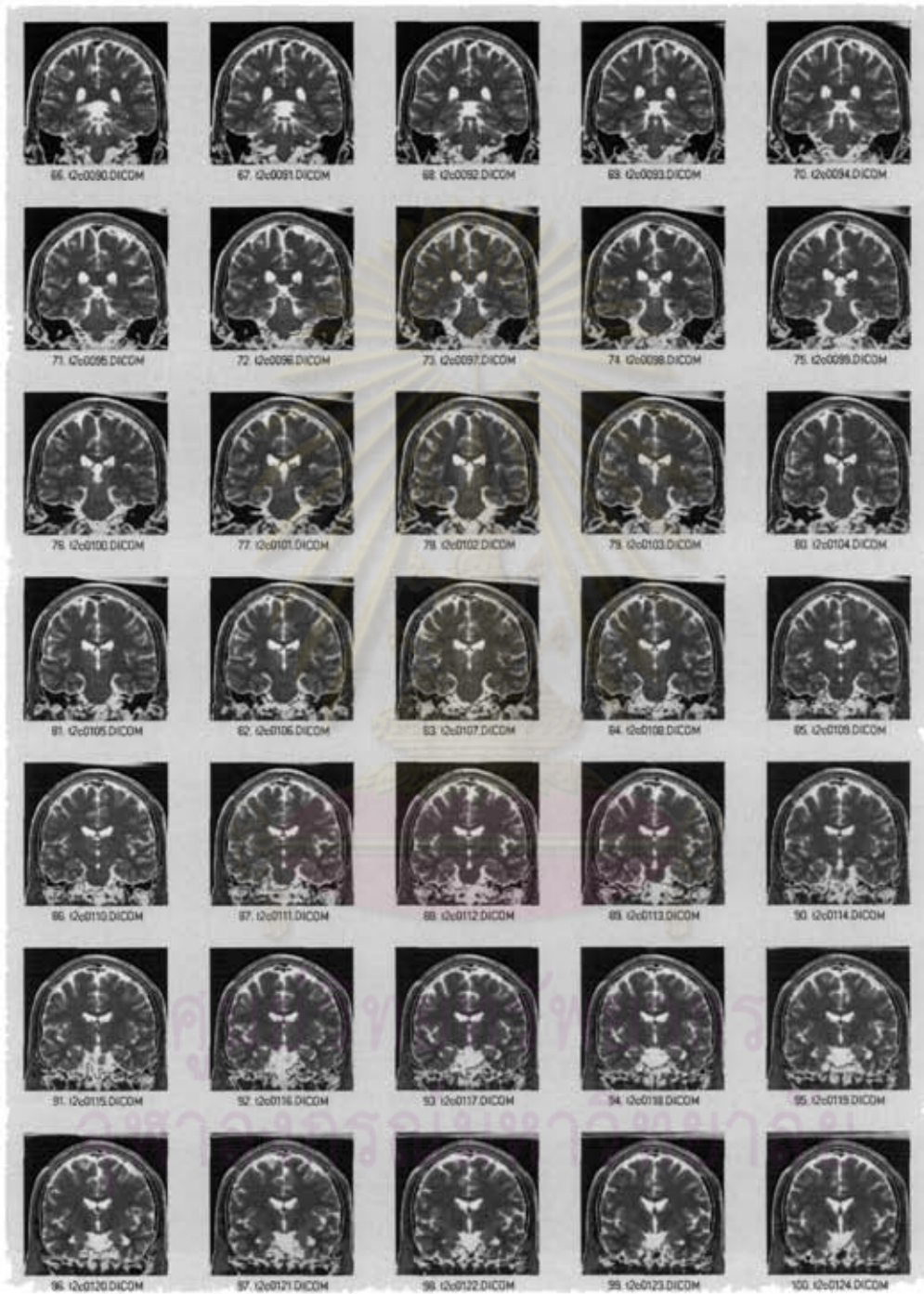
รูปที่ ข20 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจำลองแบบ *T2-weighted MRI, axial plane*  
ด้วยวิธี 3D Watershed (ภาพของบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้)

### ข1.5 ชุดภาพแบบ T2-weighted MRI, coronal plane



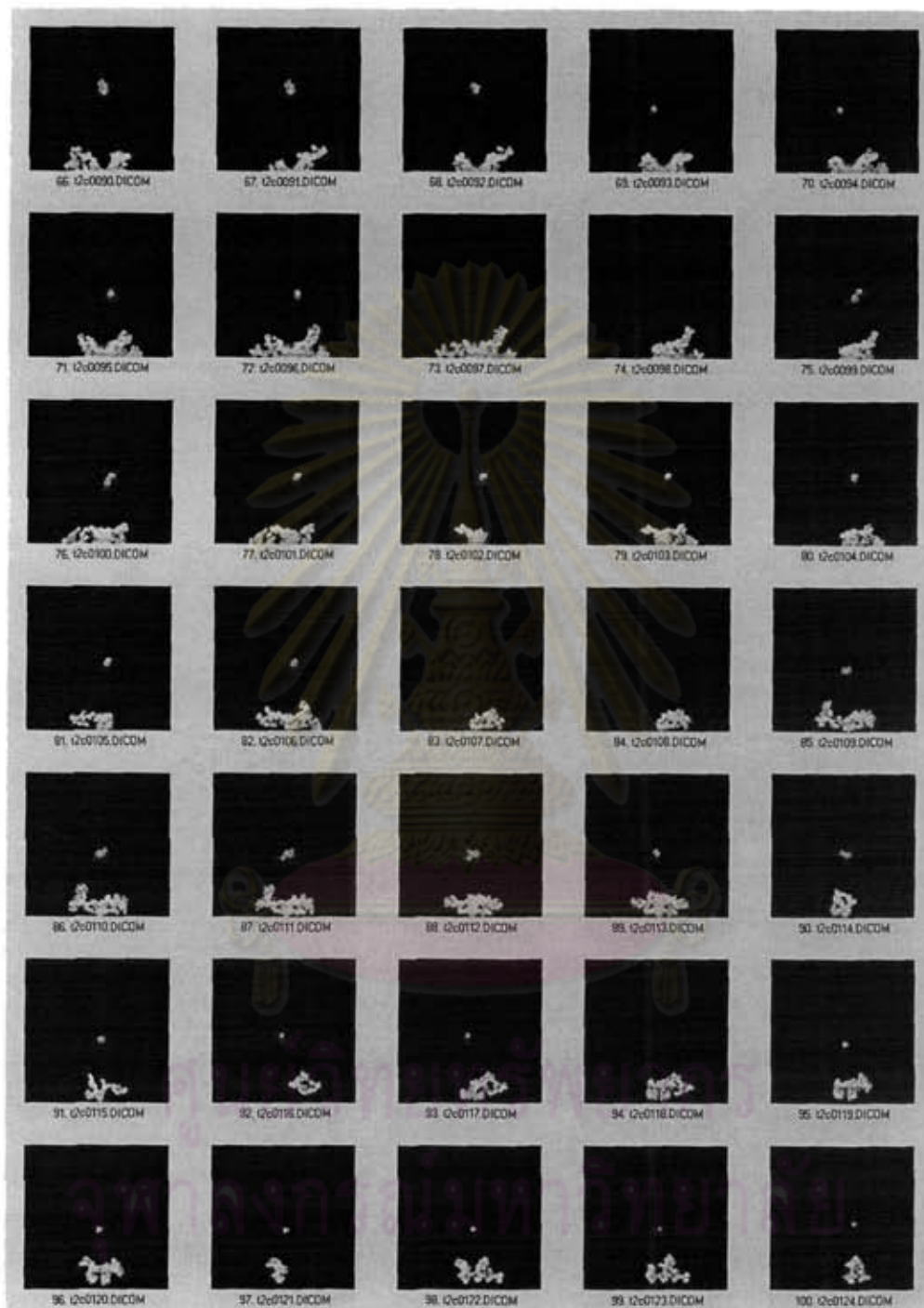
รูปที่ ข21 ภาพต้นฉบับของชุดภาพจำลองแบบ T2-weighted MRI, coronal plane



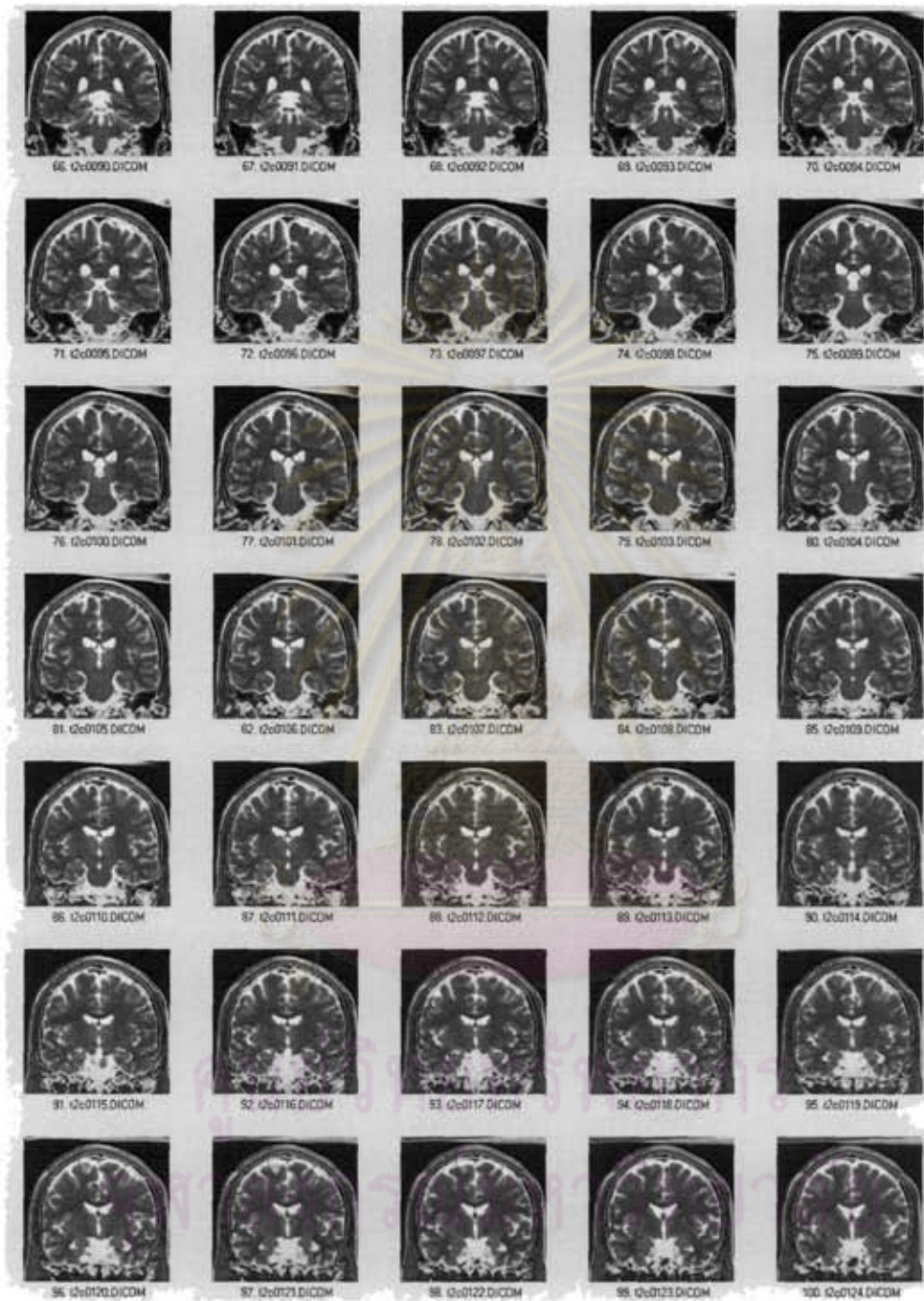


รูปที่ ข22 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจำลองแบบ T2-weighted MRI, coronal plane ด้วยวิธี Automatic Threshold (ภาพขอบของบริเวณสมองชั้นทึบบนภาพต้นฉบับ)

