

การจำแนกภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองกับโรคสมองฝ่อ

มานิต ชาญสุภาพ

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิทยาการสารสนเทศ

คณะวิทยาการสารสนเทศ มหาวิทยาลัยบูรพา

มกราคม 2559

ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยบูรพา

CLASSIFICATION OF HYDROCEPHALUS AND CEREBRAL ATROPHY

MANIT CHANSUPARP

A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT OF THE REQUIREMENT

FOR THE MASTER DEGREE OF SCIENCE IN INFORMATICS

FACULTY OF INFORMATICS

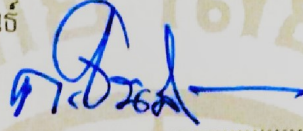
BURAPHA UNIVERSITY

JANUARY 2016

COPYRIGHT OF BURAPHA UNIVERSITY

คณะกรรมการควบคุมวิทยานิพนธ์และคณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ได้พิจารณา
วิทยานิพนธ์ของ มานิต ชาญสุภาพ ฉบับนี้แล้ว เห็นสมควรรับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตาม
หลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิทยาการสารสนเทศ ของมหาวิทยาลัยบูรพาได้

คณะกรรมการควบคุมวิทยานิพนธ์



..... อาจารย์ที่ปรึกษาหลัก

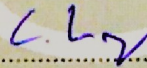
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. กฤษณะ ชินสาร)



..... อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม

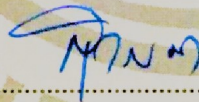
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. อัจฉรินทร์ รอดทุกข์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์



..... ประธานกรรมการ

(ศาสตราจารย์ ดร. ชิดชนก เหลือสินทรัพย์)



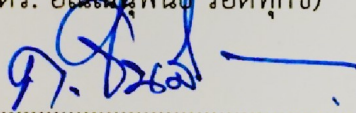
..... กรรมการ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. สุวรรณ รัตมีขวัญ)



..... กรรมการ

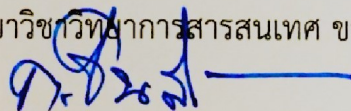
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. อัจฉรินทร์ รอดทุกข์)



..... กรรมการ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. กฤษณะ ชินสาร)

คณะวิทยาการสารสนเทศ อนุมัติให้รับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตาม
หลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาการสารสนเทศ ของมหาวิทยาลัยบูรพา



..... คณบดีคณะวิทยาการสารสนเทศ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. กฤษณะ ชินสาร)

วันที่.....เดือน.....พ.ศ. 2559

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้เสร็จสมบูรณ์ได้ด้วยดีด้วยการสนับสนุนจากคณาจารย์หลายท่าน คณะ
วิทยาการสารสนเทศ มหาวิทยาลัยบูรพาทุกท่านที่ช่วยให้ความรู้แก่ผู้วิจัย โดยเฉพาะอย่างยิ่ง ผู้ช่วย
ศาสตราจารย์ ดร. กฤษณะ ชินสาร และ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. อัมรินทร์ รอดทุกข์ ที่ช่วยให้
คำปรึกษาและแนวทางในการดำเนินงานวิทยานิพนธ์เล่มนี้ อีกทั้งยังช่วยแก้ไขข้อบกพร่องและแนะนำ
ในงานเขียนวิทยานิพนธ์ด้วยดีเสมอมา

ขอขอบคุณ คุณพ่อ คุณแม่ พี่ๆ และเพื่อนๆ ที่ช่วยเหลือในการให้คำแนะนำและให้กำลังใจใน
การเรียนและการดำเนินงานวิทยานิพนธ์ตลอดสองปีที่ผ่านมาทำให้ผู้วิจัยประสบความสำเร็จใน
การศึกษาด้วยดี

วิทยานิพนธ์นี้ได้รับทุนอุดหนุนงานวิจัยจากสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ (วช.)
ปีงบประมาณ 2559 – 2560

มานิต ชาญสุภาพ

58910100: สาขาวิชา: วิทยาการสารสนเทศ; วท.ม. (วิทยาการสารสนเทศ)

คำสำคัญ: การจำแนกภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองและโรคสมองฝ่อ/ลักษณะของสมอง/ลักษณะใหม่/
ภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็ก/ร่องรอบนอกสมอง/โพรงสมอง/การแยกส่วน

มานิต ชาญสุภาพ: การจำแนกภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองกับโรคสมองฝ่อ

(CLASSIFICATION OF HYDROCEPHALUS AND CEREBRAL ATROPHY) คณะกรรมการควบคุม

วิทยานิพนธ์: กฤษณะ ชินสาร, Ph.D., อัญญานุพันธ์ รอดทุกข์, Ph.D., 80 หน้า. ปี พ.ศ. 2559

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้นำเสนอขั้นตอนวิธีและลักษณะใหม่ทางภาพถ่าย ที่สามารถใช้ในการจำแนกภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็กของสมองผู้ป่วยภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง กับ ผู้ป่วยโรคสมองฝ่อได้อย่างอัตโนมัติ เพื่อช่วยสนับสนุนการตัดสินใจของแพทย์ในขั้นตอนการวินิจฉัยโรคทั้งสองที่มีลักษณะคล้ายคลึงกันนี้ ขั้นตอนวิธีที่นำเสนอมีด้วยกัน 3 ขั้นตอนหลัก ได้แก่ ขั้นตอนการปรับปรุงภาพเพื่อให้ง่ายต่อการประมวลผล, ขั้นตอนสกัดเอาลักษณะต่างๆจากภาพถ่ายสมอง และขั้นตอนการจำแนกด้วยโครงข่ายประสาทเทียม ลักษณะของสมองที่นำมาใช้เพื่อจำแนกความแตกต่างในงานวิจัยนี้มี 5 ลักษณะ ประกอบด้วย 3 ลักษณะดั้งเดิมของโรคภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง 1. อัตราส่วนอิวาน 2. อัตราส่วนของเขาโพรงสมอง 3. มุมของโพรงสมอง และ 2 ลักษณะใหม่ที่น่าสนใจ คือ 4. อัตราส่วนร่องรอบนอกสมอง และ 5. มุมของเขาโพรงสมอง จากผลการทดลองพบว่าลักษณะใหม่ที่ได้นำเสนอช่วยให้เห็นถึงความแตกต่างระหว่างภาวะน้ำคั่งในโพรงกับโรคสมองฝ่อได้ดี โดยเฉพาะอย่างยิ่งลักษณะร่องรอบนอกสมองที่แปรผกผันกัน โดยในผู้ภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองมีอัตราส่วนร่องรอบนอกสมองแคบกว่าคนปกติ กลับกันในส่วนผู้ป่วยสมองฝ่อจะมีอัตราส่วนร่องรอบนอกสมองกว้างกว่าคนปกติ ประสิทธิภาพในการจำแนกถูกประเมินด้วย โครงข่ายประสาทเทียมแบบเพอร์เซพตรอนหลายชั้น เมื่อคำนวณหาร้อยละความถูกต้องได้ผลลัพธ์ดังนี้ จำแนกภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองได้ถูกต้อง อัตราผลบวกจริง 93.3%, อัตราผลบวกปลอม 1.7% และ ค่าความเที่ยง 93.3% จำแนกโรคสมองฝ่อได้ถูกต้อง 98.3%, 6.7% และ 98.3% ตามลำดับ

58910100: MAJOR: INFORMATICS; M.Sc. (INFORMATICS)

KEYWORD: CLASSIFICATION OF HYDROCEPHALUS AND CEREBRAL ATROPHY/BRAIN FEATURES/NEW FEATURES/MAGNETIC RESONANCE IMAGE/SULCI/VENTRICLE/ SEGMENTATION

MANIT CHANSUPARP: CLASSIFICATION OF HYDROCEPHALUS AND CEREBRAL ATROPHY. THESIS ADVISOR: KRISANA CHINNASARN, Ph.D., ANNUPAN RODTOOK, Ph.D., 80 P. 2016.

The thesis proposes new algorithms and two new features for automated classification of Hydrocephalus and Cerebral Atrophy in Magnetic Resonance Image. With the use of the proposed method, it can help physician to classify these two similar deformations. The proposed method can be divided into three stages: Preprocessing, Features Extraction and Classification. In the first stage, the preprocessing process, those unrelated parts of the image are eliminated. In the second stage, only the region of interest part is proceeded further to extract five significant features. The features include three typical features Evan Ratio, Frontal and Occipital Horn Ratio, Ventricular Angle and the two new features Sulci Ratio, Frontal and Occipital Horn Angle. For the final stage, the five features extracted from each MRI image are being used as the input data for multi-layer perceptron neural networks or MLP classifier. From the experimental result, we found out that the two new features help to improve the classification performance. In particular, the Sulci Ratio is clearly separated in two deformations as a result of Sulci size in Hydrocephalus and Cerebral Atrophy are vice versa. Hydrocephalus patient usually has sulci size narrower than normal but Cerebral Atrophy patient is wider than normal. The performance of our method is 93.3% of true positive rate, 1.7% of false positive rate and 93.3% of F-measure from the classification of Hydrocephalus. In classification of Cerebral Atrophy is 98.3%, 6.7% and 98.3% respectively.

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
สารบัญ.....	ฉ
สารบัญตาราง.....	ช
สารบัญรูปภาพ.....	ฌ
บทที่	
1 บทนำ.....	1
ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
ปัญหาของการวิจัย.....	3
วัตถุประสงค์การวิจัย.....	4
ขอบเขตของงานวิจัย.....	4
ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	5
2 ทฤษฎีและวรรณกรรม ที่เกี่ยวข้อง.....	6
ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	6
วรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง.....	19
3 วิธีดำเนินการวิจัย.....	25
ขั้นตอนการเตรียมภาพก่อนการประมวลผล.....	26
ขั้นตอนการสกัดลักษณะ.....	29
ขั้นตอนการจำแนก.....	31
4 ผลการทดลอง.....	32
ขั้นตอนการเตรียมภาพก่อนการประมวลผล.....	32
ขั้นตอนการสกัดลักษณะ.....	34
ขั้นตอนการจำแนก.....	39
5 สรุปผลการทดลอง.....	44

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
วิจารณ์ผลการทดลอง.....	44
งานวิจัยที่จะทำต่อในอนาคต.....	45
บรรณานุกรม.....	46
ภาคผนวก	49
ภาคผนวก ก.....	50
ภาคผนวก ข.....	59
ภาคผนวก ค.....	66
ประวัติย่อผู้วิจัย.....	80

สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
4-1	ลักษณะเชิงตัวเลขทั้ง 5 Evans Ratio(ER), Frontal Occipital Horn Ratio(FOHR), Ventricular Angle(VA), Sulci Ratio(SR), Frontal Occipital Horn Angle(FOHA) ที่สกัดได้.....	40
4-2	ร้อยละความถูกต้องในการจำแนก ความผิดปกติทั้งสอง ระหว่างภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง กับ โรคในกลุ่มสมองฝ่อ.....	43

สารบัญรูปร่างภาพ

รูปที่		หน้า
1-1	ความคล้ายคลึงระหว่างภาพถ่ายสมอง ภาพน้ำคั่งในโพรงสมอง (ซ้าย) กับ โรคใน กลุ่มสมองฝ่อ (ขวา)	2
2-1	กระบวนการในการประมวลผลภาพ.....	6
2-2	องค์ประกอบภายในโพรงสมองด้านข้าง.....	8
2-3	โพรงสมองปกติของมนุษย์ (ซ้าย) และ โพรงสมองที่เกิดภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง (ขวา).....	9
2-4	(ก)ภาพถ่ายเอ็มอาร์ไอสมองปกติ และ (ข)ภาพถ่ายเอ็มอาร์ไอสมองของผู้ป่วยสมองฝ่อ	10
2-5	ขั้นตอนการหาค่าเทรตโซลด์ด้วยวิธี OAT.....	12
2-6	Structuring Element สีเหลี่ยมจัตุรัส ขนาด 3x3.....	13
2-7	การทำงานของ Dilation.....	14
2-8	การทำงานของ Erosion.....	14
2-9	การทำงานของ Hole filling.....	15
2-10	Scan mask.....	16
2-11	(ก) ขอบเขตของเซตเปลือกนูน (Convex hull) และ (ข) เปลือกนูนของวัตถุ.....	17
2-12	รูปแบบการเรียงแปดพิกเซลล้อมรอบพิกเซลที่สนใจ.....	18
3-1	แผนภาพแสดงขั้นตอนการทำงานเพื่อจำแนกภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองกับโรคสมองฝ่อ	25
3-2	แผนภาพแสดงขั้นตอนการลอกกะโหลก (Skull stripping) ด้วยวิธี MLO.....	27
3-3	แผนภาพแสดงขั้นตอนการหาแกนกลางของสมอง.....	28
4-1	ภาพแสดงขั้นตอนการทำงานในกระบวนการลอกกะโหลก (skull stripping).....	33
4-2	ภาพแสดงขั้นตอนการทำงานในกระบวนการหาแกนกลางสมอง (sagittal plane of brain)	34
4-3	ภาพแสดงขั้นตอนการแยกส่วนโพรงสมองและแบ่งเขาด้านหน้าและด้านหลัง.....	35
4-4	การระบุตำแหน่งยาวที่สุดของภายในกะโหลกศีรษะและเขาด้านหน้าและหลังของโพรง สมอง.....	35

สารบัญรูปภาพ (ต่อ)

รูปที่		หน้า
4-5	ภาพแสดงการคำนวณอัตราส่วนอิวานซ์.....	36
4-6	ภาพแสดงการคำนวณอัตราส่วนเขาของโพรงสมอง.....	36
4-7	ภาพแสดงการวัดมุมของโพรงสมอง.....	37
4-8	ภาพแสดงขั้นตอนการสกัดร่องสมอง ส่วนที่ 1. เปลือกนูนสมอง 2.สมองที่เติมช่องว่าง 3. ร่องสมอง.....	37
4-9	(ภาพแสดงการหาความลึกของร่องสมอง ด้วยการคำนวณหาแกนหลัก.....	38
4-10	(ก) ภาพแสดงโครงกระดูกโพรงสมองและจุดแทนเขาโพรงสมอง (ข) ภาพแสดงมุมทั้ง 3 ที่เกิดขึ้นบน โครงกระดูกของโพรงสมอง.....	39

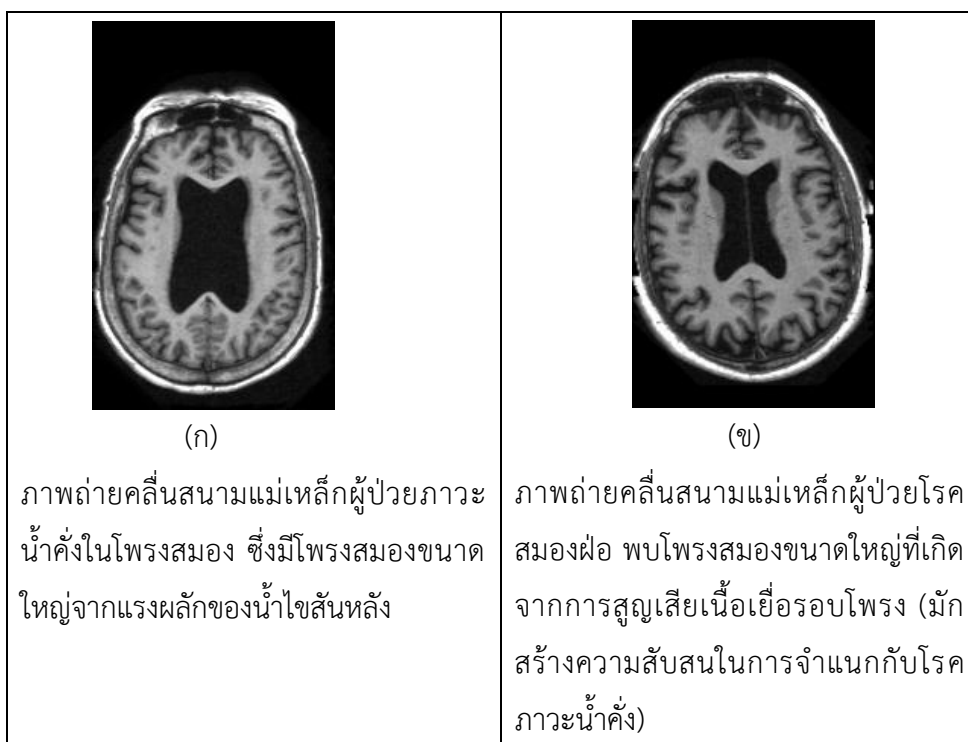
บทที่ 1

บทนำ

ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองหรือน้ำท่วมสมอง เป็นภาวะที่เกิดขึ้นจากการสะสมน้ำไขสันหลังภายในโพรงสมองมากเกินไป ส่งผลให้ความดันในกะโหลกศีรษะเพิ่มสูงขึ้น ซึ่งนำไปสู่การสูญเสียระบบประสาทต่าง ๆ และเสียชีวิตในที่สุดหากไม่ได้รับการรักษาอย่างถูกต้องและทันเวลาที่ ภาวะนี้มักเกิดขึ้นในผู้สูงอายุ และ เด็กอ่อนหรือทารก โดยอาการของภาวะจะค่อย ๆ แสดงออกมาสอดคล้องตามปริมาณการสะสมน้ำไขสันหลัง ผู้ป่วยจะเริ่มรู้สึกเปลี่ยนแปลงไป, สับสน, ซึมลง, เดินไม่ปกติ หรือ ไม่สามารถหากแพทย์สามารถวินิจฉัยอาการของความผิดปกตินี้ได้ถูกต้องและลงมือทำการผ่าตัดรักษาอย่างทันเวลาที่ ผู้ป่วยก็จะพ้นต่อการสูญเสียระบบประสาทและความพิการอย่างถาวรซึ่งผลการรักษามักออกมาดีเยี่ยมเสมอ

การวินิจฉัยภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองโดยแพทย์ นิยมใช้ภาพถ่ายรังสีความละเอียดสูงอันได้แก่ ภาพที่ได้จากการทำ Computerized Tomography (CT) และ ภาพที่ได้จากเครื่องถ่ายภาพด้วยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าหรือภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็ก Magnetic Resonance Imaging (MRI) ภาพถ่ายเหล่านี้สามารถให้ลักษณะต่าง ๆ ของสมองได้อย่างครบถ้วน ไม่ว่าจะเป็นอวัยวะภายในกะโหลกศีรษะ ความหนาของเนื้อเยื่อหรือแม้กระทั่งปริมาณน้ำไขสันหลังจึงเป็นการง่ายที่จะสกัดเอาลักษณะต่าง ๆ ของโรคจากภาพถ่ายที่มีความละเอียดสูงเหล่านี้ ซึ่งในภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองแพทย์จะสังเกตพยาธิสรีรวิทยาได้จาก ขนาดของโพรงสมองที่ขยายใหญ่ผิดปกติเมื่อดูจากภาพถ่ายรังสี ทว่าลักษณะที่ได้จากภาพถ่ายของภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองนั้นมีความคล้ายคลึงกับโรคในกลุ่มสมองฝ่อ (Cerebral Atrophy) เช่น โรคสมองเสื่อมหรืออัลไซเมอร์ (Alzheimer), โรคพาร์กินสัน (Parkinson) นอกจากนี้บางลักษณะทางคลินิกของทั้งภาวะน้ำคั่งและโรคสมองฝ่อยังทับซ้อนกันอีกด้วย จึงเป็นเรื่องยากและน่ากังวลในการที่แพทย์จะวินิจฉัยจำแนกความผิดปกติทั้งสองได้อย่างถูกต้อง ช้าในปัจจุบันการวินิจฉัยภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองยังคงต้องพึ่งพาทักษะและประสบการณ์ของแพทย์เพียงอย่างเดียวเป็นหลัก



รูปที่ 1-1 ความคล้ายคลึงระหว่างภาพถ่ายสมอง ภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง (ก) กับ โรคในกลุ่มสมอง-
ฝ่อ (ข)

ในกลุ่มโรคสมองฝ่อ ซึ่งเป็นโรคที่ปรากฏในผู้สูงอายุ ผู้ป่วยจะสูญเสียเนื้อเยื่อสมองไปบางส่วน ส่งผลให้ผู้ป่วยสูญเสียความทรงจำ, การควบคุมร่างกายผิดปกติ หรือ เสียบุคลิกภาพเดิม, มีอาการเกร็งของกล้ามเนื้อแขนและขา โรคในกลุ่มนี้สามารถวินิจฉัยได้โดยดูจากภาพถ่ายรังสีของสมอง เมื่อดูจากภาพถ่ายจะพบว่า เนื้อเยื่อรอบสมองจะฝ่อ ส่งผลให้มวลสมองมีปริมาณลดลง ร่องรอบนอกสมอง (Sulci) มีความลึกมากขึ้น และ แอ่งบริเวณฐานกะโหลกเห็นได้เด่นชัด (Basal cistern) ซึ่งโพรงสมองของผู้ป่วยสมองเสื่อมเมื่อดูจากภาพถ่ายจะมีขนาดใหญ่แต่ไม่ได้เกิดขึ้นจากการขยายตัวโดยมีน้ำไขสันหลังดันออกแต่เกิดขึ้นจากการสูญเสียเนื้อเยื่อรอบโพรงสมองทำให้โพรงสมองมีขนาดใหญ่ขึ้นและความดันในกะโหลกศีรษะก็ยังคงเป็นปกติ ด้วยโพรงสมองขนาดใหญ่นี้ จึงมักสร้างความสับสนให้กับแพทย์ในการวินิจฉัยได้ว่า โพรงสมองขนาดใหญ่ที่เห็นในภาพเกิดขึ้นจากการสะสมน้ำไขสันหลังของภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง หรือ เนื้อเยื่อรอบโพรงสมองหดตัวและฝ่อไปจากอาการสมองฝ่อกันแน่

ลักษณะของภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง เนื่องจากโพรงสมองขนาดใหญ่ที่เกิดขึ้นจากปริมาณน้ำไขสันหลังสะสมอยู่มากภายในโพรงจนเพิ่มความดันให้โพรงสมองต้องขยายขึ้นรองรับปริมาณน้ำที่มากขึ้นตามด้วยที่วากะโหลกศีรษะของมนุษย์ไม่สามารถขยายขึ้นได้ทำให้อวัยวะรอบโพรงสมองถูกเบียดออกไป

เมื่อดูจากภาพถ่ายกะโหลกศีรษะจะพบว่า อวัยวะรอบ ๆ โพรงสมองอยู่ในตำแหน่งที่ผิดไปจากคนปกติ ในผู้ป่วยที่มีการสะสมน้ำไขสันหลังเป็นปริมาณมาก ส่วนเนื้อสมองจะแนบชิดติดไปกับกะโหลก ส่งผลให้ ร่องรอบนอกสมองถูกบีบแคบลง

ในปัจจุบันเทคนิคทางด้านการประมวลผลภาพ เริ่มเป็นที่สนใจในการนำมาประยุกต์ใช้กับภาพถ่าย ทางด้านการแพทย์ จึงมีงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการจำแนกภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองกับโรคที่มีความ คล้ายคลึงกัน เกิดขึ้นในช่วงระยะเวลา 3-4 ปีที่ผ่านมา โดยส่วนใหญ่มุ่งเน้นไปที่การนำเสนอลักษณะใหม่ เกี่ยวกับสมองที่จะช่วยพัฒนาประสิทธิภาพในการจำแนกให้ถูกต้องมากยิ่งขึ้น และ การพัฒนา ซอฟต์แวร์ประยุกต์ที่สามารถสกัดเอาลักษณะของโรคได้ใกล้เคียงกับการกระทำโดยแพทย์รังสี งานวิจัย ในการจำแนกส่วนใหญ่จะกระทำบนภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็ก เนื่องจากภาพถ่ายสนามแม่เหล็กไฟฟ้า นี้ให้ลักษณะของสมองได้มากกว่าภาพถ่ายแบบอื่น ๆ อาทิเช่น ความหนาของเปลือกสมอง, ลักษณะ เนื้อเยื่อแบบต่าง ๆ ลักษณะที่นำมาใช้ในการจำแนกความผิดปกติทั้งสองมักมุ่งเน้นไปที่การสกัดเอา ลักษณะที่ได้จากโพรงสมองเป็นหลัก แต่ทว่าส่วนที่คล้ายคลึงกันของทั้งภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองและโรค สมองฝ่อ นั่นคือโพรงสมองซึ่งมีขนาดใหญ่เหมือนกัน ด้วยเหตุนี้จึงเป็นสาเหตุที่ทำให้ประสิทธิภาพในการ จำแนกของงานวิจัยเหล่านั้นยังไม่เพียงพอ กลุ่มวิจัยได้เล็งเห็นถึงปัญหาที่เกิดขึ้นนี้จึงได้คิดค้นขั้นตอนวิธี ในการสกัดเอาลักษณะที่บ่งบอกได้ถึงความแตกต่างกันของทั้งภาวะน้ำคั่งและโรคสมองฝ่อออกมาจาก ภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็ก อันได้แก่ลักษณะ อัตราส่วนร่องรอบนอกสมอง ซึ่งสามารถอธิบายได้ถึงเนื้อ สมองว่าเกิดการถูกบีบอัดจากการขยายตัวของโพรงหรือฝ่อไป และ ลักษณะมุมของเขาวงกตโพรงสมอง (Frontal and Occipital horns) ที่จะช่วยยืนยันได้ว่าเขาของโพรงสมองนั้นพองตัวขึ้น เมื่อได้ขั้นตอน วิธีดังกล่าวแล้วจึงนำมาพัฒนาต่อยอดเป็นซอฟต์แวร์ต้นแบบ เพื่อใช้ในการจำแนกภาวะน้ำคั่งในโพรง สมองกับโรคสมองฝ่อด้วยภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็ก โดยมุ่งหวังว่าซอฟต์แวร์ต้นแบบนี้จะมีส่วนช่วย ในการศึกษาเพื่อพัฒนาซอฟต์แวร์ที่สามารถสนับสนุนการตัดสินใจของแพทย์ได้

วิธีการในการจำแนกภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองและโรคสมองฝ่อที่สนใจ เป็นการศึกษาถึงลักษณะ ใหม่ขององค์ประกอบต่าง ๆ ภายในสมองที่บ่งบอกได้ถึงความแตกต่างของทั้งสองความผิดปกติได้เป็น อย่างดี ซึ่งลักษณะใหม่ที่สนใจประกอบไปด้วยสองลักษณะ ได้แก่ อัตราส่วนร่องรอบนอกสมอง และ มุมของเขาวงกตโพรงสมอง นอกจากนี้งานวิจัยนี้ยังได้นำเอาสามลักษณะที่เป็นที่ยอมรับในการประเมินผล ภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง และมีส่วนช่วยในการจำแนกกับโรคที่คล้ายคลึงกัน ซึ่งประกอบด้วย อัตราส่วน อีวาน (Evans), อัตราส่วนของเขาวงกตโพรงสมอง, มุมของโพรงสมอง การจะได้มาซึ่งในแต่ละลักษณะ ข้างต้นจำเป็นที่จะต้องผ่านกระบวนการ เตรียมภาพข้อมูลก่อนการประมวลผล เพื่อกำหนดเฉพาะพื้นที่ ที่สนใจ (Region of interest) โดยในงานวิจัยนี้จะมีเพียงส่วนในเนื้อสมองเท่านั้นที่จะนำมาวิเคราะห์ทั้ง กะโหลกและเยื่อหุ้มสมองจะไม่นำมาใช้ แล้วจึงนำภายในสมองมาแบ่งส่วนออกเป็นพื้นที่เนื้อสมองกับ โพรงสมองอีกที ทั้งกระบวนการเตรียมภาพข้อมูลและแบ่งส่วนสมองนั้นล้วนแต่มีความสำคัญอย่างยิ่ง

ต้องงานวิจัยขั้นนี้ เนื่องด้วยถ้าหากไม่สามารถกำหนดพื้นที่สมองและโพรงสมองได้อย่างสมบูรณ์ถูกต้อง ลักษณะที่สกัดได้ย่อมผิดไปจากความเป็นจริง และทรงผลให้การจำแนกทั้งสองความผิดปกติคลาดเคลื่อนได้ ลักษณะทั้งห้าจะถูกใช้เป็นชุดข้อมูลนำเข้าของโครงข่ายประสาทเทียมแบบเพอร์เซ็ปตรอนหลายชั้น เพื่อสร้างแบบจำลองในการจำแนกภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองและโรคในกลุ่มสมองฝ่อต่อไป

งานวิจัยนี้จะทำการทดสอบประสิทธิภาพของขั้นตอนวิธีสำหรับจำแนกภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองและโรคในกลุ่มสมองฝ่อโดยใช้ภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็กส่วนสมอง ของสามชุดข้อมูลมาตรฐาน ประกอบด้วย ฐานข้อมูลผู้ป่วยภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองจาก Medpix ซึ่งเป็นฐานข้อมูลภาพถ่ายทางการแพทย์ของภาควิชารังสีวิทยาและเวชสารสนเทศ มหาวิทยาลัย Uniformed Services ในส่วนของภาพถ่ายผู้ป่วยโรคสมองฝ่อ แบ่งออกเป็น 2 ชุดข้อมูลด้วยกัน คือ ชุดข้อมูลภาพถ่ายผู้ป่วยโรคอัลไซเมอร์จาก Open Access Series of Imaging Studies (OASIS) และภาพถ่ายผู้ป่วยโรคพาร์กินสันจาก Parkinson's Progression Markers Initiative (PPMI) ซึ่งทั้งสองเป็นชุดข้อมูลมาตรฐานที่เปิดให้เข้าถึงอย่างสาธารณะ

ปัญหาของการวิจัย

ปัญหาที่เกิดขึ้นในการจำแนก ภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองกับโรคสมองฝ่อสามารถอธิบายได้ดังนี้

1. ภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็กสมองในชุดข้อมูลมาตรฐาน บางภาพมีความเข้มของสปีบริเวณกะโหลกและเนื้อสมองใกล้เคียงกัน หากใช้วิธีการปกกกะโหลก (skull stripping) ในปัจจุบันซึ่งมีหลักการทำงานที่อาศัยความเข้มเป็นหลักในการแยกส่วน ก็อาจไม่สามารถแยกส่วนเนื้อสมองออกมาได้อย่างถูกต้อง และส่งผลให้การประมวลผลในลำดับถัดไปเกิดข้อผิดพลาดขึ้นได้
2. งานวิจัยที่มีการใช้เทคนิคการประมวลผลภาพเพื่อจำแนกภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองกับโรคสมองฝ่อในอดีตได้ศึกษาเพียงบางลักษณะของสมองเท่านั้น ส่งผลให้ประสิทธิภาพในการจำแนกไม่เพียงพอ

ด้วยประเด็นปัญหาที่เกิดขึ้นเหล่านี้ งานวิจัยนี้จึงได้ศึกษาค้นคว้าวิธีการต่าง ๆ ที่สามารถแก้ปัญหาข้างต้นได้ โดย

ปัญหาที่ 1 ขั้นตอนวิธีการปกกกะโหลกที่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้ มีกระบวนการที่อาศัยรูปร่างของเนื้อสมองเป็นหลัก จึงสามารถแยกส่วนเนื้อสมองได้อย่างถูกต้องแม้ในกรณีที่กะโหลกและเนื้อสมองจะมีความเข้มของสีคล้ายกันก็ตาม

ปัญหาที่ 2 สาเหตุที่งานวิจัยด้านการจำแนกภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองกับโรคสมองฝ่อในอดีตนั้นยังไม่มีประสิทธิภาพเพียงพอเกิดขึ้นจาก การศึกษาเพียงลักษณะของโพรงสมองเป็นหลัก ซึ่งไม่สามารถ

แสดงได้ถึงความแตกต่างของทั้งสองความผิดปกติได้ดี เพราะทั้งสองความผิดปกติพบว่ามีโพรงสมองขนาดใหญ่เหมือนกันแต่เกิดจากสาเหตุที่ต่างกัน งานวิจัยนี้จึงศึกษาหาลักษณะใหม่ ได้แก่ อัตราส่วนร่องรอบนอกสมอง และ มุมของขาของโพรงสมอง ซึ่งเป็นลักษณะที่แสดงได้ถึงความแตกต่างของทั้งสองความผิดปกติได้อย่างชัดเจน

วัตถุประสงค์การวิจัย

1. ศึกษา และค้นคว้า ลักษณะใหม่ของภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง และโรคในกลุ่มสมองฝ่อที่จะมีส่วนช่วยในการจำแนกความแตกต่างของทั้งสองให้ถูกต้องมากยิ่งขึ้น
2. พัฒนาซอฟต์แวร์ต้นแบบที่สามารถจำแนกภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองและโรคในกลุ่มสมองฝ่อได้อย่างอัตโนมัติ เพื่อใช้ในการศึกษา ต่อยอดไปสู่ซอฟต์แวร์ประยุกต์ที่สนับสนุนการตัดสินใจของแพทย์ได้

ขอบเขตของงานวิจัย

1. ศึกษาหาลักษณะเชิงตัวเลขใหม่ของสมอง ที่สกัดได้จากภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็ก
2. พัฒนาขั้นตอนวิธีในการจำแนกภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง กับ โรคในกลุ่มสมองฝ่อ ประกอบด้วย โรคอัลไซเมอร์ และ โรคพาร์กินสัน สำหรับภาพผู้ป่วยอายุตั้งแต่ 60 ปีขึ้นไป
3. ภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็กที่เป็นข้อมูลนำเข้า เป็นภาพระดับเทา (Gray scale) ในแกนตัดขวาง (Axial view) และต้องอยู่ในระดับที่เห็นโพรงสมองทั้งสามได้อย่างชัดเจน (Cerebral aqueduct-level)

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ขั้นตอนวิธีในการกำหนดบริเวณที่สนใจสำหรับภาพถ่ายสมอง ที่รองรับได้แม้อंकประกอบต่าง ๆ ในภาพจะมีความเข้มของสีคล้ายคลึงกัน
2. ส่องลักษณะใหม่ของสมอง ซึ่งสามารถแสดงได้ถึงความแตกต่างของภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองกับโรคสมองฝ่อ ในผู้สูงอายุ
3. ซอฟต์แวร์ต้นแบบที่สามารถจำแนก ภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองกับโรคสมองฝ่อได้อย่างมีประสิทธิภาพ เพื่อใช้ในการศึกษา ต่อยอดไปสู่ซอฟต์แวร์ในการสนับสนุนการตัดสินใจของแพทย์

บทที่ 2

ทฤษฎีและวรรณกรรม ที่เกี่ยวข้อง

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

การประมวลผลภาพและการแพทย์

นิยาม การประมวลผลภาพ หมายถึง การนำภาพมาประมวลผลหรือคิดคำนวณด้วยคอมพิวเตอร์ เพื่อให้ได้ข้อมูลที่เรากำลังต้องการทั้งในเชิงคุณภาพและปริมาณ



รูปที่ 2-1 กระบวนการในการประมวลผลภาพ

การประมวลผลภาพมีวัตถุประสงค์เพื่อ ปรับปรุงหรือเพิ่มลักษณะอันเป็นประโยชน์ให้กับรูปเพื่อการแปลความหมายของมนุษย์ที่ดีขึ้น และทำให้รูปนั้น ๆ เปลี่ยนแปลงในทางที่ดีขึ้นเพื่อให้เหมาะสมกับการประมวลผล จากที่ได้กล่าวมาข้างต้น จะเห็นได้ว่าการประมวลผลภาพมีส่วนเข้ามาช่วยในกิจกรรมของมนุษย์ ที่มีภาพเป็นองค์ประกอบ และงานที่สำคัญอีกอย่างหนึ่ง ซึ่งเกี่ยวข้องกับภาพ และสำคัญต่อชีวิต, สุขภาพเป็นอย่างมาก คือ งานวิเคราะห์ภาพทางการแพทย์ ซึ่งก็จำเป็นต้องนำศาสตร์ทางด้าน การประมวลผลภาพมาประยุกต์ใช้เช่นกัน เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานของแพทย์ผู้เชี่ยวชาญในการวินิจฉัยโรคต่าง ๆ หรือตรวจหาความผิดปกติของอวัยวะต่าง ๆ ในร่างกายของผู้ป่วยได้รวดเร็ว ยิ่งขึ้นและมีประสิทธิภาพมากขึ้น ตัวอย่างการนำภาพถ่ายมาทำการวิเคราะห์ ใช้หลักการของการประมวลผลภาพให้ภาพคมชัดมากยิ่งขึ้นในการหาเชื้อแบคทีเรีย

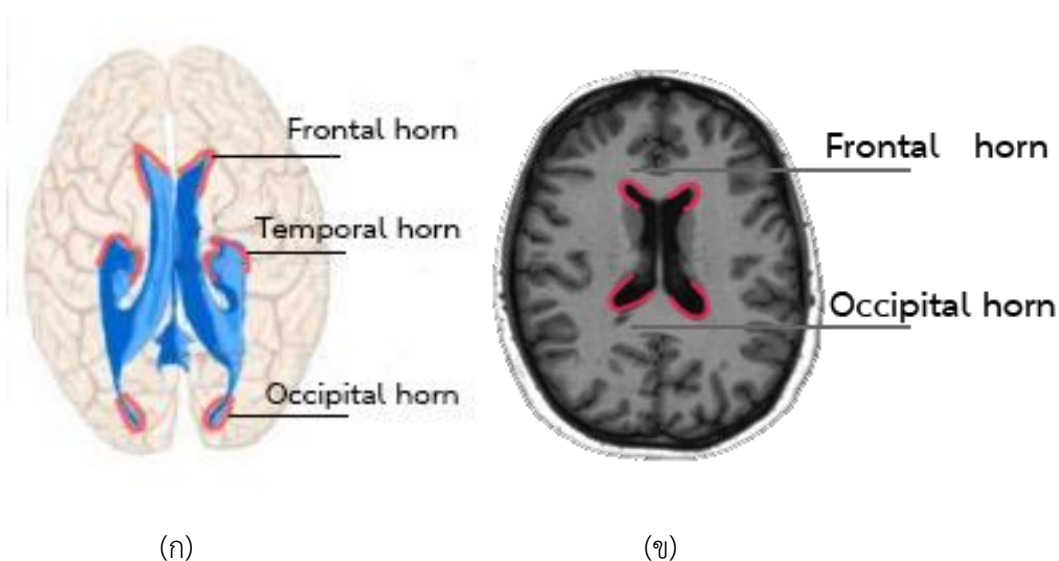
ในปัจจุบัน เทคนิคการถ่ายภาพทางการแพทย์ สำหรับให้แพทย์สามารถตรวจอวัยวะสำคัญ ๆ ต่าง ๆ ภายในร่างกายได้โดยไม่ต้องผ่าตัด ได้พัฒนาไปมาก เริ่มจากเครื่องเอกซเรย์ (X-Ray) ซึ่งสามารถถ่ายภาพโครงสร้างกระดูกและอวัยวะบางอย่างเช่น ปอด ภายในร่างกายได้ ต่อมาได้มีการพัฒนาสร้างเครื่อง Computed Tomography (CT) ซึ่งสามารถจับภาพอวัยวะต่าง ๆ ในแนวระนาบตัดขวางได้ ทำให้เราเห็นข้อมูลภาพได้มากขึ้น และสมจริงยิ่งขึ้น นอกจากนี้ยังมีเครื่องถ่ายภาพความ

ละเอียดสูงอย่าง Magnetic Resonance Imaging (MRI) ซึ่งให้ถ่ายภาพส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อที่ไม่ใช่กระดูก (Soft tissues) ได้ดีกว่าภาพถ่ายแบบอื่น ๆ ภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็ก นั้นนอกจากจะให้ข้อมูลทางกายภาพแล้วยังให้ข้อมูลทางเคมีได้อีกด้วย เครื่องถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็กไอ ยังสามารถถ่ายภาพอวัยวะที่ต้องการในระนาบต่าง ๆ ได้ด้วย โดยไม่จำเป็นต้องเคลื่อนย้ายตำแหน่งของผู้ป่วย ซึ่งระนาบสามารถแสดงได้ทั้งหมด 3 ระนาบ

การประมวลผลภาพทางการแพทย์ เป็นการนำเทคนิคหรือวิธีการต่าง ๆ ของการประมวลผลภาพ มาใช้กับภาพทางการแพทย์ โดยการเลือกใช้เทคนิคต่าง ๆ กับภาพทางการแพทย์นี้ จะขึ้นอยู่กับเป้าหมายหรือวัตถุประสงค์ของการวิเคราะห์ภาพทางการแพทย์นั้น ๆ เพื่อให้ได้ผลลัพธ์ ที่ช่วยให้แพทย์สามารถวิเคราะห์ภาพเหล่านั้นได้สะดวกและรวดเร็วมากขึ้น โดยเทคนิคของการประมวลผลภาพมีมากมายหลายวิธีการ ซึ่งส่วนใหญ่แล้ว ในการวิเคราะห์ภาพทางการแพทย์มักจะใช้หลาย ๆ วิธีการร่วมกัน เพื่อให้ได้สิ่งที่ต้องการตามเป้าหมายหรือวัตถุประสงค์ของการวิเคราะห์ภาพทางการแพทย์นั้น ๆ เทคนิคหนึ่งของการประมวลผลภาพที่สำคัญ ต่อการจัดการกับภาพทางการแพทย์ คือ การแยกส่วนภาพ (Image segmentation) เป็นวิธีการแยกส่วนใดส่วนหนึ่งของภาพที่เราสนใจออกมาจากภาพ ซึ่งการแบ่งส่วนภาพนี้ โดยส่วนใหญ่แล้วจะเป็นขั้นตอนเบื้องต้นและสำคัญอย่างมากของการประมวลผลภาพทางการแพทย์ เนื่องจากภาพทางการแพทย์ที่ได้จากเครื่องถ่ายภาพแบบต่าง ๆ นั้น โดยปกติมักจะมีองค์ประกอบอื่น ๆ ที่อยู่ใกล้เคียงกับอวัยวะที่ทำถ่ายภาพมา เช่น เนื้อเยื่อกระดูก อวัยวะข้างเคียง หรือแม้กระทั่งสิ่งรบกวน (Noise) ที่ขึ้นในขณะถ่ายภาพ ด้วยเหตุนี้ การวิเคราะห์เฉพาะอวัยวะที่ต้องการ จึงจำเป็นต้องใช้การแยกส่วนภาพมาทำหน้าที่ตัดแยกส่วนที่เราต้องการออกมา ตัวอย่างเช่น การแบ่งส่วนเนื้อสมองจากภาพสมอง การแยกส่วนภาพหัวใจห้องล่างซ้ายจากภาพหัวใจ MRI การแบ่งส่วนเฉพาะเส้นโลหิต

กายวิภาคโพรงสมองมนุษย์

โพรงสมอง (Ventricle) เป็นช่องว่างภายในสมองซึ่งเป็นที่กักเก็บของน้ำเลี้ยงสมองและไขสันหลัง โพรงสมองสามารถแยกออกได้เป็น 4 ส่วนด้วยกันคือ โพรงสมองด้านข้าง (Lateral ventricle) เป็นโพรงที่อยู่บริเวณซีรีรัมแยกออกเป็นโพรงด้านซ้ายและขวา โพรงสมองที่สามเป็นช่องว่างเดี่ยวที่อยู่กึ่งกลางระหว่างทาลามัส และโพรงสุดท้ายคือโพรงสมองที่สี่เป็นช่องว่างที่อยู่ใต้ซีรีเบลลัม นอกจากนี้ภายในโพรงสมองด้านข้างยังประกอบไปด้วยเขา จำนวน 3 เขา อันได้แก่ เขาด้านหน้า (Frontal horn), เขาด้านหลัง (Occipital horn) และเขาที่อยู่ล่างสุด (Temporal horn) ดังแสดงในรูปที่ 2-2 (ก) ในส่วนของรูปที่ 2-2 (ข) ซึ่งเป็นแผ่นภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็กในระดับที่เห็นท่อน้ำสมอง (Cerebral aqueduct) ระดับนี้เป็นระดับที่แพทย์ใช้ประเมินภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองเนื่องด้วยเป็นระดับที่สามารถเห็นขนาดของโพรงสมองได้ชัดเจนที่สุด แต่จะไม่ปรากฏในส่วนเขาด้านล่าง



รูปที่ 2-2 องค์ประกอบภายในโพรงสมองด้านข้าง

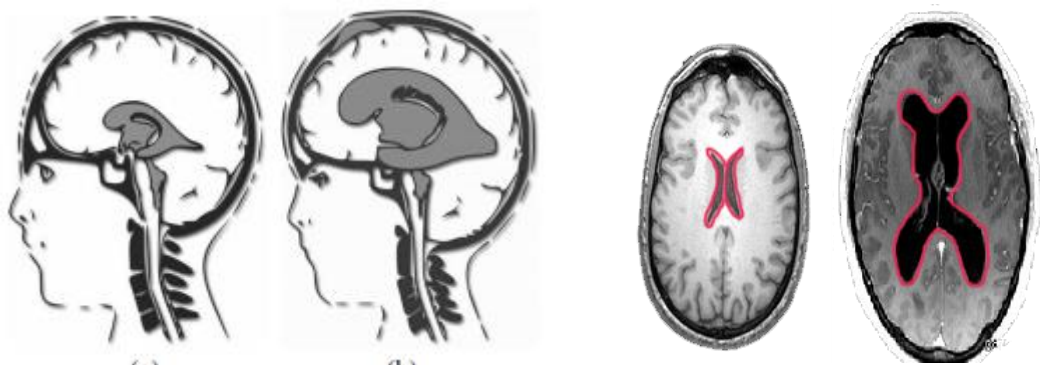
ภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง

โดยปกติแล้วโพรงสมองจะบรรจุไปด้วยน้ำไขสันหลังปริมาณ 150-200 ลูกบาศก์เซนติเมตร และมีการผลิตขึ้นในแต่ละวันประมาณ 500 ลูกบาศก์เซนติเมตร ซึ่งนั่นหมายถึงในหนึ่งวันมนุษย์จะมีการดูดซึมน้ำไขสันหลังราว ๆ 300 ลูกบาศก์เซนติเมตร แต่ถ้าหากอัตราส่วนระหว่างการสร้างหรือดูดซึมนี้

เกิดผิดปกติขึ้น ก็จะส่งผลให้โพรงสมองต้องแบกรับน้ำไขสันหลังปริมาณมากกว่าปกติจนเกิดเป็นภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง ภาวะที่โพรงสมองของมนุษย์เกิดการขยายตัวขึ้นจากความดันภายในของการสะสมน้ำไขสันหลังที่มากผิดปกติ กลุ่มผู้ป่วยที่พบบ่อยจะเป็นผู้สูงอายุ และ เด็กอ่อน หรือทารกเท่านั้น ซึ่งสาเหตุของความผิดปกติในการสะสมมีดังต่อไปนี้

- การผลิตน้ำไขสันหลังมากเกินไป ซึ่งเกิดได้จาก เช่น เนื้องอกของ Choroid plexus
- มีสิ่งอุดตันทางเดินน้ำไขสันหลัง สาเหตุมีได้หลายอย่าง เช่น เนื้องอกสมอง, เลือดออกในโพรงสมองและเนื้อสมอง, ความพิการแต่กำเนิด (Aqueductal stenosis), การติดเชื้อ เช่น พยาธิตีดหมูในสมอง (Neurocysticercosis) เป็นต้น
- การดูดซึมน้ำไขสันหลังผิดปกติ สาเหตุอาจเกิดจาก การอุดตันหลอดเลือดดำ

มีหลายสาเหตุซึ่งก่อให้เกิดภาวะดังกล่าวและส่งผลให้เพิ่มความดันในกะโหลกศีรษะ ซึ่งผลกระทบที่จะตามมาก็คือ เกิดความผิดปกติทางระบบประสาทจากการถูกเบียดของเนื้อเยื่อสมอง และอันตรายถึงชีวิตหากไม่ได้รับการรักษาอย่างถูกต้องและทันเวลาที่ แพทย์ผู้รักษาจึงจำเป็นต้องวินิจฉัยอย่างถูกต้องถึงสาเหตุของโพรงสมองขนาดใหญ่ที่พบบนภาพถ่าย ซึ่งผลการรักษาที่ได้มักดีเยี่ยมเสมอ

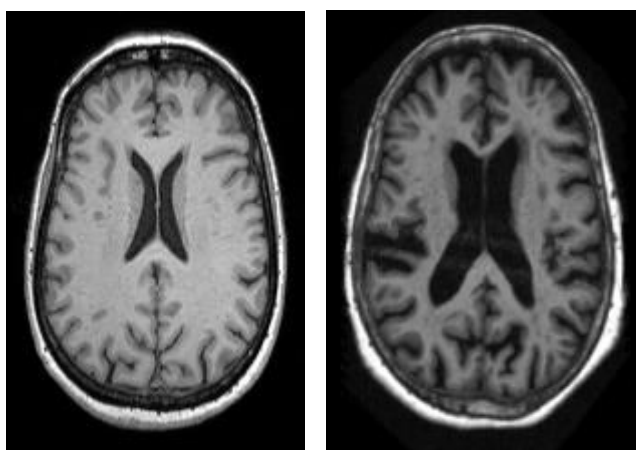


รูปที่ 2-3 โพรงสมองปกติของมนุษย์ (ซ้าย) และ โพรงสมองที่เกิดภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง (ขวา)

โรคสมองฝ่อ

สมองของมนุษย์นั้น ประกอบขึ้นด้วยเซลล์ประสาทจำนวนมากประมาณ 140,000 ล้านเซลล์ แต่ละเซลล์จะมีกิ่งก้านสาขาเชื่อมติดกับเซลล์ประสาทอื่น ๆ ถึง 15,000 จุดเชื่อมต่อ เซลล์เหล่านี้ถูกสร้างขึ้นนับตั้งแต่ขณะเป็นทารกอยู่ในครรภ์ตลอดจนเข้าสู่วัยรุ่นจึงหยุดการสร้างเซลล์สมอง ภายหลัง

จากนี้หากเกิดการสูญเสียเซลล์สมองไปก็จะไม่สามารถสร้างคืนทดแทนขึ้นมาได้ ในธรรมชาติแล้วนั้น เมื่อมนุษย์เข้าสู่วัยชราร่างกายจะเริ่มเสื่อมถอยลงไม่เว้นแม้แต่เซลล์สมองที่เสื่อมลงและเซลล์ตายในที่สุด ส่งผลให้ผู้สูงอายุมีเซลล์สมองน้อยลงกว่าวัยอื่น ๆ ดังนั้นความชราถือเป็นสาเหตุหลักของโรคสมองฝ่อ แต่ก็ยังมีปัจจัยอื่น ๆ อีกที่ส่งผลให้เซลล์สมองตายได้ เช่น สภาวะเลือดไปเลี้ยงสมองน้อยจากการที่หลอดเลือดแตก อาการของโรคสมองฝ่อ จะเริ่มต้นจากการลืมเหตุการณ์ที่เพิ่งจะเกิดขึ้น ต่อมาจะเกี่ยวข้องกับสมองในด้านการรับรู้ การเข้าใจ และการมีเหตุผล ขาดความสนใจในเหตุการณ์หรือกิจกรรมรอบ ๆ ตัวเอง และถ้าเป็นมากขึ้น บุคลิกภาพของผู้สูงอายุนั้นจะหายไป ในบางรายมีอาการคล้ายคลึงกับผู้ป่วยภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองคือมีการเกร็งของกล้ามเนื้อแขนและขา ทำให้เคลื่อนไหวลำบาก ในส่วนของการวินิจฉัยนั้น แพทย์จะสามารถพิจารณาได้จากภาพถ่ายสมองของผู้ป่วย เนื่องด้วยเซลล์สมองที่สูญเสียไปจึงทำให้มวลเนื้อเยื่อสมองลดทอนลง



(ก)

(ข)

รูปที่ 2-4 (ก)ภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็กสมองปกติ และ (ข)ภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็กสมองของผู้ป่วยสมองฝ่อ

The Object Attributes Thresholding (OAT)

Otsu (N. Otsu, 1979) ได้นำเสนอขั้นตอนวิธีในการหาค่าเทรตโซลต์ของภาพโดยอัตโนมัติจากฮิสโตแกรมของภาพ โดยสามารถพิจารณาได้จากค่าพิกเซลของภาพระดับเทา L ระดับ $[1, 2, \dots, L]$ จำนวนของพิกเซลทั้งหมดแทนด้วย N จำนวน จากนั้นสมมุติให้พิกเซลทั้งหมด

สามารถจำแนกได้เป็น 2 คลาส คือ C_0 กับ C_1 โดยแทนพิกเซลที่ระดับ $[1, \dots, k]$ และ $[k + 1, \dots, L]$ ตามลำดับ วิธีนี้ขึ้นอยู่กับค่าที่ใช้แยกแยะ (Discriminant analysis) ซึ่งค่าดังกล่าวสามารถคำนวณได้จากอัตราส่วนของความแปรปรวนระหว่างคลาส σ_B^2 กับค่าความแปรปรวนรวม (Total variance) σ_T^2 และให้ σ_w^2 เป็นความแปรปรวนที่เกิดขึ้นภายในคลาส ค่าเทรตโวลต์ที่เหมาะสมคำนวณได้ตามสมการ

$$\eta = \frac{\sigma_B^2}{\sigma_T^2} \quad (1-1)$$

ค่าเทรตโวลต์ที่เหมาะสมจะขึ้นอยู่กับค่า n หรือ σ_B^2 ที่มากที่สุด จากสมการต่อไปนี้

$$\eta(k) = \frac{\sigma_B^2(k)}{\sigma_T^2} \quad (1-2)$$

$$\sigma_B^2(k) = \frac{(\mu_r w(k) - \mu(k))^2}{w(k)(1-w(k))} \quad (1-3)$$

ค่าเทรตโวลต์ที่เหมาะสม คือ ค่าระดับเทา (k^*) ที่

$$\sigma_B^2(k^*) = \max(\sigma_B^2(k)) \quad 1 \leq k \leq L \quad (1-4)$$

โดย

$$w_0 = \sum_{i=1}^k p_i = w(k), w_1 = 1 - w(k) \quad (1-5)$$

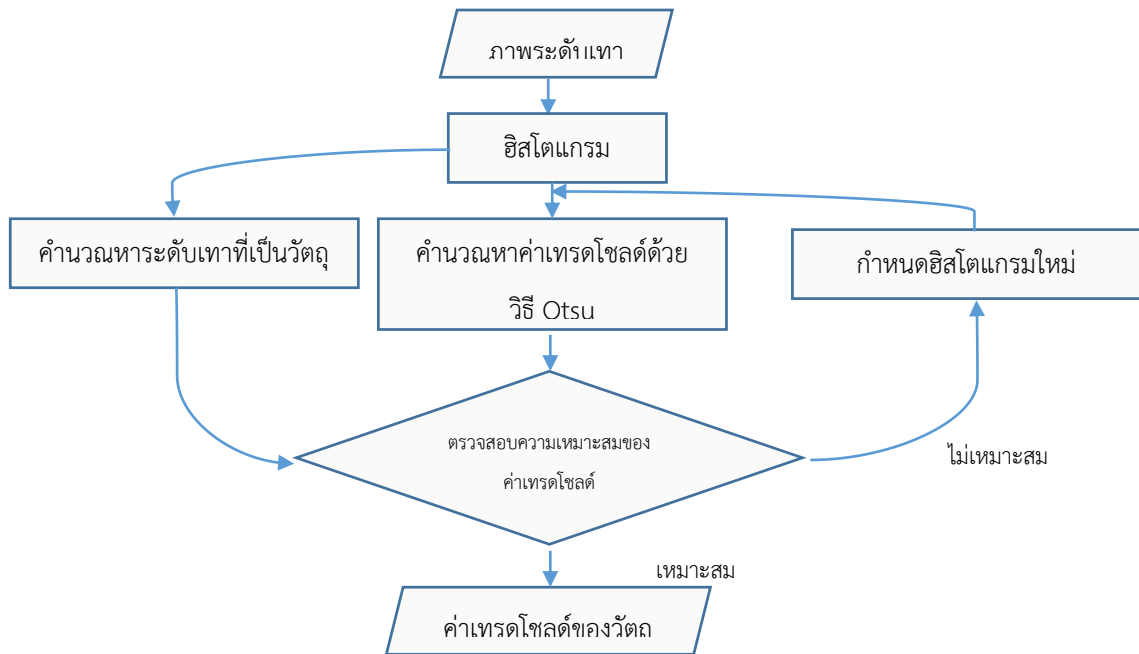
$$\sigma_0^2 = \frac{\sum_{i=1}^k (1 - \mu_0)^2 p_i}{w_0} \quad (1-6)$$

$$\sigma_1^2 = \frac{\sum_{i=k+1}^L (1 - \mu_1)^2 p_i}{w_1} \quad (1-7)$$

$$\sigma_B^2 = w_0 w_1 (\mu_0 - \mu_1)^2 \quad (1-8)$$

$$\sigma_T^2 = \sum_{i=1}^L (i - \mu_r)^2 p_i \quad (1-9)$$

$$\sigma_w^2 = w_0\sigma_0^2 + w_0\sigma_1^2 \quad (1-10)$$



รูปที่ 2-5 ขั้นตอนการหาค่าเทรตโซลต์ด้วยวิธี OAT

การทำเทรตโซลต์ตามความเข้มของวัตถุ OAT (A.Rodtook, S. Chucherd, 2012) โดยนำขั้นตอนวิธีของ Otsu มาประยุกต์ใช้ด้วยหลักการทำซ้ำ ซึ่งขั้นตอนการทำงานมีดังนี้

วิธี OAT ได้นำขั้นตอนวิธีของ Otsu มาประยุกต์ใช้กับฮิสโตแกรมของภาพด้วยหลักการทำซ้ำเพื่อปรับค่าเทรตโซลต์ ให้เหมาะสมกับระดับความเข้มของวัตถุ (เบื้องต้น) มีกระบวนการดังนี้

1. กำหนดเงื่อนไข โดยใช้ความเข้มของวัตถุมาเป็นเกณฑ์ ค่าเทรตโซลต์ที่ได้จากการปรับในแต่ละครั้งต้องอยู่ภายใต้เงื่อนไขที่กำหนด
2. กำหนดให้ $j = 1$
3. กำหนดฮิสโตแกรมของภาพ (G_j)
4. นำขั้นตอนวิธีของ Otsu มาคำนวณค่าเทรตโซลต์ (t_j) จาก(G_j)
5. กำหนดฮิสโตแกรมระดับเทาใหม่โดยให้ (G_{j+1}) เท่ากับ ส่วนของ (G_j) ที่อยู่ระหว่างสีดำ กับ (t_j)

6. เพิ่มค่า j แล้วทำซ้ำข้อ 4 และ 5 จนกระทั่งค่าเทรตโซลด์ที่ได้จากการปรับไม่อยู่ในเงื่อนไขที่กำหนด ดังนั้นค่าเทรตโซลด์ที่ได้จากวิธี OAT คือ ค่าเทรตโซลด์ค่าสุดท้ายที่ได้จากการปรับและอยู่ในเงื่อนไขที่กำหนด

Basic morphological operations

Morphological operations เป็นเครื่องมือที่ใช้ทางด้าน การประมวลผลภาพดิจิทัล สำหรับตัดต่อหรือแต่งเติมส่วนขอบของภาพ, โครงสร้างของภาพ โดยใช้ทฤษฎีของเซต ซึ่งเซตใน Morphology จะแทนรูปร่างหรือรูปทรงของวัตถุในภาพ เช่นกลุ่มของสีดำทั้งหมดในภาพไบนารี สำหรับการทำให้ Morphological สามารถใช้ในการกำจัดสิ่งรบกวน ขยายพื้นที่ของวัตถุ และกำจัดส่วนเกินของวัตถุได้กระบวนการพื้นฐานเหล่านี้ได้แก่

Dilation

Dilation คือ การขยายพิกเซลของภาพ โดยการสแกนค่าของ S (Structuring Element) ดังรูปที่ 2-4 บนแต่ละค่าของพิกเซลภาพ โดยทำการสแกนจากตำแหน่งบนซ้ายไปยังตำแหน่งล่างขวา ซึ่งจะเปลี่ยนค่าของพิกเซลที่มีค่าเป็น 0 ให้มีค่าเป็น 1 เมื่อค่าของพิกเซลใด ๆ พิกเซลหนึ่งบน S มีค่าตรงกับค่าของพิกเซลภาพ และจะมีค่าคงเดิม เมื่อทุกค่าของ S มีค่าตรงกับทุกค่าของพิกเซลภาพ แสดงดังรูปที่ 2-5 โดยมีสมการดังนี้

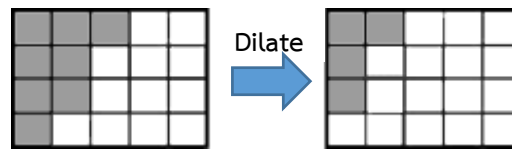
$$D = I \oplus S = \{Z | [(S)_z \cap S] \subseteq S\} \quad (1-11)$$

โดย

I คือภาพที่นำเข้า และ S คือ Structuring Element

1	1	1
1	1	1
1	1	1

รูปที่ 2-6 Structuring Element สีเหลี่ยมจัตุรัส ขนาด 3x3



รูปที่ 2-7 การทำงานของ Dilation

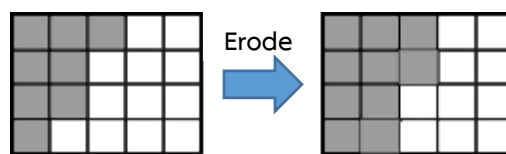
Erosion

Erosion เป็นวิธีการที่ตรงกันข้ามกับ Dilation คือจะลดขนาดของพิกเซล โดยการสแกนค่าของ S บนแต่ละค่าของพิกเซลภาพ โดยทำการสแกนจากตำแหน่งบนซ้ายไปยังตำแหน่งล่างขวา ซึ่งจะเปลี่ยนค่าของพิกเซลที่มีค่าเป็น 1 ให้มีค่าเป็น 0 เมื่อพิกเซลใดพิกเซลหนึ่งบน S มีค่าตรงกับค่าของพิกเซลภาพ และจะมีค่าคงเดิม เมื่อทุกพิกเซลของ S มีค่าตรงกับค่าของพิกเซลภาพแสดงดังรูปที่ 2-6 โดยมีสมการดังนี้

$$E = I \ominus S = \{Z | (S)_z \subseteq I\} \quad (1-12)$$

โดย

I คือภาพที่นำเข้า และ S คือ Structuring Element



รูปที่ 2-8 การทำงานของ Erosion

Hole filling

Hole filling เป็นกระบวนการในการเติมส่วนที่เป็นช่องว่างที่เกิดขึ้นในวัตถุจากการหาพิกเซลเบื้องหลังที่ถูกล้อมรอบด้วยพิกเซลเบื้องหน้า โดยอาศัยการหาจุดเชื่อมต่อระหว่างขอบของวัตถุที่เกิด

ขึ้นกับขอบของวัตถุข้างเคียงซึ่งเราจะสามารถแบ่งจุดเชื่อมต่อได้ 2 แบบ คือ จุดเชื่อมต่อแบบ 4 การเชื่อมต่อ (Connectivity) และ 8 การเชื่อมต่อ สามารถคำนวณหาพื้นที่ช่องว่างได้ตามสมการต่อไปนี้

$$X_k = (X_{k-1} \oplus S) \cap A^c \quad k = 1, 2, 3, 4 \dots \quad (1-13)$$

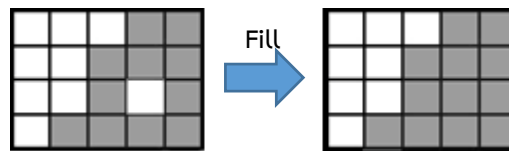
กระบวนการจะสิ้นสุดลงเมื่อถึงรอบการทำซ้ำที่ k ถ้า $X_k = X_{k-1}$

โดย

A คือพื้นที่ของวัตถุ

S คือ Structuring element ที่สมมาตร

X_k คือพื้นที่ช่องว่าง



รูปที่ 2-9 การทำงานของ Hole filling

Labeling

Labeling หรือ การตีตราเป็นการค้นหาพิกเซลภาพที่ติดกัน โดยทั่วไปจะทำการค้นหาในภาพขาวดำ หรือเรียกว่าภาพไบนารีโดยแบ่งพิกเซลภาพออกเป็น 2 ส่วนคือ ส่วนที่เป็นเบื้องหน้า (องค์ประกอบในภาพที่สนใจ) กับ ส่วนที่เป็นเบื้องหลัง การนิยามพิกเซลภาพติดกันในภาพ 2 มิตินิยมใช้ 8 การเชื่อมต่อ ส่วนวิธีการค้นหาพิกเซลของวัตถุที่ติดกันนั้นได้มีการนำเสนอขึ้นครั้งแรกโดย Rosenfeld (Rosenfeld, Pfaltz, 1966) โดยทำการสแกนแบบ Raster scan จำนวน 2 ครั้ง หรือที่เรียกว่า Two-scans labeling โดยการทำให้ Two-scans labeling จะแบ่งการทำงานออกเป็น 3 ขั้นตอนดังนี้

1. การพิจารณาครั้งแรก : เป็นการให้ scan mask ดังแสดงในรูปที่ 2-8 มาทำการค้นหาพิกเซลภาพที่เป็นวัตถุเบื้องหน้าจากนั้นจะกำหนดตราแต่หากเกิดความกำกวมไม่สามารถระบุตราให้ได้เนื่องจากมีจำนวนตรากลุ่มอื่น ๆ เท่ากันที่ต้องพิจารณาจะกำหนดให้ตราให้แบบชั่วคราว (Arbitrary label) ให้กับพิกเซลภาพที่เป็นวัตถุไปก่อน และทำการบันทึกตรานั้นลงในตาราง Equivalences

2. ตาราง Equivalences : เป็นการนำ Arbitrary label ใน ตาราง Equivalences มาทำการจัดกลุ่ม และเลือกค่าน้อยที่สุดของแต่ละกลุ่ม เพื่อนำมาใช้เป็นตัวแทนของกลุ่ม

3. การพิจารณาในรอบสอง : พิจารณาในรอบที่สอง เพื่อนำตัวแทนของแต่ละกลุ่มในตาราง

Equivalences มาทำการ ให้ตารางที่ภาพผลลัพธ์

p	q	r
s	x	

รูปที่ 2-10 Scan mask

Convex hull

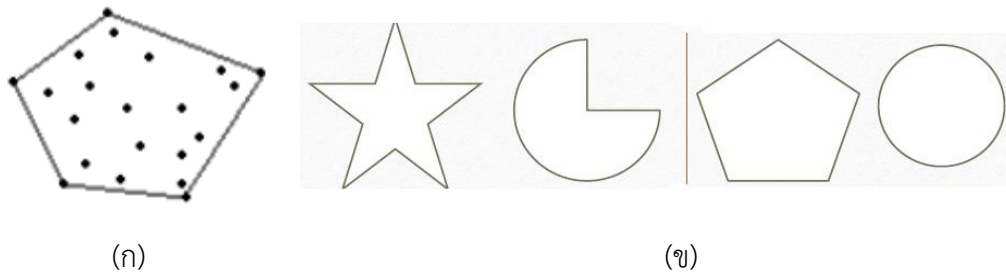
Convex hull หรือเปลือกนูนของวัตถุ กล่าวได้ว่าเซตย่อยที่มีขนาดเล็กที่สุดของจุดเซตใด ๆ ที่ซึ่งจุดภายในเซตย่อยเหล่านี้สามารถครอบคลุมทุกจุดบนเซตได้ จะเรียกเซตย่อยนี้ว่าเซตของเปลือกนูน ส่วนวิธีในการหาแต่ละจุดในเซตเปลือกนูน (Extreme point) นั้นกระทำโดยพิจารณาสองจุดใด ๆ บนเซต กำหนดให้สองจุดดังกล่าวเป็นจุดแบ่งครึ่งระหว่างสองกลุ่มด้วยสมการเส้นตรง $ax_k + by_k - c = 0$ หากเส้นดังกล่าวสามารถแบ่งจุดอื่น ๆ ให้อยู่ในฝั่งเดียวกันได้ทั้งหมด แสดงว่าสองจุดที่พิจารณานี้เป็น จุดที่อยู่รอบจุดอื่น ๆ บนเซต ถ้าหากไม่ก็จะเวียนเกิดพิจารณาหาจุดเปลือกนูนต่อไป เซตเปลือกนูนของภาพสามารถคำนวณได้ตามสมการที่(14)และตัวอย่างของเซตเปลือกนูนแสดงดังภาพที่ 2-7(ก)

$$C = \{ \sum_{i=1}^{|N|} a_i p_i : a_i \geq 0 \text{ for all } i \text{ and } \sum_{i=1}^{|N|} a_i = 1 \} \quad (1-14)$$