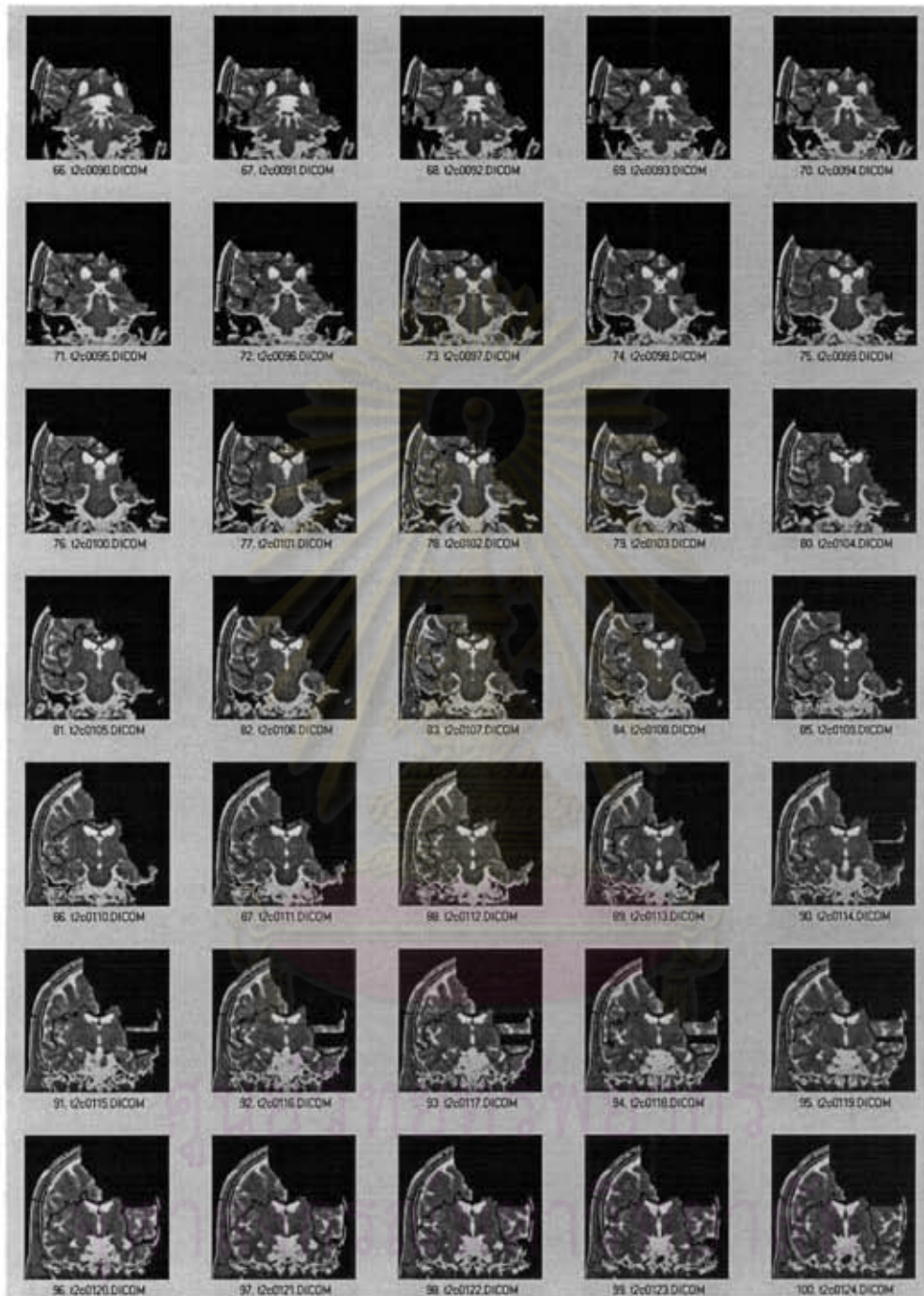




รูปที่ ข23 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจำลองแบบ T2-weighted MRI, coronal plane  
ด้วยวิธี Automatic Threshold (ภาพของบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้)



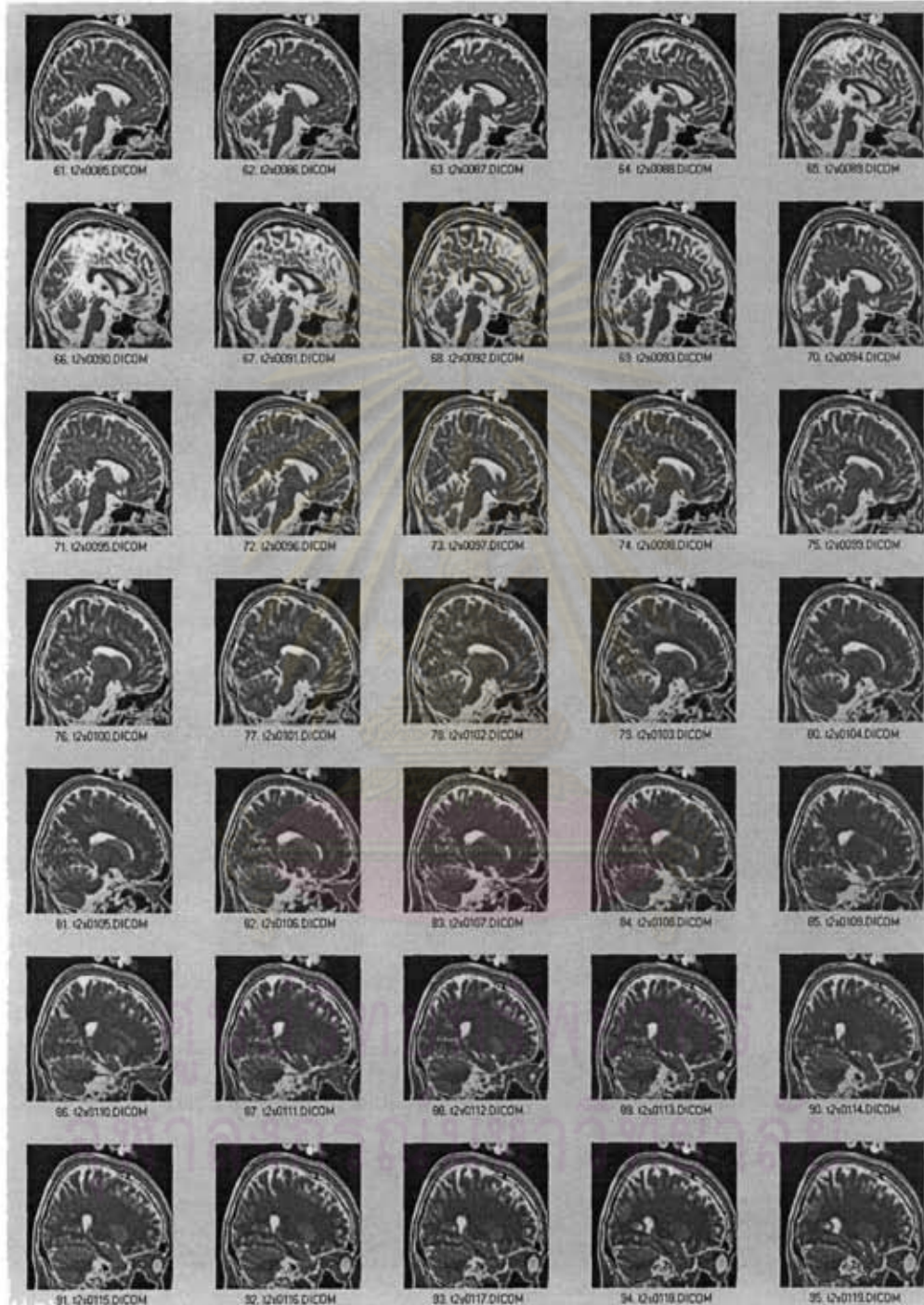
รูปที่ ข24 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจำลองแบบ T2-weighted MRI, coronal plane  
ด้วยวิธี 3D Watershed (ภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับ)



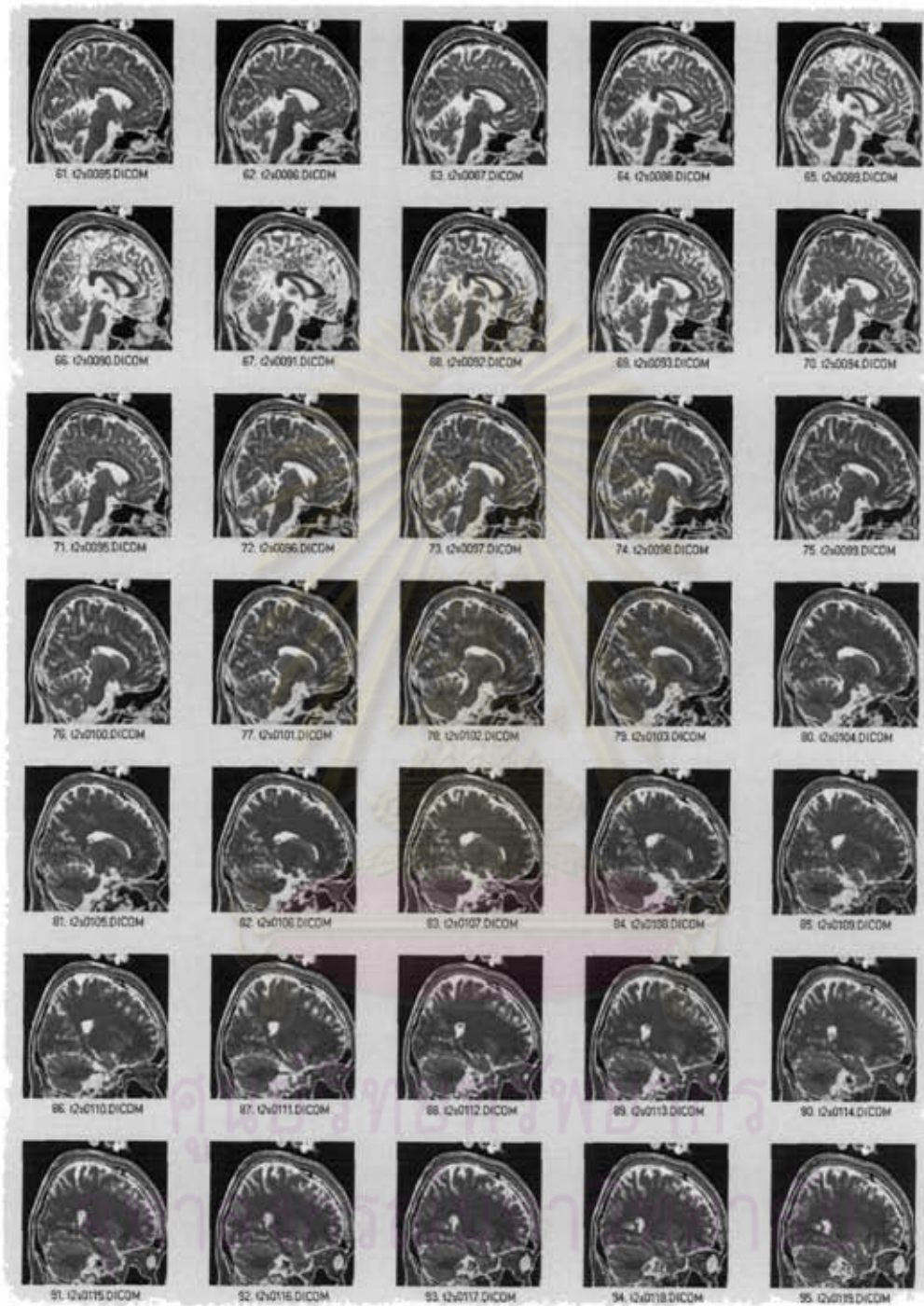
รูปที่ ข25 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจำลองแบบ *T2-weighted MRI, coronal plane*  
ด้วยวิธี *3D Watershed* (ภาพของบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้)