โดย N คือจำนวนจุดจำกัดของพิกเซลเบื้องต้น

p_i แทนแต่ละจุดใน N

a_i คือค่าสัมประสิทธิ์เชิงบวกที่มีผลรวมเท่ากับหนึ่ง



รูปที่ 2-11 (ก) ขอบเขตของเซตเปลือกนูน (Convex hull) และ (ข) เปลือกนูนของวัตถุ

Skeletonization

เทคนิคในการหาโครงกระดูก (Skeleton) ของวัตถุ ซึ่งหลักการในการหาโครงกระดูกจะอาศัยกลุ่มของเส้นที่ได้จากการทำให้ผอม (Thinning) ด้วยกระบวนการแบบทำซ้ำจนกว่าจะไม่สามารถทำได้อีก โดยเส้นที่ได้จะยังคงรูปร่างที่สำคัญของวัตถุไว้ ในงานวิจัยนี้ ได้เลือกใช้ขั้นตอนวิธีในการหาโครงกระดูกแบบ Zhang-Suen (T. Zhang, C. Suen, 1984) มีวิธีการเป็นแบบคู่ขนาน ซึ่งหมายถึงค่าของข้อมูลที่ได้รับมาใหม่จะเป็นผลของกระบวนการทำซ้ำก่อนหน้า ขั้นตอนวิธีนี้ได้ถูกนำมาใช้เพื่อหาโครงกระดูกในงานวิจัยนี้เนื่องด้วยมีขั้นตอนการทำงานที่ง่ายต่อการดำเนินการตาม และยังคงไว้ซึ่งประสิทธิภาพการหาโครงกระดูก โดยกระบวนการจะประกอบไปด้วยสองกระบวนการทำซ้ำย่อย ซึ่งทั้งสองกระบวนการย่อยนี้มีความแตกต่างกันเพียงเล็กน้อย ในส่วนของตำแหน่งพิกเซลที่ทำการตรวจสอบ พิกเซลใด ๆ ที่ปรากฏเป็นพิกเซลเบื้องหน้าจะประกอบด้วยแปดพิกเซลล้อมรอบดังแสดงในรูปที่ 2-10 และพิกเซลที่พิจารณานี้จะถูกลบเมื่อตรงตามเงื่อนไขต่าง ๆ ต่อไปนี้

- (1) $S(P1) = 1$ (เมื่อพิกเซลที่พิจารณามีการเชื่อมต่อเท่ากับหนึ่ง)
- (2) $2 \leq N(P1) \leq 6$
- (3) $P2 * P4 * P6 = 0$ (สำหรับกระบวนการทำซ้ำย่อยที่สองตำแหน่งจะเปลี่ยนเป็น $P2 * P4 * P8 = 0$)
- (4) $P4 * P6 * P8 = 0$ (สำหรับกระบวนการทำซ้ำย่อยที่สองตำแหน่งจะเปลี่ยนเป็น $P2 * P6 * P8 = 0$)

โดย $S(P1)$ คือจำนวนรูปแบบการเรียง 0-1 ที่ปรากฏบนแปดพิกเซลรอบพิกเซลที่สนใจ

$N(P1)$ คือจำนวนพิกเซลเบื้องหน้าที่อยู่ล้อมรอบพิกเซลที่สนใจ

P9	P2	P3
P8	P1	P4
P7	P6	P5

รูปที่ 2-12 รูปแบบการเรียงแปดพิกเซลล้อมรอบพิกเซลที่สนใจ

เครื่องมือในการวัดประสิทธิภาพ

วิธีการประเมินความถูกต้อง ในการจำแนกของงานวิจัยนี้จะวัดประสิทธิภาพของการทดลองโดย คำนึงจากค่า อัตราผลบวกจริง (True positive rate) , อัตราผลบวกปลอม (False positive rate) และ ค่าความเหวี่ยง (F-measure) โดยค่าเหล่านี้สามารถคำนวณได้ตามสมการต่อไปนี้

อัตราผลบวกจริง

$$TPR = \frac{TP}{(TP+FN)} \quad (1-15)$$

อัตราผลบวกปลอม

$$FPR = \frac{FP}{(TN+FP)} \quad (1-16)$$

ค่าความเหวี่ยง

$$F = 2 * \frac{Precision * TPR}{Precision + TPR} \quad (1-17)$$

$$Precision = \frac{TP}{(TP+FP)} \quad (1-18)$$

โดย TP คือจำนวนของการจำแนกภาพที่ใช่ได้ถูกต้อง

TN คือจำนวนของการจำแนกภาพที่ไม่ใช่ได้ถูกต้อง

FP คือจำนวนของการจำแนกภาพที่ใช่ไม่ถูกต้อง

FN คือจำนวนของการจำแนกภาพที่ไม่ใช่ไม่ถูกต้อง

วรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

Rosniza Roslan และคณะ (2011) ได้ทดลองศึกษาขั้นตอนวิธีในการแยกเฉพาะส่วนที่สนใจ จากภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็กศีรษะซึ่งเรียกว่าวิธีการปกกาะโหลก “Skull Stripping Of MRI Brain Images Using Mathematical Morphology” ในงานวิจัยประกอบไปด้วย 3 ขั้นตอนหลัก ได้แก่ ขั้นที่1 การแยกวัตถุและพื้นหลัง (Binarization) ขั้นที่2 การปรับปรุงภาพด้วยเทคนิค Morphological และขั้นตอนสุดท้ายคือการเติมช่องว่าง วิธีการใหม่ที่ Rosniza Roslan เสนอขึ้นนั้น คือ การแยกวัตถุและพื้นหลัง ด้วยเทคนิค สองค่าเทรชโอล์ด (Double thresholding) ซึ่งเป็นวิธีการที่หาช่วงของค่าความเข้มที่เหมาะสมกับภาพนั้น ๆ โดยช่วงดังกล่าวคำนวณได้จากการหาค่าเฉลี่ย ความเข้มของส่วนที่ต้องการจากภาพในทั้งชุดข้อมูล การคำนวณเพื่อหาช่วงดังกล่าวนี้จะกระทำ อย่าง manual เมื่อสามารถกำหนดช่วงความเข้มได้แล้วจึงทำการเปรียบเทียบทุกพิกเซลในภาพข้อมูล หากพิกเซลใดมีความเข้มไม่อยู่ในช่วงก็จะถูกระบุให้เป็น ส่วนที่ไม่สนใจ หรือก็คือพื้นหลัง แต่ถ้าอยู่ในช่วงก็จะระบุให้เป็นวัตถุที่สนใจ ในลำดับถัดมาบริเวณที่ได้จากการทำสองค่าเทรชโอล์ด อาจยังไม่ครอบคลุมโครงร่างที่แท้จริงนัก จึงปรับปรุงบริเวณดังกล่าวด้วยวิธีทางด้าน Morphological ได้แก่ การกัดกร่อน (Erosion) และการขยาย (Dilation) ในขั้นตอนสุดท้าย ภาพที่ได้ยังคงหลงเหลือรูโหว่ ภายในบริเวณเนื้อสมอง ซึ่งอาจเป็นโพรงสมอง หรือแอ่งสมอง (Cistern) จึงจำเป็นต้องเติมเต็ม ช่องว่างเหล่านี้ ด้วยวิธี Morphological hole filling แล้วจึงนำบริเวณเนื้อสมองที่ได้ไปแทนที่กับ ภาพต้นฉบับ ในส่วนของการประเมินผลจะทำการเปรียบเทียบกับภาพที่กำหนดบริเวณที่สนใจอย่าง manual ซึ่งในขั้นตอนวิธีที่ Rosniza Roslan นำเสนอสามารถแยกส่วนบริเวณที่สนใจได้ใกล้เคียงกับการแยกส่วนอย่าง manual เฉลี่ยอยู่ที่ 96.21% สำหรับบริเวณที่ทับซ้อนกัน อัตราผลบวกเท็จอยู่ที่ 2.16% และ อัตราผลลบเท็จอยู่ที่ 1.62%

K.Somasundaram, R.Siva Shankar (2012) ได้นำเสนอวิธีการปกกาะโหลกในภาพถ่ายคลื่น สนามแม่เหล็ก อย่างอัตโนมัติในงานวิจัยชื่อ “Automated Skull Stripping Method using Clustering and Histogram Analysis for MRI Human Head Scans” งานชิ้นนี้ประกอบขึ้นด้วย 3 ขั้นตอนได้แก่ การแยกวัตถุและพื้นหลัง, การจัดกลุ่มแบบ K-mean และการวิเคราะห์ฮิสโตแกรม ของภาพ เริ่มแรกภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็กศีรษะจะถูกแบ่งออกเป็น 2 คลาส ด้วยเทคนิคการ วิเคราะห์ภาพระดับเทาแบบ Otsu เพื่อแยกวัตถุกับพื้นหลังออกจากกัน ในระดับถัดมาภาพระดับเทา

ที่เหลือแต่วัตถุแล้วจะเข้าสู่กระบวนการแบ่งกลุ่มแบบ K-mean โดยพิจารณาจากค่าความเข้ม ซึ่งในงานวิจัยได้กำหนดพารามิเตอร์ของขั้นตอนวิธี $k = 3$ เพื่อแบ่งกลุ่มภายในภาพออกเป็น 3 กลุ่มได้แก่ 1. เนื้อสมอง 2. ไม่ใช่เนื้อสมอง 3. พื้นหลัง และในขั้นตอนสุดท้าย ภาพบริเวณเนื้อสมองที่ได้จะถูกนำมาแสดงในรูปฮิสโตแกรม เพื่อหาจุดพีคโดยมีสมมุติฐานที่ว่า จุดพีคจะมีทั้งหมด 3 จุด ในแต่ละช่วงระหว่างจุดจะเป็นช่วงความเข้มของพิกเซลของ ภายในเนื้อสมอง, เนื้อสมอง, กะโหลก โดยมีความเข้มของสีเรียงตามลำดับ เมื่อสามารถระบุช่วงความเข้มของ กะโหลก ได้แล้วจึงทำการลบพิกเซลที่อยู่ในช่วงนั้นออก ในส่วนของการประเมินความถูกต้อง จะนำภาพผลลัพธ์ที่ได้มาเปรียบเทียบกับภาพโครงร่างแท้จริง เพื่อคำนวณหาร้อยละความถูกต้อง Dice co-efficients ซึ่งจากการทดลองพบว่าใกล้เคียงเฉลี่ยอยู่ที่ 98.88%

Dana W. Moore และคณะ (2012) ได้ทดลองศึกษาขั้นตอนวิธีใหม่ในการสกัดเอาลักษณะของโรคสมองฝ่อเข้ามาช่วยในการจำแนกความแตกต่างระหว่างภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองกับโรคในกลุ่มสมองฝ่อในงานวิจัย “A Pilot Study of Quantitative MRI Measurements of Ventricular Volume and Cortical Atrophy for the Differential Diagnosis of Normal Pressure Hydrocephalus” มีการนำเอาลักษณะที่นิยมใช้ในการประเมินผู้ป่วยภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง อย่างอัตราส่วนฮิวานซ์ ปริมาตรกะโหลกศีรษะ และ ปริมาณน้ำในโพรงสมอง ประกอบเข้าด้วยกันกับลักษณะที่นำเสนอ คือ ความหนาของเปลือกนอกสมอง (cortical thickness) ซึ่งจัดเป็นลักษณะที่แสดงได้ถึงอาการฝ่อของสมอง เนื้อเยื่อส่วนนอกสุดของสมอง (cortical cerebral tissue) เมื่อดูจากภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็กจะแสดงเป็นบริเวณส่วนสีเทา (gray matter) ปรากฏอยู่นอกสุดล้อมรอบ บริเวณเนื้อสมองภายใน (white matter) ความหนาของเนื้อเยื่อสีเทานี้จะหดหายไปตามอาการของโรคสมองฝ่อที่ซึ่งจะมีการสูญเสียเนื้อเยื่อไป โดยเนื้อเยื่อในส่วนแรกที่จะสูญเสียนั้นก็คือบริเวณรอบนอก ลักษณะทั้ง 4 ที่กล่าวมาข้างต้นนี้ได้รับการกระบวนการสกัดและแยกส่วนองค์ประกอบในภาพถ่ายสมองถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็กด้วยชุดซอฟต์แวร์สาธารณะ Freesurfer แต่ในส่วนของคุณลักษณะ ปริมาณน้ำในโพรงสมองได้สกัดอย่างกึ่งอัตโนมัติด้วยซอฟต์แวร์ Brain Ventricular Quantification (BVQ) ชุดข้อมูลที่น่ามาทดลองของกลุ่มโรคสมองฝ่อ ประกอบด้วยภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็กผู้ป่วยอัลไซเมอร์และกลุ่มเผ่าร้างจากชุดข้อมูลมาตรฐาน ADNI ในส่วนผู้ป่วยพาร์กินสันได้รับจากชุดข้อมูลมาตรฐาน WCMC และภาพภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองได้รวบรวมจากวิทยาลัยการแพทย์ Weill Cornell ประเทศสหรัฐอเมริกา ผลการทดลองสรุปได้ว่า ทั้งสองลักษณะ อัตราส่วนฮิวานซ์และ ปริมาตรกะโหลกศีรษะ ของสองกลุ่มชุดข้อมูลที่ทดลอง มีความคล้ายคลึงกันมากและทับซ้อน ทำให้ไม่สามารถแยกแยะความแตกต่างของสองกลุ่มความผิดปกติออกได้ มีเพียงลักษณะปริมาณน้ำในโพรงสมองกับความหนาของเปลือกสมองเท่านั้นที่แยกแยะภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองจากโรคสมองฝ่อได้

โดยเมื่อนำทั้งสองมาพล็อตกราฟเพื่อดูความกระจายตัวของข้อมูล จะพบว่าผู้ป่วยภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง 3 ใน 5 กระจายตัวออกจากกลุ่มโรคสมองฝ่อ มีเพียง 2 คนเท่านั้นที่ยังคงเกาะกลุ่มกับโรคสมองฝ่ออยู่ จึงสรุปได้ว่าลักษณะด้านโรคสมองฝ่อมีส่วนช่วยในการแยกแยะกับภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง โดยที่ในผู้ป่วยภาวะน้ำคั่งจะมีความหนาของเปลือกสมองมากกว่าผู้ป่วยโรคสมองฝ่อ

โดย S. Javeed Hussain และ P.V. Sree Devi (2013) นำเสนอวิธีการจัดกลุ่ม (Clustering) แบบใหม่เพื่อแยกส่วนโพรงสมองในผู้ป่วยภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง สำหรับช่วยในการประเมินผล ภาวะดังกล่าว ในงานวิจัย “Detection of Hydrocephalus Lateral Ventricles Quantitatively in Brain MRI images of Infants” ขั้นตอนวิธีที่เสนอแบ่งออกเป็น 4 ส่วนคือ ส่วนเตรียมภาพก่อนการประมวลผล โดยกำจัดสิ่งรบกวนบนภาพ ซึ่งอาจเกิดได้จากสิ่งแปลกปลอมภายในเครื่องถ่ายภาพคลื่นสนามแม่เหล็กไอขณะทำการบันทึกภาพ และปรับปรุงภาพโดยลดรายละเอียดของภาพลงด้วยวิธีการ Gaussian smoothing ในลำดับถัดมาภาพที่ผ่านการปรับปรุงแล้วจะถูกแยกส่วนเพื่อจำแนกหาโพรงสมองขนาดใหญ่ของผู้ป่วย โดยใช้หลักการแบ่งกลุ่มแบบ Fuzzy C-means และทำการกำหนดให้กลุ่มบริเวณพื้นหลังที่มีขนาดใหญ่ที่สุดเป็นโพรงสมอง ในขั้นที่สามกลุ่มพิกเซลที่เป็นโพรงสมองจะถูกคำนวณหาผลรวมเพื่อระบุเป็นขนาดของโพรงสมอง และในขั้นตอนสุดท้ายขนาดของโพรงสมองที่คำนวณได้จะถูกนำมาเปรียบเทียบกับ ภาพการแยกส่วนโพรงสมองด้วยแพทช์ริงส์ (ground truth) เพื่อคำนวณหาดัชนีความคล้ายคลึง (similar index) กันของทั้งสอง ขั้นตอนวิธีดังกล่าวกระทำบนภาพถ่ายภาพคลื่นสนามแม่เหล็กที่รวบรวมมาจากโรงพยาบาลในท้องถิ่นจำนวน 5 ภาพ ขั้นตอนวิธีที่เสนอสามารถกระทำได้คล้ายคลึงกับ ground truth ราว ๆ 80.18 % ปัจจัยสำคัญของประสิทธิภาพที่ได้มาจากการกำจัดสิ่งรบกวนในภาพออกก่อนการประมวลผล โดย S. Javeed Hussain กล่าวว่าวิธี Fuzzy C-means มีประสิทธิภาพในการแบ่งกลุ่มค่อนข้างดีแต่อ่อนไหวได้ง่ายกับสิ่งรบกวน อย่างไรก็ตามขั้นตอนวิธีที่เสนอยังเป็นเพียงการสกัดเอาหนึ่งลักษณะของโพรงสมอง ซึ่งไม่เพียงพอต่อการประเมินหรือจำแนกภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองได้

M.Ramesh, P.Priya และ Punal.M.Arab (2014) ได้นำเสนอวิธีการใหม่ทางด้านการปก กะโหลก เพื่อแยกเอาเฉพาะส่วนที่สนใจจากภาพศีรษะในงานวิจัย “A Novel Approach For Efficient Skull Stripping Using Morphological Reconstruction And Thresholding Techniques” งานชิ้นนี้ประกอบขึ้นด้วย 2 ขั้นตอนหลัก ซึ่งทุกขั้นตอนอาศัยเทคนิค Basic

morphological operations ในขั้นตอนแรก ภาพถ่ายศีรษะถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็กจะเข้าสู่กระบวนการกำจัดส่วนเกิดและสิ่งรบกวนในภาพ โดยการกัดกร่อนภาพเพื่อให้สิ่งรบกวนหายไปในระดับหนึ่ง แล้วจึงทำการ Opening ซึ่งเป็นกระบวนการที่เริ่มต้นด้วยการกัดกร่อนตามด้วยการขยายด้วยโครงสร้าง Structure elementแบบเดียวกัน เพื่อให้สิ่งรบกวนหายไปจากภาพก่อนแล้วจึงคืนบริเวณที่สูญเสียไปด้วยการขยาย การ Opening จะช่วยให้ บริเวณระหว่าง กะโหลกและเนื้อสมองที่สัมผัสกัน (Touching objects) หายไป เพื่อให้บริเวณทั้งสองแยกออกจากกันอย่างชัดเจน ขั้นตอนต่อมา ขั้นที่สอง บริเวณเนื้อสมองที่สกัดได้จะผ่านการขยายและการ Closing ซึ่งถือเป็นวิธีการที่มีการทำงานตรงข้ามกับ Opening โดยสลับกัน Closing จะเริ่มจาก การขยายตามด้วยการกัดกร่อน เพื่อให้บริเวณช่องว่างต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นภายในเนื้อสมองเชื่อมเข้าหากันเนื่องจากการขยายบริเวณขอบของช่องว่าง บริเวณผลลัพธ์ที่ได้จะเป็นเนื้อเดียวกัน การวัดประสิทธิภาพจะกระทำโดยเปรียบเทียบภาพผลลัพธ์กับภาพปกกะโหลกอย่าง manual โดยใช้ดัชนีชี้วัดความคล้ายคลึง Jaccard coefficient และ Dice coefficient ซึ่งจากผลการทดลองคล้ายคลึงอยู่ที่ 83.37% และ 90.68% ตามลำดับ

Fabijanska และคณะ (2014) ได้นำเสนอการประเมินผลภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองในผู้ป่วยวัยทารกด้วยเทคนิคการประมวลผลภาพดิจิทัลในงานวิจัย “Assessment of Hydrocephalus in Children based on Digital image processing and Analysis” โดยขั้นตอนวิธีประกอบไปด้วย 2 ส่วนหลัก ส่วนแรกคือขั้นตอนในการสกัดลักษณะของภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองจากภาพถ่ายเอกซเรย์คอมพิวเตอร์โทโมกราฟฟีของผู้ป่วยทารกซึ่งได้รับมาจากโรงพยาบาล Polish Mother’s Memorial โดยจะสกัดเอา 4 ลักษณะ อันได้แก่ 1. อัตราส่วนอีวานส์ (Evans) เป็นอัตราส่วนระหว่างโพรงสมองกับภายในกะโหลกศีรษะในคนปกติอัตราส่วนนี้จะน้อยกว่า 0.29 2. อัตราส่วนของเขาของโพรงสมองด้านหน้าและหลัง (Frontal and Occipital Horns) เป็นอัตราส่วนของผลรวมเขาโพรงด้านหน้าและหลัง ต่อภายในกะโหลกศีรษะ 3. รัศมีเขาด้านหน้า เป็นการวัดรัศมีของเขาด้านหน้าของโพรงสมองซึ่งได้รับมาจากการสร้างโครงกระดูกของโพรง 4. มุมโพรงสมอง เป็นมุมที่เกิดขึ้นระหว่างเส้นผ่าศูนย์กลางของศีรษะมนุษย์ทำมุมกับเส้นสัมผัสเขาด้านหน้าของโพรงสมองด้านหน้า ซึ่ง Fabijanska ได้นิยามว่าลักษณะนี้สามารถแสดงได้ถึงการพองตัวของเขาของโพรงสมองโดยหากมุมยิ่งแคบย่อมหมายถึงการพองโตขึ้นของเขานอกจากนี้มุมโพรงสมองยังมีความสัมพันธ์กับ รัศมีเขาด้านหน้า ซึ่งทั้งสองจะแปรผกผันกัน และในขั้นตอนสุดท้าย ทั้ง 4 ลักษณะที่สกัดได้จากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอจะถูกนำมาเปรียบเทียบหาค่าความ

ผิดพลาดสัมพัทธ์ (Relative error) กับการสกัดเอาลักษณะโดยแพทย์รังสีผู้มีความเชี่ยวชาญ และผู้ที่ได้รับการฝึกฝน (ใช้ซอฟต์แวร์ Amira เป็นเครื่องมือ) โดยอิงจากการสกัดโดยแพทย์เป็นเกณฑ์วัดความถูกต้อง จากผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าขั้นตอนวิธีที่ใช้ในการสกัดลักษณะของภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองที่เสนอค่อนข้างมีความน่าเชื่อถือ เนื่องจากค่าเชิงตัวเลขที่สกัดได้ใกล้เคียงกับการสกัดด้วยแพทย์รังสีและผู้ฝึกฝน

โดย Surani Anuradha Jayasuriya และ Alan Wee-Chung Liew (2012) ได้เสนอวิธีการในการหาแนวสมมาตรหรือแกนกลางของสมองมนุษย์ในงานวิจัย “Symmetry Plane Detection in Neuroimages based on Intensity Profile Analysis” แกนกลางของสมอง หรือร่องตามยาว (interhemispheric fissure) เป็นรอยแยกที่ลึกที่สุดในสมอง ซึ่งแบ่งสมองสองข้าง (vertebrate brain hemispheres) ออกจากกันในสัตว์ที่มีกระดูกสันหลัง การค้นหาแกนกลางสมองจัดเป็นขั้นตอนก่อนการประมวลผลที่สำคัญอย่างยิ่งในงานด้านประมวลผลภาพ เนื่องด้วยในชุดข้อมูลภาพถ่ายสมองสมองอาจไม่ได้ตั้งฉากกับภาพ อาจเอียงไปยังทิศทางต่าง ๆ ส่งผลให้การวัดขนาดของอวัยวะต่าง ๆ ภายในสมองกระทำไม่ได้โดยยาก ขั้นตอนในการหาแกนกลางสมองจำเป็นจะต้องคำนวณหาสองสิ่งก่อนอย่างแรกคือการคำนวณหาจุดเซนทรอยด์ หรือจุดกึ่งกลางของสมอง แล้วจึงนำมาใช้ในการคำนวณหาแกนหลัก (major axis) ของสมองต่อไป แกนหลักของสมองจะเป็นด้านที่ยาวที่สุดของสมอง ซึ่งมั่นใจได้ว่าแกนดังกล่าวจะครอบคลุมบริเวณสมองเมื่อทำการหมุน ขั้นตอนวิธีในการหาแกนกลางสมองนั้นอาศัยสมมติฐานที่ว่าร่องตามยาวจะเป็นตำแหน่งที่มีพิกเซลสีดำปรากฏตามรอยแยกมากที่สุด ขั้นตอนในการวัดตำแหน่งดังกล่าวทำได้ดังนี้ เริ่มต้นด้วยการนำแกนหลักของสมองมาตัดผ่านจุดเซนทรอยด์ ตำแหน่ง 0 องศา และเริ่มทำการหมุนแกนหลักไปที่ละ 1 องศาจนไปถึง 180 องศา โดยในการหมุนเปลี่ยนองศาแต่ละครั้งจะมีการนับจำนวนพิกเซลเบื้องหลัง (สีดำ) ที่ปรากฏบนแกนหลัก และสรุปได้ว่าองศาใด ๆ ที่ปรากฏพิกเซลสีดำบนแกนหลักมากที่สุด จะเป็นตำแหน่งที่แกนหลักตกลงในร่องตามยาวพอดี ขั้นตอนวิธีนี้สามารถใช้หาแกนกลางสมองของภาพที่มีโพรงสมองขนาดปกติได้ แต่อย่างไรก็ตามยังไม่รองรับในกรณีที่โพรงสมองมีขนาดใหญ่ เนื่องด้วยในขั้นตอนการนับ พิกเซลสีดำภายในโพรงสมองจะถูกนับรวมเป็นรอยแยกด้วย ในกรณีปกติความผิดพลาดนี้จะไม่ส่งผลมากนัก แต่ในภาพผู้ป่วยภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง จำนวนพิกเซลสีดำในโพรงสมองจะถูกนับรวมเป็นรอยแยกจำนวนมากทำให้องศาที่ได้ไม่ใช่องศาที่ตกยังร่องตามยาว แต่เป็นองศาที่ตัดผ่านโพรงสมองมากที่สุด

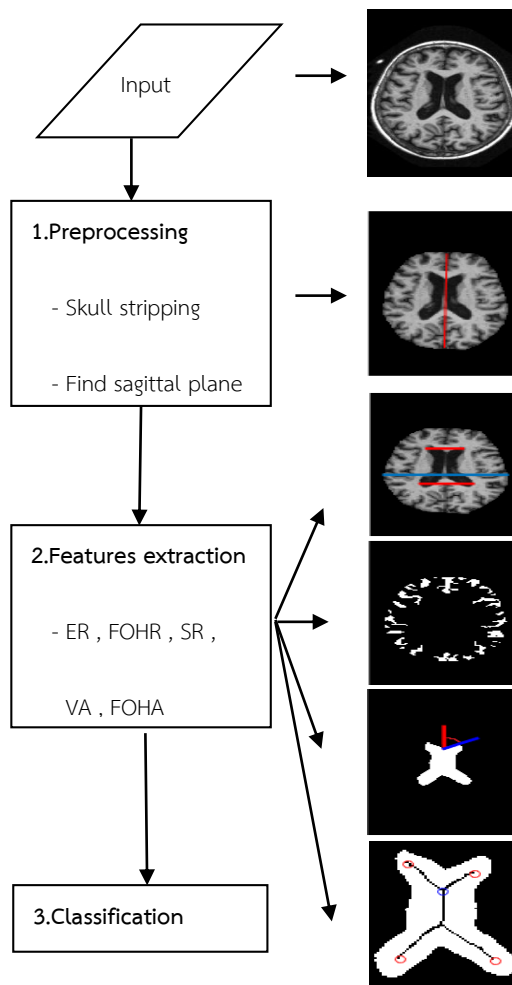
Manit Chansuparp และคณะ (2015) ได้นำเสนอวิธีการลบกะโหลกออกจากภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็กแนวตัดขวาง ในงานวิจัย “The Automated Skull Stripping of Brain Magnetic Resonance Images using the Integrated Method” การลบกะโหลกและส่วนอื่น ๆ ให้เหลือแต่

เพียงเนื้อสมอง (cerebral) ถือว่าเป็นส่วนสำคัญยิ่งในกระบวนการเตรียมภาพก่อนการประมวลผลในงานด้านภาพทางการแพทย์ ขั้นตอนวิธีนี้จะทำการลบส่วนกะโหลกและเยื่อหุ้มสมองออกจากภาพถ่าย โดยมีกระบวนการทำงานประกอบด้วย 4 ขั้นตอน ขั้นที่ 1 คือกระบวนการแปลงภาพระดับเทาเป็นภาพขาวดำ (binary image) เพื่อจำแนกส่วนที่เป็นพิกเซลเบื้องหน้าและเบื้องหลัง ด้วยวิธีการ Object Attributes Thresholding ขั้นที่ 2 กระบวนการ Morphology พื้นฐาน การกัดกร่อน ถูกนำมาใช้กับภาพขาวดำเพื่อแบ่งแยกเนื้อสมองออกจากกะโหลกและเยื่อหุ้ม ให้ชัดเจนมากยิ่งขึ้น ในขั้นที่ 3 กลุ่มพิกเซลต่าง ๆ บนภาพจะได้รับการตีตรา (labeling) เพื่อคำนวณหากลุ่มพิกเซลติดกันที่มีขนาดใหญ่ที่สุดซึ่งมั่นใจได้ว่าจะเป็นบริเวณเนื้อสมอง และในลำดับสุดท้าย จะเป็นขั้นตอนการปรับปรุงภาพเพื่อให้บริเวณเนื้อสมองที่ได้สมบูรณ์ที่สุดโดยมีการนำ morphology พื้นฐาน มาประยุกต์ใช้อีกครั้ง ซึ่งประกอบด้วย การขยาย และการเติมช่องว่าง หลังจากนั้นจึงนำบริเวณเนื้อสมองที่ได้มาสกัดออกจากภาพต้นฉบับระดับเทา งานวิจัยนี้มุ่งเน้นที่การแก้ปัญหาในกรณีที่ภาพถ่ายเนื้อสมองกับกะโหลกมีความเข้มของสีใกล้เคียงกันซึ่งหากเป็นเทคนิคการลบกะโหลกในปัจจุบันที่อาศัยความเข้มของวัตถุเป็นเกณฑ์ในการแยกส่วนก็จะประสบปัญหาได้

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

ในงานวิจัยนี้ประกอบไปด้วยการศึกษาและทดลองนำเอาลักษณะด้านการประมวลผลภาพ เข้ามาช่วยสร้างโมเดลในการจำแนกภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็กของผู้ป่วยภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง กับโรคในกลุ่มสมองฝ่อ ซึ่งขั้นตอนวิธีนี้แบ่งออกได้เป็น 3 ขั้นตอน และในทุกขั้นตอนมีการทำงานอย่างอัตโนมัติ ขั้นที่ 1 กระบวนการปรับปรุงและกำหนดบริเวณที่สนใจในภาพ ขั้นที่ 2 กระบวนการสกัดดึงเอาลักษณะทั้ง 5 และขั้นที่ 3 กระบวนการสร้างแบบจำลองที่ใช้ในการจำแนก กระบวนการทั้งหมดแสดงอยู่ในแผนภาพ รูปที่ 3-1

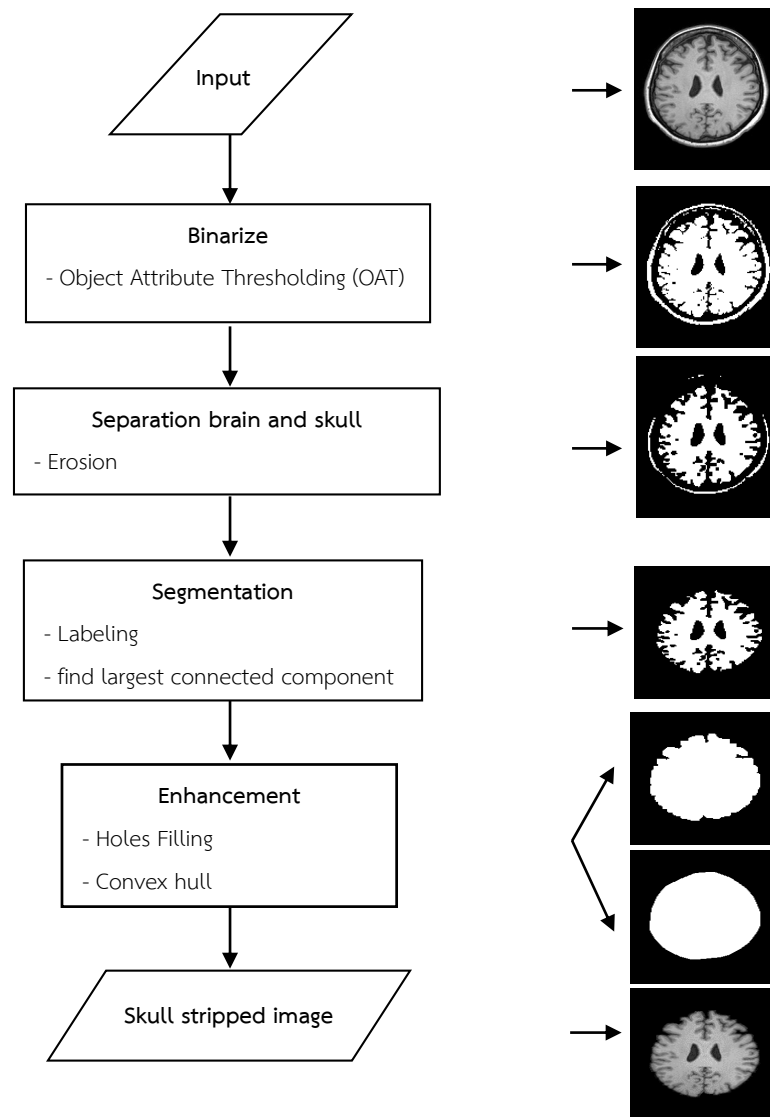


รูปที่ 3-1 แผนภาพแสดงขั้นตอนการทำงานเพื่อจำแนกภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองกับโรคสมองฝ่อ