### ข1.6 ชุดภาพแบบ T2-weighted MRI, sagittal plane

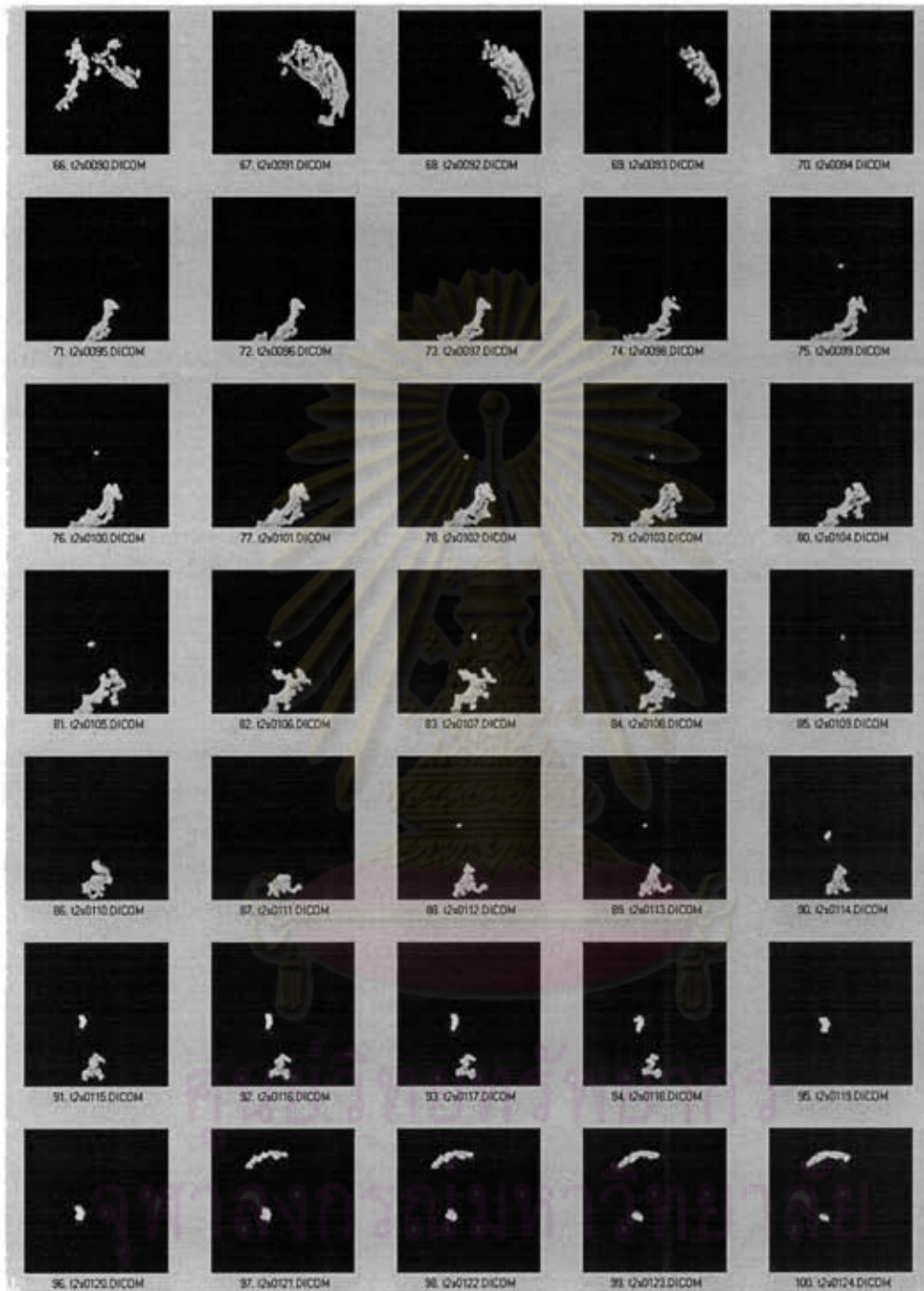


รูปที่ ข26 ภาพต้นฉบับของชุดภาพจำลองแบบ T2-weighted MRI, sagittal plane



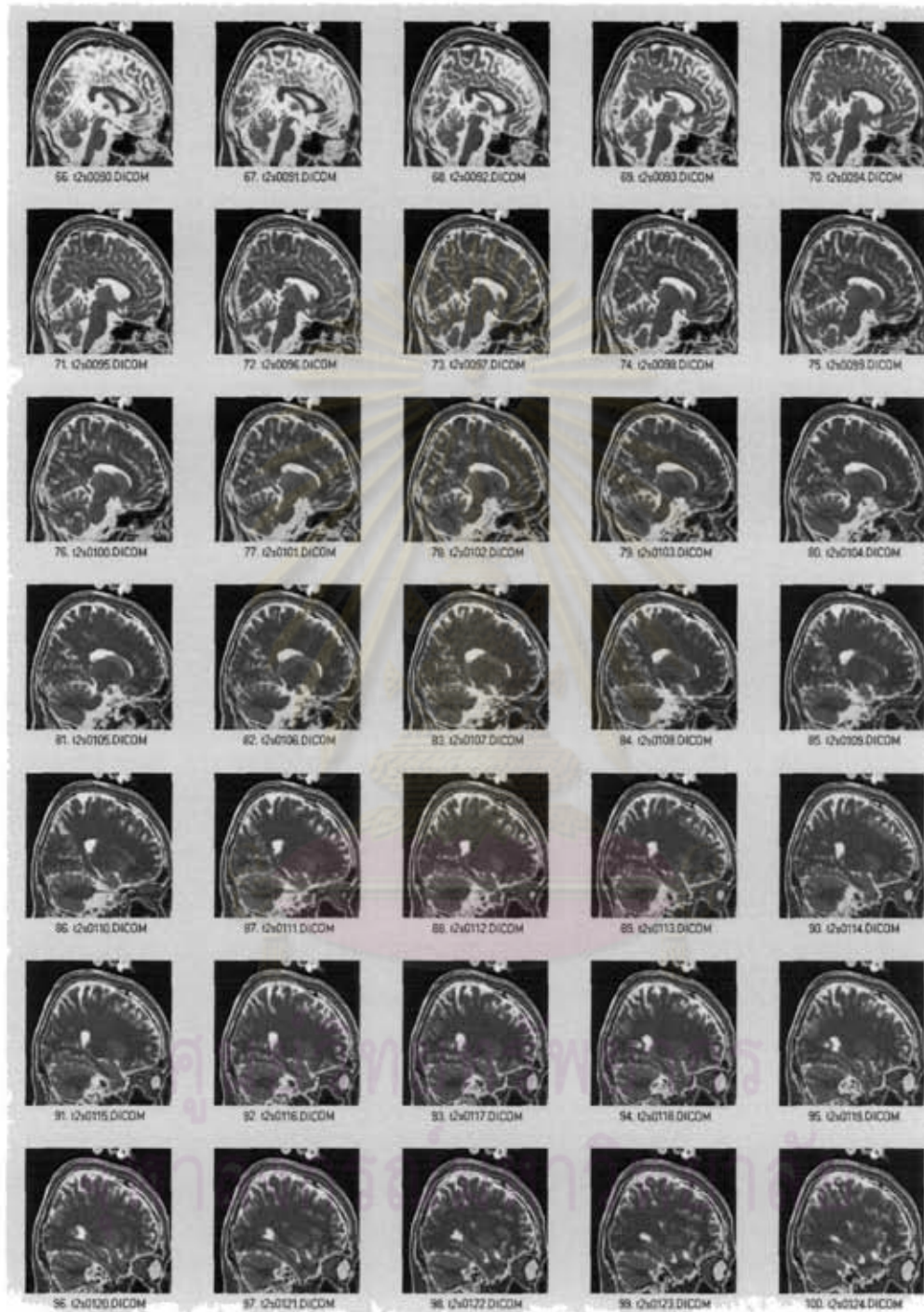
รูปที่ ข27 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจำลองแบบ *T2-weighted MRI, sagittal plane*  
ด้วยวิธี *Automatic Threshold* (ภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับ)



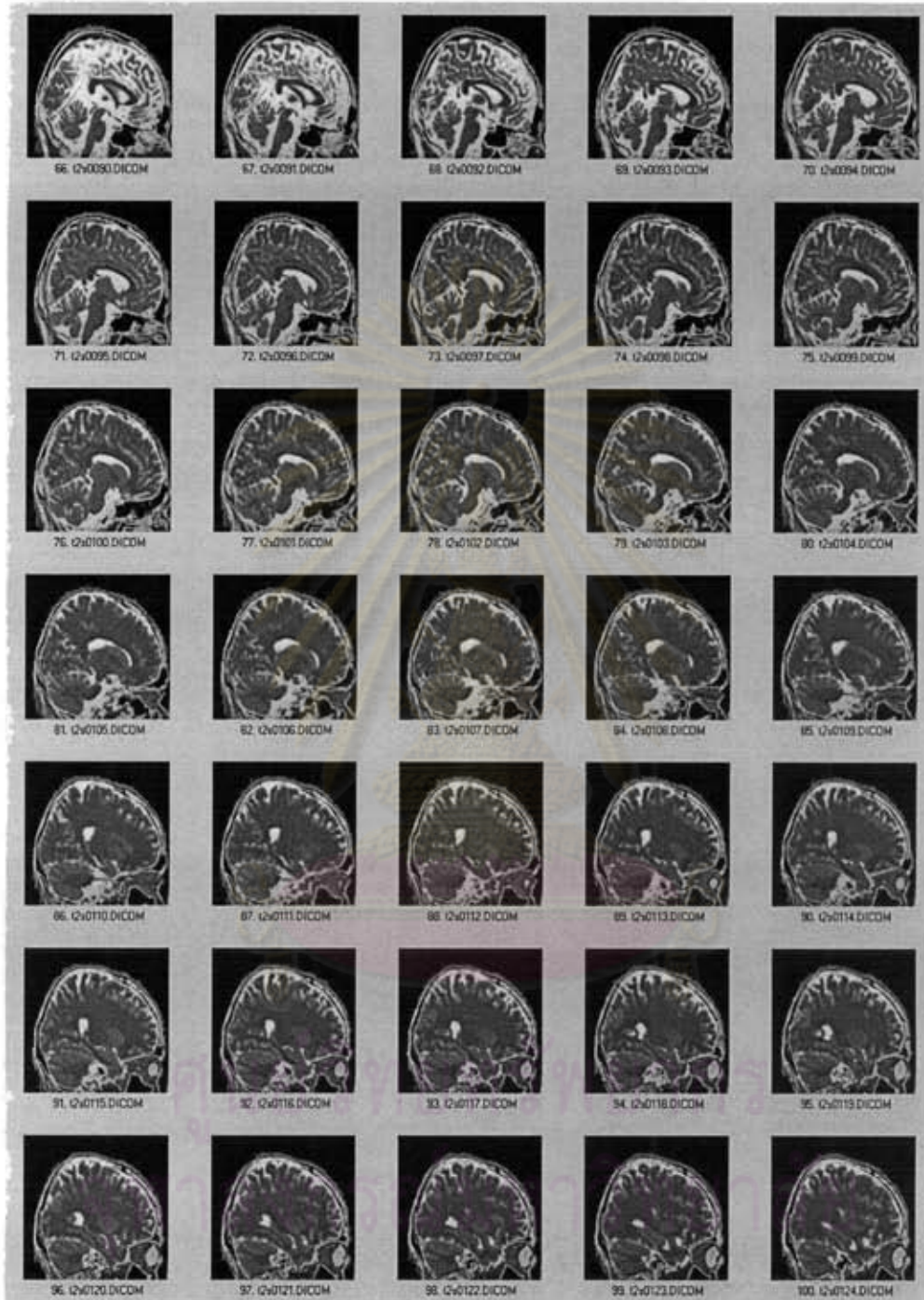


รูปที่ ข28 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจำลองแบบ *T2-weighted MRI, sagittal plane*  
 ด้วยวิธี *Automatic Threshold* (ภาพของบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้)