ขั้นตอนการเตรียมภาพก่อนการประมวลผล

กำหนดบริเวณที่สนใจในภาพ (ROI) ด้วยการปกกาะโหลก (Skull stripping)

หลายงานด้านการประมวลผลภาพสมองรวมไปถึงงานวิจัยนี้ บริเวณเนื้อสมองเท่านั้นที่เป็นสิ่งเดียวที่สนใจเพื่อใช้ในการสกัดเอาลักษณะต่าง ๆ ดังนั้นส่วนกะโหลกและเยื่อหุ้มสมองจะต้องถูกลบออกเพื่อให้ง่ายต่อการคำนวณในกระบวนการถัดไป ขั้นตอนนี้ผู้วิจัยได้นำวิธี MLO ของ Mani Chansuparp (Mani Chansuparp, et. al, 2015) มาปรับใช้โดยได้เพิ่มขั้นตอนในการหาเปลือกนูน (convex-hull) เพื่อให้ผลลัพธ์ออกมาดีขึ้นในกรณีภาพผู้ป่วยสมองฝ่อ ขั้นตอนวิธีนี้ มีด้วยกัน 4 ขั้นตอน ขั้นที่ 1 เป็นการแยกเบื้องหน้ากับเบื้องหลังด้วย Object Attribute Thresholding process (OAT) เป็นการทำงานแบบวนซ้ำของขั้นตอนวิธี Otsu เพื่อแบ่ง Histogram ของภาพออกเป็น 2 ส่วน (เบื้องหน้า, เบื้องหลัง) ด้วยค่า เทรดโซว์ (T) ที่เหมาะสม ขั้นที่ 2 ภาพจะถูกกัดกร่อนเพื่อแยกส่วนระหว่างสมองกับวัตถุรอบ ๆ ออกให้ชัดเจนยิ่งขึ้น ขั้นที่ 3 บริเวณกลุ่มพิกเซลที่ติดกันในภาพจะถูกตีตรา โดยทำการมอบลำดับให้กับแต่ละกลุ่มก้อนพิกเซล ตั้งแต่ $1, 2, \dots, n$ เพื่อหากกลุ่มพิกเซลที่มีขนาดใหญ่ที่สุดในภาพ ซึ่งจะถูกระบุเป็นบริเวณเนื้อสมอง และในขั้นที่ 4 กระบวนการ morphology พื้นฐาน การขยาย และ เติมช่องว่างถูกนำมาใช้เพื่อให้บริเวณดังกล่าวครอบคลุมทั่วทั้งเนื้อสมอง อย่างที่กล่าวไป ขั้นตอนการหาเปลือกนูนของวัตถุได้ถูกเพิ่มเข้ามาในท้ายสุดนี้ เพื่อให้บริเวณเนื้อสมองที่ได้จากขั้นที่ 4 สมบูรณ์มากยิ่งขึ้น โดยเฉพาะในกรณีที่บริเวณเนื้อสมองมีร่องสมองลึก กระบวนการทั้ง 4 ขั้นตอนแสดงในแผนภาพ รูปที่ 3-2

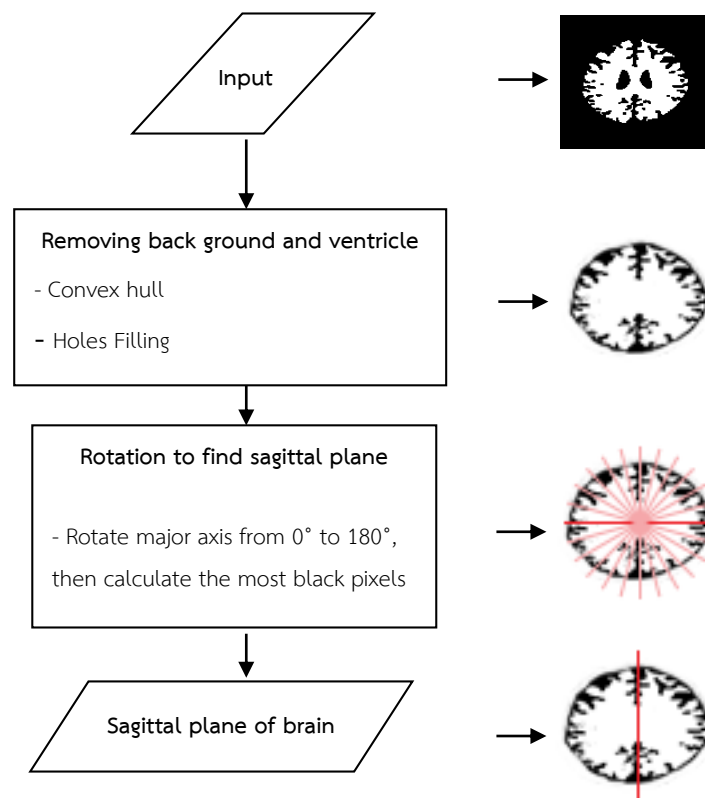


รูปที่ 3-2 แผนภาพแสดงขั้นตอนการปกกาะโหลก (Skull stripping) ด้วยวิธี MLO

การหาแกนกลางสมอง (Find sagittal plane of brain)

แกนกลางสมอง เป็นแกนที่ตกอยู่ในร่องตามยาว (interhemispheric fissure) เมื่อดูจากภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็กจะเห็นเป็นร่องที่ลึกที่สุดปรากฏอยู่บนและล่างของกลางสมอง ในงานวิจัยนี้ทำการค้นหาแกนกลางเพื่อทำการหมุนภาพสมองให้ตั้งฉากกับกรอบ เพื่อที่จะง่ายต่อการวัดขนาดของส่วนต่าง ๆ ภายในสมอง ขั้นตอนวิธีที่นำมาประยุกต์ใช้เป็นของ (Surani Anuradha Jayasuriya, Alan Wee-Chung Liew, 2012) มีการทำงานเริ่มต้นโดย ทำการค้นหาจุดเซนทรอยด์ของสมอง \bar{X}, \bar{Y} ซึ่งเป็นผลลัพธ์ของการหาผลรวม ตำแหน่งศูนย์กลาง $(x_i, y_i)a_i$ ของพื้นที่ที่ถูกแบ่ง i หาร

ด้วยพื้นที่สมอง A ลำดับถัดมาเป็นการคำนวณหาแกนหลักสมอง (major axis) ซึ่งจะเป็นด้านยาวที่สุดของสมอง แล้วจึงนำมาตัดผ่านจุดเซนทรอยด์ ขั้นตอนวิธีนี้มีสมมติฐานที่ว่าตำแหน่งที่แกนตกอยู่ในร่องตามยาวจะเป็นตำแหน่งที่ปรากฏพิกเซลสีดำบนแกนมากที่สุด การค้นหาจึงทำการหมุนแกนหลัก ตั้งแต่ 0 ถึง 180 องศาโดยมีจุดหมุนอยู่ที่จุดเซนทรอยด์ ทุก ๆ 1 องศาจะมีการนับพิกเซลสีดำ (เบื้องหลัง) ที่ปรากฏบนแกนหลัก ในท้ายที่สุดจะสรุปได้ว่า องศาที่ปรากฏพิกเซลสีดำมากที่สุดจะเป็นองศาที่แกนหลักตกอยู่ในร่องตามยาว ในงานวิจัยนี้ได้ปรับปรุงขั้นตอนวิธีดังกล่าวโดยเพิ่มการเติมช่องว่าง ให้โพรงสมองถูกถมเป็นพิกเซลสีขาว (เบื้องหน้า) และทำการกำจัดพื้นหลังทั้งหมดออกเหลือเพียงบริเวณเปลือกกรอบนอก (convex hull) ของสมอง ก่อนทำการหมุนนับพิกเซลสีดำ เพื่อที่พิกเซลในโพรงสมองและพื้นหลังจะได้ไม่ถูกรวมเป็นร่องรอบสมอง กระบวนการในการหาแกนกลางสมองนั้นแสดงได้ดังแผนภาพ รูปที่ 3-3



รูปที่ 3-3 แผนภาพแสดงขั้นตอนการหาแกนกลางของสมอง

ขั้นตอนการสกัดลักษณะ

หลังจากภาพเหลือเพียงส่วนเนื้อสมองและถูกหมุนให้ตั้งฉากเรียบร้อยแล้ว ก็จะเข้าสู่กระบวนการสกัดเอาลักษณะของภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองและโรคสมองฝ่อ ซึ่งส่วนที่ต้องนำมาใช้ในกระบวนการนี้จะมีเพียง เนื้อสมอง (Cerebral) และ โพรงสมอง (Ventricle) การแยกส่วนโพรงสมองออกจากภาพ ได้นำวิธีการเติมช่องว่าง (Hole filling) มาใช้ ด้วยวิธีนี้บริเวณพิกเซลเบื้องหลังที่ถูกครอบล้อมด้วยพิกเซลเบื้องหน้าจะถูกกำหนดให้เป็นบริเวณช่องว่าง h_i ในภาพสมองช่องว่างที่มีขนาดใหญ่ที่สุด $max(h_i)$ ก็คือโพรงสมอง นอกจากนี้โพรงสมองยังประกอบด้วยเขาด้านหน้าและหลัง ซึ่งสามารถแยกส่วนได้โดยใช้แกว่งกลางของความสูงโพรงสมองเป็นจุดแบ่งสำหรับแยกภาพโพรงสมองออกเป็นสองส่วนโดยให้ส่วนบนเป็นภาพที่มีเขาด้านหน้า และ ส่วนล่างเป็นเขาด้านหลัง

อัตราส่วนอีวาน (Evans Ratio)

อัตราส่วนอีวาน (Evans, et. al, 1942) เป็นอัตราส่วนระหว่างด้านยาวที่สุดของเขาด้านหน้าของโพรงสมอง (f_{max}) กับด้านยาวที่สุดของภายในกะโหลก (i_{max}) ซึ่งในคนปกติอัตราส่วนนี้จะต้องน้อยกว่า 0.29 หากมากกว่านั้นแพทย์จะตั้งข้อสันนิษฐานว่าอาจเป็นผู้ที่มีโพรงสมองขยายใหญ่หรือเป็นผู้ป่วยภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง เนื่องจากมีค่า f_{max} ที่มาก ลักษณะนี้แสดงได้ถึง การขยายตัวของโพรงสมองได้ดีโดยอาศัยการพองตัวของเขาด้านหน้าซึ่งในทางการแพทย์เรียกลักษณะนี้ว่า Mickey mouse sign

$$ER = \frac{f_{max}}{i_{max}} \quad (3-1)$$

อัตราส่วนเขาของโพรงสมอง (Frontal and Occipital Horn Ratio)

นำเสนอโดย O'Hayon BB (O'Hayon BB, et. al, 1998) อัตราส่วนนี้ได้มาจากการคำนวณหาผลรวมระหว่าง f_{max} และด้านที่ยาวที่สุดของเขาด้านหลังของโพรงสมอง (o_{max}) ทหารกับ i_{max} ลักษณะนี้ถูกใช้เพื่อแสดงขนาดของโพรงสมองโดยอาศัยทั้งความพองของทั้งเขาด้านหน้าและด้านหลังเพื่อให้แน่ใจว่าการพองไม่ได้เกิดขึ้นเพียงเขาด้านใดด้านหนึ่ง ซึ่งการพองเพียงด้านเดียวอาจเกิดขึ้นได้จากรูปร่างที่ผิดปกติของโพรงสมองเองโดยที่ไม่ได้มีภาวะน้ำคั่งมาประกอบด้วย

$$FOHR = \frac{f_{max} + o_{max}}{i_{max}} \quad (3-2)$$

มุมของโพรงสมอง (Ventricular Angle)

Fabijanska (Fabijanska, et. al, 2014) เสนอลักษณะของมุมที่เกิดขึ้นระหว่างแกนกลางสมองกับเขาด้านหน้าของโพรงสมอง โดยวัดจากแกนกลางทำมุมลงไปทางขวาจนสัมผัสกับเขาด้านหน้าฝั่งขวา ความแคบของมุมที่เกิดขึ้นบ่งบอกได้ถึงการพองตัวของโพรงสมองเช่นกัน ซึ่งเป็นอีกหนึ่งลักษณะที่ช่วยสนับสนุนในการประเมินภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองได้

อัตราส่วนร่องรอบนอกสมอง (Sulci Ratio)

ร่องรอบนอกสมอง (Cortical sulci, Sulci) เป็นร่องรอบสมองที่แบ่งกลางระหว่างส่วนนูนสมอง (Gyri) เดิมทีขนาดของร่องสมองถูกใช้ในการวินิจฉัยเพื่อจำแนกภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองกับโรคสมองฝ่อ เนื่องจากทั้งสองความผิดปกติมีขนาดของร่องสมองที่ผกผันกัน ในโรคสมองฝ่อ ร่องสมองจะมีขนาดใหญ่ซึ่งเป็นผลมาจากอาการของโรคที่จะสูญเสียเนื้อเยื่อไปเรื่อย ๆ ทำให้ร่องสมองก็หดหายตามไปด้วย แต่ตรงกันข้ามในผู้ป่วยภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง โพรงสมองที่ขยายใหญ่จะเบียดเนื้อเยื่อรอบ ๆ ออกไป ทำให้เนื้อสมองถูกดันติดกะโหลกและร่องรอบนอกสมองก็จะถูกบีบให้แคบลง ผู้วิจัยจึงได้นำประโยชน์จากความแตกต่างนี้มาใช้ เพื่อพัฒนาประสิทธิภาพในการจำแนกสองความผิดปกตินี้ให้ชัดเจนมากยิ่งขึ้น โดยเสนอ อัตราส่วนร่องรอบนอกสมอง เป็นอัตราส่วนระหว่าง ผลรวมความลึกของร่องสมองทุกร่อง S_i กับพื้นที่สัณฐานสมอง b

$$SR = \frac{\sum_{i=1}^n S_i}{b} \quad (3-3)$$

มุมของเขาโพรงสมอง (Frontal and Occipital Horn Angle)

ลักษณะนี้ได้รับการวัดมุมที่เกิดขึ้นบนโครงกระดูก (Skeleton) ของโพรงสมอง ซึ่งการสร้างโครงกระดูกได้ใช้ขั้นตอนวิธีของ Zhang-Suen ((T. Zhang, C. Suen, 1984)) มุมเหล่านี้ประกอบด้วย 3 มุม สองมุมแรกวัดได้จากจุดปลาย (end point) ฝั่งซ้ายและขวาของเขาด้านหน้าและด้านหลัง ทำมุมกับจุดแยกด้านบน (Branch point) ส่วนมุมที่ 3 เป็นมุมของเขาด้านหน้า กล่าวคือมุมที่เกิดขึ้นระหว่างจุดปลายสองจุดของเขาด้านหน้ากับจุดแยกด้านบน มุมเขาโพรงสมองเป็นคุณลักษณะที่ช่วยยืนยันว่าความแคบของมุมโพรงสมอง (Ventricular Angle) เกิดขึ้นจากการพองของเขาด้านหน้าจริงด้วยความจริงที่ว่า ไม่ว่าเขาของโพรงสมองจะพองใหญ่แค่ไหน โครงกระดูกที่ได้ก็ยังคงอยู่ในรูปเดิม และหากเขาโพรงสมองไม่ได้มีรูปร่างที่บิดเบี้ยวไปจากรูปทรงสากล (Universal shape) มุมเขาโพรง

สมองที่วัดได้ย่อมจะไม่กว้างเกินไป แต่หากมันกว้างเกินไปนั้นแสดงได้ถึงเขาด้านหน้ามีลักษณะบิดไปทางแกนกลางสมอง ในกรณีเช่นนี้มูมโพรงสมองที่วัดได้จะแคบแม้เขาด้านหน้าจะไม่ได้พองก็ตาม ดังนั้นการพองของเขาด้านหน้าจึงจะต้องประกอบไปด้วยการมีมูมโพรงสมองที่แคบและมูมเขาโพรงสมองที่ไม่กว้างผิดปกติ

ขั้นตอนการจำแนก

ในขั้นตอนสุดท้ายนี้ ลักษณะทั้งห้าที่สกัดได้จากแต่ละภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็กของทั้งสองกลุ่มความผิดปกติ จะถูกใช้เป็นชุดข้อมูลในการเรียนรู้เพื่อสร้างแบบจำลองในการจำแนกของโครงข่ายประสาทเทียมแบบเพอร์เซ็ปตรอนหลายชั้น ชุดข้อมูลที่นำเข้าจะถูกแบ่งเป็น 2 ส่วน ที่ใช้สำหรับฝึกสอนและทดสอบและนำมาตรวจสอบด้วยวิธีแบบไขว้ 10-Fold Cross Validation พารามิเตอร์สำหรับการเรียนรู้ที่ใช้ในงานวิจัยนี้ได้กำหนดตามนี้

- Learning Rate 0.1
- Momentum 0.1
- Number of epoch 500
- Number of Hidden layers 12

บทที่ 4

ผลการทดลอง

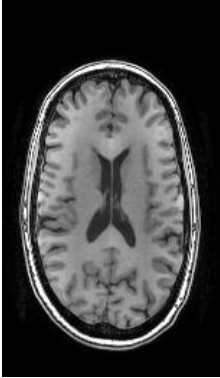
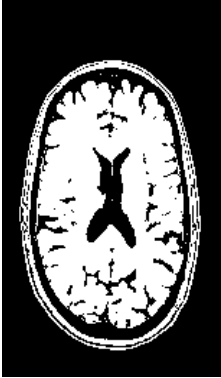


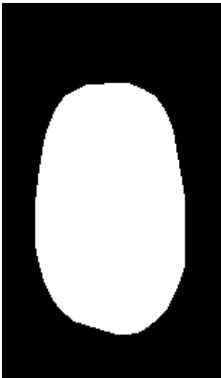
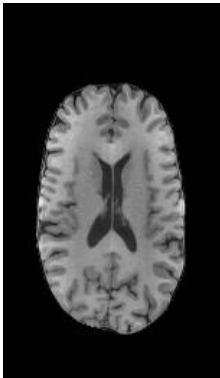
ในบทนี้ เป็นส่วนแสดงผลการทดลองที่ได้จากการใช้วิธีที่ได้นำเสนอไปในบทที่ 3 ซึ่งภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็กสมองในระดับชั้นที่เห็นท่อนสมอง ได้ผ่านกระบวนการกำหนดพื้นที่ที่สนใจ และทำการแยกส่วนองค์ประกอบในสมองออกเป็น 2 ส่วนคือเนื้อสมองและโพรงสมอง ก่อนนำมาสกัดเอา 5 ลักษณะ โดยในการสกัดแต่ละลักษณะยังจำเป็นจะต้องกำหนดตำแหน่งและพื้นที่ที่ใช้ในการคำนวณ อีกทั้ง ลักษณะที่ได้จะเป็นข้อมูลที่ใช้ในการสร้างแบบจำลองในการจำแนกต่อไป ซึ่งจากผลการทดลองอธิบายรายละเอียดในแต่ละชั้น ดังแสดงต่อไปนี้

ชุดข้อมูลภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็กสมองที่นำมาใช้ในการทดลองนี้ แบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม 1. ภาชนะน้ำคั่งในโพรงสมอง ซึ่งได้รวบรวมมาจาก Medpix ฐานข้อมูลภาพถ่ายทางการแพทย์ของภาควิชารังสีวิทยาและเวชสารสนเทศ มหาวิทยาลัย Uniformed Services จำนวน 15 ไฟล์ภาพ และในกลุ่ม 2. กลุ่มโรคสมองฝ่อ ประกอบด้วย โรคอัลไซเมอร์ จาก Open Access Series of Imaging Studies (OASIS) และภาพถ่ายผู้ป่วยโรคพาร์กินสันจาก Parkinson's Progression Markers Initiative (PPMI) อย่างละ 30 ไฟล์ภาพ จากทั้งสองกลุ่มรวมเป็น 75 ไฟล์ภาพ ชุดข้อมูลมาตรฐานทั้งหมดนี้เปิดให้เข้าถึงได้อย่างสาธารณะ

ขั้นตอนการเตรียมภาพก่อนการประมวลผล

กำหนดบริเวณที่สนใจในภาพ

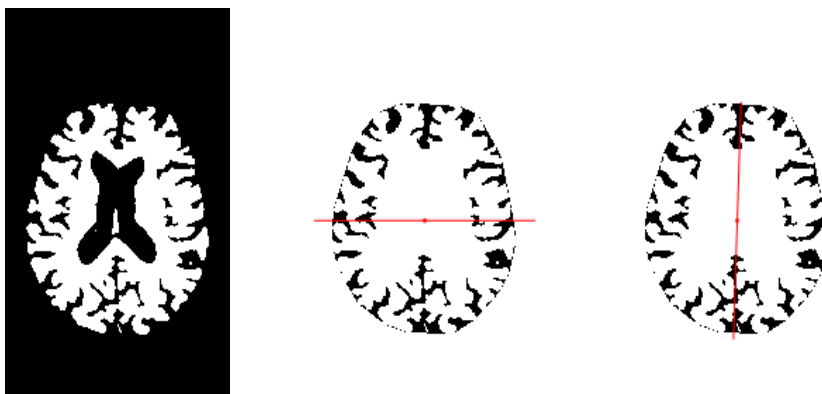
ตามวิธีการกำจัดกะโหลกและเยื่อหุ้มสมองแบบ MLO ภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็กสมองจากชุดข้อมูลทั้งสองกลุ่มเป็นภาพระดับเทา จะถูกแปลงเป็นภาพไบนารีด้วยวิธี OAT ซึ่งอาศัยการทำงานของ Otsu ด้วยหลักการวนซ้ำเพื่อแบ่งภาพฮิสโตแกรมออกเป็นสองระดับชั้น คือ ส่วนที่เป็นเบื้องหลังและส่วนที่เป็นเบื้องหน้า(ภาพวัตถุ) ด้วยวิธีนี้ พิกเซลระดับสีเทาที่มีค่าน้อยกว่าค่าเทรชโอล์ดที่เหมาะสมจะถูกแยกออกและจะทำการเครื่องหมายที่ตำแหน่งพิกเซลนั้น เพื่อเป็นการระบุส่วนที่จะไม่นำไปประมวลผลในขั้นต่อไป ดังแสดงในรูปที่ 4-1 (ข) แล้วภาพไบนารีที่ได้จึงผ่านการกัดกร่อน เพื่อแบ่งแยกระหว่างเนื้อสมองกับวัตถุรอบ ๆ ออกให้ชัดเจนยิ่งขึ้น ดังรูปที่ 4-1 (ค) ในส่วนสุดท้ายของวิธี MLO จะทำการตีตรา ให้กับกลุ่มพิกเซลติดกันแต่ละกลุ่มในภาพ แล้วจึงระบุให้กลุ่มที่มีขนาดใหญ่ที่สุดในภาพเป็นเนื้อสมอง รูปที่ 4-1 (ง) ขั้นตอนสุดท้ายเป็นขั้นตอนที่ผู้วิจัยได้เพิ่มเข้าไปเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพให้บริเวณเนื้อสมองที่ได้ ครอบคลุมเนื้อสมองมากที่สุด ด้วยการหาเปลือกนอกของวัตถุ

 <p>(ก)</p> <p>ภาพระดับเทาที่ได้รับจากชุดข้อมูลภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็กมาตรฐาน</p>	 <p>(ข)</p> <p>ผ่านกระบวนการแบ่งแยกระหว่างพื้นหลังกับวัตถุ</p>	 <p>(ค)</p> <p>ทำการกัดกร่อนวัตถุเพื่อแบ่งแยกวัตถุออกเป็น เนื้อสมอง, กะโหลก, เยื่อหุ้ม</p>
 <p>(ง)</p> <p>ทำการตีตราให้กับกลุ่มพิกเซลที่ติดกัน เพื่อเลือกกลุ่มที่มีขนาดใหญ่ที่สุด</p>	 <p>(จ)</p> <p>คำนวณหาหาเปลือกนอกของวัตถุ เพื่อประมาณ บริเวณผลลัพธ์ให้ครอบคลุมเนื้อสมองมากที่สุด</p>	 <p>(ฉ)</p> <p>สกัดนำเอาเนื้อสมองจากภาพต้นฉบับด้วยบริเวณผลลัพธ์ที่ได้</p>

รูปที่ 4-1 ภาพแสดงขั้นตอนการทำงานในกระบวนการปกกะโหลก (skull stripping)

การหาแกนกลางสมอง

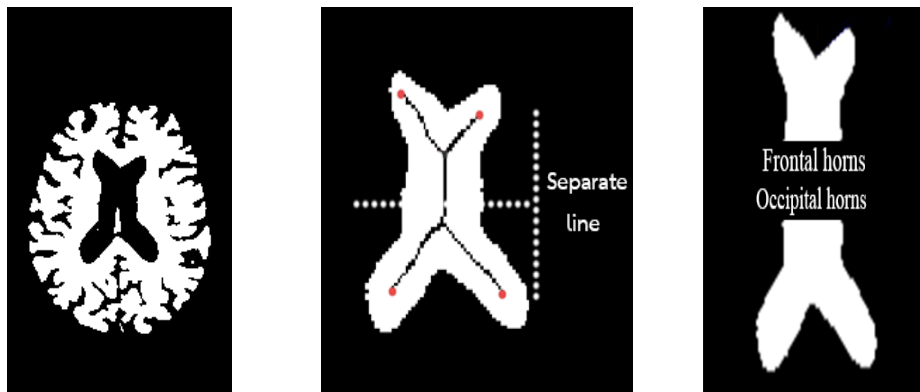
จากข้อมูลชุดภาพที่นำมาใช้ทดสอบนั้นสมองมักจะไม่ได้ตรงกับภาพส่งผลให้การวัดส่วนต่าง ๆ ภายในสมองทำได้ยากยิ่ง ขั้นตอนนี้จะทำการหาแกนกลางของสมองเพื่อหมุนให้สมองตั้งฉากกับภาพ เพื่อลดความซับซ้อนในการประมวลผลลำดับถัดไป กระบวนการมีรายละเอียดดังนี้ ขั้นที่ 1 กำหนดจุดเซนทรอยด์ของสมองโดยการคำนวณหาผลรวมของจุดศูนย์กลางของพื้นที่ย่อยที่ถูกแบ่ง i พื้นที่โดยที่ $(x_i, y_i)a_i$ หาดด้วยพื้นที่ที่สมอง A ลำดับถัดมาทำการหาแกนหลักของสมอง แล้วจึงนำมาหมุน ณ จุดเซนทรอยด์ ตั้งแต่ 0-180 องศา พร้อมทำการนับพิกเซลสีดำที่ปรากฏบนแกนหลักในแต่ละองศา แต่พิกเซลสีดำภายในโพรงสมองจะไม่ถูกนำมานับรวมด้วย ขั้นตอนดังกล่าวแสดงในรูปที่ 4-2



รูปที่ 4-2 ภาพแสดงขั้นตอนการทำงานในกระบวนการหาแกนกลางสมอง (Sagittal plane of brain)

ขั้นตอนการสกัดลักษณะ

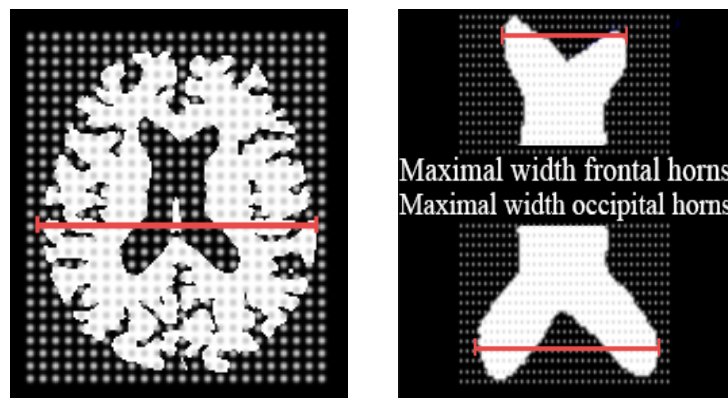
ในการสกัดเอาลักษณะของสมอง องค์ประกอบในภาพจะมีเพียงส่วนเนื้อสมองและโพรงสมองเท่านั้นที่ถูกนำมาวิเคราะห์ กระบวนการแยกส่วนโพรงสมองออกมาจากภาพนั้นกระทำโดย ระบุให้กลุ่มพิกเซลเบื้องหลังที่ถูกล้อมรอบด้วยพิกเซลเบื้องหน้าเป็นช่องว่าง h_i และช่องว่างที่มีขนาดใหญ่ที่สุดจะเป็นโพรงสมอง $\max(h_i)$ นอกจากนี้ ภายในโพรงสมองยังแบ่งได้เป็นบริเวณเขาด้านหน้าและหลัง ในงานวิจัยนี้จึงได้แบ่งภาพโพรงสมองออกเป็น 2 ส่วนจากกึ่งกลางระหว่างจุดปลายของโครงกระดูก (Skeleton) ของโพรงสมองเพื่อแยกให้ภาพส่วนบนเป็นภาพที่ปรากฏเพียงเขาด้านหน้าและภาพส่วนล่างเป็นเขาด้านหลังดังแสดงในรูปที่ 4-3



รูปที่ 4-3 ภาพแสดงขั้นตอนการแยกส่วนโพรงสมองและแบ่งเขาด้านหน้าและด้านหลัง

อัตราส่วนอีวาน (Evans Ratio)

อัตราส่วนของอีวาน สามารถคำนวณได้จากการหาด้านยาวที่สุดของเขาด้านหน้าโพรงสมองและด้านยาวสุดภายในกะโหลกนำมาหารกัน f_{max}/i_{max} ซึ่งแสดงในรูปที่ 4-5 ในการระบุหาด้านยาวทั้งสองนั้นสามารถกระทำได้โดยค้นหาแถวใด ๆ ที่ปรากฏพิกเซลเบื้องหน้าพิกเซลแรกห่างกับพิกเซลเบื้องหน้าตัวสุดท้ายของแถวมากที่สุด วิธีการดังกล่าวจะสามารถทำได้ในกรณีที่สมองตั้งฉากกับภาพแล้วเท่านั้น แสดงในรูปที่ 4-4



รูปที่ 4-4 การระบุหาด้านยาวที่สุดของภายในกะโหลกศีรษะและเขาด้านหน้าและหลังของโพรงสมอง



รูปที่ 4-5 ภาพแสดงการคำนวณอัตราส่วนอีวานซ์

อัตราส่วนเขาโพรงสมอง (Frontal and Occipital Horn Ratio)

อัตราส่วนนี้ได้มาจากการคำนวณหาผลรวมระหว่าง f_{max} และด้านที่ยาวที่สุดของเขาด้านหลังของโพรงสมอง (O_{max}) หารกับ i_{max} จะแตกต่างกับอัตราส่วนอีวานซ์เพียงมีการนำเขาด้านหลังโพรงสมองเข้ามาพิจารณาด้วย เพื่ออธิบายถึงขนาดของโพรงสมองที่มีต่อเนื้อที่ภายในกะโหลก

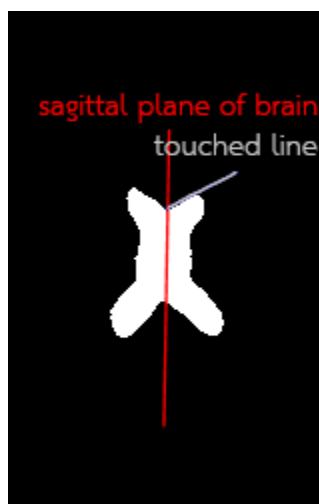


รูปที่ 4-6 ภาพแสดงการคำนวณอัตราส่วนเขาของโพรงสมอง

มุมของโพรงสมอง (Ventricular Angle)

มุมโพรงสมองคือมุมที่เกิดขึ้นระหว่างแกนกลางสมองกับเขาด้านหน้าของโพรงสมอง โดยวัดจากแกนกลางทำมุมลงไปทางขวาจนสัมผัสกับเขาด้านหน้าฝั่งขวา ความแคบของมุมอธิบายได้ถึงการพองขยายขึ้นของเขาด้านหน้าของโพรงสมอง ในส่วนของการกำหนดเส้นที่สัมผัสกับเขาด้านหน้านั้น ขั้นตอนแรกคือการหาจุดหมุนจากแกนกลางแล้วจึงทำการหมุนลงทางด้านขวาจนกระทบพิกเซลเบื้องหน้า

แรกของเขาโพรงสมองด้านหน้าฝั่งขวา จุดหมุ่มนี่จะเป็นตำแหน่งพิกเซลแรกบนแกนกลางสมองที่เป็นพิกเซลเบื้องหน้าที่อยู่ติดกับพิกเซลเบื้องหลังโดยพิจารณาจากบนลงล่าง ดังแสดงในรูปที่ 4-7



รูปที่ 4-7 ภาพแสดงการวัดมุมของโพรงสมอง

อัตราส่วนร่องรอบนอกสมอง (Sulci Ratio)

อัตราส่วนนี้คืออัตราส่วนระหว่างความลึกร่องสมอง (Sulci) กับพื้นที่สัณฐานสมอง โดยร่องที่อยู่รอบนอกสมองนั้นเป็นผลลัพธ์ที่ได้จากการนำเปลือกนูนของภาพสมอง (Convex hull) มากระทำ exclusive or กับภาพสมองที่ได้เติมช่องว่างแล้ว (ดังแสดงในรูปที่ 4-8) ในการคำนวณหาเปลือกนูนของวัตถุทุกคู่พิกเซลเบื้องหน้าจะถูกคำนวณเพื่อลากเส้นระหว่าง 2 พิกเซลด้วยสมการเส้นตรง

$$ax_k + by_k - c = 0$$

$$\text{ที่ } a = (y_2 - y_1), b = (x_1 - x_2), c = (x_1y_2 - x_2y_1)$$

หากเส้นที่ตัดแบ่งนี้สามารถแยกพิกเซลอื่น ๆ ให้อยู่ฝั่งเดียวกันได้ทั้งหมดแสดงว่าคู่พิกเซลดังกล่าวเป็นจุดเปลือกนูน (Extreme point) เมื่อได้ร่องรอบนอกสมองทั้งหมดแล้วจึงนำมา คำนวณเพื่อหาความลึกของแต่ละร่องโดยพิจารณาจากแกนหลัก (Major axis) ของแต่ละร่อง (ดังแสดงในรูปที่ 4-9) แล้วจึงนำมาหาผลรวมกันเพื่อนำไปหารด้วยพื้นที่สัณฐานสมอง



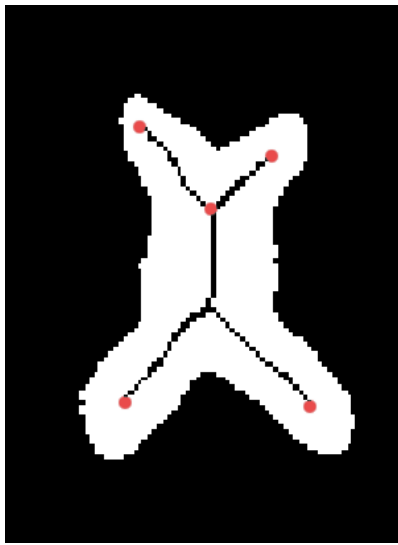
รูปที่ 4-8 ภาพแสดงขั้นตอนการสกัดร่องสมอง ส่วนที่ 1. เปลือกนูนสมอง 2.สมองที่เติมช่องว่าง
3.ร่องสมอง



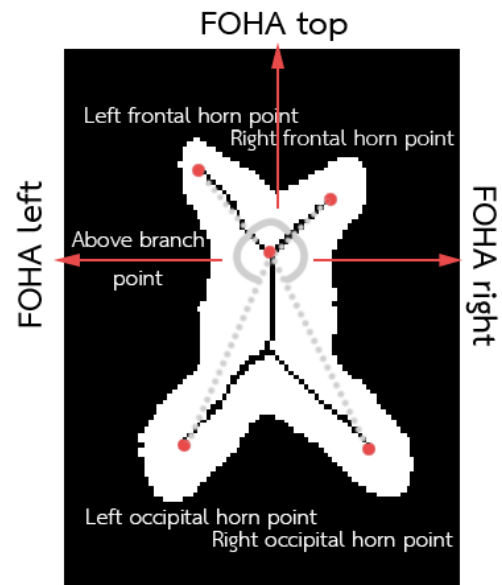
รูปที่ 4-9 ภาพแสดงการหาความลึกของร่องสมอง ด้วยการคำนวณหาแกนหลัก

มุมของเข่าโพรงสมอง (Frontal and Occipital Horn Angle)

มุมของเข่าโพรงสมองเป็นมุมที่เกิดขึ้นบนเส้นโครงกระดูกของโพรงสมอง ซึ่งได้กำหนดจุดที่ใช้แทนตำแหน่งของเข่าด้านหน้าและหลังบนโครงกระดูก โครงกระดูกของวัตถุหาได้ด้วยการทำให้บางลงอย่างวนซ้ำ ในส่วนของการกำหนดจุดที่ใช้แทนตำแหน่งของเข่าโพรงสมองจะพิจารณาจากพิกเซลบนโครงกระดูกแบบ 8-การเชื่อมต่อ (ดังแสดงในรูปที่ 4-10 (ก)) เพื่อค้นหาพิกเซลใด ๆ ที่มีการเชื่อมต่อเท่ากับ 1 ซึ่งคือจุดปลาย (end point) ของโครงกระดูก พิกเซลจุดปลายจะถูกกำหนดให้เป็นตำแหน่งของเข่าโพรงสมอง โดยแบ่งให้จุดปลายที่อยู่เหนือแกวักกลางความสูงโพรงสมองเป็นจุดแทนเข่าด้านหน้า จุดปลายที่อยู่ต่ำกว่าแกวักกลางก็จะแทนเข่าด้านหลัง ในการวัดมุมระหว่างจุดทั้งสี่นี้จำเป็นจะต้องวัดจากจุดแยก (branch point) ของโครงกระดูกโพรงสมอง ซึ่งจุดแยกก็คือจุดที่มีการเชื่อมต่อมากที่สุดและในงานวิจัยนี้จะทำการคำนวณหาเพียงจุดแยกแรกเพียงจุดเดียว มุมของเข่าโพรงสมองประกอบไปด้วยมุมที่ 1. มุมที่เกิดขึ้นระหว่างจุดปลายของเข่าด้านหน้าฝั่งซ้ายและเข่าด้านหลังฝั่งซ้าย ทำมุมกับจุดแยก 2. มุมที่เกิดขึ้นระหว่างจุดปลายของเข่าด้านหน้าฝั่งขวาและเข่าด้านหลังฝั่งขวาทำมุมกับจุดแยก 3. มุมของจุดปลายเข่าด้านหน้าทำมุมกับจุดแยก ดังแสดงในรูปที่ 4-10 (ข)



(ก)



(ข)

รูปที่ 4-10 (ก) ภาพแสดงโครงกระดูกโพรงสมองและจุดแทนเขาโพรงสมอง (ข) ภาพแสดงมุมทั้ง 3 ที่เกิดขึ้นบน โครงกระดูกของโพรงสมอง

ขั้นตอนการจำแนก

ลักษณะทั้ง 5 ที่สกัดได้ออกมาเป็นค่าเชิงตัวเลขของแต่ละภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็กสมองในสองกลุ่มความผิดปกติ ได้แก่ ภาพะน้ำคั่งในโพรงสมองจำนวน 15 ภาพ และ โรคในกลุ่มสมองฝ่อจำนวน 60 ภาพ (แบ่งเป็นโรคพาร์กินสัน 30 ภาพ และ อัลไซเมอร์ 30 ภาพ) ดังแสดงในตารางที่ 4-1 ลักษณะทั้งหมดนี้จะถูกนำเข้าสู่โครงข่ายประสาทเทียมแบบเพอร์เซ็ปตรอนหลายชั้นเพื่อสร้างแบบจำลองในการจำแนก พร้อมทั้งทำการวัดประสิทธิภาพในการจำแนกด้วยตัวบ่งชี้ความถูกต้อง 3 แบบ ได้แก่ อัตราผลบวกจริง, อัตราผลบวกปลอม และ ค่าความเหวี่ยง

ตารางที่ 4-1 ลักษณะเชิงตัวเลขทั้ง 5 Evans Ratio(ER), Frontal Occipital Horn Ratio(FOHR),
Ventricular Angle(VA), Sulci Ratio(SR), Frontal Occipital Horn Angle(FOHA)
ที่สกัดได้

ภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง (Hydrocephalus)							
ภาพลำดับที่	ER	FOHR	VA	SR	FOHA(บน)	FOHA(ซ้าย)	FOHA(ขวา)
1	0.11	0.70	28.00	0.0010	63.39	106.74	158.48
2	0.63	0.84	47.00	0.0010	149.50	81.43	43.34
3	0.13	0.54	36.00	0.0007	19.29	54.06	139.83
4	0.16	0.64	70.00	0.0009	73.25	109.50	117.71
5	0.47	1.04	59.00	0.0008	156.31	175.93	0.00
6	0.31	0.87	86.00	0.0010	39.40	101.31	152.12
7	0.38	0.76	55.00	0.0010	73.99	111.52	111.13
8	0.48	0.71	48.00	0.0008	41.43	118.44	168.30
9	0.39	0.81	62.00	0.0011	79.62	117.05	122.16
10	0.31	0.73	48.00	0.0008	134.16	127.32	59.29
11	0.28	0.69	8.00	0.0010	66.81	102.19	139.62
12	0.39	0.89	56.00	0.0007	118.30	120.50	77.94
13	0.40	0.86	65.00	0.0007	96.37	111.79	106.87
14	0.44	0.88	7.00	0.0009	112.90	149.37	59.06

โรคในกลุ่มสมองฝ่อ (Cerebral Atrophy)							
ภาพลำดับที่	ER	FOHR	VA	SR	FOHA(บน)	FOHA(ซ้าย)	FOHA(ขวา)
1	0.32	0.73	58.00	0.0008	97.90	109.96	106.17
2	0.29	0.71	63.00	0.0010	93.62	115.79	100.45
3	0.28	0.59	62.00	0.0010	97.43	116.57	107.59
4	0.25	0.53	51.00	0.0010	140.84	63.58	119.10
5	0.25	0.54	20.00	0.0009	97.89	117.00	98.92
6	0.32	0.72	62.00	0.0010	93.46	112.39	116.66
7	0.25	0.58	67.00	0.0010	96.74	109.47	108.43
8	0.26	0.63	8.00	0.0008	74.05	103.57	126.84
9	0.36	0.81	78.00	0.0012	137.49	45.50	56.20
10	0.18	0.23	78.00	0.0008	23.84	142.13	138.11
11	0.37	0.73	68.00	0.0011	96.34	114.59	107.29
12	0.32	0.72	56.00	0.0010	93.95	55.68	173.56
.....							
.....							
49	0.28	0.65	65.00	0.0002	92.49	115.09	116.57
50	0.26	0.62	22.00	0.0001	76.99	121.58	117.83

51	0.23	0.55	37.00	0.0001	43.06	130.36	141.19
52	0.22	0.58	57.00	0.0002	69.50	120.81	117.89
53	0.31	0.64	59.00	0.0001	90.00	62.72	178.96
54	0.27	0.65	9.00	0.0012	116.57	148.51	63.09
55	0.29	0.66	56.00	0.0002	52.65	138.04	117.66
56	0.26	0.64	48.00	0.0001	82.42	110.24	126.17
57	0.25	0.83	1.00	0.0003	14.55	130.40	44.71
58	0.25	0.64	37.00	0.0003	73.49	130.36	116.28
59	0.25	0.58	46.00	0.0002	75.02	125.45	126.35
60	0.21	0.48	51.00	0.0002	60.80	132.81	123.47

ประสิทธิภาพในการจำแนกระหว่างภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง กับ โรคในกลุ่มสมองฝ่อ ของขั้นตอนวิธีที่เสนอในงานวิจัยนี้ แสดงดังตารางที่ 4-2

ตารางที่ 4-2 ร้อยละความถูกต้องในการจำแนก ความผิดปกติทั้งสอง ระหว่างภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง กับ โรคในกลุ่มสมองฝ่อ

อัตราความถูกต้อง (%)	ภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง	โรคในกลุ่มสมองฝ่อ
True Positive Rate	93.3	98.3
False Positive Rate	1.7	6.7
F-measure	93.3	98.3

บทที่ 5

สรุปผลการทดลอง

สรุปผลการทดลอง

จากการบูรณาการนำเอาเทคนิคด้านการประมวลผลภาพ เข้ามาใช้ในการจำแนกภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองกับโรคสมองฝ่อซึ่งสามารถนำไปใช้สนับสนุนการวินิจฉัยโรคของแพทย์จากภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็กสมองได้ งานวิจัยนี้จึงนำเสนอขั้นตอนวิธีในการสกัดเอาลักษณะทั้ง 5 ที่สามารถแยกความแตกต่างระหว่างทั้งสองความผิดปกตินี้ได้อย่างชัดเจนยิ่งขึ้น โดยประกอบไปด้วย 3 ลักษณะดั้งเดิม คือ อัตราส่วนอีวาน (Evans), อัตราส่วนเขาโพรงสมอง (Frontal Occipital Horn Ratio), มุมของโพรงสมอง (Ventricular Angle) กับ 2 ลักษณะใหม่ที่น่าสนใจ ได้แก่ อัตราส่วนร่องรอบนอกสมอง (Sulci Ratio) , มุมของเขาโพรงสมอง (Frontal Occipital Horn Angle) จากการทดลองสกัดเอาลักษณะทั้งสองจากชุดข้อมูลภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็กสมองของสองกลุ่มความผิดปกติ พบว่าทั้งสองลักษณะใหม่นี้แสดงถึงความแตกต่างระหว่างภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง และ สมองฝ่อ ได้ดี โดยเฉพาะอย่างยิ่ง อัตราส่วนร่องรอบนอกสมอง ซึ่งอัตราส่วนนี้แปรผกผันกันระหว่างสองความผิดปกติ โดยในผู้ป่วยภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองร่องสมอง (Sulci) จะแคบลงกว่าคนปกติ แต่ในทางกลับกันผู้ป่วยสมองฝ่อมีขนาดร่องสมองที่กว้างและลึกขึ้นกว่าคนปกติ นอกจากนี้ลักษณะที่นำมาใช้ในการจำแนกล้วนแต่เป็นอัตราส่วนของขนาดอวัยวะในสมอง กับ มุมที่วัดได้จากโพรงสมอง ดังนั้นความละเอียดหรือขนาดของภาพจึงไม่มีผลกระทบต่อลักษณะที่สกัดออกมา

วิจารณ์ผลการทดลอง

แม้ผลการทดลองในการจำแนกทั้งสองความผิดปกติจะมีประสิทธิภาพและความถูกต้องสูงแล้วนั้น แต่ผู้วิจัยเชื่อว่ายังคงสามารถพัฒนาต่อยอดขึ้นไปได้อีก ทั้งด้านความถูกต้องในการจำแนก และรูปแบบของภาพนำเข้า ซึ่งในงานวิจัยนี้รองรับเพียงภาพถ่ายคลื่นสนามแม่เหล็กในแนวตัดขวาง (Axial view) เท่านั้น มุมมองอื่น ๆ เช่น ภาพด้านข้าง (Sagittal view) ก็สามารถนำมาพิจารณาถึงความแตกต่างของสองความผิดปกติได้เช่นกัน

งานวิจัยที่จะทำต่อในอนาคต

ทำการศึกษาหาลักษณะใหม่ ๆ ทางด้านการประมวลผลภาพ ที่สามารถแสดงได้ถึงความแตกต่างระหว่างภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง กับ โรงสมองฝ่อ เพื่อนำมาพัฒนาประสิทธิภาพในการจำแนกให้ดียิ่งขึ้นไป พร้อมไปกับการพัฒนาขั้นตอนวิธีในการสกัดเอาลักษณะ ให้สามารถรองรับกับภาพมุมมองต่าง ๆ และ กรณีที่รูปทรงของสมองผิดรูปไปจากปกติ (Universal shape)

บรรณานุกรม

- A.H.Mesiwala. A.M.Avellino. and R.G.Ellenbogen. (2002). “ the diagonal ventricular dimension: a method for predicting suunt malfunction on the basis of changes in ventricular size”. *Neurosurgery*.Vol.50 . no.6.pp.1246-1252.
- Anna Fabijanska ´. Tomasz W ęglinski ´. Krzysztof Zakrzewski . Emilia Nowosławska. (2014). “ Assessment Of Hydrocephalus In Children Based On Digital Image Processing And Analysis”. *International Journal of Applied Mathematics and Computer Science (AMCS)*. Vol.24. No.2.
- A.Rodtook. S. Chucherd. (2012). “ Detection of Microcalcifications in Mammograms Using the Object Attribute Thresholding Algorithm”. *The Stamford journal*.
- Dana W. Moore. Ilhami Kovanlikaya. Linda A. Heier. (2012). “A Pilot Study of Quantitative MRI Measurements of Ventricular Volume and Cortical Atrophy for the Differential Diagnosis of Normal Pressure Hydrocephalus”. *Neurology Research International*.
- Evans. W.A.. Jr. (1942). “An encephalographic ratio for estimating ventricular enlargement and cerebral atrophy”. *Arch. Neurol. Psychiat.* Vol 47. pp.931–937.
- Haralick. Robert M.. and Linda G. Shapiro. (1992). “Computer and Robot Vision”. Volume I. *Addison-Wesley*. pp. 28-48.
- J. M. Schott. (2011). “ Using CSF biomarkers to replicate genetic associations in Alzheimer’s disease”. *Neurobiology of Aging*. In press.
- Joshua Broder. Robert Preston. (2007). “ An Evidence-Based Approach To Imaging Of Acute Neurological Conditions”. *Emerg Med Pract.* Vol9. No.12. pp.9-12.

- K.Somasundaram. R.Siva Shankar. (2012). "Automated Skull Stripping Method using Clustering and Histogram Analysis for MRI Human Head Scans". *International Journal of Advanced Research in Computer Science & Technology*.
- Manit Chansuparp. Annupan Rodtook. Suwanna Rasmeequan. Krisana Chinnasarn. (2015). "The Automated Skull Stripping of Brain Magnetic Resonance Images using the Integrated Method". *The 2015 Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON-2015)*.
- M.Ramesh. P.Priya and Punal.M.Arab. (2014). "A Novel Approach For Efficient Skull Stripping Using Morphological Reconstruction And Thresholding Techniques". *International Journal of Advanced Research in Computer Science & Technology*.
- N Otsu. (1979). "A threshold selection method from gray-level histograms" IEEE Transactions on Systems. *Man and Cybernetics*. Vol.9. No.1. pp.62-66.
- O'Hayon BB. Drake JM. Ossip MG. Tuli S. Clarke M. (1998). "Frontal and occipital horn ratio: A linear estimate of ventricular size for multiple imaging modalities in pediatric hydrocephalus". *Pediatr Neurosurg*.
- R.C.Gonzales and R.E.Woods. (2002). "Digital image processing. Second edition. Prentice Hall".
- Rosniza Roslan. Nursuriati Jamil. Rozi Mahmud. (2011). "Skull Stripping Magnetic Resonance Images Brain Images: Region Growing versus Mathematical Morphology" *International journal of Computer Information Systems and Industrial Management Applications*.pp. 150-158.
- Simon F. Eskildsen. Pierrick Coupé. Vladimir Fonov. D. Louis Collins. (2014). "Detecting Alzheimer's disease by morphological MRI using hippocampal grading and cortical thickness" *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention conference*. pp.38-47.

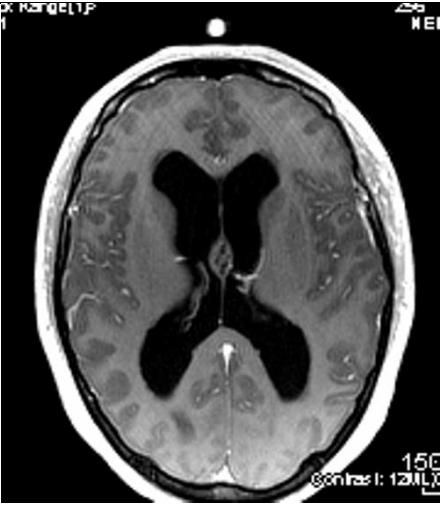
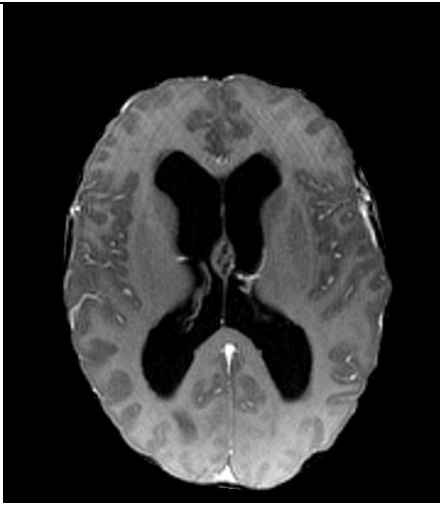
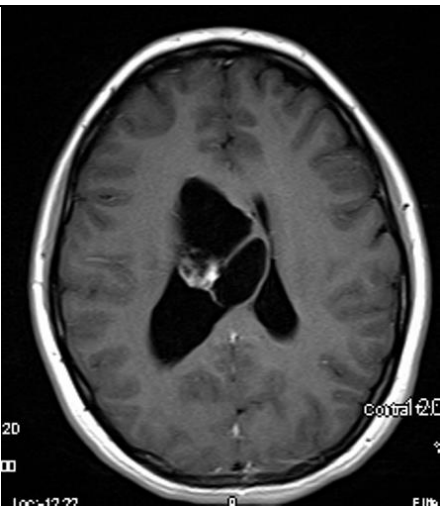
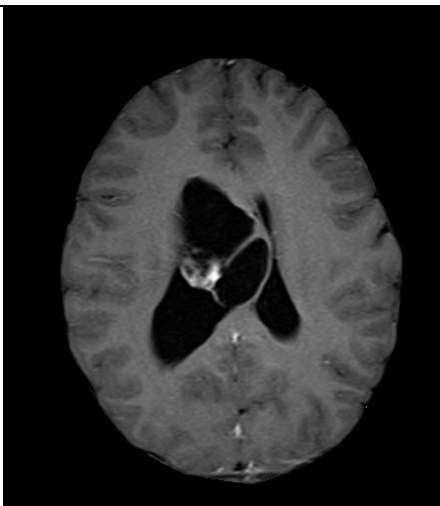
- S. Javeed Hussain. P.V. Sree Dev. T. Satya Savithri. (2013). "Detection of Hydrocephalus Lateral Ventricles Quantitatively in Brain MRI images of Infants". *International Journal of Computer Applications*. Vol.83. No.9.
- S. Lee and Y. Liu. (2012). "Curved glide-reflection symmetry detection". *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.* vol. 34. no. 2. pp. 266–278. 2012.
- Surani Anuradha Jayasuriya. Alan Wee-Chung Liew. (2012). "Symmetry Plane Detection in Neuroimages based on Intensity Profile Analysis". *2012 International Symposium on Information Technology in Medicine and Education (ITME 2012)*.
- T. Hattori. T. Yuasa. S. Aoki. R. Sato. H. Sawaura. T. Mori. H. Mizusawa. (2011). "Altered Microstructure in Corticospinal Tract in Idiopathic Normal Pressure Hydrocephalus: Comparison with Alzheimer Disease and Parkinson Disease with Dementia". *AJNR Am J Neuroradiol*.
- T. Zhang and C. Suen. (1984). "A fast parallel algorithm for thinning digital patterns". *Communications of the ACM*. vol. 27. pp. 236–239.

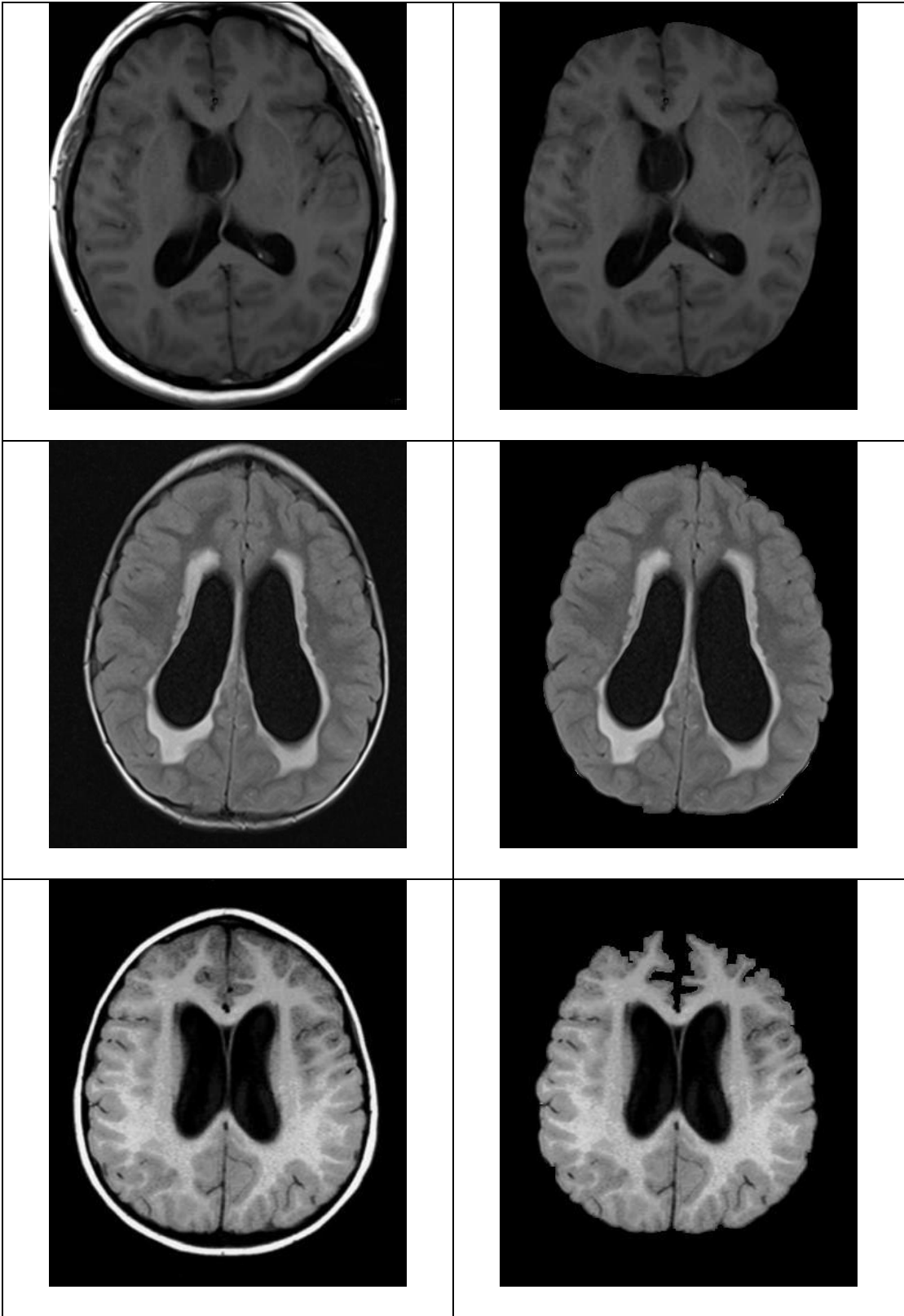
ภาคผนวก

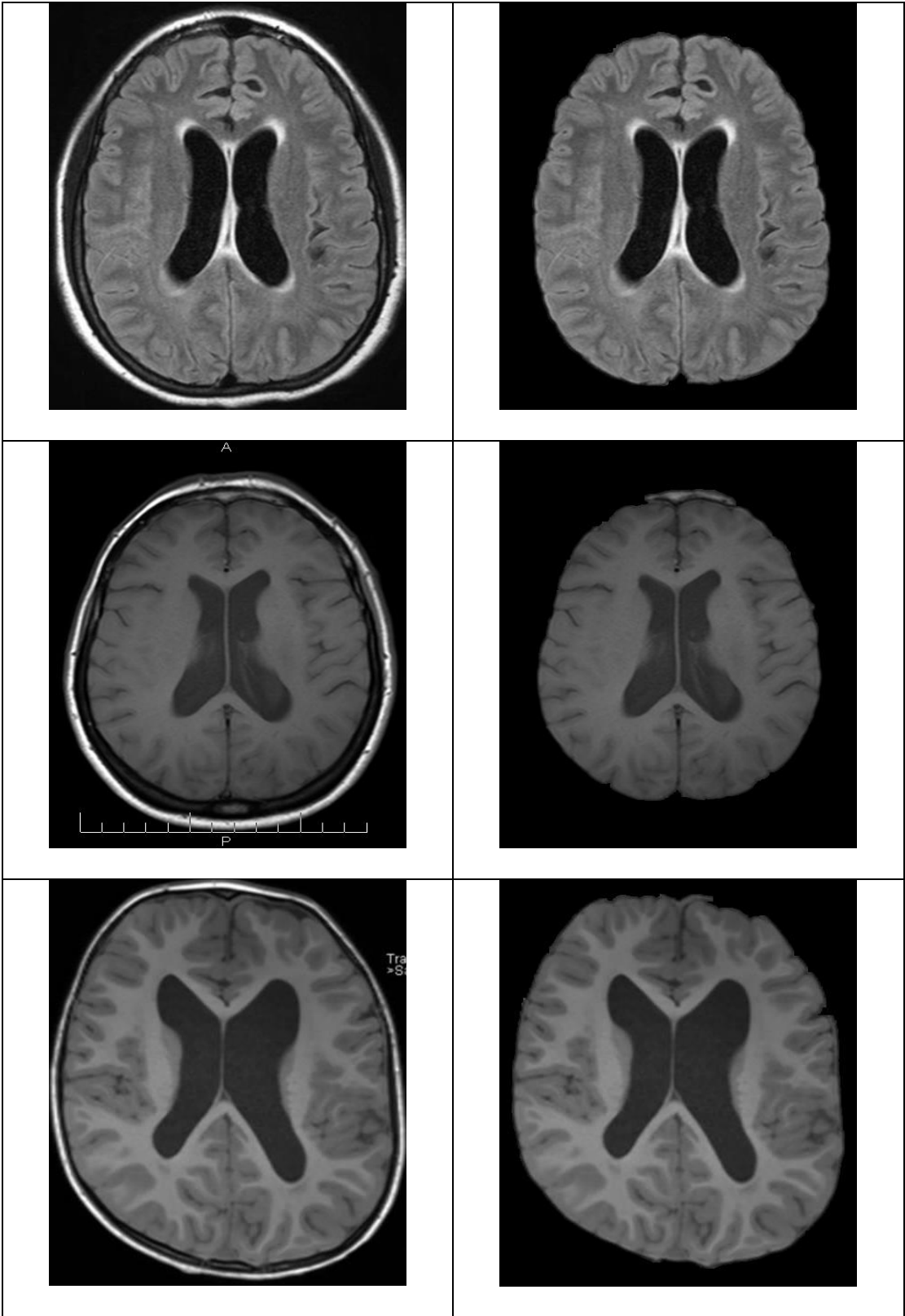
ภาคผนวก ก

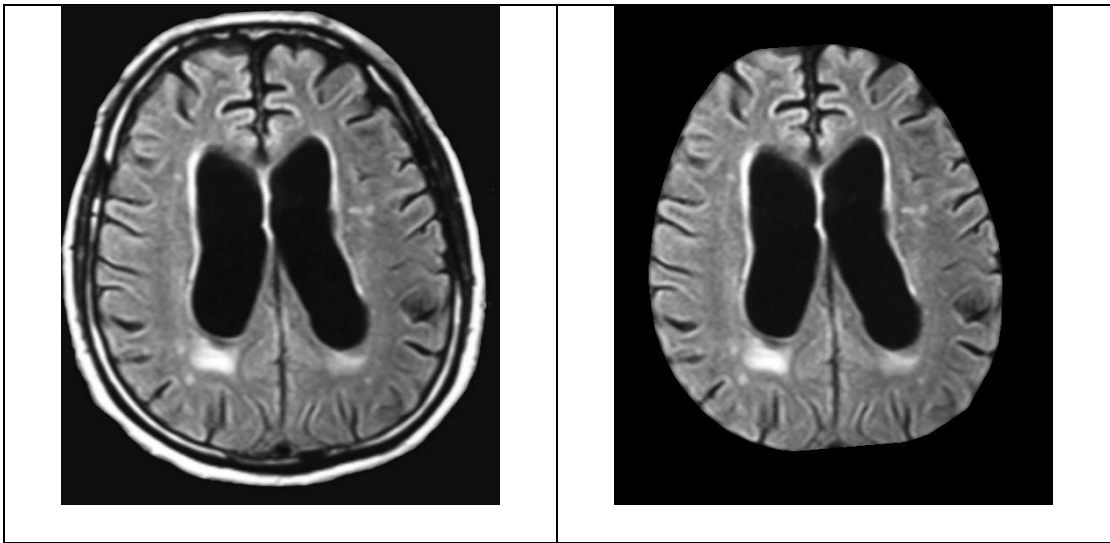
ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการปกกะโหลกด้วยวิธี MLO

ตารางที่ 1 ภาพผู้ป่วยภาวะน้ำคั่งในโพรงสมองที่ได้รับการปกกะโหลก

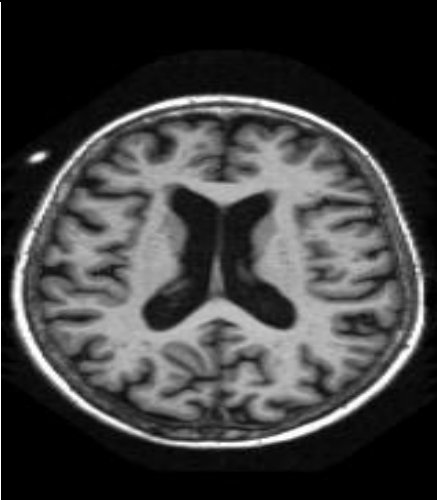
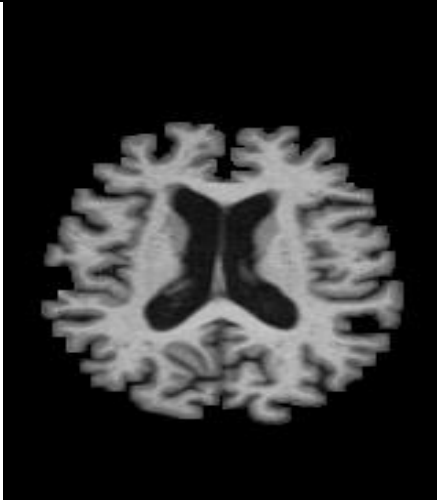
ภาพต้นฉบับ	ภาพปกกะโหลก
	
	