รูปที่ ข29 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจำลองแบบ T2-weighted MRI, sagittal plane  
ด้วยวิธี 3D Watershed (ภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับ)



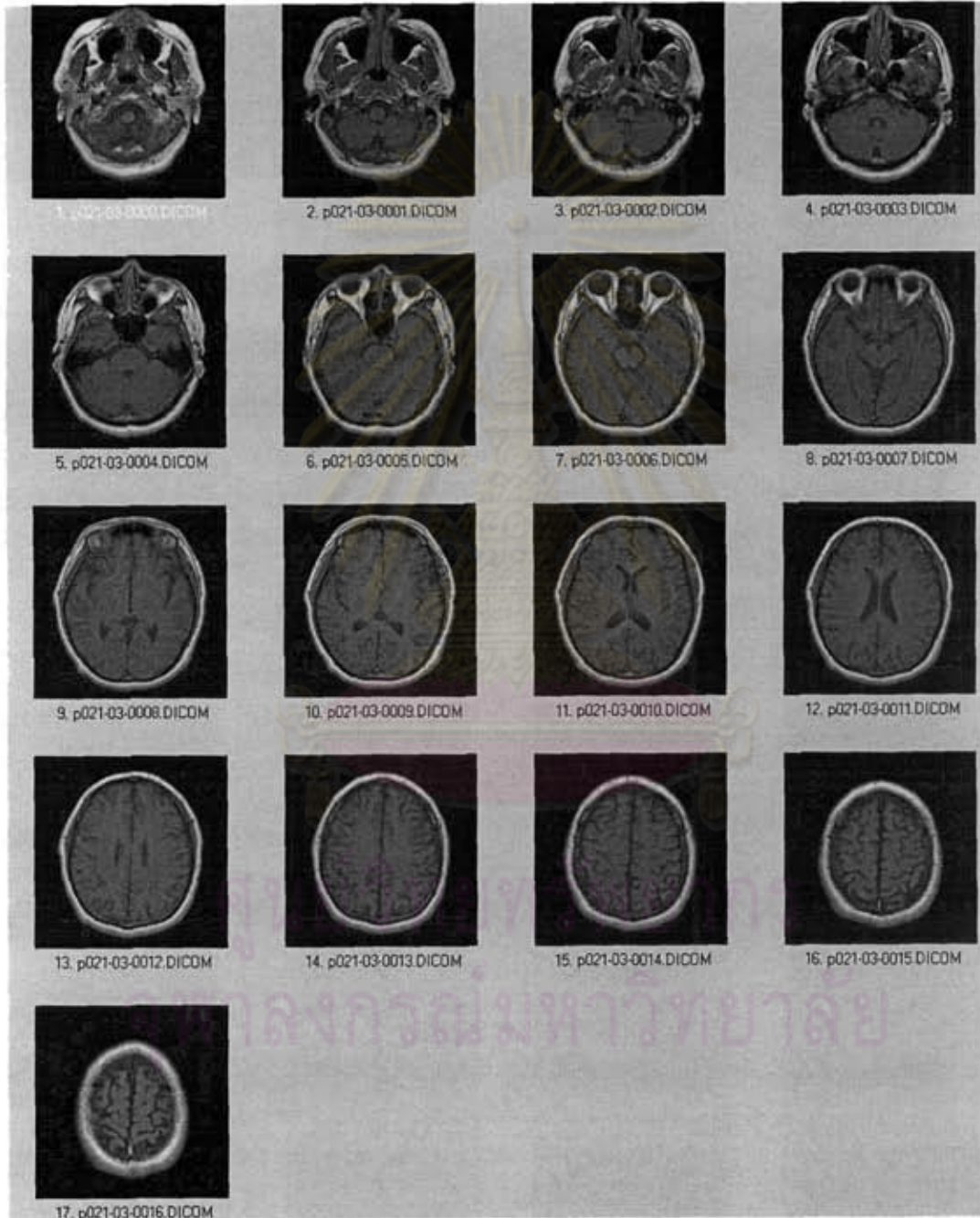
รูปที่ ข30 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจำลองแบบ T2-weighted MRI, sagittal plane  
ด้วยวิธี 3D Watershed (ภาพของบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้)



## ข2. ชุดภาพจากโรงพยาบาล

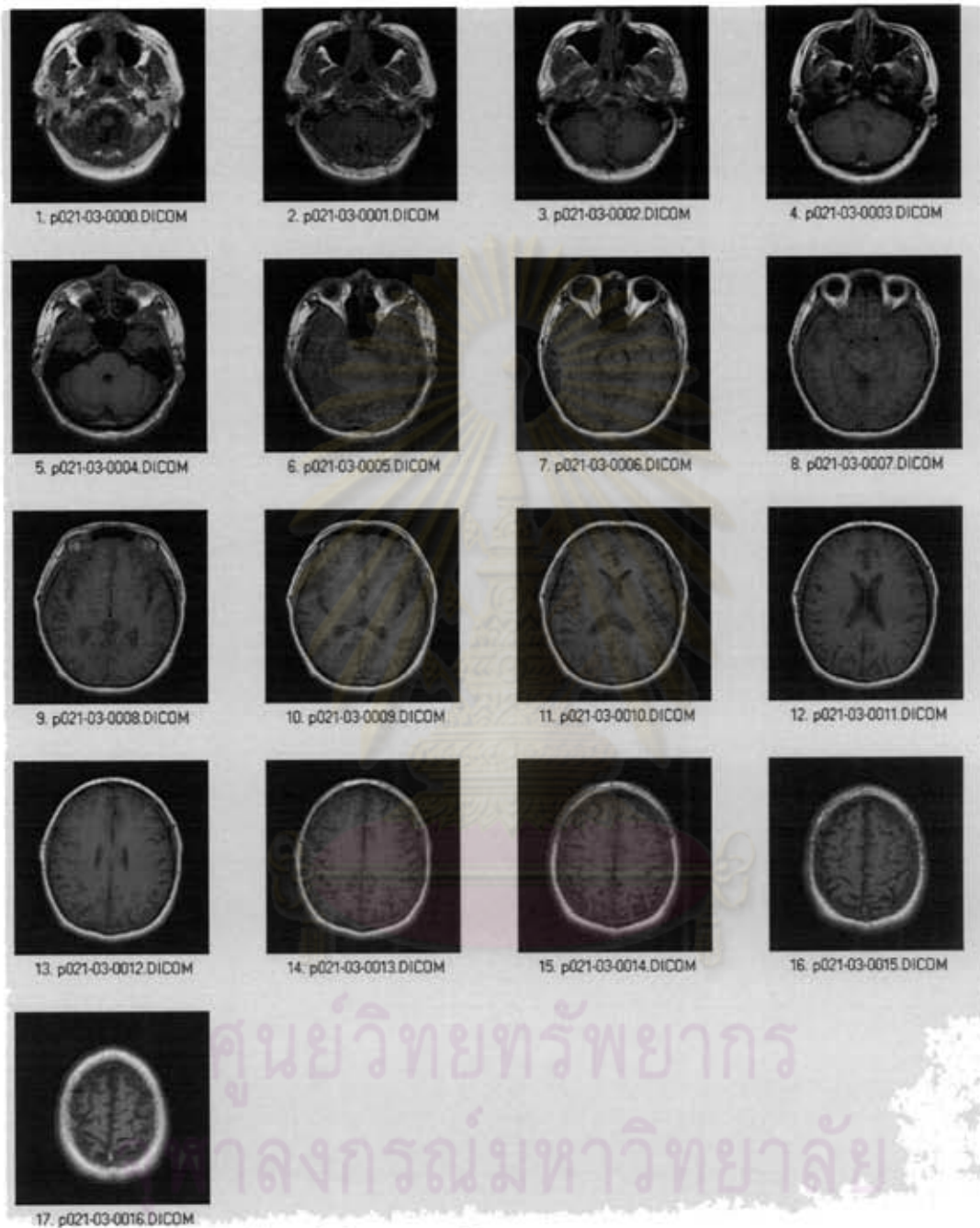
แบ่งการแสดงผลตัวอย่างชุดภาพและผลลัพธ์จากการแบ่งส่วนภาพออกเป็น 4 กลุ่ม ได้แก่