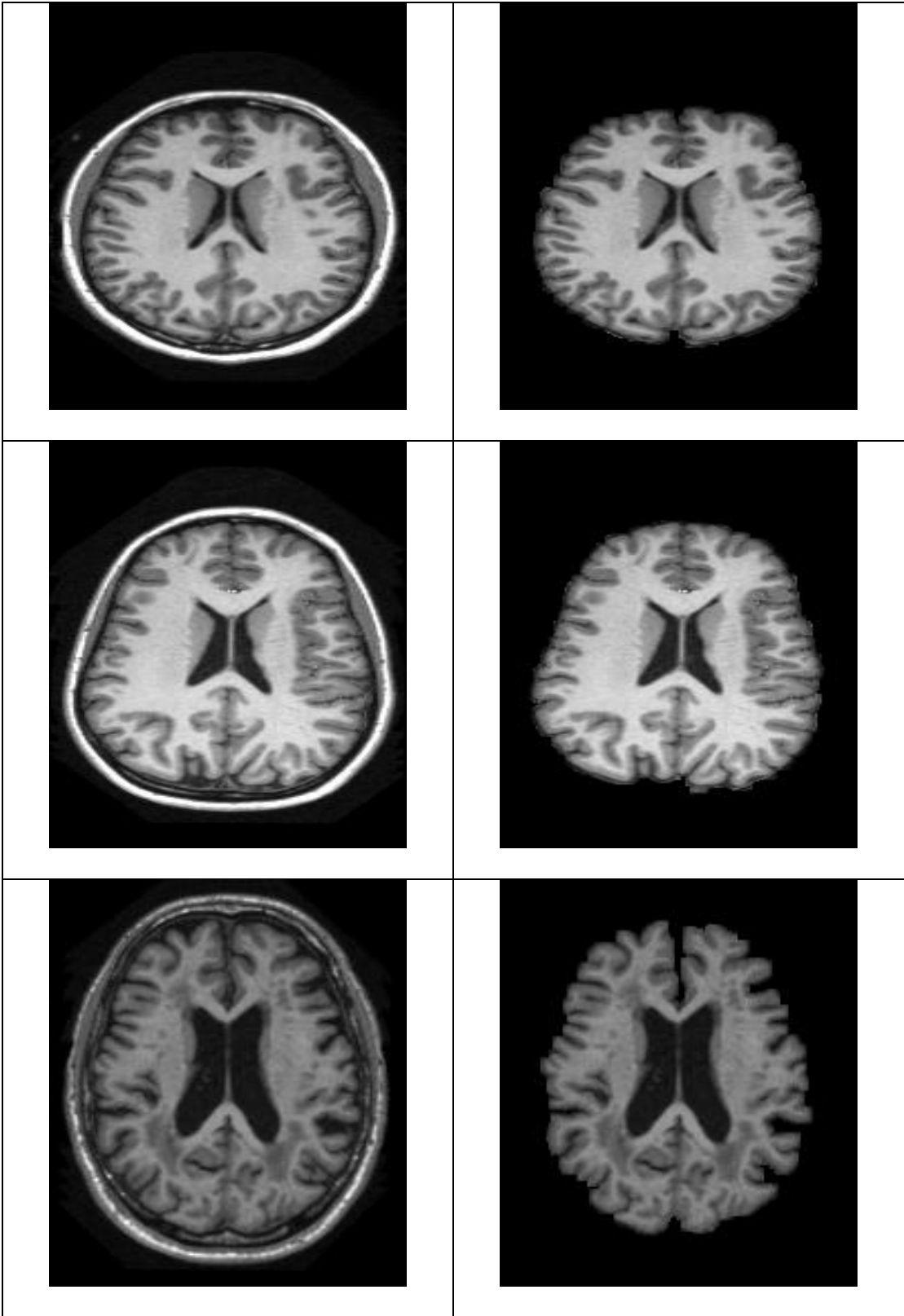


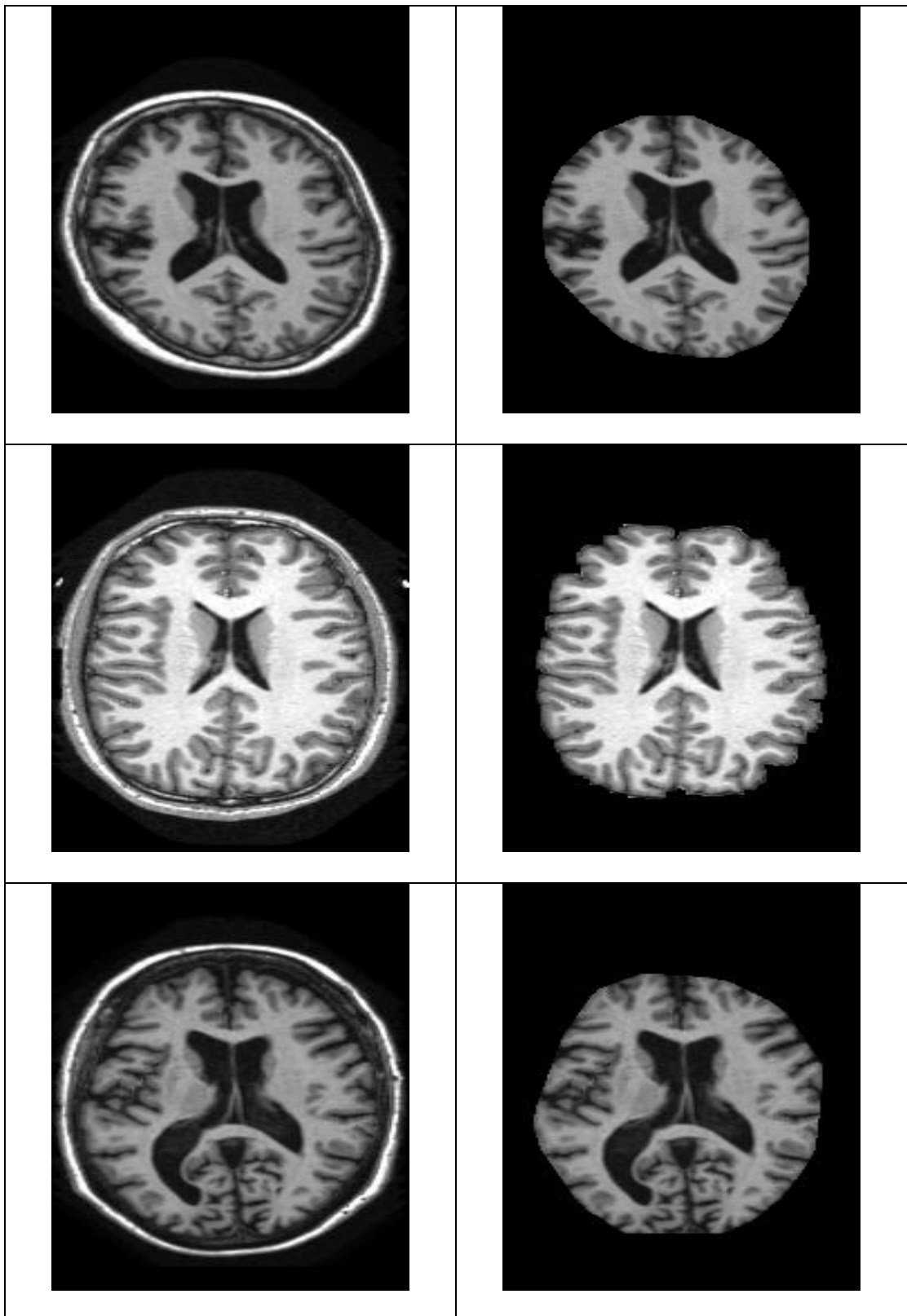


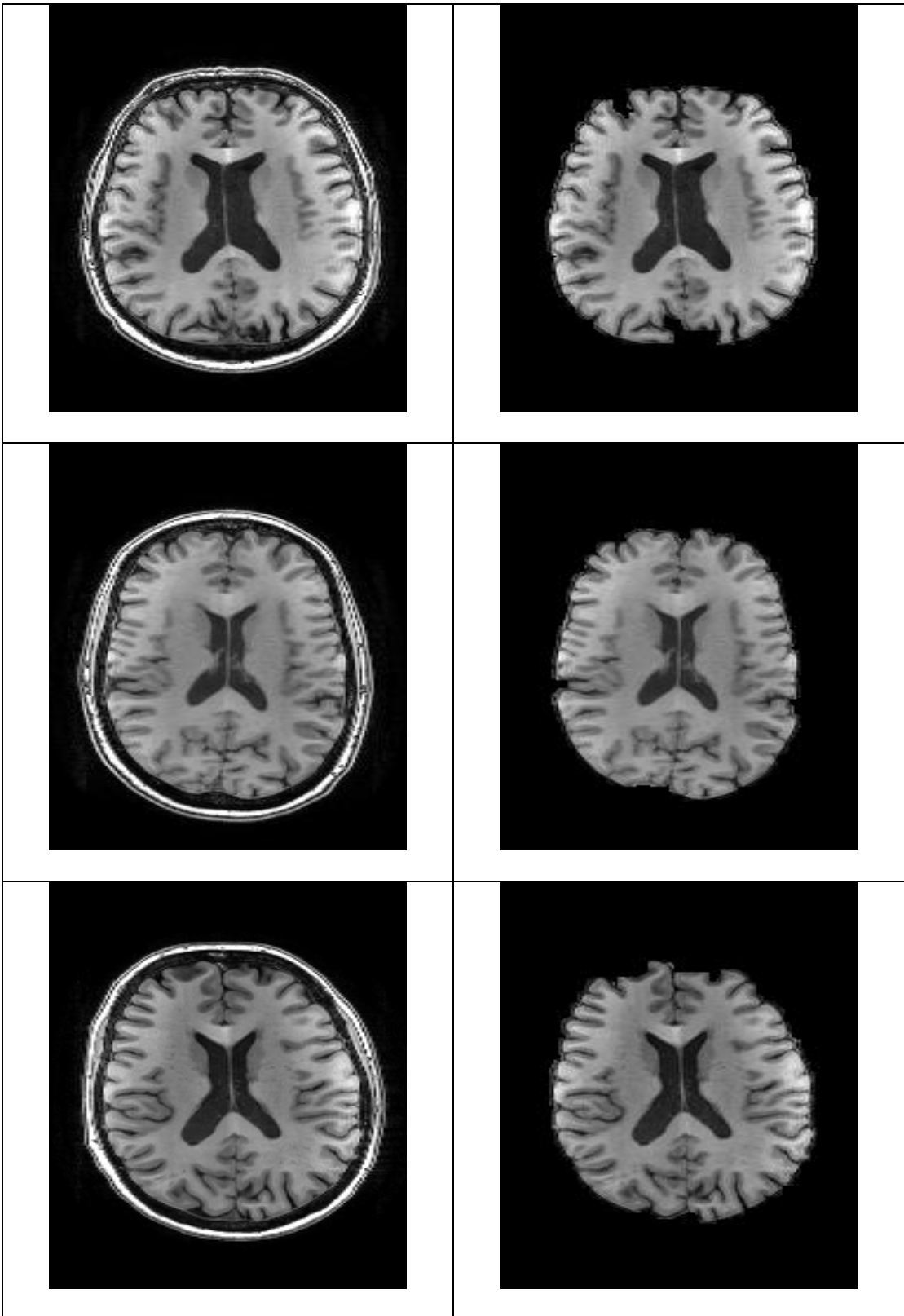


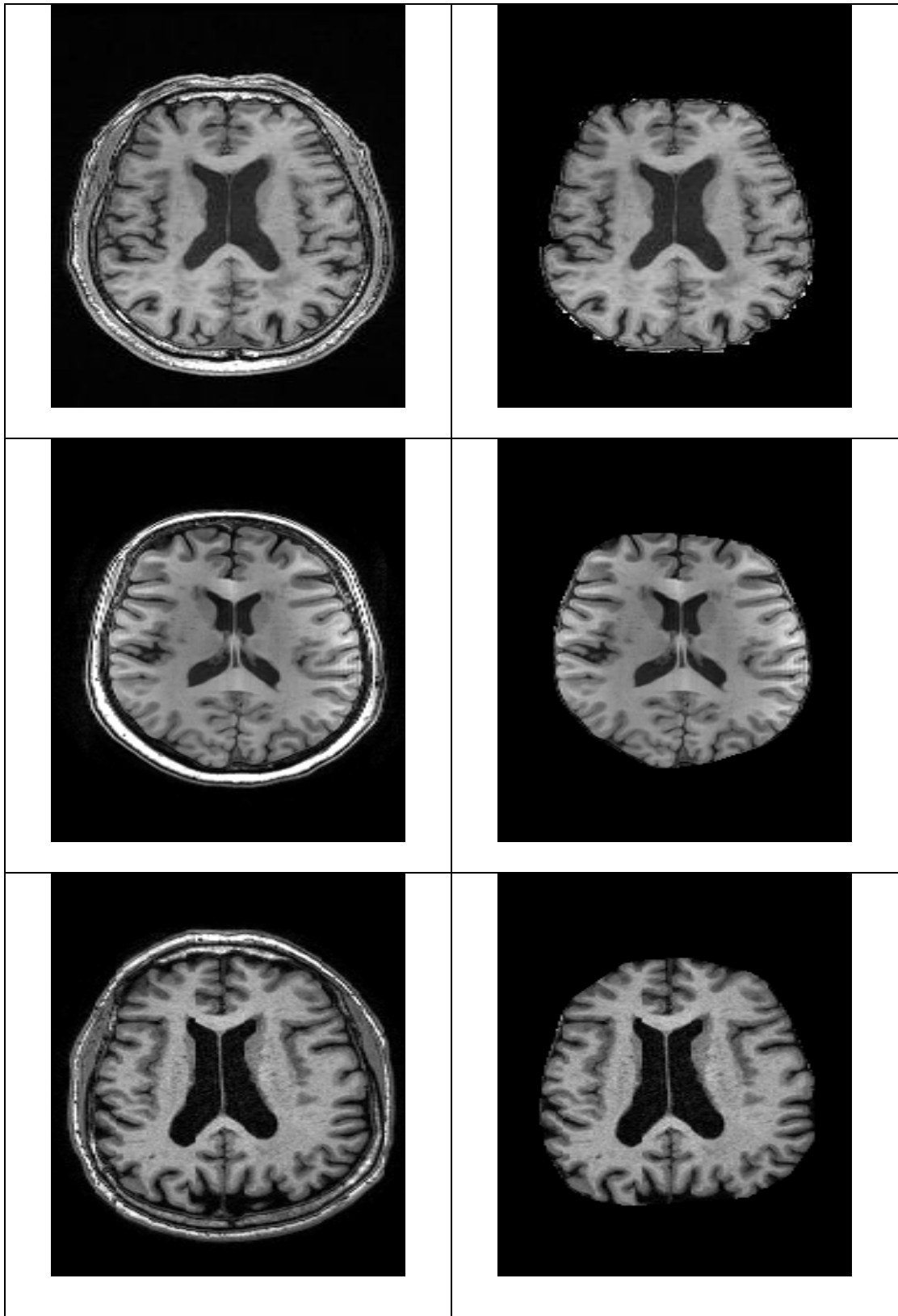
ตารางที่ 2 ภาพผู้ป่วยในกลุ่มโรคสมองฝ่อ (โรคพาร์กินสัน,โรคอัลไซเมอร์) ที่ได้รับการปกกะโหลก

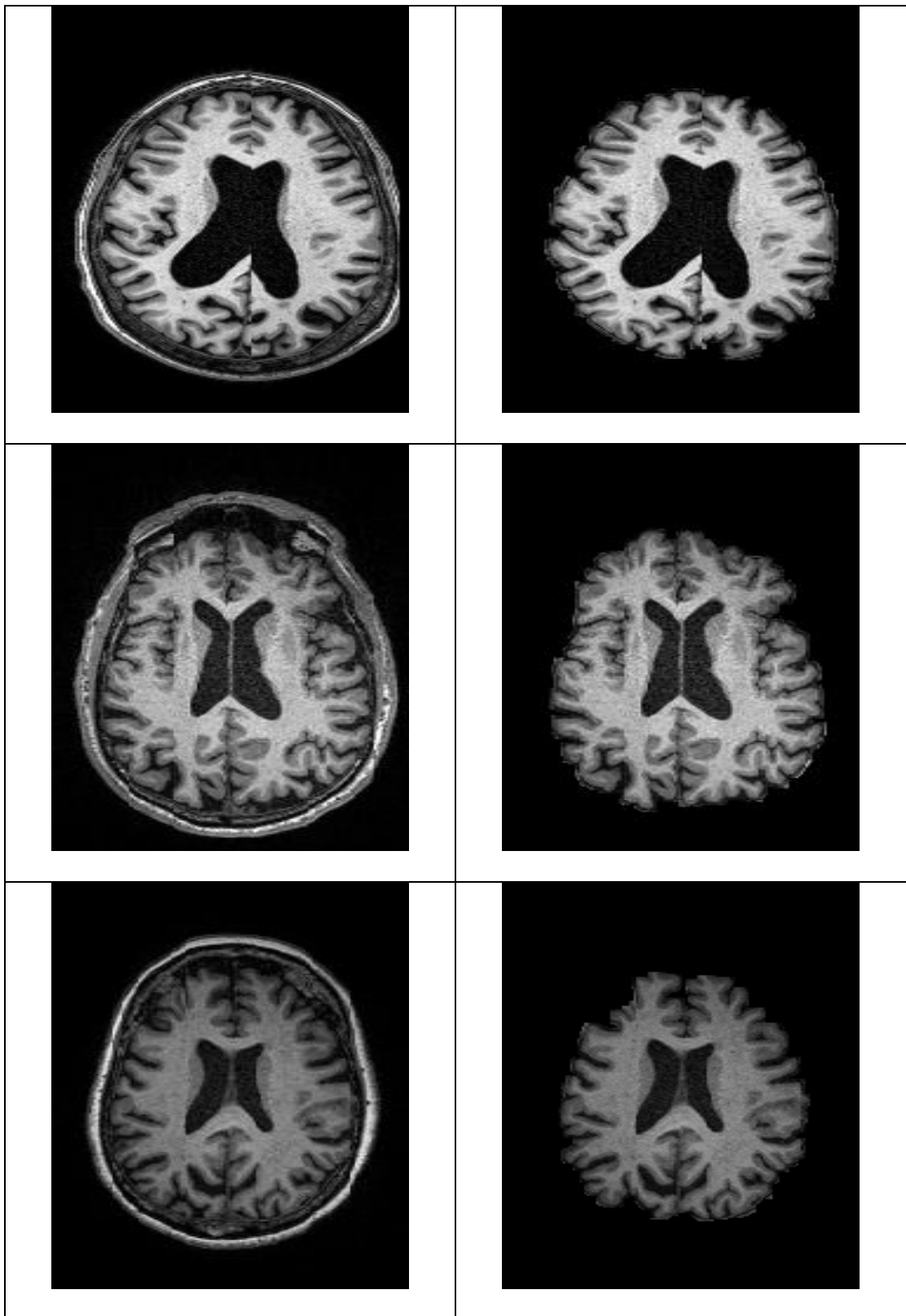
ภาพต้นฉบับ	ภาพปกกะโหลก
	







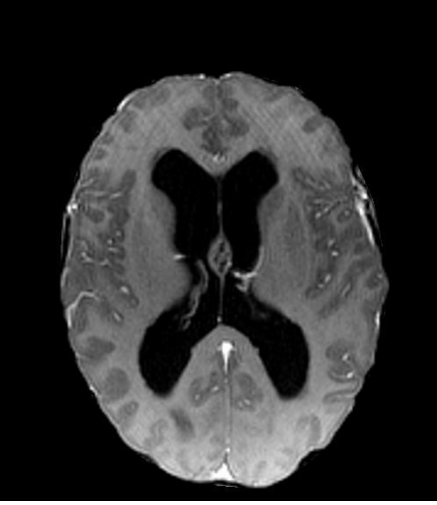
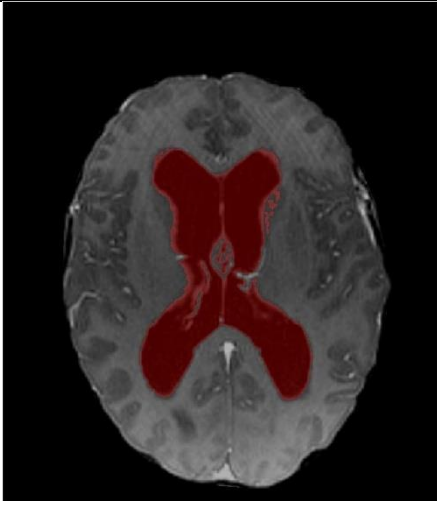
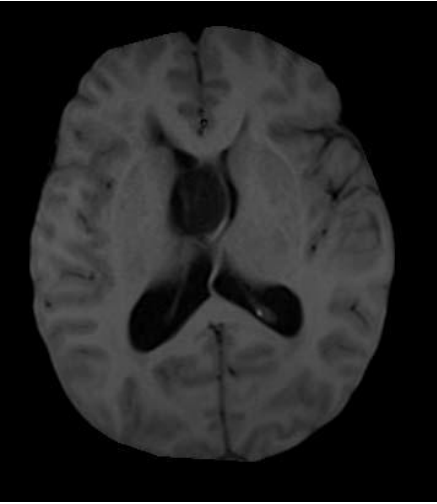
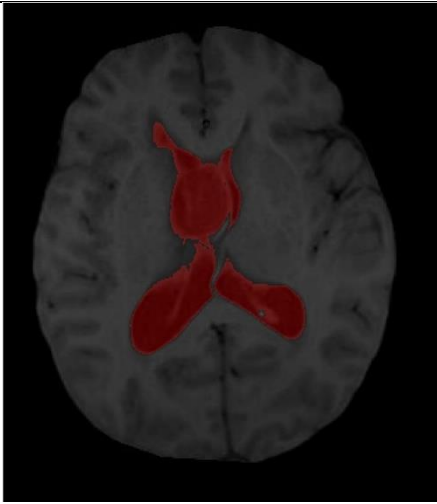


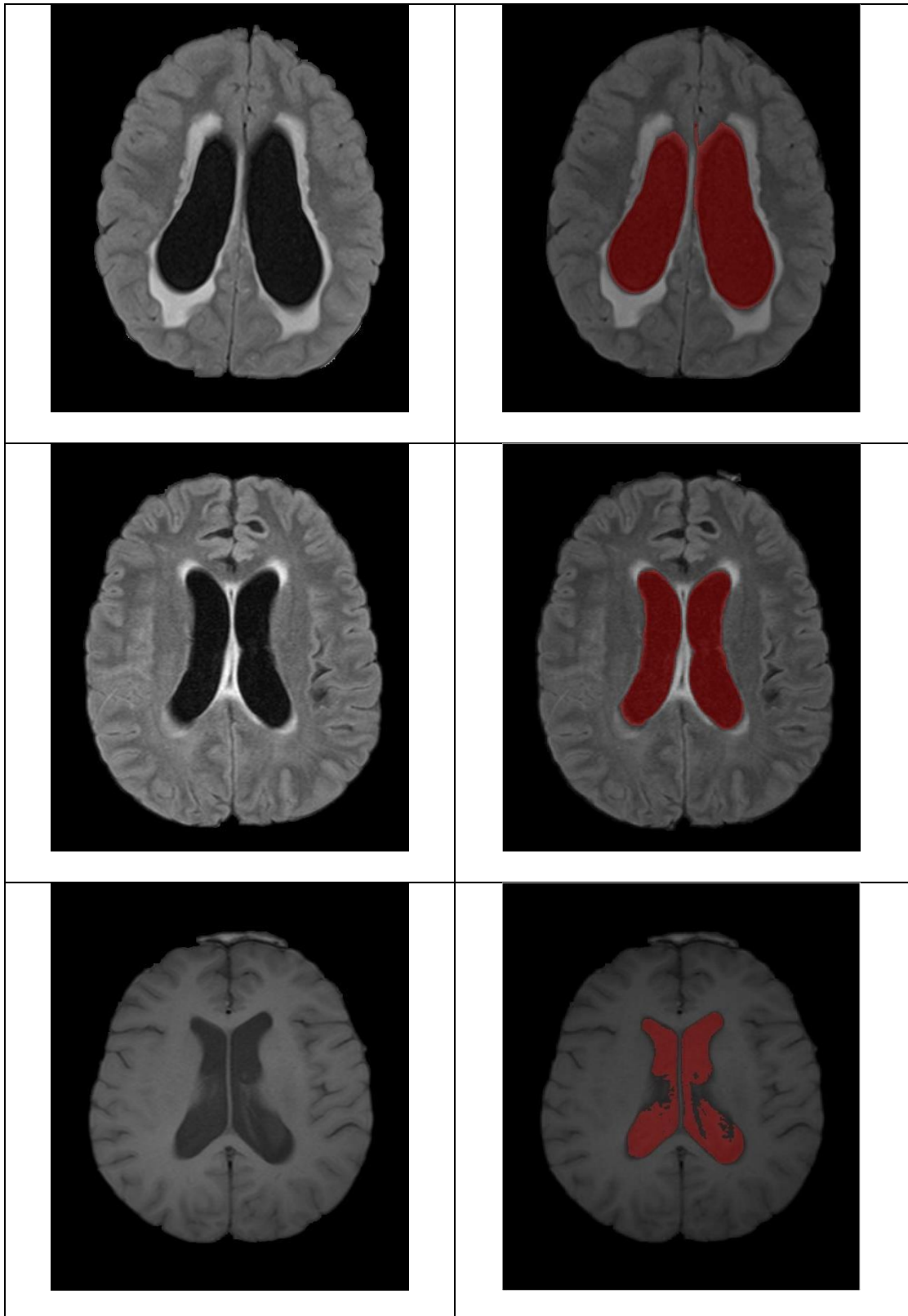


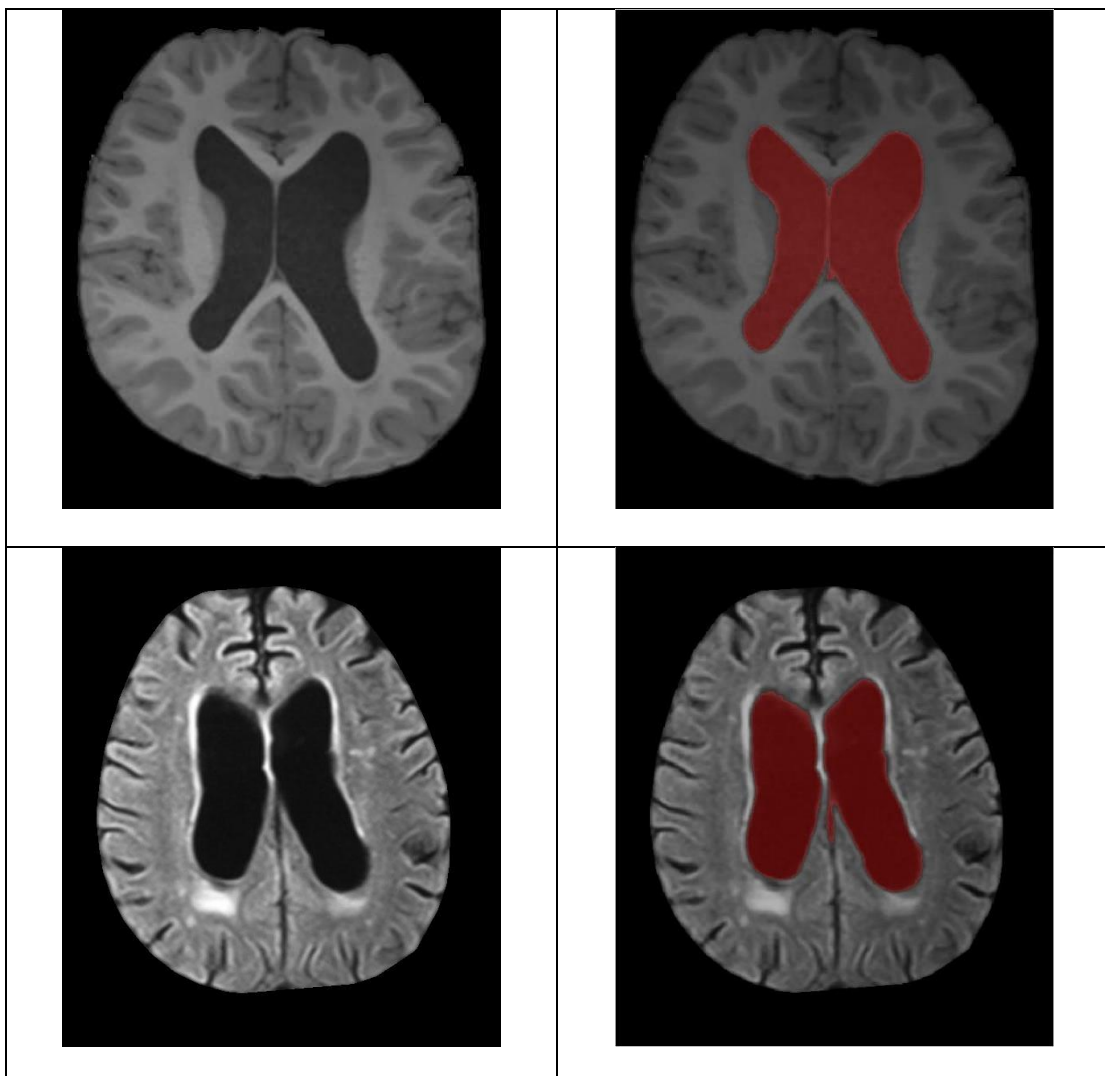
ภาคผนวก ข

บริเวณผลลัพธ์ที่ได้จากการแยกส่วนโพรงสมอง ด้วยวิธีค้นหาช่องว่างขนาดใหญ่

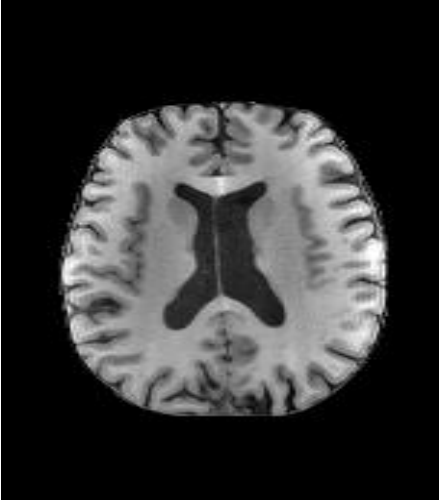
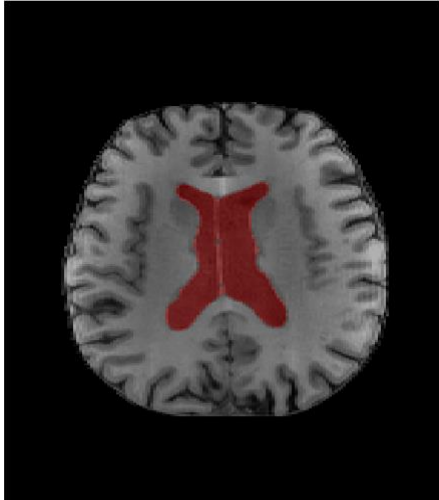
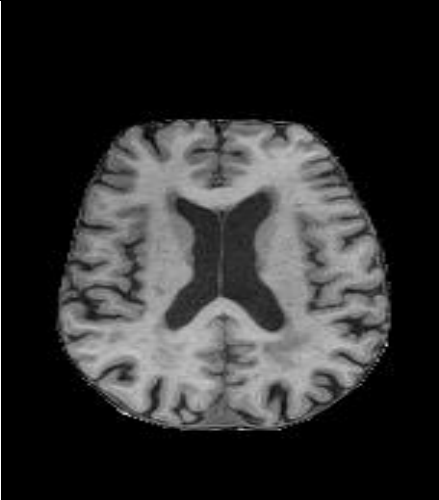
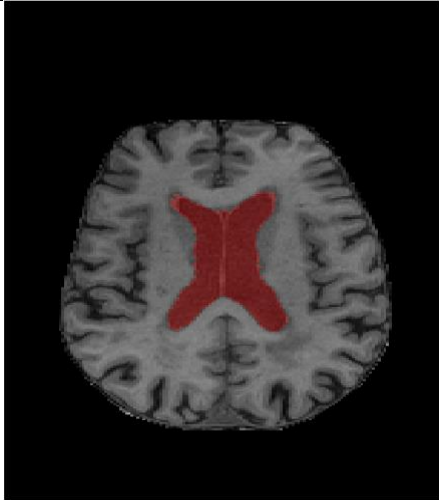
ตารางที่ 1 บริเวณโพรงสมองที่แยกส่วนออกมาจากภาพผู้ป่วยภาวะน้ำคั่งในโพรงสมอง

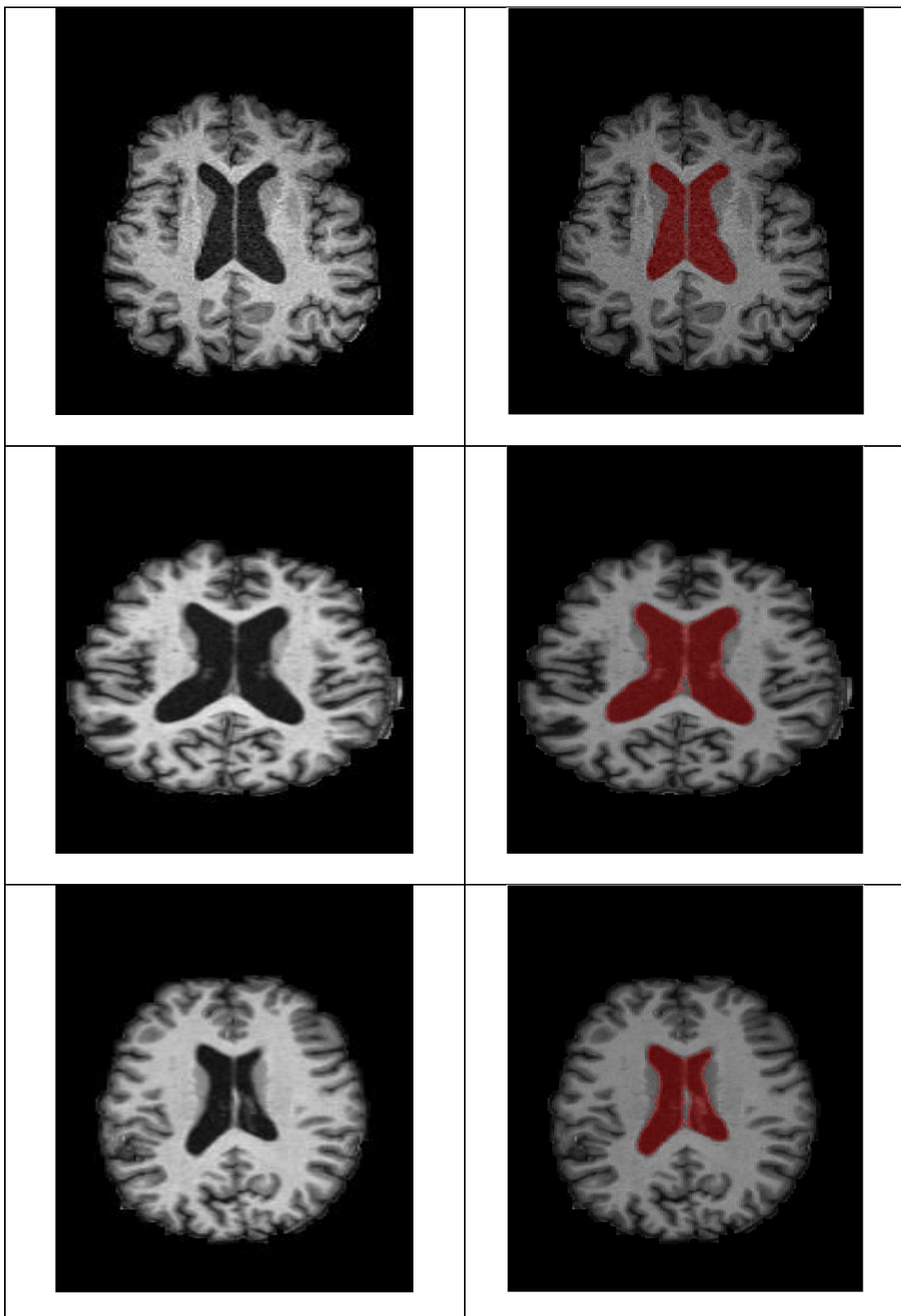
ภาพต้นฉบับ	บริเวณโพรงสมอง
	
	

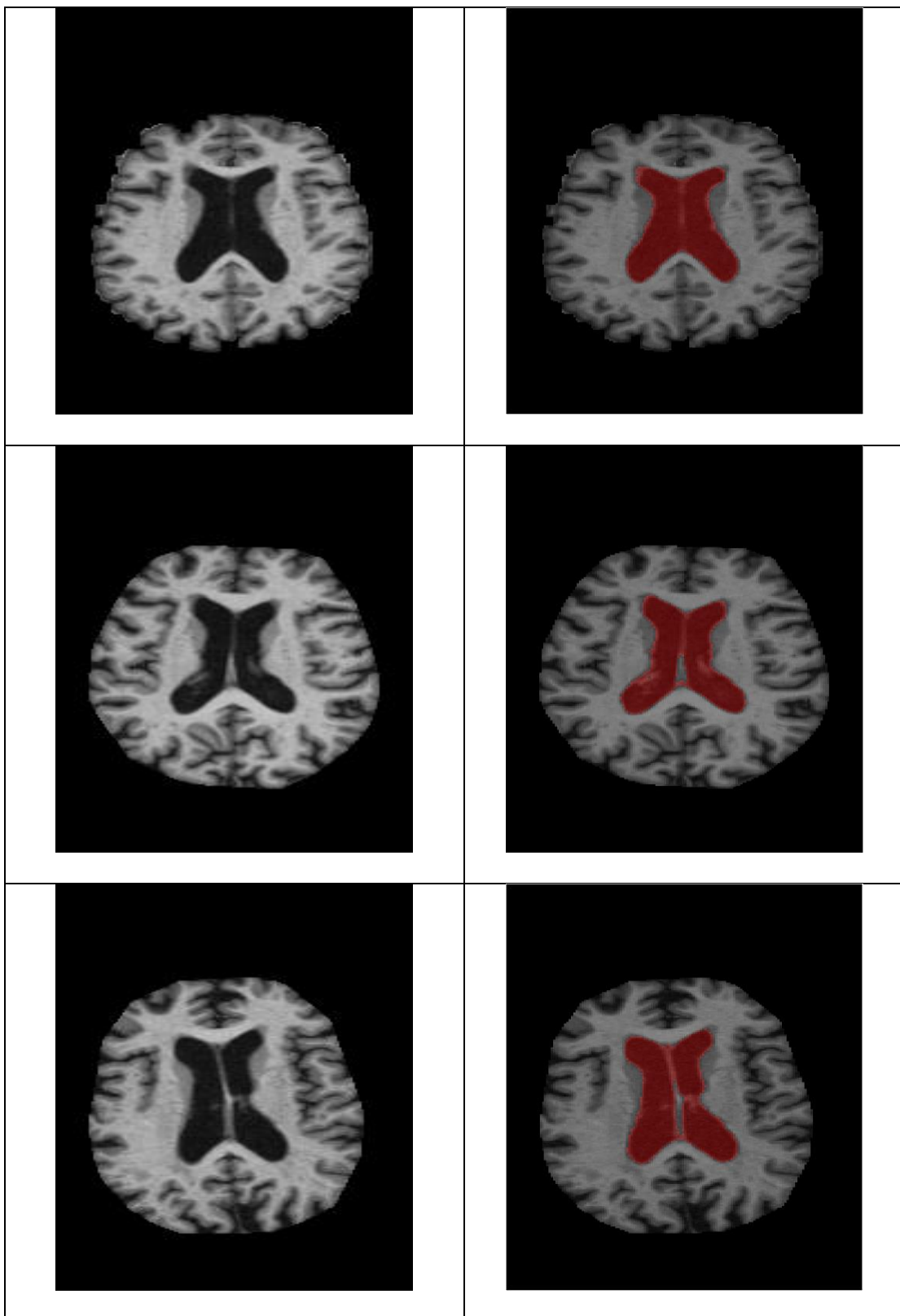


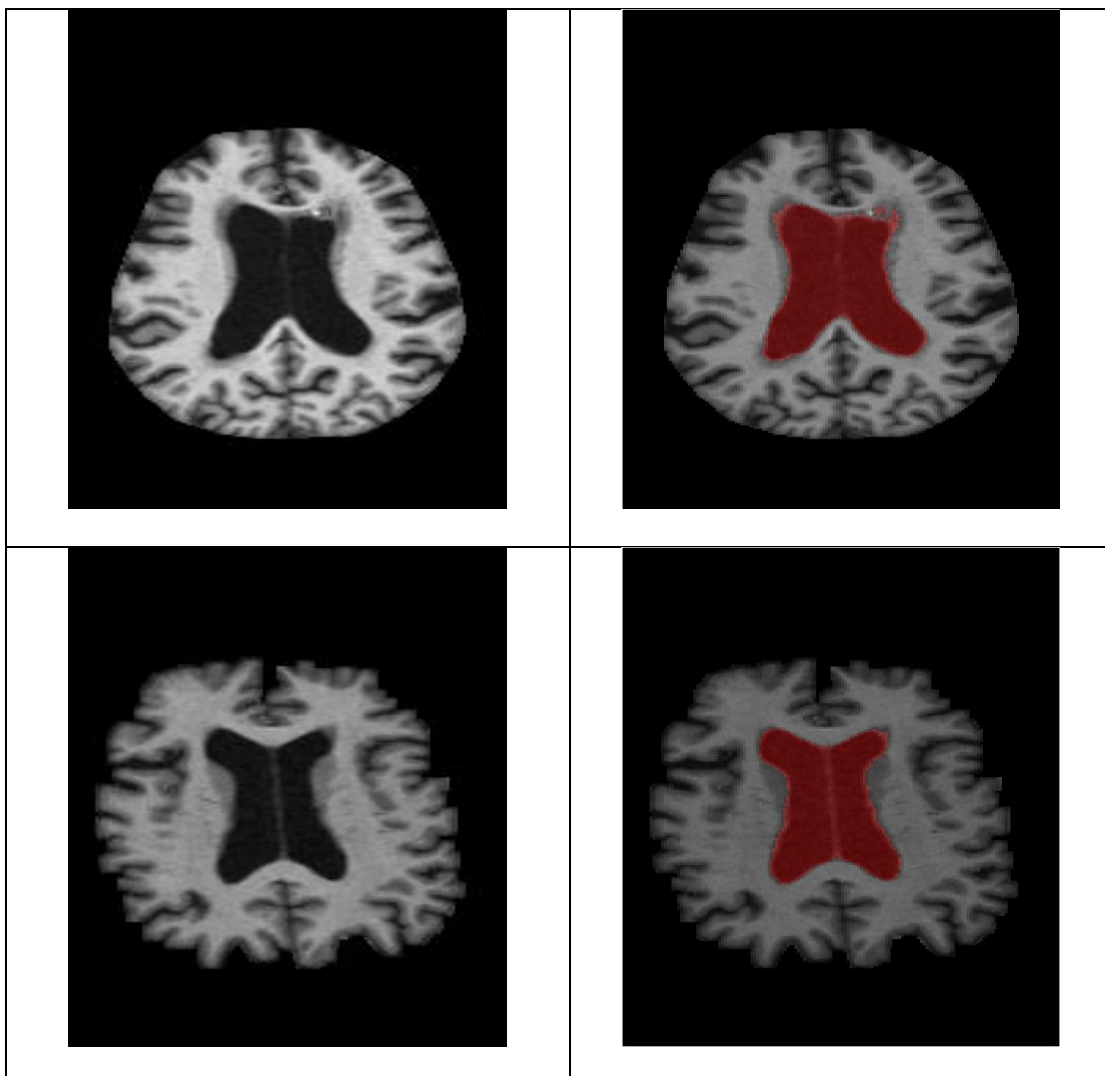


ตารางที่ 2 บริเวณโพรงสมองที่แยกส่วนออกมาจากภาพผู้ป่วยในกลุ่มโรคสมองฝ่อ (โรคพาร์กินสัน, โรคอัลไซเมอร์)

ภาพต้นฉบับ	บริเวณโพรงสมอง
	
	







ภาคผนวก ค

งานวิจัยที่ได้เผยแพร่

8th Biomedical Engineering International Conference

BMEiCON 2015



November 25 - 27, 2015 Pattaya & Samet Island (Koh Samet), Thailand

International Steering Committee

Kosin Chamnongthai, Thailand
Somsak Choomchuay, Thailand
Ferdinand F.S. Cohen, USA
Kazuhiko Hamamoto, Japan
Keiji Iramina, Japan
Soochan Kim, Korea
James Koh, Singapore
Chusak Limsakul, Thailand
Ratko Magijarevic, Croatia
Chuchart Pintavirooj, Thailand
ManasSangworasil, Thailand
Tsuyoshi Shiina, Japan
Ian Thomas, Thailand
Eung Je Woo, Korea

Organizing Committee

Honorary Chair
Somkiat Wattanasirchaigoon
Srinakharinwirot University
General Chair
Nuntachai Thongpance, Rangsit University
General co-Chairs
Sani Boonyakul, Rangsit University
Wibool Piyawattanametha, KMITL
Yodchanan Wongsawat, Mahidol University
Technical Program Chair
Chuchart Pintavirooj
King Mongkut's Institute of Technology
Ladkrabang
Publications Chair
Adisorn Leelasanthum, Mahidol University
Publicity Chair
Phornphop Naiyanetr, Mahidol University
Warakorn Charoensuk, Mahidol University
Finance Chair
Piyamas Suapang
Secretary
Arthorn Sanpanich

Contact

Chuchart Pintavirooj, KMITL
E-mail: chuchartpintavirooj@gmail.com
<http://www.bmeicon.org/bmeicon2015>

The 8th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON2015) is intended to provide an international forum where researchers, practitioners, and professionals interested in the advances in, and applications of, biomedical engineering can exchange the latest research, results, and ideas in these areas through presentation and discussion.

The BMEiCON2015 will be held in Pattaya & Koh Samet, Thailand, during November 25-27, 2015. The organizing committee is pleased to invite all engineers, physicians, scientists, technicians, and technologists to attend and help shape the future of biomedical technology. The topics for regular sessions include, but are not limited to, the followings:

- Biomedical signal processing
- Biomedical imaging and image processing
- Bioinstrumentation
- Bio-robotics and biomechanics
- Biosensors and Biomaterials
- Cardiovascular and respiratory systems engineering
- Cellular and Tissue Engineering
- Healthcare information systems
- Human machine/computer interface
- Medical device design
- Neural and rehabilitation engineering
- Technology commercialization, industry, education, and society
- Telemedicine
- Therapeutic and diagnostics systems
- Recent advancements in biomedical engineering

Submission of Papers

Prospective authors are invited to submit full-length papers, including figures, tables, and references, via our website at <http://www.bmeicon.org/bmeicon2015/>. All papers will be peer reviewed and handled electronically.

All papers submitted must be previously unpublished and may not be considered for publication elsewhere at any time during the review period. Any accepted paper included in the final program is expected to have at least one author or qualified proxy attend and present the paper at the conference.

For additional information and submission guidelines, please visit our website at <http://www.bmeicon.org/bmeicon2015/>.

Important Dates

Regular paper submission deadline: August 20, 2015
Notification of regular paper acceptance : September 15, 2015
Camera-ready submission deadline: September 30, 2015
Early registration deadline: October 31, 2015 Conference Date: November 25-27, 2015

Sponsor



Patrons



The Automated Skull Stripping of Brain Magnetic Resonance Images using the Integrated Method

Manit Chansuparp¹, Annupan Rodtook², Suwanna Rasmeequan³ and Krisana Chinnasam⁴

^{1,3,4}Faculty of Informatics, Burapha University, Chonburi, Thailand

²Department of Computer Science, Faculty of Science, Ramkhamhaeng University, Bangkok, Thailand

Abstract—Skull stripping is one of the significant steps in brain image processing. There are still a number of difficulties using those common methods such as the region growing method. Aforesaid methods were largely depended on shape or intensity of non-brain tissues. This led to a difficulty when those non-brain tissues and intracranial have approximately the same intensity values. This research proposed an automatic skull stripping method based on the combination of mathematical morphology, component labeling and segmentation by Object Attribute Threshold (OAT). With this proposed method: MLO that combined the morphology, labeling and object attribute threshold method together, the removing of non-cerebral tissues can be completed. The proposed method also performed well even for the case that both cerebral and non-cerebral values on the MRI brain images have similar intensity. We used 20 samples of T1-weighted MRI brain images in the experiments.

Keywords: Automated Skull Stripping, Skull Stripping, Magnetic Resonance Imaging, Labeling, Thresholding, Mathematical Morphological, Object Attribute Threshold

I. INTRODUCTION

Magnetic resonance imaging (MRI) is a three dimensional detailed anatomical image. It has been used widely in medical diagnosis. This type of image has a very high resolution as compared to other radiology images and can be used to identify various types of tissues [1]. The MRI has also been employed to diagnose diseases or malfunction of brain such as brain tumor [2], Alzheimer's disease and Parkinson's disease. Moreover there are a number of studies working on MRI brain images to diagnose others brain issues such as cortical thickness measuring [3][4] and tissue classification.

Skull stripping in brain MRI is a crucial pre-processing step which can help decision making process of doctors to improve the accuracy of diagnosis. Skull stripping is the process of removing non-cerebral tissues (e.g. skull, scalp, veins) from the whole-head magnetic resonance images to keep only those cerebral tissues. There are some brain diseases that may look similar through the MRI image such as those diseases that have an influence on cerebral atrophy. Human naked eyes are inadequate to estimate those sensitive details. So it is necessary to have tools that can enhance the image to help in identifying those details more accurate.

At present there are numerous techniques used in skull stripping. The most well-known techniques are mathematical morphology [4][5][6], region growing and thresholding [6][7][8]. Gonzales and Woods [5] proposed mathematical morphology (MM) as a useful tool for extracting image components such as boundaries of object or skeleton. MM is based on non-linear local operators. Basic operators in the area of mathematical morphology employ in Skull stripping are erosion and dilation. Several literatures [6][8] applied erosion in order to removing non-cerebral tissues and then applied dilation to enhance image after shrinking.

Region growing [9], it is an approach for image segmentation. Region growing is performed by posing the seed point and then start the expansion to the neighboring pixels. While the region is expanding, this algorithm will decide which pixel has a similar property to the seed point. Such a property might be a level of grayness or the similar color code. Providing that the neighboring got a similar property, the region will be expanded subsequently. The disadvantage of region growing is that it is very sensitive to noise. With this effect, it can cause the extracted region to consist of a number of holes or become disconnected. In addition, the initial seed point needs to be set manually otherwise it's so difficult to specify point that is in region of interest.

Thresholding is one of the simplest and the oldest implementations method for image segmentation. It is useful to discriminate the foreground from the background by setting appropriate threshold value from gray level image. If the intensity of the pixel is greater than the threshold value, it will be classified as a selected group member, otherwise will be push off to another group. Thresholding method that was normally used in skull stripping is Otsu's method [7]. This method will select the threshold value by minimizing the within-class variance of the two groups of pixels separated by the thresholding operator. Rosniza Roslan [6] proposed Double thresholding method that assigned two threshold values of non-cerebral for stipulating the intensity range of cerebral tissues. In this way, it made the result more efficient than the traditional Otsu thresholding. However, this method could not perform well on some images that the skull and the cerebral tissues have similarly intensity. It is also failed to attempt such a case that dataset got various intensity values. This is because of the assigned threshold values were not appropriate for some curtain images.

In this research we proposed the automated skull stripping of brain magnetic resonance images using the integrated

Methods. The main idea of this research is to apply erosion technique to separate those touching components in order to correctly labeling each component after the thresholding step to eliminate the effect of similar intensity. To determine region, this research used labeling by scanning each pixels for eliminate initial seeding point problem and in the final stage skull stripped image was evaluated against ground truth segmented image.

II. METHODOLOGY

The goal of this research is to remove non-cerebral tissues from the 2D MRI axial brain images, in particular for those cases that cerebral and non-cerebral parts have similar intensity. The proposed method can be divided into four stages. For the first process, the Object Attribute Thresholding [15] was used to produce binary image. Next, the second process, morphology erosion for separating the touching object was applied. In the third process, component labeling was adopted to find the brain. The last process morphology dilation and region filling were implemented to enhance image and to retrieve some lost edge. The process flow of the proposed method is shown in Figure 1.

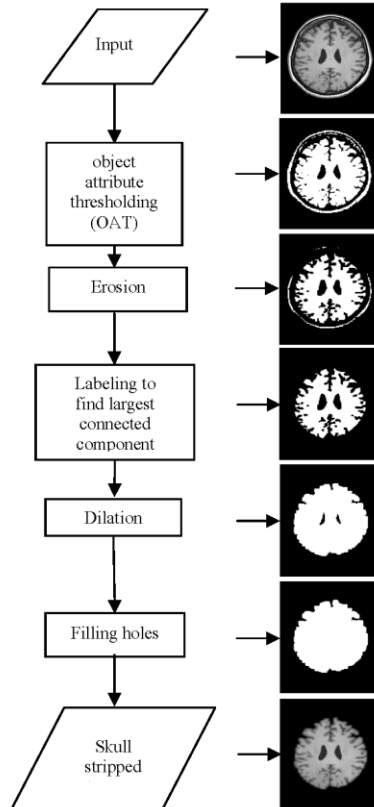


Figure 1: Process flow of proposed method

Data Collection

2-dimensional T1-weighted MRI data sets used in this experiment obtain from Biomedical Image Analysis Group, Imperial College London. They were collected from three hospitals in London. Contain 20 healthy brain images in NIFTI format.

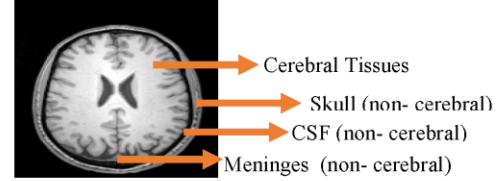


Figure 2: MRI axial brain Anatomy

A. Thresholding

The Object Attribute Thresholding (OAT) [15] applies the Otsu's algorithm to split the image histogram into two classes. The first class is C_0 (background) and the second class is C_1 (object) at threshold value T . The split process is conducted iteratively while

$$T > A \text{ and } \sum_{k=0}^T H_k > \beta \sum_{k=0}^{G_{max}} H_k$$

H = the histogram, G_{max} = maximum gray level, A = grey level of background approximation.

Finally, β is the calibration parameter used to define some parts of the total number of the image pixels that should belong to the image background. In the resulting image, pixels which have gray level less than the optimal threshold value T_{opt} are isolated by marking as non-processing area in the next step.

B. Mathematical Morphology

1) Erosion

For erosion technique, the different pixels are converted to 'white', not 'black'. The two main inputs for the erosion operator are the image which is to be eroded and a set of coordinate points known as a structuring element. This structuring element will determine the precise effect of the erosion on the input image. Erosion will shrink the boundaries of regions of foreground. In this experiment, the main objective to use Erosion is to separate cerebral from skull from by shrinking the skull and cerebral edge. The erosion equation is shown in eq. (1)

$$E = I \ominus S = \{Z | (S)_z \subseteq I\} \quad (1)$$

I = input image, S = structuring element, E = eroded image



Figure 3: the Operation of Erosion

2) Dilation

Dilation technique resembles the erosion technique by eroding the background. This technique also needed two types of inputs. They are the image to be dilated and a structuring element which has multitudinous formats (i.e. lines, diamond, disk and balls shape). Dilation operator performs the local comparison of a structuring element shape with the object to be transformed. Once the structuring element is positioned at a given point and it touches the object, that point will then be appeared in the transformation space, otherwise not. The purpose of using Dilation in this experiment is to retrieve the bereaved parts from shrink and smooth image. The dilation equation is shown in eq. (2)

$$D = I \oplus S = \{Z | [(S)_z \cap S] \subseteq S\} \quad (2)$$

I = input image, S = structuring element, D = dilated image



Figure 4: the operation of dilation

The structuring element that used against erosion and dilation in this paper is 3x3 square as shown in figure 5

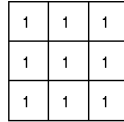


Figure 5: The structuring element

3) Filling holes

Filling holes algorithm that used in this experiment based on morphological reconstruction. With this method, the hole will be background region surrounded by a connected foreground pixels. The proposed method uses it to fill holes inside the mask brain region. The filling holes equation is shown in eq. (3)

$$X_k = (X_{k-1} \oplus B) \cap A^c \quad k = 1, 2, 3, 4 \dots \quad (3)$$

The algorithm stopped at the iteration step K if $X_k = X_{k-1}$

A = Region brain

B = symmetric structuring element.

X_k = all the filled holes.

C. Labeling and Find largest connected component

Finding the largest region in an image, first and foremost, it has to give a label for each region with a unique number (Labeling) in order to evaluate size of each region. Labeling in the proposed method based on region growing and equivalence class resolution [10] with the following steps.

First assigns temporary label which has an equal size as an image and start scan the image along column from left to right and top to bottom. The consideration will be on only those foreground pixels. If all neighbors pixels are background pixels, setting new label as temporary, if not setting it to the found label. In case that there is more than one label, record it to equivalence table and pose label arbitrarily. After that applies adjacency matrix technique to equivalence table.

Then label all the region and then count all the label to find largest label.

$$R_L = \max(R_n) \quad n=1,2,3,\dots \quad (1)$$

In finding the largest connected component, it helps us to pick up, in particular, those components that we are interested in. In this regard, we will not concern those surrounded components.

III. EXPERIMENTAL RESULTS

The proposed method was experimented with the 20 axial T1-weighted MRI healthy brain images. The experimental results were compared with the results of the skull stripped images processed by the ground truth segmentation of expert radiologist from Burapha University Hospital. In the part of morphological erosion is required only once. For assuredly the cerebral area is covered so dilation is used twice. These numbers of iteration derived from experiment.

The efficiency was evaluated by using area overlap (AO), false positive rate (FPR) and false negative rate (FNR).

Area overlap is given as :

$$AO = \frac{|I_1 \cap I_2|}{|I_1 \cup I_2|} \times 100$$

I = image which want to compare.

False positive rate is used to falsely detect non-cerebral part in Skull stripped image by the proposed method. False positive rate is given as:

$$FPR = \frac{FP}{(TN+FP)}$$

False negative rate is used to identify falsely detect cerebral part in the image by the proposed method. False negative rate is given as:

$$FNR = \frac{FN}{(TP+FN)}$$

TN = number of non-cerebral pixels which match in both image.

TP = number of cerebral pixels which match in both image.

FP = number of non-cerebral pixels in the image by proposed method.

FN = number of cerebral pixels evanesce in the image by proposed method.

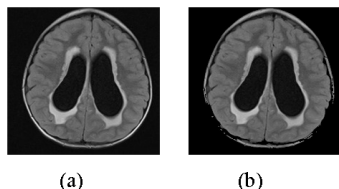


Figure 6: A sample skull stripping image (a) before applied Rosniza Roslan method and (b) after applied Rosniza Roslan method

The experimental results of using 20 MRI brain samples by applying Rosniza Roslan method are shown in Figure 6 and in Table 1. The output after applying Rosniza Roslan method got a quite nice result. However, there is some case (e.g. Figure 6) that input image has similarly intensity between skull and cerebral. In such case, there was a remainder of skull region in which does not has intensity contrast with those cerebral parts. In addition, the cause of high FPR in TABLE I is due to the fact when removing non-cerebral, it failed to remove all non-cerebral pixels. Therefore, there is some remain in the skull area.

The experimental results of using the same dataset with our proposed method as shown in TABLE 2 presented average results of AO of 98.24%, FPR of 0.0032% and FNR of 3.57% which were approximately better than Rosniza Roslan Method at 16.5%, 15.9% and 4% respectively.

Table 1. Average percentage of AO, FPR and FNR using Rosniza Roslan Method [6]

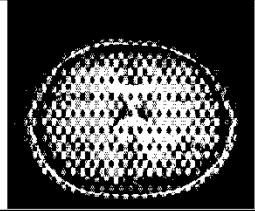
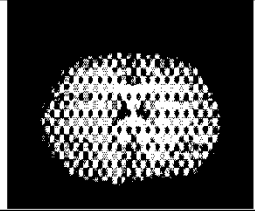
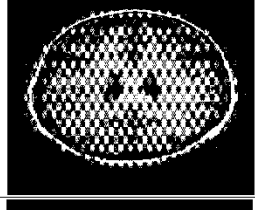
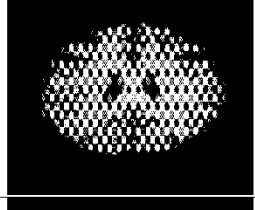
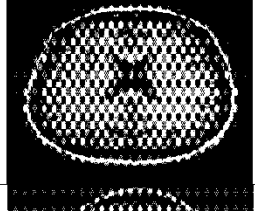
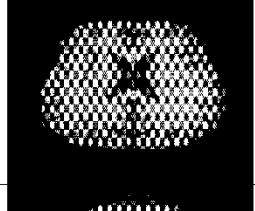
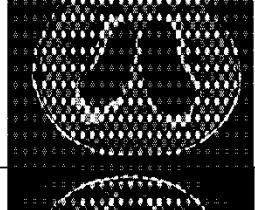
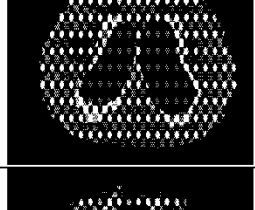
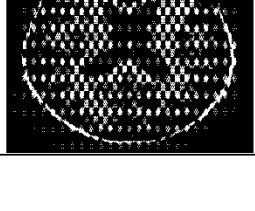
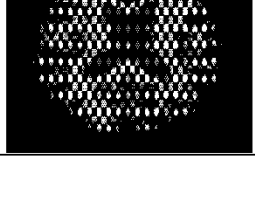
Image number	AO (%)	FPR (%)	FNR (%)
1	94.10	5.55	5.97
2	94.28	6.16	5.10
3	63.64	33.92	12.89
4	95.22	4.89	4.13
5	66.74	32.45	12.38
6	70.67	11.60	12.31
7	89.39	5.20	13.80
8	96.54	4.37	2.80
9	95.48	5.71	3.03
10	95.76	5.63	3.41
11	69.99	18.36	9.55
12	95.91	5.10	3.18
13	68.16	23.34	9.23
14	77.47	53.63	4.04
15	93.93	5.53	6.06
16	60.60	47.09	8.56
17	72.56	26.91	6.45
18	71.92	12.13	8.06
19	91.70	5.96	9.48
20	92.98	5.62	7.95
Average	82.85	15.96	7.42

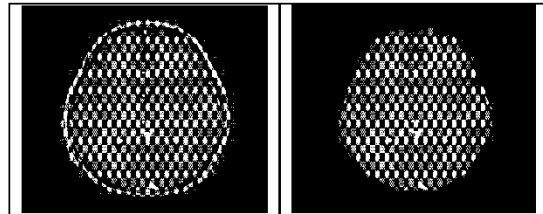
Table 2. Average percentage of AO, FPR and FNR using the propose method: MLO

Image number	AO (%)	FPR (%)	FNR (%)
1	98.74	0.0086	2.46
2	98.24	0	3.07
3	97.83	0	4.76
4	97.41	0	6.10
5	97.62	0.0044	4.07
6	97.74	0.019	3.27
7	98.41	0	2.52
8	98.70	0	3.37
9	97.80	0	3.73
10	98.91	0	2.96
11	97.40	0.0088	3.94
12	98.47	0	3.27
13	98.12	0	3.88
14	98.40	0	4.24
15	98.73	0	2.35
16	98.10	0.0226	3.26
17	98.87	0	2.77
18	98.66	0	3.71
19	98.17	0	4.74
20	98.58	0	2.90
Average	98.24	0.0032	3.57

IV. CONCLUSION

In this research, we proposed a method to extract cerebral tissues from axial T1-weighted MRI images, in particular, for those cases that have similar intensity of non-cerebral and intracranial. The proposed method is based on region segmentation by the successive key processes to find largest region in brain MRI image. The proposed skull stripping technique focuses on finding only the cerebral region instead of removing those non-cerebral parts which surrounded cerebral can help to eliminate the intensity problem between skull and cerebral. The main contribution is that we proposed to combine standard and simple methods that work well with one another to achieve quite a high result. Furthermore, the MLO can be applicable to various dataset as compared to those methods that largely depended on intensity principal. However, the proposed method may get some trouble with a case that cerebral portion snuggle up to skull (which occur in the patients have ventricle expand e.g. hydrocephalus) and has skull intensity resemble the cerebral. In such case, it is quite hard to separate them. So for the future work, we plan to attempt such case to find way to improve our proposed automated skull stripping better.

ORIGINAL IMAGE	SKULL STRIPPED IMAGE
	
	
	
	
	



The skull stripped images using the proposed method

REFERENCES

- [1] Lars G. Hanson, "Introduction to Magnetic Resonance Imaging Techniques" Danish Research Centre for Magnetic Resonance (DRCMR), pp. 14-18, 2009.
- [2] Rohini Paul Joseph, C. Senthil Singh, M.Manikandan, "Brain Tumor MRI Image Segmentation And Detection In Image Processing" International Journal of Research in Engineering and Technology (IJRET), Vol.3, 2014.
- [3] Dana W. Moore, Ilhami Kovanlikaya, Linda A. Heier, "A Pilot Study of Quantitative MRI Measurements of Ventricular Volume and Cortical Atrophy for the Differential Diagnosis of Normal Pressure Hydrocephalus" Neurology Research International, 2012.
- [4] Simon F. Eskildsen, Pierrick Coupé, Vladimir Fonov, D. Louis Collins, "Detecting Alzheimer's disease by morphological MRI using hippocampal grading and cortical thickness" Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention conference 2014, pp.38-47.
- [5] R.C.Gonzales and R.E.Woods, Digital image processing, Second edition, Prentice Hall, 2002.
- [6] Rosniza Roslan, Nursuriati Jamil, Rozi Mahmud, "Skull Stripping Magnetic Resonance Images Brain Images: Region Growing versus Mathematical Morphology" International journal of Computer Information Systems and Industrial Management Applications 2011, pp. 150-158.
- [7] N Otsu, "A threshold selection method from gray-level histograms" IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, Vol.9, No.1, pp.62-66, 1979.
- [8] Francisco J. Galdames, Fabrice Jaillet, Claudio A. Perez, "An Accurate Skull Stripping Method Based on Simplex Meshes and Histogram Analysis in Magnetic Resonance Images" j.jneumeth, 2012.
- [9] R.Adams and L.Bischof, "Seeded region growing", IEEE Transactions on pattern Analysis and machine Intelligence, Vol 16(6), 641-646, 1994.
- [10] Haralick, Robert M., and Linda G. Shapiro. Computer and Robot Vision, Volume 1. Addison-Wesley, pp. 28-48 . 1992.
- [11] Orazio Gambini, Enrico Daidne, Maetteo Sciortino, Roberto Pirrone, "Automatic Skull Stripping in MRI based on Morphological Filters and Fuzzy C-means Segmentation", 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS, August 30, 2011.
- [12] Anam Mustaqem, Ali Jave and Tehseen Fatima, "An Efficient Brain Tumor Detection Algorithm Using Watershed and Thresholding Based Segmentation". IJ. Image, Graphics and Signal processing, Vol.10, pp.34-39, 2012.
- [13] Sudipta Roy, Ayan Dey, Kingshuk Chatterjee and Samir K. Bandyopadhyay, "A New Efficient Binarization Method for MRI of Brain Image", Signal & Image Processing : An International Journal (SIPIJ) Vol.3, No.6, pp.33-51, 2012.
- [14] J.G. Park and C.Lee, "Skull stripping based on region growing for magnetic resonance brain images", Neuroimage, 47, 1394-1407, 2009.
- [15] A. Rodtook, S. Chucherd "Detection of Microcalcifications in Mammograms Using the Object Attribute Thresholding Algorithm", The Stamford journal, Vol 4 (No. 1), June 2012.