### ข2.1 T1-weighted MRI, axial plane

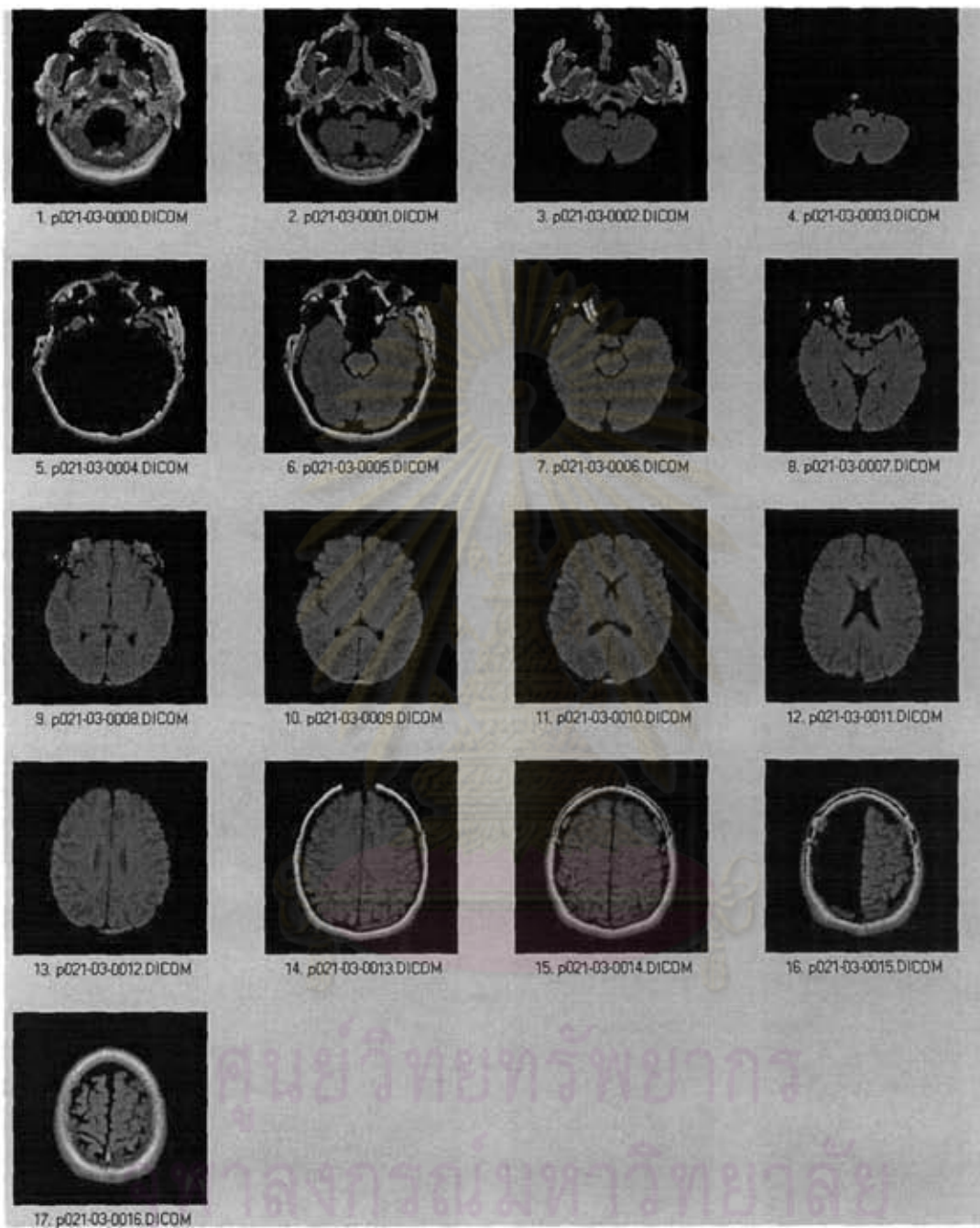


รูปที่ ข31 ภาพต้นฉบับของชุดภาพจาก โรงพยาบาลแบบ T1-weighted MRI, axial plane

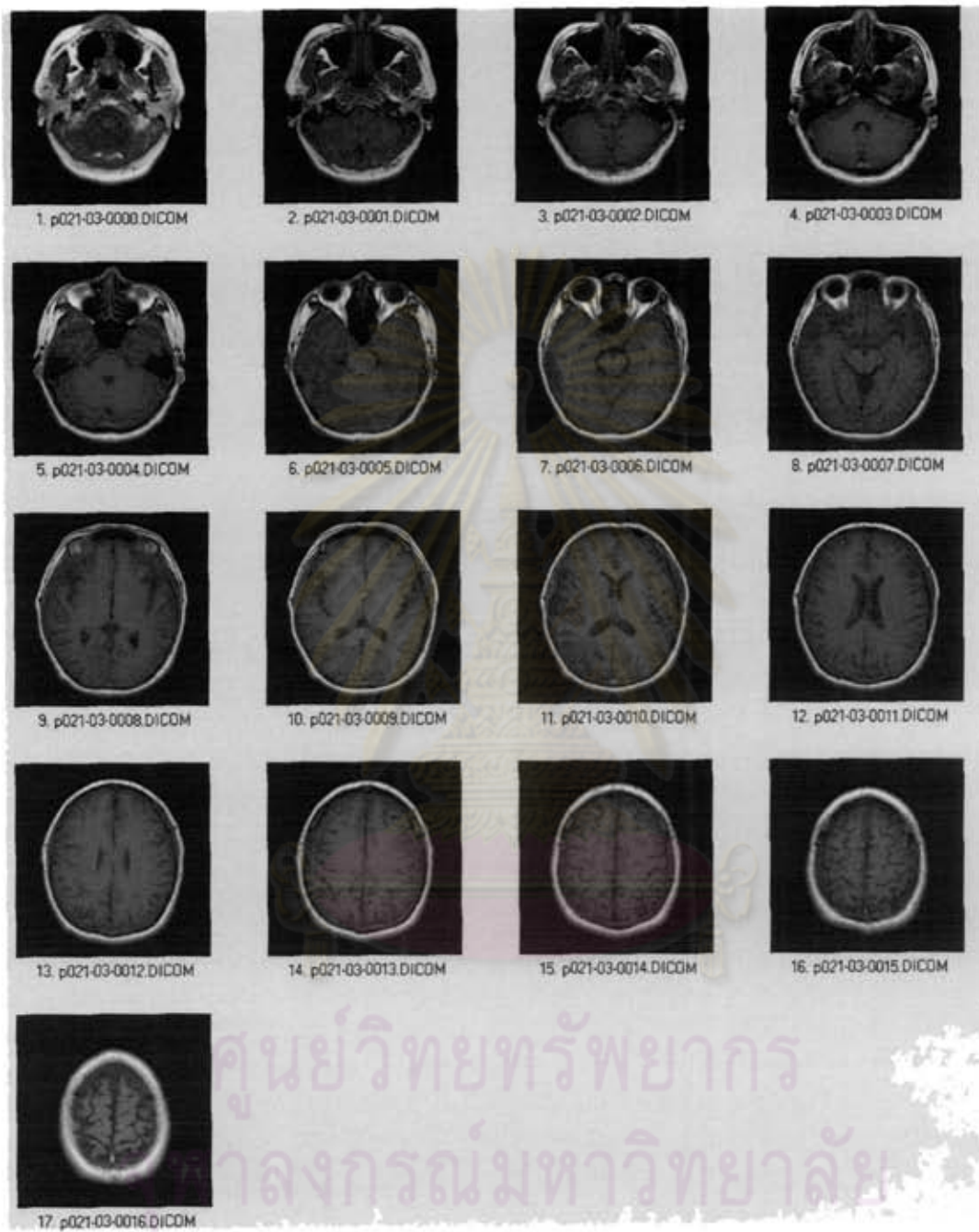




รูปที่ ข32 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจาก โรงพยาบาลแบบ *T1-weighted MRI, axial plane*  
ด้วยวิธี *Automatic Threshold* (ภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับ)

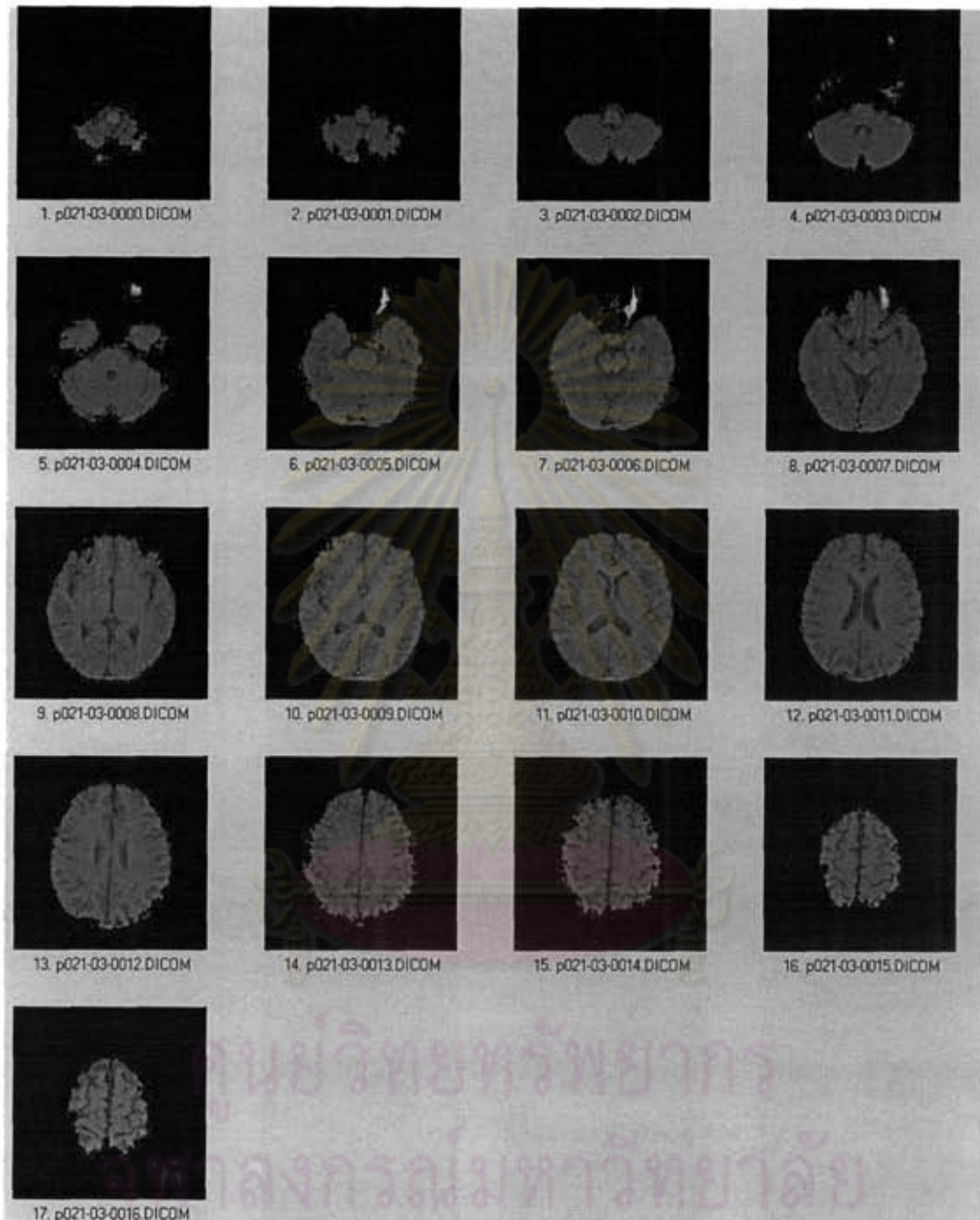


รูปที่ ข33 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากโรงพยาบาลแบบ T1-weighted MRI, axial plane  
ด้วยวิธี Automatic Threshold (ภาพของบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้)



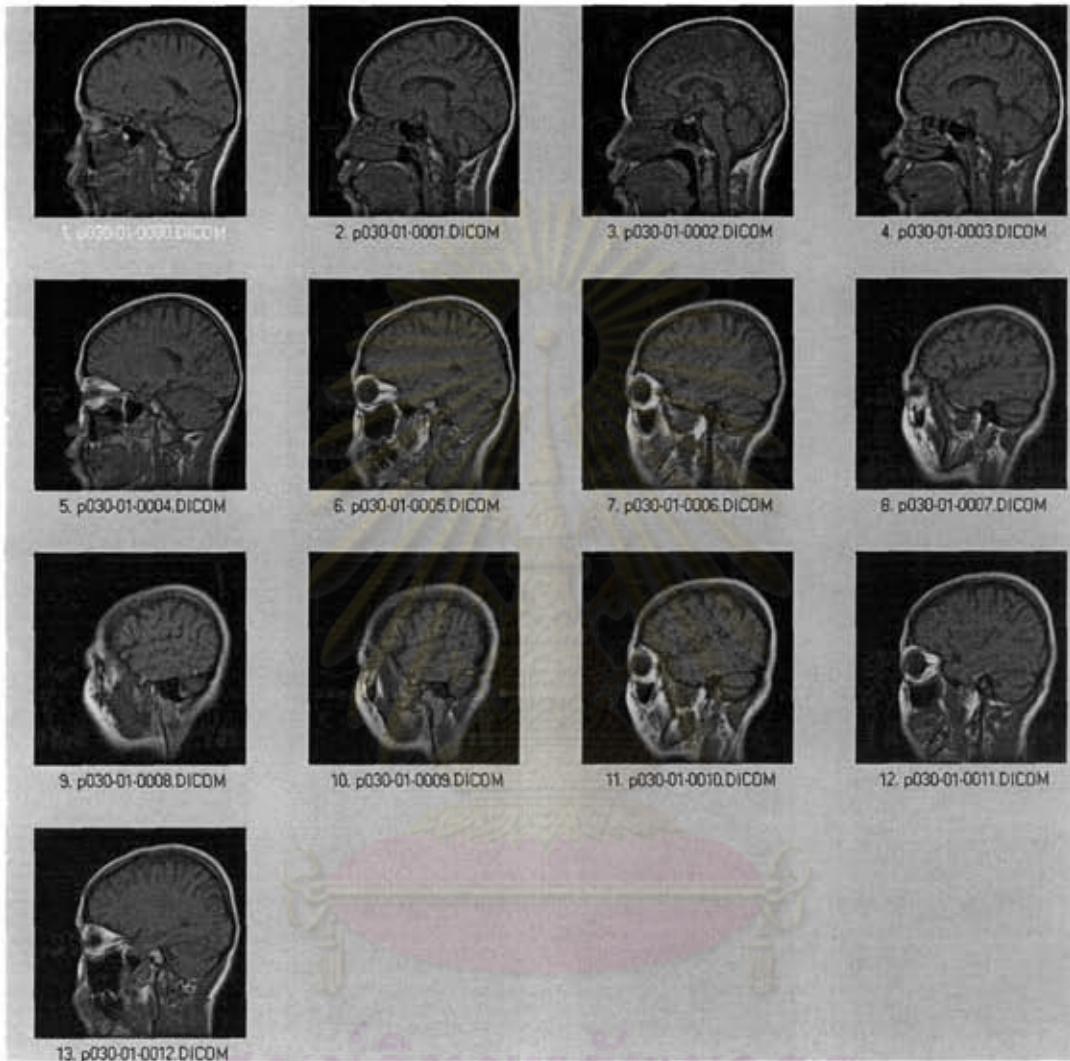
รูปที่ ข34 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากโรงพยาบาลแบบ *T1-weighted MRI, axial plane*  
ด้วยวิธี *3D Watershed* (ภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับ)





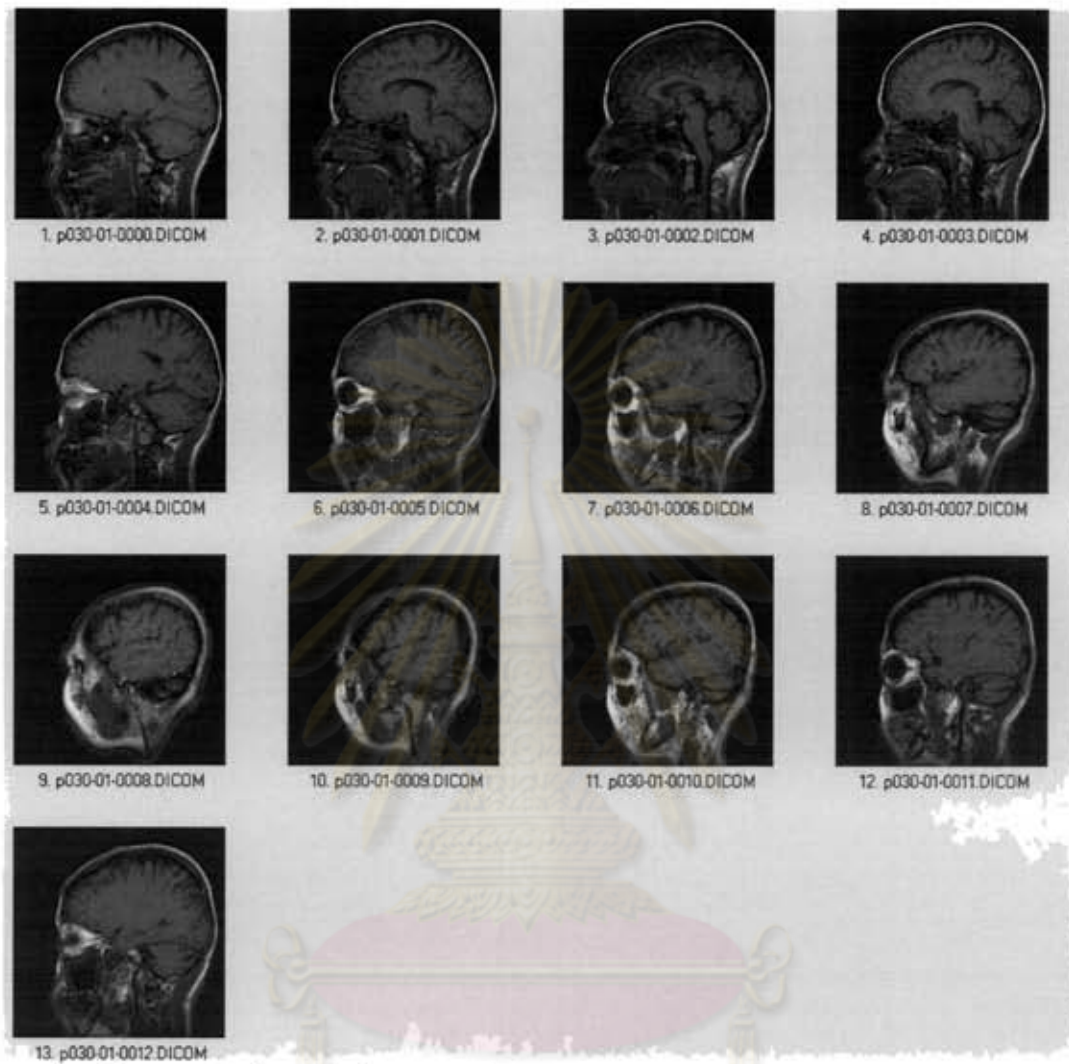
รูปที่ ข35 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจาก โรงพยาบาลแบบ *T1-weighted MRI, axial plane*  
 ด้วยวิธี *3D Watershed* (ภาพของบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้)

## ข2.2 T1-weighted MRI, sagittal plane



รูปที่ ข36 ภาพต้นฉบับของชุดภาพจากโรงพยาบาลแบบ *T1-weighted MRI, sagittal plane*

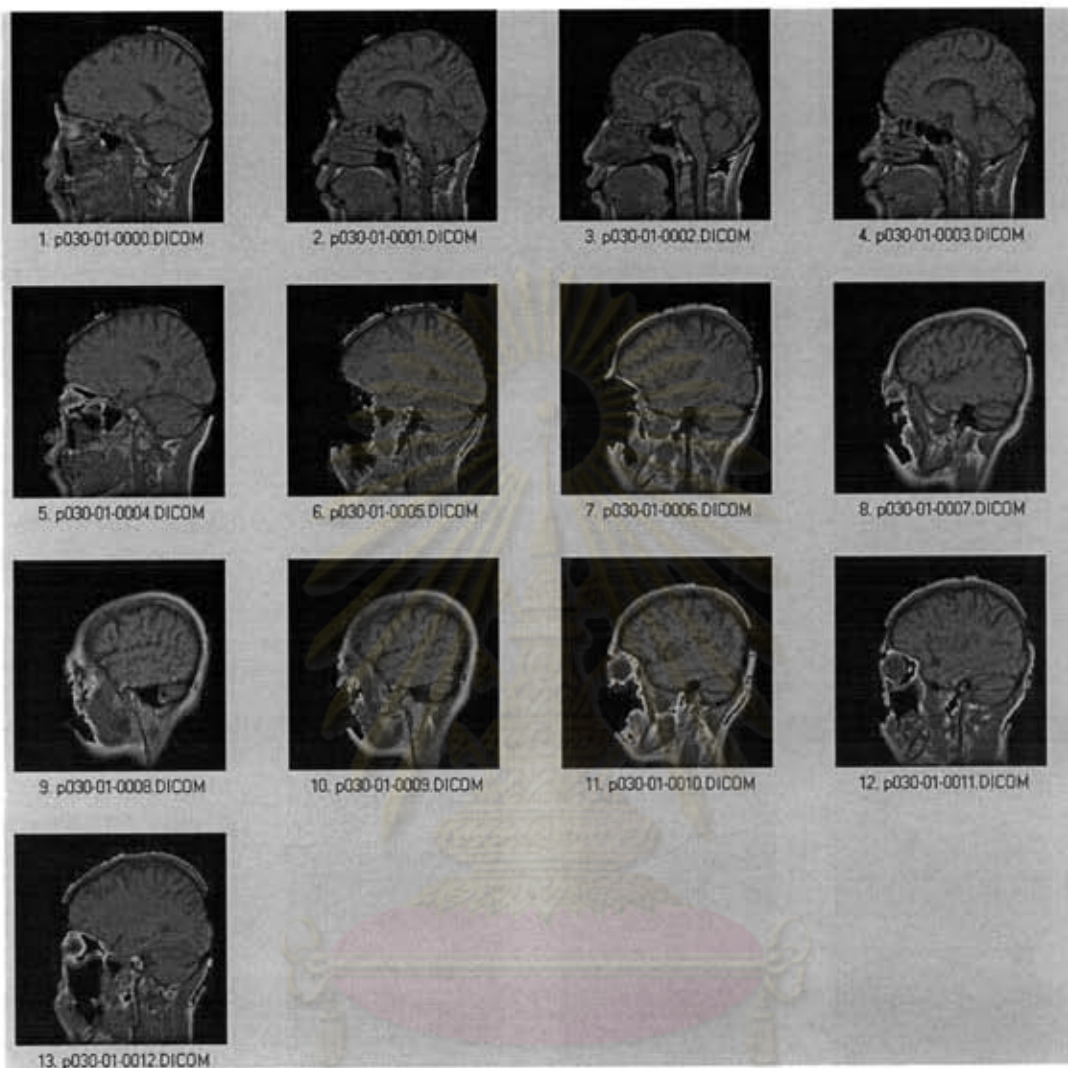
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ ข37 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากโรงพยาบาลแบบ *T1-weighted MRI, sagittal plane*  
 ด้วยวิธี *Automatic Threshold* (ภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับ)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