The 13th International Joint Conference on Computer Science and Software Engineering (JCSSE 2016) “Machine Learning in the Internet of Things Era”

13-15 July 2016
Pullman Khon Kaen Raja Orchid Hotel, Khon Kaen, Thailand



Call for Papers

Honorary Committee

Chidchanok Lursinsap, CU
Kittichai Triratanasirichai, KKU
Kanchit Malaiwong, The Royal Institute of Thailand
Numchai Lorwattanakul, IEEE Thailand Section
Prayoot Akkarachethin, ECTI Thailand Association

Steering Committee

Anongnart Srivithok, KU
Benchaphon Limthamaphon, KMUTNB
Chakchai So-In, KKU
Chalida Madhyamapunish, MU
Chatkiew Jareanpon, MSU
Chavalit Srisathapornphat, KU
Sirikorn Channual, KU
Chularat Tanprasert, NECTEC
Ekkarat Boonchieng, CMU
Jaratsri Runggrattanaubol, NU
Jirada Herbst, UBU
Kanuengnij Kubola, BUU
Sirapat Chiewchanwattana, KKU
Kittichai Lavangnananda, KMUTT
Kriengsak Treearpin, UBU
Ladida Preechaweeraikul, PSU
Nattakan Jam-On, MFU
Opas Wongtaweessap, SU
Orasa Tetwat, NU
Ouen Pingerng, RU
Peraphon Sophsatsathit, CU
Prabhas Chongstitvatana, CU
Punnee Sittidech, NU
Ratchada Kongkakhandra, TU
Rattasit Sukhahuta, CMU
Saranya Maneeroj, CU
Sartra Wongthanawasu, KKU
Sarun Intakosum, KMITL
Sathit Nakkrasae, RU
Somnuk Puangpronpitag, MSU
Sudsangan Ngamsunyarooj, MU
Sunee Pongpinpinpinyo, SU
Supakit Pruksaaron, TU
Surapong Auwatanamongkol, NIDA
Surapong Uttama, MFU
Suwanra Rasmeequan, BUU
Thavatchai Tayjasanant, IEEE Thailand Section
Tiranee Achalakul, KMUTT
Vana Varavithya, KMUTNB
Veera Boonjing, KMITL
Wiphada Wettayaprasit, PSU
Yaowadee Temtanapat, TU

General Chair

Pipat Reungsang, KKU

General Co-Chairs

Apirada Thadadech, PSU
Wannarat Suntiamorntut, PSU
Jitima Sunkhamani, WU

Technical Program Chairs

Kosin Chamnongthai, KMUTT
Krisana Chinnasarn, BUU
Chakchai So-In, KKU
Suphakant Phimoltaree, CU
Saichon Jaiyen, KMITL
Khamron Sunat, KKU

Publication Chairs

Monica Wattana, KKU
Saiyan Saiyod, KKU

Registration and Financial Chairs

Pusadee Seresangtakul, KKU
Rasamee Suwanwerakamtorn, KKU

Public Relation Chairs

Sirapat Chiewchanwattana, KKU
Paweena Wanchai, KKU

General Secretariat

Chitsutha Soomlek, KKU
Nunnapas Benjamas, KKU

Topics of Interest

Prospective authors are invited to submit their original and unpublished papers in the areas of computer science and software engineering and the related fields. Topics include, but are not limited to, the followings:

- Algorithmic Bioinformatics
- Cluster and Grid Computing
- Computational Science and Engineering
- Computer and Internet Security
- Computer Networks and Communications
- Computer Vision
- Embedded Systems
- Geoinformatics
- Information Technology
- Information Retrieval
- Internet of Things
- Knowledge and Data Management
- Machine Learning and Intelligent Systems
- Multimedia and Computer Graphics
- Ontology and Semantic Web
- Wireless and Mobile Computing
- Software Engineering

Papers should not exceed six (6) pages including results, figures, and references. All manuscripts must be prepared in the standard IEEE Conference Proceedings format in PDF. Manuscript templates are made available on the website (<http://jcsse2016.cs.kku.ac.th>). Only electronic submissions in PDF format will be accepted via EDAS submission system (<http://edas.info/N21928>). All submissions will be subjected to a double-blind review procedure. Authors are expected to present their papers at the conference upon acceptance. Presenting authors are required to register for the conference. Presented and selected papers will be submitted for inclusion in IEEEExplore® Digital Library.

The authors of the high quality papers will be invited to extend their works for the submission to a special issue of the *Journal of Internet Technology* (Impact Factor: 0.438). Selected papers will be invited for further extension before publishing in *ECTI-Transaction on Computer and Information Technology* (ECTI-CIT), indexed by TCI (<http://www.ecti-thailand.org/paper/journal/ECTI-CIT>).

Important Dates

Paper Submission Deadline	1 April 2016
Notification of Acceptance	25 May 2016
Submission of Camera-ready Manuscripts	10 June 2016
Registration Deadline	10 June 2016
Conference Dates	13-15 July 2016

Keynote Speakers



Prof. Dr. Guang-Bin Huang, IEEE Senior Member, School of Electrical and Electronic Engineering NTU, Singapore



Prof. Dr. Han-Chieh Chao, Department of Computer Science and Information Engineering, National Ilan University, Taiwan



Prof. Dr. Prabhas Chongstitvatana, Faculty of Engineering, Chulalongkorn University, Thailand

International Advisory

Andrew Woodward, Edith Cowan University, Australia
Christine Chan, University of Regina, Canada
Dusit Niyato, Nanyang Technological University, Singapore
Herwig Unger, FernUniversität in Hagen, Germany
Ilseun You, Soonchunhyang University, Korea
Lian Wen, Griffith University, Australia

Luigi Benedicenti, University of Regina, Canada
Mitsunori Makino, Chuo University, Japan
Sheng-Lung Peng, National Dong Hwa University, Taiwan
Stephen John Turner, Nanyang Technological University, Singapore
Sunnyoung Han, Konkuk University, Korea
Tham Chen Khong, National University of Singapore, Singapore

Hosted by

Department of Computer Science, Faculty of Science, Khon Kaen University, Thailand

JCSSE 2016 Secretariat

Further information, please refer to
Conference website: <http://jcsse2016.cs.kku.ac.th>
Facebook: <https://www.facebook.com/jcsse2016/>
Email: jcsse2016@kku.ac.th



Novel features for Classification of Hydrocephalus and Cerebral Atrophy

Manit Chansuparp¹, Annupan Rodtook², Suwanma Rasmeequan³ and Krisana Chinmasarn⁴

^{1,3,4}Faculty of Informatics, Burapha University, Chonburi, Thailand

²Department of Computer Science, Faculty of Science, Ramkhamhaeng University, Bangkok, Thailand

Abstract— Present radiologic diagnosis of hydrocephalus (HC) are still the main concern for most researchers in the area. This is due to the fact that clinical symptoms and radiographic image of both Hydrocephalus (HC) and Cerebral Atrophy (CA) have similar characters. In this paper, we propose to use two new features: Sulci-Ratio (SR) and Frontal and Occipital Horn Angle (FOHA) together with typical features: Evans Ratio, Frontal and Occipital Horn Ratio and Ventricular Angle to classify between HC and CA. The experimental results show that Sulci-Ratios of HC and CA are difference. So this kind of ratio can help a lot in differentiate between HC and CA. The use of these two new features makes an attractive improvement as compare to most recent researches in the field. Those researches are mainly focus on the Ventricular which makes it more difficult to distinguish between HC and CA from MRI images. The performance of our methods is improved by 59% of true positive rate, 36.8% of false positive rate and 66.1% of F-measure from the classification of HC. In classification of CA is improved by 36.8%, 59% and 36.6% respectively.

Keywords: *Differential diagnosis, Hydrocephalus, Cerebral Atrophy, Magnetic Resonance Imaging, Sulci, Ventricular*

I. INTRODUCTION

Hydrocephalus is a neurological disorder characterized by an abnormal accumulation of cerebral spinal fluid (CSF) in the ventricles of the brain. The abnormal accumulation is mainly caused by two factors. Firstly, there is an imbalance of CSF production and absorption. Such a situation may lead by tumors in choroid plexus. Secondly, there might be some obstruction to the CSF flow. As a result of the accumulation, the brain ventricles will be expanded and huddled around brain organ. This is why the brain pressure will be increased. This symptom usually happens to neonates, young children or elderly people.

The diagnosis of hydrocephalus commonly used two types of radiographic images: Computerized Tomography (CT), Magnetic Resonance Imaging (MRI). These kinds of images can demonstrate most of the clinical features used by Clinicians. The patient will be identified as having the condition of hydrocephalus when ventricle enlargement and dilation of frontal horn (Mickey Mouse Sign) on images were found. The difficult issue is that how we know whether the large size of ventricle seen on image is caused by the accumulation of CSF or not. This is because it can be confused with ventricle enlargement which is caused by shrinkage of brain tissue.

Patient in CA group who got Parkinson Disease (PD) or Alzheimer Disease (AD) will also always have a large ventricle. In such case, the large ventricle is not caused by the expansion. But it is caused by the loss of brain tissue from atrophy. Hence making a diagnosis on such cases is challenging to identify whether the large cerebral ventricle caused by HC or CA. In addition, there are some clinical features that are overlapped.

Clinicians use signs of atrophy, Sulci widening and basilar cisterns opening [1] to distinguish Cerebral Atrophy from Hydrocephalus. Current accuracy rate is still largely depend on personal skill and experience of clinicians. If the clinician makes a wrong diagnosis, this can lead to a situation that the patients could not receive prompt and appropriate therapies. In addition, the patients may also fail to pay attention to certain precautions. In order to make the diagnosis more persistence, assistive tools are need. This is due to the matter of fact that human naked eyes are insufficient to estimate those sensitive details.

At present there are a number of techniques to extract clinical features of Hydrocephalus before using them for further assessment. Fabijanska *et al.* (2014) [2] proposed semi-automatic algorithm to extract hydrocephalus features to eliminate human error factor, accuracy limit of radiologist's judgment, or bias manual measurements. Those features are Evan Ratio, frontal horn radius and ventricular angle. They are appropriate features that can represent the ventricular enlargement. However, they are not adequate to distinguish between HC and CA. This is due to the fact that all those features are mainly extracted only from ventricular. In such case, for both HC and CA, will always have the similar large ventricular images.

To distinguish between CA and HC, there is a need for feature that can correlate with CA. Moore W. *et al.* (2012) [3] proposed to use the size of cortical thickness of brain (grey matter) to diagnose the symptom. It was measured by Freesurfer which is a public software package. Cerebral cortical thickness is the distance between the Pial-Surface and the gray-white interface. Once the brain starts to atrophy, the cortical tissue will start to be lost. In such a situation, it makes the cortical thickness thinner. In addition, they also used feature that calculated from ventricular which are Evan Ratio and the total Intracranial-volume. With these features, they can then differential the Normal Pressure Hydrocephalus (NPH) from Cerebral Atrophy (CA). They proposed that the ventricular enlargement features can help to distinguish NPH from PD. Furthermore, the thickness of cortical can also be used to distinguish NPH from AD too. They further discussed that both ventricular volume and cortical thickness features can clearly

distinguished NPH from other groups. However, from their result, we can spot that the NPH (2/5) are still thronged with cerebral atrophy group.

In this research, we have an assumption that features associated with ventricular can distinguish HC from CA only at a very preliminary level. That is the accuracy rate is still below 50%. We, therefore, propose to use size of Sulci (Sulci Ratio) to identify between HC and CA. That is the Sulci Ratio of HC is usually larger than the one of CA. Moreover, the angle measured from frontal and occipital horn between HC and CA were also different. With the use of proposed features, it can help to distinguish between these two deformation groups more clearly. The accuracy rates of our proposed method are 73.3% of True positive rate (TPR), 1.7% of False positive rate (FPR) and 81.5% of F-Measure in classification of HC. Accuracy rate of classification CA are 98.3%, 26.7% and 95.9%.

II. METHODOLOGY

The proposed method uses two novel features: Sulci Ratio and Frontal Occipital Horn Angle in addition to the typical features: Ventricular Angle, Frontal Occipital Horn Ratio and Evan Ratio. The results of proposed method exhibit that the preliminary diagnosis of hydrocephalus condition and cerebral atrophy diseases can be much improved. The two new features of the proposed method can help to improve the classification efficiency between Hydrocephalus Condition and Cerebral Atrophy diseases on MRI image. With the use of the proposed method, it can help physician either in the process of patient case screening or decision advocating.

The proposed method can be divided into three stages: Pre-processing, Features Extraction and Classification. In this research, we use open access public dataset as input. In our experiment, we manually pick up only those brain images that show the axial slices of the brain ventricle clearly. These selected images are being used as input for further processes of our proposed method. In the first stage, the preprocessing process, those unrelated parts of the image are eliminated. For this research work, the only element of the image that needs for further analysis is the cerebral tissue. Therefore, other elements of the image which are skull and meninges have to be removed. We use MLO [4] skull stripping method proposed in our previous work to remove the skull and meninges. We, then, need to locate the central sagittal plane of the brain image to be able to rotate the brain image in a perpendicular position that needed for the next stage analysis. In the second stage, only the region of interest part is proceeded further to extract five significant features that will be used to classify between HC and CA. Those features include Evan Ratio, Frontal and Occipital Horn Ratio, Sulci Ratio, Ventricular Angle, Frontal and Occipital Horn Angle. For the final stage, the five features extracted from each MRI image are being used as the input data for multi-layer perceptron neural networks or MLP classifier. The process flow of the proposed method is shown in Fig 1.

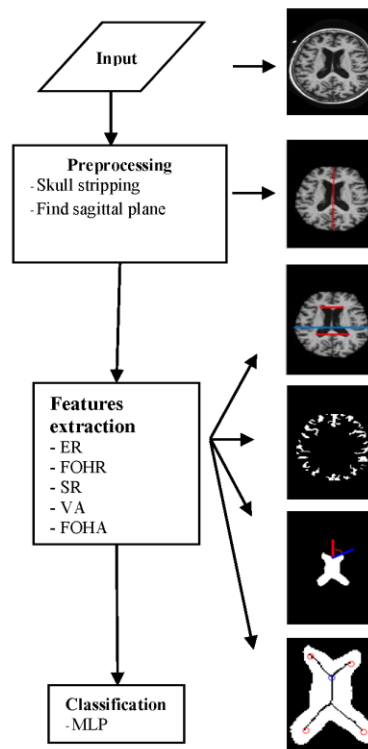


Fig 1: Process flow of proposed method.

A. Dataset

In this research work, the 2-dimensional T1-weighted MRI data sets are used. It consists of several type of cerebral atrophy patients. They are: 1) Alzheimer's disease dataset from the open access series of imaging studies or OASIS (<http://www.oasis-brains.org>) and 2) Parkinson's disease dataset which was assembled from the Parkinson's progression markers initiative or PPMI (<http://www.ppmi-info.org>). Both datasets contain 30 images of men and women patients. For this work, each data is chosen randomly using 60-years of age or more as the only criteria. In addition, 15 Hydrocephalus brain images is obtained from MedPix. MedPix is a medical image database of the Departments of Radiology and Biomedical Informatics at the Uniformed Services University. Hydrocephalus images are chosen with the same criteria. The details of the proposed method are described as followed:

B. Image-preprocessing

1) Skull Stripping

Skull stripping approach used in this paper has been slightly improved from MLO which is our previous work [4]. The approach consists of four steps. The first step is to identify foreground and background using Object Attribute Threshold or OAT [6]. OAT is one of the adaptive threshold technique based on Otsu's algorithm with iterative process concept. The

second step is to apply opening morphology operations. This operation includes erosion and dilation in order to separate the touching object between the skull and the brain. For the third step, is to identify the brain area by giving a label to each component of the image using 8-connected component technique. By doing this, we can obtain the largest connected component as the brain area. In the fourth step, however, we need to find out the exact structure of the brain area. We then apply Convex Hull Algorithm to approximate the actual brain area before using it to extract the brain area from original MRI image. From the experimental results show that convex hull helps to make skull stripping more complete, especially for the case of cerebral atrophy.

2) Brain Central Sagittal Plane Finding

Typically the input data may not be in the orthogonal position. In order to find central sagittal plane of the brain to use in next phase of feature extraction, we need to adjust the position of the input data. In doing so, we have modified the method of Surani *et al.* (2012) [5]. That is we want to find the diameter of brain called inter-hemispheric fissure or also known as the medial longitudinal fissure. This fissure is the deep groove which separates the two hemispheres of the vertebrate brain. On the MRI image, the fissure can be seen as the two deepest grooves on top and bottom of brain. Therefore in finding this longitudinal fissure, we make a hypothesis that such a fissure or an axis should be located at degree of which it provides the biggest number of black pixels. To make the detecting of black pixels accurate, the pixels of ventricle pixels must be excluded. We start with finding the centroid point using Eq. (1) and proceed to establish the brain's major axis using Eq. (2).

$$\text{Centroid} = (\bar{X} = \sum_{i=1}^n \frac{a_i x_i}{A}, \bar{Y} = \sum_{i=1}^n \frac{a_i y_i}{A}) \quad (1)$$

Where \bar{x}, \bar{y} = coordinate of centroid.

x_i, y_i = x-location and y-location of the center of each object i .

A = area of the brain.

a_i = area of each object i .

$$\frac{((x - xc) * \cos(t) - (y - yc) * \sin(t))^2}{a^2} + \frac{((x - xc) * \sin(t) + (y - yc) * \cos(t))^2}{b^2} = 1 \quad (2)$$

Where x, y = coordinate point on the ellipse that fit over the object.

xc, yc = coordinate of centroid.

t = the angle of rotation of axis from the positive x -axis.

a, b = the half-length of major and minor axis.

Once the major axis was found, we then replace all the brain ventricle pixels with foreground pixels. This step is done to avoid not to mistaken it as cortical groove. The major axis was

rotated at the centroid point through 180 directions with one degree step. At each changing direction, the background pixels on the axis are summarized. At the end of rotation, the candidate axis for sagittal plane is the axis that got the most background pixels.

C. Features extraction

1) The Evans Ratio (ER)

Evans Ratio [7] is ratio of the maximal width of the frontal horns of lateral ventricles (f_{max}) to the maximal width of inner skull (i_{max}), as illustrated in Fig 2. For normal person, this ratio is less than 0.29. On the other hand, ventricle size of HC patient will be larger than normal case. Or they will have the larger f_{max} value. Hence the Evans Ratio is greater than the mentioned value.

$$ER = \frac{f_{max}}{i_{max}} \quad (3)$$

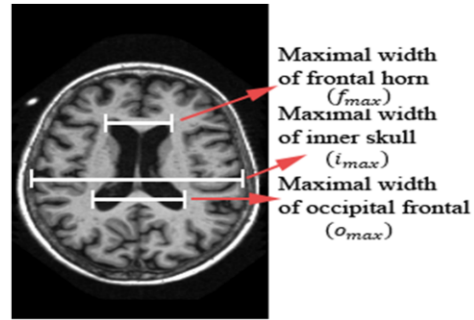


Fig 2 : Cross section MRI brain image with major measurements of ventricular enlargement case.

2) The Frontal and Occipital Horn Ratio (FOHR)

This ratio [8] is calculated from the summation between value of f_{max} and o_{max} divided by value of i_{max} as shown in Fig 2. The measurement of these values are taken at the level of the cerebral aqueduct. These properties represent the volume of lateral ventricle.

$$FOHR = \frac{f_{max} + o_{max}}{i_{max}} \quad (4)$$

3) The Ventricular Angle (VA)

Fabijanska *et al.*[2] proposed a feature that implicate the angle between central sagittal plane of the head and a line touched upper edge of a frontal horn, as shown in Fig 4 (a). Narrowness of this angle can explicate the bloated of frontal horn. This feature contributes to assessment of ventricular enlargement as well.

4) The Sulci Ratio (SR)

The Sulci is a groove in the cerebral cortex located between two gyries. Size of Sulci is normally used in diagnosis HC and CA. As a result of both deformation have differential Sulci size, in HC the Sulci are narrower than normal caused by

ventricle enlargement that squeeze surround tissue to skull. On the other hand, the Sulci in CA are wider than normal as the losing of brain tissue along with its symptom. It can be seen that size of Sulci help to simultaneously improve the classification hyperplane of HC and CA. Hence in this paper tries to apply or use the advantage of the size of Sulci. We then proposed the Sulci Ratio. This ratio is the proportion between the size of all cortical Sulci (S_i) and brain area space (b). SR equation is shown in Eq. (5).

$$SR = \frac{\sum_{i=1}^n S_i}{b} \quad (5)$$

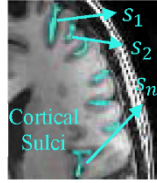


Fig 3 : Measurement cortical Sulci on MR image.

5) The Frontal and Occipital Horn Angle (FOHA)

Fig 4(b) illustrates various angles that occur on ventricle. These angles are derived from building skeleton of brain ventricle. These consist of three angles, the two angles formed on skeleton that are angles of the end point of frontal and occipital horns in both side (left, right) against above branch point. There is also the angle of the right and left frontal horn as last. FOHA help to verify that narrowness of VA [2] is really happening from bloated frontal horn. Due to the fact no matter how bloat frontal horn is, its skeleton is still the same shape and FOHA isn't unusually wide. If FOHA is unusually wide then it's because of the frontal horn deform to match to the central sagittal plane. In such a case even frontal horn isn't bloat, the VA may narrow. So bloated frontal horn must compose of narrow VA together with usually wide FOHA.

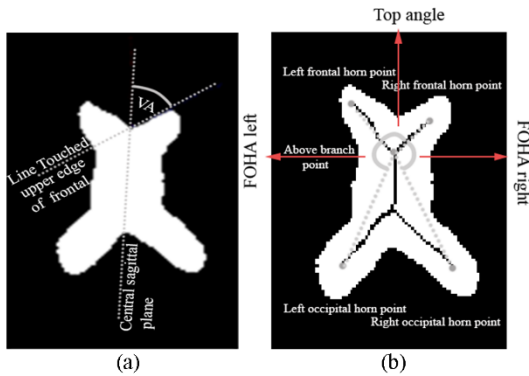


Fig 4 : The various angles occurred on ventricular system for assessment ventricle enlargement.

D. Determination of object in brain

1) Determination of the brain ventricle

To identify brain ventricle, this paper employed hole-filling algorithm which is based on morphological reconstruction. With this algorithm, the hole will be identified as background region that is surrounded by a connected foreground pixels. The brain ventricle is determined as a largest hole on image. The filling holes equation is shown in Eq. (6).

$$X_k = (X_{k-1} \oplus B) \cap A^c \quad k = 1 \quad (6)$$

Where : A = cerebral brain area.

B = symmetric structuring element.

X_k = the filled largest holes.

2) Determination of the maximal width of ventricle horns and inner skull

For measuring maximal width of ventricle, the first step is to separate the frontal and occipital horns as apart, to measure the maximal width of each horn. This process is done by using middle row of the height of ventricle as illustrated in Fig 5. Their maximal width obtained from finding the row that has most range between the first and last foreground pixels.

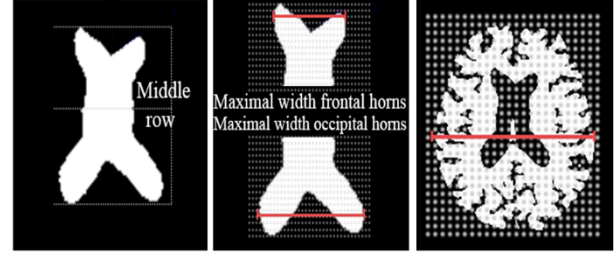


Fig 5 : Determination of The maximal width of brain ventricle horns and inner skull.

3) Determination of the cortical Sulci

To extract cortical Sulci, we bring convex hull of brain image to operate "exclusive or" with filled hole brain image. This paper used convex hull algorithm to find outer segment of cerebral. The convex hull can be calculated following Eq. (7).

$$C = \{ \sum_{i=1}^{|N|} a_i p_i : a_i \geq 0 \text{ for all } i \text{ and } \sum_{i=1}^{|N|} a_i = 1 \} \quad (7)$$

Where : N = a finite points of brain area.

p_i = each point in N .

a_i = non-negative coefficient and sum to one.



Fig 6 : An operation to get cortical Sulci.

4) *Determination of the line touched upper edge of frontal horn*

The rotating point of this line is the point at which the first background pixel is found next to foreground area. We then consider only those points which are aligned on central sagittal plane. The line is then rotate clockwise until the first foreground pixel of the right frontal horn is met. Then this line is determined as a touched line. However, in this work we only experiment with the rotation from central sagittal plane to right side.

5) *Determination of the brain ventricle skeleton*

Skeletonization that used in this paper by Zhang-Suen thinning algorithm [9]. The process contains two sub-iterations. The both are just a little different in term of surround pixels that are investigated. A contour point ($P1$) will be deleted if all following condition in each iteration are satisfied.

- (1) $S(P1) = 1$ (Its connectivity number is one)
- (2) $2 \leq N(P1) \leq 6$
- (3) $P2 * P4 * P6 = 0$ (For the second iteration $P2 * P4 * P8 = 0$)
- (4) $P4 * P6 * P8 = 0$ (For the second iteration $P2 * P6 * P8 = 0$)

Where $S(P1)$ = the number of 0-1 transition in the ordered sequence of neighbors.

$P2 - P8$ = the neighbors pixels of a contour point.

$N(P1)$ = the number of nonzero neighbors of contour point.

The skeleton is indices that used to be a represent of the whole area of ventricle. So it need to set the points on the skeleton in order to explicate positions of horns, as shown in Fig 4(b). To define these points, the end points are found by finding the pixels that its connectivity must be equal one and the branch point is pixel that has the most connectivity.

III. CLASSIFICATION

In classification stages, we employed classification methods named MLP by Weka software package, and data is divided into 10 folds cross validation for training and testing. Correctly classified instances are used to evaluate the performance of distinguish hydrocephalus from cerebral atrophy disease. Learning parameters of method are defined as follows:

- MLP : Learning Rate 0.1, Momentum 0.1, Number of epoch 500, Number of Hidden layers 12

The efficiency was evaluated by using true positive rate, false positive rate and F-measure.

True positive rate is given as:

$$TPR = \frac{TP}{(TP+FN)} \quad (8)$$

False positive rate is given as:

$$FPR = \frac{FP}{(TN+FP)} \quad (9)$$

F-Measure can calculated following Eq. (10).

$$F = 2 * \frac{Precision * TPR}{Precision + TPR} \quad (10)$$

$$Precision = \frac{TP}{(TP+FP)} \quad (11)$$

Where : TP = number of correctly classify HC, CA.

TN = number of correctly classify non HC, CA.

FP = number of falsely classify HC, CA.

FN = number of falsely classify non HC, CA.

IV. EXPERIMENTAL RESULTS

Experimental results of the classification of HC and CA obtained from two groups of features are proposed in this section. The first group or the result in TABLE I we employ Moore's methodology. Moore [3] used Freesurfer software package for analyzing possible features to distinguish HC from CA. From Moore's experimental result shown that cortical thickness (CT) and ventricular volume (VV) were the two main features that yield the highest result. The cortical thickness are calculated from the average values of each part of the brain as shown in Fig 7. In addition, ventricular volume is given by the subtraction between BrainSegVol and BrainSegVolNotVent values. In the second group, we propose to combine five features. They are Evan Ratio, Frontal & Occipital Horn Ratio, Ventricular Angle, Sulci Ratio and Frontal & Occipital Horn Angle. However the two latter features are the two novel features proposed in this work. The result is shown in TABLE III.

In our experiment, 75 images of T1-weighted MRimages of HC and CA groups are used. The resolution of an image is around 160×256 pixels. We then employ multilayer perceptron to classify between HC and CA patients.

In TABLE I, the output of applying two recommended features of Moore with the public datasets used in this paper provide lower performance as compared to Moore's work (60%). This may be a result of the average values of cortical thickness in three deformations are fallen in the same value of around 2.2 mm. While in Moore's work, the average of cortical thickness are vary. In addition, the variation of resolution of image may also affect to the ventricular volume.

In TABLE III Evan Ratio of HC is still greater than 0.29. The five proposed features help to classify HC and CA better than the recommend features [3] at 59% of true positive rate (TPR), 36.8% of false positive rate (FPR) and 66.1% of F-measure from the classification of HC. In classification of CA is improved by 36.8%, 59% and 36.6% as shown in TABLE IV.

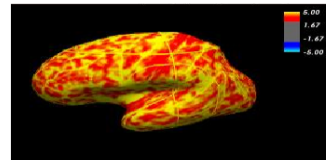


Fig 7 : FreeSurfer's cortical thickness map in the Alzheimer's.

TABLE I. Two recommend features from Moore's methodology (Cortical Thickness: CT, Ventricular Volume: VV).

Image No.	Hydrocephalus (HC)		Alzheimer (CA)		Parkinson (CA)	
	CT (mm)	VV(mm ³)	CT	VV	CT	VV
1	2.62	23,285	2.49	10,119	2.59	18,873
2	2.22	21,050	2.32	53,353	0.3	16,678
3	2.73	23,105	2.51	35,574	1.64	537
4	1.29	23,107	2.57	16,759	2.21	14,813
5	2.93	19,870	2.65	11,817	1.55	6,916
6	2.74	20,795	2.61	16,426	2.07	19,988
7	2.5	17,643	2.78	23,626	2.62	22,885

TABLE II. Accuracy of two recommend features from Moore's methodology (True positive rate, False positive rate, F-Measure).

Accuracy (%)	HC Group	CA Group
TP Rate	14.3	61.5
FP Rate	38.5	85.7
F-measure	15.4	59.3

TABLE III. Five proposed features (Evan Ratio: ER, Frontal and Occipital Horn Ratio: FOHR, Ventricular Angle: VA, Sulci Ratio: SR, Frontal and Occipital Horn Angle: FOHA).

Image No.	ER	FOHR	VA	SR	FOHA
1 HC	0.11	0.70	28	0.026	63.39,106.74,158.48
2 HC	0.62	0.84	47	0.019	149.50,81.43,43.34
3 HC	0.13	0.54	36	0.045	19.29,54.06,139.83
4 HC	0.161	0.64	70	0.029	73.25,109.50,117.71
5 HC	0.47	1.04	59	0.014	156.31,175.93,0.00
.....					
16 AD	0.32	0.73	58	0.129	97.90,109.96,106.17
17 AD	0.29	0.71	63	0.141	93.62,115.79,100.45
18 AD	0.28	0.59	62	0.133	97.43,116.57,107.59
19 AD	0.25	0.53	51	0.102	140.84,63.58,119.10
20 AD	0.25	0.54	20	0.087	97.89,117.00,98.92
.....					
71 PD	0.31	0.64	59	0.082	90.00,62.72,178.96
72 PD	0.28	0.63	61	0.227	81.17,116.57,111.80
73 PD	0.29	0.62	41	0.179	121.76,58.57,148.08
74 PD	0.30	0.70	57	0.204	90.00,109.19,108.24
75 PD	0.19	0.55	7	0.154	145.30,128.88,48.59

TABLE IV. Accuracy of five proposed features (True positive rate, False positive rate, F-Measure).

Accuracy (%)	HC Group	CA Group
TP Rate	73.3	98.3
FP Rate	1.7	26.7
F-measure	81.5	95.9

V. CONCLUSION

In this research, we propose five features with two new features that could created a classification model of hydrocephalus (HC) and cerebral atrophy (CA). They consist of Evan Ratio, Frontal and Occipital Horn Ratio, ventricular angle and

two new are Sulci Ratio, Frontal and Occipital Horn Angle. We extracted them from T1-weighted MRImage. The proposed features could classified HC and CA as well when compares with those recommend features [3]. In particular, the Sulci Ratio is clearly separated in two deformation as a result of Sulci size in HC and CA are vice versa. HC patient usually has Sulci size narrower than normal but CA patient is wider than normal. The main contribution is that we combined the former features with two new features to achieve quite a higher performance. Furthermore, all proposed features were angles and ratios so it can be applicable to the various datasets regardless of the resolution of images. However, to extract features from brain ventricle may get some trouble with a case that the ventricle greatly deformed from universal shape (which may occur in HC patient). In such case, it is quite hard to define the points that represent positions of ventricle horns.

ACKNOWLEDGMENT

This research was supported by the fund of the National Research Council of Thailand (NRCT), fiscal year 2016.

REFERENCES

- [1] Joshua Broder, Robert Preston, "An Evidence-Based Approach To Imaging Of Acute Neurological Conditions", *Emerg Med Pract*, Vol9, No.12, pp.9-12, 2007.
- [2] Anna Fabijanska, Tomasz Weglinski, Krzysztof Zakrzewski, Emilia Nowoslawska, "Assessment Of Hydrocephalus In Children Based On Digital Image Processing And Analysis", *International Journal of Applied Mathematics and Computer Science (AMCS)*, Vol.24, No.2, 2014.
- [3] Dana W. Moore, Ilhami Kovanlikaya, Linda A. Heier, "A Pilot Study of Quantitative MRI Measurements of Ventricular Volume and Cortical Atrophy for the Differential Diagnosis of Normal Pressure Hydrocephalus" *Neurology Research International*, 2012.
- [4] Mani Chansuparp, Annupan Rodtook, Suwanna Ramequan, Krisana Chinnasam, "The Automated Skull Stripping of Brain Magnetic Resonance Images using the Integrated Method", *The 2015 Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON-2015)*, Nov 2015.
- [5] Surani Anuradha Jayasuriya, Alan Wee-Chung Liew, "Symmetry Plane Detection in Neuroimages based on Intensity Profile Analysis", *2012 International Symposium on Information Technology in Medicine and Education (ITME 2012)*, Aug 2012.
- [6] A.Rodtook, S. Chucherd "Detection of Microcalcifications in Mammograms Using the Object Attribute Thresholding Algorithm", *The Stamford journal*, Vol 4 (No. 1), June 2012.
- [7] Evans, W.A., Jr, "An encephalographic ratio for estimating ventricular enlargement and cerebral atrophy", *Arch. Neurol. Psychiat.*, Vol 47, pp.931-937, 1942.
- [8] O'Hayon BB, Drake JM, Ossip MG, Tuli S, Clarke M, "Frontal and occipital horn ratio: A linear estimate of ventricular size for multiple imaging modalities in pediatric hydrocephalus", *Pediatr Neurosurg*, Nov 1998.
- [9] T. Zhang and C. Suen, "A fast parallel algorithm for thinning digital patterns", *Communications of the ACM*, vol. 27, pp. 236-239, Mar 1984.
- [10] J. M. Schott, "Using CSF biomarkers to replicate genetic associations in Alzheimer's disease", *Neurobiology of Aging*. In press, 2011.
- [11] T. Hattori, T. Yuasa, S. Aoki, R. Sato, H. Sawaura, T. Mori, H. Mizusawa, "Altered Microstructure in Corticospinal Tract in Idiopathic Normal Pressure Hydrocephalus: Comparison with Alzheimer Disease and Parkinson Disease with Dementia", *AJNR Am J Neuroradiol*, Oct 2011.

ประวัติย่อผู้วิจัย

ชื่อ-สกุล	มานิต ชาญสุภาพ
วัน เดือน ปีเกิด	10 ตุลาคม พ.ศ. 2535
สถานที่เกิด	จังหวัดกรุงเทพมหานคร
สถานที่อยู่ปัจจุบัน	บ้านเลขที่ 29 ซอยรามอินทรา 67 ถนน รามอินทรา เขต คันนายาว แขวงรามอินทรา จังหวัดกรุงเทพมหานคร
ประวัติการศึกษา	
พ.ศ. 2556	วิทยาศาสตรบัณฑิต (วิทยาการคอมพิวเตอร์) มหาวิทยาลัยรามคำแหง
พ.ศ. 2559	วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต (วิทยาการสารสนเทศ) มหาวิทยาลัยบูรพา