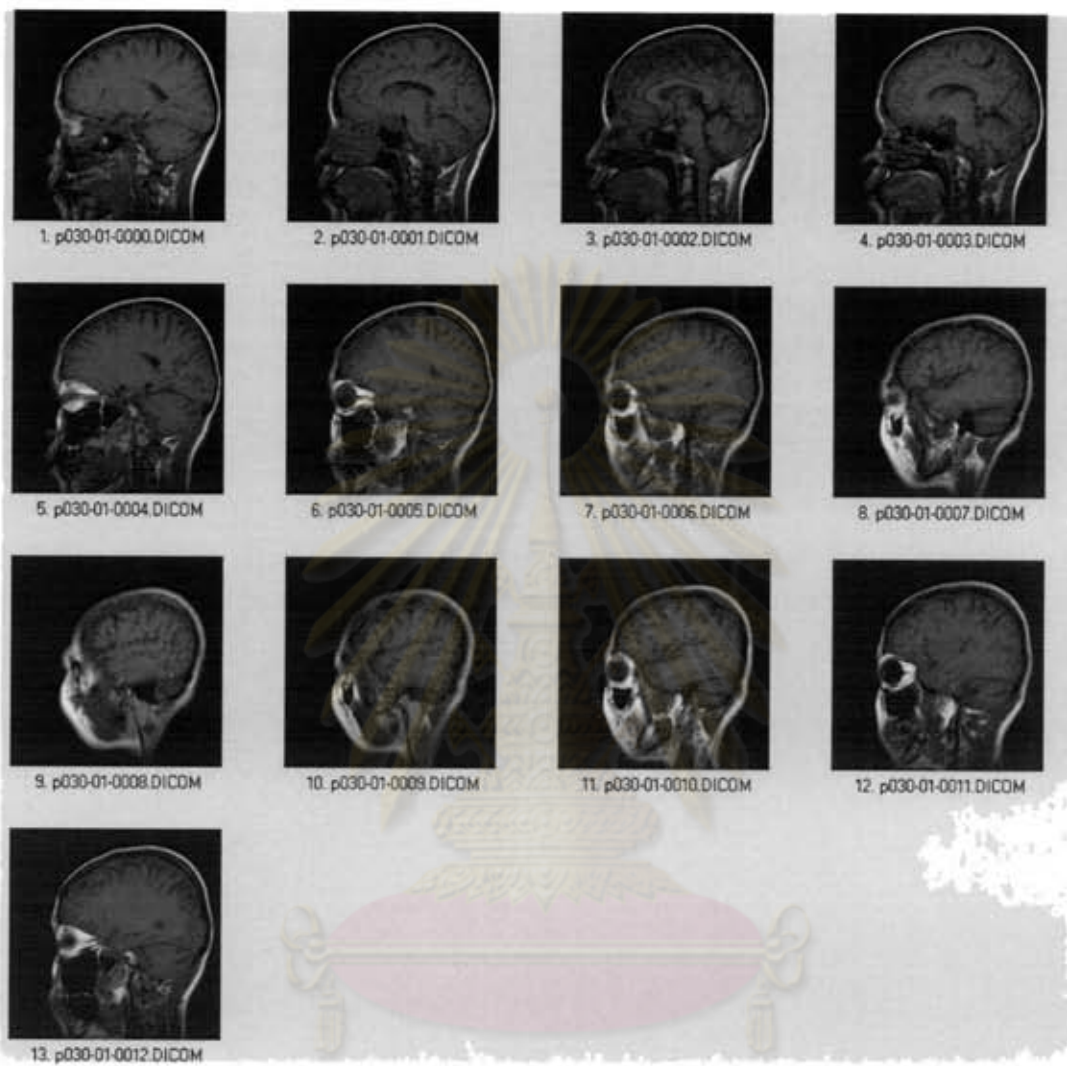




รูปที่ ข38 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากโรงพยาบาลแบบ *T1-weighted MRI, sagittal plane*

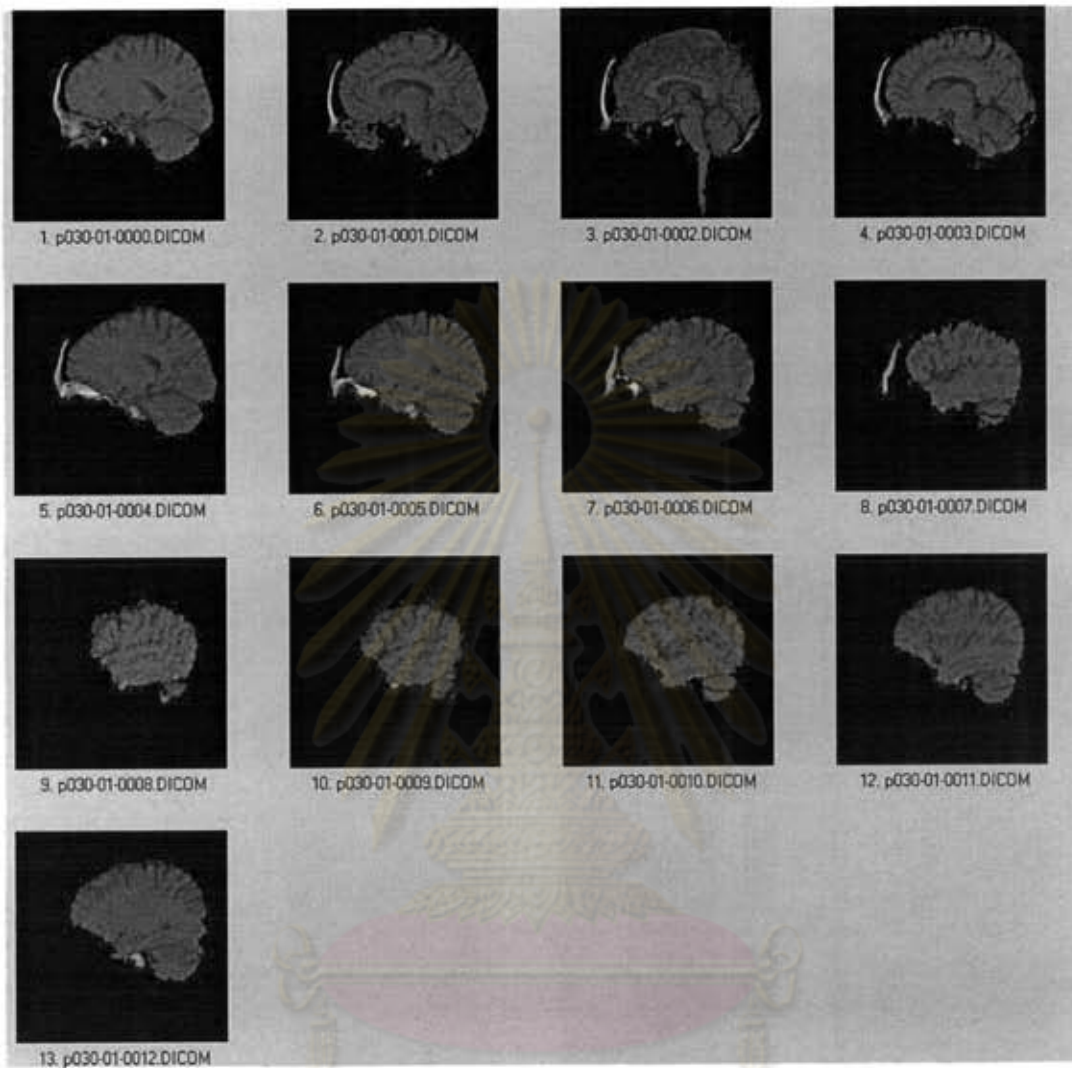
ด้วยวิธี *Automatic Threshold* (ภาพของบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ ข39 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากโรงพยาบาลแบบ *T1-weighted MRI, sagittal plane*  
ด้วยวิธี *3D Watershed* (ภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับ)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ ข40 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากโรงพยาบาลแบบ *T1-weighted MRI, sagittal plane*

ด้วยวิธี *3D Watershed* (ภาพของบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



### ข2.3 T1 FSPGR, coronal plane



รูปที่ ข41 ภาพต้นฉบับของชุดภาพจากโรงพยาบาลแบบ T1-FSPGR, coronal plane



รูปที่ ข42 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากโรงพยาบาลแบบ T1-FSPGR, coronal plane ด้วยวิธี Automatic Threshold (ภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับ)

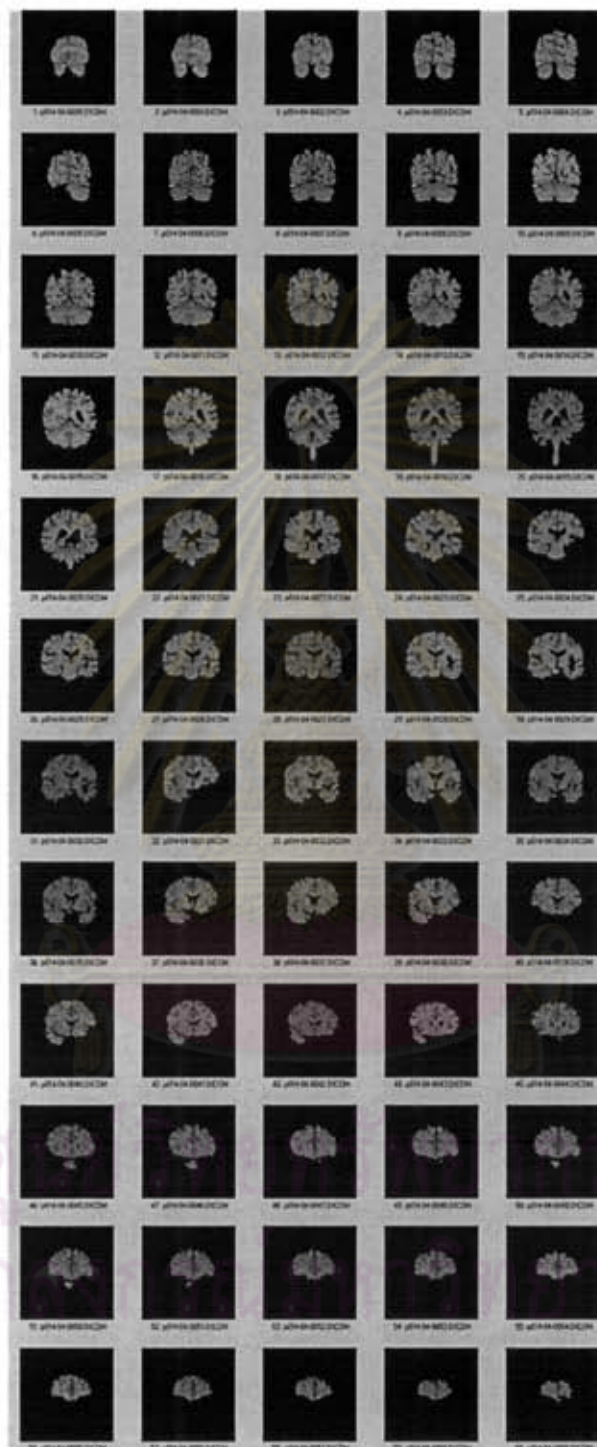


รูปที่ ข43 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากโรงพยาบาลแบบ *T1-FSPGR, coronal plane*  
 ด้วยวิธี *Automatic Threshold* (ภาพของบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้)

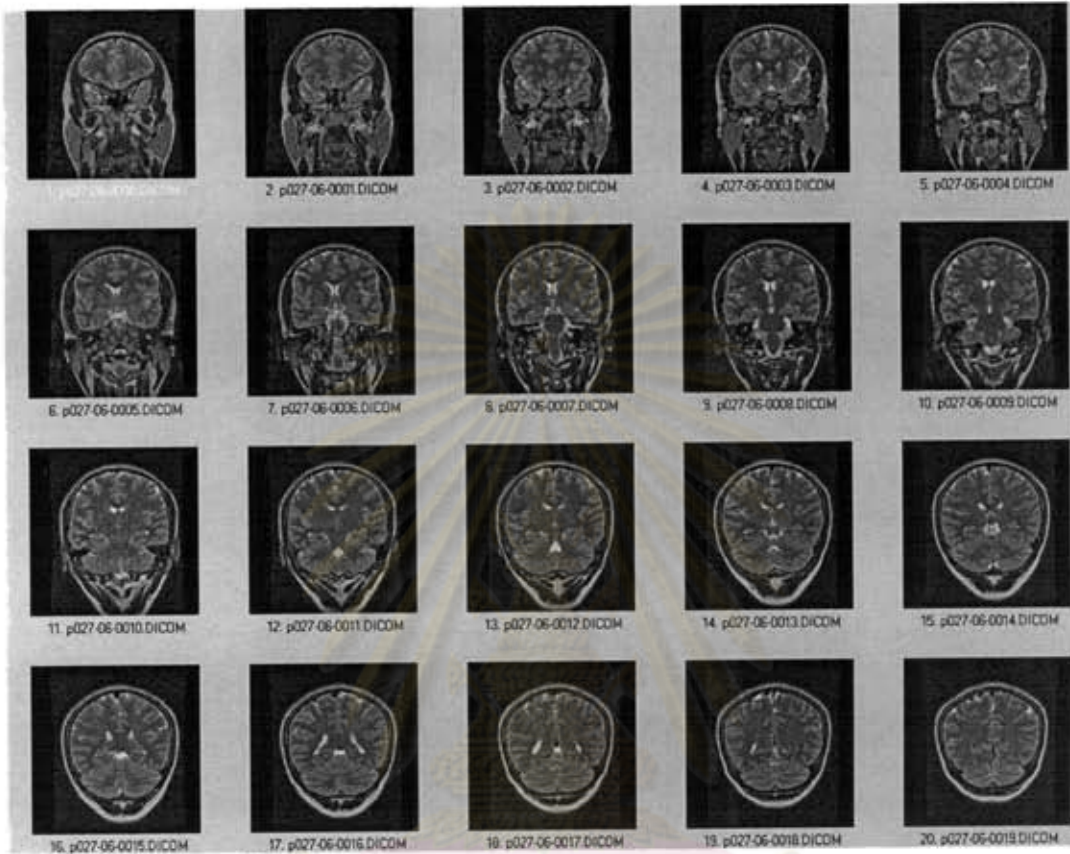




รูปที่ ข44 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากโรงพยาบาลแบบ *T1-FSPGR MRI, coronal plane*  
 ด้วยวิธี *3D Watershed* (ภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับ)



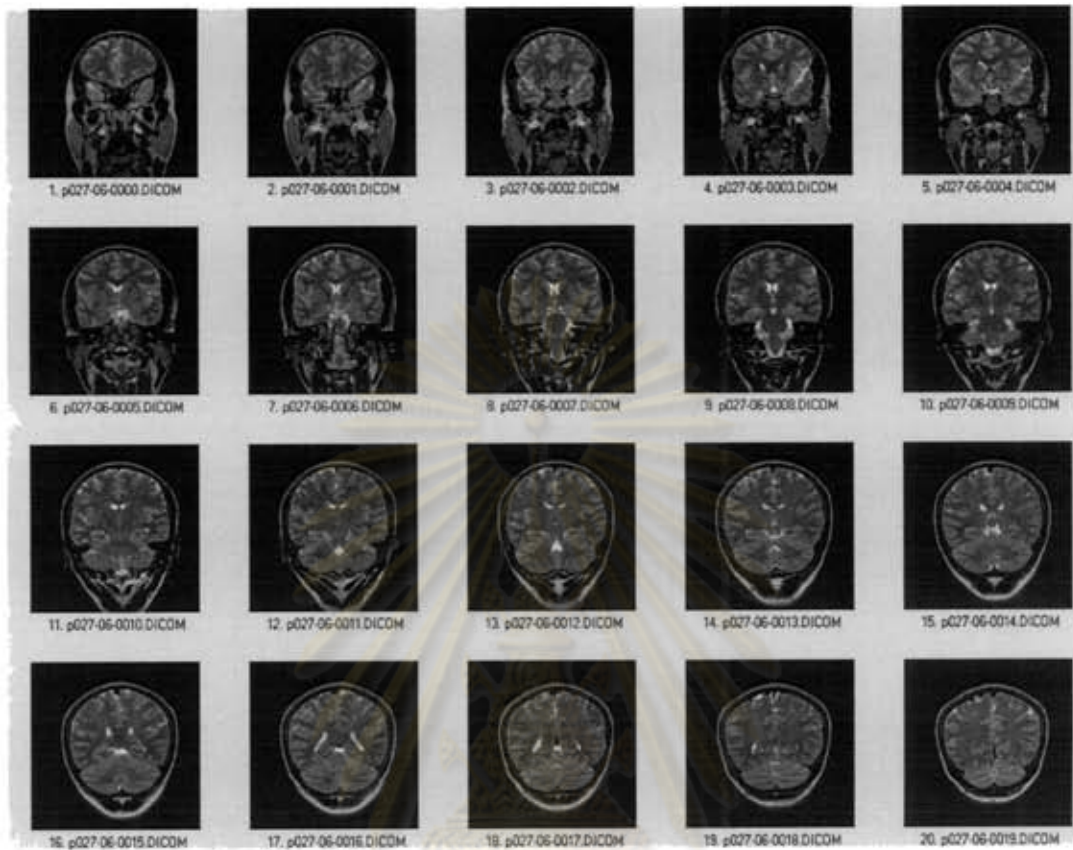
รูปที่ ข45 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากโรงพยาบาลแบบ T1-FSPGR MRI, coronal plane ด้วยวิธี 3D Watershed (ภาพของบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้)

**ข2.4 T2-weighted MRI, coronal plane**

รูปที่ ข46 ภาพต้นฉบับของชุดภาพจากโรงพยาบาลแบบ T2-weighted MRI, coronal plane

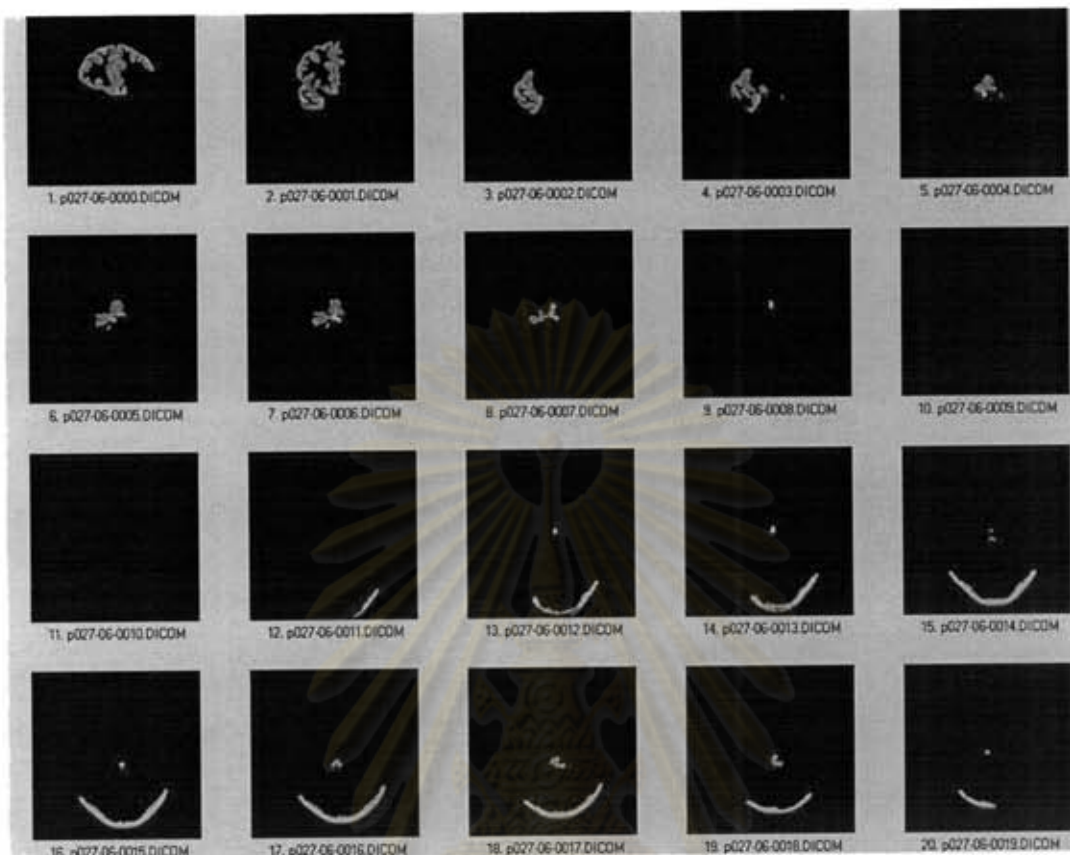
ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย





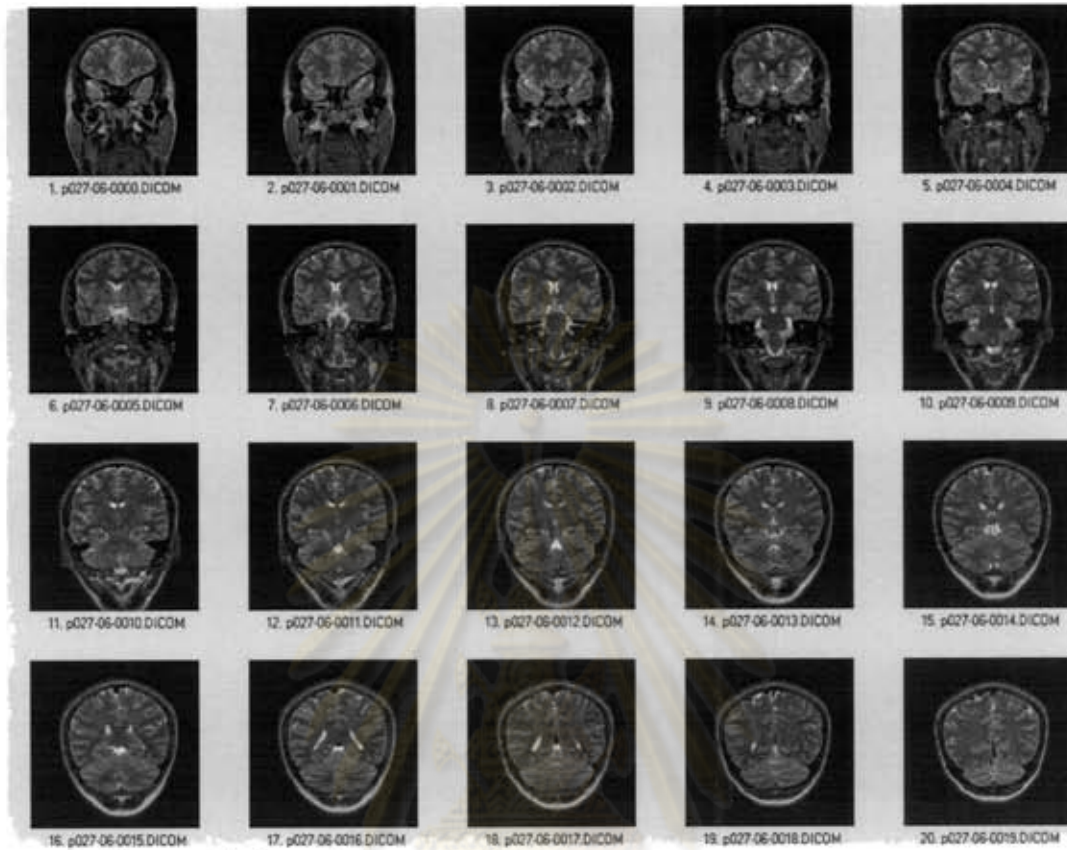
รูปที่ ข47 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากโรงพยาบาลแบบ *T2-weighted MRI, coronal plane*  
 ด้วยวิธี *Automatic Threshold* (ภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับ)

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ ข48 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากโรงพยาบาลแบบ *T2-weighted MRI, coronal plane*  
ด้วยวิธี *Automatic Threshold* (ภาพของบริเวณสมองที่แบ่งส่วนได้)

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ ข49 ผลลัพธ์การแบ่งส่วนภาพจากโรงพยาบาลแบบ T2-weighted MRI, coronal plane

ด้วยวิธี 3D Watershed (ภาพขอบของบริเวณสมองซ้อนทับบนภาพต้นฉบับ)

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย